



**PGDESIGN** | Programa de Pós-Graduação  
Mestrado | Doutorado



**UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL**  
**ESCOLA DE ENGENHARIA**  
**FACULDADE DE ARQUITETURA**  
**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM DESIGN**

Felipe Dotto

**PRÓTESE TRANSFEMORAL:**

**uma abordagem de avaliação nas perspectivas da usabilidade e da  
experiência do usuário**

Dissertação de Mestrado

Porto Alegre

2022

**FELIPE DOTTO**

**Prótese Transfemoral: uma abordagem de avaliação nas perspectivas da usabilidade e da experiência do usuário**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Design da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Design.

Orientadora: Profa. Dra. Tânia Luisa Koltermann da Silva

Coorientadora: Profa. Dra. Clariana Fischer Brendler

Porto Alegre

2022

### CIP - Catalogação na Publicação

Dotto, Felipe

Prótese Transfemoral: uma abordagem de avaliação nas perspectivas da usabilidade e da experiência do usuário / Felipe Dotto. -- 2022.

302 f.

Orientadora: Tânia Luisa Koltermann da Silva.

Coorientadora: Clariana Fischer Brendler.

Dissertação (Mestrado) -- Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Faculdade de Arquitetura, Programa de Pós-Graduação em Design, Porto Alegre, BR-RS, 2022.

1. Design e Tecnologia. 2. Prótese Transfemoral. 3. Avaliação. 4. Usabilidade. 5. Experiência do usuário. I. Silva, Tânia Luisa Koltermann da, orient. II. Brendler, Clariana Fischer, coorient. III. Título.

**Felipe Dotto**

**PRÓTESE TRANSFEMORAL: uma abordagem de avaliação nas perspectivas da usabilidade e da experiência do usuário**

Esta Dissertação foi julgada adequada para a obtenção do Título de Mestre em Design, e aprovada em sua forma final pelo Programa de Pós-Graduação em Design da UFRGS.

Porto Alegre, 09 de dezembro de 2022.

---

**Prof. Dr. Fabio Pinto da Silva**

Coordenador do Programa de Pós-Graduação em Design da UFRGS

**Banca Examinadora:**

---

Orientadora: **Profa. Dra. Tânia Luisa Koltermann da Silva**

Programa de Pós-Graduação em Design - PGDesign/UFRGS

---

Coorientadora: **Profa. Dra. Clariana Fischer Brendler**

Programa de Pós-Graduação em Design - PGDesign/UFRGS

---

**Profa. Dra. Flávia Gomes Martinez**

Departamento de Educação Física, Fisioterapia e Dança - ESEFID/UFRGS – Examinadora Externa

---

**Prof. Dr. Fábio Gonçalves Teixeira**

Programa de Pós-Graduação em Design - PGDesign/UFRGS– Examinador Interno

---

**Prof. Dr. Eduardo Cardoso**

Programa de Pós-Graduação em Design - PGDesign/UFRGS – Examinador Interno

## **AGRADECIMENTOS**

Primeiramente, agradeço à Deus pela vida, pela luz que me ilumina e fortalece minha força interior.

Em especial, agradeço aos meus pais, Ingrid Marta Dotto e Wilson Dotto, pela dedicação, carinho e pelo amor incondicional. Pelos ensinamentos que deram base aos meus valores e princípios de vida. Por todo o apoio e incentivo que me deram força e coragem para trilhar caminhos, buscando minha formação e realização pessoal e profissional.

Ao meu irmão Henrique, com quem compartilho muitos momentos da minha vida, agradeço pelo incentivo, apoio, companheirismo e pela amizade.

À Ana Paula agradeço a compreensão em todos os momentos, o afeto e o amor.

À Professora Doutora Tânia Luisa Koltermann da Silva pela orientação e à Professora Doutora Clariana Fischer Brendler pela coorientação. Agradeço a dedicação e generosidade em compartilhar conhecimentos e pelos ensinamentos que me permitiram compreender o fazer ciência e que me conduziram na realização desta pesquisa científica.

Ao Programa de Pós-Graduação em Design agradeço a oportunidade de realizar o mestrado e por aprender novos conhecimentos.

Também, agradeço aos membros da banca de qualificação e de exame final do mestrado por suas avaliações e contribuições que enriqueceram o trabalho.

Ao Laboratório Virtual Design, pelo espaço e equipamentos disponibilizados para o estudo e pesquisa, que possibilitou, além disto, a interação com os colegas.

Aos meus colegas do PgDesign, em especial ao colega e amigo Jason Scalco Piloti, pela convivência durante o curso, compartilhando momentos, ideias e aprendizado durante o curso.

A todos aqueles que contribuíram direta ou indiretamente para a realização do meu curso de mestrado e pela finalização desta dissertação.

O presente trabalho foi realizado com apoio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – Brasil (CAPES) – Código de Financiamento 001.

## RESUMO

DOTTO, F. **Prótese Transfemoral**: uma abordagem de avaliação nas perspectivas da usabilidade e da experiência do usuário. 2022. 302 f. Dissertação (Mestrado em Design) – Escola de Engenharia / Faculdade de Arquitetura, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2022.

No Brasil, é expressivo o número de pessoas, principalmente jovens e adultos, que por alguma causa, como: traumas por acidente de trânsito e trabalho; doenças ateroscleróticas e diabetes; ou moléstias tropicais, são submetidos à amputação de membros. No caso de membros inferiores, este número chega próximo de 85% das amputações realizadas. A amputação é um procedimento cirúrgico considerado como cirurgia reconstrutiva, porém, a perda parcial ou total de um membro do corpo altera a condição do indivíduo, trazendo consigo limitações quanto ao desempenho esperado e adequado da função física relativa a esta parte do corpo. Assim, a prótese tem um papel importante na saúde do amputado e em sua qualidade de vida. Como fator relevante, a adaptação ao uso da prótese pode impactar na independência do indivíduo para realizar, com segurança e conforto, as atividades do cotidiano e garantir sua participação na sociedade. Porém, em casos de próteses transfemorais, problemas causados pelo uso contínuo, principalmente, o desconforto e dor são relatados pelos usuários, sendo necessário o seu acompanhamento e avaliação de uso. O objetivo desta pesquisa é propor uma abordagem de avaliação da prótese transfemoral que contemple instrumentos capazes de aferir aspectos objetivos e subjetivos relativos ao uso desta tecnologia assistiva, a partir da usabilidade e da experiência do usuário na realização das atividades. A metodologia segue o delineamento da Design Science Research (DSR) que, por ser prescritiva, é adequada à proposição de artefatos para a solução de problemas e produção de conhecimento. Como resultados, foram identificados os instrumentos de avaliação com medidas de autorrelato e com medidas baseadas em desempenho, que foram considerados na classe de problemas relativa à avaliação da prótese transfemoral nas perspectivas da atividade e do usuário. Além da abordagem de avaliação, propôs-se um *framework* de análise dos instrumentos e um modelo com dimensões de avaliação, com respectivos parâmetros e instrumentos de avaliação.

**Palavras-chave:** Design e Tecnologia. Prótese Transfemoral. Avaliação. Usabilidade. Experiência do usuário.

## ABSTRACT

DOTTO, F. **Transfemoral Prosthesis**: a proposal for an evaluation approach from the usability and user experience perspective. 2022. 302 p. Master Thesis (Master in Design) – Graduate Program in Design - PgDesign, Federal University of Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2022.

In Brazil, there is a significant number of people, mainly young people and adults, who for some reason, such as trauma due to traffic and work accidents; atherosclerotic diseases and diabetes; or tropical diseases, are subjected to amputation of limbs. In the case of lower limbs, this number is close to 85% of amputations performed. Amputation is a surgical procedure considered reconstructive surgery. However, the partial or total loss of a body member changes the individual's condition, bringing with it limitations regarding the expected and adequate performance of the physical function related to this part of the body. Thus, the prosthesis plays an important role in the amputee's health and quality of life. As a relevant factor, adapting to the use of the prosthesis can impact the individual's independence to carry out daily activities safely and comfortably and ensure their participation in society. Nonetheless, in cases of transfemoral prostheses, problems caused by continuous use, mainly discomfort, and pain, are reported by users, requiring their monitoring and evaluation of use. The objective of this research is to propose an approach for evaluating the transfemoral prosthesis that includes instruments capable of assessing objective and subjective aspects related to the use of this assistive technology, based on usability and the user's experience in carrying out the activities. The methodology follows the Design Science Research (DSR) process, which is prescriptive and suitable for proposing problem-solving and knowledge-generation artifacts. As a result, evaluation instruments with self-report measures and with measures based on performance were identified, which were considered in the class of problems related to the evaluation of the transfemoral prosthesis from the perspectives of the activity and the user. In addition to the assessment approach, a framework for analyzing the instruments and a model with assessment dimensions, and respective parameters and instruments, was proposed.

**Keywords:** Design and Technology. Transfemoral Prosthesis. Assessment. Evaluation. Usability. User Experience.

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Posição anatômica de referência: planos referenciais e direções .....	37
Figura 2 – Movimentos sobre a articulação do quadril e do joelho .....	38
Figura 3 – Movimentos do pé no plano sagital .....	39
Figura 4 – Movimentos do quadril no plano sagital .....	40
Figura 5 – Movimentos do pé no plano frontal .....	40
Figura 6 – Movimentos da coluna vertebral no plano frontal .....	41
Figura 7 – Movimentos da cintura escapular no plano frontal .....	41
Figura 8 – Movimentos da perna no plano transversal .....	42
Figura 9 – Níveis de amputação de membro inferior .....	48
Figura 10 – Prótese Transfemoral .....	50
Figura 11 – Linha de Carga em indivíduo saudável e com prótese Transfemoral .....	53
Figura 12 – Fases cirúrgicas e protéticas .....	55
Figura 13 – Dinâmica de marcha humana .....	59
Figura 14 – Ciclo Marcha com e sem Prótese .....	61
Figura 15 – Modelo conceitual da Usabilidade segundo a ISO 9241:11 .....	81
Figura 16 – Framework de avaliação de usabilidade e de experiência do usuário .....	83
Figura 17 – Níveis de processamento emocional do usuário .....	85
Figura 18 – Projeto centrado no usuário (PCU) segundo a ISO 13407: 99 .....	90
Figura 19 – Metodologia da pesquisa .....	102
Figura 20 – Mecanismos ASPL e WAB de fase de apoio durante a marcha .....	131
Figura 21 – Mapeamento dos elementos no contexto da prótese transfemoral .....	212
Figura 22 – Abordagem de avaliação da prótese transfemoral .....	226
Figura 23 – Modelo da prótese transfemoral segundo as perspectivas da usabilidade e da experiência do usuário .....	236

## LISTA DE QUADROS E TABELAS

Quadro 1 – Posicionamento de componentes para a Prótese Transfemoral .....	52
Quadro 2 – Critérios de qualidade do produto .....	76
Quadro 3 – Problemas de ergonomia e de usabilidade .....	78
Quadro 4 – Taxonomia de modelos de usabilidade .....	87
Quadro 5 – Matriz de síntese para a classe de problemas .....	109
Quadro 6 – <i>Framework</i> com as dimensões de observação .....	113
Quadro 7 – Artefatos identificados – medidas de autorrelato .....	120
Quadro 8 – Fatores associados à percepção dos usuários em relação ao uso da prótese .....	135
Quadro 9 – Dimensões e fatores tecnológicos e psicológicos .....	149
Quadro 10 – Pesquisa sobre o encaixe de amputados de membros inferiores .....	153
Quadro 11 – Roteiros de entrevista e grupo focal .....	175
Quadro 12 – Artefatos identificados – medidas baseadas em desempenho .....	181
Quadro 13 – Parâmetros biomecânicos .....	205
Quadro 14 – Parâmetros cinéticos .....	208
Quadro 15 – Mecanismos funcionais das articulações de joelho .....	209
Quadro 16 – <i>Framework</i> para a análise dos artefatos .....	221
Quadro 17 – Avaliação inicial do artefato proposto .....	240
Quadro 18 – Avaliação do modelo proposto em relação a outros modelos .....	242
Quadro 19 – Matriz síntese com a classe de problemas e os artefatos identificados	282
Tabela 1 – Resultados de busca de dados SciELO – RSL1 .....	263
Tabela 2 – Resultados de busca na base de dados BVS/LILACS – RSL1 .....	263
Tabela 3 – Artigos selecionados nas bases de busca – RSL1 .....	264

## SUMÁRIO

<b>1. INTRODUÇÃO</b> .....	12
1.1. CONTEXTUALIZAÇÃO E DELIMITAÇÃO DO TEMA .....	12
1.2. PROBLEMA DE PESQUISA .....	24
1.3. HIPÓTESE DA PESQUISA .....	24
1.4. OBJETIVOS DA PESQUISA .....	24
1.4.1. Objetivo Geral .....	25
1.4.2. Objetivos Específicos .....	25
1.5. JUSTIFICATIVA DA PESQUISA .....	25
1.6. ESTRUTURA DA PESQUISA .....	27
<b>2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA</b> .....	29
2.1. CONCEITOS BÁSICOS SOBRE ANTROPOMETRIA E BIOMECÂNICA .....	29
2.1.1. Antropometria .....	29
2.1.2. Biomecânica .....	35
2.2. AMPUTAÇÃO TRANSFEMORAL E PRÓTESE TRANSFEMORAL .....	46
2.2.1. Amputação Transfemoral .....	46
2.2.2. Prótese Transfemoral .....	49
2.2.3. Fases Cirúrgicas e Protéticas .....	55
2.3. LOCOMOÇÃO E MARCHA HUMANA .....	58
2.3.1. Gasto Energético de Deambulação e Avaliação da Marcha .....	64
2.4. AVALIAÇÃO CINÉTICO-FUNCIONAL .....	68
2.5. AVALIAÇÃO NO PROCESSO DE DESIGN .....	73
2.5.1. Ergonomia .....	77
2.6. AVALIAÇÃO DA USABILIDADE E DA EXPERIÊNCIA DO USUÁRIO ..	81
2.6.1. Métodos e Técnicas .....	90
2.6.2. Envolvimento do Usuário no Projeto e Avaliação .....	91
2.6.3. Técnicas de Análise .....	91
2.6.4. Técnicas de Especificação .....	92
2.6.5. Técnicas de Avaliação .....	93
2.7. QUALIDADE DE VIDA .....	94
2.8. CONSIDERAÇÕES FINAIS DO CAPÍTULO .....	99

<b>3.</b>	<b>METODOLOGIA DA PESQUISA</b> .....	101
3.1.	IDENTIFICAÇÃO, CONSCIENTIZAÇÃO DO PROBLEMA E REVISÃO SISTEMÁTICA DA LITERATURA .....	103
3.2.	IDENTIFICAÇÃO DE ARTEFATOS E CONFIGURAÇÃO DA CLASSE DE PROBLEMAS .....	106
3.3.	PROPOSIÇÃO DE ARTEFATOS PARA RESOLVER O PROBLEMA ESPECÍFICO .....	111
3.4.	PROJETO, DESENVOLVIMENTO E AVALIAÇÃO DO ARTEFATO .....	113
<b>4.</b>	<b>APRESENTAÇÃO E ANÁLISE DOS RESULTADOS</b> .....	117
4.1.	IDENTIFICAÇÃO E CONSCIENTIZAÇÃO DO PROBLEMA .....	117
4.2.	IDENTIFICAÇÃO DOS ARTEFATOS E CONFIGURAÇÃO DA CLASSE DE PROBLEMA .....	118
	4.2.1. Identificação dos Artefatos – Instrumentos de Avaliação .....	119
	4.2.1.1. Medidas de Autorrelato .....	119
	4.2.1.2. Medidas baseadas em Desempenho .....	180
	4.2.2. Configuração da Classe de Problema – Avaliação da Prótese Transfemoral .....	210
4.3.	PROPOSIÇÃO DE ARTEFATOS PARA RESOLVER O PROBLEMA ESPECÍFICO – <i>FRAMEWORK</i> .....	215
4.4.	PROJETO, DESENVOLVIMENTO E AVALIAÇÃO DO ARTEFATO – MODELO .....	223
	4.4.1. Projeto e Desenvolvimento do Artefato-Modelo .....	223
	4.4.2. Avaliação do Artefato-Modelo .....	240
<b>5.</b>	<b>CONSIDERAÇÕES FINAIS E SUGESTÕES PARA FUTUROS TRABALHOS</b> .....	243
	<b>REFERÊNCIAS</b> .....	246
	<b>APÊNDICE A – REVISÃO SISTEMÁTICA DA LITERATURA – RSL1</b> ..	261
	<b>APÊNDICE B – MATRIZ SÍNTESE DA CLASSE DE PROBLEMAS</b> .....	282

## 1. INTRODUÇÃO

Neste capítulo, apresentam-se o tema com sua contextualização e delimitação para a pesquisa, a formulação do problema e a hipótese de pesquisa foram, os objetivos estabelecidos, e a justificativa da pesquisa. O tema tratado refere-se à prótese transfemoral utilizada por amputados de membros inferiores, como recurso para a mobilidade. Mais especificamente, investiga as questões relacionadas à usabilidade desta tecnologia assistiva, levando em consideração a experiência do usuário. A avaliação a partir da experiência de uso da prótese na realização das atividades cotidianas e na prática de exercícios físicos pode trazer contribuições com relação ao conhecimento relacionado ao design de tecnologia assistiva.

### 1.1. CONTEXTUALIZAÇÃO E DELIMITAÇÃO DO TEMA

Ao tratar de um tema que está relacionado à deficiência decorrente de amputação, torna-se importante mencionar os dados sobre a população que apresenta alguma deficiência com gravidade o suficiente para causar limitações quanto a efetiva participação do indivíduo na sociedade. Conforme a Organização Mundial de Saúde (OMS), aproximadamente 15% da população mundial, correspondendo a um bilhão de pessoas apresentam estas condições. Cerca de 190 milhões (3,8%) são pessoas com 15 anos ou mais que apresentam dificuldades funcionais significativas, necessitando de serviços de saúde. Conforme afirma a OMS, este número vem aumentando em decorrência do aumento das condições crônicas de saúde e do envelhecimento da população (WHO, 2021).

A população brasileira, também, apresenta uma realidade com dados significativos sobre a deficiência em geral, variando de acordo com as regiões do país, sendo que a prevalência das incapacidades e deficiências é maior nas regiões mais pobres. Segundo a OMS, entre as crianças e adolescentes, estas taxas alcançam valores 10 vezes maiores que os países desenvolvidos (BRASIL, 2009).

Conforme a Convenção sobre os direitos das pessoas com deficiência, promulgada em 2006 pela Assembleia Geral das Nações Unidas e ratificada como emenda constitucional no Brasil no ano seguinte, são consideradas pessoas com deficiência aquelas que possuem algum impedimento, seja de natureza física,

intelectual ou, ainda, sensorial, que devido a presença de barreiras, podem ter alguma limitação quanto a sua participação na sociedade (BRASIL, 2009).

De acordo com o Censo 2010 efetuado pelo Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE), 45.606.048 pessoas, correspondendo a 23,9% da população brasileira declarou que possui alguma dificuldade em uma ou mais questões do conjunto curto de questões relacionadas às habilidades investigadas (visual, auditiva, motora, mental/intelectual). Para a deficiência motora, a declaração dos participantes chegou a 6,8% da população feminina e 4,5% da população masculina (IBGE, 2010).

Com objetivo de incorporar as boas práticas internacionais e possibilitar a comparabilidade entre os países que produzem dados censitários sobre este grupo de pessoas, considerando o marco conceitual disseminado pelo Washington Group on Disability Statistics (WG), o IBGE fez uma releitura dos dados de pessoas com deficiência no Censo de 2010 a partir das recomendações deste grupo, conforme Nota Técnica 01/2018 (IBGE, 2018).

Neste sentido, a linha de corte considerada para a releitura identifica como “pessoa com deficiência”, apenas as pessoas que responderam ter “muita dificuldade” ou que “não conseguem de modo algum” em uma ou mais questões relativas ao levantamento deste Censo. Assim, das 190.755.048 pessoas recenseadas, 12.748.663 são pessoas com deficiência, ou seja 6,7% do total da população brasileira registrada no Censo 2010. Considerando a linha de corte do WG, mencionada anteriormente, o percentual de pessoas com deficiência motora é de 2,3% (IBGE, 2018).

A partir da forma mais abrangente do Censo de 2010, cujo total chegou próximo de 46 milhões de pessoas com deficiência, Mello e Wincler (2012) destacaram as perdas decorrentes da deficiência física, sendo que 13,1 milhões de pessoas declararam ter esta deficiência e 1,3 milhões são pessoas com deficiência física adquirida. Esta deficiência acarreta perda da mobilidade e prejudica a capacidade funcional do indivíduo, tirando-o do convívio social e da prática de atividade física, trazendo riscos à saúde como a obesidade e a hipertensão arterial.

A deficiência física é um dos tipos de deficiência que acomete principalmente jovens e adultos, sendo muitos casos decorrentes de amputações. Carvalho *et al.* (2005) destaca que, no Brasil, é significativo o número de pessoas que evoluem para

amputação, devido a diversas causas, entre as quais são associados os traumas causados por acidentes de trânsito e de trabalho, moléstias tropicais, doenças ateroscleróticas e ao diabetes. De acordo com Spichler *et al.* (2001), estima-se em 13,9 por 100 mil habitantes/ano a taxa de incidência de amputações no país.

Na área da saúde, o avanço na produção de conhecimento e em tecnologias têm beneficiado a sociedade, sendo que nos casos mencionados anteriormente, a amputação continua sendo uma das opções terapêuticas utilizadas. Por sua vez, o número de indivíduos amputados se soma ao número de deficientes físicos no país, trazendo novos desafios e necessidades para esta parcela da sociedade. Pois, a alteração no corpo causada pela amputação de um membro ou parte dele, prejudica o desempenho almejado e adequado da função física desta parte afetada do corpo. Para Carvalho *et al.* (2005, p. 28), a amputação não deve ser considerada como o fim do procedimento terapêutico, mas enfrentada “como nova etapa a ser entendida, assimilada e vencida”.

Conforme Smeltzer *et al.* (2009), a amputação consiste na separação, parcial ou total, de um membro ou outra parte do corpo do organismo, por processo cirúrgico, podendo ser considerada um tipo de cirurgia reconstrutora. Porém, os autores destacam que este processo, além de causar a perda física, traz questões psíquicas a serem enfrentadas pela pessoa amputada, sendo ainda um desafio para a equipe de saúde buscar a compensação destas perdas, visando a melhora funcional e da qualidade de vida do amputado.

Segundo Carvalho *et al.* (2005), considerando o total de amputações de membros, é estimado que as amputações do membro inferior correspondam a 85%. Conforme os autores, entre as causas mais comuns apontadas na literatura, três são responsáveis por mais de 90% destes procedimentos, sendo: a insuficiência vascular periférica a causa de 80% de todas as amputações de membros inferiores, considerando indivíduos adultos (principalmente associada ao diabetes); os traumatismos associados a 10,6%; e os tumores malignos, são causas de 5,8% destas amputações.

Para Carvalho *et al.* (2005), o tratamento fisioterapêutico contribui para a recuperação e reabilitação do paciente, sendo fundamental no período pós-operatório, para fins de melhorar as condições clínicas relacionadas ao sistema circulatório e evitar as complicações como edema e hipertrofia muscular, além de prevenir

aderências e preparar a região de contato do coto com a prótese. Conforme Carvalho (1999), as características do coto influenciarão na duração e eficácia do tratamento fisioterapêutico, visando prepará-lo para a protetização.

A amputação pode acarretar, ainda, complicações clínicas, entre as quais as infecções, necroses, contraturas musculares e dor fantasma. Nos casos de amputações de causa vascular periférica, deve-se cuidar a ocorrência de infecções, principalmente em pacientes diabéticos. Também, em decorrência das amputações, podem surgir complicações psicológicas, como depressão, ansiedade, incluindo o impacto na aceitação da imagem corporal. Sendo estas condições mais agravadas em indivíduos jovens com amputação por causa de traumatismo e tumores malignos (CARVALHO *et al.*, 2005).

Spichler *et al.* (2004) ressaltam o impacto socioeconômico decorrente da perda da capacidade de trabalho, da interação e socialização, e da qualidade de vida das pessoas que são submetidas à amputação de membros inferiores. Ainda, sendo as complicações da doença crônica degenerativa relacionadas à expressiva morbidade, incapacidade e mortalidade, consideram que isto deveria ser tratado como problema de saúde pública.

Carvalho *et al.* (2005) reportam-se à importância deste problema de saúde pública, destacando a frequência com que ocorrem, a incapacidade que provocam e o tempo de hospitalização com tratamento de alto custo, causando repercussões de ordem social e psicológica para os pacientes e, ainda, alterações em relação à qualidade de vida dessas pessoas e de seus familiares.

Conforme Carvalho *et al.* (2005), é necessário que o paciente receba as orientações quanto aos cuidados higiênicos com o coto, logo após a amputação visando uma boa cicatrização e evitando infecções, além de prevenir nova amputação; também, logo após a cirurgia deve ser realizado o planejamento do processo de reabilitação do paciente. Este planejamento deve abranger um conjunto de medidas médicas, sociais, educacionais, psicológicas e econômicas, visando a aptidão e a capacidade do paciente para seu retorno e convívio social, considerando seus recursos residuais em prol de melhorar sua qualidade de vida.

Como destacado pela OMS, a deficiência é uma questão de direitos humanos, no entanto, as pessoas com deficiência estão sujeitas a múltiplas violações de seus

direitos, incluindo atos de violência, abuso, preconceito e falta de respeito por causa de sua condição. Este quadro se agrava quando estão associadas a outras formas de discriminação, seja por idade, gênero, ou devido a outros fatores. Estas pessoas, também, se deparam com barreiras, estigmatização e discriminação no acesso a serviços e estratégias de saúde. Desta forma, a inclusão destas pessoas deve ser promovida por meio de um conjunto de ações para que todas as pessoas tenham direito ao acesso à saúde (WHO, 2021).

Considerando os quadros de incapacidade funcional, as sociedades têm buscado formas para auxiliar na superação das dificuldades dessas pessoas, principalmente com o objetivo de promover sua inclusão social. Sendo que, a adoção de Tecnologia Assistiva é uma das estratégias desenvolvidas para essa parcela da população em qualquer faixa etária e em qualquer situação do cotidiano (BRASIL, 2009).

A Tecnologia Assistiva (TA) resulta da aplicação de conhecimentos de diversas áreas, caracterizando-se como uma disciplina em que a interação dos diferentes profissionais visa restaurar a função humana. Portanto, abarca atividades de pesquisa e de fabricação, além do acompanhamento e avaliação do uso de equipamentos, recursos ou estratégias usadas para promover as habilidades funcionais das pessoas com deficiência. O escopo de aplicação de TA é abrangente, compreendendo tanto as tarefas de autocuidado consideradas básicas, quanto as atividades profissionais, visando a melhora do desempenho humano (BRASIL, 2009). Além destas, pode-se incluir as atividades relacionadas ao lazer ou de práticas de atividades físicas que contribuem para promover a qualidade de vida.

O conceito formulado pelo então Comitê de Ajudas Técnicas – CAT reconhece o caráter interdisciplinar da tecnologia assistiva, como área de conhecimento que vai além dos produtos e recursos assistivos, compreendendo também metodologias, estratégias e serviços que objetivam a funcionalidade pertinente à atividade e a participação de pessoas com deficiência, visando sua autonomia e independência, e promovendo a qualidade de vida e a inclusão social destas pessoas (BRASIL, 2009).

Este conceito abrange mais do que produtos que auxiliam um usuário, pois envolve os serviços, as estratégias e as práticas, além do conhecimento aplicado para promover a autonomia e a participação das pessoas com deficiência. Neste sentido,

o recurso tecnológico tem potencial para oferecer a emancipação destas pessoas, conforme Rocha e Castiglioli (2005, p. 98):

Se o recurso tecnológico representar um instrumento de emancipação e independência nas suas atividades e de realização pessoal, ele poderá promover a autonomia, mas não o garantindo por si só. Contudo, se a tecnologia representar um fracasso, significar uma acusação de sua impotência, um atributo negativo de denúncia social e psicológica de suas limitações, ele não irá promover independência e autonomia.

De acordo com BRASIL (2009), a TA envolve diversos componentes técnicos, humanos e socioeconômicos, requerendo a integração de diversas áreas de conhecimento, dando foco à interdisciplinaridade no processo de concessão e desenvolvimento destas tecnologias. Assim, visando atender as necessidades dos usuários, as tecnologias assistivas foram agrupadas em diversas categorias, auxiliando, também, os profissionais envolvidos.

Além disto, os componentes de recursos são catalogados por áreas de aplicação e os serviços de TA visam oferecer apoio nas atividades de avaliar o usuário, desenvolver e customizar recursos, integrar a TA com ações e objetivos educacionais e de reabilitação, e no processo de concessão. No caso da prótese transfemoral, juntamente com as próteses e órteses de membros superiores e inferiores, enquadra-se na categoria mobilidade (BRASIL, 2009).

Conforme Domingues (2016), a falta de um membro inferior provoca dificuldades de deslocamento e pode incapacitar o amputado em diversas atividades. Segundo a autora, para compensar estas perdas, o uso da prótese é sugerido como a melhor solução para os casos de amputação de um membro inferior. Contudo, nem todos amputados se sentem bem ao usar uma prótese, sendo que um dos motivos relatados, é o fato de não encontrarem uma prótese adequada e ajustada ao seu corpo, mesmo que se tenha diversos tipos de próteses projetados e desenvolvidos. Mesmo que existam algumas próteses mais sofisticadas e com tecnologias avançadas, seu alto custo de aquisição faz com que não sejam acessíveis a todos. Assim, observa-se que a maioria das pessoas acabam utilizando próteses convencionais.

Rocha e Castiglioli (2005, p.98) refletem sobre o papel e a valorização da tecnologia no mundo atual, que cada vez mais, opera a partir de tecnologias com

crescente complexidade e sofisticação, juntamente com a significativa crença na sua eficácia. Segundo as autoras, os recursos técnicos podem facilitar a vida moderna do ser humano, contudo, “é importante estar atento ao fato de que ela pode não contemplar a totalidade das necessidades das pessoas.”.

Conforme as autoras, a tecnologia pode ser entendida como a “confluência entre a ciência, a técnica e o interesse econômico”. De tal forma, pode-se considerar e analisar a TA pela multidimensionalidade, pois é um fenômeno que compreende diversos aspectos, entre os quais: “mecânicos, biomecânicos, ergonômicos, funcionais, cinesiológicos, éticos, estéticos, políticos, afetivos e subjetivos” (ROCHA; CASTIGLIOLI, 2005, p. 98).

Mello (1997 *apud* Rocha e Castiglioli, 2005) considera que para ser “assistiva”, a tecnologia deve oferecer auxílio no desempenho funcional de atividades, buscando reduzir incapacidades para a execução de atividades da vida diária, isto a difere da tecnologia reabilitadora que visa auxiliar na recuperação de movimentos diminuídos.

O conceito de tecnologia assistiva abordado por Rocha e Castiglioli (2005) se desdobra em dois aspectos: o concreto e o teórico. O primeiro abrange o objeto, ou seja, o equipamento ou instrumento, enquanto o segundo está relacionado ao conhecimento necessário no processo de avaliação, criação, escolha e prescrição da tecnologia. Uma consideração importante das autoras, traz o foco para o usuário da tecnologia, seja ele uma pessoa com deficiência ou idoso, a quem pertence a decisão sobre o uso do recurso, reafirmando sua autonomia. Pois, ao se referir ao uso da tecnologia, deve-se considerar sua contextualização na vida do usuário.

Neste contexto, constata-se a necessidade do envolvimento do usuário em todo o processo, desde a concessão, ao projeto e desenvolvimento das tecnologias assistivas, bem como no processo de avaliação destas. Para este fim, a área do Design traz contribuições no que tange à participação e envolvimento do usuário no processo de projeto de produto e com relação às metodologias comumente utilizadas para inserir o usuário no processo de desenvolvimento e avaliação.

Desta forma, o foco desta pesquisa refere-se ao processo de avaliação da prótese transfemoral com relação ao seu uso e na interação desta tecnologia com o usuário, fazendo-se necessário, buscar o entendimento do conceito de usabilidade visando a aplicabilidade neste trabalho.

O termo “usabilidade” se originou na década de 1980 para substituir a expressão *user-friendly* utilizada principalmente nas áreas da psicologia e ergonomia. A usabilidade considera em seu escopo que podem existir diferenças entre os usuários, pois eles podem não ter as mesmas necessidades, sendo assim, um sistema pode ser amigável para determinado usuário e não ser para outro. Desta forma, a usabilidade refere-se à qualidade de uso de uma tecnologia ou de um sistema, sendo diretamente associada ao seu contexto de operação e à diversidade de tipos de usuários, tarefas, e ambientes (DIAS, 2003).

O termo é conhecido e aceito mundialmente, sendo aplicado a diversidade de produtos e contextos. Segundo Nielsen (1993), os fatores humanos e ergonomia abrangem um escopo mais amplo do que somente a interação humano-computador, ou humano-máquina. Para o autor, muitos métodos de usabilidade podem ser adequados e, igualmente, aplicados em projetos dos mais simples aos mais complexos.

Conforme a norma CD 9241 da International Standart Organization (ISO), a usabilidade é entendida como a “extensão a que um produto pode ser usado por usuários específicos, para alcançar objetivos específicos com efetividade, eficiência e satisfação em um contexto específico de uso.” Deste modo, para especificar a usabilidade é necessário que os objetivos pretendidos pelo usuário sejam descritos, juntamente com os elementos do contexto de uso, abarcando: usuários, tarefas, equipamentos e ambientes. Pois, descrever o contexto auxilia no levantamento dos aspectos relevantes que, significativamente, exercem uma influência sobre a usabilidade; além dos valores reais ou almejados de eficácia, eficiência e satisfação para este contexto (ABNT, 2002).

MCClelland (1990) e Nielsen (1993) ressaltam que para se obter o êxito esperado no uso de um produto, a usabilidade deve ser considerada desde o início do projeto, durante o desenvolvimento e na avaliação do produto. MCClelland (1990) destaca que a aplicação efetiva da ergonomia no processo de projeto depende da participação ativa do ergonômico que exerce papel estratégico em busca de soluções de design adequadas. Para o autor, a exigência de que altos níveis de usabilidade sejam projetados em produtos deve ser colocada no processo de design tanto quanto no designer individual. Nielsen (1993, p. 71) afirma que: “A engenharia de usabilidade não é um caso único em que a interface do usuário é corrigida antes

do lançamento de um produto.” Para o autor, a engenharia de usabilidade corresponde a um conjunto de atividades que devem ocorrer ao longo do ciclo de vida do produto, com atividades significativas realizadas já nos estágios iniciais de projeto.

Nielsen (1993) esclarece que a usabilidade está relacionada a uma questão maior que é a aceitabilidade de um sistema, que consiste em saber o quanto ele atende e satisfaz todas as necessidades e requisitos dos usuários e outras partes interessadas em potencial, considerando, portanto, que a aceitabilidade geral abrange a aceitabilidade social e a aceitabilidade prática. A aceitabilidade prática inclui diversas categorias, como o custo, suporte, confiabilidade, compatibilidade, entre outros, além da utilidade. Esta última refere-se ao conjunto de funcionalidades do produto, ou sistema, para atingir o objetivo desejado, sendo a usabilidade associada a como bem o usuário consegue usar estas funcionalidades. Além de compreender todos os aspectos de um sistema com o qual o usuário interage, a usabilidade inclui os procedimentos de instalação e manutenção.

De acordo com Cushman e Rosemberg (1991), o termo usabilidade compreende uma diversidade de aspectos, tais quais: segurança, conforto, facilidade de uso, facilidade de interpretação das funções e eficiência da atividade realizada. Logo, com essas informações, a usabilidade deixa de ter característica única de uma interface usuário/produto, passando a apresentar diversos componentes e sendo aplicado a todos os fatores que afetam o uso de um sistema, durante a interação.

Com base neste entendimento, considera-se que o termo pode ser adotado ao se referir a qualidade projetada do sistema protético, ou à qualidade percebida pelo usuário da tecnologia assistiva, decorrente de fatores humanos envolvidos.

Com relação à tecnologia assistiva, os fatores humanos que podem afetar a satisfação e conforto do usuário com a tecnologia são considerados complexos e de natureza multicausal que, segundo Brasil (2009), podem decorrer de:

- pressupostos que não tiveram base na realidade dos diversos usuários, o que pode comprometer o sucesso do projeto e uso da TA;
- necessidade de inclusão dos usuários durante o projeto, o planejamento estratégico, a validação de protótipos e a avaliação do produto e seus aperfeiçoamentos; e

- necessidade de demarcar as melhores soluções a partir de cada usuário, independentemente do nível tecnológico envolvido.

Ao tratar sobre estas questões no contexto das pessoas com deficiência, é importante enfatizar o que a OMS preconiza por meio da base conceitual para definir, mensurar e formular políticas para a saúde e incapacidade, além de uma linguagem-padrão e uma estrutura para a descrever a saúde e os estados relacionados à saúde, denominada como Classificação Internacional de Funcionalidade, Incapacidade e Saúde (CIF)<sup>1</sup> (WHO, 2001).

De acordo com a OMS, esta classificação compreende a saúde humana de forma abrangente, incluindo todos os aspectos e alguns elementos relevantes para a saúde, relacionados com o bem-estar, sendo aplicável, neste sentido, a todas as pessoas com ou sem incapacidades. Assim, é uma classificação das características de saúde das pessoas, considerando o seu contexto de vida e os impactos ambientais. Pois, é a interação das características de saúde do indivíduo e dos fatores contextuais que produzem a incapacidade (WHO, 2001).

A estrutura de organização da CIF apresenta duas partes. A primeira parte relacionada ao funcionamento e incapacidades, tendo como componentes: as funções e estruturas do corpo; e atividades e participação; e a segunda parte está relacionada aos fatores contextuais, abarcando como componentes, os fatores ambientais e os pessoais (WHO, 2001).

As funções do corpo referem-se à fisiologia do corpo, nas diferentes funções dos sistemas (incluindo funções psicológicas), enquanto as estruturas do corpo referem-se à anatomia do corpo, em suas diferentes partes, sendo: órgãos, membros e seus componentes. Por sua vez, as deficiências são problemas na função do corpo ou estrutura, como uma perda significativa. A Atividade consiste na realização de uma tarefa ou ação pela pessoa; e, as dificuldades em sua execução são consideradas como limitações de atividade. Enquanto a participação está relacionada ao seu envolvimento em uma situação de vida; e, os problemas experimentados pelo indivíduo nestas situações são considerados como restrições de participação. Quanto aos fatores ambientais que impactam a vida destas pessoas, são considerados tanto o ambiente físico e social, quanto o atitudinal (WHO, 2001).

---

<sup>1</sup> *International Classification of Functioning, Disability, and Health.*

A CIF apresenta cinco fatores ambientais que podem limitar as atividades ou restringir a participação das pessoas com deficiência, sendo: os produtos e a tecnologia; o meio natural ou as modificações feitas nele; o apoio e as relações; as atitudes; e os serviços e políticas disponíveis (WHO, 2001).

Sendo assim, os produtos ou dispositivos de tecnologia assistiva, juntamente com os demais fatores ambientais, devem contribuir para eliminar as barreiras que impedem a efetiva participação dos usuários na vida em sociedade e a realização de atividades, denotando a importância da qualidade do produto e da adequação deste às necessidades do usuário. Fortalecendo, assim, a importância de um processo de avaliação da tecnologia assistiva quanto a sua adequação ao que é necessário e esperado pelo usuário.

Raddatz, Roveda e Lorenzetti (2012) consideram que, em geral, as amputações não oferecem fácil adaptação, mas destacam que a amputação transfemoral traz mais desafios, quando comparada às amputações transtibiais, ou no pé. O mesmo acontece com relação à adaptação ao uso da prótese transfemoral em comparação a transtibial. Principalmente, em atividades de locomoção, conforme afirma Domingues (2016), estudos demonstraram que o nível de amputação influencia a quantidade de energia necessária para esta atividade.

Domingues (2016) afirma que, diante das manifestações de desconforto no uso da prótese relatadas por muitos amputados de membros inferiores, o monitoramento das condições de pressão, temperatura e umidade no interior do encaixe é fundamental para garantir uma adequada adaptação da prótese ao membro residual. Neste sentido, a autora considera importante que instrumentos capazes de fazer o monitoramento destas condições na região do encaixe estejam ao alcance dos profissionais que trabalham com a reabilitação.

Pois, segundo Carvalho (2021), diante do papel relevante que a prótese representa na saúde e qualidade de vida da pessoa que sofreu amputação, a melhor adaptação ao uso da prótese contribui para a maior liberdade ao usuário para a realização de atividades do cotidiano com maior segurança e para a participação na vida social. Também, esta adaptação contribui para melhorar a qualidade de vida por meio da prática regular de atividade física aeróbia, pois aumenta sua capacidade física e cumpre um papel importante na prevenção primária e secundária das doenças cardiovasculares, melhorando seu nível de saúde (FLETCHER *et. al.*, 1996).

De acordo com Webster *et al.* (2001), a prática desportiva e um estilo de vida ativo são considerados fatores importantes para as pessoas com amputação, na medida em que podem melhorar o bem-estar psicológico e a autoconfiança, além da melhora do nível de aptidão física, que conforme Chin *et al.* (1997) são fatores que pode facilitar o retorno destas pessoas à vida em comunidade.

Linn e Bose (2008), por sua vez, sugerem a atividade física como uma medida de prevenção secundária, pois a maioria das pessoas que tiveram amputação de nível inferior decorrente de traumas evoluem, ao longo dos anos, para complicações vasculares, fato que se deve à inatividade física, ou pela conjugação de problemas vasculares e sedentarismo.

A recuperação da capacidade de locomoção por meio do treino para andar com a prótese durante o processo de reabilitação é outro elemento importante que contribui para aumentar a independência e a qualidade de vida de pessoas com amputação de membros inferiores (CHIN *et al.*, 2002).

Pode-se constatar que a qualidade de vida destas pessoas depende da sua reabilitação e está associada ao retorno às atividades normais da sua vida diária, sendo necessário ter mobilidade para executar as tarefas.

Conforme apresentado neste contexto, a temática se insere como de extrema importância na área da saúde, principalmente com relação ao impacto da amputação na vida da pessoa. Além disto, a temática apresenta vários aspectos relacionados à área do Design, tendo em vista que a prótese é um produto de tecnologia assistiva projetado e desenvolvido para atender as necessidades e os anseios dos usuários, visando a melhor adequação deste produto ao perfil do usuário, para fins de promover sua mobilidade com conforto e segurança.

Dentre as questões relacionadas à tecnologia assistiva, evidencia-se a importância do envolvimento do usuário no processo de concessão e desenvolvimento da tecnologia assistiva. Este envolvimento é necessário para que se possa desenvolver e avaliar a tecnologia que atenda da melhor forma possível as necessidades do usuário.

Como visto, a recuperação da capacidade de locomoção é um dos objetivos da reabilitação e uma das principais necessidades da pessoa com perda de membro inferior, sendo a prótese considerada o recurso que busca compensar esta perda,

auxiliando na locomoção e visando garantir a mobilidade. No entanto, o uso da prótese traz outras implicações. A satisfação e o conforto com a prótese têm sido relatados como importantes aspectos referentes ao uso, pois afetam diretamente a qualidade de vida destas pessoas e sua inclusão e participação social. E, estas variáveis podem ser percebidas pelos usuários de formas diferentes, dependendo de sua experiência de uso.

Para tanto, esta pesquisa delimita o tema da seguinte forma: quanto aos sujeitos, o interesse da pesquisa está voltado às pessoas com amputação unilateral de membro inferior no nível transfemoral que são usuárias de prótese; e, quanto às variáveis envolvidas, o estudo pretende abordar sua experiência na realização de diferentes atividades, seja do cotidiano, ou atividades físicas, e de suas percepções relacionadas a usabilidade da prótese transfemoral. Entende-se que, o termo usabilidade é abrangente e pode estar relacionado à pessoa sentir-se segura, confortável, ter facilidade de uso e de interpretação das funções, e alcançar a eficiência na atividade realizada. Sendo estes, importantes requisitos do usuário com relação ao produto. Com relação à prótese transfemoral, a demarcação para o estudo refere-se à avaliação e aos instrumentos ou testes utilizados para este fim, considerando aspectos objetivos e subjetivos para a avaliação.

## 1.2. PROBLEMA DE PESQUISA

Como avaliar a prótese transfemoral a partir da usabilidade e da experiência do usuário na realização de atividades do cotidiano, ou de atividades físicas?

## 1.3. HIPÓTESE DE PESQUISA

A prótese transfemoral pode ser avaliada por meio de instrumentos de avaliação que permitem identificar e relacionar os aspectos objetivos relativos ao uso e subjetivos percebidos pelo usuário, decorrentes de sua experiência na realização das atividades do cotidiano, ou de atividades físicas.

## 1.4. OBJETIVOS DA PESQUISA

Para esta pesquisa, foram estabelecidos os seguintes objetivos: geral e específicos.

#### 1.4.1. Objetivo Geral:

Propor uma abordagem de avaliação da prótese transfemoral, que contemple instrumentos capazes de aferir aspectos objetivos e subjetivos relativos ao uso desta tecnologia assistiva, a partir da usabilidade e da experiência do usuário na realização das atividades.

#### 1.4.2. Objetivos específicos:

- compreender e levantar subsídios conceituais relativos à usabilidade e à experiência do usuário, para fins de relacionar a avaliação da prótese transfemoral;
- identificar testes e analisar sua aplicabilidade para levantar a percepção dos usuários, durante a experiência de uso da prótese na realização das atividades;
- Identificar testes de avaliação cinético-funcional e/ou instrumento de avaliação de desempenho físico, para fins de aplicação no contexto e delimitação da pesquisa;
- selecionar instrumentos capazes de aferir a percepção do usuário com relação à experiência de uso da prótese transfemoral; e como isto afeta sua qualidade de vida;
- elaborar um modelo contendo as dimensões de avaliação da prótese transfemoral, a partir da seleção de instrumentos capazes de aferir a usabilidade e a percepção do usuário com relação à experiência de uso da prótese transfemoral.

### 1.5. JUSTIFICATIVA DA PESQUISA

A busca por solução dos problemas na área da saúde no Brasil é feita de forma contínua e incansável pelas autoridades, organizações não governamentais e instituições vinculadas a esta área, além de envolver vários segmentos da sociedade brasileira.

Na atualidade, a reabilitação das pessoas que sofreram amputação de um membro é muito discutida entre as autoridades da área da saúde e equipes que atuam diretamente com esse público. O Sistema Único de Saúde (SUS) tem serviços específicos, que são os centros de reabilitação e normas que controlam o atendimento

dessas pessoas em todo o território nacional. Além disso, após a amputação, muitas pessoas buscam soluções por meio de adoção de tecnologia assistiva. Contudo, faz-se necessário a avaliação da usabilidade deste produto pela percepção dos usuários de prótese transfemoral, mostrando, assim, quais as dificuldades, local de dor e o motivo pelo qual não conseguem realizar suas atividades cotidianas, atividades físicas ou desportivas da melhor maneira possível.

O conhecimento sobre os testes, avaliações e percepções dos usuários de prótese transfemoral, tem importância relacionada à possibilidade de oferecer mais qualidade e usabilidade deste produto aos usuários e de adaptar os programas de reabilitação para suas necessidades. Investigar com mais profundidade este campo de trabalho, pode trazer contribuições para a evolução e usabilidade destas próteses, além de beneficiar os usuários quanto à reabilitação e conscientizá-los sobre a necessidade de conhecer o produto que usam. De acordo com BRASIL (2019), a reabilitação de uma pessoa com amputação de membro inferior objetiva sua integração na sociedade considerando o máximo de suas capacidades físicas, emocionais e sociais. Assim, cresce o interesse em instrumentos capazes de avaliar a capacidade funcional e a mobilidade destas pessoas, pois estes são fatores importantes para a reabilitação, para fins de acompanhamento do impacto das intervenções que são prescritas, principalmente para avaliar a funcionalidade obtida com a utilização da prótese.

Também se justifica a pesquisa, para se avaliar a adequabilidade dos testes de avaliação cinético-funcionais aplicados a este perfil de usuários da prótese transfemoral. E da adoção de uma abordagem mista para avaliação que contemple a percepção do usuário a partir da experiência de uso, com aspectos objetivos e subjetivos.

O campo de órteses e próteses tem se beneficiado do desenvolvimento tecnológico de diversas áreas, como: as novas técnicas de cirurgia; a melhoria contínua no tratamento pré-operatório e pós-operatório dos pacientes; o desenvolvimento de novos materiais; no design e técnicas usadas pela indústria da tecnologia assistiva; e da melhor compreensão e conhecimento relacionado às implicações psicossociais causadas pelas perdas funcionais ou de um membro, conforme destacado por Norton (2007 *apud* Brasil, 2014).

Os benefícios são observados pelos avanços na área, sendo possível destacar alguns eventos nesta evolução, como: a inserção do uso de alumínio, substituindo a madeira, em 1912; o começo da fabricação em série de componentes para sistemas protéticos, como articulações de joelhos e pés, em 1919; o desenvolvimento dos sistemas endoesqueléticos e modulares, em 1951, e do sistema mioelétrico, em 1958. E, a partir de 1980, o uso de materiais que oferecem maior conforto e resistência, como o silicone, fibra de carbono e titânio, tem trazido benefícios aos usuários de próteses. Atualmente, o uso de componentes eletrônicos microprocessados, também, vem proporcionando melhorias funcionais em articulações de joelho e de mãos (BRASIL, 2019).

Acompanhando estes avanços tecnológicos relacionados às próteses, diversos instrumentos têm sido desenvolvidos com objetivo de avaliar a funcionalidade e a capacidade funcional das pessoas amputadas que fazem uso de prótese. Assim, espera-se que os resultados desta pesquisa possam trazer contribuições relativas ao processo de avaliação da usabilidade da prótese transfemoral, a partir de uma abordagem centrada no usuário, de modo que contemple instrumentos capazes de avaliar tantos aspectos objetivos como subjetivos decorrentes da experiência de uso.

## 1.6 – ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO

Esta dissertação é o produto resultante da pesquisa realizada no curso de mestrado no programa de Pós-graduação em Design e está estruturada em 5 capítulos.

O primeiro capítulo é de introdução e visa apresentar o objeto de estudo, com a contextualização e delimitação do tema, a formulação do problema e da hipótese de pesquisa, a definição do objetivo geral e específicos, e a justificativa da pesquisa.

O segundo capítulo é referente à fundamentação teórica, trazendo conceitos pertinentes às variáveis de interesse no estudo para subsidiar a pesquisa. Aborda, inicialmente, alguns conceitos básicos sobre antropometria e biomecânica. Após, trata da amputação no nível transfemoral e da prótese transfemoral, da locomoção e marcha mecânica, avaliação cinético-funcional, da avaliação no processo de design, incluindo conceitos de ergonomia, da avaliação da usabilidade e da experiência do usuário, abordando mais sucintamente a qualidade de vida.

O terceiro capítulo apresenta a metodologia da pesquisa, tendo por base a *Design Science Research* (DSR). Neste capítulo são descritos os procedimentos metodológicos utilizados para o desenvolvimento da pesquisa.

O quarto capítulo traz os resultados e a análise realizada, culminando na proposição do artefato-modelo e na consecução do objetivo geral.

O quinto capítulo apresenta as considerações finais da pesquisa e sugestões para futuros trabalhos.

## **2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA**

Neste capítulo são apresentados os conhecimentos necessários para a pesquisa. A fundamentação teórica foi desenvolvida a partir de uma revisão bibliográfica, visando levantar subsídios teóricos e metodológicos para a investigação no contexto da pesquisa. Foram estudados alguns conceitos da área da saúde necessários para compreender a amputação, mais especificamente a amputação transfemoral; e buscar o bom entendimento relativo às próteses utilizadas nestes casos. Sobre a avaliação da prótese transfemoral, são de interesse os testes cinético-funcionais de membros inferiores possíveis de aplicação aos objetivos da pesquisa ou, caso necessário, a adaptação destes testes. A percepção do usuário também foi contemplada a partir da abordagem centrada no usuário, considerando a sua experiência de uso. Sobre o projeto e desenvolvimento destas próteses, o foco está em identificar possíveis variáveis ou parâmetros de projeto que podem afetar a usabilidade deste produto.

### **2.1. CONCEITOS BÁSICOS SOBRE ANTROPOMETRIA E BIOMECÂNICA**

Neste item são abordados alguns termos e conceitos básicos relacionados à antropometria, fisiologia e biomecânica, necessários para o bom entendimento do tema tratado nesta pesquisa, referindo-se à amputação de membro inferior, mais precisamente o nível transfemoral e, posteriormente, a adoção da prótese transfemoral. Estes conceitos são pertinentes e estudados na área das ciências do movimento humano, sendo, também, de interesse na área de design para fins de desenvolvimento e avaliação de produtos, principalmente relacionados à tecnologia assistiva.

#### **2.1.1. Antropometria**

A antropometria é a ciência que estuda, de forma detalhada, as medidas do corpo humano para determinar diferenças em indivíduos e grupos. Conforme Guimarães (2004), o estudo estatístico de algumas variáveis demonstram que as diferenças mais importantes entre grupos populacionais são relativas à proporção entre as diferentes partes do corpo, e não em relação aos tamanhos dos membros.

De acordo com Guimarães (2004), ainda não existe uma normalização de medidas antropométricas relativa à população brasileira. Um dos exemplos citados

pela autora, refere-se à pesquisa realizada, em 1998, pelo Instituto Nacional de Tecnologia (INT) que, por motivos de falta de verba, acabou restringindo sua amostra da população aos operários da indústria de transformação. Deste estudo, resultou 42 variáveis e 3 variáveis biomecânicas para projetos de produto e de postos de trabalho. As vantagens desta pesquisa, foram: a equivalência metodológica com pesquisas estrangeiras de referência; o tamanho da amostra; e a seleção de variáveis. E, as desvantagens, o fato de ser representativa apenas da população masculina e não contemplar a diversidade brasileira, em questões socioeconômica e cultural. Posteriormente, dois levantamentos menores, foram conduzidos pelo mesmo instituto, incluindo menos variáveis, para incluir medidas femininas. Segundo a autora, em 1977, o Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE) incluiu em sua pesquisa, um levantamento de dados antropométricos.

Conforme afirmam Panero e Zelnik (2002), o processo de obtenção de uma amostra nacional representativa é impactado por alguns fatores, como: o custo elevado da coleta dos dados antropométricos; por ser um processo demorado e dificultoso; e necessitar de observadores habilitados para realizar uma análise antropométrica.

Guimarães (2004, p.7) corrobora, afirmando que “um levantamento antropométrico requer equipamento de precisão, equipe treinada para utilizá-lo, controle de qualidade, inclusive controle de erro, ao longo de todas as fases”.

Na área do Design e da Arquitetura, muitos esforços foram voltados para o levantamento de dados com objetivos de classificação, ou de estudos psicológicos, mas ainda existe a necessidade de informações quanto às demandas ergonômicas das dimensões corporais (PANERO; ZELNIK, 2002). Guimarães (2004) afirma que, em ergonomia, as diferenças no tamanho do corpo da população usuária do produto devem ser consideradas na concepção dos produtos, apoiando-se nas tabelas antropométricas.

Conforme apontado por Guimarães (2004), na falta de medidas brasileiras, algumas tabelas com medidas estrangeiras poderiam ser usadas. Ao considerar esta possibilidade, deve-se atentar ao fato que as comparações entre estas medidas mostraram mais semelhanças com os europeus mediterrâneos (portugueses, espanhóis, franceses, italianos, gregos); considerando uma tolerância de erro de até 5% na antropometria aplicada. O que tornaria possível utilizar esta tabela como

referência, ao invés de coletar medidas com “levantamentos caseiros”. Posteriormente, numa fase de teste do projeto, poderiam ser feitos os ajustes necessários com uma amostra de usuários.

Sobre os dados antropométricos, Panero e Zelnik (2002) afirmam que diante da existência de muitas variáveis, faz-se necessário que no projeto, os dados avaliados e selecionados sejam adequados para o usuário, o espaço, e o equipamento ou mobiliário a ser projetado, sendo fundamental definir a população considerada, em termos de idade, sexo, ocupação e etnia.

Também, são muitas as aplicações da antropometria e diversas variações são incluídas na vida diária dos indivíduos. Em antropometria, considera-se que pode existir uma margem de erro decorrente da variabilidade de medidas, por variação biológica ou técnica. De acordo com Perini *et al.* (2005), comumente, esta margem de erro é denominada de erro técnico de medição (ETM), sendo definido como um índice de precisão que representa a dimensão de controle da qualidade da medida, considerando o desvio-padrão entre medidas repetidas.

Para Perini (2005), o ETM possibilita ao antropometrista verificar seu grau de precisão ao efetuar e repetir as medidas antropométricas (intra-avaliador) e ao comparar suas medidas com outros antropometristas (interavaliador).

O cálculo do ETM permite ainda a estimativa de intervalos de confiança em torno do valor real da medida obtida, que englobam as possíveis variações que não são controláveis – as biológicas, por exemplo – possibilitando, assim, que se verifique se as alterações detectadas em medidas repetidas, antes e após um período de treinamento, são decorrentes desse treinamento ou resultado da variação relativa do método (Ibidem, p. 82).

Durante o processo de crescimento corporal que está associado aos aspectos biológicos do desenvolvimento humano, o monitoramento das medidas antropométricas possibilita a qualificação das variações morfológicas oriundas deste processo, e assim, permite identificar dados para o diagnóstico de possíveis deficiências (POZO; ARGENTE, 2000 *apud* PERINI, *et al.*, 2005) e (ULIJASZEK; KERR, 1999). Em relação ao meio dos esportes, as medidas antropométricas são feitas periodicamente, indicando altas respostas adaptativas do organismo aos estímulos do treinamento físico (ESTON, *et al.*, 2009).

Guimarães (2004) salienta que na falta de uma medida, ainda, haveria a possibilidade de se prever o valor de uma variável a partir de outra, levando em conta a correlação existente entre as variáveis (forte, média, fraca), sendo para isto necessário que se conheça o desvio-padrão destas variáveis.

Conforme Soares (2021), a antropometria é uma disciplina que tem base na antropologia física e estuda as dimensões dos segmentos do corpo humano. Os dados antropométricos referem-se às medidas de tamanho, peso e estrutura do corpo humano, sendo necessários para um adequado dimensionamento no design de produtos, equipamentos e postos de trabalho.

Perini *et al.* (2005) destacam a importância do uso das medidas antropométricas em projetos de engenharia, uma vez que possibilitam o desenvolvimento de projetos ergonômicos de máquinas, ferramentas e utensílios adequados às características do homem. Também, materiais ou equipamentos médicos devem ser baseados em estudos antropométricos populacionais para que muletas, bengalas, andadores, ou quaisquer outros dispositivos sejam adequados, perfeitamente, às características físicas dos pacientes. Na área de bioengenharia, as medidas antropométricas têm sido usadas tanto nos processos de fabricação, como nos de otimização de próteses ortopédicas, além disto, em equipamentos usados para testar o produto desenvolvido. E, os dados antropométricos relativos aos pacientes com amputação de membros inferiores, são necessários para o projeto de próteses.

De acordo com Guimarães (2004), os critérios antropométricos a serem adotados em determinado projeto devem ser estabelecidos a partir de uma análise da população usuária, das funções do produto, da tarefa e do ambiente em que o produto será utilizado. A autora afirma que, um produto de qualidade deve ser adequado à população usuária, pois produtos e postos de trabalho inadequados causam tensões musculares, fadiga, dor, podendo, ainda, provocar lesões mais graves e irreversíveis. Dependendo da natureza dos problemas, soluções de projeto podem ser obtidas a partir da utilização de dispositivos de ajuste de regulagem, buscando assim acomodar os diferentes perfis de usuários, com conforto e segurança (GUIMARÃES, 2004).

Além da importância das variáveis antropométricas no projeto de produtos e de postos de trabalho, Guimarães (2004) destaca que dois tipos de variáveis antropométricas são utilizados no projeto: as medidas estruturais ou estáticas; e as medidas funcionais ou dinâmicas.

Segundo Soares (2021), a antropometria estática está relacionada ao corpo humano parado, ou com mínimos movimentos, permitindo obter as medições de altura, largura, comprimento e perímetro. Por sua vez, a antropometria dinâmica busca conhecer os alcances dos movimentos do corpo, com atenção aos ângulos de movimento necessários para o correto dimensionamento do produto.

Para Guimarães (2004), as medidas estáticas podem ser úteis como uma primeira aproximação para uso em projetos de produto em que a mobilidade é pequena, não sendo adequadas para projetos em que há maior movimentação ou interação homem-máquina. Para este caso, são necessárias as medidas dinâmicas.

Com relação à antropometria dinâmica, conforme Panero e Zelnik (2002) e Guimarães (2004), poucas tabelas oferecem dados sobre alcances e movimentos. Sendo que, ainda, estes dados estão relacionados aos movimentos de partes separadas do corpo, mantendo-o parado. No entanto, na prática, há de se considerar que vários movimentos corporais ocorrem simultaneamente. De acordo com Soares (2021), ambas as medições (estática e dinâmica) são necessárias para o dimensionamento no projeto de produtos, desde os primeiros modelos de design.

Na aplicação dos dados antropométricos, o designer deve de algum modo, vincular a natureza estática dos dados com a realidade dinâmica dos movimentos corporais, tendo atenção quanto às limitações oriundas dos dados (PANERO; ZELNIK, 2002).

Quanto à aplicação, Lida (2005) afirma que a maioria das tabelas antropométricas é oriunda da antropometria estática, podendo ser usadas para projetos em que existem poucas partes móveis, ou que sejam poucos os movimentos da pessoa. Pois, estas medidas referem-se ao corpo parado, devendo para isto ter pontos bem definidos para a obtenção das medições. Nos casos em que existem muitos movimentos corporais, ou quando é necessária a manipulação de partes que se movimentam em sistemas, postos de trabalho, ou equipamentos, devem ser usadas as medidas de antropometria dinâmica.

Com relação à antropometria funcional, Lida (2005) refere-se às medidas que são pertinentes à execução de tarefas específicas. Considerando que, na prática, como mencionado anteriormente, cada parte do corpo não se movimenta de forma isolada, mas por meio de uma conjugação de esforços e movimentos para realizar

uma função. Conforme o autor, da antropometria estática, para a dinâmica e a funcional, o grau de complexidade aumenta e são exigidos instrumentos e medidas, também, mais complexos. Além de definir os instrumentos antropométricos e técnica de medida a serem utilizados, deve-se fazer uma descrição detalhada indicando a postura do corpo, entre outras condições.

Para a obtenção das medidas, os métodos diretos são aqueles que requerem contato físico com o corpo, usando réguas, trenas, fitas métricas, raio laser, esquadros, paquímetros, transferidores, dinamômetros, entre outros instrumentos. Enquanto processos de medições indiretas consideram imagens (fotos) do corpo, ou partes dele, obtidas as medidas por contraposição de uma malha quadriculada, ou sombra e traçado de contorno sobre um anteparo. Atualmente, também, é utilizado processo que permitem a associação de imagens digitais ou digitalizadas aos métodos computacionais, denominada de fotogrametria digital (IIDA, 2005).

Conforme Brendler (2013), as pesquisas realizadas a partir do avanço tecnológico buscaram a obtenção de dados antropométricos com a utilização de digitalizadores tridimensionais e por sistemas de fotogrametria, principalmente visando um processo sem o contato físico direto com o indivíduo a ser mensurado. O processo de digitalização tridimensional demanda de softwares para a geração de modelos tridimensionais digitais, que por vezes têm custo elevado, além de conhecimento especializado para sua operação.

Como contribuição para a área de design e tecnologia, com aplicação no design de produtos, incluindo a tecnologia assistiva, Brendler (2013) realizou sua pesquisa com objetivo de desenvolver um método para obtenção de parâmetros antropométricos por meio do uso de um digitalizador tridimensional de baixo custo, visando auxiliar no levantamento de parâmetros de projeto no processo de desenvolvimento do produto.

A obtenção e a correta aplicação dos parâmetros antropométricos estáticos e dos dinâmicos são necessários para o projeto de produtos que em seu uso garantam segurança, conforto e eficácia para o usuário. Enquanto a obtenção dos parâmetros antropométricos estáticos é realizada pela adoção de métodos diretos, indiretos e com base na literatura; ainda existe falta de dados relativos aos parâmetros dinâmicos na literatura especializada, além disto, o processo de obtenção destes parâmetros é mais complexo (BRENDLER, 2017).

Sendo assim, Brendler (2017) desenvolveu um modelo humano digital (MHD) paramétrico e articulado que permite a customização das variáveis antropométricas, contemplando os parâmetros antropométricos estáticos e dinâmicos. Além de possibilitar a reprodução dos movimentos humanos o mais próximo do natural, o modelo sinaliza, por meio de mudança de cor nos marcadores (*landmarks*), o conforto nas articulações. Assim, o MHD desenvolvido por Brendler pode ser usado no processo de projeto e em análise ergonômica virtual, auxiliando na obtenção de parâmetros antropométricos dinâmicos e no atendimento aos requisitos ergonômicos no desenvolvimento de produtos.

### 2.1.2. Biomecânica

O termo biomecânica deriva da combinação do prefixo “bio” que significa vida com o campo da “mecânica” que trata do estudo das forças (HALL, 2016). Este termo foi adotado pela comunidade científica no início da década de 1970, sendo utilizado nos estudos relacionados aos aspectos mecânicos de organismos vivos, em especial do corpo humano.

Segundo Hall (2016), as forças estudadas referem-se às forças internas produzidas pelos músculos e às forças externas exercidas sobre o corpo. Assim, a biomecânica se utiliza dos subsídios da mecânica que é um ramo da física que se propõe a analisar as ações das forças, para fins de estudar aspectos anatômicos e funcionais do corpo. Como já mencionado, a estática aborda sistemas em estado constante de movimento, podendo o corpo estar parado, ou movendo-se em velocidade constante; e, a dinâmica, relativa ao movimento em que há aceleração.

O estudo biomecânico, também, considera duas subdivisões: a cinemática, e a cinética. A primeira visa estudar o tamanho, a sequência e a cronologia do movimento, sem se preocupar com as forças que deram origem a ele. A cinemática possibilita que o movimento seja visualizado, pois descreve sua aparência. Enquanto, a cinética estuda as forças associadas ao movimento, podendo a força ser relativa a uma ação de puxar ou empurrar o corpo. A biomecânica humana é uma das subdisciplinas da cinesiologia que se interessa pela relação entre a força dos músculos e o movimento, em termos de quantidade de força produzida e a finalidade desejada do movimento (HALL, 2016).

Para Martinez e Loss (2004, p. 3), a biomecânica fornece um aporte científico para o entendimento sobre: as forças; a postura, determinante das forças internas sobre os músculos, tendões, ossos e articulações; a repetição, que ao ser aplicada, envolve um corpo com um deslocamento, velocidade e aceleração, e o atrito dos tendões e músculos.

De acordo com Martinez e Loss (2004) e Hall (2016), a biomecânica tem aplicações em diversas áreas, como em ortopedia, ortodontia, educação física, medicina desportiva, aeronáutica, fisioterapia, reabilitação e ergonomia.

Com relação ao registro de movimentos, diferentes técnicas podem ser utilizadas, entre elas, Martinez e Loss (2004) citam:

- cinemetria - registro e análise numérica de movimentos (posição, deslocamento, ângulos, velocidades, acelerações, entre outras.)
- dinamometria - medição de forças externas, ou pressão, exercidas entre o corpo e o meio, ou ambiente externo.
- antropometria - dimensões corporais, como comprimentos dos segmentos, circunferências, volume, e braços de alavanca.
- eletromiografia - atividades elétricas associadas às contrações musculares (indica o estímulo neural para o sistema muscular)
- termografia - distribuição da temperatura do corpo, ou região deste.
- vibromiografia - obtenção de vibrações com uso de mini-acelerômetros.

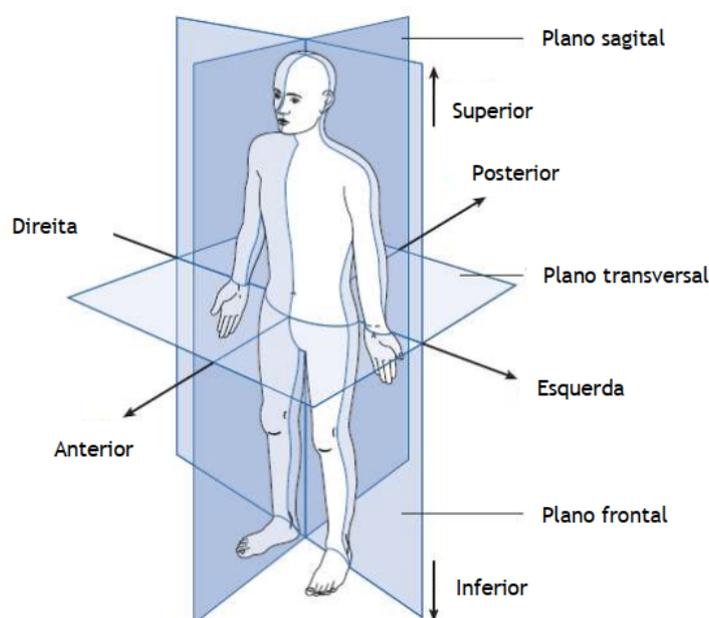
Este registro, geralmente, é realizado em um sistema de planos ortogonais. Também, Lida (2005) e Hall (2016) citam o uso do sistema de referência de planos triortogonais para o registro dos movimentos.

Martinez e Loss (2004) ressaltam que nas ciências do movimento humano, é necessário que se tenha uma padronização dos termos relacionados aos movimentos articulares e segmentares. Com base em Kapandji (1987), os autores também tratam do sistema de referência tridimensional composto de planos e eixos, quanto à sua utilização para a análise do corpo humano nos estudos de movimento.

De acordo com Writtle (2007), os termos anatômicos que descrevem as relações entre as diferentes partes do corpo são baseados na posição anatômica de referência, sendo assim descrita: a pessoa deve estar em pé, com o corpo ereto, pés unidos e paralelos, braços ao longo do corpo e com as palmas das mãos viradas para

a frente. Também, Lida (2005, p. 125) apresentam este sistema de referência, complementando a descrição, os membros inferiores devem estar um pouco afastados, mantendo a ponta dos pés direcionadas para a frente, conforme visualizado na figura 1.

Figura 1 – Posição anatômica de referência: 3 planos referenciais e 6 direções



Fonte: Whittle (2007) (traduzido pelo autor)

Conforme Whittle (2007), Domingues (2016) e Hall (2016), considerando uma única parte do corpo, os termos anatômicos utilizados para descrever as relações entre as partes corporais, têm relação com a posição anatômica e os planos de referência, sendo: medial significa em relação à linha média do corpo (mais próximo do plano sagital mediano); lateral significa estar longe da linha média do corpo (mais afastado da linha mediana do corpo); proximal significa em relação ao resto do corpo (mais próximo do tronco); distal significa estar longe do resto do corpo (afastado do membro, longe do tronco ou do ponto de inserção); estruturas superficiais (próximas do corpo, ou na superfície corporal); e estruturas profundas (dentro do corpo e afastado da superfície corporal).

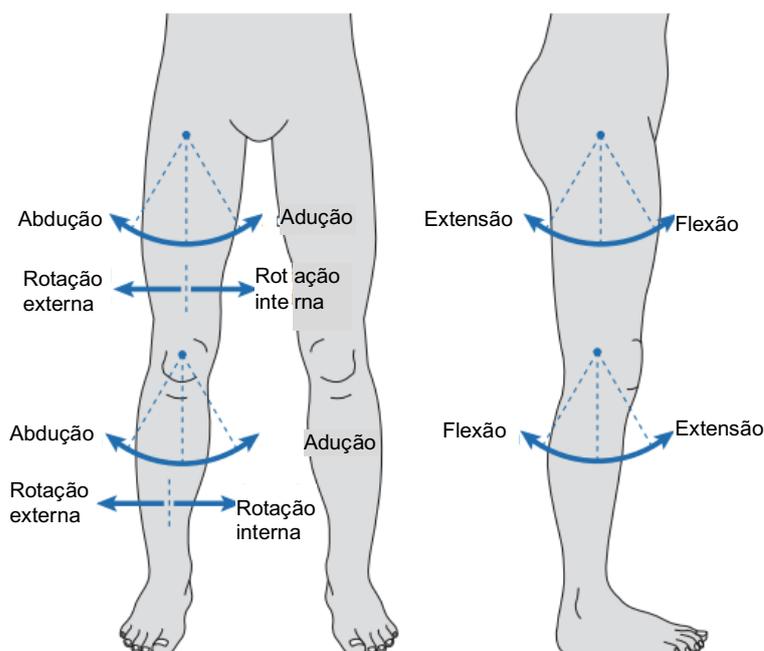
Como apresentado por Martinez e Loss (2004) e Whittle (2007), o sistema tridimensional divide o corpo humano em porções, sendo que em cada uma destas

pode ser observado os respectivos movimentos:

- o plano sagital divide o corpo em metades direita e esquerda, neste plano os movimentos são de flexão e extensão;
- o plano frontal divide o corpo em região anterior, ou ventral e posterior, ou dorsal, neste plano os movimentos são de adução e abdução;
- o plano transversal divide o corpo em parte superior e inferior, onde ocorrem os movimentos de rotação interna, ou medial e rotação externa, ou lateral.

A figura 2 apresenta os movimentos sobre a articulação do quadril (acima) e a articulação do joelho (abaixo), conforme Whittle (2007).

Figura 2 – Movimentos sobre a articulação do quadril e do joelho



Fonte: Whittle (2007) (traduzido pelo autor)

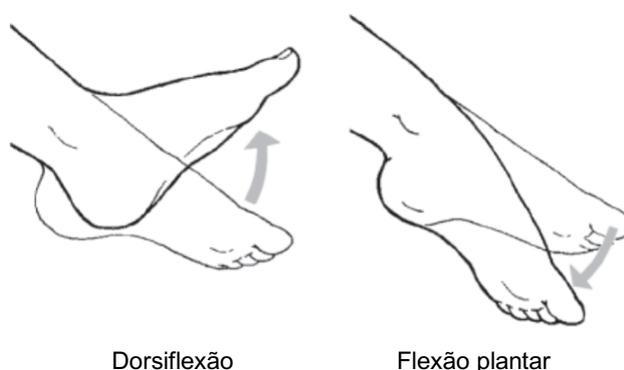
De acordo com Whittle (2007), a maioria das articulações só pode se mover em um ou mais desses planos triortogonais. Hall (2016) destaca a utilidade dos três planos principais de referência, mesmo que se tenha movimentos executados pelo corpo humano que não sejam orientados em planos sagital, frontal ou transversal, ou não sejam planares. Conforme o autor, os movimentos corporais gerais e os específicos que acontecem nas articulações, geralmente, são descritos como

fundamentalmente nos planos frontal, sagital ou transversal. A exemplo da marcha que é um movimento que ocorre em grande parte no plano sagital.

De acordo com Hall (2016), os três eixos de referência são utilizados para a descrição do movimento do corpo humano, sendo que cada um deles tem uma direção perpendicular a um dos três planos de movimento. Considerando como referência a posição anatômica (já apresentada na figura 1), os três movimentos primários no plano sagital são a flexão, a extensão e a hiperextensão.

No plano sagital, o movimento de flexão inclui: rotações com direção anterior a cabeça, tronco, braço, antebraço, mão e quadril; e rotações com direção posterior a perna. O movimento de extensão, refere-se ao retorno de um segmento do corpo à posição anatômica a partir de uma flexão; e a hiperextensão, refere-se à rotação além da posição anatômica em direção oposta à da flexão (HALL, 2016). Como exemplo, a figura 3 ilustra os movimentos do pé no plano sagital.

Figura 3 – Movimentos do pé no plano sagital

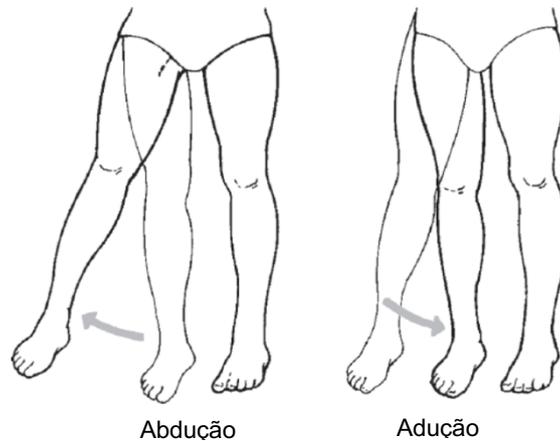


Fonte: Hall (2016)

Considerando a articulação do tornozelo, ilustrada na figura 3, a rotação no plano sagital ocorre quando o pé se movimenta em relação à perna e quando esta se move em relação ao pé. A dorsiflexão faz com que o dorso do pé seja trazido na direção da perna, e a flexão plantar consiste no movimento oposto, ou seja, um “abaixamento” da planta do pé (HALL, 2016).

No plano frontal, de acordo com Hall (2016), os principais movimentos são denominados de abdução, quando um segmento do corpo se afasta da linha mediana do corpo; e de adução, quando o segmento corporal se aproxima da linha mediana. A figura 4 ilustra estes movimentos.

Figura 4 – Movimentos do quadril no plano frontal



Fonte: Hall (2016)

Com relação ao pé, a maioria dos movimentos que ocorrem no plano frontal são: a eversão, consistindo na rotação lateral da planta do pé; e a inversão que consiste na rotação medial (figura 5). A abdução e a adução descrevem as rotações medial e lateral de todo o pé. Já a pronação descreve o movimento na articulação subtalar que combina os movimentos de eversão, abdução e dorsiflexão; e a supinação é o movimento desta articulação abrangendo a inversão, adução e flexão plantar (HALL, 2016).

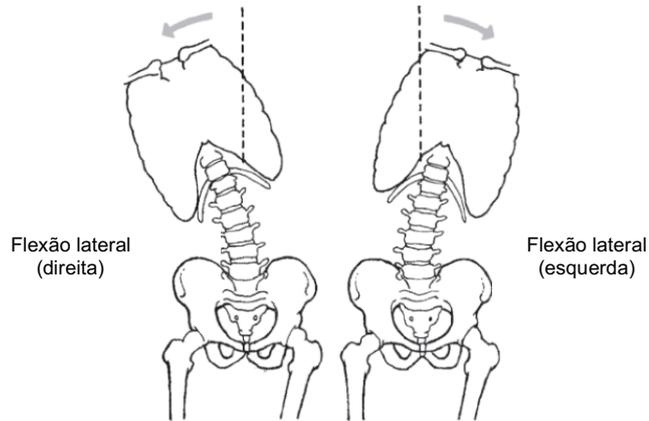
Figura 5 – Movimentos do pé no plano frontal



Fonte: Hall (2016)

Outros movimentos importantes para o estudo da marcha do ser humano também ocorrem neste plano frontal. Hall (2016) cita a rotação lateral do tronco, chamada de flexão lateral à direita ou à esquerda (figura 6).

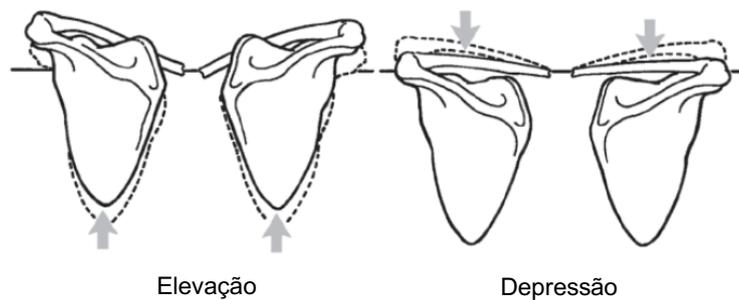
Figura 6 – Movimentos da coluna vertebral no plano frontal



Fonte: Hall (2016)

E a elevação e depressão da cintura escapular, que estão relacionadas aos movimentos que ocorrem nas direções superior e inferior, respectivamente (figura 7).

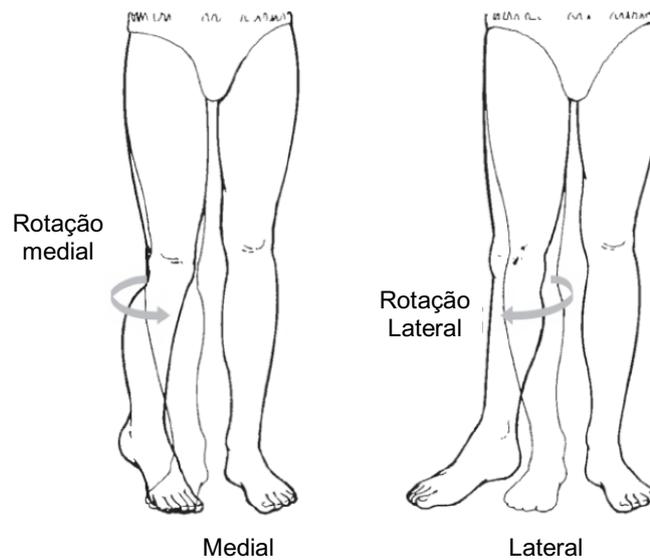
Figura 7 – Movimentos da cintura escapular no plano frontal



Fonte: Hall (2016)

Segundo Hall (2016), considerando o plano transversal, os movimentos corporais são movimentos de rotação (para a esquerda e para a direita) ao redor de um eixo longitudinal, sendo usados na descrição dos movimentos da cabeça, pescoço e tronco. A rotação de uma perna neste plano é chamada de rotação medial quando ocorre na direção da linha mediana do corpo e rotação lateral quando se afasta da linha mediana, como mostra a figura 8.

Figura 8 – Movimentos da perna no plano transverso



Fonte: Hall (2016)

Hall (2016) destaca que, apesar dos movimentos de abdução e da adução ocorrerem no plano frontal, quando a coxa é flexionada, o movimento deste segmento no plano transverso de uma posição anterior para uma posição lateral é chamado de abdução horizontal ou extensão horizontal. E quando ocorre da posição lateral para uma posição anterior, é denominado de adução horizontal ou flexão horizontal.

Com relação ao sistema tridimensional de eixos e respectivos movimentos, Martinez e Loss (2004, p. 21) referem-se aos eixos:

- transversal, ou frontal, em que ocorrem os movimentos de flexão e extensão;
- ântero-posterior, ou sagital, em que ocorrem os movimentos de adução e abdução, ou inclinações laterais, da coluna vertebral;
- longitudinal, ou vertical, em que ocorrem os movimentos de rotação interna, ou medial e rotação externa, ou lateral. E, os movimentos de rotação para a direita e esquerda, da coluna vertebral.

De acordo com Lida (2005, p. 123), apesar da complexidade que o corpo humano apresenta, ele pode ser representado de forma mais simples por uma estrutura articulada, considerando que “cada junta do corpo pode fazer um movimento angular em uma ou mais direções, em torno de uma articulação”. Isto possibilita realizar, mais facilmente, os movimentos curvos, ou arcos, pois resultam da combinação de diversos movimentos articulares. Nos movimentos articulares, a

transmissão de força ocorre através dos músculos esqueléticos que se ligam aos ossos.

Segundo Lida (2005), este tipo de movimento é executável quando há uma estabilização da articulação anterior (mais próxima do corpo). O autor explica que, o movimento é produzido pelo trabalho conjunto dos músculos, que ao ocorrer a contração de um certo músculo, outros músculos vizinhos são ativados para estabilizar as articulações e permitir o movimento pretendido, sendo isto necessário para transmitir a força. A fisiologia humana usa alguns termos próprios para designar os movimentos musculares.

Conforme Guimarães (2004), esta capacidade de contração dos tecidos musculares varia em termos de velocidade, intensidade e amplitude. Alguns são controlados pelo sistema nervoso somático, outros pelo sistema nervoso autônomo, ou por hormônios circulantes. A forma, o tamanho e a especificidade funcional das células musculares são características que influenciam nos tipos de contração. Em alguns músculos, a contração ocorre em função de um estímulo por seu nervo motor, em outros a contração ocorre de forma ritmada, podendo ser modificados por fatores externos.

Quanto ao tipo de músculo, podem ser classificados em três: músculo estriado cardíaco, de contração involuntária; o músculo liso, de contração involuntária; e o músculo estriado esquelético (somático), de contração voluntária. Este último tipo, em sua maioria, são músculos fixados aos ossos e articulações, sendo responsáveis pela realização dos movimentos e manutenção das posturas, sendo assim de interesse de estudos da ergonomia (GUIMARÃES, 2004).

Assim como Lida (2005) explica o trabalho conjunto dos músculos em promover o movimento, Guimarães (2004) esclarece que a ação do músculo acontece de forma integrada a outros. Quando um músculo se contrai, uma força é exercida sobre os ossos através dos tendões conectores, sendo a organização músculos, ossos e articulações responsável pelo sistema de alavancas que possibilita os movimentos e o exercício de força.

De acordo com Guimarães (2004, p.9), “todos os músculos esqueléticos têm inervações motoras que são as vias normais de excitação e todos podem ser

excitados pela estimulação de seus nervos motores.” Contudo, na ausência de uma placa motora nas fibras musculares, pode haver uma excitação eletricamente.

Guimarães (2004) menciona que, além da forma e número de fibras, existem outros fatores que influenciam a ação do músculo, que são: tipo de articulação que move; natureza da origem e inserção (se no tendão ou não); ângulo e lugar de inserção; e vantagem mecânica das alavancas osteomusculares. Conforme a autora, o funcionamento dos músculos pode se dar de forma separada ou em conjunto com diversas combinações e tipos de movimento. Sendo que as funções dos músculos variam em função dos movimentos.

Os diferentes papéis desempenhados pelos músculos foram denominados por termos que, segundo Lippert (1996 *apud* Martinez; Loss, 2004), são: agonista; antagonista; e sinergista, descritos como:

- agonista – músculo ou grupo de músculos que causam um movimento, que pode ser motor primário ou acessório, dependendo de suas características de comprimento ângulo de tração, alavanca e potencial de contração;
- antagonista – músculo que faz o movimento oposto ao agonista;
- sinergistas – músculo que se contrai ao mesmo tempo que o agonista

Os músculos sinergistas, podem ter uma descrição da função mais detalhada, sendo: estabilizador, no caso de um músculo, ou grupo de músculo, que suporta ou mantém fixa uma articulação ou segmento corporal, sendo exercida por uma contração isométrica, auxiliando na eficiência do movimento; e, neutralizador, referindo-se ao músculo que previne movimentos indesejados que tem origem no agonista. Isto é necessário porque um músculo não conhece a intenção do movimento e nem as direções que devem ser tomadas durante a contração. Principalmente, porque muitos músculos têm mais de uma função.

As funções musculares primárias (ou principais) e as secundárias (acessórias) dependem da disposição anatômica dos músculos e/ou suas diferentes porções, considerando os membros inferiores, conforme Martinez e Loss (2004), são:

- quadril - flexão, extensão, abdução, adução, rotação interna e rotação externa;
- joelho - flexão, extensão, rotação interna e rotação externa;
- tornozelo – plantiflexão, e dorsiflexão;
- subtalar – adução, abdução, supinação, pronação;

- metatarsofalangeanas – flexão, extensão, adução, e abdução;
- interfalangeanas dos artelhos – flexão e extensão.

Os graus de movimento das articulações ou rotações são medidas de grande importância e têm um impacto relevante na interface das pessoas com o ambiente físico em que está inserido. Como exemplos: a movimentação da cabeça que possibilita aumentar a área de visibilidade; a inclinação do tronco para frente que permite um maior alcance para o braço; e o movimento de ajoelhar-se que possibilita alcançar a ponta dos pés (PANERO; ZELNIK, 2002).

Considerando o profissional do design, os autores ressaltam a importância do conhecimento sobre os movimentos de flexão, extensão, abdução, adução, rotação medial, rotação lateral, pronação e supinação. Também, sobre alguns fatores que podem interferir na amplitude de movimento, sendo o sexo do indivíduo, um fator significativo (PANERO; ZELNIK, 2002).

Em relação a uma perspectiva final sobre dados antropométricos, deve-se analisar a dinâmica tridimensional do “movimento humano”, identificando os fatores envolvidos na interação do usuário com o espaço. Também, os fatores psicológicos do usuário e a dimensão corporal podem ter impacto na relação das dimensões de espaços interiores. Assim, além dos fatores psicológicos, o desempenho no espaço, pode também prejudicar a interface das pessoas com o ambiente (PANERO; ZELNIK, 2002).

Por sua vez, a biomecânica trata dos dados sobre a massa, o centro de gravidade e o momento de inércia do produto, considerados tanto para os segmentos do corpo quanto para os objetos que nas atividades são levantados ou conduzidos (SOARES, 2021).

Ao conhecer conceitos e aspectos advindos da biomecânica, pode-se considerar o quanto uma intervenção cirúrgica de amputação impacta ao indivíduo, tanto em sua dimensão física quanto psicológica, afetando sua qualidade de vida. Neste sentido, o próximo item trata da amputação e da prótese transfemoral para aprofundar o conhecimento relacionado.

## 2.2. AMPUTAÇÃO TRANSFEMORAL E PRÓTESE TRANSFEMORAL

Neste item são abordados conceitos sobre a amputação e prótese transfemoral, sendo que a amputação de membro inferior corresponde a 85% de todas as amputações de membros realizadas no Brasil (WHO, 2001). Considerando os procedimentos cirúrgicos realizados pelo SUS, em 2011, este percentual chegou a atingir próximo de 94% do total de amputações (BRASIL, 2013).

### 2.2.1. Amputação Transfemoral

Conforme apresentado na contextualização, no Brasil ocorre maior incidência de amputações de membros inferiores em nível transfemoral e transtibial, principalmente devido a complicações por doenças vasculares em indivíduos com faixa etária superior a 60 anos (OLIVEIRA *et al.*, 2016) e (GARLIPPE, 2014). Com o aumento da idade, o risco de amputação para todas as causas é maior, mas as doenças vasculares são causa de 75% das amputações (HASENOEHRL *et al.*, 2017).

Conforme Carvalho (2005), a insuficiência vascular periférica é a causa associada a 80% de todas as amputações de membros inferiores, considerando indivíduos adultos (principalmente associada ao diabetes); os traumatismos são responsáveis por 10,6%; e os tumores malignos, por 5,8% destas amputações.

De acordo com Oliveira *et al.* (2016), cerca de 15% dos pacientes diabéticos apresenta complicações crônicas que nos pés, podendo ser infecções, ulcerações, ou destruição de tecidos profundos, associados às doenças vasculares periféricas, ou anormalidades neurológicas. Nos casos de amputações não traumáticas de membros inferiores, mais de 60% são em pessoas diabéticas, sendo que a maioria (85%) apresenta um histórico de úlceras nos pés, conhecido como o pé diabético. De 42 pacientes internados com este quadro clínico, com uma faixa etária de 59 a 65 anos, 26 sofreram amputação sendo a maioria do sexo masculino. Segundo os autores, a faixa etária acima dos 60 anos, observada na maioria das amputações de diabéticos, também sofre um comprometimento do processo de reabilitação, tendo em vista que com o envelhecimento as pessoas podem desenvolver alterações da marcha e de equilíbrio durante a locomoção.

A amputação consiste em um procedimento cirúrgico que resulta na perda ou remoção de um membro, geralmente, precedida da falta de cuidados e por

complicações na saúde. Segundo Bhuvaneshwar *et al.* (2007), a maioria está associada a presença de doenças vasculares crônicas, sendo resultantes de diabetes mellitus ou doenças vasculares periféricas. Outras causas médicas são: osteomielite, embolização periférica, trombozes, infecções necrosantes de tecidos moles, ou até doenças malignas. Como causas cirúrgicas, são consideradas aquelas que se originam de traumas acidentais (acidentes de veículos, acidentes de trabalho, queimaduras elétricas de alta voltagem, quedas etc.), ou de combate (explosões de minas terrestres e estilhaços). Além disto, tem as causas psiquiátricas (abuso de substâncias, depressão, tentativas de suicídio, e distúrbios psíquicos).

Conforme Bhuvaneshwar *et al.* (2007), o contexto de amputação traz ao indivíduo, implicações psicológicas que perpassam diferentes estágios desde a negação, até a possível aceitação, incluindo outros sentimentos, como: medo, ansiedade, raiva, que podem afetar de forma negativa o processo de reabilitação e derivar ainda em outros problemas, como: depressão; distúrbios do sono; e retração social; além de manifestação da dor fantasma que é comumente relatada.

Neste sentido, o uso de próteses adequadas e bem ajustadas pode contribuir para reduzir a dor e a depressão após a amputação. Porém, segundo os autores, a elegibilidade para uma prótese é somente um dos aspectos que determina o nível de incapacidade e a recuperação funcional após este processo de amputação. Tanto quanto o retorno da função física, a aparência estética contribui para reduzir as sequelas psicológicas (BHUVANESHWAR; EPSTEIN; STERN, 2007).

Quanto as perdas físicas decorrentes da amputação, estas podem ser observadas: na medida do membro (comprimento residual); na mobilidade da articulação; no controle muscular direto; e na propriocepção do local, principalmente na percepção para a colocação precisa do pé no contato com o solo (BRASIL, 2019).

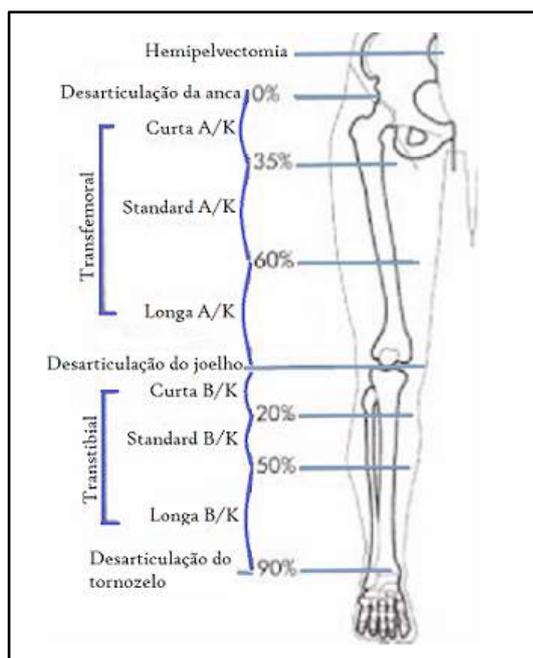
Quanto ao nível de amputação, em geral, a preocupação está em preservar, tanto quanto possível, o comprimento do membro afetado e percentual de estrutura óssea. Uma avaliação clínica do paciente é realizada para se estabelecer um nível, buscando eliminar o tecido necrótico, o foco infeccioso, e a dor. Além de garantir que ocorra uma boa cicatrização, com apropriada cobertura da pele e com preservação da sensibilidade. Considera-se que, o nível mais adequado deve buscar um coto funcional e favorecer uma adaptação para uma prótese funcional, considerando as

exigências quanto à sua escolha em função da idade do paciente, etiologia e necessidade da amputação (BRASIL, 2012; DOMINGUES, 2016).

Considerando os membros inferiores os níveis de amputação podem ser descritos em função das partes atingidas, conforme Brasil (2013): Hemipelvectomia; Desarticulação do quadril; Transfemoral; Desarticulação do joelho; Transtibial; e Desarticulação do tornozelo; Syme; e, parcial do pé. A amputação transfemoral e a transtibial podem ocorrer nos níveis curto, padrão e longo. Considerando-se que no nível longo, preserva-se até 60% da estrutura óssea.

Os níveis e percentuais podem ser vistos na figura 9 e especificam a amputação transtibial e a transfemoral.

Figura 9 – Níveis de amputação de membro inferior



Fonte: Domingues (2016, p.2)

A altura da amputação observada na figura 9 pode ser utilizada para classificar as próteses em transtibiais e transfemorais. Nesta pesquisa, a delimitação está relacionada a amputação transfemoral. Por conseguinte, o interesse de aprofundamento no estudo está centrado na prótese transfemoral.

### 2.2.2. Prótese Transfemoral

Conforme Rajtúková *et al.* (2014), as próteses de membros inferiores são dispositivos médicos (produtos de tecnologia assistiva) projetados e desenvolvidos para atender as necessidades da pessoa submetida a uma intervenção de amputação, quanto a substituição da função e/ou melhora da estética do membro inferior amputado. Domingues (2016) destaca que, neste processo cirúrgico, é fundamental se preservar o quanto possível as articulações, pois são estruturas importantes para facilitar a colocação e remoção da prótese, além de contribuírem para a redução do gasto energético durante a marcha.

De acordo com Silva (2009), dependendo do nível de amputação, múltiplas funções do movimento devem ser substituídas. Sendo que, de acordo com Fatone *et al.* (2015), a amputação transfemoral acarreta a perda de articulações importantes que afetam a função de locomoção, que são o joelho, o tornozelo e o pé, como explicado a seguir.

A estrutura do joelho consiste em importante e complexa articulação do corpo humano que permite a ligação da coxa e da perna, interferindo em três ossos (fêmur, tíbia e rótula), e dando origem a duas articulações secundárias, sendo: entre o fêmur e a rótula; e, entre o fêmur e a tíbia. Tendo, ainda, dois meniscos interarticulares e interpostos. Esta estrutura possibilita os movimentos de extensão e de flexão, o primeiro consiste em afastar a face posterior da perna da face posterior da coxa; e o segundo visa o movimento contrário que é de aproximar estas faces. O tornozelo é a primeira articulação superior do pé, que por sua vez, tem estruturas capazes de suportar 4,5 vezes o peso do corpo, responsável por funções importantes na locomoção, como o controle e estabilização da marcha, ajuste no contato com a superfície, e amortecimento (SILVA, 2009).

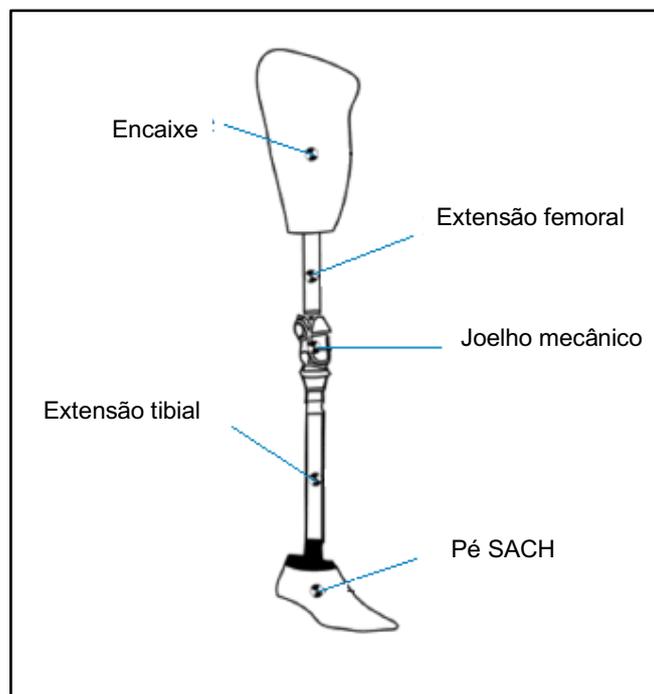
Segundo Silva (2009), considerando o nível de amputação que afeta o fêmur acima do joelho, a condição de mobilidade da pessoa amputada pode ser facilitada e melhorada com o uso de uma prótese transfemoral.

Conforme Domingues (2016), uma prótese transfemoral pode ser desenvolvida sob medida, uma vez que a altura do amputado e a característica do membro residual devem ser respeitadas para que a prótese esteja adequada ao perfil do indivíduo.

De acordo com a autora, os principais componentes da prótese transfemoral convencional (visualizados na figura 10) e suas funções, são:

- o encaixe, que faz o contato entre o coto e a interface;
- tubos e adaptadores para fazer a ligação entre os componentes e estabelecer a altura;
- articulações de joelho e pé que são funcionais permitindo o movimento; e
- a suspensão para oferecer o apoio; sendo visualizados na figura 10 com exemplo de pé SACH.

Figura 10 – Prótese Transfemoral



Fonte: Domingues (2016, p.11)

Silva (2009) complementa que as funções dos componentes de encaixe e das articulações no sistema protético, são:

- Encaixe – consiste na ligação do coto com a prótese, com importantes funções de garantir: o envolvimento do volume do coto, permitindo a circulação sanguínea; a fixação da prótese ao coto; a transferência de forças e o controle dos movimentos.

- Joelho e pé – com a função de garantir o controle e segurança nas fases de apoio e de balanço durante a marcha. A conexão entre estes dois componentes pode ser feita de madeira (próteses exoesqueléticas), ou de tubos metálicos (próteses endoesqueléticas). Os pés podem ser articulados, não-articulados, multiaxiais e de resposta dinâmica. A escolha do tipo de pé depende da prótese, do joelho, da atividade física, nível de amputação, etc.

Ainda, destacado pelo autor, algumas características relativas às próteses, como: localização anatômica, articulação principal e segmentos corporais afetados pela prótese; direção cinemática, direção do movimento das articulações (flexão, extensão e rotação); além do objetivo principal ser alcançado, que é a garantia da mobilidade (SILVA, 2009).

De acordo com Rajtůková *et al.* (2014, p. 386), entre os fatores importantes para a concepção de próteses estão:

- seleção de componentes adequados, em função da condição física e mental do usuário, das atividades que realiza e do método de uso. O peso do paciente e a atividade do paciente, também, influenciam nesta seleção, principalmente com relação ao material dos componentes da prótese, visando garantir resistência suficiente; e
- condições do membro residual, altura de amputação, cicatriz de amputação, forma do membro residual (cônica, com circunferência menor na parte distal do que na parte proximal; forma de pera; e cilíndrica, com a mesma circunferência na parte distal e extremidade proximal), e outros problemas ou doenças.

Além disto, de acordo com Rajtůková *et al.* (2014), com base em Sanders (1988), o processo de construção da prótese pode ser estruturado em etapas, com objetivos específicos, sendo: a primeira, para determinar a linha de construção que corresponde a uma linha vertical que oferece uma direção para o posicionamento dos componentes individuais da prótese, segundo algumas regras apresentadas no quadro 1; e a segunda, para realizar os ajustes estático e dinâmico da prótese junto ao paciente. O ajuste estático objetiva alcançar a estabilidade na postura. Sendo, então, definido o comprimento correto da prótese, para que a carga em ambos os membros seja uniforme e a pelve seja nivelada. O ajuste dinâmico é realizado quando o paciente caminha, sendo avaliada a marcha nos planos frontal e sagital, para verificar a existência de possíveis desvios da marcha.

Caso estes desvios ocorram, deve-se buscar identificar quais foram os possíveis fatores causadores dos desvios, podendo ser relacionados à prótese, ou às condições físicas (da deficiência) ou mental do paciente. Rajtůková *et al.* (2014) destacam a importância da linha de carga (visualizada na figura 11) para uma adequada construção da prótese, com objetivo de obter uma distribuição adequada do peso do corpo e, assim, contribuir para sua estabilidade. Citando Smith (2007), os autores afirmam que a estabilidade na postura é alcançada quando o pé for capaz de compensar os movimentos horizontais do centro de gravidade, deslocando o peso do corpo nas direções para a frente e para trás, para os lados esquerdo e direito.

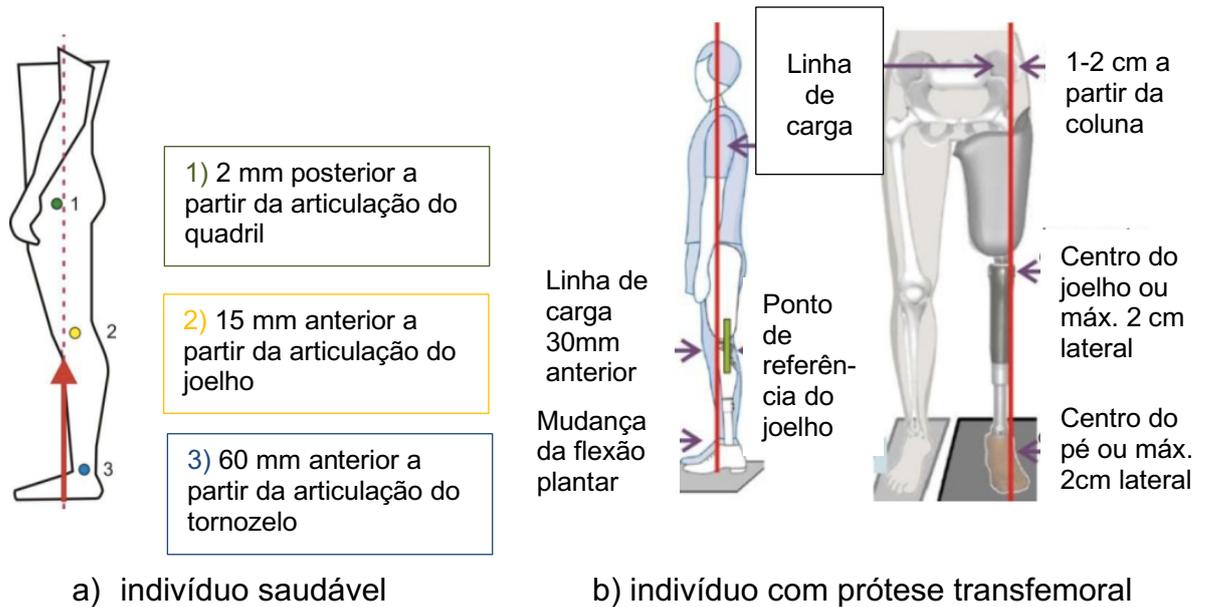
Quadro 1 – Posicionamento de componentes para a Prótese Transfemoral

Construção básica	Pé	Plano sagital (AP)	Altura do calcanhar - calcanhar eficiente + 5mm Centro do pé avanço antes da linha de construção em 30 mm
		Plano transversal	Rotação externa 5-7 °
	Soquete	Plano sagital (AP)	Flexão - valor medido da flexão ângulo + 5 ° a 10 °
		Plano frontal	Ângulo de adução, dependendo do comprimento do membro residual 3, 7, 12 °
Articulação do joelho	Plano sagital (AP)	Posicione de acordo com a construção Centro de rotação 20 mm acima do MPT do segundo membro	
Correção estática	Plano frontal	Comprimento da prótese Posição M-L do joelho e do pé Pronação / supinação	
	Plano sagital (AP)	Flexão plantar Posição A-P de joelho e pé	
	Plano transversal	Mudança de pé	
Correção dinâmica	Plano frontal	Controle do movimento da articulação do joelho na fase de apoio, forças M-L mínimas	
	Plano sagital (AP)	Controle do movimento articular do joelho na fase de apoio, flexão e extensão naturais	
	Teste de marcha em vários ambientes		

Fonte: adaptado de Rajtůková *et al.* (2014, p.387) (traduzido pelo autor)

Considerando um indivíduo saudável, a linha de carga passa através do centro de gravidade no plano sagital, seguindo 2 mm posterior da articulação do quadril, 15 mm anterior da articulação do joelho e 60 mm anterior da articulação do tornozelo, conforme (Fig. 11a). No plano frontal, esta linha passa pelo centro do corpo; de modo que na construção da prótese, ela deve passar pelos centros das articulações do membro inferior (quadril, joelho e tornozelo).

Figura 11 - Linha de carga em indivíduo saudável e com prótese transfemoral



Fonte: Rajtůková *et al.* (2014, p.386 e p. 388) (traduzido pelo autor)

Segundo Rajtůková *et al.* (2014), observa-se um efeito negativo na postura com uma prótese transfemoral, que ocorre devido ao deslocamento da linha de carga, causado pela flexão plantar do pé, ou movimento do pé para frente. A linha de carga (em vermelho) pode ser visualizada na figura 11a (à esquerda), considerando um indivíduo saudável, e 11b (à direita) para um indivíduo com prótese transfemoral.

Para Rajtůková *et al.* (2014), uma prótese de membro inferior deve cumprir suas funções quanto a oferecer e garantir ao usuário, segurança, estabilidade, equilíbrio e conforto, na postura e durante a marcha. Sua construção, geralmente, caracteriza-se por ser um processo empírico que depende da habilidade do técnico ortopédico e do *feedback* do paciente, visando uma prótese que minimize o gasto de energia e a assimetria da marcha.

De acordo com Blohmke (1997), as próteses de membros podem ser classificadas segundo o princípio de construção, sendo denominadas de: convencionais, ou exoesqueléticas; e modulares, ou endoesqueléticas.

As próteses convencionais ou exoesqueléticas proporcionam sustentação e bom acabamento, apresentando externamente uma estrutura rígida. Com relação ao material utilizado na confecção, em substituição à madeira, as espumas rígidas (mais

leves) começaram a ser usadas, juntamente com cobertura em resina plástica reforçada com fibra de vidro e/ou carbono. Em geral, estas próteses podem ser recomendadas para a maioria dos tipos de amputações de membros. Quanto aos membros inferiores, apesar de serem mais simples, as articulações de joelho convencionais, fabricadas em madeira ou plástico, não permitem aos usuários a realização de atividades mais sofisticadas. Outras desvantagens apontadas estão relacionadas a menor agradabilidade estética, as dificuldades para realinhamentos, e a oferta de poucas opções de componentes, além de não ser possível uma troca rápida. Entre as vantagens do sistema exoesquelético, estão: a resistência, a durabilidade e a necessidade de pouca manutenção das próteses. (CARVALHO, 2021; BRASIL, 2019).

Por sua vez, a estrutura interna de sustentação formada por componentes modulares caracteriza as próteses modulares, cujo acabamento estético consiste em uma estrutura de cobertura, geralmente de espuma, modelada para fins de mimetizar um membro humano. A produção industrial destes componentes modulares possibilita o uso de diferentes materiais como o aço, alumínio e titânio, além de diversas configurações. Assim, estas próteses permitem a realização de vários ajustes e reajustes de alinhamento, além de uma troca rápida de componentes, beneficiando o usuário. Com relação aos materiais utilizados na produção dos componentes, pode-se considerar suas características: a grande resistência oferecida pelo aço, porém têm maior peso; o alumínio por ser mais leve, contribui para reduzir o peso total da prótese, mas por ter menor resistência mecânica, acaba limitando a capacidade de carga; o titânio, por sua vez, entrega as melhores propriedades mecânicas, por ser leve e resistente, mas tem maior custo (BLOHMKE, 1997; BRASIL, 2019).

Considerando alguns níveis de amputações de membros inferiores, recomenda-se o uso de componentes modulares, como nos casos de: pacientes com amputações transfemorais, desarticulação do joelho e de quadril. Não sendo utilizadas para as amputações parciais do pé e do tornozelo (BRASIL, 2019).

Segundo Brasil (2019), a variedade de componentes modulares e a constante evolução tecnológica têm possibilitado que soluções cada vez mais eficazes sejam disponibilizadas aos usuários. Isto requer que a equipe técnica de reabilitação esteja sempre atualizada, uma vez que é responsável pela indicação dos componentes.

Como visto anteriormente, ambos os processos de amputação de um membro do corpo e de construção de uma prótese para fins de compensação da perda deste membro são complexos e demandam de conhecimentos de diversas áreas. Estes dois processos são interligados e a sequência de eventos dependentes entre si, podendo ser consideradas como fases cirúrgicas e protéticas.

### 2.2.3. Fases Cirúrgicas e Protéticas

As fases cirúrgicas e protéticas são descritas a seguir, com base em Brasil (2013), sendo: a pré-cirúrgica, a pós-cirúrgica, a pré-protética, e a protética. A figura 12 apresenta algumas questões importantes a serem consideradas nas diferentes fases desencadeadas neste contexto que envolve a amputação de membros e adoção da prótese.

Figura 12 – Fases cirúrgicas e protéticas



Fonte: elaborado pelo autor<sup>2</sup>

<sup>2</sup> Figura elaborada pelo autor com base nas fases mencionadas em Brasil (2013).

Na fase pré-cirúrgica é realizada uma avaliação física do indivíduo, também, nesta fase busca-se abordar algumas questões, mencionar sobre a dor fantasma e esclarecer as dúvidas sobre o prognóstico funcional e as fases de reabilitação no curto, médio e longo prazo. No momento da avaliação, devem ser avaliadas a amplitude de movimento (ADM) das articulações e a força muscular desse indivíduo, procurando avaliar o lado envolvido com o contralateral. É importante que se avalie o grau de independência do indivíduo, juntamente com seu condicionamento físico associado ao seu suporte social e como está preparado para enfrentar a cirurgia. No caso de ser submetido à amputação unilateral, é necessário que o membro contralateral seja observado e, por conseguinte, seja estimulado, visando o fortalecimento para prevenir ou corrigir possíveis deformidades (BRASIL, 2013).

Já na fase pós-cirúrgica, antes do treino da marcha, é necessário que sejam dadas as orientações ao indivíduo amputado, sobre como realizará suas transferências, tanto postural como de deslocamentos. Nesta fase, a cadeira de rodas é muito utilizada como meio de deslocamento. Sendo assim, essa cadeira deve ser ergonomicamente adequada ao indivíduo para que ele possa utilizá-la da melhor maneira possível. Caso o indivíduo não apresente alterações em relação aos aspectos cognitivos e tenha um bom condicionamento físico, pode-se iniciar o treino de marcha, primeiramente com barras paralelas com duplo apoio de membros superiores, de modo que ele possa conhecer sua nova anatomia, centro de gravidade e exercícios de transferência de peso para o lado do membro contralateral (BRASIL, 2013).

Na avaliação geral realizada na fase pré-protética, deve-se prestar atenção e anotar todas as características gerais do coto, sendo: a localização, a forma (globoso, ou cônico), presença de cicatriz hipertrófica, aderências cicatriciais, infecção, distúrbios de sensibilidade, enxertia, neuroma e espículas ósseas. Na avaliação específica deve-se, então, realizar medidas de comprimento (linha articular proximal até o ápice do coto), medidas de perímetria (5cm do ápice do coto), uma radiografia em dois planos ortogonais (frente e perfil) para visualização da estrutura óssea do coto (BRASIL, 2013).

Na fase protética, o indivíduo deverá receber orientações principalmente quanto ao uso da tecnologia assistiva: de como usar corretamente a prótese; treinar o uso da prótese em suas atividades de vida diária (AVDs); conhecer o modo como calçar e retirar a prótese; como realizar a transferência de peso para o membro protetizado,

subir e descer escadas e rampas; como sentar-se e levantar-se de uma cadeira; como desviar de obstáculos e caminhar em terrenos irregulares (BRASIL, 2013).

Conforme Bhuvanewar *et al.* (2007), o gerenciamento do pós-operatório e de cuidados para com o paciente após a alta, e a educação deste e de seus familiares, visando a prevenção de complicações, são tão importantes quanto o planejamento prévio do regime de reabilitação. Este consiste em propor ações que visam fortalecer a extremidade superior do membro inferior que sofreu amputação, e de treinamento para a mobilidade, com movimentos de: transferência, caminhada com muleta, uso de nadador, além da avaliação de equipamentos para serem utilizados no ambiente doméstico, visando oferecer segurança. Além de se oferecer ao paciente um treinamento para o uso da prótese, em caso deste ser elegível para a prótese.

Com relação à prescrição de prótese, deve-se considerar as necessidades do amputado, quanto à: estabilidade, segurança, mobilidade, durabilidade e estética. Na avaliação do tipo de prótese a ser prescrito, diversos fatores devem ser ponderados, sendo relacionados ao indivíduo: condições clínicas; idade; nível de atividade física; peso; estatura; e atividade profissional; além, dos fatores ambientais que podem afetar na conservação do equipamento (BRASIL, 2019).

Deste modo, a prescrição da prótese deve considerar o nível de amputação e o sistema de construção da prótese (endo ou exoesquelética), além de descrever detalhadamente o sistema protético quanto ao tipo de: encaixe; mecanismo de suspensão; componentes adequados para as articulações; e o tipo de pé. Este processo deve ser conduzido numa perspectiva multidisciplinar, levando em conta a experiência do técnico em órteses e próteses, e dos demais profissionais da equipe de reabilitação, num esforço conjunto para que as necessidades do usuário e dos familiares sejam consideradas e, assim, resultar em uma escolha assertiva e que apresente maior funcionalidade (BRASIL, 2019).

Sendo assim, para que se alcance a eficiência dos programas de reabilitação, é primordial que as equipes multidisciplinares tenham conhecimento do perfil clínico e epidemiológico dos pacientes atendidos, logo, terão melhor compreensão do tema de forma global, considerando as particularidades de cada indivíduo (CHAMLIAN *et al.*, 2013). Então, no que diz respeito aos principais benefícios com a prótese, são esperados como resultados, a preservação e a continuidade da sua saúde física e mental, permitindo assim, autonomia e inclusão social.

A prótese de membro inferior tem função, tanto de complementar o membro, quanto de sustentar o peso corporal, auxiliando assim a marcha humana. A ação de caminhar compreende uma série de eventos que são desenvolvidos segundo um padrão rítmico e repetitivo. É importante destacar que, no tronco e nos membros superiores estão concentrados 70% (setenta por cento) da massa corporal sendo transportada pelas extremidades inferiores, onde se encontram os 30% (trinta por cento) restantes. A habilidade para sustentar esta massa corporal em condições estáticas é essencial para atingir as funcionalidades da deambulação bípede, que são: gerar uma base de sustentação estável durante o apoio; possibilitar que o corpo avance; minimizar tanto quanto possível o consumo de energia; e usar mecanismos que sejam adequados para absorver o impacto gerado (BRASIL, 2019).

As funcionalidades de locomoção e a marcha são importantes no processo de reabilitação e para a qualidade de vida do amputado; também, são processos de interesse em relação à avaliação da prótese transfemoral, temática deste trabalho. No próximo item estes conceitos serão aprofundados.

### 2.3. LOCOMOÇÃO E MARCHA HUMANA

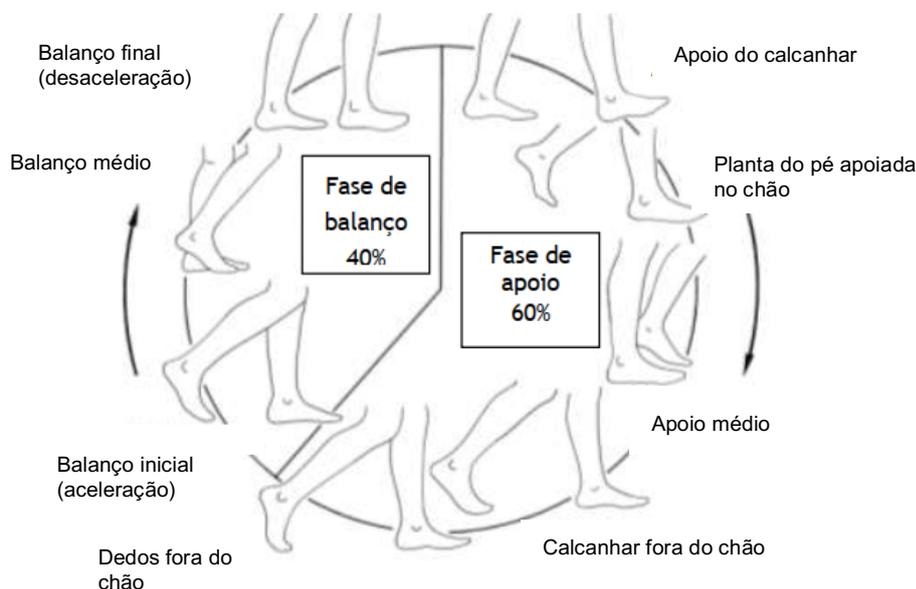
De acordo com Whittle (2007) e Domingues (2016), a marcha é considerada como um movimento complexo do ser humano, pois resulta de um processo que envolve o cérebro, a medula espinhal, os nervos periféricos, os músculos, os ossos e as articulações, tendo por objetivo sua locomoção.

Segundo Majernik, Molcan, Zivcak (2014 *apud* Rajtůková *et al.*, 2014), a marcha é um fenômeno que envolve o espaço e o tempo, representando as características locomotoras de uma pessoa. Pois, durante este movimento, observam-se: o controle ortogonal do corpo; a flexão simultânea do corpo, da cabeça, e dos membros superiores; e a utilização dos membros inferiores. A estratégia da marcha é conhecida como pêndulo duplo que consiste em um movimento de translação do corpo, com a transferência do movimento de rotação da alavanca dos membros inferiores para as articulações pélvicas. A curva do primeiro pêndulo é observada quando o corpo se movimenta para a frente e uma perna deixa o solo, movendo-se para frente a partir do quadril. Em seguida, o pêndulo invertido ocorre quando o calcanhar toca o solo e rola em direção ao dedo do pé.

Segundo Rajtůková *et al.* (2014), o ciclo completo da marcha corresponde a uma passada que se inicia quando o calcanhar de um pé toca o solo, seguido pelo próximo contato deste mesmo calcanhar com o solo. No final do passo, ambos os membros podem auxiliar no apoio. Este processo, conforme pode ser observado na figura 13, compreende duas fases:

- a fase de apoio abrange 60% (sessenta por cento) do ciclo e ocorre quando o membro inferior se apoia no solo, tendo as subfases: o contato inicial (toque do calcanhar ou golpe do calcanhar); a resposta à carga (planta do pé no chão, contato total do pé); o apoio médio; o apoio final; e o pré-balanço (calcanhar fora).
- a fase de balanço abrange 40% (quarenta por cento do ciclo) e ocorre quando o membro inferior avança para frente, possuindo as subfases: balanço inicial (dedos fora do chão ou afastando os dedos do chão); balanço médio; e balanço terminal (desaceleração).

Figura 13 – Dinâmica de marcha humana



Fonte: Vaughan *et al.* (1999 *apud* Domingues, 2016, p.9)

Conforme Domingues (2016), durante a marcha, a propulsão do corpo para frente e para trás exige que o indivíduo mantenha o equilíbrio e a postura. No movimento de locomoção, os membros inferiores se alternam entre uma fase de apoio

e uma fase de balanço, e em determinado período, ambos os membros permanecem no solo.

Com relação a capacidade de equilíbrio durante o ciclo da marcha, pode-se relacionar à base de sustentação de cada indivíduo e a determinação de seu centro de gravidade. Konin (2006) relata que a cadência está associada ao número de passos que um indivíduo realiza por minuto em suas atividades diárias. Existe uma variação na cadência, pois os indivíduos têm diferentes estilos de caminhar, sendo que, em média são de 80 a 120 passos por minuto.

O autor destaca que há uma relação forte entre cadência e apoio sobre o membro: quando diminui a cadência, o apoio sobre os dois membros aumenta, sendo maior a estabilidade; quando a cadência aumenta, o apoio sobre os dois membros diminui (exemplos de corrida ou caminhada rápida). Assim, em um ciclo de marcha lento pode ocorrer um aumento do apoio sobre os dois membros como estratégia para obter uma melhor estabilidade em relação ao centro de gravidade (KONIN, 2006).

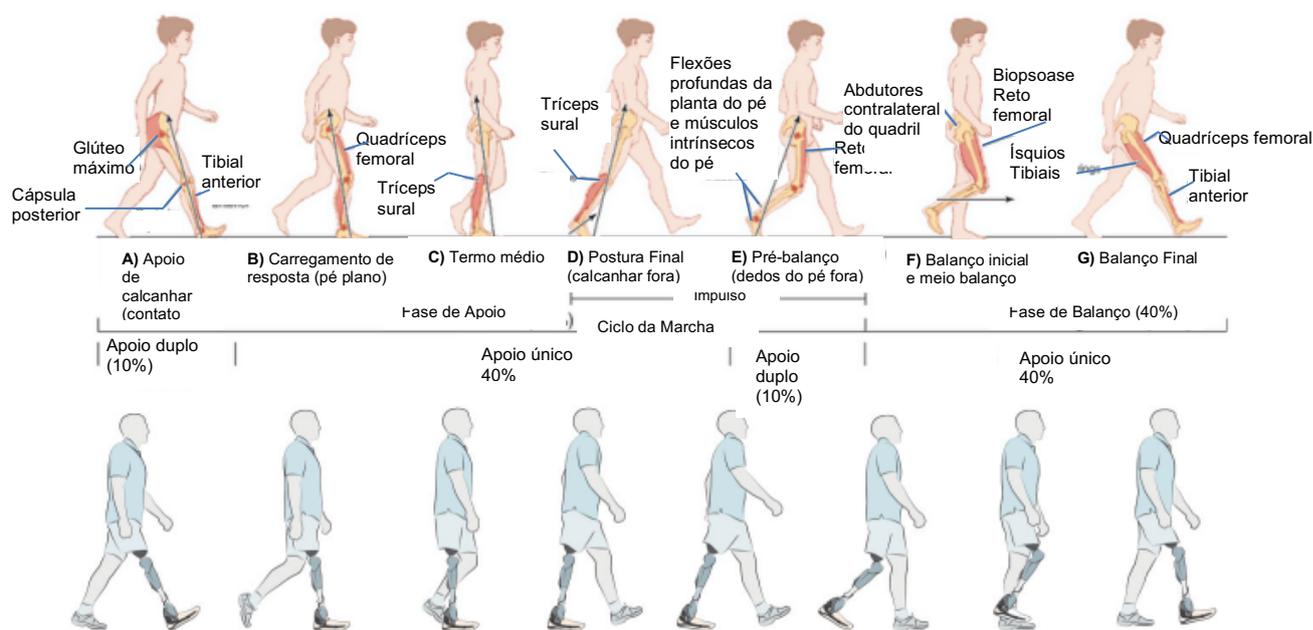
Para Domingues (2016), o conhecimento acerca dos conceitos e das fases relacionadas à marcha humana ajudam a perceber as dificuldades enfrentadas por um indivíduo com amputação transfemoral no que se refere à sua locomoção. A amputação acarreta a perda do controle neuronal aferente e eferente no membro inferior, ou seja, a falta da informação proprioceptiva acarreta a perda da sincronia da atividade muscular demandada para que se tenha uma correta locomoção.

Conforme Domingues (2016), no caso de indivíduos com amputação transfemoral, as variações que ocorrem na marcha afetam tanto sua locomoção quanto o seu bem-estar. Entre estas variações, pode-se observar na fase de apoio, a falta de variação angular no joelho da perna amputada, que ajudaria este indivíduo a compensar com o movimento do joelho, as dificuldades do tornozelo e do quadril. Estes indivíduos apresentam uma marcha assimétrica, na qual ambas as fases, de apoio e de balanço, não têm a mesma duração do ciclo da marcha normal. Além disto, ao se locomover em pisos irregulares, eles apresentam maior variabilidade na largura do passo e no movimento do tronco, que pode comprometer a sua estabilidade.

Durante a marcha, o indivíduo com amputação transfemoral realiza um binário de forças ao nível do quadril para movimentar, de forma rápida, o Centro de Massa<sup>3</sup> e, assim, obter o equilíbrio. Estas forças deveriam ocorrer no nível do tornozelo, mas devido à amputação, a falta do membro faz com que a força no membro residual seja maior. Este esforço exigido é ainda maior quando ocorre mudança das fases de apoio e de balanço, devido a maior porcentagem do peso corporal sobre os membros inferiores, observada nas fases dos picos de desaceleração e de aceleração da marcha (DOMINGUES, 2016).

Conforme Rajtůková *et al.* (2014), a maioria das pessoas tem distribuição do peso corporal na proporção de 50:50, facilitando o carregamento simétrico das articulações dos membros inferiores. Essa condição não exige um aumento no consumo de energia para manter o equilíbrio do corpo, nem movimentos de compensação na área do tornozelo e do pé, como se observa na figura 14.

Figura 14 - Ciclo da marcha com e sem prótese



Fonte: Rajtůková *et al.* (2014, p.385) (traduzido pelo autor)

<sup>3</sup> É o ponto de equilíbrio da massa de um objeto; a força da gravidade atua sobre o objeto a partir deste ponto. É também o local em torno do qual ocorrem as rotações.

“Centre of Mass,” Biomechanics in prosthetic rehabilitation. [Online]. Disponível em: [http://www.physiopeia.com/Biomechanics\\_in\\_prosthetic\\_rehabilitation](http://www.physiopeia.com/Biomechanics_in_prosthetic_rehabilitation)

A figura 14 apresenta, comparativamente, o ciclo da marcha do indivíduo com os dois membros inferiores e do indivíduo com uma prótese transfemoral. Uma vez que, de acordo com Rajtúková *et al.* (2014), quando o indivíduo sofre uma amputação de membro inferior, o centro de gravidade se desloca para o lado do membro saudável, no plano frontal, acarretando uma transferência da carga através da tuberosidade do ísquio, considerada prejudicial para ele.

Considera-se, então, que uma adequada seleção de componentes no processo de construção da prótese transfemoral pode contribuir para que ao menos 40% do peso do corpo do indivíduo seja transferido para a prótese, visando oferecer melhor equilíbrio. A estabilização do membro/prótese, também, é influenciada pela altura da amputação e os músculos residuais, uma vez que a função muscular é reduzida (flexores/extensores, abdutores/adutores) em decorrência do quanto os músculos foram afetados no processo cirúrgico de amputação (RAJŤÚKOVÁ *et al.*, 2014).

Rajtúková *et al.* (2014), também, apresentam como fatores que podem influenciar o ajuste adequado da prótese: o tipo de marcha natural do indivíduo; a função do pé protético; e a pressão no coto, tendo impacto significativo no conforto e no gasto de energia durante o uso da prótese. A falta deste ajuste no encaixe protético pode acarretar dor ao usuário durante a execução das atividades diárias. A dor pode, também, estar relacionada à assimetria lateral do corpo devido ao comprimento da prótese não estar adequado e/ou em decorrência da seleção incorreta dos componentes. Uma prótese construída de forma adequada evita problemas como: desequilíbrio de forças; sobrecarga de grupos musculares; risco de tropeçar; e danos aos tecidos moles do coto.

Em consideração à marcha com prótese, Rajtúková *et al.* (2014), destacam dois aspectos importantes que devem ser observados:

- o contato do pé com o solo através do calcanhar, que visa aproximar o andar o máximo possível do natural; e após,
- a transferência de carga no pé, que ocorre quando a superfície da sola do pé entra em contato com o solo. Seguida do movimento do pé se distanciando do solo e o impulso pelo dedo do pé, gerando a energia necessária para a fase de balanço. Nesta fase, a função do joelho é garantir o movimento a partir da flexão para extensão (momento de extensão do joelho) que facilita a transição

do pé da flexão plantar para a flexão dorsal, ou seja, elevação do dedo do pé, evitando tropeços e conseqüente queda do usuário.

Assim, na construção da prótese, além da posição adequada da articulação do joelho e a montagem correta da prótese, deve-se ter atenção a alguns fatores que podem afetar a função final da prótese e impactar na atividade do usuário, tais como: a seleção de um pé protético adequado, considerando os movimentos do pé em relação ao solo e movimentos de compensação; a adaptação à superfície; e o acúmulo e gasto de energia (BOWKER; MICHAEL, 1992 *apud* RAJŤUKOVÁ *et al.*, 2014).

Em uma revisão de literatura, Bona e Peiré-Tartaruga (2011) buscaram levantar estudos que investigaram a influência do tipo de prótese no consumo de oxigênio e nos aspectos biomecânicos da marcha de amputados. Os avanços em dispositivos protéticos têm buscado minimizar o consumo de energia, além de melhorar a mobilidade das pessoas com amputação de membro inferior.

Alguns estudos, citados por Bona e Peiré-Tartaruga (2011), relacionaram a influência dos tipos de pés protéticos sobre o consumo de energia. Em geral, a escolha do tipo de pé protético depende das necessidades do paciente e objetivos desejados, além de sua idade. Principalmente, considerando que a estabilidade é um fator importante para pessoas mais idosas, por necessitarem de mais apoio para a locomoção. Por sua vez, estes fatores influenciam os alinhamentos e angulações dos pés protéticos, afetando diretamente as características biomecânicas da marcha, e o consumo de oxigênio.

Conforme estudo de Schmalz *et al.* (2002 *apud* Bona; Peiré-Tartaruga, 2011), o pé protético do tipo SACH, que tem articulação do tornozelo rígida e a estrutura do pé em madeira, é geralmente indicado para o paciente que necessita de estabilidade na articulação do joelho. Enquanto o pé em fibra de carbono tem maior possibilidade de mobilidade e desempenho, oferecendo mais conforto ao usuário. Além disto, este último, tem melhor adaptação às diferentes velocidades de caminhada, oferecendo boa absorção de impacto e de adaptação às superfícies irregulares. O que leva a menor custo de transporte, devido ao armazenamento de energia pela deformação que sofre no momento de contato total do calcanhar no chão.

De acordo com Perry (1992 *apud* Bona; Peiré-Tartaruga, 2011), o maior consumo energético com uso do pé SACH ocorre devido ao maior esforço da

musculatura remanescente e da falta de mobilidade das articulações protéticas, acarretando sobrecarga e exigindo compensação das articulações do membro residual, com objetivo de melhorar a estabilidade na marcha.

Também, segundo Bona e Peiré-Tartaruga (2011), o custo de transporte da locomoção pode ser afetado pelo tipo de articulação de joelho: com microprocessador eletrônico; e com sistema hidráulico (tipos de joelhos: livre, monoeixo, policêntrico, pneumático). Conforme estudos citados por estes autores, considerando o consumo de oxigênio em velocidades de caminhada diferentes da normal, o uso da prótese inteligente (com microprocessador) possibilitou menor gasto energético, além de possibilitar maior velocidade, comparado ao da prótese hidráulica.

Outros estudos, citados por Bona e Peiré-Tartaruga (2011), investigaram a marcha de amputados, tendo como foco os aspectos relacionados à biomecânica de diferentes componentes da prótese visando melhorar o desempenho motor dessas pessoas. Além das características relacionadas aos componentes e o material usado nas próteses, também foram encontradas diferenças em relação ao alinhamento protético. O alinhamento é um fator crítico que afeta o desempenho da prótese, além de afetar a marcha e provocar a fadiga física. Em se tratando de amputados transfemorais, o alinhamento incorreto influencia o consumo de oxigênio.

Conforme Schmalz *et al.* (2002 *apud* Bona; Peiré-Tartaruga, 2011), considerando o plano sagital, as diferenças em alinhamentos afetam as características biomecânicas da marcha, em especial na fase de apoio. O deslocamento do alinhamento neste plano, altera o comprimento da distância perpendicular da prótese que afeta a marcha. Em relação ao indivíduo com amputação transfemoral, os resultados do estudo apresentaram diferença nos parâmetros biomecânicos da marcha. Na primeira metade da fase de apoio, acontece um aumento da atividade da musculatura extensora do quadril impedindo uma flexão de joelho, considerada inadequada nesta fase da marcha.

### 2.3.1. Gasto Energético da Deambulação e Avaliação da Marcha

De acordo com Konin (2006), diferentes músculos auxiliam no desempenho das funções significativas para a execução da marcha, sendo necessário uma maior compreensão dos músculos que atuam durante cada momento da marcha, para

facilitar a identificação de diferenças entre uma mecânica normal e anormal de uma marcha. No que diz respeito à função muscular, os diferentes grupos musculares auxiliam no movimento e na estabilidade do quadril durante a execução do ciclo da marcha:

- o músculo do quadril, principalmente o glúteo Máximo, tem a função de contração isométrica no toque do calcanhar no solo, preparando o membro inferior para um apoio firme e/ou rígido;
- os músculos extensores do quadril têm sua função diminuída no deslocamento na fase de apoio;
- os flexores do quadril têm contração muscular concêntrica para aceleração do membro e, após, para desacelerá-lo durante a fase de balanceio, preparando-se para o toque do calcanhar ao solo;
- músculo glúteo médio, também, auxilia na estabilização do quadril durante a marcha, equilíbrio medial e lateral, facilitando o apoio sobre uma única perna durante o ciclo da marcha.

Para compensar a falta de força dos músculos do coto, durante a fase de balanço da marcha, é necessária uma adaptação muscular por parte do membro intacto. A diminuição do trabalho de força do tornozelo protético representa uma perda substancial do trabalho mecânico feito pelo membro inferior durante a marcha, resultando em diversos mecanismos compensatórios (SEROUSSI *et al.*, 1996).

O realinhamento do centro de gravidade por meio de dispositivos auxiliares pode favorecer o uso de determinados músculos e, assim, compensar os desvios da marcha enquanto as pessoas realizam a deambulação (KONIN, 2006).

Segundo Konin (2006), o gasto energético utilizado durante a deambulação modifica-se conforme o padrão de marcha. No caso de uma pessoa que faz uso de bengalas e cintas para estabilizar e auxiliar o apoio aos membros inferiores, o tempo necessário para ajustar e liberar a energia suficiente para a pessoa deambular pode resultar em uma fadiga corporal. Conforme o autor, alguns estudos, citando os realizados por Waters (1976) e de Annesley *et al.* (1990) mostraram um aumento do gasto energético quando pacientes fazem uso de dispositivos auxiliares (bengalas, muletas, andadores) tanto quanto pacientes amputados com uso de próteses.

Sendo assim, o gasto energético precisa ser considerado em relação às pessoas com alterações musculoesqueléticas, doenças que afetam o padrão normal da marcha, tanto como as pessoas que possuem doenças como Parkinson e hemiplegia, sendo importantes também, no caso de pessoas com amputações de membros inferiores (KONIN, 2006).

Santos A. *et al.* (2010) relatam que no processo de locomoção, seja na caminhada ou na corrida, o ser humano está apto para utilizar energia mecânica, minimizando a energia metabólica necessária, uma vez que consegue utilizar de 20 a 30% da energia resultante do trabalho externo durante o movimento. Mesmo assim, conforme os autores, o indivíduo pode sofrer fadiga ao realizar estas atividades.

Conforme Santos A. *et al.* (2010), existem duas teorias para explicar os mecanismos minimizadores de energia durante a caminhada, que são: do pêndulo invertido; e dos seis determinantes da caminhada. Porém, para os autores, estes não são suficientes para explicar as condições de fadiga. Com base em estudos de Waters e Perry (1976) e de Mattes *et al.* (2000), os autores afirmam que no caso da locomoção patológica, o mecanismo do pêndulo invertido é alterado e, também, a eficiência do movimento, sendo que os processos de fadiga podem influenciar na caminhada, na execução das atividades de vida diária e bem-estar geral dessas pessoas. Além disto, em pessoas com amputação, a fadiga pode prejudicar o processo de reabilitação.

Os valores de variáveis como o consumo de oxigênio, o trabalho mecânico e o custo energético durante a locomoção de sujeitos com restrições, como pessoas com amputação, é significativamente maior do que para pessoas sem restrições. Quanto aos dados metabólicos e biomecânicos, o estudo de Detrembleur *et al.* (2005) citado por Santos A. *et al.* (2010) demonstrou uma dependência do custo energético com a velocidade autoselecionada e com o mecanismo pendular, na caminhada de pessoas com amputação transfemoral e transtibial. Conforme este estudo, com o aumento da velocidade de caminhada ocorre aumento no comprimento da passada e na energia cinética, sendo a velocidade de amputados cerca de 0,41 a 1,1 m/s. Já o estudo de Schmalz *et al.* (2002 *apud* Santos A. *et al.*, 2010), sugere uma relação direta entre o nível de amputação e o esforço físico efetuado para esta atividade.

Santos A. *et al.* (2010) consideram que os aspectos biomecânicos e fisiológicos, como a quantificação do gasto energético podem oferecer dados para auxiliar a avaliação de pacientes com dificuldades na locomoção e apoiar a análise da

eficácia das intervenções terapêuticas, entre elas: a prescrição de órteses, próteses, fisioterapia ou cirurgia. Também, conhecer os mecanismos de fadiga e como afetam a locomoção, pode apoiar os programas de reabilitação e aptidão física, entre outras melhoras possíveis neste contexto.

Conforme Bona *et al.* (2016), nos estudos de locomoção, os parâmetros metabólicos e mecânicos dependem da determinação da velocidade de caminhada. Segundo os autores, as diferenças entre a velocidade autosselecionada de caminhada em solo e em esteira rolante é, ainda, pouco conhecida no caso de amputados, dadas as características de inércia, impactando nos parâmetros biomecânicos da caminhada. Esta velocidade corresponde ao ritmo de caminhada de escolha livre do indivíduo, sendo considerada por ele a mais confortável. Em sujeitos sem restrições equivaleria à velocidade ótima, com valores entre 4 e 4,5 km/h. Conforme os autores, citando Saibene e Minetti (2003), nesta velocidade de caminhada o custo de transporte é menor, correspondendo ao consumo de oxigênio por metro percorrido.

Outros aspectos importantes da marcha foram mencionados pelos autores a partir do estudo de Winter e Sienko (1988) segundo o qual, a mecânica da caminhada de indivíduos amputados apresenta um padrão assimétrico observado no maior tempo da fase de balanço no membro protético em comparação ao do membro intacto, e no menor tempo da fase de apoio no membro protético comparado ao do membro contralateral. Contudo, Bona *et al.* (2016) destacaram que os resultados da estabilidade dinâmica não tinham sido ainda relacionados com as variáveis metabólicas. Conforme citam o estudo de Hausdorff, Rios e Edelberg (2001), a estabilidade dinâmica pode ser verificada pela variabilidade das variáveis espaço-temporais (tempo e comprimento do passo) durante a caminhada na esteira (BONA *et al.*, 2016).

No estudo de Bona *et al.* (2016), realizado em laboratório, com participação de 10 amputados transfemorais com uso de próteses (média de 17 meses), os resultados demonstraram diferenças entre as velocidades autosselecionadas, além de diferenças em relação a análise biomecânica da estabilidade dinâmica entre os grupos. Os autores sugerem que a diferença nos padrões de estabilidade poderia estar relacionada a maior variabilidade dos parâmetros espaço-temporais observada no grupo de amputados, em relação ao de controle. Para Kendell *et al.* (2016 *apud*

Bona *et al.*, 2016), também, o ajuste correto da prótese e o adequado alinhamento protético são aspectos importantes que podem influenciar a estabilidade e a adaptação da marcha destas pessoas.

Conforme Konin (2006), a avaliação da marcha visa coletar informações sobre a marcha do indivíduo, por meio de observação simples, ou com a utilização de equipamentos computadorizados, podendo ser realizada em consultórios ou clínicas. Esta avaliação é feita para evidenciar possíveis desvios de marcha e oferecer informações relativamente concretas aos profissionais envolvidos no processo de reabilitação, visando propor a intervenção apropriada para melhorar a função global do paciente.

É fundamental complementar este processo de observação da marcha com uma avaliação subjetiva das queixas do paciente, para compreender e solucionar exatamente quais são suas necessidades. Os comentários do paciente são tão importantes quanto o seu histórico clínico pregresso. Assim, o profissional responsável pela avaliação pode encontrar dados relevantes que explicam o surgimento de certas patologias. O que denota a importância da avaliação realizada pelo fisioterapeuta para levantar os padrões de movimento pelas vistas anterior, posterior e lateral, possibilitando reunir todos os achados objetivos e subjetivos para fins de correlacioná-los com os possíveis desvios de marcha (KONIN, 2006).

#### 2.4. AVALIAÇÃO CINÉTICO-FUNCIONAL

Neste item é abordada a avaliação cinético-funcional, os conceitos relacionados são necessários para o bom entendimento dos testes que são realizados para este fim, subsidiando o posterior levantamento e identificação de testes que poderiam ser utilizados para o objetivo da pesquisa.

De acordo com o Conselho Federal de Fisioterapia e Terapia Ocupacional (COFFITO, 2003), a Fisioterapia é uma ciência da área da Saúde que tem por objetivo o estudo, a prevenção e o tratamento dos distúrbios ou problemas cinéticos funcionais que ocorrem em órgãos e sistemas do corpo humano, decorrentes de origens diversas, sejam alterações genéticas, traumas, e doenças adquiridas.

A avaliação físico-funcional compreende a análise e o estudo da estrutura e funcionamento dos desvios físico-funcionais de um indivíduo, por meio de

metodologias e técnicas fisioterapêuticas, para fins de identificar e quantificar as alterações, considerando os desvios dos graus de normalidade para os de anormalidade, resultando no diagnóstico cinético-funcional (COFFITO, 2001).

Segundo Moura Filho (2003 *apud* Dalmarco, 2005), o diagnóstico cinético-funcional constitui o parecer de um Fisioterapeuta sobre o estado de saúde de um paciente, portador de enfermidade ou lesão, tendo por base a observação de processos patológicos anteriores e de informações ou dados adicionais colhidos na avaliação do paciente, do histórico patológico, dos dados coletados do exame clínico e demais elementos clínicos, funcionais e psicossociais.

De acordo com Gomes *et al.* (2012), dados do Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE) apontam mais de 466.937 mil brasileiros com falta de um membro ou parte dele, relativos às pessoas amputadas e aquelas que já nasceram sem um membro. Muitos destes indivíduos, são pacientes que necessitam de programas de reabilitação e da realização de testes para a verificação de seu desempenho.

Segundo Smith (2004 *apud* Rajtůková *et al.* (2014), em particular os pacientes com amputação transfemoral, diversos desafios são enfrentados quanto a sua mobilidade e deambulação: maior gasto energético, dificuldade em relação ao equilíbrio e estabilidade. O que denota a importância da avaliação funcional para identificar as dificuldades existentes e procurar corrigi-las.

Conforme Carvalho (2021), muitas limitações funcionais decorrentes de amputações de membros inferiores, atingem diretamente a parte física e social das pessoas amputadas. Assim, o principal objetivo destas pessoas é retornar às suas atividades de vida diária (AVDs) e, para isso, o início mais breve possível da reabilitação facilita o processo de sua adaptação à vida diária. Além das limitações funcionais, estas pessoas podem apresentar outras alterações de saúde, ou ainda ter uma redução de sua capacidade de trabalho, que poderiam afetar sua vida de uma forma geral (SPICHLER *et al.*, 2001 e NOLAN, 2012).

Para o processo de reabilitação do paciente, a equipe multidisciplinar inicia o trabalho de avaliação detalhada logo após ocorrer a amputação (SANTOS, L. *et al.* 2010). Na reabilitação, a meta a ser alcançada se refere ao ganho de independência funcional para auxiliar nas atividades de vida diária (AVDs), a locomoção e a promoção de inclusão social integral. Neste processo, os fatores psicológicos podem

influenciar o bem-estar da pessoa. De tal forma, o retorno às atividades de trabalho deve ser incentivado, pois proporciona um ganho em relação ao bem-estar social, promove a autoestima no dia a dia, contribuindo para que o processo de reabilitação se torne mais produtivo e, conseqüentemente, para a capacidade funcional (GUARINO; CHAMLIAN; MASIERO, 2007).

A capacidade funcional é associada ao grau de independência da pessoa, considerando as capacidades físicas e mentais que ela apresenta, para fins de realizar de atividades diárias e instrumentais relacionadas ao: banho, higiene pessoal, capacidade de se vestir, transferências, preparo de refeições e sua alimentação, organização da casa, uso de transporte coletivo, e caminhadas em determinada distância (RAMOS *et al.*, 1993).

A avaliação funcional auxilia nas escolhas que serão tomadas para o processo de reabilitação dos pacientes com amputação de membros inferiores. Sendo assim, há necessidade de determinar alguns fatores ou instrumentos que podem contribuir para sanar as dificuldades durante o processo de reabilitação. Estudos foram realizados por pesquisadores, com o objetivo de conhecer estes instrumentos, sendo alguns apresentados a seguir.

Conforme cita Chamlian e Melo (2008), alguns estudos de revisão, como de Calmels *et al.* (2001) e Geertzen *et al.* (2001), buscaram identificar instrumentos utilizados na avaliação funcional dos pacientes amputados de membros inferiores. No primeiro, foram apresentados os resultados de 26 publicações, as quais foram classificadas em: avaliação clínica e instrumental; avaliação funcional das atividades da vida cotidiana; e Avaliação de desempenho e da qualidade de vida. E o segundo, considerando o período de 1990 a 2000, encontrou 104 artigos, dos quais 24 foram analisados, sendo que: 9 artigos apresentavam resultados funcionais; 6 artigos abordavam aspectos gerais; 6 artigos destacaram fatores preditivos, 2 artigos mencionaram a dor fantasma; e 1 artigo citou os problemas de pele.

Também, uma pesquisa realizada no Canadá por Deathe *et al.*, (2002 *apud* Chamlian; Melo, 2008) visou conhecer como os centros de cuidados aos amputados avaliavam seus programas e seus resultados de tratamento. Os pesquisadores concluíram que os serviços, em sua maioria, usavam medidas de independência funcional não padronizadas e informais, o que trazia dificuldade na comparação dos resultados adquiridos.

Segundo essas informações levantadas na literatura sobre instrumentos para a análise da função em pacientes amputados, conforme estudos citados anteriormente, Chamlian e Melo (2008) afirmam que não existe consenso com relação aos instrumentos quanto a sua utilização para estes pacientes, pois muitos instrumentos têm uma aplicação universal, com restrições relativas, por exemplo, a idade, a fase de reabilitação, a presença de comorbidades ou aspectos individuais de cada paciente.

Em geral, alguns dos testes utilizados para avaliação cinético-funcional são: agachamento frontal; agachamento unilateral frontal; salto vertical frontal; salto vertical unipodal frontal; *forward step down*; *single leg landing*; *drop jump vertical test*; *star excursion balance test*; *single hop for distance*; *triple hop for distance*; *crossover hop for distance*; escada funcional; aceleração linha reta frente; aceleração diagonal; aceleração linha reta costas (CHAMLIAN; MELO, 2008).

Em relação aos pacientes com uso da prótese transfemoral, alguns dos testes de avaliação funcional que foram identificados na revisão de literatura realizada por Chamlian e Melo (2008) foram: os instrumentos genéricos *Barthel Index* (BI) e o *Functional Independence Measure* (FIM). Ambos não são adequados para este perfil de pacientes, pois mesmo que o primeiro seja padronizado, válido e reproduzível, não é sensível à mudanças para este grupo, e o segundo por apresentar falhas de responsividade e efeitos de teto.

Com relação às medidas genéricas de mobilidade, o *Timed Up and Go* (TUG) tem validade, é reproduzível e tem fácil aplicação e o *Timed Walking Test* (TWT) poderia ser considerado como padrão-ouro para ser usado com amputados. O *Prosthetic Profile of the Amputee* (PPA) é específico para amputados, com boas propriedades psicométricas, porém é um instrumento longo e considerado difícil quanto sua interpretação pelo paciente e sua análise é complexa, requerendo um guia e um computador. A *Houghton Scale* apresenta propriedades psicométricas testadas e adequadas para uso com amputados (CHAMLIAN; MELO, 2008).

Em relação às medidas específicas da mobilidade de amputados, o *Locomotor Capabilities Index* (LCI), instrumento junto ao PPA, tem boas propriedades psicométricas, além de aceitabilidade clínica por ser simples e fácil de usar. E o *Amputee Mobility Predictor* (AMP) do paciente com prótese é um bom instrumento, que segundo Chamlian e Melo (2008) precisaria ser testado em grupos maiores.

Também precisaria de testagem mais ampla, o *Rivermead Mobility Index* (RMI), um instrumento que avalia a mobilidade, tem confiabilidade e é responsivo às mudanças com reabilitação. E o *Frenchay Activities Index* (FAI), instrumento com consistência interna e reprodutibilidade teste-reteste, porém com baixa validade construtiva para seu uso com indivíduos amputados. Ambos são instrumentos não genéricos e não específico para amputados (CHAMLIAN; MELO, 2008).

A respeito da avaliação funcional do paciente com amputação de membros inferiores, esta deve ser executada com instrumentos eficientes, simples e reprodutíveis. As escalas funcionais, encontradas na literatura e utilizadas na prática clínica, auxiliam a medir o desempenho em atividades de vida diária, mas não foram desenvolvidas especificamente para pacientes amputados. Essas escalas e as classificações usadas nem sempre validadas ou padronizadas, dificultam a reprodução dos resultados e, conseqüentemente, compromete a comparação de dados. (CHAMLIAN; MELO, 2008 e RYALL *et al.*, 2003).

Com relação aos instrumentos de avaliação considerados, como escalas e questionários autoaplicáveis, Ryall *et al.* (2003) alerta para o fato de que suas respostas podem ser interpretadas equivocadamente e com um maior risco de erro. No entanto, este viés pode ser minimizado quando as avaliações são realizadas por um profissional qualificado e treinado.

Como uma escala específica, pode-se citar a *Amputee Mobility Predictor* (AMP). Esta escala foi desenvolvida para verificar o potencial de marcha com prótese, podendo ser utilizado como ferramenta para avaliar a função durante e após o tratamento de reabilitação. É composto por seis domínios contendo 21 itens no total: equilíbrio sentado, transferência, equilíbrio em pé, marcha, subir e descer escadas e usar dispositivos auxiliares de marcha. Os escores variam de zero (pior) a 42 (melhor) (RAYA *et al.*, 2013).

A AMP avalia e identifica o sucesso da protetização e a habilidade de deambular antes da reabilitação, tendo o objetivo de identificar se os pacientes irão obter um nível funcional elevado com o uso da prótese. No entanto, para minimizar os vieses, a AMP deve ser respondida por um profissional habilitado que realiza avaliações da execução de diversas tarefas funcionais pelos pacientes amputados de membro inferior com ou sem prótese. Esta escala tem aplicação rápida e não requer

equipamentos ou recursos específicos, ou que seja realizada em um ambiente particular (GAILEY, *et al.* 2002). Logo, essa escala é útil no planejamento da reabilitação dos pacientes amputados de membros inferiores, em relação à capacidade funcional e potencial de marcha com prótese.

Como já mencionado no decorrer do trabalho, o centro de gravidade afeta a base de sustentação da pessoa e desempenha um papel importante na capacidade de se equilibrar durante o ciclo da marcha. Além do mais, em relação às pessoas com alterações musculoesqueléticas e, no caso, pessoas com amputações de membros inferiores, o custo energético precisa ser considerado pois pode afetar o padrão normal da marcha. Deste modo, considera-se importante conhecer os dados antropométricos para a construção e prescrição da prótese adequada às necessidades do paciente e para a avaliação. Sendo assim, a antropometria e a ergonomia são, também, conceitos de interesse para a avaliação que ocorre no processo de design de quaisquer produtos, em especial no desenvolvimento de tecnologia assistiva.

Após contemplar a avaliação cinético-funcional e sua relação com o processo de reabilitação, o próximo item aborda a avaliação no processo de design, uma vez que em se tratando da prótese transfemoral é necessário que este produto de tecnologia assistiva atenda as necessidades do usuário.

## 2.5. AVALIAÇÃO NO PROCESSO DE DESIGN

O processo de análise e avaliação faz parte de diversas etapas do desenvolvimento de produtos, desde seu início que ocorre a partir de uma análise das perspectivas mercadológica e tecnológica. Segundo Ulrich e Eppinger (2019 *apud* Soares, 2021), é o conjunto de atividades que partem da percepção de uma oportunidade de mercado, abrange os processos de design, de produção, de distribuição e comercialização do produto. Para os autores, este conceito se aplica para bens destinados a todas as pessoas, inclusive às pessoas com deficiência, visando atender suas necessidades e desejos.

De acordo com Soares (2021), o processo de design do produto abarca os vários requisitos relacionados à função, desempenho, confiabilidade, usabilidade, aparência e custo. Consiste em um método que compreende um conjunto de

procedimentos racionais e sistemáticos aplicados para a concepção e desenvolvimento de produtos físicos a serem utilizados pelos usuários. Além deste processo, o uso de boas práticas, métodos eficazes e informações apropriadas contribuem para a qualidade do design. O processo de desenvolvimento de produtos de consumo<sup>4</sup> é constituído de seis principais fases realizadas de forma sequencial ou simultânea: especificação do design, conceitualização, modelagem e prototipagem, avaliação do produto, produção, marketing e avaliação.

Conforme Soares (2021), a fase de produção abrange diversas atividades, envolvendo a seleção de materiais e processos, planejamento das operações de produção, manuseio de materiais, inspeção e controle de qualidade e embalagem. Esta fase do desenvolvimento do produto não envolve diretamente o design e a ergonomia do produto. Por sua vez, na fase de marketing e avaliação posterior do produto, pode-se avaliar o feedback do usuário antes e depois que o produto foi lançado no mercado. Sendo possível, por meio de técnicas e estratégias, verificar a satisfação ou insatisfação com relação ao produto depois de sua aquisição e durante seu uso. Esta fase, segundo o autor, não está diretamente vinculada com o design, porém é útil para propor melhorias ou criação de novos produtos.

De forma breve, com base em Soares (2021), as fases referentes à especificação do design, conceitualização, modelagem e prototipagem, e avaliação do produto são descritas a seguir.

A fase de especificação do design compreende a identificação de necessidades, avaliação dos produtos competitivos, determinação do perfil dos usuários, definição dos requisitos de desempenho do produto, e determinação das restrições de design. Comumente esta fase é realizada pelos profissionais de marketing e gerenciamento, ou pela discussão de designers com os clientes, mas a ergonomia pode exercer um importante papel nesta fase.

A fase de conceitualização consiste na geração de conceitos de design, com o processo de geração de ideias e alternativas de solução que atendem às especificações do design. Nesta fase, o maior número possível de ideias é gerado sem envolver críticas. Da perspectiva ergonômica, o problema é que são ideias ainda

---

<sup>4</sup> Produtos de consumo se diferenciam de produtos comerciais, por suas características, capacidade e velocidade de operação, sendo aqueles usados pelo público em geral e adquiridos pelo próprio usuário final. (Cushman e Rosemberg, 1991 *apud* Soares, 2021)

não avaliadas com base na segurança ou na usabilidade. A avaliação nesta fase é realizada com base nas especificações do produto, dando suporte para a seleção dos melhores conceitos. Algumas tecnologias computacionais podem auxiliar este processo de criar e avaliar as soluções-conceito, entre as quais podem ser citadas o *Computer-Aided-Industrial-Design*, a realidade virtual, e a realidade aumentada.

A modelagem e prototipagem compreende a seleção e desenvolvimento dos conceitos mais viáveis, visando sua transformação em modelos representativos e realistas (digitais ou *mockup*) adequados para atender as suas especificações e metas estabelecidas. Para após, com uso da prototipagem (rápida ou convencional serem desenvolvidos os modelos funcionais que serviram para os testes de avaliação. A obtenção de um modelo físico requer o uso de diversas medidas numéricas, como exemplo pesos, diâmetros, equilíbrio, entre outras. Neste sentido, a ergonomia oferece suporte ao design com dados oriundos da literatura. Dados relativos à postura, dimensionamento e forças aplicadas no uso de produtos são obtidos pela antropometria e biomecânica.

Como mencionado, a avaliação de produto pode ocorrer desde a fase inicial de projeto do produto com uso de modelos até a fase final de design com auxílio de protótipos em situações de uso. Assim, é possível fazer uma análise do desempenho do produto a partir da interação do usuário, identificando a necessidade de modificações no design, ou se as necessidades e requisitos são atendidos. Os testes utilizados podem ser os físicos (verificam a qualidade técnica do produto) e os ergonômicos (envolvem o usuário e como ele se relaciona com as diversas características e funcionalidades do produto). A interação do usuário com o produto pode sugerir melhorias nas especificações ergonômicas, podendo avaliar a qualidade do produto, com os critérios e requisitos de projeto apresentados no quadro 2

De acordo com Soares (2021), considerando os produtos para pessoas com deficiência, no processo de desenvolvimento devem ser incluídos os requisitos médicos adequados às limitações funcionais e realizados testes específicos. Entre os critérios de avaliação referente ao produto, usuário e a tarefa estão:

- Produto – dimensões, materiais, componentes, controles, mostradores, instruções, estrutura, ruído, vibração, entre outras;

- Usuário – idade, sexo, medidas antropométricas, sentidos, capacidade funcional e cognitiva, características socioeconômicas, propriedade do produto, entre outras;
- Tarefa – objetivo a ser alcançado com o uso do produto e a interação dinâmica do usuário, o ambiente, e a tarefa para a qual o produto foi desenvolvido.

Quadro 2 – Critérios de qualidade do produto

Critérios	Qualidade avaliada do produto
Segurança	Possibilitar manuseio sem riscos de danos, lesão, ou morte, causados por falhas, ou mau funcionamento e erros no uso do produto e seus componentes
Efetividade	Permitir que o usuário realize a tarefa eficientemente, com uma quantidade razoável de esforço humano para alcançar o efeito desejado
Adequação	Ajustar-se às exigências sociais e terapêuticas (produtos para pessoa deficiente)
Robustez	Resistir a possíveis falhas ou uso ocasional indevido
Confiabilidade	Desempenhar sua função satisfatoriamente por determinado período, proporcionando confiança ao usuário
Conforto	Proporcionar bem-estar físico e mental durante a realização de qualquer atividade relacionada ao seu uso
Compatibilidade dimensional	Ter dimensões adequadas às características anatômicas e antropométricas dos usuários e às restrições físicas do ambiente de uso
Facilidade de uso	Facilitar o uso, não exigindo demasiada força, esforço, ou atenção durante o uso
Estética	Ser agradável ao usuário em termos de aparência visual, sons, cheiro, e sensação
Bom valor	Oferecer uma boa relação custo-benefício na aquisição, manutenção e reparo de peças e componentes

Fonte: Soares (2021)

Para Soares (2021, p. 53), “os testes de usabilidade fazem parte dos testes ergonômicos”, destacando-se pela importância no processo de desenvolvimento de produto e pelo apoio à tomada de decisões de design. O autor ressalta que a avaliação das qualidades ergonômicas do produto deve ser conduzida em qualquer fase do processo de design. O uso de simulações com modelos, *mockups*, e protótipos

possibilitam que sejam conhecidas as reações dos usuários durante o desempenho real do produto, identificando as possíveis falhas ou defeitos.

No processo de desenvolvimento de produtos, é importante considerar o usuário desde as etapas iniciais para identificar suas reais necessidades e envolvê-lo no processo de avaliação para ter seu *feedback*. No caso de produtos para pessoas com deficiência, isso pode melhorar a aceitação e a reduzir eventuais resistências dos usuários ao design final e, também, de necessidades de modificações.

Como uma das principais informações no início do processo de desenvolvimento de produto destinado ao uso das pessoas, existe a necessidade de considerar os dados antropométricos. Principalmente no caso das pessoas com amputação de membro inferior, estas medidas são fundamentais e podem influenciar o projeto quanto à estabilidade no uso da prótese e a garantia de segurança do usuário. Desta forma, o projeto da prótese transfemoral deve considerar medidas antropométricas relativas ao membro intacto e ao membro residual, visando na interação usuário/produto garantir ergonomia e usabilidade.

### 2.5.1 Ergonomia

A ergonomia, por sua vez, está na origem da usabilidade, visando permitir a eficácia e eficiência, o bem-estar e a saúde do usuário, com a adaptação do trabalho ao homem (CYBIS, BETIOL e FAUST, 2007). O objetivo, então, é garantir que o produto e os dispositivos sejam adaptados ao usuário, considerando a forma como pensa, se comporta e trabalha, proporcionando, assim, a usabilidade.

Segundo Cybis, Betiol e Faust (2007), um problema de ergonomia é apontado quando um aspecto do produto está em conflito com as características dos usuários e o modo pelo qual ele realiza determinada tarefa. E, um problema de usabilidade é identificado em determinados momentos, quando uma característica do produto (que causa um problema de ergonomia) leva a perda de tempo, dificulta a qualidade da tarefa ou até mesmo impossibilita sua realização. O contexto de operação é onde o problema de usabilidade poderá ser observado. Os aspectos e informações relativas a ambos os problemas são apresentados no quadro 3.

Deste modo, um problema de usabilidade tem efeitos que afetam o usuário de forma direta e, de forma indireta, também, a tarefa que ele realiza ou pretende realizar.

Quadro 3 – Problemas de ergonomia e de usabilidade

<b>Problemas de ergonomia</b>	<b>Problemas de usabilidade</b>
Aspecto inadequado do produto	Contexto de operação onde o problema pode ser observado
Recomendação ou critério ergonômico desrespeitado	Efeitos possíveis sobre o usuário e sua tarefa, contendo a frequência com que esse problema/contexto se manifesta
Possível problema de usabilidade em sua consequência: prováveis implicações negativas sobre a usabilidade	Possível problema de ergonomia em sua origem: algum aspecto inadequado no produto que causa o problema de usabilidade

Fonte: elaborado pelo autor com base em Cybis, Betiol e Faust (2007)

Soares (2021), também, destaca o papel importante que a ergonomia tem para garantir a usabilidade e, por conseguinte, contribuir para a melhoria do desempenho dos produtos de consumo em geral e, em particular, dos produtos assistivos.

Conforme Soares (2021), ergonomia é uma disciplina amplamente conhecida e respeitada na área de design de produtos, e seus atributos (facilidade de uso e de aprendizagem, alta produtividade, conforto, segurança e adaptabilidade) vem sendo, também, utilizados pela mídia como elementos que agregam valor aos produtos e que são percebidos pelo usuário como fundamentais para atender suas necessidades.

Assim, a ergonomia é uma disciplina prática que busca conhecimentos de outros campos, entre os quais a anatomia, fisiologia, psicologia e engenharia, com foco no ser humano. Sendo útil para coletar dados referenciais e analisar a estrutura, o funcionamento e o comportamento das pessoas (SOARES, 2021).

Segundo Freires (2003), a aplicação prática da ergonomia contribui para favorecer a produtividade e a melhora da saúde dos trabalhadores, e, além disso, é um processo de construção e participação na resolução de problemas, exigindo conhecimento nas tarefas da atividade desenvolvida e nas dificuldades encontradas, para alcançar o sucesso exigido.

A Associação Internacional de Ergonomia (IEA) define que a ergonomia trata das interações entre os homens e os elementos que compõem um sistema, além de abranger a profissão, como um campo de atuação que aplica teoria, princípios, dados e métodos ao design, visando a otimização do bem-estar humano e do desempenho geral do sistema (ABERGO, 2020).

Soares (2021) afirma que a ergonomia está centrada na análise e design de produtos e sistemas com diversos níveis de complexidade, visando otimizar a interface entre o usuário e o produto, o ambiente e o sistema. O autor destaca os seguintes papéis da ergonomia no desenvolvimento de produtos: identificar as necessidades do usuário; realizar o design da interface do usuário; e testar e avaliar o produto. Para isso, além de identificar as necessidades e preferências do usuário, a ergonomia visa verificar e medir a eficácia com que as necessidades do usuário são atendidas, obtendo o *feedback* durante o ciclo de desenvolvimento do produto.

Na perspectiva do design, os profissionais trabalham de forma criativa e intuitiva, buscando inovações e experimentando diversas soluções para um problema e suas avaliações. Metodologicamente, abordam os problemas com o “pensamento lateral” e usam o pensamento criativo para resolvê-los. Já na ergonomia, a perspectiva metodológica se apoia no “pensamento vertical”, analítico e detalhista, e mesmo que sejam utilizadas técnicas criativas, os profissionais analisam o problema e desenvolvem estratégias ou experimentos com base em dados científicos para a busca das melhores soluções (SOARES, 2021).

Conforme destaca Soares (2021, pg.30) “A integração bem-sucedida entre as duas áreas terá como resultado um produto esteticamente agradável e funcionalmente superior”. Uma vez que ambas têm por objetivo atender a satisfação do usuário e oferecer produtos de sucesso. Para o autor, “a ergonomia do produto, também chamada de ergodesign, pode ser considerada uma ferramenta fundamental na busca da qualidade do produto” (*ibidem*, pg. 32). Esta qualidade requer que se obtenha um equilíbrio entre os diferentes atributos do produto relacionados à estética, funcionalidade e usabilidade, tendo por base o contexto criado pelo usuário, a tarefa, o ambiente e a cultura.

Soares (2021) ressalta que, em produtos projetados para a independência de pessoas com deficiência, este equilíbrio deve incluir atenção às necessidades médicas e terapêuticas destes usuários. Em geral, estes produtos são sugeridos pelos médicos e fisioterapeutas, visando atender uma necessidade clínica e fisiológica do paciente, ou seja, da pessoa com deficiência. No entanto, o design de produto orientado para resolver um problema no contexto da incapacidade do usuário tem por resultado uma solução técnica centrada no equipamento, ao invés de considerar requisitos projetuais relativos aos desejos, às aspirações pessoais, ou ao estilo de vida do usuário. É necessário que o desenvolvimento do produto tenha por base uma

abordagem centrada no usuário, voltada a atender as necessidades e interesses do usuário, para que sejam utilizáveis e compreensíveis pelo usuário.

Na perspectiva da ergonomia e da usabilidade, conforme Soares (2021, pg. 35), o design de produto é:

uma tecnologia de projeto que visa o desenvolvimento de produtos, com uma configuração definida, em pequenas ou grandes séries, considerando questões de uso, significado, desempenho, operação, custo, produção, comercialização, mercado, qualidade formal e estética e os impactos ambientais, urbanos e ecológicos.

Para Soares (2021, pg. 38), “a única forma de realizar um processo de design centrado no usuário ou no humano é usando a ergonomia aplicada desde o início do processo de desenvolvimento do produto”. O que possibilita obter *feedback* relevante, significativo e aplicável ao projeto para desenvolver soluções de sucesso.

No Brasil, a ergonomia é regulamentada pela Norma regulamentadora 17 (NR 17) do Ministério do Trabalho e Emprego, resolução estabelecida pela Portaria nº 3.751, de 23 de novembro de 1990. O objetivo é estabelecer parâmetros determinantes para a adequação das condições de trabalho junto às características psicofisiológicas dos trabalhadores, contribuindo para uma melhora no conforto, segurança e desempenho (BRASIL, 1996).

Uma avaliação cognitiva é de extrema importância antes da decisão sobre a cirurgia de amputação, pois é nessa avaliação que se identifica a facilidade, a habilidade que o indivíduo tem de aprender, adaptar-se e usar uma prótese. Logo, a autonomia e a independência estão ligadas diretamente a essa avaliação. Sendo assim, essa avaliação deve ser realizada por profissionais para atentar sobre fatores pós-traumáticos, tais como a negação e a ansiedade, que podem interferir nos resultados do tratamento (BRASIL, 2013).

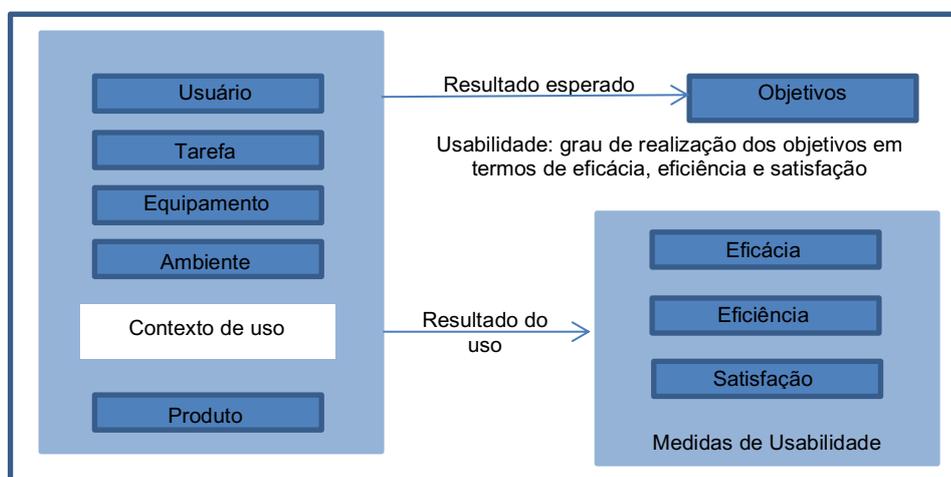
De acordo com o VA/DoD *Clinical Practice Guideline for Rehabilitation of Lower Limb Amputation* (USA, 2017), é fundamental, que durante a avaliação sejam incluídos testes de função intelectual, atenção, concentração e processamento cognitivo. Sendo assim, os autores propõem uma investigação das funções executivas, memória de trabalho, de curto e de longo prazo, auditiva e visual, mas também das habilidades de recuperação de informações e reconhecimento. Fatores neuropsicológicos relacionados às dificuldades na adaptação do indivíduo com a prótese, podem comprometer negativamente o tratamento. Conforme o resultado da

avaliação cognitiva, a indicação de alguns modelos de próteses, ou mesmo o uso da prótese, podem ser contraindicados, cabendo a uma equipe multiprofissional, avaliar e considerar o contexto pessoal, social e ambientais do indivíduo (BRASIL, 2013).

## 2.6. AVALIAÇÃO DA USABILIDADE E DA EXPERIÊNCIA DO USUÁRIO

Os conceitos de usabilidade, experiência do usuário e percepção do usuário são estudados numa perspectiva interdisciplinar, oriundos principalmente dos campos disciplinares da Psicologia e Design. De acordo com a Norma ISO 9241:11 e esquema apresentado na figura 8, a usabilidade é uma requisição para o desempenho do usuário nas atividades realizadas por ele, com a utilização de um dispositivo interativo. É medida pela eficácia, eficiência e satisfação que determinados usuários visam alcançar em dadas condições de realização de uma tarefa, com um equipamento e em um ambiente (CYBIS; BETIOL; FAUST, 2007). Estas medidas são apresentadas na figura 15.

Figura 15 – Modelo conceitual da Usabilidade segundo a ISO 9241:11



Fonte: Cybis, Betiol e Faust (2007)

Conforme Cybis, Betiol e Faust (2007) o modelo conceitual abrange :

- Eficácia - quantidade e qualidade de objetivos alcançados pelo usuário em uma atividade com o produto;
- Eficiência - quantidade de recursos (tempo, esforço físico e cognitivo) aplicados pelo usuário para obtenção de seus objetivos em sua atividade com o produto;

- Satisfação - contentamento subjetivo do usuário com o uso do produto para realizar a atividade (por exemplo: atividade física).

Portanto, a usabilidade é a qualidade do uso do produto para a realização de uma atividade. De acordo com Cybis, Betiol e Faust (2007), é definida como a medida de eficácia, eficiência e satisfação alcançadas pelo usuário durante o uso de um produto para obter seus objetivos na atividade. A usabilidade é, então, um atributo de qualidade para avaliar o quanto um produto é fácil de usar, enquanto a experiência do usuário é mais ampla e envolve outras disciplinas, e considera a ergonomia, a utilidade, a estética, e valor do produto para o usuário, com técnicas como entrevistas em profundidade, ou observação etnográfica.

Conforme Soares (2021), a usabilidade é determinada para um usuário ou grupo de usuários, bem como para um tipo de tarefa e ambiente específicos no qual ocorre e pode-se observar a interação entre o usuário e o produto. Deste modo, o autor reforça que a usabilidade pode mudar com o tempo e a atividade, consistindo em uma variável a ser considerada no projeto.

Um *framework* de avaliação integrada de usabilidade e experiência do usuário (UX), baseado na ISO 9241-11 e no *American Customer Satisfaction Index* (ACSI), foi proposto por Miki no *Human Interface and the Management of Information* (HCI-2014). Nesta proposta, a satisfação presente junto à eficácia e eficiência no modelo da ISO 9241-11 foi substituída pelas medidas subjetivas do ACSI (MIKI, 2015).

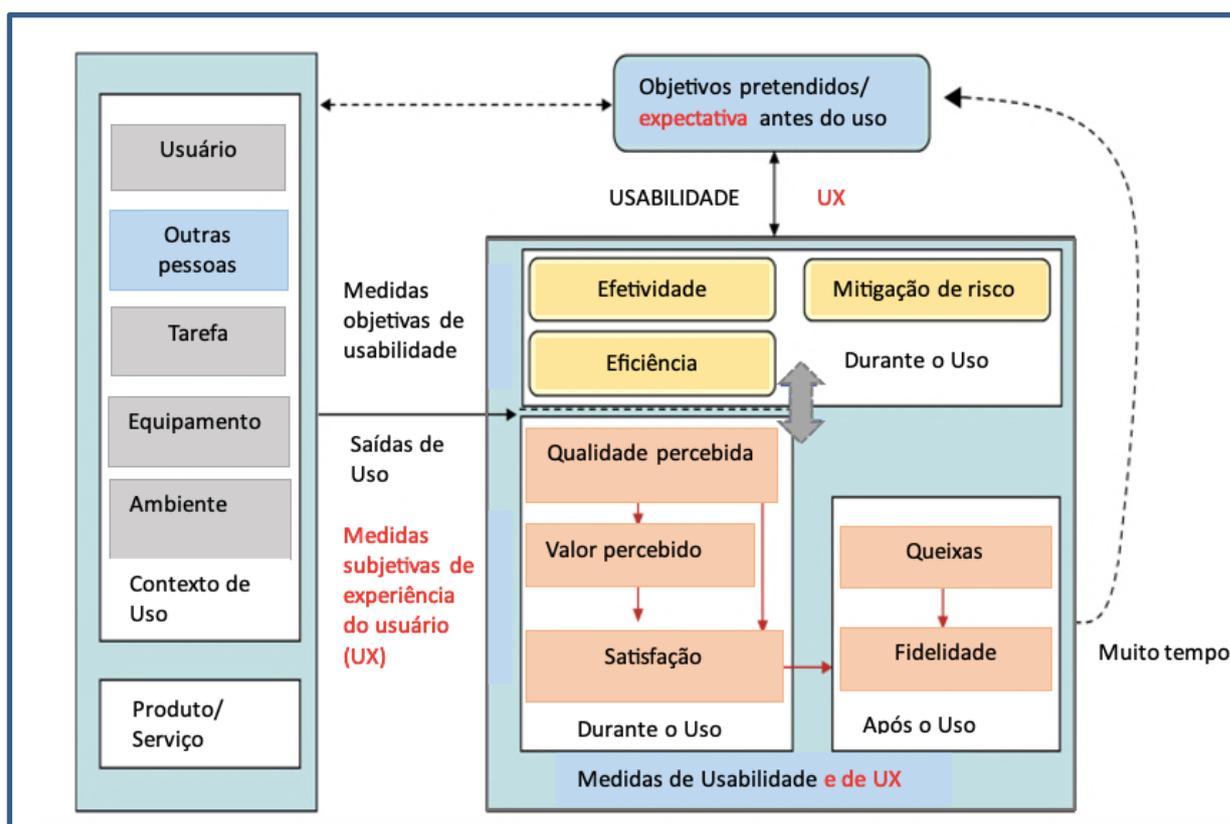
Para o autor, quando se considera a usabilidade e experiência do usuário de um produto, ou serviço, as tarefas são realizadas em um contexto determinado de uso, com os objetivos pretendidos e expectativas, com o resultado do uso medido: objetivamente pela eficácia e eficiência; e, subjetivamente pela qualidade e valor percebidos, satisfação, reclamações e fidelidade (medidas de UX derivadas do ACSI). As medidas objetivas são possíveis de serem medidas pelos designers, enquanto as medidas subjetivas representam as avaliações subjetivas do usuário (MIKI, 2015).

Em 2015, o autor revisou seu *framework* para incluir, explicitamente, um novo elemento denominado “outras pessoas” no contexto de uso, para considerar a influência do uso de um produto a outras pessoas neste referido contexto. Também,

foi considerada a “mitigação de riscos”, tendo em vista que não seria possível considerar sua isenção (MIKI, 2015).

Segundo Miki (2015), estas poucas alterações feitas no modelo de usabilidade da ISO 9241-11 possibilitaram propor o framework de forma a representar também a experiência do usuário, conforme pode ser visualizado na figura 16.

Figura 16 – Framework de avaliação de usabilidade e de experiência do usuário



Fonte: Miki (2015) (traduzido pelo autor)

Conforme aponta Miki (2015), as definições de “usuário” da ISO 9241-11 e da ISO/IEC 25010 (*Systems and Software Engineering*) são diferentes. A primeira considera como usuário a “pessoa que interage com o produto”, enquanto a segunda é o “indivíduo ou grupo que interage com um sistema ou se beneficia de um sistema durante sua utilização”. O autor destaca que, a segunda definição abrange além da pessoa que interage com um produto ou serviço, qualquer pessoa que se beneficia do uso. Porém, não contempla outras pessoas que estão próximas e que são afetadas negativamente pelo uso.

Com relação ao “ambiente”, a definição compreende o ambiente físico e o ambiente social. Neste último, as outras pessoas próximas podem estar presentes, considerando o “contexto de uso”. Deste modo, o autor considera adequado explicitar “outras pessoas” no “contexto de uso”, tendo em vista que isto contribui para enfatizar o aspecto relacionado à acessibilidade (MIKI, 2015).

Quanto às “influências sobre outras pessoas”, Miki (2015) sugere duas alternativas de considerá-las na parte subjetiva. Sendo a primeira, substituindo parte das medidas subjetivas relativas à “satisfação” por uma medida combinada que considere a satisfação do usuário e a de outras pessoas. E, a segunda, projetar o produto, ou o serviço para que sejam evitadas estas influências.

Soares (2021) afirma que, independente de cultura, sexo, e classe econômica, a experiência do usuário ocorre todos os dias, como resultado da interação do usuário com um produto ou sistema, decorrente em grande parte da usabilidade. De modo que, todos os elementos que influenciam esta interação, também, afetam a experiência. Enquanto a usabilidade se preocupa com os aspectos relacionados ao desempenho humano na sua interação com produtos ou sistemas, durante a realização de tarefas; a experiência do usuário foca nos aspectos emocionais oriundos desta interação e na experiência vivenciada por ele. Por isso, a experiência é algo pessoal que permanece na memória do usuário, vinculando sentimentos e emoções experimentados pelo usuário ao usar um produto. A ISO 9241-110:2010 a define como “a percepção e resposta da pessoa que resulta do uso ou uso antecipado de um produto ou serviço”.

Soares (2021) cita os três níveis de processamento emocional no usuário em decorrência da experiência, com base em Norman (2008) e Komninos (2020), sendo:

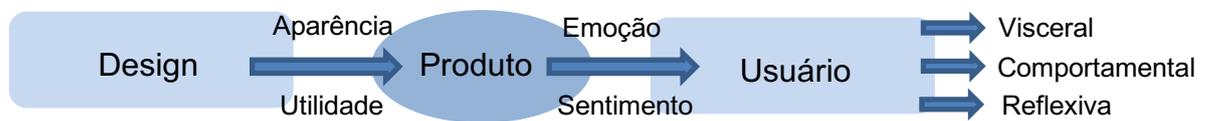
- Visceral – refere-se às qualidades perceptíveis de um produto e às sensações que causa. São emoções que fogem ao controle do usuário (são arraigadas e automáticas), sendo relacionadas às decisões imediatas do que considera bom ou mau, seguro ou perigoso, auxiliando-o na distinção de um produto de outro, em termos de atitudes, sentimentos e crenças.
- Comportamental – refere-se aos aspectos relativos ao controle da ação, em que é feita uma análise inconsciente das ações e definição de estratégias para analisar uma situação, auxiliando a lidar com ela da forma mais eficaz e o mais

rápido possível, estando relacionados ao uso e à experiência do usuário com o produto. Está vinculado à função, ao desempenho e à usabilidade do produto.

- Reflexivo – refere-se ao pensamento consciente, associando os aspectos de racionalização e significação do produto, trazendo as percepções de status e expressividade.

Estes três níveis de processamento emocional do usuário na interação com o produto foram representados por Soares (2021), conforme figura 17 a seguir.

Figura 17 – Níveis de Processamento Emocional do Usuário



Fonte: Soares (2021, pg. 129)

Soares (2021) traz a distinção dos conceitos de emoção e sentimento a partir de Damásio (2015), sendo: emoção é o conjunto de reações automáticas e inconscientes do corpo, como respostas químicas e neurais sustentadas pelas memórias emocionais que surgem quando o cérebro recebe os estímulos que vem do meio; o sentimento está associado à consciência, sendo uma resposta à emoção, originando-se a partir de sua transferência para uma zona do cérebro responsável por sua decodificação em forma de atividade neuronal. Assim, a experiência do usuário resulta das emoções produzidas na interação com os diversos produtos e sistemas.

Com relação aos métodos utilizados para a avaliação da experiência do usuário, Soares (2021) afirma com base em Vermeeren (2010) que estes são muito próximos aos da avaliação da usabilidade. As medidas de satisfação, geralmente, são usadas em métodos para avaliar a usabilidade e, também, para avaliar a experiência do usuário medida por meio de métricas subjetivas. Estas medições são relativas às pessoas, seus comportamentos e atitudes. Já a usabilidade é uma medida objetiva, com exceção da satisfação.

Para Leventhal e Barnes (2007 *apud* Soares, 2021), os dois tipos de avaliação de usabilidade que oferecem base para a avaliação da experiência do usuário são:

- **Formativa** – a avaliação do produto ocorre durante seu projeto e desenvolvimento, para fins de identificar deficiências, em um processo cíclico de avaliação e recomendações para sua otimização, obtenção de melhorias, ou de uma versão mais próxima da ideal.
- **Somativa** – a avaliação do produto ocorre após seu desenvolvimento, para fins de verificar o quanto ele atende os objetivos ou requisitos pré-definidos, ou para realizar a comparação entre produtos similares.

Quanto à avaliação da usabilidade, Soares (2021) refere-se ao método com foco na interação entre o usuário, a tarefa e o produto, para fins de saber como as pessoas usam um produto. O autor comenta que a análise da tarefa e os testes de usabilidade estão no campo da ergonomia há vários anos. E, considera que o uso conjunto das ferramentas de design e ergonomia contribui para o desenvolvimento de produtos em que o usuário tenha papel participativo no processo, não sendo apenas o destinatário.

Para apoiar este processo, Soares (2021) cita alguns autores que propuseram modelos de avaliação de usabilidade, entre os quais: Nielsen (1993), Eason (2007) e Shackel (2009); Jordan (1998) para avaliação de produtos; e Leventhal e Barnes (2007) utilizado para ambos (ambientes de softwares e produtos).

Os três primeiros modelos, criados para ambientes de softwares, foram estudados por Falcão e Soares em 2013 e apresentados em uma taxonomia. Os autores concluíram que estes modelos podem ser adaptados a avaliação do uso de produtos de consumo. O modelo de Jordan (1998) foi desenvolvido para a avaliação de produtos; e de Leventhal e Barnes (2007) utilizado para ambos (ambientes de softwares e produtos) (SOARES, 2021).

O quadro 4 apresenta a taxonomia de Falcão e Soares, sendo que foram incluídos os modelos de Jordan (1998) e de Leventhal e Barnes (2007), em ordem cronológica.

## Quadro 4 - Taxonomia de modelos de usabilidade

(Continua)

Modelos	Dimensões		Definições
Modelo de Nielsen (1993)	Facilidade de aprendizado		O sistema deve ser fácil de aprender, para que o usuário possa aprender de forma rápida a usá-lo, obtendo resultados satisfatórios o mais rápido possível
	Eficiência no uso		Relacionada à produtividade do sistema, para que o usuário após aprender a usá-lo, consiga alcançar alta produtividade
	Facilidade de memorizar		O sistema deve ser fácil de lembrar, para que o usuário ocasional não tenha necessidade de reaprender a usá-lo após um período
	Poucos erros		Corresponde à taxa de erros durante o uso do produto. Esta taxa deve ser baixa, e se o usuário cometer um erro, o sistema deve permitir sua correção de forma rápida e simples. Erros graves não devem ocorrer.
	Prazer subjetivo (satisfação)		O sistema deve possibilitar uma interação agradável para que os usuários estejam satisfeitos ao usá-lo
Modelo de Jordan (1998)	Suposição		Medida de custo para o usuário ao usar um produto e no desempenho de uma nova tarefa pela primeira vez
	Aprendizagem		Custo para o usuário atingir um nível competente de desempenho na tarefa
	Desempenho do usuário		Desempenho relativamente inalterado referente ao uso frequente do produto para realizar uma tarefa
	Potencial do sistema		Nível máximo de desempenho que poderia ser alcançado para completar uma tarefa com um produto
	Reusabilidade		Refere-se a possível redução no desempenho após o usuário não usar o produto por longo período
Modelo de Eason (2007)	Tarefa	Frequência	Número de vezes que a tarefa é realizada
		Abertura	Possibilidade de modificação na tarefa
	Usuário	Conhecimento	Conhecimento aplicado pelo usuário na tarefa e sua adequação ou não
		Motivação	Motivo pelo qual o usuário cumpre sua tarefa
		Critério	Habilidade do usuário em escolher, ou não, usar alguma parte do sistema
	Sistema	Facilidade de aprendizado	Esforço exigido para entender e operar um sistema não familiar
		Facilidade de uso	Esforço exigido para operar um sistema após o aprendizado
		Adequação à tarefa	Correspondência de cada informação e função de um sistema às necessidades do usuário para uma tarefa

#### Quadro 4 - Taxonomia de modelos de usabilidade

(Conclusão)

Modelo de Leventhal e Barnes (2007)	Tarefa	Frequência	Tarefas desempenhadas com frequência e com sequências bem aprendidas
		Rigidez	Número de caminhos a percorrer na tarefa e número de opções e limitações disponíveis ao longo destes caminhos
		Restrições da situação	Restrições de uso impostas pelo sistema, quanto a segurança, ambiente de interação, instruções.
	Usuário	Experiência	Define o domínio do usuário sobre a tarefa e contexto de uso, caracterizando-o em novato, ocasional, ou expertise
		Motivação	Corresponde ao quanto a motivação afeta o resultado da usabilidade
	Interface	Facilidade de aprendizado	Refere-se ao quão fácil é a interface para novos usuários aprenderem a usar o produto ou sistema
		Facilidade de uso	Refere-se ao quão fácil é a operação da interface para os usuários
		Facilidade de reaprendizado	Refere-se ao quão fácil é reaprender a usar a interface, após período de não uso
		Adequação à tarefa	Define uma boa relação entre a interface e a tarefa, proporcionando uma melhor compreensão do usuário para a execução da tarefa
		Flexibilidade	Corresponde à capacidade da interface suportar padrões de uso imprevistos
	Satisfação do usuário	Corresponde a resposta do usuário à avaliação de discrepância percebida entre as expectativas existentes antes e o desempenho real após o seu consumo	
Modelo de Shackel (2009)	Eficácia	Descrita pelos resultados da interação em termos de velocidade e erros	
	Facilidade de aprendizado	Tempo entre o treinamento dos usuários e a frequência de uso, incluindo o tempo de reaprendizado	
	Flexibilidade	Adaptação de algumas tarefas e ambientes, além do que foi definido nas primeiras especificações	
	Atitude	Níveis aceitáveis de custo humano em termos de cansaço, desconforto, frustração e esforço pessoal	

Fonte: adaptado de Soares (2021)

Conforme Soares (2021), no modelo de Nielsen a usabilidade é parte de uma abordagem mais abrangente associada à: aceitabilidade social (aceitação do sistema pela população de seus usuários); aceitabilidade prática do sistema (confiabilidade, compatibilidade, custos e utilidade); e usabilidade que compreende diversos fatores

relacionados ao uso (facilidade de aprendizado, eficiência no uso, facilidade de lembrar, poucos erros e agradabilidade).

Para Leventhal e Barnes (2007 *apud* Soares, 2021), um modelo de usabilidade pode ser aplicado em diversas etapas, sendo: avaliar a interface de um sistema existente e da interface do usuário; utilizar as demandas do usuário como balizador na análise de usabilidade, juntamente às variáveis situacionais (da tarefa e do usuário) no projeto e definir as interfaces utilizáveis, monitorar e avaliar a usabilidade durante o desenvolvimento da interface, e analisar um produto em sua versão final.

Os modelos de usabilidade são aplicados para fins de avaliar ou testar a usabilidade de um produto ou sistema. De acordo com Soares (2021), para este processo de avaliação é necessário estabelecer as variáveis de interesse para sua posterior mensuração, além de quais métricas e como as medidas serão interpretadas pelos profissionais envolvidos. Para isto, são considerados dois tipos de dados: os quantitativos são valores numéricos descritos com precisão; os qualitativos são aqueles que refletem sentimentos e percepções dos usuários a partir de sua experiência e opinião. Conforme Soares (2021), alguns exemplos de dados e métricas citados por Leventhal e Barnes (2007) são, respectivamente:

- Facilidade de aprendizado e de uso – desempenho de precisão (velocidade, taxa de erro);
- Correspondência de tarefas e flexibilidade da interface para suportar novas tarefas – opiniões de especialistas (escalas quantitativas, ou opiniões subjetivas);
- Experiência do usuário – conhecimento do usuário, nível de experiência ou respostas às situações;
- Motivação – resposta do usuário às situações;
- Satisfação – escalas de avaliação.

Ainda, podem ser utilizados como medidas de usabilidade: autoavaliação do usuário em uma escala; anos de treinamento; número de erros ou tempo para completar uma tarefa padrão; número de tarefas em um tempo definido, entre outras. Também, de acordo com Soares (2021), diversos protocolos apoiam a realização de avaliações, testes e experimentos de usabilidade, sendo que as ferramentas podem

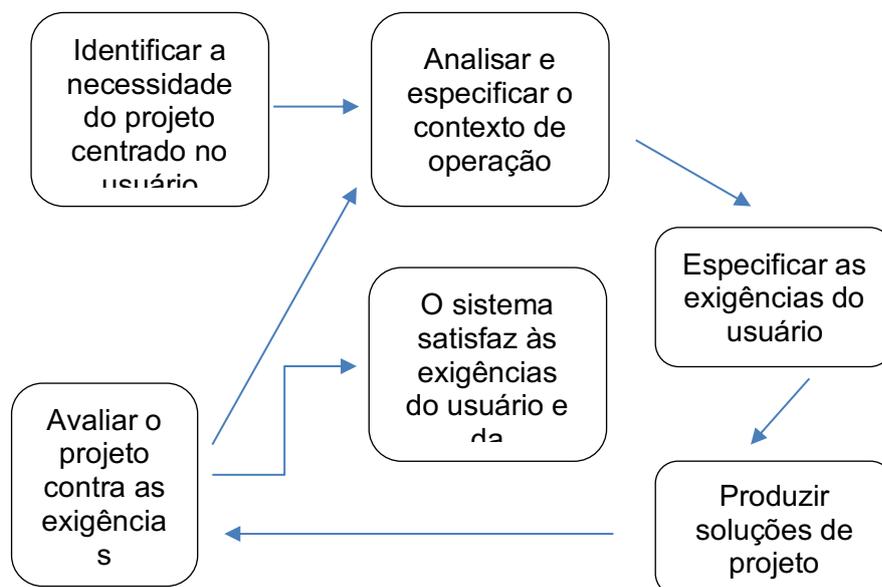
ser empíricas (aquelas que envolvem os participantes) e não empíricas (as que envolvem os especialistas).

### 2.6.1 Métodos e Técnicas

Cibys, Betiol e Faust (2007) destacam que a importância de uma abordagem focada no uso pode ser traduzida em sistemas fáceis de aprender e de usar, na medida em que, estes sistemas produzirão menos fadiga e proporcionarão maior conforto ao usuário, garantindo assim, uma maior qualidade na conclusão do resultado da sua atividade. Os autores consideram que, para se assegurar esse tipo de qualidade, o foco durante o ciclo de desenvolvimento do produto seja colocado sobre o emprego que o usuário faz das tecnologias em seu trabalho ou em suas atividades.

Deste modo, a avaliação da qualidade das interações entre o usuário e o produto pode contribuir com resultados, visando construir novas versões do produto. Contudo, determinados projetos têm um caráter multidisciplinar, a exemplo de projetos de interfaces, havendo a necessidade de contar com pessoas de competências variadas para poder finalizar esse tipo de desenvolvimento (CYBIS; BETIOL; FAUST, 2007). Este tipo de projeto é considerado como abordagem centrada no usuário, podendo ser visualizado na figura 18.

Figura 18 - Projeto Centrado no Usuário (PCU) segundo a ISO 13407:99



Fonte: CIBYS; BETIOL; FAUST (2007)

Entende-se que a abordagem centrada no usuário poderia embasar soluções voltadas para o projeto e desenvolvimento de tecnologia assistiva, bem como na proposição de instrumentos destinados à avaliação desta tecnologia. Da mesma forma, há de se considerar o envolvimento do usuário neste processo.

### 2.6.2. Envolvimento do Usuário no Projeto e Avaliação

A importância do envolvimento do usuário na fase de desenvolvimento do produto se dá pelos conhecimentos que ele pode trazer sobre o sistema projetado no âmbito do seu trabalho ou utilização (CYBIS; BETIOL; FAUST, 2007). A seguir serão abordados de forma breve, os três tipos de envolvimento do usuário no projeto: informativo; consultivo; e participativo.

O envolvimento informativo visa levantar um tipo básico de informação. O usuário é visto como fonte de informações necessárias ao projeto, que podem ser coletadas por meio de técnicas: questionários, entrevistas ou observação em seu dia a dia de trabalho.

O envolvimento consultivo é estabelecido quando o projetista, dispondo, ou não das informações coletadas junto ao usuário, consegue elaborar soluções de projeto e solicita aos usuários que verifiquem e emitam opiniões sobre elas. É realizado por meio de entrevistas, questionários, grupo focal e da observação do usuário, sendo a técnica mais relevante.

O envolvimento participativo é considerado o nível mais elevado de envolvimento e ocorre quando a organização transfere ao usuário o poder sobre as decisões dos projetos. Este envolvimento necessita um grande esforço para o planejamento, organização e execução.

### 2.6.3 Técnicas de Coleta de Dados

As entrevistas são formas importantes para obter informações e opiniões tanto de usuários atuais como dos futuros usuários, sendo que o sucesso em sua aplicação depende do planejamento e da execução, além de um bom relatório. O planejamento das entrevistas envolve inicialmente a identificação das necessidades encontradas pelas pessoas em relação às informações para o projeto. Também, é importante realizar um teste-piloto com o material desenvolvido para a entrevista e praticar o

roteiro e as questões. A estrutura e a forma do relatório devem adaptar-se às necessidades das pessoas que precisam da informação (CYBIS, BETIOL, FAUST, 2007).

Os questionários de satisfação são aplicados essencialmente no momento que usuários experientes usam produtos com frequência, podendo, assim, fornecer informações confiáveis sobre aspectos satisfatórios e insatisfatórios no produto. A principal recomendação no planejamento desta técnica é o emprego de um questionário padronizado, permitindo, assim, a comparação de resultados obtidos por diferentes produtos. Os questionários de satisfação mais conhecidos são: o Questionnaire for User Interaction Satisfaction (QUIS) com a versão 5, tendo 4 fatores e 21 questões; e o Software Usability Measurement Inventory (SUMI) com 5 fatores e 50 questões.<sup>5</sup>

#### 2.6.4 Técnicas de Especificação

Segundo Cybis, Betiol e Faust (2007), as especificações são usadas para guiar o projeto, e para testar ou verificar o produto depois. Assim, os requisitos de usabilidade estão relacionados ao uso pretendido do produto: seu contexto e as exigências quantitativas e qualitativas quanto à usabilidade. Essas informações são essenciais para “delimitar” o projeto do produto e estabelecer os requisitos para os testes da usabilidade, definindo assim:

- quem serão seus usuários diretos e indiretos e quais são as categorias de usuários para quem o produto será desenvolvido;
- quais os objetivos que cada categoria terá em relação ao produto e como os usuários deverão proceder para realizar seus objetivos;
- como será o ambiente técnico, físico e organizacional em que o produto será executado;
- quais os requisitos para usabilidade do produto.

De acordo com os autores, as especificações de exigência para usabilidade têm como objetivo determinar requisitos quantitativos para a eficácia, eficiência e satisfação de todos os tipos de usuários e tarefas definidos no documento de especificação do contexto de uso. Estes requisitos podem ser determinados por todos

---

<sup>5</sup> QUIS – <http://www.lap.umd.edu/QUIS/index.html>

SUMI – <http://www.ucc.ie/hfrg/questionnaires/sumi/index.html>

os envolvidos, em uma reunião para revisar cada tarefa definida no documento de especificação de contexto, simultaneamente com seu cenário de uso, quanto a sua relevância/importância; e determinar uma lista de tarefas e de categorias de usuários, no qual é necessário estabelecer requisitos de usabilidade específicos, definindo para cada tarefa e tipo de usuário da lista (CYBIS; BETIOL; FAUST, 2007):

- o tempo aceitável e o tempo ótimo para a tarefa
- a forma de avaliar a eficácia do usuário no desempenho de cada tarefa (medida de eficácia na tarefa);
- o nível mínimo aceitável para medir a eficácia na tarefa;
- a maneira de avaliar a eficiência do usuário no desempenho de cada tarefa (medida de eficácia na tarefa);
- o nível mínimo aceitável para a medida de eficiência na tarefa;
- a forma de quantificar a satisfação do usuário na realização de cada tarefa (medida da satisfação do usuário);
- o nível mínimo aceitável para a medida da satisfação do usuário.

Quando a tarefa/atividade faz parte de um programa de reabilitação, os valores relativos à eficácia, eficiência e satisfação podem ser verificados por meio da aplicação de um teste ou instrumento de avaliação.

#### 2.6.5 Técnicas de Avaliação

Conforme Cybis, Betiol e Faust (2007), um problema de ergonomia é apontado quando um produto apresenta algum aspecto que está em atrito com as características dos usuários e o modo pelo qual ele realiza determinada tarefa. Sendo reportado por:

- aspecto inadequado na interface, ou no produto;
- recomendação ou critério ergonômico sendo desrespeitado;
- possível problema de usabilidade em sua consequência: prováveis implicações negativas desse aspecto sobre a usabilidade;
- contexto de operação onde o problema de usabilidade pode certamente ser observado.

Um problema de usabilidade é identificado em determinados momentos, quando uma característica do produto interativo (problema de ergonomia) leva a perda de tempo, dificulta a qualidade da tarefa, ou mesmo impossibilita sua realização

(CYBIS; BETIOL; FAUST, 2007). Assim, um problema de usabilidade deve ser descrito a partir de informações sobre:

- contexto de operação onde o problema pode ser observado;
- possível problema de ergonomia em sua origem: algum aspecto inadequado no produto que causa o problema de usabilidade;
- efeitos possíveis sobre o usuário e sua tarefa, contendo a frequência com que esse problema/contexto se manifesta.

Em suma, os efeitos de um problema de usabilidade podem ser sentidos pelo usuário de forma direta e indireta, pois pode afetar de algum modo a tarefa que ele realiza. Os problemas de usabilidade são originados a partir de um problema de ergonomia do produto. Estes problemas ocorrem durante a interação e acarretam dificuldades ao usuário, na realização de sua tarefa. Logo, a ergonomia é a qualidade da adaptação de determinado dispositivo ao seu usuário e à tarefa ou atividade que realiza (CYBIS; BETIOL; FAUST, 2007).

## 2.7. QUALIDADE DE VIDA

De acordo com Schalock, Bonham e Verdugo (2008), o conceito de qualidade de vida (QV) evoluiu com o tempo, e incluiu: um quadro conceitual para avaliar os resultados pessoais; uma construção social que orienta as práticas do programa e estratégias de melhoria da qualidade; e um critério para avaliar a eficácia dessas práticas e estratégias. Com isto, evidenciou-se seu papel como um agente de mudança social que, provocando formas diferentes de pensar sobre pessoas com deficiência de desenvolvimento e de planejar políticas e práticas que visam melhorar os resultados pessoais relacionados à QV. Destacam-se, também, os elementos fundamentais neste processo: o interesse das partes envolvidas por serviços de qualidade e resultados; a oferta de suportes individualizados em ambientes inclusivos; os indicadores-chave de desempenho e práticas; e o uso das melhores práticas em relação à habilidade, treinamento, tecnologia assistiva e acomodação ambiental.

Para Schalock, Bonham e Verdugo (2008), a estrutura conceitual tem poder explicativo, sendo importante por oferecer uma base sólida para a medição de resultados pessoais relacionados à qualidade de vida, sendo que o uso de fatores, domínios e indicadores podem apoiar políticas e práticas voltadas à qualidade de vida. Conforme os autores, a evolução pode ser observada em dois âmbitos: do conceito

de qualidade de vida para um constructo com propriedades de medidas associadas; e, de um quadro conceitual para o desenvolvimento e avaliação de um modelo.

A estrutura conceitual de qualidade de vida compreende três fatores que são a independência, a participação social e o bem-estar, aos quais estão relacionados os oito domínios e os indicadores, demonstrando a multidimensionalidade do conceito de QV, compreendendo as percepções, comportamentos e condições relacionadas ao bem-estar de uma pessoa, descritas a seguir conforme Schalock, Bonham e Verdugo (2008).

A independência compreende dois domínios, sendo o desenvolvimento pessoal e a autodeterminação, com respectivos exemplos de indicadores, tais como: no primeiro fator, a situação educacional; habilidades pessoais; comportamento adaptativo; e, no segundo fator, a possibilidade de escolhas e decisão; autonomia; e metas pessoais.

A participação social abarca três domínios, com respectivos exemplos de indicadores, sendo: relações interpessoais (redes sociais, amizades, atividades sociais, interações, relacionamento); inclusão social (integração/participação da comunidade, papéis da comunidade, apoios); direitos humanos (respeito, dignidade, igualdade) e direitos legais (acesso legal).

O bem-estar compreende três domínios, sendo: bem-estar emocional (segurança e proteção, experiências positivas, contentamento, autoconceito, ausência de estresse); bem-estar físico (estado de saúde e nutrição, recreação, lazer); bem-estar material (situação da vida financeira, de emprego, de moradia, posses).

Com relação à avaliação da QV, um dos pontos destacado pelos autores, diz respeito ao levantamento de indicadores subjetivos (autorrelato) e objetivos (observação direta) no mesmo item. Como exemplo: considerando o domínio 'desenvolvimento pessoal'; com indicador 'comportamento adaptativo', o autorrelato seria resultante de 'Até que ponto você é capaz de se alimentar, levantar-se e descer, ir ao banheiro e se vestir? (independente, com assistência, não pode)'; e a observação direta oriunda de situação de atividades de vida diária 'como você classificaria o grau em que a pessoa realiza essas atividades? (geralmente independente, geralmente com assistência, não pode fazer por conta própria) (SCHALOCK; BONHAM; VERDUGO, 2008).

Para WHOQOL, Group (1994), são identificados seis domínios: físico, psicológico, nível de independência, relações sociais, meio ambiente, e espiritualidade/religião/crenças pessoais.

De acordo com WHOQOL, Group (1995), a definição de qualidade de vida refere-se a como o indivíduo percebe e se sente quanto a sua posição na vida e em relação aos seus objetivos, expectativas, necessidades e preocupações, considerando o contexto cultural e sistemas de valores da sociedade em que vive. Consiste em um conceito abrangente, que está associado à saúde física e estado psicológico das pessoas, seu nível de independência, e pelas interações sociais e características relevantes do seu ambiente.

Conforme Scorachio *et al.* (2018), estudos que relacionam amputação e qualidade de vida e autoestima, ainda são escassos. Segundo as autoras, grande parte dos estudos que relacionaram a autoestima e amputação referiram-se à identidade e imagem pessoal e corporal. Quanto aos que relacionaram amputação e qualidade de vida, as autoras destacaram o uso do questionário *World Health Organization Quality of Life* (WHOQOL-Bref) nos estudos. Segundo as autoras, este instrumento compreende 26 questões, das quais duas são gerais e as restantes são relacionadas a 24 facetas, compondo quatro domínios: físico; psicológico; relações sociais e meio ambiente, respondendo uma escala *Likert* com variação de 1 a 5 (quanto maior a pontuação significa melhor qualidade de vida).

Galván e Amiralian (2009 *apud* Scorachio 2018) alertam que, após a amputação, o indivíduo experimenta emoções negativas, como angústia, estranhamento de si mesmo, impotência, falta de motivação, indefinição sobre seu futuro, sobre suas capacidades e limitações, baixa autoestima, entre outras. Em decorrência disto, o indivíduo é afetado tanto em sua autoimagem quanto na forma como percebe seu corpo, necessitando reelaborar a experiência e reformular sua identidade para prosseguir sua vida, de maneira satisfatória e integrada, após sua reabilitação. A partir de Schilder (1999), as autoras ressaltam que a imagem do corpo está relacionada ao desenvolvimento e à qualidade de vida, pois é como um reflexo que representa as emoções, os desejos, e as relações interpessoais.

As questões psicossociais são apontadas por Milioli *et al.* (2012) como fatores relevantes para a qualidade de vida dos indivíduos amputados, uma vez que a

limitação funcional afeta sua autonomia e independência de tal forma que modifica suas atividades e as relações consigo e com o meio.

De acordo com Milioli *et al.* (2012), a qualidade de vida de uma pessoa amputada pode ser impactada tanto por fatores físicos quanto psicológicos. Os fatores físicos são associados às características pessoais e tecnológicas, como: condições do coto e quadro clínico geral do paciente (comorbidades); tempo decorrido desde a amputação; as características da prótese; a capacidade de mobilidade do indivíduo com a prótese. Por sua vez, os fatores psicológicos são: resiliência (motivação e interesse pessoal quanto a adaptação à nova situação); aceitação da amputação, depressão, expectativa e otimismo. Também, incluem-se como fatores psicossociais que podem contribuir para a qualidade de vida: a participação do indivíduo em atividades sociais, em atividades de trabalho e de estudo, o convívio com familiares e amigos, participação em associações, entre outros.

Luccia (2003) destaca, também, que a qualidade de vida dos indivíduos com amputação de membro está associada à sua relação com a sociedade e os seus comportamentos perante o fato.

A qualidade de vida dos pacientes com amputação, seja ela de membro superior ou inferior é essencial para a saúde. Alguns aspectos associados à amputação podem comprometer o bem-estar físico, social e emocional dos indivíduos, tornando-se necessário a atuação dos profissionais de saúde junto a estes pacientes, visando um processo de reabilitação eficaz para minimizar essas alterações, ou oferecer uma reabilitação total. Assim, possibilitar que este indivíduo tenha uma vida com maior independência.

A fisioterapia busca, através de protocolos de exercícios progressivos e criativos, a recuperação física e emocional dos indivíduos com amputação transfemoral, objetivando a melhora na qualidade de vida e os novos desafios perante a sociedade (CARVALHO, 1999).

A maioria dos pesquisadores assume que a qualidade de vida estabelece uma percepção subjetiva das pessoas, porém a qualidade de vida é definida na relação com a reabilitação, nas mais diversas formas. Chubon (1985), nesta mesma perspectiva, conduziu estudos, onde realizou a exploração das inúmeras dimensões de qualidade de vida juntamente das pessoas com deficiência física e incapacidades

(Lesão medular, Diabetes, Doenças coronárias, Esclerose múltipla, Distrofia muscular, Epilepsia e Deficiência visual).

Quanto aos aspectos sociais, Capucha (2005) ressalta que não existe homogeneidade entre as pessoas com deficiência física e/ou incapacidades. Suas origens e status sociais acarretam diferença e distinção de graus de discriminação, podendo incluir como fator a vulnerabilidade social a qual estas pessoas estão sujeitas (Abbas, 2003; Barton, 1993; Abberley, 1987).

Segundo Abbas (2003), o materialismo histórico enfatiza os modos pelos quais as realidades econômicas influenciam as estruturas sociais. No entanto, apesar da ênfase em explicações econômicas, está implícito nesse paradigma que as condições coletivas, como a opressão, são criadas e perpetuadas pelas realidades sociais. O autor destaca, que assim fica evidenciada uma ligação entre o materialismo e os modelos sociais da deficiência, pois ambos estão de fato vinculados ao "modo de produção ou à organização social do trabalho", conforme Barnes (2000 *apud* Abbas, 2003).

Essa realidade faz com que o modelo social da deficiência seja considerado uma extensão natural para a compreensão da opressão das pessoas com deficiência. O autor ressalta a importância de se entender o modelo social da deficiência e suas relações com a perspectiva materialista da opressão da deficiência e porque esses modelos são significativos para alcançar a equidade das pessoas "rotuladas como deficientes" (ABBAS, 2003, p.15).

Como fator determinante na geração de deficiências e/ou incapacidades, Capucha (2005), Barton (1993) e Oliver (1991) destacam o conceito de pobreza que traz consigo características socioeconômicas, como: o local onde as pessoas vivem que, muitas vezes, apresentam condições insalubres; as dificuldades econômicas; o acesso insuficiente às informações; condições de saúde agravadas pela toxicodependência e o alcoolismo; e cuidado precário da saúde.

Neste entendimento, o conceito de incapacidade apresenta o resultado da interação das características das pessoas com o ambiente físico e social, considerando então: "a CIF (Classificação Internacional de Funcionalidade) identifica-se com sendo uma classificação do funcionamento humano, contida em termos neutros" (ÜSTÜN, *et. al.*, 2003). Deste modo, o modelo da CIF sustenta os direitos

das pessoas com deficiência, apresentando os fatores que impactam a realidade de vida destas pessoas, considerando que a incapacidade é decorrente do impacto que os fatores ambientais sobre a deficiência e funcionalidade.

Sendo assim, a CIF traz um modelo que pode ser aplicado nas áreas da saúde, educação e formação, trabalho, assuntos sociais e inclusão, transportes, comunicações, ambiente, justiça e equidade (COMMITTEE ON DISABILITY IN AMERICA, 2007).

Na especificação da descrição da CIF, observa-se que a coesão se mantém em todos os níveis de descrição. Sobre o nível mais geral, a CIF menciona as influências entre condição de saúde, funcionalidade, limitação da atividade e a restrição na participação, e no que refere as variáveis intervenientes: o ambiente e os fatores pessoais (SCHNEIDERT *et al.*, 2003).

## 2.8. CONSIDERAÇÕES FINAIS DO CAPÍTULO

Conforme abordado em Brasil (2019), as pessoas com deficiência podem apresentar dificuldades relacionadas às questões motoras, neurológica, sensorial, psicológica, comunicacional e social. No que se refere ao contexto que envolve a amputação de membro inferior e a utilização de prótese como solução para a perda do membro e a busca pela qualidade de vida, o processo de reabilitação tem papel fundamental e requer uma abordagem global envolvendo diferentes áreas, ou seja, com enfoque interdisciplinar.

Para qualquer pessoa que, em decorrência de uma condição de saúde, experimenta alguma forma de limitação na funcionalidade, como em mobilidade, o processo de reabilitação pode ser necessário, sendo caracterizado por intervenções que tratam sobre conceitos de deficiências, limitações de atividade e restrições de participação, além de considerar fatores ou questões pessoais, ambientais e aqueles relacionados à TA que impactam na funcionalidade. Desta forma, a reabilitação é configurada como uma estratégia de saúde centrada no indivíduo, devendo observar às condições de saúde implicadas, bem como visando atender as metas e preferências do usuário. (BRASIL, 2019).

A reabilitação, com foco na funcionalidade, visa ampliar os horizontes e contextualizar o indivíduo em seu universo social, incluindo familiares e a comunidade,

buscando sua inclusão, preocupando-se com seu desempenho nas atividades e com sua integração e participação na sociedade. Também, visa promover o acesso aos recursos, permitindo a retomada da vida de maneira a atingir seu melhor desempenho e a maior independência, proporcionando sua autonomia e participação social, garantindo igualdade de condições com as pessoas em geral (BRASIL, 2015).

Diante deste contexto e do crescente interesse em instrumentos capazes de avaliar e medir a funcionalidade, além da avaliação da usabilidade que é foco desta pesquisa, vários aspectos tratados na fundamentação teórica ofereceram subsídios para a metodologia, no que se refere a proposição da abordagem de avaliação da prótese transfemoral por meio do projeto de um artefato. Tais aspectos, são mencionados no decorrer da descrição das etapas da metodologia da pesquisa apresentada no capítulo a seguir.

Como parte do processo de busca de conhecimentos para complementar a fundamentação teórica, a revisão sistemática da literatura prevista como procedimento importante da metodologia adotada como base para esta pesquisa, a Design Science Research – DSR, acrescenta subsídios fundamentais para a fase inicial de conscientização, identificação e compreensão do problema.

O próximo capítulo apresenta a metodologia da pesquisa para o presente estudo, tendo por base a DSR.

### 3. METODOLOGIA DA PESQUISA

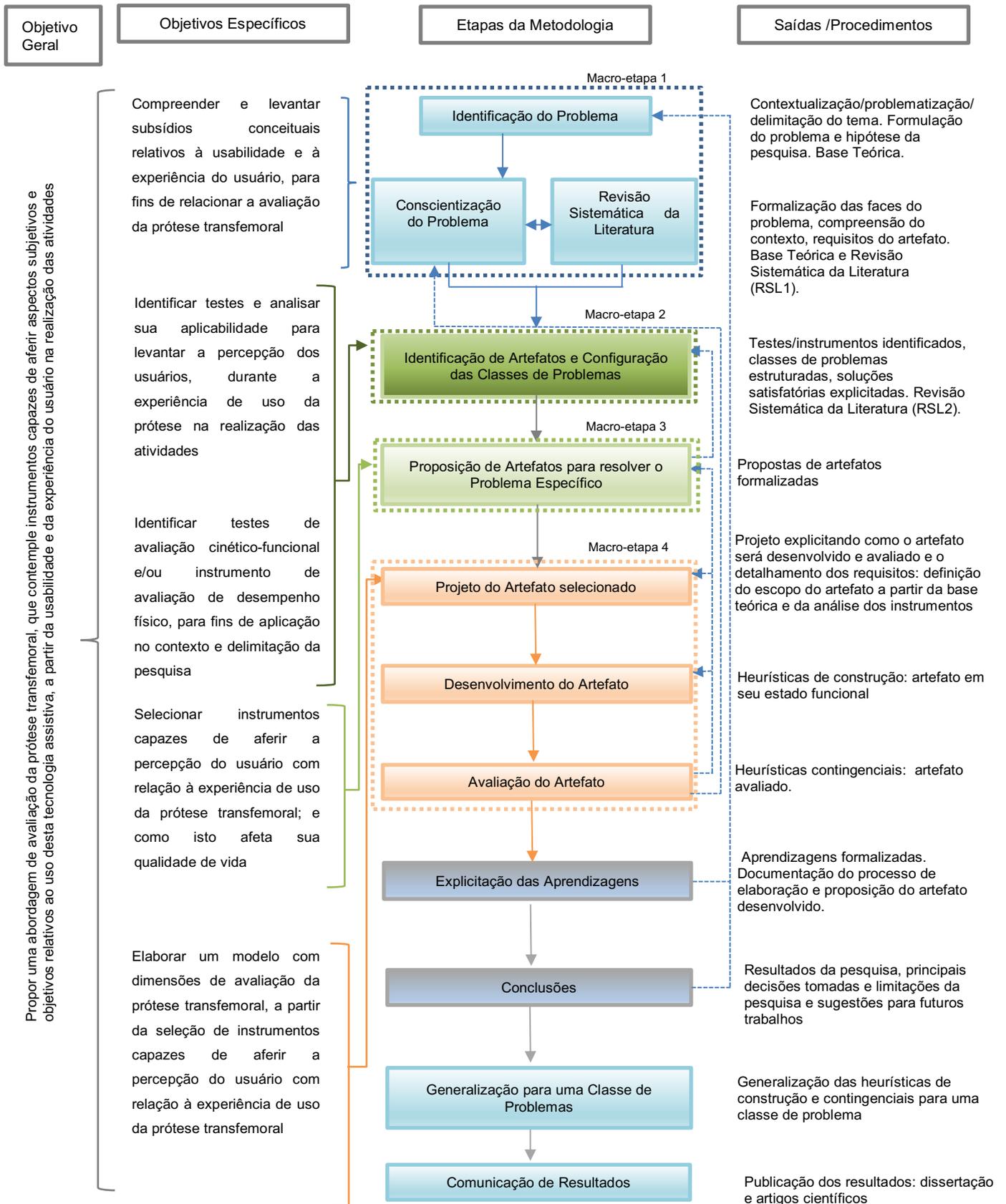
Este capítulo tem por finalidade apresentar os procedimentos metodológicos adotados nesta pesquisa, a partir do objetivo geral estabelecido: “Propor uma abordagem de avaliação da prótese transfemoral, que contemple instrumentos capazes de aferir aspectos subjetivos e objetivos relativos ao uso desta tecnologia assistiva, a partir da usabilidade e da experiência do usuário na realização das atividades”. Este objetivo caracteriza o estudo como uma pesquisa de ordem prática, denominada como pesquisa aplicada, cujo interesse principal é alcançar resultados que auxiliem os profissionais na solução de problemas.

Para a condução do estudo, adotou-se um delineamento metodológico baseado na Design Science Research (DSR) proposto por Dresch, Lacerda e Antunes Jr (2015). Pois, a DSR é uma abordagem metodológica que consiste em construir artefatos que têm por finalidade trazer benefícios às pessoas. Além de propor um artefato voltado a resolver problemas existentes em contextos reais, esta abordagem propicia a produção de contribuições científicas de caráter prescritivo. O artefato resultante deste tipo de pesquisa, representa uma solução para uma gama de problemas, também denominado conceito solução que deve ser avaliado em função de critérios relacionados à geração de valor ou utilidade.

Sendo assim, a adoção da DSR como fundamentação metodológica para a pesquisa, justificou-se por sua natureza pragmática e orientada à solução de problemas e que busca um resultado satisfatório no contexto circunscrito pelo problema. O desenvolvimento de soluções suficientemente boas para problemas específicos é considerado útil, principalmente, quando as soluções ótimas são inviáveis por algum motivo, ou mesmo, inacessíveis. (DRESCH; LACERDA; ANTUNES JR, 2015). Ressalta-se que: “A Design Science tem como finalidade, conceber um conhecimento sobre como projetar o artefato, não somente em aplicá-lo”. (Ibidem, p.57). Neste sentido, possibilita compreender o processo cognitivo envolvido no projeto do artefato proposto.

A figura 19 apresenta a metodologia de pesquisa com as etapas recomendadas pela DSR aplicadas ao desenvolvimento desta pesquisa e que são descritas logo a seguir.

Figura 19 – Metodologia da Pesquisa



Fonte: elaborado com base em DRESCH, LACERDA e ANTUNES JR (2015, p.125)

Conforme visto na figura 19, esta pesquisa tem o processo metodológico delineado em quatro macro-etapas que agrupam as etapas da DSR, como segue:

- a primeira abrange as etapas de identificação do problema, de conscientização do problema, e da revisão sistemática da literatura;
- a segunda abrange as etapas de identificação de artefatos e configuração das classes de problemas;
- a terceira contempla a proposição de artefatos para resolver o problema específico; e
- a quarta compreende as etapas de projeto, desenvolvimento e avaliação do artefato proposto.

Cada macro-etapa está relacionada aos objetivos específicos da pesquisa, que por sua vez, uma vez realizados corroboram para a consecução do objetivo geral.

### 3.1. IDENTIFICAÇÃO E CONSCIENTIZAÇÃO DO PROBLEMA E REVISÃO SISTEMÁTICA DA LITERATURA

Esta primeira macro-etapa foi estabelecida para alcançar o primeiro objetivo específico desta pesquisa: “Compreender e levantar subsídios conceituais relativos à usabilidade e à experiência do usuário, para fins de relacionar a avaliação da prótese transfemoral”, envolvendo as três primeiras etapas da DSR, descritas a seguir.

A primeira etapa prevista na metodologia é a identificação do problema que surgiu a partir do interesse do pesquisador sobre a temática, consistindo em uma fase exploratória do problema e contexto no qual está inserido. Nesta pesquisa, este interesse se originou com base na observação do pesquisador, que tem formação em fisioterapia e especialização em fisioterapia orto-traumática, de problemas recorrentes relatados por usuários de próteses transfemorais. A partir da qual, foi possível a instigação, questionamentos e reflexão acerca destes problemas e de como poderiam ser identificados e diagnosticados, para fins de se propor soluções e melhorias das condições de saúde, mais especificamente relativas à reabilitação, ou relativos à adequação de dispositivos protéticos.

A contextualização do tema, já apresentada no primeiro capítulo deste trabalho, permitiu conhecer algumas interrelações e implicações de diversos aspectos e fatores

relacionados às pessoas com amputações de membros inferiores, auxiliando na delimitação do objeto de estudo. A qual apontou a tecnologia assistiva de prótese transfemoral como uma solução que visa minimizar as perdas decorrentes deste tipo de amputação, principalmente relativas à mobilidade. Na fase de contextualização, o conjunto de ocorrências objetivas permitiu, também, desencadear o processo de problematização tendo em vista que os usuários de próteses transfemorais declaram, muitas vezes, sua insatisfação com relação ao uso da prótese, ou apresentam outros problemas relacionados ao uso desta tecnologia.

Esta problematização inicial foi necessária para a formalização precisa e concisa do problema de pesquisa: “Como avaliar a usabilidade da prótese transfemoral a partir da experiência do usuário na realização de atividades do cotidiano, ou de atividades físicas?” Servindo, também, para conduzir o processo de investigação para a segunda etapa da DSR: a conscientização do problema.

Na segunda etapa da metodologia, buscou-se a compreensão do máximo de informações possíveis para assegurar que vários aspectos e facetas do problema fossem encontrados e compreendidos, de modo a evidenciar as possíveis relações entre variáveis, e revelar causas e efeitos por meio delas. Entre os procedimentos utilizados nesta etapa, a base teórica levantada a partir de bibliografia consultada teve por finalidade contribuir para que estes aspectos fossem conhecidos e, também, por oferecer subsídios teóricos e metodológicos para além da compreensão, auxiliar na análise de dados e informações no decorrer do desenvolvimento da pesquisa.

Na terceira etapa da metodologia foi realizada uma revisão sistemática de literatura (RSL1), consistindo em um levantamento de estudos relacionados ao mesmo problema ou similares deste, trazendo à tona o conhecimento existente ou parte dele. Como uma ferramenta auxiliar à compreensão das inter-relações do problema, a RSL1 contribuiu com conhecimentos necessários para o desenvolvimento do artefato.

Conforme Dresch, Lacerda, Antunes Jr (2015, p. 127):

A principal saída desta etapa é a formalização das faces do problema a ser solucionado, considerando inclusive suas fronteiras (ambiente externo), tendo a necessidade de estabelecer os requisitos necessários para que o artefato seja capaz de resolver o problema.

Neste estudo, o problema de pesquisa a ser solucionado tem na hipótese uma solução provável, ou uma resposta provisória a este problema, sendo formulada como: “A usabilidade da prótese transfemoral pode ser avaliada por meio de instrumentos ou testes de avaliação que permitam identificar e relacionar os aspectos subjetivos e objetivos percebidos pelo usuário, decorrentes de sua experiência na realização das atividades do cotidiano, ou de atividades físicas.”

A partir desta hipótese e levando em consideração os conceitos relativos aos tipos de artefatos possíveis de serem projetados e desenvolvidos por meio da aplicação da DSR, inicialmente propostos por March e Smith (1995) citados e contemplados em Dresch, Lacerda e Antunes Jr (2015), o artefato proposto nesta pesquisa caracterizou-se como um modelo.

Segundo Dresch, Lacerda e Antunes Jr (2015), um método pode ser conceituado como um conjunto de passos necessários para desempenhar uma tarefa, podendo ser representado graficamente, ou por heurísticas específicas. O método pode estar relacionado aos modelos e as etapas do método podem utilizar partes de modelos como entrada. Entendendo-se assim, a importância de um modelo para possível elaboração de um método. Por sua vez, os modelos consistem em proposições ou declarações que expressam as relações entre conceitos e são considerados representações simplificadas da realidade. Ainda que, possam ter certa imprecisão, devem ter sua utilidade e assegurada e que representem a estrutura geral da realidade.

Justifica-se a caracterização do artefato como um modelo, diante do objetivo geral desta pesquisa: “Propor uma abordagem de avaliação da prótese transfemoral, que contemple instrumentos capazes de aferir aspectos subjetivos e objetivos relativos ao uso desta tecnologia assistiva, a partir da usabilidade e da experiência do usuário na realização das atividades”. Pois esta abordagem requer que se apresente um conjunto de instrumentos ou testes para fins de avaliação da prótese transfemoral e que sejam organizados numa estrutura conforme sua forma de aplicação. Considera-se, assim, que estes instrumentos comporiam o modelo que no todo, ou em partes, poderiam integrar uma abordagem de avaliação.

### 3.2. IDENTIFICAÇÃO DOS ARTEFATOS E CONFIGURAÇÃO DAS CLASSES DE PROBLEMAS

A segunda macro-etapa da metodologia consiste na identificação dos artefatos e configuração das classes de problemas e está relacionada aos segundo e terceiro objetivos específicos desta pesquisa: “identificar testes de usabilidade e analisar sua aplicabilidade para levantar a percepção dos usuários, durante a experiência de uso da prótese na realização das atividades”; e, “identificar testes de avaliação cinético-funcional e/ou instrumento de avaliação de desempenho físico, para fins de aplicação no contexto e delimitação da pesquisa”.

Nesta macro-etapa, foi realizada uma segunda revisão sistemática da literatura (RSL2) com o objetivo de identificar artefatos que são capazes de oferecer soluções ao problema, oferecendo subsídios para a atividade de:

- evidenciar a existência de instrumentos e testes de avaliação do uso da prótese transfemoral; e,
- identificar artefatos e classes de problemas relacionados à avaliação do uso da prótese transfemoral, que considere aspectos subjetivos e objetivos.

Conforme Dresch, Lacerda e Antunes Jr (2015), a identificação de artefatos desenvolvidos para resolver problemas similares pode auxiliar no uso de boas práticas a partir das lições aprendidas por outros pesquisadores e possibilita reconhecer a relevância da contribuição da solução proposta no artefato, para a classe de problemas considerada. Também, permite compreender e definir as soluções que podem ser consideradas satisfatórias no que concerne ao desempenho do artefato.

A classe de problemas é definida como “a organização de um conjunto de problemas práticos ou teóricos que contenha artefatos úteis para a ação nas organizações”. (Ibidem, p. 104). Para isto, os três elementos que compõem o artefato: o propósito, ou objetivo; o caráter do artefato, ou ambiente interno; e o ambiente em que ele opera, ou funciona; foram considerados para a construção das classes.

Nesta pesquisa, o artefato tem por propósito a avaliação da usabilidade da prótese transfemoral, que contemple instrumentos capazes de aferir aspectos subjetivos e objetivos relativos ao uso desta tecnologia assistiva, a partir da experiência do usuário na realização das atividades.

Sendo que, o ambiente interno compreende os instrumentos ou testes de avaliação capazes de aferir aspectos subjetivos e/ou objetivos; e o ambiente externo, refere-se ao contexto de aplicação do artefato na avaliação da prótese transfemoral pelo usuário na realização de atividades do cotidiano, ou atividades físicas.

No que se refere ao contexto de avaliação do uso da prótese transfemoral, são necessárias para a condução da pesquisa e identificação de requisitos para o artefato, as informações sobre:

- quem é o usuário do produto - a pessoa com amputação unilateral de membro inferior que usa prótese transfemoral;
- quais são as tarefas que o usuário de prótese transfemoral realiza, incluindo seus objetivos - as atividades realizadas por esta pessoa e os objetivos para os quais ela realiza estas atividades, ou de melhorar seu desempenho físico;
- os ambientes nos quais a prótese é utilizada e a atividade é realizada – naturais, ou controlados.

A RSL1 da macro-etapa anterior, também, possibilitou identificar resultados do uso do produto e relacionar aos níveis de eficácia, eficiência e de satisfação que o usuário busca ao fazer uso do produto e alcançar seus objetivos na realização das atividades.

Também, para a construção das classes é necessário conceituar os problemas no contexto da pesquisa. Assim, conforme fundamentação teórica, Cybis, Betiol e Faust (2007) consideram que um problema de usabilidade pode ser uma perturbação na produtividade nas interações entre um produto e o usuário. Este tipo de problema se faz sentir tanto sobre a atividade como sobre o usuário:

- do ponto vista da atividade, a perturbação pode variar desde uma simples perda de tempo, uma baixa de qualidade nos resultados da atividade até o fracasso do usuário, sendo relacionado aos aspectos objetivos nesta pesquisa;
- do ponto de vista do usuário, o problema tomará a forma de um aborrecimento, de um constrangimento temporário, ou mesmo de um trauma de mais longo efeito, sendo relacionado aos aspectos subjetivos nesta pesquisa.

Os autores consideram que, mesmo que tenham a mesma orientação à atividade, os problemas de ergonomia e de usabilidade têm naturezas diferentes sendo detectadas de formas diferentes. Assim, a diferença em sua natureza conduziu a organização em duas subclasses de problemas na perspectiva da atividade:

- um problema de ergonomia pode ser detectado por especialistas por meio de inspeções e avaliações realizadas previamente ao uso do produto;
- um problema de usabilidade refere-se a uma perturbação nas interações entre um produto e o usuário, e só pode ser observado durante o uso do produto em situação real, em um teste de avaliação com o usuário.

Neste sentido, segundo Cybis, Betiol e Faust (2007), algumas técnicas destinadas à identificação de problemas de ergonomia, usabilidade e de experiência do usuário, foram organizadas em três categorias:

- inspeção por especialista, que mesmo sendo uma abordagem sistemática é limitada em suas possibilidades, tendo em vista que o avaliador utiliza uma lista de verificação que indica os critérios adotados para a avaliação;
- avaliação por especialista, em que o produto é examinado e o especialista julga suas características do ponto de vista da adaptação ao usuário e à tarefa que este realiza;
- teste com o usuário, no qual este é convidado a realizar uma atividade específica usando o produto diante do olhar crítico do avaliador atento aos critérios de avaliação (o uso da prótese deve ser confortável, sem dor, e proporcionar boa estabilidade)

Para a construção da classe de problemas, considerou-se que estas técnicas podem ser utilizadas para fins de avaliação da prótese transfemoral, atendendo o ponto de vista do especialista e a percepção do usuário, uma vez que, pretende-se que o artefato contemple os aspectos objetivos e subjetivos na avaliação. As avaliações objetivas são baseadas em técnicas que utilizam medições quantitativas, sendo relacionadas às metas de usabilidade (eficácia, eficiência, segurança, utilidade); por sua vez, as avaliações subjetivas são baseadas em opiniões e relatos, sendo relacionadas às metas decorrentes da experiência do usuário (percepção com relação ao uso da prótese, como exemplo: conforto, facilidade de uso, facilidade de

adaptação, estética, eficiência na realização da atividade, deambulação, transferência, sons, frustração, odor etc.).

Diante do exposto, os problemas de ergonomia e de usabilidade mencionados caracterizaram o ponto de vista da atividade na avaliação e a experiência do usuário caracterizou o ponto de vista do usuário. Estes problemas constam como subclasses na matriz de síntese apresentada no quadro 5, sendo que a classe de problemas de interesse neste estudo refere-se à avaliação da prótese transfemoral.

Quadro 5 – Matriz de Síntese para a Classe de Problemas

Classe de Problema	Subclasses de Problemas	Artefatos	Heurísticas de Construção	Heurísticas Contingenciais	Resultados	Comentários	Referência	
Avaliação da Prótese Transfemoral	Y1 = ponto de vista da atividade	Ergonomia	X1 = inspeção por especialista			Avaliação objetiva (medições: quantitativo)	Previamente ao uso do produto, lista de verificação de critérios/ requisitos	
		Usabilidade	X2 = avaliação por especialista			Avaliação objetiva (medições: quantitativo)	Exame do produto quanto à adaptação ao usuário e a tarefa	
		Xn= outro						
	Y2 = ponto de vista do usuário	Experiência do usuário	X3 = teste				Avaliação subjetiva (percepção: qualitativo)	Durante o uso do produto em situação real
			Xn= outro					
	Y3 = outro	Xn= outro						

Fonte: elaborado pelo autor com base em Cybis, Betiol e Faust (2007) e Dresch, Lacerda e Antunes JR (2015, p.125)

Estabelecendo uma relação com os conceitos apresentados por Cybis, Betiol e Faust (2007), considerou-se que os problemas de usabilidade são aqueles que ocorrem durante o uso da prótese e que trazem dificuldades à pessoa com amputação transfemoral na realização de uma tarefa/atividade. Contudo, sua origem está ligada a um problema de ergonomia do produto, logo, este problema pode afetar a qualidade da adaptação de um sistema protético ou tecnologia assistiva ao seu usuário e à tarefa que ele pretende realizar. Assim, os efeitos de um problema de usabilidade atingem diretamente o usuário e indiretamente a tarefa que ele realiza. A usabilidade é, portanto, uma exigência para o desempenho do paciente com amputação transfemoral nas atividades que ele realiza com o uso da prótese transfemoral, sendo medida pela eficácia e eficiência com que eles realizam suas atividades em determinado ambiente e pela satisfação com a prótese.

Conforme definido na matriz síntese (quadro 5), os instrumentos/testes que pertencem à subclasse de problemas Y1 são referentes à avaliação que considera o ponto de vista da atividade, tendo como soluções os artefatos do tipo X1 definidos como de inspeção realizada por especialista e os do tipo X2 definidos como de avaliação por especialista. Os primeiros são relacionados aos problemas de ergonomia e são instrumentos cuja aplicação ocorre antes do uso e tem por base uma lista de verificação de critérios. Os segundos são instrumentos aplicados por especialista para a avaliação da prótese quanto à sua adaptação ao usuário e às atividades pretendidas. Ambos os tipos são de avaliação objetiva.

Com relação aos instrumentos/testes que pertencem à subclasse de problemas Y2, referentes à avaliação que considera o ponto de vista do usuário, ressalta-se que a avaliação está relacionada ao uso da prótese em contexto real, com objetivo de coletar a percepção do usuário (subjetiva), por meio dos artefatos do tipo X3.

A matriz síntese foi elaborada para fins de organizar os resultados obtidos a partir da RSL2 e para auxiliar na construção do artefato-modelo. Para o preenchimento desta matriz, foi utilizada a técnica de análise chamada de triangulação ecológica que, conforme orienta Dresch, Lacerda e Antunes Jr (2015), parte dos seguintes questionamentos: “que tipo de artefato provoca que resultado? para que tipo de problema? e sob que heurísticas?”

Neste trabalho, por meio da adoção desta técnica foi possível adaptá-la para relacionar que tipos de instrumentos, ou testes utilizados para a avaliação de prótese

transfemoral, provocam resultados relacionados ao ponto de vista da atividade, ou ao ponto de vista do usuário, e sob quais heurísticas. Quanto às heurísticas, foram observadas as de construção (relativas às regras que regem, ou constitui o instrumento propriamente) e as contingenciais (relativas à aplicação do instrumento).

Esta matriz foi útil para explicitar, de forma organizada, a classe e as subclasses de problemas e permitir a inserção dos artefatos identificados (instrumentos ou testes de avaliação) nas categorias de problemas consideradas. Sendo que possibilita, ainda, registrar outros problemas que poderiam ser detectados a partir da RSL2 e vinculados à classe de problemas delimitada nesta pesquisa. Neste sentido, a medida em que os instrumentos foram encontrados, a análise foi centrada no objetivo de relacioná-los às classes de problemas do ponto de vista da atividade (usabilidade) e do ponto de vista do usuário (experiência do usuário).

### 3.3. PROPOSIÇÃO DE ARTEFATOS PARA RESOLVER O PROBLEMA ESPECÍFICO

A terceira macro-etapa da metodologia compreende a quinta etapa da DSR, ou seja, a proposição de artefatos para resolver o problema específico relativo à avaliação segundo às perspectivas da atividade e do usuário, a partir do qual se pretende que as prescrições geradas pelo artefato-modelo possam ser generalizadas para a classe de problema considerada, ou seja a avaliação da prótese transfemoral. Essa macro-etapa foi realizada para fins de alcançar o objetivo específico: “selecionar instrumentos capazes de aferir a percepção do usuário com relação à experiência de uso da prótese transfemoral, e como isto afeta sua qualidade de vida”.

Conforme Dresch, Lacerda e Antunes Jr (2015), esta etapa da DSR é destinada a propor artefatos para a realidade circunscrita na pesquisa, considerando o contexto de atuação e viabilidade do artefato, buscando soluções satisfatórias para o problema.

Tais soluções começaram a ser delineadas e compreendidas já na etapa anterior que permitiu a identificação de possíveis artefatos para resolver este problema. Porém, mesmo que estas soluções sejam consolidadas, pode haver a necessidade de adaptação ao contexto da pesquisa. Dresch, Lacerda e Antunes Jr (2015) ressaltam que este processo exige criatividade, além da aplicação dos conhecimentos prévios adquiridos pelo pesquisador. Pois, trata-se de um processo com alto grau de subjetividade, uma vez que não oferece um roteiro padrão.

Neste sentido, é recomendado que na proposição seja garantida a validade interna do artefato a ser proposto, considerando o seu escopo de funcionalidades e performance esperadas, os requisitos de funcionamento, e as heurísticas contingenciais.

Deste modo, considerando o propósito para o qual foi criado e seu escopo, foram considerados os seguintes requisitos para o artefato-modelo:

- atender ao propósito de avaliação da prótese transfemoral;
- abranger instrumentos ou testes de avaliação capazes de aferir aspectos subjetivos e objetivos relativos ao uso desta tecnologia assistiva, a partir da experiência do usuário na realização das atividades;
- possibilitar sua aplicação no contexto da avaliação da prótese transfemoral pelo usuário na realização de atividades do cotidiano, ou de atividades físicas.

A avaliação pode ocorrer em condições controladas, como em ambientes de clínicas de reabilitação, por exemplo; ou em ambientes naturais, chamada de observação em campo, onde são realizadas as atividades do cotidiano, por exemplo. A forma como o processo de avaliação é realizada depende do porquê ela está sendo feita e da abordagem adotada. Sendo assim, foi acrescentado o requisito:

- ser flexível em sua aplicação, apontando que o artefato deve atentar para:
  - o propósito da avaliação por observação (para que está sendo feita); e
  - o local de avaliação (ambiente onde as atividades são realizadas: controlado, ou natural).

Quanto ao tipo de instrumento, ainda foi considerado o requisito:

- ser adequado e compreensível, sendo considerados as características relacionadas ao formato, que dependem das metas de avaliação, das questões específicas abordadas, e das restrições práticas:
  - formato do instrumento: estruturado, semiestruturado, descritivo;
  - técnica para a coleta, análise e interpretação de dados, tipo de dado coletado e como é analisado (quantitativo, qualitativo).

Entendeu-se que, as mesmas ferramentas básicas para a coleta de dados podem ser utilizadas para avaliação em ambientes controlados, e em ambientes naturais (observação direta, medições, anotações e registros, vídeos, etc.). No ambiente controlado, a ênfase está nos detalhes do que os indivíduos fazem; já no

ambiente natural, o contexto é importante e o foco está em como as pessoas se comportam e interagem com a tecnologia assistiva, com os outros e com o seu ambiente. Outra questão que deve receber atenção em ambientes controlados, diz respeito ao protocolo de aplicação do instrumento, quanto à exigência, ou não, de um Termo de Consentimento Livre e Esclarecido pelo usuário.

Alguns *frameworks* que podem ser utilizados para guiar o processo de observação foram apresentados por Preece, Rogers e Sharp (2005). As autoras sugerem que eles são úteis para manter o foco e, também, para organizar a observação e a atividades de coleta de dados.

Nesta pesquisa, o *framework* (quadro 6) proposto por Colin Robson (1993 *apud* Preece, Rogers e Sharp, 2005) foi utilizado para a análise dos instrumentos/testes e seleção destes, para fins de integração na abordagem de avaliação proposta.

Quadro 6 - *Framework* com as dimensões de observação

<b>Dimensões</b>	<b>Crítérios de Análise</b>
ESPAÇO	Como é o espaço físico onde é aplicado o teste e como é organizado?
ATORES	Quem são as pessoas e detalhes relevantes das pessoas envolvidas? (usuário, profissionais, equipe)
ATIVIDADES	O que o usuário está fazendo e por quê? (atividades e ações)
OBJETOS	Que objetos físicos estão presentes? (móveis, equipamentos/aparelhos de medição, outros)
ATOS	O que cada pessoa está fazendo? (usuário, profissional)
EVENTOS	O que está sendo observado constitui parte de um evento especial?
METAS	O que o usuário está tentando realizar? (tipo de atividade/ação)
SENTIMENTOS	Qual é o humor do usuário e quais sentimentos? (percepção)

Fonte: elaborado pelo autor com base em Robson (1993 *apud* Preece, Rogers e Sharp, 2005)

### 3.4. PROJETO, DESENVOLVIMENTO E AVALIAÇÃO DO ARTEFATO

A quarta macro-etapa da metodologia de pesquisa abrange as etapas da DSR referentes ao projeto e desenvolvimento do artefato e sua avaliação.

## **Projeto do artefato-modelo**

O projeto do artefato corresponde à sexta etapa da DSR na qual foram levantados as características internas e o contexto em que o artefato irá operar. Também, foram considerados os componentes, relações internas de funcionamento, limites e relações com o ambiente externo, características que já começaram a ser delineadas na macro-etapa anterior, quando da proposição do framework.

Alguns aspectos importantes levantados na conscientização do problema dizem respeito à necessidade de inclusão dos usuários durante o projeto da tecnologia assistiva, a validação de protótipos e a avaliação do produto e seus aperfeiçoamentos; e a necessidade de balizar as melhores soluções a partir de cada usuário, independentemente do nível tecnológico envolvido.

Assim, considerando que o foco desta pesquisa está na avaliação, foram consideradas três categorias para fins de projeto do artefato-modelo:

- Do envolvimento do usuário na avaliação: informativo, consultivo, participativo
- Do modelo conceitual da usabilidade: usuário (resultado esperado: objetivos), tarefa, equipamento, ambiente, contexto de uso (resultados de uso: eficácia, eficiência e satisfação), produto
- Do tipo de avaliação: avaliação clínica e instrumental; avaliação funcional das atividades da vida cotidiana; e avaliação de desempenho e da qualidade de vida.

Além disto, na proposição do framework da macro-etapa anterior e para o projeto do artefato-modelo, considerou que a avaliação compreende os seguintes elementos:

- Porquê: objetivo de avaliação da usabilidade da prótese transfemoral
- Para quem?: pessoa com amputação unilateral de membro inferior usuário de prótese transfemoral (faixa etária, fatores sociais envolvidos, saúde, etc.)
- O quê? definições relacionadas aos instrumentos, considerando o ponto de vista da atividade e ponto de vista do usuário
- Como? Instrumentos/testes de avaliação
- Como? Profissionais envolvidos, equipe, programa de reabilitação

Nesta etapa de projeto, as soluções formalizadas na etapa anterior foram avaliadas, quanto a serem satisfatórias para o problema. Assim, foi feita a inclusão destes requisitos no *framework* (quadro 3) elaborado para a análise dos instrumentos de avaliação.

### **Desenvolvimento do artefato-modelo**

Uma vez finalizada a etapa de projeto, a sétima etapa da metodologia é de desenvolvimento do artefato e envolve três requisitos:

- viabilidade - assegurar que o artefato-modelo desenvolvido é passível de implementação;
- utilidade - demonstrar seus benefícios para os usuários e as razões pelas quais foi desenvolvido; e
- representação - buscar o formato mais adequado para transmitir os conceitos do artefato para os usuários. Nesta pesquisa, considerou-se que a representação de um *framework* é a mais adequada, pois visualmente facilita o entendimento e o uso do artefato-modelo.

A saída desta etapa são as heurísticas de construção, considerando o artefato em seu estado funcional. Estas heurísticas servem para guiar os usuários para posterior implementação no contexto real. Nesta pesquisa o artefato consiste em um modelo que apresenta uma abordagem para a avaliação da usabilidade da prótese transfemoral que contemple instrumentos capazes de aferir aspectos subjetivos e objetivos relativos ao uso desta tecnologia assistiva, a partir da experiência do usuário na realização das atividades.

### **Avaliação do artefato-modelo**

Na DSR, além do desenvolvimento do artefato é necessário evidenciar que o artefato poderá ser usado para resolver problemas reais. Tanto as etapas de projeto quanto de desenvolvimento e a de avaliação do artefato podem ser executadas, utilizando-se a lógica dedutiva, tendo por base o conhecimento existente para propor as soluções para a realização do artefato.

Na oitava etapa da metodologia, a avaliação buscou confrontar a proposição prescritiva de natureza teórico-prática consubstanciada no artefato, com sua efetividade no mundo real. A etapa de avaliação foi realizada com o objetivo de se observar e/ou medir o comportamento do artefato na solução do problema, verificando se os requisitos definidos na conscientização do problema foram abrangidos no artefato e com que grau de aderência.

As saídas resultantes desta etapa de avaliação foram o artefato avaliado e as heurísticas contingenciais que possibilitam explicitar os limites do artefato e suas condições de utilização, ou seja, a relação do artefato com o ambiente externo onde ele irá atuar, conforme mencionado na conscientização do problema. Também, permitiu identificar possíveis falhas e as correções necessárias ao se observar que algum requisito desejado para sua aplicação não poderia ser alcançado.

Devido à pandemia da COVID 19, não foi possível instanciar o artefato-modelo, pois isto exigiria a interação entre o pesquisador, os usuários e as pessoas da instituição (clínica de reabilitação, ou outra) na qual o artefato seria instanciado. Neste sentido, quaisquer métodos ou técnicas de avaliação de artefatos que requeira o envolvimento com as pessoas, foram evitados. Sendo assim, nesta pesquisa foi utilizada uma avaliação do tipo:

- descritiva, do tipo argumento informado - as informações das bases de conhecimento (pesquisas importantes) foram utilizadas para elaborar um argumento procedente a respeito da utilidade do artefato.

Na DSR compreende-se como fonte de validade um conjunto de procedimentos que visa garantir que os resultados gerados pelo artefato se originam do ambiente interno projetado e do ambiente externo no qual foi preparado para atuar. Para fins de avaliação buscou-se na base teórica modelos de usabilidade que poderiam confrontar com as características que o artefato-modelo apresenta.

Para garantir o rigor da pesquisa, permitindo que possa ser replicada e confirmada por outros pesquisadores, no projeto foram explicitados todos os procedimentos de construção e avaliação do artefato. Da mesma forma que a etapa de proposição de artefato, foram consideradas: as funcionalidades esperadas; a performance esperada; os requisitos de funcionamento; e as heurísticas contingenciais. Também, foi informado o desempenho esperado do artefato, para fins de garantir que seja alcançada uma solução satisfatória ao problema.

## 4. APRESENTAÇÃO E ANÁLISE DOS RESULTADOS

Este capítulo tem por finalidade apresentar e analisar os resultados obtidos por meio da aplicação dos procedimentos metodológicos referentes as quatro macro-etapas delineadas na metodologia de pesquisa: identificação e conscientização do problema, e revisão sistemática da literatura (item 4.1); identificação dos artefatos e configuração das classes de problemas (item 4.2); proposição de artefatos para resolver o problema específico (item 4.3); e projeto, desenvolvimento e avaliação do artefato-modelo (item 4.4). Estes itens são descritos e detalhados a seguir.

### 4.1 IDENTIFICAÇÃO E CONSCIENTIZAÇÃO DO PROBLEMA

A macro-etapa que abrange a identificação e conscientização do problema foi apresentada anteriormente na contextualização e delimitação do tema, juntamente com a formulação do problema de pesquisa: “Como avaliar a usabilidade da prótese transfemoral a partir da experiência do usuário na realização de atividades?” e da hipótese da pesquisa: “A usabilidade da prótese transfemoral pode ser avaliada por meio de instrumentos ou testes de avaliação que permitam identificar e relacionar os aspectos subjetivos e objetivos percebidos pelo usuário, decorrentes de sua experiência na realização das atividades do cotidiano, ou de atividades físicas.” Posteriormente, os conhecimentos foram aprofundados com a base teórica considerada na pesquisa e complementada pela revisão sistemática de literatura (RSL1).

O conjunto de conhecimentos necessários para subsidiar esta pesquisa foram apresentados no capítulo 2 que correspondente à fundamentação teórica. Já os resultados da RSL1 estão apresentados no Apêndice A deste trabalho, sendo que a partir das fontes de referência selecionadas na revisão, o pesquisador buscou estabelecer possíveis relações com aspectos relativos:

- aos instrumentos de avaliação (se foi utilizado no estudo um ou mais instrumento de avaliação);
- à realização de atividades (se o estudo faz avaliação relacionada à realização de atividade);
- aos parâmetros de qualidade (se no estudo é possível levantar algum aspecto relacionado a estes parâmetros);

- à percepção, conforto, e qualidade de vida (que aspectos relatados no estudo poderiam estar relacionados a estes conceitos);
- à usabilidade e experiência do usuário (que aspectos relatados no estudo poderiam estar relacionados a estes conceitos).

## 4.2 IDENTIFICAÇÃO DOS ARTEFATOS E CONFIGURAÇÃO DAS CLASSES DE PROBLEMAS

Este item apresenta os resultados da segunda macro-etapa referente à identificação dos artefatos e configuração das classes de problemas, sendo estes relacionados à consecução do segundo e terceiro objetivos específicos desta pesquisa: “identificar testes de usabilidade e analisar sua aplicabilidade para levantar a percepção dos usuários, durante a experiência de uso da prótese na realização das atividades”; e, “identificar testes de avaliação cinético-funcional e/ou instrumento de avaliação de desempenho físico, para fins de aplicação no contexto e delimitação da pesquisa”.

Para isto, foi realizada uma segunda revisão sistemática da literatura (RSL2), com o objetivo de evidenciar a existência de instrumentos e testes de avaliação do uso da prótese; e identificar os artefatos (instrumentos ou testes de avaliação), capazes de apontar soluções ao problema de pesquisa e classes de problemas, relacionados à avaliação do uso da prótese transfemoral que considere aspectos subjetivos e objetivos.

Para a RSL2, foi consultada a base de dados *Scopus* por ser multidisciplinar e abranger outras bases, como a *Science Direct*, procedendo-se com a busca com: ((*comfort* OR *discomfort* OR *satisfaction* OR *dissatisfaction* OR *confidence*) AND ("*use of prosthesis*" OR "*user experience*") OR ("*quality of life*") AND ("*evaluation instrument*" OR "*evaluation questionnaire*" OR "*assessment scales*") AND ("*transfemoral prosthesis*").

De um total de 79 artigos encontrados, aplicou-se um primeiro filtro a partir do título e das palavras-chaves, sendo selecionados 46 artigos para a leitura dos resumos. Destes, 38 artigos são de resultados e 8 de revisão sistemática de literatura. Os 38 artigos de resultados foram compilados em um quadro com a organização das seguintes informações: referência; objetivo; tipo de amputação/número de pacientes/idade; escalas ou instrumentos; caráter quali ou quanti; categorias de

medição ou análise. Identificou-se que 9 eram sobre amputados transtibiais, 7 sobre amputados transfemorais, e 22 referentes à amputação de membros inferiores (amputados transtibiais e transfemorais). Destes, 24 artigos foram selecionados após a aplicação dos critérios de qualidade.

Nos artigos incluídos para a leitura e análise, a avaliação da prótese transfemoral não estabeleceu, de forma direta, referência à adoção dos termos/expressões “usabilidade” ou “experiência do usuário”, conceitos que são utilizados na área do Design e de interesse para a pesquisa. Então, os aspectos subjetivos e/ou objetivos relacionados ao uso da prótese foram considerados.

#### 4.2.1 Identificação dos Artefatos - Instrumentos de Avaliação

A partir dos artigos selecionados na RSL2 é apresentada, a seguir, uma breve descrição dos artefatos identificados e algumas considerações acerca de sua aplicação nestes estudos. Os instrumentos se caracterizam por serem constituídos de:

- medidas de autorrelato, consideradas medidas indiretas que, em geral, são determinadas por uso de escalas que levantam a percepção da pessoa com amputação de membro inferior em relação às suas habilidades nas atividades de vida diária; e
- medidas baseadas em desempenho físico, sendo medidas objetivas determinadas por observação direta da tarefa realizada pela pessoa com amputação de membro inferior.

Ambos os tipos de artefatos podem ser utilizados para a avaliação da funcionalidade de pessoas com amputação de membros inferiores, uma vez conhecidas suas propriedades psicométricas e validação para este perfil. Da mesma forma, ambas podem auxiliar na avaliação da prótese transfemoral.

##### 4.2.1.1 Medidas de Autorrelato

Os instrumentos que usam medidas de autorrelato de qualidade de vida relacionada à saúde (QVRS) utilizam as respostas do questionário respondido pelo paciente para medir vários domínios da saúde que incluem dimensões física, psicológicas, emocionais e sociais (RESNIK; BORGIA, 2011).

O quadro 7 mostra os instrumentos de avaliação de prótese caracterizados como medidas de autorrelato, com sua denominação e autores dos estudos selecionados na RSL2.

Quadro 7 - Artefatos identificados – Medidas de autorrelato

(continua)

Artefatos identificados – Medidas de autorrelato	Autores dos estudos selecionados na RSL2
<i>Prosthesis Evaluation Questionnaire</i> (PEC)	Kablan; Tatar (2020), Yodpijit <i>et al.</i> (2018), Andrysek <i>et al.</i> (2016), William; Beasley; Shaw (2013), Kark; Simons (2011), Resnik; Borgia (2011), Boone; Coleman (2006)
Mobility Subscale (PEC-MS)	Sions <i>et al.</i> (2018), Rosenblat <i>et al.</i> (2017), Deathe; Miller (2005)
<i>Short Form Health Survey</i> (SF-36)	William; Beasley; Shaw (2013), Resnik; Borgia (2011), Hagberg; Brånemark; Hägg (2004)
<i>Questionnaire for Persons with a Transfemoral Amputation</i> (Q-TFA)	Hagberg; Brånemark; Hägg (2004)
<i>Trinity Amputation and Prosthesis Experience Scales</i> (TAPES)	Yodpijit <i>et al.</i> (2018), Gallagher; Maclachlan (2000)
Questionário de Satisfação de Prótese – fatores técnicos e psicológicos	Schürmann <i>et al.</i> (2016)
<i>Comprehensive lower limb amputee socket survey</i> (CLASS)	Gailey <i>et al.</i> (2019)
<i>Orthotics and Prosthetics Users' Survey</i> (OPUS)	Resnik; Borgia (2011), Heinemann; Bode; O'Reilly (2003)
<i>Patient-Specific Functional Scale</i> (PSFS)	Resnik; Borgia (2011)
<i>Activities-specific Balance Confidence</i> (ABC)	Deathe; Miller (2005), Hafner; Askew (2015), Rosenblat <i>et al.</i> (2017)
<i>Locomotor Capabilities Index</i> (LCI5)	Andrysek <i>et al.</i> (2016), Rosenblat <i>et al.</i> (2017), Sions <i>et al.</i> (2016)
<i>Houghton Scale</i>	Rosenblat <i>et al.</i> (2017)
<i>Socket Fit Comfort Score</i> (SFCS)	Rosenblat <i>et al.</i> (2017)

## Quadro 7 - Artefatos identificados – Medidas de autorrelato

(conclusão)

Artefatos identificados – Medidas de autorrelato	Autores dos estudos selecionados na RSL2
<i>Frenchay Activities Index (FAI)</i>	Deathe; Miller (2005)
<i>Lower Limb Function Questionnaire (LLFQ)</i>	Andrysek <i>et al.</i> (2016)
<i>Satisfaction of lower limb amputees with their cosmeses questionnaire</i>	Cairns <i>et al.</i> (2014)
<i>Sickness Impact Profile (SIP)</i>	Mackenzie <i>et al.</i> (2004)
PROMIS	Hafner; Askew (2015)
Entrevistas e Grupos Focais	Roth <i>et al.</i> (2014), Schaffalitzky <i>et al.</i> (2011), Dillingham <i>et al.</i> (2001)

Fonte: o autor com base nos resultados da RSL2

A seguir, estes artefatos identificados (instrumentos de avaliação de prótese transfemoral) são apresentados, com relação a sua descrição e aplicação, com algumas considerações relevantes abstraídas dos referidos estudos.

### ***Prosthesis Evaluation Questionnaire (PEC)***

Descrição: o Questionário de Avaliação de Prótese (PEC)<sup>6</sup> foi desenvolvido pela equipe do Prosthetics Research Study em Seattle (EUA), tendo por base uma abordagem centrada no usuário e por finalidade fornecer medidas de resultados funcionais relacionadas ao impacto na qualidade de vida, em decorrência do uso de prótese de membros inferiores. Inicialmente, o instrumento continha 10 escalas, sendo: 4 de função de prótese (Utilidade, Saúde do Membro Residual, Aparência e Sons); 2 de mobilidade (Deambulação e Transferências); 3 psicossociais (Respostas Percebidas, Frustração e Carga Social); e 1 de bem-estar. Destas, 9 escalas demonstraram alta consistência interna (coeficientes de Crombach de 0,73 a 0,89, com exceção de transferências com um coeficiente de 0,47). Conforme Boone e Coleman (2006), o alto grau de validade de conteúdo e estabilidade temporal e a

<sup>6</sup> O PEQ tem uso gratuito e as instruções estão disponíveis no Prosthetics Research Study em Seattle.

validação estatística do instrumento foram demonstrados no estudo desenvolvido por Legro *et al.* (1998), apresentando boas propriedades psicométricas. Como medidas de validação, foram utilizados o Medical Outcomes Study Short Form-36, a subescala de Interação Social do Sickness Impact Profile, e o Profile Mood States-Short Form. (LEGRO *et al.*, 1998).

O PEC consiste em um questionário em formato de escala visual analógica (VAS) de autorrelato com 82 questões distribuídas em 9 escalas de domínio funcional: deambulação; aparência; frustração; resposta percebida; saúde do membro residual; carga social; sons; utilidade; e bem-estar. (BOONE; COLEMAN, 2006, KABLAN; TATAR, 2020).

Aplicação: este instrumento permite avaliar o uso da prótese segundo a perspectiva do usuário, sendo relativamente fácil de aplicar, além de possibilitar a obtenção de respostas para uma variedade de questões relacionadas aos resultados funcionais de próteses de membros inferiores. O entrevistado responde livremente a cada pergunta, conforme sua percepção de quão boa ou ruim considera a função protética (BOONE; COLEMAN, 2006). A escala permite uma resposta medida de 0-100 sobre uma linha contínua de 100mm. O valor numérico de uma subescala específica é determinado da média aritmética das questões individuais dentro da subescala, conforme o guia para uso do PEC disponibilizado pelo Prosthetics Research Study. Este instrumento pode ser usado gratuitamente, porém, são resguardados os direitos autorais por este centro de pesquisa. Além disto, o uso de qualquer parte do instrumento deve ser acompanhado e reconhecido pelo Prosthetics Research Study.

Conforme Boone e Coleman (2006), as escalas do PEC podem ser usadas de forma independente, em função do interesse em particular, pois cada escala reflete aspectos relevantes para as pessoas com amputações. Isto confere flexibilidade ao pesquisador ou médico, na medida em que concentra o foco da atenção em determinado(s) conteúdo(s) ou tópico(s) do questionário de avaliação.

Com relação aos ambientes nos quais o PEQ tem sido aplicado, encontram-se desde clínicas hospitalares a ambientes de pesquisa que desenvolvem estudos relacionados à biomecânica (BOONE; COLEMAN, 2006).

### Algumas considerações sobre o PEC a partir dos estudos da RSL2:

Para Kark e Simmons (2011), a complexidade em definir e medir a satisfação se deve à variabilidade interpessoal e à variabilidade ao longo do tempo. Esta medida pode ser definida como o grau em que a experiência atende às expectativas do paciente usuário de prótese. As autoras consideram que, qualquer instrumento desenvolvido para quantificar a satisfação deve ser específico e considerar a atividade e o tempo. As questões relacionadas à satisfação contidas no PEC atendem estes critérios, podendo ser observadas em suas formulações, que geralmente começam com uma proposição relativa ao tempo, como “nas últimas quatro semanas, ...” e abordam nas diversas escalas, aspectos da prótese e da vida com a prótese, além do fato do instrumento ter sido validado como um instrumento de qualidade de vida para amputados de membros inferiores.

Conforme aponta Boone e Coleman (2006), o PEC aborda questões para obter respostas que não seriam detectadas em outros instrumentos de medição de resultados de reabilitação existentes. Além disto, destacam que o PEC é um dos poucos instrumentos que permitem medir a qualidade de vida e os resultados funcionais a cerca do uso de prótese. Os autores apresentam em seu artigo, um resumo dos resultados obtidos a partir da aplicação do questionário PEC em diversos estudos, concluindo que este instrumento continua a ser usado por muitos grupos de pesquisa e médicos.

Segundo Boone e Coleman (2006), os resultados foram relatados como úteis e mostraram diferenças significativas com relação às próteses testadas. Apontam, também, que várias traduções do questionário validado estão sendo utilizadas, mas nem todas foram individualmente revalidadas em suas novas traduções.

Considerando o impacto econômico decorrente da amputação e a necessidade de serviços de reabilitação e protéticos ao longo do tempo, Resnik e Borgia (2011) consideram que é fundamental para as pessoas com amputação de membros inferiores, medir e melhorar a qualidade destes serviços. Ressaltam também, a necessidade de estudos clínicos que avaliem sua eficácia, além de uma relação custo-benefício. Os autores alertam, ainda, sobre a complexidade do uso de medidas para avaliar resultados relativos à amputação e a reabilitação protética, citando diversos fatores, entre os quais: as variações nas atividades do dia a dia, a falta de evidência científica capaz de orientar a seleção e interpretação das medidas, e a limitação dos estudos quanto aos participantes.

Segundo Resnik e Borgia (2011), a escolha de medidas de resultados confiáveis e informações de como fazer a interpretação das pontuações decorrentes das variações da função, é fundamental para os médicos e pesquisadores. Para os autores, alguns estudos sugerem que instrumentos de medição podem não ter as propriedades psicométricas que possibilitem a detecção de mudanças no nível individual. Apesar da utilização de diversos instrumentos de medida para avaliar o cuidado para pessoas com amputação, os autores apontam para a escassez de estudos que objetivam orientar a seleção e interpretação dos instrumentos existentes para a prática clínica.

O questionário PEC é considerado como um instrumento que apresenta medidas importantes para a avaliação. Porém, Resnik e Borgia (2011) alertam para a dificuldade em sua aplicação, por parte dos médicos, principalmente na obtenção da pontuação das escalas, considerada como demorada e difícil. Para tanto, os autores propuseram-se a estimar a confiabilidade teste-reteste de uma versão modificada do questionário PEC, que consiste: no uso de escala *Likert* de 7 pontos, baseado em Guyatt *et al.* (2001 *apud* Resnik; Borgia, 2011); e de uso da escala mobilidade criada a partir das subescalas de deambulação e transferência, conforme Miller *et al.* (2001 *apud* Resnik; Borgia, 2011).

O estudo de Resnik e Borgia (2011) envolveu uma amostra por conveniência com a participação de 44 pacientes com amputação unilateral usuários de próteses, sendo 23 transfemoral, 19 transtibial, e 2 através do joelho. A maioria homens (95,5%) com a idade média de 66 anos. Além do tipo de amputação, sexo e idade, foram coletados outros dados sociodemográficos: raça, etnia, educação, emprego, estado civil, altura e peso. Junto aos pesquisadores, a coleta de dados foi realizada por fisioterapeutas com experiência clínica e atuação na área voltada para pessoas com amputação de membros inferiores. Estes profissionais foram treinados para a aplicação do instrumento e medidas clínicas, visando garantir a fidelidade aos protocolos de teste.

A confiabilidade teste-reteste foi calculada por meio da análise de variância de medidas repetidas e do ICC de Shrout e Fleiss. O ICC é uma medida de confiabilidade, onde o alvo é um efeito aleatório, o número de medições em cada alvo é um efeito fixo e a unidade de análise é a medição individual da média das medições. O ICC obtido no estudo foi comparado com coeficientes de confiabilidade relatados na literatura. O estudo resultou em confiabilidade dos dados para as subescalas do PEC

em índices que variaram num intervalo de 0,41 a 0,93, para as escalas transferência, utilidade da prótese, resposta percebida e sons, pouco diferente da literatura (0,56 a 0,90). As escalas de bem-estar, aparência e sobrecarga social tiveram menores valores de ICC, enquanto as de frustração e saúde do membro residual tiveram valores maiores. A escala combinada de mobilidade ficou dentro do intervalo de confiança. (RESNIK; BORGIA, 2011).

Com relação à variação das pontuações, estatisticamente, é considerada uma pontuação alterada em um paciente individual quando a diferença entre a pontuação anterior e a pontuação atual excede o MDC associado às medições. O MDC<sub>90</sub> é a diferença mínima detectável com um intervalo de confiança de 90%. Segundo Resnik e Borgia (2011), as pontuações acumuladas na extremidade inferior de cada escala sugerem o efeito de piso, enquanto as pontuações agrupadas na extremidade superior estão relacionadas ao efeito de teto. Assim, no estudo foi relatado que as escalas de bem-estar e transferências apresentaram efeitos de teto, mas nenhum efeito de piso. Estes efeitos não foram observados nas demais escalas. Neste estudo de caráter quantitativo, o sistema de pontuação PEQ modificado foi avaliado, e os coeficientes de confiabilidade quando comparado aos relatados na literatura, sugeriram que o uso de uma pontuação mais simples, de 0 a 7 pontos, não afetaria a confiabilidade dessa medida.

Conforme Kark e Simmons (2011), as medidas de autorrelato são úteis no processo de prescrição de intervenções protéticas, pois além de capturar a perspectiva do paciente, possibilitam envolvê-lo no processo de tomada de decisão, o que pode melhorar os resultados funcionais. Considerando as pessoas com amputação de membros inferiores, os estudos investigaram a correlação da satisfação com o desempenho geral da prótese e com variáveis relacionadas ao conforto.

Segundo as autoras, a maioria destes estudos envolveu a perspectiva do paciente, levantando medidas de autorrelato; além de coletar os dados demográficos sociais e clínicos; e medidas de resultados, entre as quais a velocidade de caminhada, amplitude de movimento, força muscular. Considerando este grupo de indivíduos, as autoras relataram que alguns estudos apontaram correlatos de satisfação que incluem fatores psicossociais (imagem corporal, inclusão social e saúde mental), dor em membros residual e intacto, utilidade protética e funcionamento físico como medidas de autorrelato. Constataram, também, que diante da importância que o treinamento da marcha apresenta no processo de reabilitação, seria necessário investigar a

relação entre o papel da qualidade da marcha ou do desvio da marcha e a satisfação de pessoas que deambulam com uma prótese (KARK; SIMMONS, 2011).

Sendo assim, Kark e Simmons (2011) buscaram averiguar como a qualidade da marcha afeta a satisfação dos pacientes depois da amputação de membros inferiores e após a prescrição de próteses, procurando analisar a influência do desvio da marcha na satisfação, por meio de medidas de autorrelato e medidas com base em desempenho. Para isto, a aplicação de procedimentos seguiu um protocolo: primeiramente, foi realizada uma análise tridimensional da marcha (3DGA); seguida da aplicação de teste de caminhada cronometrada (TUG) com coleta de dados em três ensaios; finalizando com o teste de caminhada de seis minutos (6MWT). O questionário de avaliação da prótese (PEC) foi respondido pelos participantes, nos períodos de repouso.

Do instrumento PEC, Kark e Simmons (2011) levantaram os resultados autorrelatados, a partir de três questões de satisfação, três questões sobre cuidados protéticos e duas questões da escala de bem-estar, mencionadas a seguir:

- Felicidade com a prótese – Nas últimas semanas, avalie o quão feliz você tem estado com sua prótese atual.
- Satisfação com a prótese – Nas últimas quatro semanas, avalie o quão satisfeito você está com sua prótese atual.
- Satisfação com a caminhada – Nas últimas quatro semanas, avalie o quão satisfeito você está com a forma como está caminhando.
- Bem-estar desde a amputação – Nas últimas semanas, avalie o quão satisfeito você tem estado com a forma como as coisas funcionaram desde a sua amputação.
- Qualidade de vida – Nas últimas semanas, como você avaliaria sua qualidade de vida?
- Satisfação com o protista – Quão satisfeito você está com a pessoa que ajustou sua prótese atual?
- Satisfação com o treinamento – Quão satisfeito você está com o treinamento que recebeu sobre o uso de sua prótese atual?
- Satisfação com o treinamento (geral) – De modo geral, qual é seu nível de satisfação com o treinamento de marcha e uso da prótese que recebeu desde a amputação?

Kark e Simmons (2011) consideraram uma amostra por conveniência, na qual participaram pacientes maiores de 18 anos, com amputação unilateral de membros inferiores causada por traumas (70% do sexo masculino), sendo 12 transtibial e 8 transfemoral. O estudo contou com a participação de 28 indivíduos saudáveis em um grupo de controle pareado em gênero, idade e índice de massa corporal ao grupo de pacientes. O grupo era homogêneo quanto aos fatores demográficos relacionados a idade, idade na amputação e o tempo de amputação. Neste estudo, não houve correlação significativa dos dados demográficos com as medidas de satisfação utilizadas. E, houve pequena correlação entre o tempo desde a amputação e o índice de massa corporal (IMC) com a felicidade com a prótese.

Considerando os instrumentos de resultados funcionais utilizados, Kark e Simmons (2011) observaram correlações significativas entre as seguintes medidas de autorrelato e as medidas de satisfação:

- Escala de deambulação e satisfação com a prótese, satisfação em andar, bem-estar desde a amputação e qualidade de vida;
- Escala de frustração e felicidade com a prótese e satisfação com o protista;
- Escala de resposta percebida e qualidade de vida;
- Escala de carga social e satisfação com deambulação, bem-estar desde a amputação e qualidade de vida; e
- Escala de utilidade protética e satisfação com a prótese.

De acordo com Kark e Simmons (2011), outros estudos também demonstraram a relação da satisfação com medidas de autorrelato do funcionamento físico, conforto, função, aparência da prótese e alguns fatores sociais relacionados, por exemplo a volta ao trabalho e sobrecarga para a família e amigos. Conforme as autoras, de um modo geral, os participantes do estudo relataram altos níveis de satisfação, sendo alta a pontuação em várias escalas do questionário PEC.

William; Beasley e Shaw (2013), também, consideram ser necessário ter uma compreensão acerca da qualidade de vida (QV) percebida por pacientes com amputação de membros inferiores que usam próteses. Pois, isto poderia oferecer uma base ao raciocínio clínico ao indicar dispositivos protéticos apropriados ao seu paciente particular, permitindo o estabelecimento de metas e o planejamento de intervenções. Esta escolha correta do dispositivo protético é fator decisivo para que estas pessoas tenham a função ideal.

Segundo William, Beasley e Shaw (2013), vários estudos foram realizados para determinar a QV percebida por estes pacientes, porém sem investigar um determinado dispositivo protético. Os autores destacam que existem estudos que sugerem as articulações de joelho controlado por microprocessador, utilizadas em prótese, como alternativas para oferecer vários benefícios aos usuários, entre estes: melhora na velocidade de caminhada e no equilíbrio, capacidade em descer escadas, e redução de quedas. Além disto, citam pesquisas que encontraram benefícios relacionados à imagem corporal e à interação social, à melhora do papel funcional e eficácia, em relatos de indivíduos que usavam o C-Leg. Também, outros benefícios relacionados à maior simetria e velocidade da marcha, inclusive sobre terreno plano e irregular, diminuição da demanda muscular dos membros e custo metabólico, quando comparado aos dispositivos tradicionais. Sendo assim, os autores consideram que ao propor este dispositivo aos pacientes, os benefícios devem superar as limitações, sendo importante conhecer o que os usuários deste dispositivo relataram sobre estes benefícios.

De suma importância no processo de prescrição de uma prótese de joelho específica, William, Beasley e Shaw (2013) destacam a necessidade de levar em consideração as características do usuário. Em relação aos vários dispositivos protéticos, alertam para que neste processo, as características mecânicas não sejam as únicas informações oferecidas ao paciente. Uma atenção deve ser direcionada aos efeitos que estes podem ter na qualidade de vida do usuário e no quanto suas necessidades podem ser atendidas pela tecnologia. O uso de determinado dispositivo protético requisita uma avaliação holística do impacto do dispositivo na vida do usuário, envolvendo fatores físicos, sociais e psicológicos.

De tal forma, os autores procuraram determinar se o C-Leg melhorou a qualidade de vida do usuário e se a relação custo-benefício justificaria o maior custo inicial e a complexidade da prótese controlada por microprocessador em comparação com uma prótese não computadorizada. Os autores consideram que, o conhecimento das melhores práticas sobre os cuidados de saúde e sobre a eficácia e eficiência de intervenções protéticas como o C-Leg pode auxiliar na prescrição de dispositivos mais adequados para um paciente específico (WILLIAM; BEASLEY; SHAW, 2013).

Neste estudo, a amostra consistiu em 33 indivíduos com amputação transfemoral com uso de microprocessador C-Leg no dispositivo protético (20 homens e 13 mulheres), na faixa etária de 25 a 85 anos de idade. Também foram levantados

a causa da amputação, tempo desde a amputação, tempo de uso do dispositivo, além de dados sobre a etnia e ambiente rural ou urbano. E, os instrumentos utilizados foram: um instrumento de levantamento de dados demográficos elaborado pelos autores; um instrumento genérico de avaliação da qualidade de vida, o SF-36v2™; e o questionário de avaliação de próteses (PEC) (WILLIAM; BEASLEY; SHAW, 2013).

Com relação à aplicação do PEC, a escala AM é a principal escala relacionada à mobilidade, sendo assim, William, Beasley e Shaw (2013) procuraram a partir de sua amostra, identificar a questão que foi o preditor mais forte de deambulação. Com os seguintes resultados, influenciando a variação na AM, nas questões sobre avaliar o uso da prótese nas últimas 4 semanas relativas à: capacidade de descer escadas (74%); capacidade de andar em superfícies escorregadias (15,7%); e nas demais relativas à andar em espaços estreitos, subir e descer em uma colina íngreme, andar em calçadas e ruas, subir escadas e andar com a prótese (9,1%).

Deste modo, os autores concluíram que o preditor mais forte de Bem-estar no PEQ foi a pontuação AM e o preditor mais forte desta pontuação foi a capacidade de descer escadas, corroborando com achados de outros estudos que demonstraram melhor deambulação e qualidade de vida com o uso de dispositivo protético C-Leg. Eles citam o estudo de Berry *et al.* (2009 *apud* William; Beasley; Shaw, 2013) que, em uma amostra de 368 pacientes, houve relatos de melhorias relacionadas ao uso do C-Leg, na ordem de 88,4% na marcha/manobrabilidade e 88,1% na confiança/segurança. Contudo, o número de participantes nesta pesquisa foi pequeno, contando com apenas 33 de 100 indivíduos que deram retorno com respostas ao questionário (WILLIAM; BEASLEY; SHAW, 2013).

Também, Andrysek *et al.* (2016) destacaram que os dispositivos protéticos são desenvolvidos para proporcionar uma melhor mobilidade, oferecendo uma marcha com melhor desempenho, maior eficiência e segurança. Porém, os autores apontam que indivíduos com amputação de membros inferiores, principalmente acima do joelho, ainda enfrentam dificuldades para se locomover. Geralmente, os principais desafios estão relacionados ao maior gasto de energia e às velocidades reduzidas devido às limitações de mobilidade. Isto denota a importância da função do joelho e seu papel primordial para garantir a efetiva mobilidade.

Em estudos levantados por Andrysek *et al.* (2016), vários benefícios foram reconhecidos a partir do uso de tecnologias de articulação de joelho de alto desempenho, como exemplo: maior velocidade de caminhada; menor gasto de

energia; redução dos desvios de marcha; melhor satisfação e qualidade de vida do usuário. Em contraponto, estas tecnologias apresentam custo elevado, tornando-se inacessíveis para a maioria das pessoas com amputação de membros inferiores.

Deste modo, a maioria acaba usando tecnologias de nível inferior, como joelhos de eixo único, policêntricos ou de frenagem ativada por peso (WAB) que apresentam menor custo. No entanto, as limitações relativas ao desempenho, tornam estas tecnologias mais adequadas para indivíduos de mobilidade de nível inferior (K1 ou K2). Os autores explicam que o freio existente nestes tipos de joelhos permanece ativado na fase de apoio tardio, restringindo a flexão natural do joelho no início da fase de balanço da marcha, inibindo uma transição suave entre estas duas fases. (ANDRYSEK *et al.*, 2016).

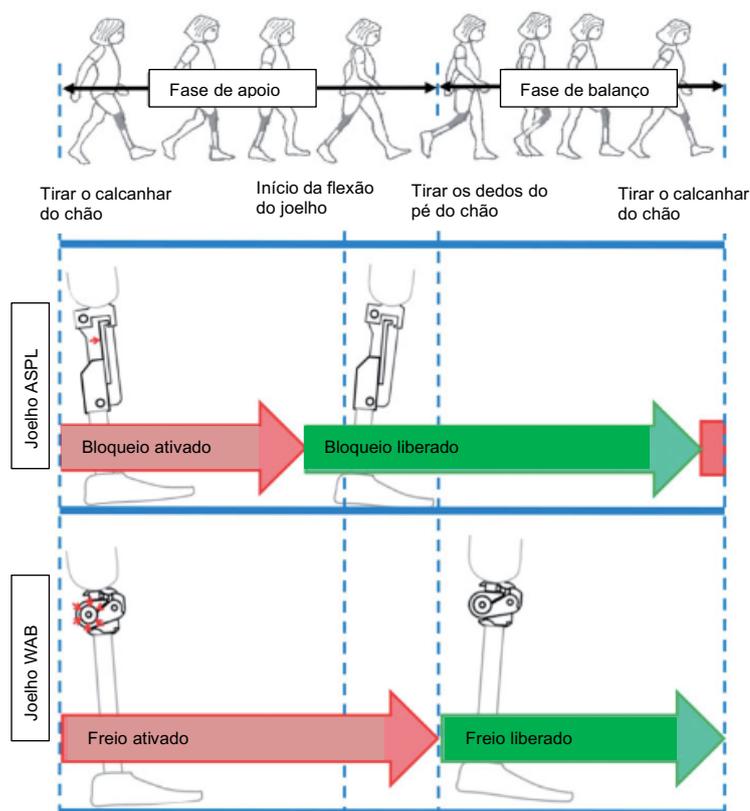
No design de tecnologias de próteses de joelho, dois requisitos de projeto se apresentam como conflitantes e trazem desafios para se obter melhores soluções, sendo: alcançar a estabilidade de suporte do peso; e garantir os movimentos normais durante a marcha, possibilitados pela maior flexão (ANDRYSEK *et al.*, 2016).

Neste sentido, conforme Andrysek *et al.* (2016), tecnologias existentes podem ser uma alternativa, como o joelho-AT que consiste em uma articulação mecânica artificial do joelho desenvolvida com base em um tipo de controlador de fase de apoio chamado de bloqueio automático de fase de apoio (ASPL). Este tipo de mecanismo permite que, automaticamente, a trava de joelho seja engatada no momento de extensão do joelho e desengatada antes do início da fase de balanço da marcha, como pode ser observado na figura 20.

Segundo os autores, isto pode oferecer benefícios funcionais, como maior estabilidade e redução do risco e número de quedas, além de possibilitar velocidades de caminhada mais altas que são, em geral, proporcionadas por tecnologias mais avançadas que próteses de joelho policêntrico e WAB. Além disto, esta alternativa de joelho-AT tem baixo custo (ANDRYSEK *et al.*, 2016).

Segundo os autores, isto pode oferecer benefícios funcionais, como maior estabilidade e redução do risco e número de quedas, além de possibilitar velocidades de caminhada mais altas que são, em geral, proporcionadas por tecnologias mais avançadas que próteses de joelho policêntrico e WAB. Além disto, esta alternativa de joelho-AT tem baixo custo (ANDRYSEK *et al.*, 2016).

Figura 20 - Mecanismos ASPL e WAB de fase de apoio durante a marcha



Fonte: Andrysek *et al.* (2016, p.2) (traduzido pelo autor)

Como parte dos estágios finais do desenvolvimento do joelho-AT, Andrysek *et al.* (2016) realizaram um estudo para “avaliar clinicamente o mecanismo de bloqueio automático de fase de apoio (ASPL) contra a articulação protética do joelho de travagem ativada por peso (WAB)” em uso pelos participantes. Participaram do estudo, 10 indivíduos com amputação acima do joelho usuários de prótese com articulações de joelho WAB (Modelo 3R15, Otto Bock, Alemanha), com peso menor do que 100kg (capacidade de suporte do joelho), idade entre 16 e 30 anos, e identificados, pelo menos, em nível de atividade funcional K3. As principais medidas utilizadas foram os testes de velocidade e de capacidade de caminhada. A avaliação funcional do usuário e a avaliação da qualidade de vida foram realizadas por meio do Questionário de Função do Membro Inferior (LLFQ) e do Questionário de Avaliação Protética (PEQ).

Deste último instrumento que apresenta 9 escalas independentes para a avaliação funcional relacionada à prótese e a qualidade de vida, foram utilizadas

apenas 4 subescalas. Estas foram escolhidas, por consenso, pelos pesquisadores, considerando sua relevância e associação com a função do joelho, sendo: escala de utilidade, escala de sons, escala de frustração, e escalas de deambulação. Para cada escala foi obtida uma pontuação total (ANDRYSEK *et al.*, 2017).

Para complementar o levantamento da percepção do usuário, os pesquisadores, também, elaboraram um questionário com as seguintes perguntas abertas para indagar sobre possíveis problemas percebidos pelo usuário, o que gosta ou não na prótese de joelho, e se o resultado da nova prótese acarretou em alguma mudança em sua vida. Além disto, a preferência do usuário levou em consideração, também, o tipo de articulação do joelho escolhida pelo participante para usar a longo prazo após a sessão 2 do estudo (ANDRYSEK *et al.*, 2017).

O estudo de Andrysek *et al.* (2016) foi realizado em uma clínica de pesquisa, em três visitas: numa primeira sessão de caráter introdutório, o objetivo foi coletar dados demográficos e básicos, e determinar o índice de capacidade de locomoção (LCI-5) dos participantes. Também, nesta sessão foram feitos o ajuste do joelho ASPL à prótese do participante e instalado o contador de passos um pouco abaixo no soquete da prótese original. Após 4 semanas desta introdução, foram realizadas as duas sessões de avaliação:

- a primeira, para uma verificação da prótese original com joelho WAB com relação aos problemas retificados, ou registrados antes da coleta de dados e para a coleta de os dados de resultados. E, depois do alinhamento, ajustes e adaptação necessária com o novo joelho, para a coleta dos dados de linha de base para o joelho ASPL. Sendo o contador de passos zerado e colocado nesta prótese ASPL;
- a segunda, para a coleta de dados com o uso do joelho ASPL, realizada após o período de quatro semanas de adaptação ao joelho ASPL. Os participantes tiveram a opção de escolha entre manter o joelho ASPL, ou mudar para a articulação do joelho WAB original. Aos que optaram pelo joelho ASPL, foi feito um acompanhamento durante um período de até 12 meses, para fins de coleta de dados com uma verificação de ajuste e de problemas mecânicos, entre outros.

Fez parte do levantamento um conjunto de medidas de desfecho usualmente utilizadas na avaliação da função relacionada à marcha, atividade e percepção do usuário. Com relação as medidas autorrelatadas das 4 subescalas PEC utilizadas, as

pontuações totais não revelaram diferenças entre os dois tipos de joelhos. Um problema de ruído capturado pela subescala de sons do PEC, geralmente, associado ao controlador da fase de balanço baseado em fricção, levou a fazer uma melhoria de projeto no joelho ASPL. Os resultados do estudo conduziram a outras melhorias, que incluíram uma mola auxiliar de extensão mais robusta e uma capa que melhorou a aparência e protege a roupa; e um cancelamento de desbloqueio de joelho que permite flexionar com mais facilidade o joelho ao sentar-se (ANDRYSEK *et al.*, 2016).

Outro estudo investigou tecnologias utilizadas em próteses de membros inferiores que visam oferecer qualidade de vida aos usuários, contemplando o tipo de suspensão. Rosenblat *et al.* (2017) consideram que o tipo de suspensão utilizado no sistema de prótese é um fator crítico para o ajuste do soquete e para garantir o conforto. Em seu estudo, os autores buscaram quantificar os efeitos da suspensão de encaixe assistida a vácuo (VASS) nos custos metabólicos da marcha e nos resultados baseados em desempenho. Para isto, as mudanças nessas medidas foram avaliadas logo após alterar a suspensão, por meio de comparação com as medidas autorrelatadas entre dois grupos, o primeiro com 18 usuários de VASS (5 transfemoral, 13 transtibial, 17 unilateral, e 1 bilateral) e o segundo com 18 não usuários de VASS (10 transfemoral, 8 transtibial, 15 unilateral, e 3 bilateral). Os participantes têm um tempo decorrido desde a amputação de pelo menos um ano, e o tempo de uso da suspensão à vácuo pelos usuários de VASS de pelo menos seis meses.

O protocolo foi delineado em dois estudos, sendo o primeiro para fins de determinar os custos energéticos da caminhada e o conforto no soquete, consistindo na realização de três tarefas pelo primeiro grupo (usuários de VASS), seguindo uma sequência realizada em uma sessão: uma análise quantitativa da marcha quanto à assimetria; uma avaliação da função e mobilidade, com aplicação dos testes de caminhada de 10 metros (10MWT) e do teste cronometrado (TUG); e uma quantificação dos custos de transporte e conforto, pela aplicação do teste de caminhada de 6 minutos (TC6') e a medida autorrelatada com o escore de conforto de ajuste do soquete (SFCS). Cada tarefa foi realizada pelos sujeitos, em três condições de suspensão que, aleatoriamente, alteravam o vácuo e bloqueavam a válvula unidirecional, antes de ir para a próxima tarefa (ROSENBLAT *et al.*, 2017).

No segundo estudo, os dois grupos de indivíduos (VASS e não VASS) avaliaram o uso de próteses e a função locomotora, por meio de versões eletrônicas

da escala ABC (mede a confiança no equilíbrio), que depois de completada, também responderam ao LCI5 (mede as capacidades locomotoras básicas e avançadas), a escala de Houghton (mede a função em termos de desgaste e uso da prótese), e 4 sessões do instrumento PEC (bem-estar, frustração, carga social e resposta percebida) (ROSENBLAT *et al.*, 2017).

Além dos efeitos de teto, o delineamento do estudo com as medidas autorrelatadas pode ter influenciado a capacidade de detecção de diferenças entre os efeitos da suspensão no uso de próteses, em grupos de usuários VASS e não VASS. Como os dois grupos foram formados sem uma combinação dos indivíduos quanto aos fatores (nível de amputação, ou tempo desde a amputação), isto sugeriu que a comparação realizada pode não ser adequada para detectar um efeito de suspensão que leve em conta as diferenças individuais no tamanho de amostra considerado. Contudo, este estudo comprovou a hipótese que, na ausência de vácuo ativo, os usuários atuais de VASS experimentaríamos uma redução de conforto do soquete, em decorrência de pior ajuste (ROSENBLAT *et al.*, 2017).

No estudo de Yodpijit *et al.* (2019), os autores relatam que existe uma falta de satisfação de pessoas com amputação de membros inferiores, com relação às tradicionais próteses passivas e que existem estudos que demonstraram a necessidade de novas próteses ativas com diferentes funções motoras. Muitos destes estudos investigaram a qualidade de vida e os fatores relacionados a esta, com a aplicação do questionário WHOQOL-BREF-THAI que não é um instrumento específico para este grupo de indivíduos.

A partir desta lacuna, Yodpijit *et al.* (2019) utilizaram o PEC, juntamente com outro instrumento de avaliação, as escalas de experiência de amputação e prótese Trinity (TAPES), como base para projetar e desenvolver um novo questionário. Este questionário considera princípios de design centrado no ser humano para investigar e melhorar a qualidade de vida de pessoas com amputação transtibial e transfemoral que usam próteses, e aborda alguns fatores como: satisfação dos usuários, estudo de usabilidade, aparência do produto, conforto e dor, limpeza e manuseio da prótese. O questionário proposto compreende 7 fatores, com 72 itens (em forma de perguntas), cada um tendo uma escala Likert com 5 opções de respostas relativas ao usuário discordar ou concordar totalmente. Os fatores e questões considerados para levantar a percepção do usuário em relação ao uso da prótese de membro inferior, estão apresentadas no quadro 8 a seguir:

Quadro 8 – Fatores associados à percepção do usuário em relação ao uso da prótese

FATORES	ITENS RELACIONADOS
Aparência da prótese	Resistência da prótese (número de vezes que a prótese quebrou); presença de ruídos, sons; percepção do usuário quanto à durabilidade, resistência; barreiras devido ao peso ou tamanho da prótese; satisfação quanto aos atributos estéticos (cor, forma, suavidade, beleza, etc.); percepção quanto ao custo da prótese; e percepção de conforto no uso.
Segurança no uso da prótese	Facilidade de uso e encaixe do soquete; presença de suor, bolhas, marcas de pressão, inchaços; dor no quadril, tanto no lado o membro com a prótese, quanto do lado do membro são; dor na perna (membro são); dor no corpo devido ao uso da prótese.
Segurança nas atividades diárias da vida (enquanto usa a prótese)	Confiança em ficar em pé e manter equilíbrio; distribuição de peso sobre as pernas; deambular sem tropeços e com segurança em terreno plano, áspero ou escorregadio; subir e descer escadas; caminhar com fluência em rampa; sentar sem se desequilibrar; vergonha em usar a prótese; esforço no coto, ou nos quadris enquanto caminha; cansaço e segurança.
Proficiência em atividades diárias da vida (ser capaz de alterar e especificar o nível de transição no movimento do corpo enquanto usa a prótese).	Transição em movimentos e posição (sentado/de pé, de pé/sentado, caminhar/parar, parar/caminhar); alterar velocidade de marcha; andar em chão escorregadio; primeiro passo com membro com prótese, ou não; subir e descer escadas e rampas, usando os dois pés alternadamente;
Integração entre o corpo e a prótese	Sentir a superfície áspera do solo, ou da rampa, com a prótese; alívio da coceira do corpo ao coçar a prótese; puxar objeto com a prótese (movimento de ancinho); controle da prótese; percepção espacial da prótese sem olhar para ela; sensação da prótese pertencer ao corpo e que pode substituir o corpo.
Aceitação social	Conforto no uso da prótese e na realização de atividades do cotidiano; ser capaz de realizar atividades sozinho e de cuidar de outras pessoas; sentir-se bem ao realizar atividades com alguém.
Próteses desejáveis	Desejo de próteses que ofereçam maiores benefícios quanto a: facilidade no movimento, esforço, velocidade na caminhada, ajuste ao corpo, escolha dos aspectos estéticos (materiais e cores), soquete eficaz, prótese computadorizada, uso diário sem maior custo.

Fonte: elaborado pelo autor com base em Yodpijit *et al.* (2019) (traduzido pelo autor)

Participaram do estudo de Yodpijit *et al.* (2019), 24 sujeitos com amputação de membros inferiores, 11 transfemoral e 13 transtibiais, com idade média de 56 anos. Nesta amostra, a falta de satisfação foi relacionada à segurança no uso da prótese, segurança na realização de atividades diárias da vida, na proficiência nestas atividades, e aparência da prótese.

Segundo os autores, a partir de uma análise estatística descritiva, os resultados demonstraram que a falta de satisfação foi relacionada à: segurança e proficiência nas atividades da vida diária; segurança no uso e aparência da prótese. Sendo as demandas dos amputados transfemorais maiores que as do transtibiais. Os autores

afirmam que a avaliação das necessidades do paciente, além de ser necessário para o projeto de prótese computadorizada de membro inferior, é um aspecto crítico que pode afetar a satisfação do usuário (YODPIJIT *et al.*, 2019).

Kablan e Tatar (2020) realizaram um estudo transversal em três centros (Istanbul, Sanliurfa e Reyhanli), operados por uma organização não governamental internacional, com o objetivo de investigar a qualidade de vida relacionada à prótese em indivíduos com amputação de membros inferiores refugiados da Síria. A amostra do estudo abrangeu 88 pessoas com amputação unilateral de membros inferiores em diferentes níveis, com faixa etária de 18 a 74 anos, com percepção e capacidade para entender e responder perguntas em árabe. Todos os participantes realizaram um programa de reabilitação similar, consistindo em 6 a 8 sessões planejadas pela mesma equipe de médico e fisioterapeuta.

O estudo envolveu a coleta de dados demográficos e descritivos dos participantes (estado civil, nível de escolaridade e situação de trabalho, causa e nível de amputação, tipo de componentes protéticos e tempo de uso). E foram aplicadas as subescalas do PEC: deambulação; aparência; saúde do membro residual; sons; utilidade, incluindo as questões referentes à transferência, cuidados protéticos e satisfação. Foram calculadas as pontuações para estas subescalas (pela média aritmética das respostas dadas às questões) e obtido os escores para avaliação funcional (PEC-PF) e de mobilidade (PEC-MS), este último a partir da combinação de ambulação e transferências (KABLAN; TATAR, 2020).

De um modo geral, a partir do estudo, os autores constataram que este grupo de indivíduos apresentaram percepções semelhantes em relação à prótese e sua vida com o uso de prótese. As pontuações do PEC foram acima da média e alto nível de satisfação em relação aos fatores avaliados. O fato de terem recebido a prótese de forma gratuita pode ter contribuído para a percepção positiva destes indivíduos, o que ameniza as dificuldades enfrentadas por estes refugiados em um país de cultura diferente da sua. Fatores como causa e nível de amputação não afetaram significativamente a pontuação do PEC-mobilidade, mesmo com algumas diferenças entre os subgrupos observadas neste estudo. Em outros estudos, os autores relataram que havia variação da pontuação do PEC-MS em relação a causa da amputação, nível de mobilidade ou uso de dispositivo de mobilidade. Em termos das pontuações dos subgrupos PEQ considerados no estudo, exceto PEQ-aparência ( $p = 0,013$ ) e PEQ-funcionalidade ( $p = 0,031$ ), não houve diferença entre amputados

solteiros e casados ( $p > 0,05$ ). Nesta amostra, a maioria dos amputados era jovem e a aparência estética se apresentou como uma preocupação para estes indivíduos. (KABLAN; TATAR, 2020).

### **Subescala Mobilidade – PEC-MS**

Descrição: o PEC-MS consiste em uma subescala do instrumento PEC, sendo uma medida utilizada para avaliar o potencial de mobilidade percebido pelo usuário de prótese nas últimas 4 semanas. Inicialmente compreendia 13 itens com a combinação dos componentes da deambulação e da transferência do PEC (DEATHE; MILLER, 2005). Após ser revisado, o instrumento compreende 12 itens com opções de resposta ordinal de 5 níveis utilizando uma análise Rasch. Cada item é pontuado de 0 a 4 e a soma resulta na pontuação que varia de 0 a 48 (HAFNER; ASKEW, 2015).

Aplicação: os indivíduos respondem aos questionamentos, por meio de uma marcação em uma escala analógica.

#### Algumas considerações sobre o PEC-MS a partir dos estudos da RSL2:

No estudo de Deathe e Miller (2005), o questionário original com escala visual analógica foi modificado para uma escala numérica com variação de 0-10 refletindo a falta de capacidade de realizar a atividade (0 - não pode fazer, 10 - não há problema para fazer). Uma pontuação resumida foi determinada somando as respostas para após dividir pelo número de itens respondidos pelos participantes. Os autores citam estudo que relatou a consistência interna, a confiabilidade do reteste, e a validade com base em correlações de dados obtidos por outros instrumentos como o TUG, o Teste de caminhada de 2 minutos (TC2') e a escala ABC. Também, entre diversos fatores, o PEC-MS demonstrou capacidade de discriminação entre os indivíduos com base no uso de auxílio à marcha e na distância caminhada a pé. Hafner e Askew (2015) afirmam que os desenvolvedores do instrumento apresentaram evidências de confiabilidade e validade quanto a aplicação do PEC-MS em avaliação de indivíduos com amputação de membros inferiores.

Hafner e Askew (2015) consideram que as medidas de autorrelato são fundamentais para conhecer as opiniões, perspectivas e experiências dos usuários de próteses. No delineamento de seu estudo, eles utilizaram vários instrumentos robustos e de confiabilidade para medir diversos resultados. Entre os instrumentos de autorrelato do protocolo do estudo, o PEQ-MS foi usado para avaliar as diferenças entre os sistemas de controle de joelho protético passivo, adaptativo e ativo, quando utilizados por pessoas de meia idade ou mais velhos.

De 40 indivíduos com amputação transfemoral que manifestaram interesse em participar do estudo, considerando os critérios para fazerem parte da amostra, 12 foram selecionados. Sendo todos homens de idade entre 49 e 63 anos, a maioria (83,3%) com etiologia de amputação devido a trauma e demais (16,7%) devido a tumor. E tempo desde a amputação entre 4 e 44 anos, com média de 28,9 e desvio padrão de 12,5 anos. Com nível K3 da classificação funcional Medicare. Destes selecionados, 3 completaram todas as fases do estudo (base e intervenção); 7 participantes completaram pelo menos uma fase de base e de intervenção prevista no estudo. E por motivos de condições de saúde, 2 foram excluídos. Primeiramente, o protista entrevistou os participantes, para adquirir informações demográficas e de saúde (sexo, data de nascimento e de ocorrência da amputação, etiologia da amputação, nível de mobilidade (classificação funcional Medicare) e escore de conforto do soquete. Além disto, efetuaram uma avaliação física para registrar o comprimento do membro residual e tipo de joelho protético atual. Também, aplicaram um conjunto de procedimentos de preparação dos participantes, para verificar suas condições de andar em diferentes tipos de terreno e capacidade de usar uma prótese com segurança. Após, foram realizadas sessões de treinamento para o uso das próteses com controle adaptativo e ativo (HAFNER; ASKEW, 2015).

De acordo com Hafner e Askew (2015), considerando os sistemas de controle de joelho utilizados no estudo, os resultados de autorrelato tiveram poucas diferenças. Após a transição de um joelho com controle passivo para um adaptativo, a função física foi significativamente maior (diferença= 1,26,  $p<0,03$ ), sugerindo uma melhora na função diária geral. Da mesma forma, houve uma melhora na confiança de equilíbrio (escala ABC), na transição do controle passivo para o ativo. E quanto à fadiga, mobilidade, saúde física ou saúde mental não foi encontrada nenhuma diferença significativa.

No estudo de Hafner e Askew (2015), os participantes apresentaram uma mobilidade geral um pouco acima da média, considerando o PEC-MS de 12 itens. Conforme os autores, a pouca influência do sistema de controle do joelho protético na mobilidade autorrelatada, poderia ser explicada pelo fato deste sistema trazer benefícios ao usuário em determinada situação e limitá-los em outras. Isto foi relatado pelas questões relacionadas às atividades de mudança/transição (sentar-se para ficar de pé, por exemplo) e de deambulação (descer uma colina, por exemplo). Também, o usuário poderia ter uma percepção de compensação de mobilidade relativa às várias atividades, de forma a não apresentar diferenças nas pontuações do PEC-MS.

De acordo com Sions *et al.* (2018), além do reconhecimento dos fatores que impactam o uso protético e o potencial de deambulação, e as recomendações adequadas para o perfil clínico do paciente, é necessária uma documentação objetiva das capacidades funcionais para a prescrição e cobertura protética. Este é um aspecto importante para pessoas com amputação de membros inferiores cujas necessidades de mobilidade funcional vão além da deambulação básica. Segundo os autores, a descrição da mobilidade funcional e a prescrição de dispositivos protéticos podem se amparar nos níveis K de classificação funcional do Medicare, com a variação de K0 a K4, sendo este último o nível mais alto do potencial de mobilidade com uso de prótese. Esta classificação do nível funcional pode auxiliar na documentação para prescrição e no monitoramento do desempenho e evolução do paciente com amputação de membro inferior e com uso de prótese ao longo do tempo.

Conforme Sions *et al.* (2018), são utilizadas para esta documentação, as medidas de autorrelato que traduzem a capacidade funcional percebida pelo paciente usuário de prótese e as medidas de desempenho por meio das quais se observa a capacidade funcional demonstrada. Para os autores, identificar as diferenças de mobilidade funcional entre os níveis K da classificação pode auxiliar os médicos na seleção de medidas de resultado adequadas para um determinado paciente e na interpretação dos resultados para a atribuição do nível na classificação.

Neste estudo de Sions *et al.* (2018), participaram efetivamente 55 pessoas maiores de 18 anos, com amputação de membros inferiores (transfemoral e transtibial) e uso de prótese, com objetivo de verificar possíveis diferenças na função física avaliada por meio de questionários de autorrelato e testes de desempenho físico. A classificação dos participantes nos níveis K3 (35 indivíduos) e K4 (20

participantes) foi atribuída por consenso de uma equipe composta por médico fisiatra, fisioterapeutas e protistas, com base nos dados clínicos (avaliação padronizada).

O estudo foi caracterizado como transversal e a coleta de dados foi realizada em uma única clínica, sendo conduzido com a utilização dos instrumentos de avaliação, após o treinamento da equipe para sua aplicação e orientações aos participantes. Os instrumentos de autoavaliação foram: o índice da capacidade locomotora - Locomotor Capabilities Index (LCI) e o Questionário de Avaliação de Prótese - Seção Mobilidade (PEC-MS). Os instrumentos baseados em desempenho foram: Time Up & Go (TUG); teste de caminhada de 10 metros (10MWT), realizado em velocidades autoselecionadas (10MWT-SS) e rápidas (10MWT-F), o preditor de mobilidade de amputados (AMPPRO), e o Teste de Caminhada de 6 minutos (TC6') (SIONS *et al.*, 2018).

Para Sions *et al.* (2018), o uso de um conjunto de testes os quais analisam diferentes aspectos da mobilidade funcional pode oferecer aos médicos uma forma mais ampla de avaliação do potencial da mobilidade, uma vez que as decisões clínicas não devem se apoiar em resultados de um único teste, mas em informações oriundas de diversas fontes. O estado de mobilidade funcional auxilia na prescrição de próteses para adultos com amputação de membros inferiores, sendo então, necessárias medidas que apresentem confiabilidade e validade em diferenciar os níveis K, visando diminuir a subjetividade nas interpretações médicas.

Segundo os autores, os resultados demonstraram diferenças estatisticamente significativas (IC= 95%) entre grupo de indivíduos K3 e K4, por meio da aplicação dos testes baseados em desempenho TUG e 10MWT, sendo, então, possível utilizar estas medidas juntamente com AMPPRO e o 6MWT nas avaliações clínicas de adultos residentes na comunidade, amputados transfemorais e transtibiais, para apoiar a atribuição objetiva do nível K. O grupo de indivíduos K3 apresentaram maior tempo de TUG, indicando uma pior mobilidade funcional, caminharam mais devagar no 10MWT com as velocidades autoselecionadas e rápidas, tiveram pontuações menores no AMPPRO e caminharam distâncias menores no TC6. Conforme os autores, estes resultados sugerem diferenças entre o desempenho físico entre indivíduos K3 e K4 com amputação unilateral transfemoral ou transtibial e podem ser utilizados para apoiar os médicos na classificação dos pacientes.

De acordo com Sions *et al.* (2018), os estudos com diversas populações com amputação de membros inferiores corroboram no entendimento que múltiplas

variáveis podem impactar no desenvolvimento das velocidades de marcha de referência, entre as quais podem ser consideradas: idade, tempo decorrido desde a amputação, etiologia da amputação, estado de mobilidade funcional, e nível de atividade física. A idade e o IMC, também, são fatores que afetam os níveis de K3 e K4 e estão associadas aos problemas do envelhecimento, como a prevalência de comorbidades e inatividade física, além da redução da confiança do equilíbrio.

Conforme sugerem os resultados obtidos por Sions *et al.* (2018), os testes psicometricamente sólidos e baseados em desempenho TUG, 10MWT, AMPPRO e 6MWT podem auxiliar os médicos na distinção dos níveis K3 e K4 em pacientes com amputação de membros inferiores. Por sua vez, os instrumentos de autorrelato LCI e o PEC-MS não se mostraram úteis para este objetivo, pois a mobilidade funcional autorrelatada não apresentou diferença significativa entre os dois grupos de participantes (K3 e K4), ambos apresentaram altas pontuações (sugerindo efeito de teto como em outros estudos).

### **Short Form Health Survey (SF-36)**

Descrição: o questionário de avaliação de qualidade de vida, Short-Form Health Survey (SF-36v2™) consiste em uma pesquisa de saúde geral, com validade e confiabilidade reconhecidas, que pode ser aplicada como um instrumento para avaliar a carga da deficiência (WILLIAM; BEASLEY; SHAW, 2013).

Este instrumento apresenta um formato de 36 perguntas acerca de oito domínios de saúde: saúde geral, funcionamento físico, função física, dor corporal, saúde mental, funcionamento emocional, vitalidade e funcionamento (RESNIK; BORGIA, 2011).

As pontuações são obtidas para estes oito domínios que, com pesos diferentes em cada domínio, contribuem para a obtenção de dois resumos psicométricos de perfis de saúde: componentes físicos (PCS); e componentes mentais (MCS)<sup>7</sup>. Um valor baixo na pontuação do PCS indica uma função física limitada da pessoa, com redução em sua participação social devido à estas limitações, além de maior percepção de dor e um frágil estado geral de saúde. Por sua vez, um valor baixo na

---

<sup>7</sup>User's Manual for the SF-36v2-Health Survey. 2<sup>nd</sup> Ed.Lincoln, RI: Quality Metric. (Ware; Kosinski; Bjorner, *et al.*, 2007 *apud* William; Beasley; Shaw, 2013).

pontuação do MCS indica a presença frequente de problemas psicológicos, papel e participação social limitados, devido aos problemas emocionais da pessoa, com problemas na saúde geral (WILLIAM; BEASLEY; SHAW, 2013).

Aplicação: Apesar de não ter sido desenvolvido propriamente para pessoas com amputação de membros inferiores, este instrumento tem sido aplicado para indivíduos deste grupo (WILLIAM; BEASLEY; SHAW, 2013). O instrumento tem sido utilizado em pesquisas com objetivo de caracterizar a qualidade de vida e o sucesso da reabilitação de pessoas com amputação de membros inferiores. Também, em pesquisas que desenvolvem novas medidas de resultados o instrumento é utilizado para testar a validade destas medidas. (RESNIK; BORGIA, 2011).

A aplicação do SF-36v2™ requer uma licença de uso pelo Quality Metrics. Também, é necessária licença para a utilização do Quality Metric Software para a análise dos dados da pesquisa (WILLIAM; BEASLEY; SHAW, 2013).

De acordo com William; Beasley e Shaw (2013), o SF-36v2™ é um instrumento genérico para avaliar a qualidade de vida, que possibilita uma representação mais aprofundada de todos os domínios da saúde e reduz a probabilidade de efeitos de teto e de piso. Além disto, oferece maior confiabilidade na constatação de diferenças de grupo. O instrumento usa algoritmos baseados em normas, permitindo que as pontuações obtidas por um grupo específico possam ser comparadas com a da população geral, por meio de média e de desvio padrão.

#### Algumas considerações sobre o SF-36v2 a partir dos estudos da RSL2:

A aplicação do SF-36v2 no estudo de William; Beasley e Shaw (2013) teve objetivo de gerar estatísticas descritivas nos oito domínios de saúde sobre a qualidade de vida, a partir das pontuações obtidas por 33 participantes da amostra, com a utilização do software, comparando com as pontuações da população geral.

Considerando o SF-36v2 MCS, a maioria dos resultados de pontuação da amostra estava acima da população geral (70%). No SF-36v2 PCS, 61% apresentaram pontuação abaixo desta população. Na amostra do estudo, um subconjunto do PCS apresentou um valor de 40,45, pouco abaixo da norma populacional de 50, mas dentro do valor de desvio padrão, indicando um leve comprometimento da mobilidade. Conforme os autores, estes resultados sugerem que a função física levemente prejudicada, por si só, não compromete a qualidade de vida

geral de pessoas com amputação usando o C-Leg (WILLIAM; BEASLEY; SHAW, 2013).

Neste estudo, as correlações obtidas entre as variáveis demográficas mostraram que as principais variáveis relacionadas ao PCS, foram: número de comorbidades e causa da amputação. As amputações de membros inferiores devido a “outros” tiveram PCS com pontuação mais alta do que as causadas por “doenças”, o mesmo foi observado devido a “menos comorbidades”. Por sua vez, as correlações com o MCS que apresentaram pontuações mais altas, foram relativas às variáveis: sexo (homens com pontuação maior) e anos desde a amputação. Foi encontrado uma maior qualidade de vida indicada pelo aumento dos anos desde a amputação. William, Beasley e Shaw (2013) observaram que, enquanto a qualidade de vida no PEC está relacionada a apenas duas questões e são específicas para pessoas com amputações, no SF-36v2 as questões são mais abrangentes e para a população em geral. Também, enquanto as escalas do PEC são independentes quanto a sua aplicação, as escalas do SF-36 são dependentes entre si.

Resnik e Borgia (2011), por sua vez, buscaram avaliar a confiabilidade teste-reteste de uma versão do SF-36v adaptada para os veteranos, com pouca alteração no formato de pontuação de duas seções, visando maior precisão na extremidade inferior da escala, para refletir o estado de saúde. Neste estudo, foram utilizadas três subescalas: saúde geral, funcionamento físico e função física, com uma pontuação de 100 representando um alto funcionamento.

Com relação à diferença mínima detectável com intervalo de confiança de 90% (MDC90%), os autores não observaram efeito de piso ou de teto na escala de função física ou saúde geral do SF-36v. Estas subescalas demonstraram confiabilidade de razoável a forte, enquanto a subescala de funcionamento físico apresentou menor coeficiente de confiabilidade (PF-10, ICC= 0,61). Ou seja, ao usar o MDC<sub>90</sub> como orientação, os médicos deveriam observar mudanças maiores que 34,2 pontos. O cálculo desta quantidade de mudança necessária em cada medida serve para determinar a mudança além da variação diária (MDC) que uma pessoa com amputação de membro inferior pode apresentar. Uma alteração é observada em um paciente individual, quando a diferença entre a pontuação anterior e a pontuação atual excede o MDC associado à medida.

Hagberg, Branemark e Hägg (2004) destacaram a necessidade do desenvolvimento de uma nova ferramenta que apresentasse sensibilidade a

mudanças em mobilidade e problemas de uso enfrentados por pessoas amputadas de membro inferior com uso de uma prótese transfemoral, considerados pacientes não idosos. Neste estudo, os autores desenvolveram uma ferramenta denominada Q-TFA para este fim, também, capaz de monitorar as mudanças de status em resposta a novos dispositivos protéticos. Nesta pesquisa, o Q-TFA será descrito na sequência deste item, por ser também um instrumento de autorrelato.

Considerando as abordagens psicométrica e clinimétrica para avaliar as propriedades de medição, Hagberg, Branemark e Hägg (2004) utilizaram procedimentos para a avaliação da nova ferramenta, entre os quais, uma versão sueca já validada do SF-36 Item Health Survey foi usada para a validade de critério do Q-TFA. A validade de critério é apurada pela análise do quanto uma nova ferramenta está relacionada a um instrumento reconhecido como “padrão ouro”. Na falta deste, pode ser usado para esta análise um instrumento existente já validado, com constructos semelhantes. Neste sentido, o SF-36 foi escolhido por ser uma ferramenta capaz de detectar mudanças na saúde, com possibilidade de uso generalizado e com pessoas com amputação.

Nesta avaliação, a comparação e análise estatística entre pontuações do Q-TFA e os escores do SF-36 demonstraram que as pontuações do uso de próteses e de mobilidade protética foram mais altamente correlacionadas com as subescalas físicas e o PCS, do que com as subescalas mentais e o MCS. Por sua vez, a pontuação do problema foi inversamente correlacionada com todas as escalas do SF-36, já o escore global foi correlacionado com todas as escalas do SF-36. (HAGBERG; BRANEMARK; HÄGG, 2004).

### ***Questionnaire for Persons with a Transfemoral Amputation (Q-TFA)***

Descrição: o questionário para pessoas com amputação transfemoral (QTF-A) é uma medida de autorrelato relacionada aos resultados de avaliação quanto ao uso da prótese atual, mobilidade, problemas e saúde geral, direcionado às pessoas com amputação transfemoral não idosos (HAGBERG; BRANEMARK; HÄGG, 2004).

O instrumento contém 70 questões, das quais 54 são agrupadas nas quatro pontuações propostas, conforme Hagberg; Branemark; Hägg (2004), sendo as respostas obtidas a partir de uma escala Likert de 5 pontos. O método de pontuação padrão transforma cada pontuação bruta em uma variação de 0 a 100. As 16 questões

restantes não estão incluídas no sistema de pontuação e se referem a alguns detalhes quanto ao uso da prótese ou mobilidade. As pontuações são descritas a seguir:

- pontuação do uso protético - contém 2 questões. Esta medida corresponde à quantidade de gasto protético por semana. Uma pontuação de 100 equivale ao uso da prótese em todos os dias e pelo menos 15 horas por dia.
- pontuação da mobilidade protética – contém 19 questões. Esta medida corresponde à habilidade e o desempenho da pessoa com amputação em se mover, mudar e manter postura com o uso da prótese. São considerados três subtotais: capacidade (12 questões sobre a capacidade de realizar atividades locomotoras); uso de ajudas técnicas para caminhar (2 questões); e hábitos de caminhada (5 questões sobre frequência e distância de caminhadas ao ar livre nas três últimas semanas). Estes dois últimos subtotais são estimativas do desempenho protético. Dos três subtotais, a pontuação da mobilidade é obtida pela média, sendo que um valor de 100 representa a melhor mobilidade medida pelo instrumento.
- Pontuação dos problemas – contém 30 questões. Esta medida corresponde à extensão dos problemas específicos relacionados à amputação e à prótese (nas últimas 4 semanas) e seu impacto na qualidade de vida. São 10 questões relativas a problemas independente do uso da prótese e 20 relativos ao seu uso. Uma pontuação com valor alta sugere maior gravidade dos problemas.
- Pontuação de saúde geral – 3 questões. Esta medida corresponde à percepção da função e problemas com a prótese atual, e quanto à situação atual em relação à amputação. A pontuação de 100 indica a melhor situação geral possível medida pelo instrumento.

Aplicação: O uso do instrumento, também, possibilita a avaliação de resultados referentes à mudança de uma prótese de encaixe convencional para uma prótese ósseo-integrada (HAGBERG; BRANEMARK; HÄGG, 2004).

Algumas considerações sobre o Q-TFA a partir dos estudos da RSL2:

Hagberg, Branemark e Hägg (2004) avaliaram a validade inicial e confiabilidade do Q-TFA em indivíduos com uso de prótese de encaixe transfemoral na Suécia. Um total de 156 indivíduos com amputação transfemoral participaram da amostra, tendo:

experiência no uso de prótese de pelo menos dois anos, uso de pelo menos uma vez por semana, e idade entre 20 e 70 anos. No estudo, o Q-TFA foi avaliado quanto à:

- confiabilidade - avaliada pela consistência interna dos itens que compõe o constructo e o teste-reteste realizado pela análise das diferenças entre as medições repetidas a partir de um sub-grupo de 48 indivíduos.
- sensibilidade clínica - além da base em revisão da literatura, foi avaliada a partir da opinião de especialistas e de entrevistas semiestruturadas com usuários experientes de próteses e testes de aplicação do Q-TFA sobre a população-alvo.
- validade de critério – a partir das correlações entre as pontuações obtidas pelo Q-TFA e as escalas do SF-36 Item Health Survey.

Os autores consideraram que outros estudos podem dar continuidade a avaliação do instrumento quanto ao constructo de validade, sensibilidade e capacidade de resposta da ferramenta.

### ***Trinity Amputation and Prosthesis Experience Scales (TAPES)***

Descrição: “As escalas de experiência de amputação e prótese – Trinity” são conhecidas como o instrumento TAPES. O TAPES consiste em um instrumento de autorrelato multidimensional que visa compreender a experiência de amputação e adaptação a uma prótese de membro inferior. O instrumento foi desenvolvido por Gallagher e Maclachlan (2000), compreendendo três sessões, que envolvem: questões psicossociais (ajuste geral, social, e à limitação), restrição de atividades (funcional, social, e atividade atlética) e satisfação com uma prótese (funcional, estética, e peso). As três escalas foram submetidas à análise psicométrica e de teste de Rasch com uma amostra retrospectiva de 498 pessoas a partir de estudos no Reino Unido e Irlanda (GALLAGHER; MacLACHLAN, 2000).

### Algumas considerações sobre o TAPES a partir dos estudos da RSL2:

No estudo de Gallagher e Maclachlan (2000), as subescalas apresentaram alta confiabilidade interna, com diversas formas de validade por meio de evidências preliminares, considerando a amostra com a participação de 104 pessoas.

Em 2010, as três escalas principais do instrumento foram submetidas à análise psicométrica e de teste de Rasch com uma amostra retrospectiva de 498 pessoas a

partir de estudos no Reino Unido e Irlanda (GALLAGHER *et al.* 2010). Neste estudo, a avaliação da dimensionalidade, ajuste do item ao modelo, desempenho da categoria de resposta e validade interna do constructo sugeriram uma nova estrutura para o TAPES: três subescalas de ajuste psicossocial (geral, social, limitação) com escala de avaliação de quatro pontos; uma escala de restrição de atividades com base em 10 itens e escala de três pontos; duas subescalas de satisfação com a prótese (funcional, estética) usando escala de avaliação de três pontos. Segundo os autores, o instrumento revisado TAPES-R apresentou consistência interna em suas escalas e subescalas.

Gutierrez Filho *et al.* (2021) avaliaram a validade e confiabilidade da versão brasileira do instrumento TAPES-R, com um estudo do tipo transversal com uma amostra de 102 pessoas com amputação de membros inferiores e que usavam prótese. Para a validade concorrente os autores utilizaram o PEC, sendo observado correlação com as escalas, com exceção das subescalas de ajuste geral e social. Além da validade concorrente, as propriedades psicométricas utilizadas foram: grau de concordância (Índice de Kappa), confiabilidade (ICC) intra e interobservador, e consistência interna dos itens (alfa de Cronbach). A partir dos resultados desta avaliação, os autores consideraram a validade e consistência interna do instrumento para ser aplicado em pessoas adultas com amputação de membros inferiores.

Por sua vez, no estudo de Yodpijit *et al.* (2019), como mencionado anteriormente, foi desenvolvido um questionário personalizado, com foco na satisfação de pessoas com amputação unilateral de membros inferiores (transfemoral e transtibial), usabilidade, aparência do produto, conforto e dor, limpeza e manuseio da prótese. Os autores desenvolveram este novo instrumento tendo como base o questionário de avaliação da prótese (PEC) e as escalas de experiência de amputação e prótese Trinity (TAPES).

### **Questionário de Satisfação de Prótese – fatores técnicos e psicológicos**

Para fins de medir a satisfação com a prótese, de pessoas com amputação de membros inferiores, um modelo probabilístico de traço latente que integram sete fatores técnicos e psicológicos foi proposto por Schürmann *et al.* (2016). Segundo os autores, a utilização de estudos preliminares para estabelecer distribuições prévias em modelos de traços latentes é uma abordagem relativamente nova na pesquisa

psicológica, contudo pode fornecer informações úteis para a concepção do questionário. Os aspectos tecnológicos e psicológicos percebidos pelo paciente exercem papel fundamental no processo de reabilitação após a amputação, sendo, também, importantes para o desenvolvimento de produtos protéticos de membros inferiores. Conforme Schürmann *et al.* (2016, p. 66):

O desenvolvimento tradicional de produtos usa vários métodos e ferramentas estabelecidas para organizar suas fases de desenvolvimento e implementar aspectos relevantes de design. Em projetos de produtos de reabilitação como próteses, é crucial considerar as necessidades dos usuários porque eles estão literalmente conectados às suas próteses e serão afetados por decisões erradas de projeto. (traduzido pelo autor).

Alguns estudos como de Singh, Philip (2007) e de Crist *et al.* (2012) citados por Schürmann *et al.* (2016), apontaram que a amputação de um membro afeta as funções sensório-motoras do corpo, além de prejudicar a realização de tarefas, tem outras consequências como traumas fisiológicos e psicológicos. Sendo que a adaptação a um produto que pretenda substituir o membro amputado é considerada um desafio à integridade sensório-motora. Outros estudos citados pelos autores, propõem, na área de desenvolvimento de produtos protéticos, o uso de uma abordagem de projeto que envolva o usuário, e ferramentas que considerem suas necessidades, tais como o desdobramento da função qualidade (QFD) citando Jacques, Naumann, Milner e Cleghorn (1994), ou de simuladores de conceito referindo-se ao estudo de Becker *et al.* (2013) (SCHÜRSMANN *et al.*, 2016).

Entretanto, Schürmann *et al.* (2016) destacam que relações importantes entre as dimensões tecnológicas e psicológicas não são consideradas nos questionários psicométricos que estão disponíveis. Neste sentido, este estudo procurou determinar parâmetros básicos para o modelo proposto, com as distribuições das cargas fatoriais entre itens manifestos e fatores latentes do modelo de mensuração do questionário. A distribuição prévia destas cargas em cada item foi determinada por meio da concordância de 22 especialistas na área de próteses. Das 217 distribuições prévias informadas, 70 destas constituíram o modelo de medição.

O quadro 9 apresenta as 7 dimensões com a distribuição das questões e os itens manifestos relacionados aos fatores tecnológicos e psicológicos.

Quadro 9 - Dimensões e fatores tecnológicos e psicológicos

(continua)

DIMENSÃO	FATORES
<p><b>Satisfação:</b> (SAT) 1, 3, 4, 5, 31, 48, 49, 50, 55, 69, 70</p>	ajuste diário da prótese; capacidade de andar com a prótese; capacidade de sentar usando a prótese; capacidade de esticar a prótese; suspensão no contato inicial do calcanhar no solo; suspensão durante a extensão; suspensão da prótese de pé; ajuste da prótese em relação a altura do salto do calçado; desconforto diário com relação ao peso da prótese; desconforto diário com relação ao tamanho da prótese.
<p><b>Sensação de Segurança:</b> (FoS) 6, 7, 26, 27, 28, 40, 42, 47, 52, 64, 66</p>	facilidade para manter o equilíbrio em pé; facilidade para manter o equilíbrio enquanto caminha; segurança e estabilidade na fase de apoio da prótese; sensação de segurança e estabilidade na fase de balanço da prótese; desejo de mais estabilidade na fase de balanço da prótese; insegurança com a prótese; tropeço ao subir escadas; segurança e proteção na compensação da perda de equilíbrio com a prótese; sensação de estar preso em solavancos com a prótese de pé; sentir as propriedades do solo com a prótese.
<p><b>Integração esquema corporal:</b> (BSI) 30, 56, 57, 58, 59, 60, 61, 62, 63, 65, 67</p>	sensação diária de: andar naturalmente; como se a perna pertencesse ao corpo; a prótese ser próxima da parte correspondente do corpo; a prótese experimentada como sendo parte de si mesmo; a prótese experimentada como uma perna; a prótese experimentada como parte do corpo; percepção da prótese no lugar onde se esperaria que a parte correspondente do corpo estaria; a prótese experimentada no lugar da antiga parte real do corpo; sentir a posição espacial da prótese sem olhar para ela; o toque de algo na prótese experimentado como algo tocando o corpo; sentir alívio de coceira na parte do corpo ao coçar a prótese.
<p><b>Suporte:</b> (SUP) 23, 24, 32, 33, 54</p>	Ao caminhar, o esforço muscular para mover a prótese é maior do que a perna não afetada; desejo que a prótese ofereça mais suporte para reduzir a força necessária para caminhar; desejo que a prótese ofereça mais suporte mecânico/eletrônico ao esticá-la (na extensão); desejo que a prótese ofereça mais suporte mecânico/eletrônico ao flexioná-la (na flexão); a prótese oferece suporte mecânico/eletrônico ao rolar do calcanhar aos dedos do pé.
<p><b>Soquete:</b> (SOC) 2, 8, 13, 14, 15, 16, 17, 18, 19, 20, 21, 22, 25, 68</p>	satisfação quanto ajuste da prótese ao coto; facilidade de colocação da prótese; sentir marcas de pressão no coto; sentir inchaço no coto; problemas com ajuste após longo período de uso da prótese; o ajuste da prótese é influenciado pelo suor em seu interior; o ajuste da prótese é melhorado com auxílio de um técnico; o ajuste do encaixe da prótese ao coto é feito diariamente com auxílio de um aditivo; uso têxteis (meia, forro) para ajustar a redução do volume do coto; uso de auxílio técnico para neutralizar a perda de volume do coto; tenho regularmente dificuldades no cotidiano devido ao inchaço do coto; o encaixe da prótese se ajusta independentemente à forma e ao volume do coto; sinto dor no membro

Quadro 9 - Dimensões e fatores tecnológicos e psicológicos

(conclusão)

DIMENSÃO	FATORES
	fantasma devido ao soquete da prótese; é frequente o aparecimento de bolhas no coto devido ao encaixe inadequado.
<b>Mobilidade:</b> (MOB) 12, 34, 35, 36, 37, 38, 39, 41, 43, 44, 45, 46, 51, 53	Utilidade de uma prótese com bateria de vida útil mais longa; frequência de ajuste da velocidade ao caminhar; desconforto se não consegue ajustar a velocidade ao caminhar; problemas com a prótese atual ao ajustar a velocidade de caminhada; desejo de ser capaz de ajustar a velocidade com autonomia; satisfação ao mudar de estar parado para andar; dificuldade de subir escadas; a prótese foi projetada para possibilitar subir escadas; capacidade de subir escadas alternados os pés; subir escadas com a perna saudável primeiro e após a perna com a prótese; conseguir se curvar com a prótese; conseguir levantar objetos pesados do chão; dificuldade de mover a prótese de pé ao caminhar em terreno inclinado ou irregular; levantar o pé movimentando o quadril para ter espaço suficiente para o chão.
<b>Aparência externa:</b> (OUT) 9, 10, 11, 29	frequência de emissão de sons (rangidos, cliques) pela prótese; desconforto devido à emissão de sons pela prótese; sensação de prejuízo social devido à aparência da prótese; sensação de conforto com a aparência da prótese quando em espaços públicos.

Fonte: Schürmann *et al.* (2016) (traduzido pelo autor)

De tal forma, o questionário compreende estes 70 itens manifestos e cada carga fatorial foi especificada para revelar a certeza com a qual os especialistas assumiram os itens aos seus respectivos fatores, considerando os 7 fatores latentes do modelo: satisfação (SAT), sensação de segurança (FoS), integração do esquema corporal (BSI), suporte (SUP), soquete (SOC), mobilidade (MOB) e aparência externa (OUT). Para a distribuição, um fator de rejeição foi considerado, para ser utilizado pelos especialistas caso ponderassem que o item não pertencesse a nenhum outro fator. No estudo preliminar, as classificações dos itens nos respectivos fatores resultaram da concordância da maioria. Para a avaliação final do questionário com usuários de próteses, os itens são medidos em uma escala likert de 5 pontos, com variação de respostas de “não concordância” à “total concordância”. Também, com uma possibilidade de não resposta (SCHÜRSMANN *et al.*, 2016)

Schürmann *et al.* (2016) consideram que ao invés da inferência baseada em frequência, a inferência probabilística apresenta-se como uma boa abordagem para

reunir informações com maior clareza a respeito da percepção e comportamento dos usuários de próteses.

### ***Comprehensive lower limb amputee socket survey (CLASS)***

Descrição: o questionário de satisfação com o soquete da prótese (CLASS), pesquisa abrangente de encaixe de amputados de membros inferiores, consiste em uma medida de autorrelato para avaliar a satisfação de pessoas com perdas de membros inferiores com relação ao encaixe protético. O CLASS compreende 15 itens em 4 determinantes que avaliam recursos estáticos e dinâmicos da prótese, como: estabilidade; suspensão; conforto; e aparência. Os três primeiros têm, cada um, uma pontuação máxima de 16 pontos; e o último uma pontuação máxima de 12 pontos. (GAILEY *et al.*, 2019).

Aplicação: segundo Gailey *et al.* (2019), o CLASS consiste em uma medida confiável, rápida e de fácil aplicação. No estudo, participantes da amostra receberam as orientações e completaram, de forma autônoma, as perguntas da pesquisa.

### Considerações sobre o CLASS a partir dos estudos da RSL2:

O estudo de Gailey *et al.* (2019) teve por objetivo determinar a consistência interna do CLASS, medida desenvolvida, recentemente, para avaliar a satisfação de pessoas com perdas de membros inferiores com relação ao encaixe protético. A amostra de conveniência do estudo envolveu 47 indivíduos com amputação unilateral de membro inferior usuários de prótese para deambular, em pelo menos 3 meses e maiores de 18 anos.

Nesta amostra: 55% eram do sexo feminino; sendo trauma a causa principal da amputação (70% dos sujeitos), outras causas foram doença disvascular, tumor e congênita; a maioria dos sujeitos na amostra foram identificados como usuários de próteses ativos com nível de classificação funcional Medicare K3 (77%); quanto ao tipo de suspensão, pino e trava usado por 45% transtibiais, e suspensão por sucção em 41% transtibiais e 67% em amputados transfemorais, outros tipos de suspensão incluídos foram liners selados (3% em transtibiais e 11% em transfemorais), vácuo (10% em transtibiais e 11% em transfemorais) e talabarte (5,5% em transfemorais).

Além dos pacientes, protistas e fisioterapeutas participaram do estudo, em um primeiro grupo focal, para levantar questões técnicas. E, em segundo grupo focal, participaram médicos para fins de análise dos itens antes e após a aplicação do teste. Esta equipe revisou a consistência interna dos resultados e os comentários dos participantes para estabelecer o máximo de itens significativos a serem incluídos na versão final do CLASS (GAILEY *et al.*, 2019).

O CLASS foi proposto, inicialmente, com 24 itens, incluindo 4 determinantes principais da satisfação em relação ao encaixe da prótese, que são: estabilidade; suspensão; conforto; e aparência e aplicação. Sendo cada um deles composto por 6 itens de contexto específicos relativos às atividades funcionais: sentar; permanecer em pé; caminhar; subir e descer escadas; correr; correr e exercício; e satisfação geral de cada determinante (GAILEY *et al.*, 2019).

A análise estatística foi realizada pelas medidas descritivas de média e desvio-padrão para dados contínuos e de frequência para itens de variáveis categóricas; para a consistência interna foi utilizado o alfa de Cronbach, com bons resultados para a consistência dos 4 determinantes (entre 0,79 e 0,91), sendo que pela análise dos itens, os especialistas recomendaram alterar a pesquisa para uma *survey* de 15 itens. Após a análise dos especialistas clínicos, os itens que envolviam atividades de esportes, como correr foram excluídas do questionário. Também os itens referentes à “aplicação” foram removidos, ficando definido apenas o determinante “aparência”. Assim, a proposta final do CLASS contém 15 itens em 4 determinantes, conforme anteriormente descrito. As correlações de pontuação total do item podem ser entendidas como: uma discriminação de item, que significa que este coeficiente sugere o quão fortemente o item discrimina entre indivíduos com pontuações totais altas e baixas; ou um coeficiente de validade do item, representando a utilidade preditiva da capacidade do item em prever o total do subteste (ajustado) (GAILEY *et al.*, 2019).

De acordo com Gailey *et al.* (2019), estudos atuais sobre a satisfação com a prótese têm focado em medir o conforto do encaixe, aparência e qualidade de vida relativa ao uso de prótese, entre os quais citam: o estudo retrospectivo sobre adaptação protética, uso e satisfação com a prótese desenvolvido por Webster *et al.* (2012); pontuação de conforto do encaixe protético de Hanspal *et al.* (2003); questionário PEC de Legro *et al.* (1998); e TAPES de Gallagher e MacLachlan (2004).

Para Gailey *et al.* (2019), estas medidas de resultado referem-se ao nível de conforto do soquete e a qualidade de vida de pessoas com amputação de membros inferiores, contudo, não oferecem uma interpretação direta que permita aos médicos verificarem quando ocorrem os problemas de soquete e quais seriam os determinantes afetados. Sendo estas, consideradas como informações úteis para os protistas realizarem as modificações necessárias no encaixe protético. De tal forma, os autores afirmam que um instrumento projetado para diferenciar as atividades e a gravidade destes problemas pode auxiliar os protistas quanto à solução esperada. Neste sentido, O CLASS pretende fornecer um meio de comunicação eficaz que possibilita ao paciente descrever de forma clara, a qualidade do encaixe do soquete durante a realização de atividades comuns. Com isto, o clínico pode focar nas questões pertinentes aos determinantes que são importantes e planejar a intervenção necessária. O quadro 10 apresenta os determinantes do instrumento CLASS.

Quadro 10 - Pesquisa sobre o encaixe de amputados de membros inferiores

Determinantes	Definições	Efeitos operacionais
Estabilidade (postural)	Resposta postural dinâmica para aplicação ou perturbações volitivas	Aumento da oscilação, equilíbrio alterado, aumento da força muscular, medo de cair (condições sobre o soquete que exige esforço adicional)
Suspensão	Retenção da prótese ao corpo, especificamente o membro residual	Movimentos de translação, rotação e vertical excessivos entre o membro residual e o encaixe do soquete (movimento dentro do soquete)
Conforto	Estado de tranquilidade física e ausência de dor ou restrição ao usar a prótese	Dor (tecido mole, osso, articulação, coluna), sensação de confinamento, marcha alterada
Aparência	Maneira como alguém ou algo se parece ao usar a prótese	Estética pobre, projetando-se sob as roupas, visualmente pouco atraente, altera a imagem corporal

Fonte: Gailey *et al.* (2019) (traduzido pelo autor)

A estabilidade consiste na capacidade de resposta postural dinâmica à aplicação ou perturbações volitivas, sendo associada ao controle postural que pode ser observado em atividades comuns como sentar, ficar em pé, caminhar, subir e descer escadas, reduzindo o esforço muscular para manter o equilíbrio. Segundo Gailey *et al.* (2019), é necessário saber quais destas atividades ou combinação destas

poderiam impactar a estabilidade e a suspensão das próteses. Em geral, a avaliação do ajuste protético é feita pelo protista em relação ao conforto percebido pelo paciente, em duas situações: permanecer em pé e caminhar. Sendo que, a posição sentada é crítica para pessoas com amputação de membros inferiores, transfemoral e transtibial, devido à pressão da pele causada pela borda da prótese. Da mesma forma, as atividades diárias podem exigir deslocamentos com o uso de escadas, sendo também um fator crítico, pois, envolve maiores movimentos de quadril e de joelho, além de maiores esforços musculares do que andar em terreno plano. Isto pode alterar a percepção de conforto do soquete, e, conseqüentemente a satisfação com a prótese.

A suspensão consiste na capacidade de retenção da prótese ao corpo observada na região entre o membro residual e o encaixe protético a partir dos movimentos, diminuídos ou aumentados, de translação, rotação e vertical. A variação de volume do membro residual é uma das principais causas que afetam a suspensão. Quando esta variação de volume é maior que a capacidade de sustentação, a pele do membro residual pode sofrer um desequilíbrio nas forças de compressão e cisalhamento que pode acarretar uma lesão profunda do tecido da pele (GAILEY *et al.*, 2019).

Com relação à suspensão de soquete, as propostas de projeto se diferenciam quanto aos materiais, mecanismos de suspensão, aspectos relativos à interface com a pele e condições de colocação e retirada, sendo que cada um destes pode oferecer vantagens para a pessoa com amputação de membro inferior. Para Gailey *et al.* (2019), a prescrição do alvéolo de suspensão deve levar em conta o perfil do indivíduo quanto: forma do coto; força muscular, presença de tecido mole, cicatriz, osso, mudanças no volume do membro, potencial para problemas de pele, e nível de atividade. Estes fatores estão relacionados aos problemas de desconforto, alteração da suspensão e diminuição da estabilidade.

O conforto consiste no estado de tranquilidade física e ausência de dor ou restrição ao usar a prótese. E a aparência está relacionada a maneira como alguém ou algo se parece ao usar a prótese. O conforto e a aparência relacionada ao soquete da prótese são importantes para a satisfação com a prótese. Segundo Gailey *et al.* (2019), somente uma medida de resultado, a pontuação de conforto de soquete (SCS), apresentada por Hanspal *et al.* (2003), é específica para avaliar o conforto de soquete protético, consistindo em uma questão com escala analógica que varia de 0 a 10, porém nenhuma psicometria relatada neste artigo.

Por sua vez, Hafner *et al.* (2016 *apud* Gailey *et al.*, 2019) verificaram a confiabilidade teste-reteste do SCS e foram relatados os valores de correlação inter-classe ICC (0,77-0,79). O SCS confere uma quantificação do conforto do encaixe, porém, mantém a possibilidade de ambiguidade na interpretação do conforto. Na percepção do desconforto, a postura do amputado e a posição do encaixe em relação ao membro residual não são apontadas.

De acordo com Gailey *et al.* (2019), questões específicas relacionadas ao ajuste da prótese estão incluídas nos instrumentos de avaliação de prótese PEC e o TAPES: no primeiro, as questões são respondidas informadas em uma escala analógica linear, sendo relativas ao conforto protético percebido pelo indivíduo quando parado em pé e sentado, e relativa à aparência da prótese e escolha de roupas devido à prótese; no segundo instrumento, por meio de uma escala likert de 3 pontos, as percepções de satisfação com a forma da prótese, aparência, ajuste e conforto são determinadas. Em ambos os instrumentos, questões sobre a suspensão e estabilidade do soquete não são contempladas.

Gailey *et al.* (2019) destacam, ainda, que a importância dada à capacidade das pessoas com amputação de membro inferior com uso de prótese de relatarem de forma objetiva seu nível de satisfação com o soquete protético. O *feedback* objetivo, mensurável e repetido do paciente pode auxiliar o processo de avaliação, sendo possível por meio de um instrumento como o CLASS. Neste estudo, os autores destacaram que o CLASS apresentou consistência interna, porém consideram que, ainda, é necessário estabelecer a confiabilidade e validade do teste-reteste como uma medida de resultado da satisfação da prótese para todos os níveis funcionais de pessoas com amputação de membro inferior.

### ***Orthotics and Prosthetics Users' Survey (OPUS)***

Descrição: o instrumento OPUS consiste em um conjunto abrangente de medidas confiáveis para avaliar aspectos de função, qualidade de vida, e satisfação sob a perspectiva do usuário de dispositivos e serviços de órteses e próteses. Compreende instrumentos de autorrelato, para a prática clínica e com boas propriedades de medição. O conjunto contempla instrumentos de avaliação: do estado funcional do membro; da qualidade de vida relacionada à saúde; da satisfação com relação ao dispositivo; e da satisfação com serviços. (HEINEMANN; BODE; O'REILLY, 2003).

Aplicação: Este conjunto de medidas pode apoiar a avaliação sistemática de intervenções, auxiliar em estabelecer meios clínicos e padrões de cuidado, e servir de base para melhorias e pesquisas. Segundo Heinemann, Bode e O'Reilly (2003), o OPUS também pode auxiliar em programas de avaliação de qualidade e atividades de melhoria de próteses e órteses, permite avaliar mudanças de estado funcional e qualidade de vida dos usuários, e satisfação destes com os dispositivos e serviços. O Opus contribui para a avaliação clínica de domínios importantes da experiência do usuário e pode ajudar os médicos a oferecer cuidados de alta qualidade.

#### Considerações sobre o OPUS a partir dos artigos da RSL2:

O OPUS foi desenvolvido por Heinemann, Bode e O'Reilly (2003) e a eficácia do instrumento de medição de cada um dos constructos específicos considerados para o desenvolvimento do OPUS: estado funcional; qualidade de vida; e satisfação, foi avaliada por meio da análise de escala de classificação, ou rasch (RSA). Segundo os autores, este é um método com base em probabilidade que converte uma classificação de nível ordinal em medidas de intervalo igual, podendo ser um meio de avaliar a confiabilidade do instrumento. A partir desta análise foram criadas duas estimativas de medidas, relativas à: habilidade da pessoa, que corresponde a uma estimativa do desempenho geral de cada pessoa no conjunto de itens; e dificuldade do item, que corresponde a uma estimativa da dificuldade de uma pessoa realizar cada tarefa, em relação aos outros itens do conjunto. No estudo, a validade do constructo foi evidenciada pela hierarquia do item e pela consistência com a experiência clínica e a qualidade do instrumento descrita por critérios psicométricos. E, o tamanho da amostra foi suficiente para estimar as dificuldades do item. A amostra para o teste de campo foi composta de 164 indivíduos, destes 80 eram adultos (43 usuários de órteses e 37 de próteses) e 84 crianças (36 com órteses e 48 com próteses).

Conforme Heinemann, Bode e O'Reilly (2003), após a revisão, o OPUS compreendeu os instrumentos de avaliação da:

- funcionalidade de membro inferior com 20 itens e 6 categorias de respostas relativas a quão fácil ou difícil é realizar uma atividade (muito fácil, fácil, ligeiramente difícil, muito difícil), não consigo realizar e nunca realizou a atividade.

- qualidade de vida relacionada à saúde com 23 itens e duas categorias de respostas, em 5 níveis. Uma escala de frequência (todo o tempo, maioria das vezes,

às vezes, pouco tempo, nenhum tempo) e uma escala de concordância (nem um pouco, ligeiramente, um pouco, bastante, extremamente).

- acompanhamento da satisfação do cliente com o dispositivo, com 11 itens com uma escala de avaliação com 4 categorias de respostas de concordância (concordo totalmente, concordo, discordo, discordo totalmente).

- acompanhamento da satisfação do cliente com os serviços com 10 itens e as 4 categorias de concordância (concordo totalmente, concordo, discordo, discordo totalmente).

De acordo com Heinemann Bode e O'Reilly (2003), as propriedades psicométricas do OPUS demonstraram boa consistência interna e as próximas etapas de desenvolvimento se direcionam em avaliar a sensibilidade do instrumento ao longo do tempo e a correlação do instrumento com medidas baseadas em desempenho.

O OPUS é um instrumento específico para a condição que mede os resultados pertinentes aos usuários de próteses e órteses. No estudo de Resnik e Borgia (2011), três das quatro escalas do OPUS foram testadas: a medida funcional de membros inferiores, a escala de qualidade de vida relacionada à saúde e a escala de avaliação de satisfação com o dispositivo. A consistência interna das escalas é apresentada neste estudo, sendo este o primeiro a relatar dados de confiabilidade teste-reteste para o OPUS.

### ***Patient-Specific Functional Scale (PSFS)***

O PSFS é um instrumento específico para o paciente desenvolvido por Stratford e colaboradores que tem sido utilizado em pacientes com uma variedade de condições e deficiências, tendo confiabilidade teste-reteste relatada desta escala. A medida PSFS pede aos participantes que listem até 5 atividades principais que eles consideram difíceis de realizar por causa de sua amputação. Em seguida, eles são solicitados a avaliar sua capacidade atual de concluir as atividades que nomearam usando uma escala de 10 pontos, em que 0 é "não consigo realizar a atividade de jeito nenhum" e 10 é "pode realizar a atividade totalmente". A média de todos os itens é calculada e usada como a pontuação de resumo PSFS (RESNIK; BORGIA, 2011)

### ***Activities-specific Balance Confidence (ABC)***

Descrição: o instrumento ABC consiste em uma medida de autorrelato de 16 itens relacionados à mobilidade, correspondendo a uma escala de pontuação específica de confiança no equilíbrio. Para a pontuação total, é calculada a média entre as respostas das 16 atividades (DEATHE; MILLER, 2005, ROSENBLAT *et al.*, 2017). De acordo com Hafner e Askew (2015), este instrumento foi desenvolvido para avaliar a percepção de equilíbrio em idosos e estudos demonstraram a validade e confiabilidade de seu uso para avaliar a confiança em equilíbrio de pessoas com amputação de membros inferiores.

Aplicação: é solicitado ao indivíduo que avalie o quão confiante se sente, numa escala percentual de 0 a 100, quanto sua capacidade de completar uma variedade de tarefas, mantendo o equilíbrio em cada uma destas atividades (ROSENBLAT *et al.*, 2017).

#### Algumas considerações:

O estudo realizado por Miller, Deathe e Speechley (2003 *apud* Deathe e Miller, 2005) relatou a consistência interna, a confiabilidade com índice de correlação do teste de 4 semanas, e mínimo viés entre medidas repetidas relatadas em uma amostra com pessoas com amputação de membros inferiores. A pontuação média do ABC para 9 sujeitos com idade média de 75,9 anos foi de 66%, indicando certa limitação na confiança do equilíbrio. Estes indivíduos faziam uso de ajudas para caminhar (andador, ou bengala), apresentando-se como frágeis na atividade de caminhada, devido o tempo requerido para finalizar o Teste L e a distância mínima percorrida no teste de caminhada de 2 minutos (TC2') (DEATHE; MILLER, 2005).

O estudo de Hafner e Askew (2015) foi delineado para examinar as diferenças entre três sistemas protéticos de controle de joelhos: controle passivo; controle adaptativo; e controle ativo. Estas tecnologias são diferentes em termos de funcionamento, pois o controle passivo oferece uma resistência mecânica (ou fluídica) à função do joelho (extensão, ou flexão), que é pré-determinada pelo protista. Porém, devido às propriedades dos fluidos hidráulicos e pneumáticos, esta resistência pode variar um pouco com base na velocidade de caminhada do usuário, mantendo o comportamento geral do joelho constante. Por sua vez, o controle de joelho adaptativo

permite ajustar este comportamento em relação às necessidades do usuário. É o caso do sistema Össur Rheo Knee II que possibilita ajustar constantemente essa resistência com base nos dados dos sensores físicos próprios do sistema. Estes dados, também, são utilizados para estabelecer o comportamento do joelho com controle ativo, no caso o Össur Power Knee II. Além de ser adaptativo, este sistema permite ainda flexionar ou estender o joelho sob força, visando facilitar ao usuário ficar em pé, sentar e se mover. O primeiro sistema foi utilizado na fase inicial do estudo, como base, para a utilização dos dois últimos na fase de intervenção do estudo.

Em conjunto com outras medidas de autorrelato, o instrumento genérico ABC foi utilizado para avaliar a confiança no equilíbrio dos indivíduos com amputação transfemoral participantes do estudo. A medida encontrada no intervalo de 78 a 84 para todos os tipos de joelhos foram consideradas altas, comparativamente com outro estudo que encontrou um valor de 62,9. Provavelmente, estes resultados sejam decorrentes das diferenças de etiologias de amputação relatadas, que na amostra de estudo de Hafner e Askew (2015) foi não vascular.

Conforme os autores, as tecnologias mais avançadas como os sistemas de controle adaptativo e ativo influenciaram de forma positiva a confiança no equilíbrio, comparativamente com o controle passivo, sendo constatada uma melhora significativa com o joelho ativo (diferença= 3,77,  $p = 0,003$ ). Isto sugere maior confiança por parte dos participantes, com uso de joelho motorizado, em sua capacidade de realizar as atividades básicas diárias.

Contudo, de acordo com Hafner e Askew (2015), os participantes relataram maior frequência de quedas com uso de sistemas de controle adaptativo e ativo de joelhos protéticos, comparativamente ao controle passivo, supondo que a maior confiança teria os motivado a experimentarem atividades que resultaram nas quedas. Estes resultados diferem dos encontrados em outros estudos que investigaram o uso de sistema adaptativo de joelho protético de pistão hidráulico (linear) que observaram uma redução do número de quedas, sugerindo que a estabilidade oferecida por este sistema pode resistir ao colapso do joelho, diferentemente do sistema que integra um modo de cisalhamento que muda rapidamente a resistência, que poderia não resistir tão bem aos tropeços. Além do tipo de sistema, os estudos se diferenciaram quanto à idade dos participantes, sugerindo que usuários de mais idade, talvez, não consigam usufruir dos benefícios potenciais oferecidos pelas tecnologias de prevenção de

queda próprios destes tipos de joelhos, ou que precisariam de mais tempo de adaptação de uso (HAFNER; ASKEW, 2015).

No estudo de Rosenblat *et al.* (2017), a pontuação ABC, numa versão online, foi utilizada para avaliar os efeitos de suspensão VASS, considerando os dois grupos de indivíduos, usuários e não usuários VASS para verificar se a suspensão VASS melhora a confiança no equilíbrio. Os resultados demonstraram que não houve efeito de grupo nas medidas autorreferidas, incluindo as pontuações ABC.

Conforme mencionado anteriormente, Rosenblat *et al.* (2017) consideram que além dos efeitos de teto, o delineamento do estudo pode ter influenciado no processo de detecção de diferenças entre grupos em medidas autorrelatadas. O estudo de Ferraro (2011) citado pelos autores comparou pontuações ABC e observou um aumento com mudanças na suspensão, sendo que houve cruzamento nos grupos; a diferença é que no estudo de Rosenblat *et al.* (2017) não houve combinação na formação dos grupos em função das características dos indivíduos (nível de amputação e tempo desde a amputação, por exemplo). Rosenblat *et al.* (2017), com relação aos inquéritos utilizados no estudo, consideraram que estes se mostraram não adequados para identificar diferenças entre estes indivíduos de alto funcionamento.

Após o preenchimento da escala ABC, no estudo de Rosenblat *et al.* (2017), os participantes, também, completaram outras medidas de autorrelato, como o LCI5, a escala de Houghton, e algumas seções do PEC, estas últimas já mencionadas anteriormente.

### ***Locomotor Capabilities Index (LCI5)***

Descrição: Este instrumento mede as capacidades locomotoras funcionais básicas e avançadas, consistindo em 14 perguntas com 5 respostas ordinais para fins de reduzir os efeitos de teto. (Miller; Deathe, 2001 e Franchignoni *et al.*, 2004 apud Rosenblat *et al.*, 2017).

Aplicação: O instrumento compreende seções que versam sobre funções locomotoras básica (caminhar em ambientes fechados, por exemplo) e uma sessão que trata de funções avançadas (caminhar ao ar livre em calçadas inclinadas, por exemplo). As

pontuações obtidas indicam o nível funcional, pontuações mais altas sugerem um nível funcional mais alto (ROSENBLAT *et al.*, 2017).

Considerações: No estudo de Andrysek *et al.* (2016), o LCI5 foi utilizado em uma sessão introdutória, juntamente com a coleta de informações demográficas e básicas dos participantes. Os 10 participantes tinham idade entre 16 e 30 anos, usavam prótese com articulação de joelho WAB, todos com soquete híbrido (quadrilátero e contenção isquiática) e sistema clássico de vácuo para suspensão, 8 deles com uso de pé SACH e 2 com uso de pé de eixo único. Conforme resultados do LCI5, os participantes apresentaram alto nível de função locomotora.

No estudo de Rosenblat *et al.* (2017), o instrumento foi aplicado para identificar diferenças entre grupos de indivíduos com uso de suspensão VASS e grupos que não usavam VASS. Não houve efeito de grupo nas medidas de autorrelato, E não houve diferenças significativas nas pontuações da escala LCI5.

### ***Houghton Scale***

Descrição: A escala de Houghton avalia o uso diário da prótese e consiste em quatro questões sobre a frequência de uso, cada uma com pontuação de 0 a 3. Uma pontuação máxima de 12 indica altos níveis de uso e desgaste de próteses, e é recomendada para uso clínico (Devlin *et al.*, 2004 *apud* Rosenblat *et al.*, 2017).

No estudo de Rosenblat *et al.* (2017), não houve efeito de grupo nas medidas de autorrelato, para evidenciar diferenças entre grupos de indivíduos com suspensão VASS e não VASS. Não houve diferenças significativas na escala de Houghton.

### ***Socket Fit Comfort Score (SFCS)***

Descrição: O SFCS é uma medida de autorrelato validada que consiste em uma pergunta relacionada ao conforto no encaixe do soquete em uma variação de 0 representando o mais desconfortável à 10 como o mais confortável (HANSPAL; FISHER; NIEVEEN, 2003 *apud* ROSENBLAT *et al.*, 2017).

### Algumas Considerações sobre o SFCS a partir dos estudos da RSL2:

No estudo de Rosenblat *et al.* (2017), o SFCS foi aplicado após o teste de caminhada de 6 minutos (TC6') em uma tarefa prevista no protocolo, que teve por objetivo quantificar os custos de transporte e avaliar o conforto na velocidade autoselecionada (SSS), com o objetivo de avaliar os efeitos da suspensão VASS na avaliação da prótese. Sendo que os resultados mostraram que não houve efeitos de suspensão nos custos de transporte e não houve diferenças significativas em quaisquer medidas autorrelatadas utilizadas no estudo.

Com relação ao conforto, estudos já realizados encontraram que o desconforto do encaixe é um dos principais fatores relatados como limitadores do uso da prótese (ALI *et al.*, 2012 *apud* ROSENBLAT *et al.*, 2017). Sendo assim, o uso de VASS pode reduzir a pressão dentro do soquete, contribuindo para melhorar o conforto. Também, a VASS oferece uma ligação mais segura no encaixe da prótese com o membro, que pode contribuir para uma velocidade de caminhada máxima e velocidade autoselecionada (SSS) mais rápida, com melhor desempenho em tarefas de locomoção mais complexas (virar enquanto caminha, ou subir escadas, por exemplo). Considerando estes efeitos, usuários de VASS teriam melhorias na mobilidade funcional versus não-usuários e seria esperado que após a perda de vácuo, ocorreria um prejuízo na mobilidade funcional. Tais melhorias poderiam, também, contribuir para o bem-estar geral (ROSENBLAT *et al.*, 2017).

Segundo os autores, na ausência de vácuo ativo, os usuários de VASS perceberam uma imediata redução do conforto, que pode estar relacionada a piora no ajuste, o que pode ter limitado que maiores velocidades máximas de caminhada fossem alcançadas. Também, na alteração da suspensão para a condição manga, os participantes usaram um encaixe total projetado para a suspensão VASS, que pode ter proporcionado mais estabilidade e conforto do que seria experimentado com uma suspensão caracterizada como manga. Isto pode ter enfraquecido os efeitos observados no estudo. Conforme afirmam os autores, até o momento da realização deste estudo, é o primeiro relato explicitado que se tem sobre uma redução no conforto do soquete logo após a remoção do vácuo. De certo modo, este efeito poderia proporcionar melhorias a longo prazo no conforto após a prescrição de suspensão VASS (ROSENBLAT *et al.*, 2017).

### ***Frenchay Activities Index (FAI)***

O índice de Atividade de Frenchay é um instrumento de autorrelato que contém 15 itens com objetivo de medir a frequência de participação em atividades, das mais simples às mais complexas (preparar uma refeição, ou trabalhar, por exemplo). Os itens individuais são respondidos em uma variação de 0 a 3, correspondendo a frequência de participação “nunca ou nenhuma”, ou “diária ou semanal”, respectivamente. Uma pontuação resumida é calculada pela soma dos itens e varia de 0 (nenhuma atividade) a 45 (participação muito alta) (DEATHE; MILLER, 2005).

Conforme Miller e Deathe (2004 *apud* Deathe e Miller, 2005), o instrumento apresenta consistência interna, confiabilidade intra-avaliador e validade com base nas correlações com dados obtidos por indivíduos com amputação de membros inferiores, com outros instrumentos: o TUG, TC2', escala ABC, e a sub-escala mobilidade PEC-MS.

### ***Lower Limb Function Questionnaire (LLFQ)***

Descrição: o LLFQ consiste em um instrumento usado para avaliar a capacidade funcional de membros inferiores relativa ao equilíbrio, deambulação, execução de tarefas de mobilidade, além de conforto e dor. Para a classificação dos itens, este instrumento utiliza escalas visuais analógicas (VAS) de 10 cm (ANDRYSEK *et al.*, 2016).

Aplicação: os indivíduos respondem ao questionário de forma semelhante ao PEC, informando sua percepção sobre a escala considerada. No estudo de Andrysek *et al.* (2016), os participantes não tiveram acesso às suas pontuações anteriores, durante o preenchimento do questionário.

### **Algumas considerações sobre o LLFQ a partir da RSL2:**

No estudo de Andrysek *et al.* (2016) foi realizado teste t pareado bicaudal para a avaliação de cada item do questionário. Por sua vez, as perguntas abertas foram resumidas, considerando a quantificação de referências a determinado item. O número de participantes que optaram por continuar usando o joelho com mecanismo

ASPL após a sessão 2 do protocolo do estudo, ao invés do joelho WAB, também contribuiu para avaliar as preferências dos participantes. Também, o joelho ASPL teve pontuações individuais no instrumento LLFQ nas questões relativas a avaliar a percepção do usuário quanto a instabilidade/estabilidade ao ficar em pé, frequência em sentir-se desequilibrado, esforço ao caminhar, dificuldade de locomoção ao descer ladeiras, e frequência de sentir risco de queda.

Embora Andrysek *et al.* (2016) não tenham verificado diferenças entre os joelhos ASPL e WAB com a aplicação das 4 escalas do PEC utilizadas, por meio da aplicação do LLFQ observaram algumas diferenças funcionais a partir das respostas dos participantes, sendo positiva em relação à estabilidade do joelho ASPL, melhora percebida na marcha, e redução do esforço durante a caminhada, que no estudo coincidiram com as medições do ICP. E nenhum item significativamente menor foi observado para o joelho ASPL. Os autores destacam que as pontuações individuais do instrumento LLFQ não são destinadas para fins de análise por estatísticas inferenciais, mas que esta análise foi feita no estudo para fins de identificar alguns aspectos específicos da função do joelho que poderiam denotar diferenças entre os dois tipos de joelhos.

### ***Satisfaction of lower limb amputees with their cosmeses questionnaire***

Descrição: o questionário de avaliação da satisfação com a cosmese foi proposto por Cairns *et al.* (2014) para investigar a satisfação de pessoas com amputação de membros inferiores com relação a Cosmese de sua prótese, além de características que são consideradas importantes. Conforme informado pelos autores, o instrumento ainda estava em estágio de desenvolvimento, sendo que alguns aspectos de confiabilidade e validade já foram apresentados neste artigo.

Aplicação: no estudo de Cairns *et al.* (2014), o questionário foi direcionado para pessoas com amputação de membros inferiores, considerando todos os níveis e etiologias, com faixa de idade entre 18 e 70 anos e capazes cognitivamente para compreenderem as questões e procederem o preenchimento do instrumento. O envio do questionário e das respostas foi realizado por meio de correio.

### Algumas considerações sobre este questionário a partir da RSL2:

Cairns *et al.* (2014) preocuparam-se em investigar a satisfação com a Cosmese da prótese e quais características são percebidas como importantes para a pessoas com amputação de membros inferiores. Segundo os autores, “a estética está intrinsicamente ligada à cobertura cosmética (Cosmese) ajustada sobre o membro mecânico”. Este é um aspecto relevante a ser tratado no design de prótese, pois a aparência ou estética da prótese pode influenciar sua aceitação, sendo um fator decisivo para o seu uso. A estética da prótese pode impactar positivamente ou negativamente a percepção do usuário acerca de sua imagem corporal, afetando seu bem-estar psicológico. O desconforto social e depressão são apontados, por alguns estudos, como consequências da percepção negativa da pessoa com amputação de membros inferiores com relação a sua imagem corporal, ou da falta de ajuste à esta nova condição.

De acordo com Cairns *et al.* (2014), existem instrumentos que foram desenvolvidos, validados e estão disponíveis para serem utilizados na avaliação de pessoas com amputação de membros inferiores, tais como: as escalas de experiência de amputação e prótese (TAPES); o questionário de avaliação de prótese (PEC); e a escala de Houghton (já citados anteriormente neste trabalho). Segundo os autores, os estudos que utilizaram estes instrumentos investigaram resultados funcionais relativos ao uso da prótese, à qualidade de vida percebida pela pessoa amputada, ou percepção e nível de dor. Cairns *et al.* (2014) destacaram que os dois primeiros instrumentos incluem três questões relacionadas à satisfação com a cosmese da prótese, mas sem detalhes, ou formulação clara e direta sobre a cosmese, separada ou combinada com o membro; enquanto o último não apresenta questões relacionadas a este aspecto. Também, não é indagada, a importância dada pelos usuários de prótese às características da cosmese.

O estudo de Cairns *et al.* (2014) foi conduzido no Reino Unido, incluindo pessoas amputadas de membro inferior, médicos e fabricantes de próteses, com o objetivo de desenvolver um questionário específico para avaliar a satisfação dos usuários de prótese com relação a sua cosmese. Uma lista com 9 características relevantes de cosmese foi elaborada a partir de entrevistas iniciais com estes participantes, sendo complementada pela literatura; sendo estas características agrupadas em três categorias, apresentadas a seguir:

- Estética: cor; forma; toque/sensação;
- Dinâmica: ajuste sob a roupa; curvatura natural/realista da cosmese; influência no movimento da articulação protética;
- Manutenção: qualidade impermeável; capacidade de manter-se limpo; durabilidade.

Responderam ao questionamento do estudo, 153 pessoas sendo 60% do sexo masculino com idade entre 45 e 70 anos (78%). Com relação ao nível de amputação, amostra constituiu-se de 67% transtibial, 27% transfemoral, 3% desarticulação do joelho e 3% outro (desarticulação do quadril, pé parcial). Entre estas variáveis demográficas não houve correlação significativa. Já a causa da amputação por trauma (33%) foi significativamente maior em homens, entre outras que não apresentaram relação com variáveis demográficas (doença vascular periférica= 18%, diabetes (15%, causa congênita (11%), câncer= 9% e outros= 4%). Da mesma forma, não houve diferenças significativas estatisticamente entre estas variáveis e o nível de atividade informado pelos participantes (15% caminhantes apenas em ambientes fechados, 48% como caminhantes externos limitados, 23% caminhantes ativos ao ar livre e 7% esportivos muito ativos, e 7% de dados perdidos), nem com o tempo de uso em horas por dia (CAIRNS *et al.*, 2014).

Com relação à cosmese, 73% informaram fazer uso de cobertura estética ajustada à prótese, sendo 66% de espuma de poliuretano macia e 33% de espuma dura. E, 73% faziam uso de cobertura externa de meia de *nylon*, 20% de silicone pré-fabricadas ou customizadas, e 7% outros tipos (cloreto de polivinila-PVC, ou de poliuretano em spray). Com relação às variáveis demográficas, o uso de cosmese foi estatisticamente significativa apenas com a idade, sendo mais comum entre 45 e 70 anos do que entre 18 e 44 anos. O tipo de cobertura com espuma macia foi significativamente prevalente em amputados transfemorais do que em transtibiais. Dos usuários, 54% relataram um tempo de vida útil da cosmese maior que um ano e 37% menor ou igual a 12 meses. Na amostra, as mulheres relataram tempo de vida útil mais curto do que os homens. E, considerando as demais características demográficas: idade, nível de atividade física, tipo de espuma e tipo de cobertura externa, não houve relação estatisticamente significativa com a vida útil da cosmese (CAIRNS *et al.*, 2014).

Considerando a amostra de pessoas com amputação de membros inferiores e as variáveis do estudo de Cairns *et al.* (2014), os resultados relativos aos níveis de satisfação foram, em média, semelhantes com relação às características da cosmese, com exceção para os citados a seguir:

- Gênero: mulheres com menos satisfação com a durabilidade da cosmese do que os homens;
- Idade: mais jovens (18-44 anos) menos satisfeitos com a sensação da cosmese do que os mais velhos (45-70 anos);
- Nível de amputação: transfemorais menos satisfeitos com a qualidade à prova d'água e a durabilidade do que os transtibiais;
- Nível de atividade: caminhantes ativos e os limitados ao ar livre com níveis de satisfação semelhantes relativos à qualidade à prova d'água, influência no movimento protético, flexão natural e durabilidade da cosmese; porém, os ativos tiveram menos satisfação com a cosmese ajustada sob as roupas.
- Tipo de cobertura: amputados com cobertura com meia de *nylon* estavam menos satisfeitos com a qualidade à prova d'água e a capacidade de manter-se limpo do que os que usavam cobertura de silicone.

O estudo encontrou evidência estatisticamente significativa acerca de que amputados transfemorais estavam em média menos satisfeitos do que os transtibiais com relação à durabilidade e à impermeabilidade da cosmese. No entanto, não foram encontradas relações estatisticamente significativas entre: o uso de cosmese e sexo, nível de amputação, ou nível de atividade física; vida útil do tipo de cosmese (espuma macia, ou dura) e nível de atividade do amputado; e nenhuma evidência estatística de que mulheres estavam menos satisfeitas do que os homens com características relativas à forma, cor e o ajuste sob as roupas (CAIRNS *et al.*, 2014).

Portanto, opiniões iniciais coletadas das partes interessadas (pessoas com amputação de membro inferior, médicos/clínicos, e fabricantes) não foram sustentadas pelos resultados obtidos, sendo elas: forma, cor, durabilidade e ajuste sob as roupas teriam mais importância para as mulheres do que para os homens; durabilidade da cosmese, movimento livre da articulação protética e o ajuste sob as roupas teriam mais importância para os amputados transfemorais do que para os transtibiais; e durabilidade da cosmese, movimento livre da articulação teriam mais

importância para caminchantes ativos do que os limitados à caminhada em ambientes internos (CAIRNS *et al.*, 2014).

Também, Cairns *et al.* (2014) solicitaram aos participantes que apontassem três das nove características listadas, que segundo sua experiência e opinião, considerassem importantes na cosmese da prótese. Como resultado, os autores apresentaram as prioridades, considerando este ponto de vista, sendo elencadas: combinação da forma com o membro sadio; movimento protético livre da articulação sob a cosmese; e o ajuste natural da roupa sobre a cosmese. Características de menor importância foram levantadas a partir das manifestações de insatisfação, ou de opiniões neutras, sendo: cor; qualidade à prova d'água; e capacidade de manter-se limpo.

Segundo os autores, conhecer a importância dada às características da cosmese da prótese pode contribuir para melhorias no projeto e desenvolvimento e, conseqüentemente, para a satisfação do usuário e para o seu bem-estar psicológico. Além disto, destacam o potencial uso destas informações para direcionar pesquisas futuras no design de cosmese de prótese de membro inferior (CAIRNS *et al.*, 2014).

### ***Sickness Impact Profile (SIP)***

Descrição: consiste em uma medida de autorrelo, multidimensional do estado de saúde, compreendendo 136 declarações sobre limitações, distribuídas em 12 categorias de funções, sendo: caminhada; mobilidade; cuidado e movimento corporal; interação social; alerta; comportamento emocional; comunicação; sono e descanso; alimentação; trabalho; casa; e recreação e passatempos. O instrumento apresenta validade e confiabilidade (De BRUIN *et al.*, 1992 *apud* MACKENZIE *et al.*, 2004).

Aplicação: os indivíduos são solicitados a fazerem declarações acerca do seu estado de saúde nas 12 categorias, sendo calculada a pontuação em cada uma delas. Também, duas dimensões principais relacionadas à saúde física e psicossocial podem ser obtidas como medidas resumidas a partir das categorias. A pontuação geral varia de 0 a 100 pontos, sendo que uma medida maior de 10 pontos significa uma deficiência substancial, com variação de 2 a 3 pontos refletindo diferenças na

função. A população em geral tem pontuação entre 2 e 3 pontos (MACKENZIE *et al.*, 2004).

#### Algumas considerações sobre o SIP a partir da RSL2:

Mackenzie *et al.* (2004) realizaram um estudo para examinar os resultados funcionais após a amputação por trauma de membros inferiores, buscando comparar os resultados em relação aos níveis de amputação. Também, os autores investigaram os fatores que poderiam influenciar os resultados, incluindo características que levaram à amputação e à lesão, características dos pacientes (condições médicas e hábitos de saúde) e a sofisticação tecnológica do dispositivo protético.

A principal medida de resultado utilizada no estudo foi o Perfil de Impacto da Doença (SIP); e as medidas secundárias foram dor; grau de independência em transferências, caminhada e subida de escadas; velocidade de caminhada auto-selecionada; e a satisfação do médico com a recuperação clínica, funcional e cosmética do membro.

Participaram do estudo de Mackenzie *et al.* (2004), 161 pacientes com uma amputação de membro inferior relacionadas a trauma, a maioria eram homens (84%) com idade média de 35,2 no intervalo de 18-68 anos; sendo 109 pacientes com uma amputação abaixo do joelho; trinta e quatro, acima do joelho; e dezoito, através do joelho.

Todos os participantes foram avaliados na linha de base (antes da alta hospitalar), e a avaliação ao longo do período do estudo, envolveu 143 pacientes aos três meses, 141 aos seis meses, 139 aos 12 meses e 124 aos 24 meses. A avaliação foi realizada por uma equipe composta de um cirurgião ortopédico para verificar complicações e estado dos membros, por um fisioterapeuta para determinar a deficiência e o desempenho funcional, e por uma enfermeira para avaliar a percepção do paciente sobre o resultado funcional. As informações detalhadas sobre os tipos de próteses foram obtidas ao final dos 24 meses (MACKENZIE *et al.*, 2004).

A sofisticação técnica das próteses utilizadas pelos participantes, foi determinada por meio de um painel de especialistas, com dois protistas e um cirurgião ortopédico com mais de 10 anos de experiência em cirurgia de amputação e reabilitação, sendo consideradas como baixa, média ou alta complexidade, com base

nas características: sistema de suspensão; soquete; componentes do joelho; pé e tornozelo; técnicas de haste exoesquelética e endoesqueleto; e se a tecnologia CAD/CAM foi usada quando feita a instalação da prótese. Apenas 119 pacientes (74%) conheciam a tecnologia utilizada aos 24 meses após a lesão. Cerca de 75% das próteses eram avaliadas como de sofisticação (MACKENZIE *et al.*, 2004).

Nos resultados do estudo, Mackenzie *et al.* (2004), não encontraram diferenças em relação ao momento da amputação, o tipo de cobertura dos tecidos moles, as técnicas de ancoragem muscular, ou mesmo quanto à sofisticação tecnológica da prótese. Também, os resultados não apresentaram diferença significativa nas pontuações de SIP, considerando os níveis de amputação, em pacientes com amputação acima do joelho e abaixo do joelho. No entanto, no teste cronometrado de velocidade de marcha os pacientes com amputação abaixo do joelho apresentaram melhor desempenho. Quanto aos pacientes com amputação através do joelho, as pontuações de SIP foram piores. Além disto, os médicos pareciam menos satisfeitos com a recuperação clínica, cosmética e funcional destes pacientes. Por sua vez, o efeito de uma lesão ipsilateral e uma condição médica anterior na pontuação geral do SIP se deu mais pelo impacto na função física, do que na função psicossocial; enquanto a condição de um nível de educação superior sugeriu ter impacto maior na função psicossocial do que na física.

Conforme Mackenzie *et al.* (2004), outros estudos também relataram o impacto da amputação nos índices de incapacidade física, mesmo com os avanços na cirurgia de amputação e no desenvolvimento de próteses com materiais resistentes e mais leves e dispositivos tecnologicamente sofisticados como o pé protético que retorna energia e modificações no tornozelo.

Neste estudo, as altas taxas de incapacidade psicossocial foram observadas aos três meses que permaneceram nestes níveis durante todo o período de 24 meses do estudo. “Independentemente do nível da amputação, todos os pacientes experimentaram frustrações e desafios que podem superar o grau real de comprometimento da função dos membros inferiores.” MACKENZIE *et al.* (2004).

De acordo com Mackenzie *et al.* (2004), o impacto das amputações nos resultados funcionais e na qualidade de vida, principalmente em adolescentes e adultos jovens ainda carece de investigação. Contudo, com base na experiência clínica, alguns fatores são considerados importantes para a recuperação pós-

amputação, sendo: o tipo e a qualidade da cobertura dos tecidos moles, a preservação da articulação do joelho, o comprimento residual dos membros e o design da prótese. (PINZUR, 2003 *apud* MACKENZIE *et al.*, 2004). Os autores destacaram, ainda, a necessidade de estudos controlados que investiguem a relação entre o tipo e o ajuste dos dispositivos protéticos e os resultados funcionais. Eles ressaltaram que, além das características dos componentes do dispositivo, é importante medir também, a qualidade do ajuste, do alinhamento e o quanto as especificações do dispositivo correspondem às necessidades do paciente.

### **Sistema de informação de medição de resultados relatados pelo paciente (PROMIS)**

Descrição: o PROMIS consiste em um conjunto de medidas de autorrelato, abrangendo diversos domínios da saúde. Os instrumentos que integram o PROMIS foram desenvolvidos para superar as limitações psicométricas de pesquisas de autorrelato, tais quais efeitos de piso e de teto, e baixa sensibilidade à mudança. Estas medidas foram amplamente testadas, inclusive com pessoas com perdas de membros. Tais instrumentos têm uma pontuação T de 50 centrada na média da população geral dos EUA, com um desvio padrão de 10.

Algumas considerações a partir da RSL2: No estudo de Hafner e Askew (2015) foram aplicadas as seguintes medidas deste sistema:

- PROMIS-PF (função física): inclui 124 itens para avaliar a capacidade do indivíduo de realizar tarefas ou atividades físicas, por meio de uma escala ordinal de 5 pontos. No estudo de Hafner e Askew (2015), com orientação de um pesquisador PROMIS, foi elaborado um formulário curto com 15 itens personalizados e uma tabela de pontuação para avaliar situações em que uma prótese de joelho poderia afetar a função.
- PROMIS-FAT (fadiga): inclui 95 itens que avaliam os sintomas de fadiga e efeitos resultantes na capacidade do indivíduo realizar atividades diárias. Estes itens são respondidos pelo indivíduo em uma escala de 5 níveis refletindo um período de uma semana. Um formulário abreviado de 7 itens relativos à fadiga foi utilizado no estudo de Hafner e Askew (2015).

- PROMIS-GH (saúde global): inclui 10 itens que avaliam a saúde geral do indivíduo e produz dois escores resumidos, um para saúde física e o outro para saúde mental. Hafner e Askew (2015) utilizaram este instrumento para avaliar os efeitos dos sistemas protéticos de controle de joelho na saúde geral e qualidade de vida dos usuários. Também, para verificar possíveis mudanças em sua saúde que poderiam ter afetado de forma positiva ou negativa os resultados medidos no estudo.

De acordo com Hafner e Askew (2015), considerando a função física percebida, os resultados apresentaram uma melhora significativa com o uso de controle adaptativo, não sendo afetada no controle ativo. Com relação à fadiga, os participantes relataram que foi atenuada quando usaram o joelho ativo, porém ligeiramente elevada com o uso do controle adaptativo de joelho. E, quanto à saúde física e mental não houve alteração durante a realização do estudo.

## **Entrevistas e Grupos Focais**

Descrição: a entrevista consiste em uma técnica de coleta de dados que pode ser semi-estruturada ou estruturada por meio de um roteiro com perguntas sobre determinado tema, sendo diretamente respondidas pelo entrevistado. O grupo focal consiste em uma técnica de coleta de dados de um grupo de especialistas, ou profissionais, ou pessoas que têm conhecimentos e experiência relacionado a determinado assunto ou tema.

Aplicação: é um instrumento cuja utilização serve para obter dados ou informações diretamente dos sujeitos que possuem conhecimento ou experiência sobre um tema em questão e deve ser aplicado por pessoa devidamente preparada.

### Algumas considerações a partir dos estudos da RSL2:

Dillingham *et al.* (2001) realizaram um estudo retrospectivo a partir de dados de registro hospitalar, buscando identificar pacientes com amputação de membros inferiores devido a trauma, para então, com um instrumento estruturado proceder as entrevistas com uma amostra destes pacientes. Para o estudo, foram classificadas

cinco categorias de níveis de amputação, mutuamente exclusivas, a saber: pé; tornozelo; transtibial; joelho; e transfemoral. Também, a severidade das lesões traumáticas foi avaliada com o Índice de Gravidade de Lesões (ISS). A amostra foi constituída em 78 indivíduos, correspondendo a 68% do total de pessoas identificadas no registro. A maioria dos indivíduos era do sexo masculino (87%), e a idade média no momento da lesão de 32,9 anos, sendo que 77% das amputações ocorreram antes dos 40 anos. E 51,3% de amputações transtibiais.

O estudo Dillingham *et al.* (2001) objetivou documentar o uso protético pelas pessoas com uma amputação relacionada a trauma e verificar a existência de problemas com os membros (residual e contralateral) e seu nível de gravidade; o uso do serviço protético; obter conhecimento sobre os componentes protéticos por parte dos usuários e de fonte de pagamento. Além de fornecer informações sobre fatores que afetam o uso e satisfação com a prótese. Alguns resultados do estudo são apresentados a seguir.

Com relação ao uso e satisfação com os dispositivos protéticos, a maioria (95%) utilizavam uma prótese por 80 horas semanas. Porém, considerando os indivíduos da amostra, 43% consideraram ter satisfação com o conforto da prótese e 60% relataram satisfação com demais características como: peso, aparência, serviços protéticos e facilidade de uso. Também, como decorrência do uso da prótese, 24% relataram problemas nos membros residuais, entre os quais: irritação e ferimentos na pele (DILLINGHAM *et al.*, 2001).

Quanto ao uso e conhecimento sobre os dispositivos protéticos, em geral, os entrevistados declararam fazer 4 visitas por ano ao protético. Mais de 75% da amostra, com amputação em níveis transfemoral ou de joelho, relataram ter conhecimento sobre a tecnologia utilizada, de todos os indivíduos 58% disseram conhecer o tipo de joelho e de pé protético utilizados. Em torno de 66% consideraram ter um forro macio no soquete, e 53,3% dos amputados acima do joelho utilizavam mecanismo de suspensão por aspiração em sua prótese (DILLINGHAM *et al.*, 2001).

Já com relação aos problemas de membros residuais e contralaterais, um quarto dos participantes declararam ter dor fantasma severa. Devido a isto, eles percebem suas próteses como menos favoráveis e a dificuldade de uso decorre do aumento do desconforto. No membro contralateral a incidência de dor nas articulações foi declarada por 17%, contrastando com os resultados obtidos por estudos com

indivíduos com causas de amputação relacionados aos diabetes ou disvasculares. Também, 62% estavam satisfeitos com seu estado de saúde geral e, apenas, 6% insatisfeitos com a qualidade de vida (DILLINGHAM *et al.*, 2001).

Considerando os determinantes do uso e satisfação protética, apenas 2 das 14 variáveis de interesse no estudo (controle) tiveram associação significativa com a intensidade de uso (com aumento do número de horas de uso semanais), sendo o sexo (masculino) e o escore de lesão no momento da amputação. Porém, não teve diferenças de gênero na satisfação com o conforto, aparência, facilidade de uso ou peso do dispositivo. Quanto aos serviços de reabilitação, indivíduos em regime de internação após a amputação do membro por motivo trauma, demonstraram melhores resultados profissionais e funcionamento físico (DILLINGHAM *et al.*, 2001).

Schaffalitzky *et al.* (2011) utilizaram uma entrevista semiestruturada como instrumento de coleta de informações de uma amostra de prestadores de serviço de reabilitação (seis protistas, dois fisioterapeutas, um psicólogo e um consultor em medicina de reabilitação); juntamente com a aplicação da técnica de grupo focal com a participação de um total de 24 pessoas com pelo menos uma amputação importante de membro inferior, todas maiores de 18 anos. A pesquisa consistiu na realização de 10 entrevistas e 6 grupos focais (cada um envolvendo de 3 a 5 pessoas).

O quadro 11 apresenta as questões do roteiro da entrevista e os tópicos que guiaram a realização do grupo focal no estudo de Schaffalitzky *et al.* (2011).

Deste modo, neste estudo de caráter qualitativo, tanto a perspectiva dos usuários em relação aos serviços protéticos e de interconexão que poderiam ser críticos em suas vidas, quanto a perspectiva de prestadores de serviços que poderiam refletir a sua experiência clínica, foram consideradas na avaliação dos resultados.

Com esta abordagem, Schaffalitzky *et al.* (2011) buscaram compreender o que deveria ser tratado como resultados e que benefícios poderiam ser obtidos com o uso protético, corroborando com outras pesquisas que apontaram o quão importante é incluir o usuário no processo de prescrição da tecnologia protética e de serviços de assistência, visando melhorar a satisfação do usuário e as taxas de uso da prótese.

## Quadro 11 – Roteiros de entrevista e grupo focal

Roteiro da entrevista com os profissionais
<ul style="list-style-type: none"><li>. O que implica o trabalho/função?</li><li>. Como é feita a tomada a decisão a respeito de alguém estar pronto para uma prótese?</li><li>. Há algo que impeça a prescrição de um membro protético a um indivíduo, ou que o leve a aconselhar alguém a desistir de seu membro protético?</li><li>. Há fatores que influenciam a escolha de melhorar a prótese de um indivíduo? (imediate: físico, psicológico e social?)</li><li>. Como é determinado que alguém está se saindo bem?</li><li>. Como os pacientes julgam que estão se saindo bem? Existe uma diferença entre quando eles sentem que estão indo bem e quando o prestador de serviços sente que eles estão indo bem?</li><li>. A partir de sua experiência, existem outras características pré-operativa, além das físicas, que pode influenciar o ajuste à amputação?</li><li>. Como (inserir profissão) o que se sente como sendo os resultados importantes do uso de uma prótese para o paciente?</li><li>. O que eles consideram ser um resultado bem-sucedido para um paciente?</li><li>. Existe alguma coisa que possa facilitar o ajuste para o paciente? O serviço de ajuste poderia ser alterado para melhorar a satisfação do paciente com suas próteses? (De que forma?)</li></ul>
Guia do Grupo Focal com as pessoas amputadas
<ul style="list-style-type: none"><li>. Qual foi a reação inicial à primeira prótese? As expectativas foram atendidas?</li><li>. Que metas/resultados as pessoas estabeleceram quando estavam equipados com uma prótese?</li><li>. Estes objetivos foram alcançados? Se não, que explicação foi dada? Se as metas foram atingidas, o que ajudou a alcançá-los?</li><li>. Quais são as questões mais comuns, se é que existem, que surgem de se ter uma prótese?</li><li>. Quais são os aspectos mais desafiadores, se é que existem, de se ter uma prótese?</li></ul>

Fonte: Schaffalitzky *et al.* (2011) (traduzido pelo autor)

A análise conjunta dos resultados da pesquisa, conduziu a uma série de temas que envolveram aspectos físicos ou psicológicos, considerados importantes no processo de reabilitação de amputações, sendo: independência; não uso de cadeira de rodas; equilíbrio e segurança; qualidade de vida; e o potencial de alcance, descritos a seguir com base em Schaffalitzky *et al.* (2011).

Independência: inclui além da independência funcional, os benefícios psicológicos advindos desta. Os prestadores de serviços discutiam mais a independência funcional, enquanto os usuários dos serviços atrelavam o conceito aos benefícios psicológicos como maior sentimento de autoeficácia e melhoria da autoestima. Para estes, também a independência em casa é reconhecida como sendo muito importante.

Não uso de cadeira de rodas: para os prestadores de serviço, o uso de uma cadeira de rodas em um ambiente doméstico pode ser muito difícil devido às barreiras físicas e o uso de uma prótese pode recuperar a independência funcional, oferecendo mais oportunidades para o usuário, e poderia facilitar o retorno para casa. Por sua vez, o usuário percebe que o uso de uma prótese pode ser menos estigmatizante do que o uso de uma cadeira de rodas. Mesmo que o usuário não se sinta satisfeito com a aparência da prótese, as oportunidades oferecidas por ela, como ficar em pé e andar novamente, aumenta sua satisfação geral.

#### Equilíbrio e segurança:

Tanto prestadores de serviço quanto usuários, consideraram o equilíbrio e a segurança como importantes resultados físicos associados ao uso da prótese. Da perspectiva dos profissionais estes resultados afetam a capacidade de andar, enquanto para os usuários afetam, também, a autoconfiança diminuindo as restrições de andar em ambiente público, pois uma queda poderia causar além de um dano físico, um constrangimento pessoal.

#### Qualidade de Vida:

Para os prestadores de serviço este conceito poderia associar uma série de resultados diferentes sem especificidade, porém o usuário do serviço geralmente associa a qualidade de vida especificamente como um resultado advindo de uma melhoria em determinado aspecto, como tornar-se mais autossuficiente, ou ser capaz de ficar em pé, por exemplo.

#### Potencial de alcance:

Os prestadores de serviço consideraram que um resultado bem-sucedido está relacionado ao fato de o usuário atingir seu potencial, associando este resultado ao fato dele alcançar a mobilidade que foi estimada, obtida no processo de adaptação em suas visitas ao centro de reabilitação. Assim, destaca-se a importância de avaliar as expectativas e o potencial do indivíduo no processo de prescrição da tecnologia protética. Isto indica que os prestadores de serviço necessitam estabelecer o potencial de um indivíduo a partir de sua condição inicial, buscando relacionar a uma prescrição de prótese apropriada ao seu nível funcional, pois isto irá impactar em sua reabilitação.

Conforme Schaffalitzky *et al.* (2011), a qualidade de vida tem sido, frequentemente, objeto de estudo na pesquisa de reabilitação. No entanto, continua

sendo um resultado difícil de medir diante dos diversos conceitos conflitantes que existem e saber qual melhor se aplica ao contexto da reabilitação com prótese. Em alguns estudos, pacientes relatam satisfação com a vida ao mesmo tempo que relatam dor ou incapacidades de voltar ao trabalho ou de realizar suas atividades. O que significa que a qualidade de vida é um processo subjetivo e complexo para ser avaliado e medido. Para os autores, é necessário que a qualidade de vida seja mais bem definida em relação à amputação e a provisão protética. Existem uma série de instrumentos utilizados para medir a qualidade de vida em relação à amputação e ao uso de uma prótese, como as escalas TAPES, PEQ e OPUS. São escalas que apresentaram validade e bons resultados psicométricos, contudo são parcialmente válidas para a extensão, pois não capturam o domínio total de experiências dos usuários.

Com relação ao resultado “alcançar o potencial”, segundo Schaffalitzky *et al.* (2011) não ficou claro se alguma medida específica para estabelecer o potencial de cada usuário foi utilizada pelos prestadores de serviços. Os autores consideram importante que o “potencial” seja definido, padronizado e mensurável. E, citam os instrumentos utilizados atualmente, o AMP juntamente com os níveis de classificação funcional do Medicare ou níveis K, considerados como as melhores ferramentas de orientação no contexto de reabilitação em termos de previsão de resultados protéticos. Porém, apenas o AMP e o AMPnoPRO não são inteiramente baseados em medições subjetivas e apresentam alguma validade preditiva. Os autores consideram que o conceito de potencial pode ser entendido como sendo dinâmico, sendo necessário que o “potencial” seja revisado continuamente para determinar ajustes.

Para Schaffalitzky *et al.* (2011), a identificação de resultados importantes da prescrição protética, a partir das perspectivas dos prestadores dos serviços e dos usuários, contribuiu para desenvolver medidas de resultados mais apropriadas, comparar e avaliar a pesquisa de campo, além de compreender por que e quando a tecnologia protética deve ser fornecida. Neste sentido, os temas que resultaram do estudo poderiam ser abordados pela metodologia do sistema PROMIS que visa desenvolver medir os resultados aplicáveis ao indivíduo de forma mais padronizada e eficiente. Principalmente, a pesquisa contribuiu para identificar que os resultados psicossociais são tão importantes quanto os resultados físicos na prescrição e uso da prótese. De modo que, os avanços tecnológicos relativos às próteses além de oferecer

ganhos em mobilidade, melhoria da marcha e outros no domínio físico, devem promover a independência na vida e autoestima das pessoas com perdas de membros inferiores.

Também, Roth *et al.* (2014) utilizaram entrevistas para investigar a relação entre o ambiente no qual os pacientes, que sofreram amputação disvascular grave de membros inferiores, receberam os cuidados pós-operatórios e o uso/satisfação com a prótese e efeitos adversos relacionados ao seu uso. O estudo foi conduzido para fins de testar a hipótese de que aqueles que tiveram estes cuidados em um centro de reabilitação hospitalar (CRH) teriam maior probabilidade de serem equipados com uma prótese, relatariam maior uso e satisfação, e experimentariam menos efeitos adversos relacionados à prótese do que aqueles que receberam este tratamento em um centro de enfermagem especializado (CEE) ou em casa.

Conforme Roth *et al.* (2014), as principais medidas de resultado incluídas no estudo foram: uso de prótese; satisfação com o conforto, aparência e marcha; e efeitos adversos como presença de irritação da pele, dor e feridas decorrentes do uso de próteses. Foram utilizados itens de avaliação do uso e satisfação com relação à prótese extraídos de Gauthier-Gagnon e Grise (1994 *apud* Roth *et al.*, 2014), um instrumento com validade e confiabilidade para uso em pessoas com amputação de membros inferiores, e por medidas propostas por Legro *et al.* (1998 *apud* Roth *et al.*, 2014), e Smith *et al.* (1999 *apud* Roth *et al.*, 2014).

O estudo Roth *et al.* (2014), foi caracterizado como observacional e multicêntrico, baseado na população, com participação de pacientes com idade maior de 21 anos, submetidos a importantes amputações de membros inferiores, em hospitais e comunidade em 2 estados racial e geograficamente diferentes. A coleta de informações abrangeu o período de 2002 e 2006, sendo coletados dados clínicos de cuidados agudos a partir de prontuários médicos, além de ter sido realizada, presencialmente, entrevista estruturada para coletar informações pré-amputação, e entrevista (via telefone) de acompanhamento de 6 meses.

De 348 pacientes pré-amputados elegíveis para participação no estudo, 297 completaram a entrevista de acompanhamento de 6 meses, sendo: 129 (43,4%) em um CRH; 95 (32%) em um CEE; e 73 (24,6%) em casa. Destes 297 pacientes, 149 (50,2%) relataram ter uma prótese, sendo: 71 (47,6%) no CRH; 44 (29,6%) no CEE; e 34 (22,8%) em casa (ROTH *et al.*, 2014).

De acordo com Roth *et al.* (2014), os resultados ajustados por regressão demonstraram que os pacientes que receberam os cuidados agudos pós-amputação nos CRH fizeram uso da prótese em 52h/semana, enquanto o tempo de uso dos pacientes tratados no CEE foi de 36,2 h/semana. Também, os tratados em CRH tiveram menos probabilidade de experimentar dor relacionada à prótese do que os tratados em CEE (16% versus 33,7%) e mais probabilidade de satisfação com sua marcha (76,1% versus 59,3%). Para os autores, estes achados sugerem que cuidados pós-operatórios em um CRH poderiam contribuir para a superação de problemas nos membros que, de outro modo, poderiam limitar a deambulação dos pacientes. Com relação a ambos os centros de tratamento, não houve diferenças significativas em relação à probabilidade de equipar o paciente com uma prótese, ou o tempo de adaptação com uma prótese. Em comparação dos pacientes cuidados em CRH e os resultados do grupo de pacientes em casa, não houve diferenças significativas considerando as medidas do estudo.

Para os autores, os resultados encontrados confirmam os achados em outros estudos acerca de fatores associados ao recebimento de cuidados pós-operatórios realizados em centro de reabilitação hospitalar, em relação a um centro de enfermagem especializado. Com destaque, aos melhores resultados relativos à percepção de dor e maior satisfação com a marcha da prótese. O que sugere que os cuidados pós-operatórios recebidos em CRH podem aumentar a probabilidade de uma melhor adequação do dispositivo para o atendimento das necessidades do paciente, quando em comparação aos recebidos em CEE (ROTH *et al.*, 2014).

Segundo Roth *et al.* (2014), o programa de reabilitação pretende contribuir para que as pessoas com amputações de membros inferiores alcancem mais rapidamente seus objetivos de retornar às atividades diárias da vida, adquirir capacidade de caminhar e desempenhar papéis sociais e físicos de forma independente. Sendo que, a capacidade da pessoa realizar essas tarefas, também, depende de uma prótese que seja eficaz e confortável.

O próximo item apresenta os instrumentos com medidas baseadas em desempenho identificados na RSL2.

#### 4.2.1.2 Medidas baseadas em Desempenho

As medidas baseadas em desempenho são destinadas à avaliação funcional dos pacientes, neste trabalho, referindo-se às pessoas com amputação de membros inferiores usuárias de próteses. São instrumentos úteis para conhecer as características e levantar a demanda destes pacientes, de forma a orientar adequadamente os processos de reabilitação e de prescrição de próteses, visando sua de adaptação e participação nas atividades diárias de vida e, também, sociais.

Deathe e Miller (2005) destacam a importância das medidas de resultados nos cuidados de saúde, porém, relatam que a partir da literatura é reconhecida a falta de consenso sobre qual resultado deve ser evidenciado, ou qual instrumento deve ser utilizado no programa de reabilitação de indivíduos com uma amputação de membro inferior. Tendo em vista que um dos objetivos deste programa de reabilitação é auxiliar as pessoas com amputação e uso de próteses a retornarem às suas atividades de vida diária e social. Sendo, para isto, fundamental avaliar as habilidades necessárias para a mobilidade com uso de próteses. Os autores citam a Organização Mundial da Saúde, em que os componentes principais da mobilidade são as capacidades de andar e de mudar a posição corporal.

Conforme mencionado por Deathe e Miller (2005), estudos demonstraram que testes objetivos orientados para o desempenho apresentam excelentes propriedades de medição, sendo, também, capazes de prever a capacidade funcional futura. Como exemplos de testes usados na reabilitação com prótese, estão: os testes de caminhada com medidas de tempo fixo (TC6', TC2'), ou testes de caminhada com distância fixa (10MWT, TUG).

O quadro 12 mostra os instrumentos de avaliação de prótese caracterizados como medidas baseadas em desempenho, com sua denominação e autores dos estudos selecionados na RSL2.

Quadro 12 – Artefatos identificados - Medidas baseadas em desempenho

Artefatos identificados – Medidas baseadas em desempenho	Autores dos estudos selecionados na RSL2
<i>Timed Up and Go (TUG)</i>	Hakim <i>et al.</i> (2018), Sions <i>et al.</i> (2018), Rosenblat <i>et al.</i> (2017), Hafner; Haskew (2015), Kark; Simons (2011), Resnik; Borgia (2011), Deathe; Miller (2005)
<i>L Test of Functional Mobility (Teste L)</i>	Deathe; Miller (2005)
<i>Amputee Mobility Predictor (AMP)</i>	Sions <i>et al.</i> (2018), Hakim <i>et al.</i> (2018), Resnik; Borgia <i>et al.</i> (2011), Kark; Simons (2011)
<i>Gait Profile Score (GPS)</i>	Kark; Simons (2011)
<i>Timed Walking Test (10MWT)</i>	Sions <i>et al.</i> (2018), Rosenblat <i>et al.</i> (2017), Deathe; Miller (2005)
<i>Two Minute Walk Test (2MWT ou TC2')</i>	Resnik; Borgia (2011), Deathe; Miller (2005)
<i>Six Minute Walk Test (6MWT ou TC6')</i>	Sions <i>et al.</i> (2018), Rosenblat <i>et al.</i> (2017), Andrysek <i>et al.</i> (2016) Kark; Simons (2011), Resnik; Borgia <i>et al.</i> (2011)
<i>Timed Stair Test (TST)</i>	Hafner; Askew (2015)
<i>Timed Ramp Teste (TRT)</i>	Hafner; Askew (2015)
<i>Obstacle Course (OC)</i>	Hafner; Askew (2015)
Monitor de Atividade	Hafner; Askew (2015)
Quantificação da Assimetria da Marcha	Rosenblat <i>et al.</i> (2017)
<i>Three-dimensional Gait Analysis (3DGA)</i>	Thielle <i>et al.</i> (2014), Bellmann <i>et al.</i> (2012), Kark; Simons (2011)

Fonte: o autor com base nos resultados da RSL2

### ***Timed Up and Go (TUG)***

Descrição: o TUG é uma medida baseada no desempenho da mobilidade que compreende movimentos básicos como caminhar, virar enquanto anda, e habilidades de equilíbrio e transferências (RESNIK; BORGIA, 2011, DEATHE; MILLER, 2005).

Aplicação: é solicitado ao paciente que execute algumas ações como levantar-se de uma cadeira/poltrona com altura padrão de 40 a 50 cm, caminhar uma distância de 3 m em ritmo normal, virar, retornar caminhando até a cadeira e sentar-se novamente. O tempo de execução destes movimentos é medido em segundos com a utilização de um cronômetro e indica a capacidade de equilíbrio do paciente (quanto menor tempo, maior capacidade) (DEATHE; MILLER, 2005, RESNIK; BORGIA, 2011, HAFNER; ASKEW, 2015, ROSENBLAT *et al.*, 2017, HAKIM *et al.*, 2018).

#### Considerações sobre o TUG a partir dos estudos da RSL2:

De acordo com estudo de Schoppen *et al.* (1999 *apud* Deathe; Miller, 2005), o TUG apresentou ótimos índices de confiabilidade intraavaliador ( $r= 0,93$ ) e interavaliador ( $r= 0,96$ ), com evidência de validade convergente e divergente, considerando uma amostra de pessoas com amputações de membros inferiores.

Deathe e Miller (2005) utilizaram o TUG e o TC2' para a avaliação do treinamento protético interno e ambulatorial em um programa regional de amputados. E, em uma versão curta do TUG, com uma distância total de 6m, os autores relataram um efeito de teto, especialmente considerando pessoas idosas que apresentam mais mobilidade e pessoas mais jovens com amputações.

No trabalho de Resnik e Borgia (2011), foi realizado uma estimativa da confiabilidade teste-reteste do teste cronometrado TUG com uma amostra de conveniência de pessoas com amputação de membro inferior com uso de prótese por um período superior a seis meses, e que apresentassem condições de deambular por três metros. Sendo relatada como forte, conforme demonstraram os índices (ICC = 0,88; IC 95% 0,80–0,94 e com uma diferença mínima detectável de 3,6).

A aplicação dos testes e a coleta de medidas clínicas foram realizadas por fisioterapeutas treinados para sua aplicação, garantindo a fidelidade na aplicação dos protocolos. Os fisioterapeutas tinham experiência clínica e atuação em fisioterapia para pessoas com amputação de membros inferiores (RESNIK e BORGIA, 2011).

Conforme Schoppen *et al.* (2003 *apud* Hakim *et al.*, 2018), o TUG apresentou boa confiabilidade intra e interexaminador ( $r = 0,93$  e  $0,96$ , respectivamente) e sua aplicação foi considerada válida para estes indivíduos adultos com amputação de membros inferiores (tempo médio de 23,9 s). Hakim *et al.* (2018) citam outros estudos que, a partir de amostras com população adulta, correlacionaram o TUG com o teste de equilíbrio de Berg, velocidade de marcha, e o índice de Barthel. Também, de

acordo com Schoppen *et al.* (2003 *apud* Hakim *et al.*, 2018), o TUG foi utilizado como medida de resultado para avaliar a mobilidade de pessoas com amputação de membros inferiores. E, como medida de validade concorrente com medidas de autorrelato de mobilidade para estas pessoas.

No estudo de Kark e Simons (2011), participaram 20 pessoas com amputação unilateral de membros inferiores (12 transtibiais e 8 transfemorais) e com uso de prótese, as quais foram submetidas à aplicação dos procedimentos conforme protocolos, primeiramente o 3DGA com uso de marcadores para captar os dados durante uma caminhada de 15 metros com velocidade autoselecionada e confortável, seguida de três sessões de TUG e após o teste TC6min. A média das medidas obtidas das três aplicações do TUG foi utilizada nas análises estatísticas. Neste estudo, todas as medidas baseadas em desempenho apresentaram ampla variedade de habilidades funcionais entre os participantes da amostra. A variedade de padrões, também, foi observada nos resultados da análise da marcha. No estudo, não houve correlação significativa entre as medidas de resumo baseadas no desempenho e de marcha com as medidas de satisfação.

O estudo de Hafner e Askew (2015), com objetivo de averiguar os resultados de desempenho relativos aos sistemas protéticos de controle de joelho (passivo, adaptativo e ativo) em pessoas com amputação transfemoral, o TUG foi aplicado duas vezes. Primeiramente, considerando uma velocidade confortável (TUG-Comf), para então, ser realizado com uma velocidade mais rápida e segura possível (TUG-Fast) para o participante do estudo.

Os resultados de Hafner e Askew (2015) apresentaram uma redução significativa nos tempos de TUG-Comf (diferença = -0,91 s,  $p < 0,001$ ) para o joelho com controle adaptativo em comparação aos obtidos com o controle passivo. Considerando o joelho com controle ativo em comparação ao passivo, os resultados foram significativamente maiores de TUG-Fast (diferença = 3,02 s,  $p < 0,001$ ) e TUG-Comf (diferença = 2,66 s,  $p < 0,001$ ), sugerindo a necessidade de mais tempo para o participante completar os testes com o joelho motorizado. A comparação entre os joelhos com controle ativo e adaptativo, também, apresentaram diferenças significativas para as duas aplicações do teste, o que sugere uma mobilidade básica melhorada na condição do joelho com controle adaptativo.

Assim, no estudo de Hafner e Askew (2015), os participantes apontaram que, em comparação com o controle passivo, o joelho adaptativo melhorou

significativamente o desempenho do TUG com velocidade confortável, porém o joelho ativo mostrou um pior desempenho físico no TUG. Conforme os autores, mesmo que um joelho motorizado ofereça a extensão ativa, pode ser que o usuário não tenha se beneficiado efetivamente disto, “ele pode não ter ativado ou sincronizado de maneira ideal para melhorar o desempenho das atividades normais de sentar para levantar”, por exemplo. Já no controle adaptativo, pode ser que tenha facilitado a caminhada confortável em solo nivelado, sem restringir significativamente os movimentos de sentar para levantar.

Considerando que o TUG e o teste de caminhada são medidas de mobilidade válidas e confiáveis para as pessoas com amputação de membros inferiores, Rosenblat *et al.* (2017) utilizaram este instrumento para a realização de uma das tarefas em seu estudo de avaliação laboratorial da suspensão de soquetes assistidos à vácuo, a aplicação do TUG após o teste de caminhada de 10 metros (10MWT). Eles observaram que os indivíduos usuários de VASS realizaram tarefas locomotoras de forma mais rápida, completando o TUG quase 1 segundo mais rápido comparado aos usuários de suspensão tipo manga, embora também tenham observado mais rapidez em indivíduos com a suspensão com manga comparados aos com suspensão tipo sucção. No TUG entre VASS e sucção não houve diferença.

Rosenblat *et al.* (2017) sugerem que os efeitos não sistemáticos do VASS nos tempos de TUG são consistentes com a ideia de que para observar um efeito nos resultados relativos aos indivíduos com funcionamento superior, seria necessário um desafio à estabilidade que excedesse aquela proporcionada pela caminhada no SSS e pela realização de atividades básicas da vida diária. Pois, apenas uma parte do TUG envolve tarefas de virar ou iniciar/terminar a marcha, consideradas mais dinâmicas e desafiadoras; grande parte do tempo total do TUG envolve movimentos de transferências sentar para ficar em pé, e sentar para caminhar e sentar novamente.

No protocolo do estudo de Rosenblat *et al.* (2017), não foi prevista a acomodação para as alterações quanto ao vácuo na suspensão. Os autores não encontraram estudos que indicam o tempo necessário para garantir esta acomodação, somente em um estudo anterior com não usuários de VASS, o tempo foi de 30 minutos. Assim, ponderam que um período de acomodação curto suficiente para se observar mudanças no volume do membro, poderia ser considerado para avaliar os efeitos logo após a alteração da suspensão.

Pois, a falta de acomodação pode ter limitado tecer conclusões sobre os efeitos da suspensão na mobilidade funcional, ela oferece informações sobre a capacidade de indivíduos enfrentarem as condições de perda de vácuo ativo (situações de vazamento e defeito na bomba). Alguns indivíduos, mesmo com comprometimento do conforto, parecem ser capazes de realizar as atividades diárias enfrentando estes problemas até que estes sejam sanados; no entanto, outros indivíduos poderiam ter limitações para a realização destas atividades sem os benefícios da VASS, principalmente, devido a dor. Os autores sugerem que a identificação das características comuns entre as pessoas com amputação de membros inferiores incapazes de realizar atividades diárias sem VASS poderia oferecer informações úteis para reconhecer candidatos potenciais à suspensão VASS (ROSENBLAT *et al.*, 2017).

Hakim *et al.* (2018) realizaram um estudo com objetivo de aplicar medidas de equilíbrio clínico, para fins de avaliar o risco de quedas, em pessoas adultas com amputação de membros inferiores unilateral, a partir de uma amostra de 40 indivíduos residentes na comunidade, considerando um grupo de 20 caidores e 20 não-caidores. Neste estudo, o TUG foi aplicado em uma única sessão, juntamente com o AMPPRO e duas medidas integradas na sua pontuação geral (o FR e o SLS).

Conforme resultados encontrados por Hakim *et al.* (2018), foi verificada uma diferença estatisticamente significativa (4,17 s., 95% IC 0,65-7,69) nos tempos de TUG, entre os grupos de caidores e não caidores, sendo de 14,84s (desvio padrão de 7,33) e 10,67s (desvio padrão de 2,64), respectivamente. Também, foi obtido um valor preditivo moderado de 0,68 (sensibilidade 70%, especificidade 60%), considerado aceitável, com uma pontuação de corte de 10,03 s, para identificar caidores entre pessoas caracterizadas pela amostra.

E entre as duas medidas (AMPPRO e TUG) a correlação foi de moderada a alta ( $r = -0,77$ ) e nos grupos ( $r = -0,68$ ), o que sugere a medição de constructos semelhantes. Ambos os instrumentos apresentaram diferenças entre caidores e não caidores, considerando adultos com amputação de membro inferior, com os valores de predição de 39,5 de 47 (AMPPRO) e 10,03s (TUG) (HAKIM *et al.*, 2018).

Os autores concluíram que estes resultados podem apoiar os clínicos na escolha de medidas de resultado para identificar caidores entre estes indivíduos. Ambos são instrumentos que podem ser utilizados no ambiente clínico e não necessitam de muitos recursos (espaço ou custo). Além disso, o TUG oferece maior

utilidade clínica quando o tempo disponível é limitado, pois é rápido (menos de 5 min.) e de fácil aplicação, possibilitando que as pessoas com amputação de membro inferior possam utilizar seus dispositivos assistivos para caminhar (HAKIM *et al.*, 2018).

### ***The L Test of Functional Mobility***

Descrição: o teste L de mobilidade funcional consiste em um teste de habilidades básicas de mobilidade, incluindo 2 movimentos de transferência e 4 voltas, das quais pelo menos uma deve ser feita para o lado oposto, em uma distância total de 20 metros. De acordo com Deathe e Miller (2005), a mobilidade básica com o uso de dispositivos protéticos deve possibilitar além da deambulação doméstica segura, habilidades de transferências, andar em nível e fazer curvas, ou retornos. Este teste abrange as necessidades mínimas de mobilidade funcional do paciente no ambiente doméstico. O Teste L consiste em uma versão modificada do instrumento TUG, mantendo seu conjunto de habilidades de transferência, consistindo em um instrumento pragmático que possibilita que a avaliação possa ser realizada em um ambiente hospitalar ambulatorial.

Aplicação: O teste L apresenta facilidade e rapidez em sua aplicação nas visitas do paciente à clínica, e auxilia a verificação da capacidade de andar com o dispositivo protético. No momento da consulta a estabilidade clínica e protética do paciente é determinada pelo fisiatra, considerando um ajuste confortável, suspensão nas transferências e suporte de peso. O paciente é observado enquanto se levanta de uma cadeira, caminha, muda de direção ao girar, retorna caminhando e volta a sentar-se. O percurso de caminhada e movimentação tem uma configuração em L, com uma distância padronizada (3m X 7m), e exige, também, que as curvas sejam feitas tanto para a direita quanto para a esquerda. É registrado o tempo que o paciente leva para se levantar de uma cadeira sem braços (medido em segundos, para o 10º de segundo mais próximo), caminhar 10 metros à sua velocidade habitual (percurso em forma de L), virar 180 graus, e retornar 10 metros do mesmo percurso e voltar à posição sentado. Esta atividade possibilita ao clínico realizar uma avaliação visual da biomecânica e da interface prótese-membro (DEATHE; MILLER, 2005).

Os autores afirmam com base em sua experiência de utilização, que o Teste L oferece informações clínicas práticas e úteis para pacientes internados e

ambulatoriais, uma vez que possibilita a obtenção de informações quantitativas que sugerem mudanças, por meio de uma proposta que replica a prática comum durante a avaliação destes pacientes (DEATHE; MILLER, 2005).

#### Considerações sobre o Teste L a partir do artigo da RSL2:

Deathe e Miller (2005) realizaram um estudo para fins de avaliar a confiabilidade e validade da medida clínica de mobilidade básica do instrumento denominado Teste L de mobilidade Funcional. Participaram deste estudo, 93 pessoas com amputação de membros inferiores (26% transfemorais e 74% transtibiais), com uso de prótese em pelo menos 6 meses, apresentando etiologia vascular ou traumática, sendo a maioria da amostra formada por homens (78%). Os participantes tinham idade superior a 19 anos e a idade média foi de 55,9 anos. Destes, 27 participantes retornaram para o novo teste.

O protocolo do estudo compreendeu a coleta de dados demográficos, a realização de um conjunto de testes de caminhada (tempo 1) e aplicação de um conjunto de questionários de autorrelato. Um outro avaliador procedeu a aplicação do segundo conjunto de testes de caminhada (tempo 2), para fins de verificar a confiabilidade entre avaliadores. Para a realização dos testes de caminhada foi permitido o uso de auxílio para caminhar e foi previsto um descanso de 2 minutos entre cada aplicação (DEATHE; MILLER, 2005).

Conforme estabelecido no protocolo de Deathe e Miller (2005), os instrumentos foram aplicados na seguinte sequência: testes de caminhada (TUG, teste de caminhada de 10 metros, teste L, e o teste de caminhada de 2 minutos); e questionários com medidas de autorrelato (Escala confiança no equilíbrio- ABC Índice de Atividades Frenchay- FAI, Avaliação da Prótese subescala mobilidade - PEC-MS). Durante a aplicação dos testes de caminhada (tempo 1 e tempo 2) foram concluídos 3 Testes L. E após 2 semanas (tempo 3), novamente 3 aplicações consecutivas do teste L foram realizadas com participantes que concordaram em retornar.

Após a análise estatística dos resultados, Deathe e Miller (2005) encontraram altos índices de confiabilidade para o Teste L (intra-avaliador: 0,97 e inter-avaliador: 0,96 com 95% de índice de confiança).

A avaliação da validade dos dados do Teste L incluiu variáveis clínicas importantes, tais como: causas e ao nível de amputação; adaptação à prótese e à amputação; variáveis que medem níveis altos de função (participação na atividade

social); e medidas de capacidade de mobilidade e de desempenho. Também, o teste de hipóteses formuladas a priori contribuiu para avaliar a validade dos dados do Teste L com os dados dos outros testes utilizados no estudo (DEATHE; MILLER, 2005):

- correlação positiva entre o Teste L, o TUG e o Teste de caminhada de 10 metros (10MWT), pois estas são medidas de velocidade de marcha.
- correlação negativa entre o Teste L e o Teste de caminhada de 2 minutos (TC2'), pois indivíduos que têm probabilidade de completar o Teste L mais rápido deveriam caminhar mais longe no TC2'.
- correlação negativa entre os dados do Teste L e os dados para as escalas de autorrelato, com base em pesquisas anteriores dos autores. Pontuações mais altas obtidas pelos indivíduos nas escalas ABC, FAI, PEC-MS se correlacionam negativamente com as do Teste L.

Segundo Deathe e Miller (2005), estas correlações foram confirmadas, demonstrando que as propriedades psicométricas do Teste L foram válidas e sólidas. As correlações de validade dos dados do Teste L e os dados dos testes de caminhada foram muito altas, e foi moderada com as medidas de autorrelato. Também, o estudo demonstrou uma diminuição do efeito de teto em relação ao TUG, no limite de 95% de confiança em relação ao tempo total mais rápido obtido por qualquer indivíduo.

A distância de 20 metros percorrida no Teste L é o dobro requerida no 10MWT e 3 vezes a distância do TUG, isto contribui para a agilidade de aplicação do Teste L em relação aos outros testes, de modo a se tornar mais útil em indivíduos mais jovens com amputação de membros inferiores. Com relação ao tempo necessário para a realização do Teste L, em geral é o dobro do tempo do TUG e, aproximadamente igual ao do TC2'. Isto se observa, em especial em indivíduos mais velhos. Isto sugere que o Teste L pode ser um instrumento utilizado para avaliar a transição entre a deambulação em salas observada pelo TUG e deambulação comunitária observada pelo TC2'. Há de se considerar que indivíduos mais velhos são frágeis e podem usar andador ou bengala como apoio para caminhar, e mais recursos físicos podem ser exigidos pelo Teste L no caso destes indivíduos (DEATHE; MILLER, 2005).

De acordo com Rosenblat *et al.* (2017), uma pequena parte do TUG compreende tarefas dinamicamente desafiadoras, sendo este um dos motivos pelo qual o Teste L é utilizado para avaliar a mobilidade funcional em indivíduos de alto funcionamento. Tal como o TUG, o Teste L inclui movimentos de transferência e giro,

porém requer que os participantes percorram maiores distâncias e executem mais giros, sendo pelo menos um para o lado oposto.

### ***Amputee Mobility Predictor (AMP)***

Descrição: o AMP é um instrumento projetado para medir o potencial de deambulação de pessoas com amputação de membros inferiores (com prótese – AMPPRO). O instrumento compreende 21 itens que avaliam a habilidades de transferência, de marcha, e de equilíbrio (sentado e em pé). (Gailey *et al.*, 2002 *apud* Resnik; Borgia, 2011). O instrumento foi desenvolvido por Gailey *et al.* (2002 *apud* Hakim *et al.* 2018), tendo viabilidade, confiabilidade e validade para sua aplicação em pessoas com amputação de membros inferiores, para fins de medir a capacidade funcional antes e depois da prótese.

Aplicação: para sua aplicação são necessários os seguintes equipamentos: um cronômetro, duas cadeiras, uma régua de 12”, um lápis, um obstáculo de 4” de altura, um conjunto de escada com 3 degraus e uma cinta de marcha. O tempo necessário para sua aplicação é de aproximadamente 15 a 20 minutos (GAILEY *et al.*, 2002 *apud* HAKIM *et al.* 2018).

### Algumas considerações sobre o AMP a partir dos estudos da RSL2:

Conforme Gailey *et al.* (2002 *apud* Hakim *et al.*, 2018), a confiabilidade entre os avaliadores para o AMP foi relatada como excelente (0,99). Na confiabilidade teste-reteste, os valores relatados do coeficiente de correlação intraclasse (ICC), com intervalo de confiança IC=95%, variaram de 0,79-0,93, média de 0,88, um pouco menor que o relatado anteriormente na literatura (0,96-0,98). A validade simultânea do instrumento foi testada por meio de comparação das pontuações do AMP com as pontuações dos 5 níveis de classificação funcional do Medicare (K0-K4) e outras medidas de desempenho (RESNIK; BORGIA, 2011).

O estudo transversal de Hakim *et al.* (2018) teve objetivo de verificar se houve uma diferença significativa nas pontuações em testes clínicos de equilíbrio em relação ao histórico autorrelatado de quedas em pessoas com amputação unilateral de membro inferior; e determinar pontuações de corte ideais, visando a maximização dos valores de sensibilidade e especificidade na identificação de indivíduos caidores.

Também, os autores consideraram a utilidade clínica do AMP quanto à identificação de caidores e determinação do risco de queda.

Participaram deste estudo, uma amostra de conveniência de 40 pessoas com amputação de membro inferior unilateral (transtibial e transfemoral), sendo formados dois grupos com 20 caidores e 20 não caidores. A maioria do sexo masculino, com média de idade de 50 anos, com pelo menos um ano após a amputação, sendo 85% com nível de amputação transtibial, e 63% com nível funcional K3 da classificação Medicare (HAKIM *et al.*, 2018).

Os participantes foram testados em uma única sessão, a partir da aplicação dos instrumentos: AMPPRO (preditor de mobilidade do amputado com prótese); alcance funcional (FR); postura de membro único (SLS); e o teste de caminhada cronometrado (TUG). O FR e o SLS, geralmente, utilizados como testes de equilíbrio autônomos, neste estudo seus escores após relatados e analisados, de forma individual, foram incluídos no escore total do AMP (HAKIM *et al.*, 2018).

O FR avalia os limites de estabilidade a partir de uma medida de distância máxima de alcance para frente, em pé com uma base de apoio fixa (Duncan *et al.*, 1990 *apud* Hakim *et al.*, 2018). Consiste em posicionar a pessoa em frente a uma parede sem tocá-la com o braço próximo e flexionado a 90 graus do ombro e punho fechado. Então, é registrada a diferença entre a posição inicial e final para cada distância de alcance. Conforme relatado por outros estudos citados por Hakim *et al.* (2018), esta medida possui propriedades psicométricas de confiabilidade e validade para avaliar populações de adultos mais velhos, porém, não especificamente estabelecidas para pessoas adultas com amputação de membro inferior.

O item SLS do AMPPRO, por sua vez, avalia a estabilidade em pé com uma base de suporte estreita. A pessoa assume uma posição em pé com uma perna (primeiro o membro sadio e depois o membro com a prótese), permanecendo por um tempo de até 30s. A necessidade de ajuda para ficar em pé, ou a medida de tempo que a pessoa é capaz de permanecer nesta posição, indica a existência ou não de risco de queda. Hakim *et al.* (2018) citaram estudos que relataram as propriedades psicométricas do SLS, considerando pessoas adultas idosas residentes na comunidade.

Os resultados nas pontuações do AMPPRO demonstraram uma diferença estatisticamente significativa entre os dois grupos do estudo ( $p=0,007$ ; IC= 95%) sendo para o grupo de caidores (36,95 de 47 pontos, SD= 7,43) e para o grupo de não caidores (41,70 de 47, SD= 3,13). Foi determinado um valor preditivo de área sob a curva moderado de 0,70 com uma pontuação de corte ideal de 39,5 de um total de 47 pontos (sensibilidade 80%, especificidade 60%), considerado aceitável para identificação de caidores. Entretanto, o alcance funcional (FR) e a posição de membro único (SLS) não demonstraram valor preditivo para a identificação de caidores em pessoas com amputação transfemoral. Sendo, então, incluídos como parte da pontuação geral do AMPPRO (HAKIM *et al.*, 2018).

Considerando a utilidade clínica, os autores destacam que os médicos devem considerar quais são os recursos disponíveis e as necessidades de avaliação, para então selecionar qual é o teste/instrumento ideal para avaliar o equilíbrio e identificar caidores quando se trata de pessoas com amputação de membros inferiores. No caso do AMPPRO, deve-se levar em conta que é necessário mais esforço e tempo para sua aplicação, comparado ao TUG, por exemplo. Sendo uma boa escolha para avaliar diversas atividades funcionais, incluindo alcance, equilíbrio, liberação de obstáculos e uso de escadas (HAKIM *et al.*, 2018).

### ***Gait Profile Score (GPS)***

Descrição: O escore do perfil de marcha (GPS) é um índice geral de resumo que quantifica a diferença entre os padrões cinemáticos patológicos e saudáveis. É considerado uma medida de desvio cinemático, sendo calculada a partir do uso de dados cinemáticos da pelve, quadril, joelho, tornozelo e pé; sendo que uma pontuação mais alta representa maior desvio da marcha dos indivíduos sãos (KARK; SIMMONS, 2011).

Aplicação: De acordo com Kark e Simmons (2011), o GPS, também, é aplicável para amputados de membros inferiores. Sendo calculado a partir do uso de elementos individuais do perfil de análise de movimento (AMP), com objetivo de explicar as causas subjacentes da patologia da marcha através de uma pontuação para cada uma das variáveis cinemáticas. As pontuações mais altas se referindo ao maior desvio de padrões cinemáticos de indivíduos sãos. O AMP e o GPS foram calculados para cada

membro (com prótese e intacto) e a média de cada um foi usada para análises subsequentes. Os resultados da análise da marcha apresentaram uma ampla gama de padrões de marcha observados e medido pelo AMP e GPS.

#### Algumas considerações sobre o GPS a partir dos estudos da RSL2:

Neste estudo, as medidas resumidas da marcha (pontuação do perfil de marcha, inclinação pélvica, obliquidade pélvica, rotação pélvica, flexão/extensão do quadril, adução/abdução do quadril, flexão/extensão do joelho, dorsi-flexão/flexão plantar do tornozelo, ângulo de progressão do pé) não se correlacionaram significativamente com as medidas de satisfação, nem com as variáveis demográficas ou indicadores objetivos de capacidade funcional. A correlação significativa foi observada somente entre o desvio da marcha e a satisfação com a caminhada, no limite (superior ou inferior) do intervalo de confiança de 95% (KARK; SIMMONS, 2011).

Conforme Kark e Simmons (2011), os participantes com amputação de membros inferiores apresentaram várias habilidades funcionais nas medidas baseadas em desempenho, que também puderam ser confirmados pelos resultados da análise da marcha, com ampla gama de padrões de marcha observados e medidos pelo perfil de análise de movimento (AMP) e escore de perfil de marcha (GPS). Porém, estas medidas não tiveram correlação significativa com as medidas de satisfação. As autoras, também, destacaram que, o desvio da marcha foi quantificado usando um resumo das medidas de marcha, ressaltando que as medidas resumidas não devem ser utilizadas como substitutas de uma análise quantitativa completa da marcha. Porém, O AMP e o GPS têm sido considerados como apropriados para uso com pessoas com amputação de membros inferiores e oferecem um meio prático de comunicar a patologia geral da marcha, sendo útil para o seu estudo.

Considerando esta amostra com amputados com nível funcional relativamente alto, as autoras sugerem que, em comparação com a capacidade funcional autorrelatada, o desvio da marcha é relativamente de pouca importância para determinar a satisfação do paciente. Apenas o desvio da marcha e a satisfação com a caminhada alcançou correlação significativa no intervalo de confiança de 95%. O que permitiu às autoras, inferir que a reabilitação após a prescrição da prótese não deve ser focada apenas na mobilidade, mas integrar outros domínios da saúde, já

defendido por várias pesquisas. Pois, a capacidade funcional supõe considerar a capacidade física, social e mental para realizar as atividades diárias (KARK; SIMMONS, 2011).

### ***Timed Walking Test (10MWT)***

Descrição: o 10MWT consiste em um teste de caminhada realizado em um percurso de 10 metros, sendo considerado como medida válida e confiável para avaliar a mobilidade de pessoas com amputação de membros inferiores (DEATHE; MILLER, 2005, ROSENBLAT *et al.*, 2017).

Aplicação: a pessoa já posicionada em pé inicia a caminhada e percorre o caminho de 10 metros no ritmo normal de caminhada.

### Algumas considerações sobre o 10MWT a partir dos estudos da RSL2:

No estudo de Deathe e Miller (2005), o 10MWT foi incorporado no início do teste de caminhada de 2 minutos (TC2'), como já realizado por outros pesquisadores. Conforme os autores, um estudo relatou a validade simultânea de dados deste teste em uma amostra de 53 pessoas com amputação de membro inferior (transtibial ou transfemoral) e outro estudo demonstrou a confiabilidade intraavaliadores.

Em Rosenblat *et al.* (2017), o estudo foi delineado para usar o teste 10MWT para avaliar a mobilidade de amputados de membro inferior (usuário e não usuário de suspensão VASS). O participante percorreu o mais rápido possível este percurso, sendo medido, com um cronômetro, o tempo gasto para percorrer os primeiros 6 metros. Durante a aplicação do 10MWT a tarefa foi repetida 3 vezes, e a partir do tempo médio de conclusão foi obtida a velocidade máxima de caminhada. Com VASS a velocidade máxima foi de 0,07m/s mais rápido que com sucção e mais de 0,10 m/s com suspensão tipo manga (ROSENBLAT *et al.*, 2017).

Os autores consideram que este aumento sistemático nas condições de velocidade máxima de caminhada com VASS sugere valor clinicamente significativo. Pois, em um estudo citado pelos autores, a velocidade de 10MWT foi avaliada quanto à diferença mínima clinicamente importante (MCDI), sendo encontrado valores de

0,05 e 0,1 m/s, considerando indivíduos mais velhos. Os autores afirmam que valores semelhantes de MCID semelhante para o 10MWT não foram encontrados na literatura. Os resultados de velocidades máximas mais rápidas de caminhada, podem sugerir uma redução da instabilidade nessas velocidades, que poderiam estar associados com efeitos estabilizadores do VASS que poderia contribuir para aumentar a confiança no equilíbrio (ROSENBLAT *et al.*, 2017).

### ***Two Minute walk Test (TC2')***

Descrição: o TC2' oferece uma medida baseada em desempenho para avaliar a capacidade funcional, sendo representativo das atividades diárias.

Aplicação: o teste de caminhada de 2 minutos é um teste de rápida e fácil aplicação e muito utilizado na prática clínica.

### Algumas considerações sobre o TC2' a partir dos estudos da RSL2:

No estudo de Deathe e Miller (2001), realizado no Programa Regional de Amputados, o Teste de Caminhada de 2 minutos (TC2') foi utilizado juntamente com o TUG para avaliar o treinamento protético interno e ambulatorial. Segundo os autores, o TC2' mais longo, no entanto, é mais difícil de ser utilizado em ambiente de ambulatório, pois requer um corredor de 20m, livre de distrações, sendo que em clínicas há presença de pessoal e de outros pacientes.

Em Resnik e Borgia (2011), o TC2' foi aplicado junto ao TC6' para avaliar a mobilidade e a aptidão cardiovascular. Foi medida a distância nos primeiros 2 minutos do TC6'. A distância medida neste tempo foi considerada como a medida de desempenho.

### **Six Minute Walk Test (TC6')**

Descrição: Este teste oferece uma medida baseada em desempenho, consistindo em uma caminhada em um tempo cronometrado de 6 minutos, sendo que a distância

percorrida corresponde à capacidade física do paciente para a realização de atividades diárias da vida.

Aplicação: a aplicação do teste é simples e necessita de equipamentos de baixo custo, pode ser utilizado para a avaliação do estado funcional de indivíduos com amputação de membro inferior com uso de prótese. Os pacientes devem caminhar por um corredor longo e reto no tempo estabelecido de 6 minutos.

#### Algumas Considerações sobre o TC6' a partir dos estudos da RSL2:

No estudo de Resnik e Borgia (2011), os testes de 6 minutos (TC6') foram realizados em um corredor de aproximadamente 30,5m (fechado ou aberto, e livre de distrações), sendo utilizado, juntamente com o TC2', para avaliar a mobilidade e aptidão cardiovascular. Foi permitido aos participantes que utilizassem ajudas para caminhar e descansar conforme sua necessidade, retornando à caminhada considerando o tempo estipulado. Também, os participantes receberam a orientação de caminhar o mais que conseguissem durante os 6 minutos, correspondendo à medida de desempenho.

Em Kark e Simons (2011) o objetivo foi investigar o papel da qualidade da marcha na satisfação do paciente após a amputação de membros inferiores e prescrição da prótese, o teste de caminhada de 6 minutos (TC6') foi utilizado após a aplicação do TUG. Segundo as autoras, ambos oferecem uma indicação da capacidade funcional em termos de mobilidade e têm validade para uso para pessoas com amputação de membros inferiores. Neste estudo, não houve correlação significativa das medidas baseadas no desempenho e de marcha com as medidas de satisfação.

Em Andrysek *et al.* (2016), o objetivo foi identificar diferenças entre o joelho WAB e ASPL, quanto à velocidade de caminhada, gasto de energia e aspectos da função dos membros inferiores e qualidade de vida dos usuários. Além de possíveis diferenças nestas medidas, considerando uso de joelho ASPL após 4 semanas de uso e ao longo do período de 1 ano.

Este estudo abrangeu um conjunto de instrumentos visando medir a função da marcha, atividade e percepção do usuário. As medidas de função e capacidade foram obtidas por meio de aplicação de dois testes de caminhada realizados em um percurso reto de 20 metros: o TC6; e o teste de caminhada de 20 metros para medir velocidades rápidas e autoselecionadas (ANDRYSEK *et al.*, 2016).

Com base nos estudos de Deathe *et al.* (2009) e Brooks *et al.* (2002), os autores afirmam que os testes de caminhada apresentam confiabilidade, validade e responsividade para indivíduos com amputação de membros inferiores. Da mesma forma, conforme relatado nos estudos de Chin *et al.* (1999) e Hagberg *et al.* (2011), o índice de custo fisiológico (ICP), associado ao consumo de oxigênio, tem boas propriedades de medição para esta população (ANDRYSEK *et al.*, 2016).

No estudo realizado por Andrysek *et al.* (2016), o ICP foi medido durante a realização do TC6, por meio de um monitor de frequência cardíaca colocado no peito do participante. O ICP foi determinado pela diferença entre as frequências registradas em repouso e 5s após o início da caminhada, dividida pela velocidade média. E com uso de marcadores colocados em intervalos de 5 metros foi medida com fita métrica a distância total percorrida. Os participantes realizaram o teste de caminhada de 20m, com velocidades rápida e auto-selecionadas e o tempo foi medido com uso de um cronômetro. Para obter informações sobre os níveis de atividade e desempenho do participante, foi colocado um pedômetro próximo ao encaixe de sua prótese para coletar o número de passos dados na semana.

Os autores analisaram estas informações e observaram reduções significativas nas ICPs, comparando joelho ASPL (sessão 2 do estudo) e período de acompanhamento com uso de ASPL, em relação ao joelho WAB (sessão 1 do estudo). Tais reduções ocorreram sem mudança significativa na distância ou velocidade de caminhada medidas nos testes de caminhada utilizados. Com relação à contagem de passos, não foi revelada uma diferença significativa quanto ao comparar o número de passos medidos com os joelhos ASPL e WAB (ANDRYSEK *et al.*, 2016).

Segundo os autores, a partir dos achados importantes do estudo, as diferenças entre os dois tipos de mecanismos de joelho analisados (ASPL e WAB) podem sugerir uma influência significativa no desempenho da caminhada. O estudo de Schmalz; Blumentritt; Jarascha, 2002 *apud* Andrysek *et al.* (2016) apontou efeito similar associado ao alinhamento de uma articulação de joelho para oferecer maior

estabilidade que, se for excessivo pode resultar em maior gasto de energia, principalmente causado pelo aumento do esforço muscular empreendido no início da fase de balanço da marcha.

No estudo de Rosenblat *et al.* (2017), uma das tarefas do protocolo foi estabelecida para quantificar os custos de transporte e conforto na velocidade autosselecionada (SSS). Foi solicitado aos participantes que caminhassem com sua prótese por 6 minutos (TC6') em torno de uma pista de 90,58m, coberta com um tapete. Antes e durante a atividade de caminhada, foi medida a taxa de consumo de oxigênio (em mL O<sub>2</sub>/min) com base na respiração, com o uso de um dispositivo portátil para medição. Durante o percurso, um investigador caminhou um pouco atrás do participante. Após o TC6' os participantes fizeram o autorrelato do escore de conforto do ajuste do soquete. Antes de repetir a tarefa com uma alteração da suspensão, foi acompanhado que a respiração voltasse aos níveis normais. Para o processamento dos dados de consumo de oxigênio bruto, foi calculado uma média de 5 respirações por meio de um software personalizado. A velocidade SSS foi calculada com base em todo o percurso durante o TC6'. Para o custo de transporte (com unidades mL O<sub>2</sub>/kg\*m), o cálculo foi feito pela normalização da taxa média de consumo de O<sub>2</sub> durante os dois minutos finais da caminhada pelo produto da massa (kg), e a velocidade média obtida durante este tempo.

Em outros estudos relacionados à função e mobilidade, a suspensão VASS poderia reduzir os custos energéticos da caminhada. Pois, segundo a literatura os indivíduos com amputação de membros inferiores, em comparação aos indivíduos saudáveis podem experimentar um aumento destes custos, na ordem de 20% a 100% dependendo do nível de amputação (Waters; Mulroy; 1999 *apud* Rosenblat *et al.*, 2017). Fatores associados ao uso de VASS, como o ajuste melhorado e a redução no pistão (movimento no interior do encaixe do soquete) poderiam restringir o gasto de energia na marcha, contribuindo para reduzir os custos energéticos da caminhada. Também, uma ligação segura no encaixe da prótese/membro pode contribuir para diminuir o uso de comportamentos de adaptação realizados para manter o ajuste que, em geral, manifesta-se pela ativação mais prolongada de músculos do quadril, principalmente nas fases de pré-balanço e balanço da marcha (WENTINK *et al.*, 2013 *apud* ROSENBLAT *et al.*, 2017).

Com base nestes estudos, os autores esperavam que em usuários de VASS, uma perda de vácuo iria aumentar os custos energéticos da marcha, calculados como o custo de transporte na velocidade autosselecionada (SSS). No entanto, com os resultados obtidos em Rosenblat *et al.* (2017), não foi observado efeito da suspensão no custo de transporte, contrariando às expectativas iniciais dos autores, este resultado parece ser consistente com a falta de simetria, tendo em vista que em outros estudos a energia da marcha aumenta com a assimetria.

### ***Timed Stair Test (TST)***

Descrição: o teste de escada cronometrada (TST) fornece uma medida objetiva de desempenho físico, a partir da avaliação da capacidade do indivíduo de subir e descer escadas. No estudo de Hafner e Askew (2015), a escada utilizada (6 degraus com largura de 36” e altura de 7”) seguiu o padrão da lei americana para Design Acessível, contando com degraus antiderrapantes e corrimãos bilaterais para garantir segurança. No topo da escada encontra-se uma plataforma (48”x96”) (HAFNER e ASKEW, 2015).

Aplicação: o indivíduo encontra-se posicionado em uma distância de 2 metros à frente da base da escada, iniciando a avaliação com seu deslocamento até ela, subida da escada, girar na plataforma, descer e retornar à posição inicial. Sendo acionado e interrompido o cronômetro no momento que o indivíduo cruza a marca de 1 metro à frente da escada. Conforme Hafner e Askew (2015), testes semelhantes para avaliar o desempenho foram utilizados por outros pesquisadores, variando as características da escada.

Algumas considerações sobre o TST a partir dos estudos da RSL2: no estudo de Hafner e Askew (2015), os resultados do TST permaneceram inalterados considerando o sistema protético de controle de joelho adaptativo em comparação ao controle passivo. Contrariando a hipótese do estudo, os resultados obtidos com o controle de joelho ativo, também, não demonstraram melhora significativa no desempenho físico na realização de atividades que envolvem subida e descida de escada, rampa, caminhada à distância, e sentar e levantar da cadeira. De acordo com

os autores, as diferenças nos resultados de seu estudo em relação aos estudos anteriores, poderia estar relacionada ao foco no desempenho da marcha, considerando o tempo, ao invés da qualidade do movimento. A qualidade da atividade do usuário relativa à subida e descida de escada pode ter melhorado com o uso de sistema de controle adaptativo de joelho, porém não houve alteração no tempo para realizar a atividade. Eles consideram interessante que em pesquisa futura seja utilizada uma combinação de teste de escadas cronometrado com medida de qualidade de marcha, como exemplo o Stair Assessment Index.

### ***Timed Ramp Teste (TRT)***

Descrição: o teste de rampa cronometrado (TRT) foi desenvolvido para avaliar a capacidade do indivíduo subir e descer uma rampa. E fornece uma medida de desempenho baseada em laboratório. No estudo de Hafner e Askew (2015), a rampa tinha as seguintes características: 36” de largura; 14 pés de comprimento; inclinação de 15°. Ao final encontra-se uma plataforma.

Aplicação: a indivíduo deve posicionar-se a 2 metros à frente da rampa, caminhar até ela, subir, fazer a volta sobre a plataforma. E da mesma forma que o TST, o cronometro é acionado e interrompido na marcação a 1 metro da rampa (HAFNER e ASKEW, 2015).

### Algumas considerações sobre o TRT a partir da RSL2:

O estudo de Hafner e Askew (2015) teve por objetivo avaliar o desempenho de pessoas com amputação transfemoral, considerando o uso de joelho protético com diferentes sistemas de controle: passivo, adaptativo e ativo.

Segundo os autores, os resultados do tempo medido no TRT apresentaram um aumento significativo (diferença = 0,90 s,  $p = 0,02$ ) considerando o controle adaptativo em comparação ao controle passivo, indicando que os participantes necessitaram de mais tempo para subir e descer a rampa. O joelho com controle ativo em comparação ao passivo, também, apresentou resultados de tempo no TRT significativamente aumentado (diferença = 0,96 s,  $p = 0,03$ ).

## **Obstacle Course (OC)**

Descrição: uma pista de obstáculos ao ar livre padronizada (OC) é utilizada para medir a capacidade do indivíduo deambular ao ar livre, simulando situações e atividades que ele poderia realizar na comunidade. No estudo de Hafner e Askew (2015), esta pista tinha comprimento de 880 metros (0,5 milhas), apresentando diversas características de terreno (asfalto, terra, grama, lascas de cascas e terra compactada), incluindo ainda outras condições (terreno nivelado, irregular, declives e escadas).

Aplicação: o indivíduo deve andar em um percurso reto com um ritmo confortável, virar em ambas as direções, subir e descer ladeiras e escadas. Foram colocadas bandeiras para marcar o percurso percorrido (HAFNER e ASKEW, 2015).

### Algumas considerações sobre OC a partir da RSL2:

Hafner e Askew (2015) relataram que consideraram um comprimento da pista maior e mais desafiador que em outros estudos que usaram OC para investigar os resultados entre usuários de próteses de joelho. E, conforme estes estudos, 84% dos usuários de próteses de membros inferiores relataram ser capazes de caminhar, regularmente, distâncias externas de 1 a 2 km (0,6-1,2 milhas). Conforme outro estudo citado pelos autores, as pessoas com amputação transfemoral com idade entre 45 e 75 anos têm probabilidade entre 60 a 90% de capacidade de andar um percurso de 500 metros ou mais.

No estudo de Hafner e Askew (2015), após o término do teste OC, foi utilizada uma escala visual analógica (VAS) para levantar o autorrelato dos participantes, quanto ao seu nível de esforço físico (VAS-P) e a classificação de esforço percebido (RPE). Além de avaliarem seu nível de concentração ou esforço mental durante a caminhada.

Ao contrário de outros estudos que encontraram mudanças significativas na velocidade de caminhada ao ar livre com o uso de sistemas protéticos de controle adaptativo de joelho por pessoas com amputação transfemoral, no estudo de Hafner e Askew (2015), não houve alteração significativa no tempo gasto no percurso de caminhada. Tampouco, foi percebido redução no esforço físico e mental por parte dos

participantes. Mesmo que não tenha sido significativo, foi observada uma melhora no tempo gasto no percurso de caminhada com o controle ativo de joelho.

### **Monitor de Atividade**

Descrição: estes monitores são usados para medir a atividade dos indivíduos em determinado período, registrando o número de passos dados em incrementos de 1 minuto por períodos de até 60 dias, como é o caso do monitor *StepWatch 3* utilizado no estudo de Hafner e Askew (2015). Os dados, após serem transferidos para um computador, são processados e analisados com auxílio de um software. Conforme estudos citados pelos autores, este instrumento apresenta evidências de confiabilidade e validade de medição em pacientes, incluindo indivíduos com perda de membros inferiores.

Aplicação: o monitoramento da atividade com pedômetros, acelerômetros ou outros sensores têm sido utilizado para quantificar a atividade física fora de ambiente de laboratório, sendo já bem estabelecida na literatura. Conforme Hafner e Askew (2015), os estudos apontam de uma forma geral, que a contagem de passos pode ser usada, para pessoas deficientes, ou não; podendo ser também utilizada na avaliação de sistemas protéticos, incluindo joelhos protéticos.

### Algumas considerações sobre o instrumento a partir da RSL2:

Para Hafner e Askew (2015), os resultados obtidos em seu estudo sugerem um ligeiro aumento da atividade com o controle adaptativo de joelho, enquanto poderia haver uma restrição da atividade com o controle ativo. Os autores não esperavam uma atividade limitada de passos relativo ao uso de joelho ativo, porém isto foi coerente com os relatos dos participantes quanto a dificuldade relacionada ao seu uso diário, sendo o peso apontado como um dos fatores que poderia ter contribuído para esta limitação (o joelho ativo com peso de 3,2 kg enquanto o adaptativo e passivo têm menos que 1,5 kg).

No estudo de Hafner e Askew (2015), nenhum destes sistemas de controle avaliados (adaptativo e ativo) facilitaram efetivamente as distâncias percorridas, considerando vários tipos de terrenos ao ar livre.

De uma forma geral, os resultados obtidos por Hafner e Askew (2015) sugeriram que o sistema de controle adaptativo de joelho poderia ser uma intervenção funcional indicada para usuários de prótese na faixa etária de meia-idade ou mais velhas com amputação transfemoral. Diferentemente, o controle ativo de joelho poderia não ser ideal para estas pessoas, tendo em conta que limita a mobilidade destes usuários, em laboratório e atividade diária geral, observando que a capacidade de caminhar longas distâncias e outras medidas funcionais com o controle ativo sejam comparáveis ao joelho passivo.

### **Quantificação da Assimetria da Marcha**

Descrição: A quantificação da assimetria da marcha foi a primeira tarefa do protocolo estabelecido para a avaliação laboratorial do grupo de suspensão de soquetes assistidos a vácuo no estudo de Rosenblat *et al.* (2017).

Aplicação: Esta medição é realizada por meio de um sistema de captura de movimento com oito câmeras distribuídas em um percurso de aproximadamente 8 metros, que rastreia os marcadores posicionados adequadamente nas pessoas com amputação (ROSENBLAT *et al.*, 2017).

### Algumas considerações a partir da RSL2:

Os sujeitos foram preparados com a colocação de marcadores reflexivos passivos colocados sobre marcos ósseos dos membros superiores e inferiores, de acordo com Kadaba *et al.* (1990 *apud* Rosenblat *et al.* 2017). E, realizaram o percurso por 10 vezes. Durante a caminhada, o sistema de câmeras rastreia os movimentos a partir dos marcadores. E, com auxílio de um software personalizado são calculadas as medidas: comprimento do passo (SL), calculado como a distância no plano sagital entre os centroides dos dois pés em distâncias médias sucessivas, definido como o tempo em que o marcador do tornozelo do membro oscilante passou o da postura. O SL do lado protético (ou sonoro) foi definido para os passos com o respectivo membro; o tempo de apoio (ST) foi definido como o tempo desde a batida do calcanhar no chão

até a batida do calcanhar contralateral; e o tempo de passo, pela associação entre a assimetria do tempo do passo e os custos metabólicos da caminhada (ELLIS *et al.*, 2013 *apud* ROSENBLAT *et al.*, 2017) Os Índices de Simetria (SIs) foram calculados para todas as variáveis com base na fórmula  $IC = 100 \times \left[ \frac{\text{protético-sonoro}}{(\text{protético} + \text{sonoro})} \right]$  (HERZOG *et al.*, 1989 *apud* ROSENBLAT *et al.*, 2017).

Rosenblat *et al.* (2017) buscaram validar a simetria ST e SL mais baixa com VASS e descobrir o efeito da suspensão VASS na assimetria do tempo do passo, utilizando modelos mistos para testar o efeito da condição de suspensão em cada SI. No estudo, não houve efeito da suspensão no SI para SL ( $p = 0,35$ ), tempo da etapa ( $p = 0,93$ ) ou ST ( $p = 0,07$ ). Mesmo que outro estudo tenha relatado uma associação entre o custo de transporte e medidas de simetria, no estudo de Rosenblat *et al.*, (2017) a suspensão VASS não teve efeito de redução das assimetrias em SL ou ST.

### ***Three-dimensional Gait Analysis (3DGA)***

No estudo de Kark e Simmons (2011), a análise tridimensional do movimento (3DGA) foi utilizada por meio de um sistema de captura de movimento Vicon™ 612 de oito câmeras (Oxford Metrics) e duas placas de força (Kistler) embutidas em uma passarela de 15m, sendo coletados os dados cinemáticos temporais e espaciais dos membros inferiores. Nesta pesquisa, os pacientes com amputação de membros inferiores receberam um conjunto de marcadores e usando sua prótese de uso diário realizaram a caminhada de 15m com uma velocidade auto-selecionada de modo que ficasse confortável e os dados cinemáticos foram coletados para seis ensaios. A cinemática dos membros inferiores foi computada com o uso do modelo Plugin-Gait (Vicon, Oxford Metrics), também utilizado para o cálculo do comprimento do passo e a velocidade de caminhada.

Tecnologia de análise de movimento, também, foi utilizada para medir parâmetros cinemáticos no estudo de Bellmann *et al.* (2012), consistindo em um sistema optoeletrônico de 6 câmeras (Vicon 460) e uso de marcadores passivos para identificar os pontos de referência anatômicos. A determinação dos parâmetros cinemáticos foi feita a partir de medidas da força de reação do solo usando 2 placas de força (Kistler) posicionadas em sequência, com início das medições em sincronia com a análise cinemática. Isto permitiu registrar a biomecânica da marcha do lado protético e contralateral durante a caminhada nivelada num percurso de 12 m e da

subida e descida de escadas instrumentada e uma rampa. Um sistema de análise estática LASAR foi utilizado para registrar a postura quando o indivíduo fica parado em uma descida. Sendo que esta placa permite medir o balanço, além de com uso de computador, registrar a distância do centro de pressão (COP) em determinado tempo.

Bellmann *et al.* (2012) buscaram identificar diferenças funcionais entre duas articulações de joelho controladas com microprocessador, Genium e C-Leg, a partir da realização de um estudo comparativo biomecânico realizado em um laboratório de movimento, com simulações, medidas e registros de efeitos imediatos destas articulações em situações diárias de ambulação e movimento, como: ficar em pé em declive; andar em terreno nivelado em diferentes velocidades e comprimentos de passo; e subir e descer escadas.

A articulação de joelho Genium visa fornecer um registro mais preciso do movimento com um controle de estabilidade dinâmico aperfeiçoado, tendo novas funções que incluem: função de apoio para bloquear a direção de flexão quando o usuário permanece parado; auto-adaptação amortecida da flexão e extensão na fase de apoio, e da flexão na fase de balanço, com a articulação mantendo uma posição flexionada de 4 graus na fase final de balanço, preparando a articulação levemente pré-flexionada no contato inicial; e função de escada integrada que permite subir a escada degrau a degrau (BELLMANN *et al.*, 2012).

As articulações de joelho foram avaliadas em relação aos padrões de marcha e carga, quanto as diferenças específicas, sendo elas: o controle da fase de balanço com o movimento protético da articulação do joelho resultante foi avaliado por meio da caminhada nivelada em 3 diferentes velocidades auto-selecionadas; as características de mudança da fase de apoio para a de balanço, o controle da fase de balanço, ficar de pé (voltado para baixo) em um declive de 10 ° foram observadas na caminhada em solo nivelado com pequenos passos, e subir e descer um lance padrão de escadas e uma rampa de 10 graus (BELLMANN *et al.*, 2012).

O quadro 13 apresenta os parâmetros biomecânicos utilizados na comparação das articulações.

Quadro 13 – Parâmetros biomecânicos

Parâmetros biomecânicos		Comparando as articulações de joelho C-Leg e Genium
Alinhamento protético	Distância entre o eixo de articulação do joelho e a linha de carga	Não houve diferença significativa, demonstrada por uma diferença média de 2,8 mm entre a linha de carga vertical e o eixo do joelho.
	Carga em situação de declive	Genium apresentou: - capacidade de suportar carga maior do lado afetado; - aumento dos momentos médios de flexão externa sagital do eixo da articulação do joelho; e - redução dos momentos do centro de rotação do quadril foram reduzidos.
	Balanço postural durante postura quieta em declive	Valores médios da distância (COP): - lado contralateral não houve diferença significativa - lado protético foi significativamente maior com o C-Leg
Caminhar em solo nivelado em 3 velocidades diferentes	Parâmetros de tempo e distância	- não houve diferença significativa nas velocidades de caminhada - houve redução da assimetria média do comprimento do passo com o Genium, sendo significativa na velocidades lenta e média
	Cinemática (Qualidade do controle na fase de balanço)	- com a C-Leg, a maior velocidade resultou em um ângulo máximo de flexão do joelho aumentado; - com Genium, em todas velocidades o ângulo médio de flexão do joelho de 63,8° ficou quase constante. - Genium teve um ângulo máximo de flexão significativamente maior
	Mudar para modo de fase de balanço em pequenos passos	- de 142 testes únicos com o Genium, apenas em 4,9% não foi iniciada a troca; - de 150 testes únicos com a C-Leg, em 24,7% não foi iniciada a troca
	Ângulo de flexão do joelho no contato inicial e aceitação do peso	- valores médio de grupo em todas as velocidades de caminhada mostraram que a flexão do joelho do Genium no contato inicial foi aumentada em 4°; - com Genium e C-Leg o contato inicial foi seguido por flexão da fase de apoio.
	Aumento individual da flexão da fase de apoio na aceitação do peso	Nas 3 velocidades de caminhada houve diferentes resultados entre os indivíduos com relação ao aumento da flexão da fase de apoio
Cinética	Forças de reação do solo no lado protético	- com Genium, a força de reação vertical foi menor nas velocidades média e rápida - com Genium, a força de reação horizontal foi reduzida em todas as velocidades
	Momentos articulares do lado protético (flexão do joelho e do quadril)	- houve pequenas diferenças entre as articulações nos momentos externos sagitais médios, - houve diferença significativa apenas no momento de flexão do joelho na velocidade de caminhada rápida
Andar em rampa de 10°	Subindo e descendo a rampa	- nas duas ações (subir e descer) com a flexão média do joelho da Genium, o ângulo foi significativamente aumentado
Andar em escadas	Descendo escadas	Os momentos sagitais médios de flexão do joelho externo no lado da prótese medidos no meio da postura com o Genium foram significativamente aumentados
	Subindo escadas	A duração média de uma passada ao subir escadas variou significativamente entre o método passo a passo com o Genium e o método convencional com a C-Leg. O padrão de marcha ao subir escadas foi avaliado com base na característica sagital do joelho e do ângulo da articulação do quadril

Fonte: BELLMANN *et al.*, 2012 (traduzido pelo autor)

Participaram deste estudo de Bellmann *et al.* (2012), 11 homens com amputação transfemoral unilateral, com idade média de 36,7 anos e nível de classificação funcional Medicare K3 e K4. Todos eram usuários experientes da C-Leg e capazes de executar suas funções. E sem experiência anterior com a prótese de joelho Genium.

Cada indivíduo realizou de 8 a 10 testes únicos de caminhada nivelada e subir e descer escadas e rampas, a partir dos quais foram obtidos os valores médios. Durante a marcha foram registrados os parâmetros relativos à tempo-distância: velocidade da caminhada; comprimento do passo; duração da fase de apoio e da passada. Também foram avaliados os valores cinemáticos e cinéticos, como: ângulo articular e velocidade do ângulo articular; forças de reação do solo e momentos articulares externos, tomando por base os valores médios do grupo de indivíduos, uma vez tendo normalizados os valores médios individuais para o ciclo de marcha (BELLMANN *et al.*, 2012).

A análise estática da prótese foi feita durante a posição ortostática em declive de 10 graus, a partir das forças de reação vertical do solo no lado da prótese e sua distância ao centro de rotação do joelho e articulação do quadril. Já os momentos médios de flexão sagital que atuam de forma externa no centro de rotação da articulação foram calculados individualmente. Durante a permanência em declive de 10 graus, o balanço postural foi avaliado tendo por base a distância total percorrida do centro de pressão (COP) durante o tempo de medição de 30 segundos (BELLMANN *et al.*, 2012).

Conforme destacado por Bellmann *et al.* (2012), uma reabilitação de alto nível tende a reduzir as limitações e pode propiciar uma maior participação na vida pública de pessoas com amputação acima do joelho. Principalmente, porque muitas atividades do cotidiano requerem que o indivíduo seja capaz de caminhar e ficar em pé, em diversos tipos de terreno: regular, irregular, nivelado, ou em declive. Além de ser capaz de subir e descer escadas e rampas. Segundo os autores, estudos demonstraram que tecnologias de controle inconsciente da prótese podem trazer grandes benefícios para estes indivíduos. Inclusive que uma alta integração da prótese impacta na imagem corporal, como no caso da C-Leg.

Neste sentido, Bellmann *et al.* (2012) afirmam que tecnologias cada vez mais complexas têm contribuído para a reabilitação de pessoas com amputação de

membros inferiores e para a simulação da marcha natural. Como o joelho Genium que oferece ao usuário as funções de: apoio, escada e funcionalidade aprimorada para caminhar em solo nivelado e rampas, com marcha mais próxima da natural e padrão de carga mais fisiológico.

Conforme Thiele *et al.* (2014), existem diversos tipos de articulações exoesqueléticas de joelho controladas por microprocessador (MPKs). São tecnologias avançadas com funcionalidades para regular a resistência da fase de balanço e a postura durante a marcha do usuário por meio de sensores eletrônicos e complexos algoritmos de controle. De acordo com os autores, vários estudos apontam para resultados advindos do uso desta tecnologia por pessoas com amputação de membros inferiores, no que se refere ao movimento e à segurança, além da qualidade funcional e redução nas quedas. Sendo que a seleção de qual MPK seria adequada para atender as necessidades dos pacientes é considerada um desafio, tanto para os profissionais protéticos quanto os próprios pacientes.

Para tanto, um estudo comparativo foi realizado por Thiele *et al.* (2014), para fins de avaliar a qualidade do controle de fase de apoio e de balanço de três articulações (Orion, Plié2.0 e Rel-K) em relação à C-Leg. Sendo que, em outros estudos a C-Leg demonstrou melhor resistência à flexão da fase de balanço, amortecimento da extensão terminal e resistência à tropeços quando comparada a outras MPKs. Os autores buscaram determinar, com base nos projetos de engenharia, qual dispositivo ofereceu o perfil de controle ideal.

Participaram do estudo de Thiele *et al.* (2014), três pessoas com amputação transfemoral unilateral, com nível K3 da classificação funcional Medicare, e com experiência na realização de testes de análise de movimento. Cada participante realizou 4 séries de teste durante a caminhada nivelada com cada uma das articulações MPKs consideradas, sendo feitos, anteriormente, os devidos alinhamentos protéticos. Em que cada série tinha de 8 a 10 repetições em três velocidades auto-selecionadas.

O estudo foi realizado em um laboratório de análise de movimento com uma passarela de 12 metros com duas placas de força (Kistler 9287A) para determinar os parâmetros cinéticos; e de um sistema de câmera optoeletrônica (Vicon 460) utilizado para registrar os parâmetros cinemáticos. Também, um sistema móvel de medição (Oktapod) foi usado, paralelamente, para registrar os dados de todas as etapas

concluídas e dos parâmetros cinéticos durante a fase de balanço da marcha. O quadro 14 apresenta os parâmetros cinéticos utilizados no estudo de Thiele *et al.* (2014).

Quadro 14 – Parâmetros cinéticos

Medidas no laboratório de marcha – comparação entre as articulações MPKs (Thiele et al., 2014)	
Parâmetros de tempo-distância	As velocidades de caminhada auto-selecionadas variaram para cada indivíduo e articulação. A simetria da marcha foi avaliada pela duração da fase de apoio. Não foi observada diferença significativa com relação aos indivíduos ou articulação.
Controle da fase de balanço	O ângulo máximo de flexão do joelho durante a fase de balanço para ambos os lados (amputado e contralateral) é obtido sobre a velocidade de caminhada (três velocidades: lenta, média e rápida). No contralateral, o ângulo foi semelhante em todas as articulações testadas, com inclinação média de 6,2°/m/s. No final da fase de balanço, houve diferenças entre as articulações quanto às características do ângulo do joelho. Se uma articulação alcançar uma extensão total antes do contato inicial com o pé, o cruzamento zero da velocidade angular deve ocorrer antes de 100% do ciclo da marcha. Comparadas à C-Leg, houve diferenças significativas apenas com Orion e Rel-K.
Controle da fase de apoio durante a caminhada com flexão da fase de apoio	Os testes com flexão consciente da fase de apoio foram usados para determinar o amortecimento da parada da extensão. Um amortecimento suave pode ser observado por uma curvatura suave do ângulo do joelho, que é dada pelo mínimo da aceleração angular do joelho. C-Leg e Orion apresentaram curvas mais suaves, sem diferenças significativas. Com Plié2.0 e Rel-K, podem ser observadas diferenças significativas.
Início da fase de balanço	Foram avaliados os mínimos do momento sagital externo do quadril, resultando em diferenças significativas entre as articulações do joelho. O registro de 384 passos válidos no sistema de medição Oktapod apoiou a análise. Os maiores valores foram, em ordem decrescente, para Plié2.0, Orion, Rel-K e C-Leg.

Fonte: Thiele *et al.* (2014) (traduzido pelo autor)

Também, Thiele *et al.* (2014) realizaram uma análise técnica das articulações de joelho estudadas com base na função mecânica a partir das patentes, instruções de uso e outras informações publicadas pelos fabricantes. Alguns deste resultados estão apresentados no quadro 15. Além disto, os autores completaram as informações com a realização de tomografias computadorizadas.

Neste estudo, as análises técnicas dos princípios funcionais indicaram que as diferenças no design das articulações contribuíram para identificar diferenças na qualidade das funções requeridas para a caminhada nivelada com as articulações de joelho controladas por microprocessador C-Leg, Plié2.0, Orion e Rel-K. De acordo

com Thiele *et al.*, (2014), “as diferenças significativas na função encontradas neste estudo sugerem que os benefícios dos pacientes também podem variar notavelmente entre os dispositivos testados.”

Quadro 15 – Mecanismos funcionais das articulações de joelho

Articulações de joelho MPKs	Mecanismos funcionais
C-Leg	A geração das resistências é baseada no princípio de um sistema hidráulico com duas servo-válvulas separadas para o movimento de flexão e extensão. Cada válvula é controlada pelo microprocessador e pode variar continuamente as resistências de fluxo de valores baixos a altos, incluindo um fechamento completo, caso necessário.
Plié2.0	O ajuste das resistências é baseado em um sistema hidráulico com uma válvula de comutação controlada por microprocessador e duas válvulas reguláveis manualmente. A assistência de extensão é fornecida por uma mola pneumática.
Orion	A geração das resistências é baseada em um sistema pneumático e um hidráulico. Em contraste com Plié2.0, os dois circuitos independentes são conectados em uma haste de pistão com um pistão duplo. Para o ajuste das resistências de flexão por controle do microprocessador são fornecidas uma servo-válvula hidráulica e uma válvula de agulha pneumática.
Rel- K	O ajuste das resistências, é feito por meio de uma servoválvula controlada por microprocessador e uma válvula ajustável manualmente. A ajuda de extensão é realizada por duas molas de aço, uma em torno da haste do pistão e outra no reservatório de compensação.

Fonte: Thiele *et al.* (2014) (traduzido pelo autor)

Conforme Thiele *et al.* (2014), a maioria das articulações protéticas de joelho controladas por microprocessador visam proporcionar ao usuário, de forma segura, o reconhecimento da transição entre a fase de apoio e de balanço, além da comutação das resistências articulares necessárias. Alguns dispositivos protéticos com controle de microprocessador, também, possibilitam obter uma adaptação destas resistências a diferentes requisitos de movimentos e situações. Para evitar movimentos bruscos de transição, em especial, na parada de extensão, ambos a flexão do joelho na fase de apoio e o movimento de extensão devem ser adequadamente amortecidos. A articulação do joelho deve atingir a parada de extensão no final da fase de balanço, antes de um novo contato inicial, assegurando o posicionamento reproduzível do pé protético. Na caminhada natural, a articulação do joelho alcança o máximo de extensão próximo de 97% do ciclo da marcha.

A postura de flexão na fase de apoio faz com que a marcha fique mais próxima da natural e permite que o pé alcance mais rapidamente o solo na caminhada. De tal forma, o controle da fase de apoio deve ser uma das principais funções a serem

oferecidas pelas articulações de joelho. Além disto, o amortecimento controlado da flexão da fase de balanço é apontado como importante vantagem dos sistemas de articulação do joelho MPKs, permitindo aos amputados uma caminhada com diferentes velocidades sem precisar mudar seu padrão de marcha. Uma flexão de joelho com ângulos inadequados exige que o usuário compense com momentos de flexão do quadril (THIELE *et al.*, 2014).

Finalmente, considera-se nesta pesquisa que a identificação de artefatos desenvolvidos para resolver problemas similares, referindo-se aos instrumentos/testes para a avaliação de prótese transfemoral, pode auxiliar no uso de boas práticas clínicas no âmbito da reabilitação de pessoas com amputação transfemoral com uso de próteses, a partir das lições aprendidas com outros pesquisadores. Além disto, conforme Dresch, Lacerda e Antunes Jr (2015), possibilita reconhecer a relevância da contribuição da solução proposta no artefato para a classe de problemas considerada, ajudando a compreender e definir as soluções que poderão ser consideradas satisfatórias no que concerne ao desempenho do artefato.

#### 4.2.2 Configuração da Classe de Problemas – Avaliação da Prótese Transfemoral

Com relação à **classe de problemas**, em conformidade com a definição apresentada em Dresch, Lacerda e Antunes (2005, p.104), consiste na “organização de um conjunto de problemas práticos ou teóricos que contenha artefatos úteis para a ação nas organizações”. Para isto, os três elementos que compõem o artefato-modelo desta pesquisa foram declarados já na metodologia da pesquisa, considerando a fundamentação teórica, sendo:

- o propósito, ou objetivo do artefato-modelo é auxiliar na avaliação da prótese transfemoral, por meio de uma organização sistematizada de instrumentos capazes de aferir aspectos subjetivos e objetivos relativos ao uso desta tecnologia assistiva, a partir da usabilidade e da experiência do usuário na realização das atividades com o uso da prótese.
- o ambiente interno, ou caráter do artefato-modelo compreende os instrumentos ou testes de avaliação da prótese transfemoral capazes de aferir aspectos subjetivos e/ou objetivos; e

- o ambiente externo refere-se ao contexto de aplicação do artefato-modelo. Nesta pesquisa, o ambiente no qual o artefato-modelo opera, ou é utilizado, abrange as clínicas de reabilitação nas quais é realizado o processo de avaliação da prótese transfemoral, ou instituições hospitalares.

Quanto ao contexto de uso da prótese transfemoral, foi necessário definir alguns conceitos referentes a quem são os usuários de prótese; que tarefas ou atividades realizam e que objetivos pretendem alcançar; e em que ambientes utiliza a prótese, ou realiza as atividades com a prótese. Estas informações foram úteis para a identificação dos requisitos do artefato-modelo. Assim, considerou-se que:

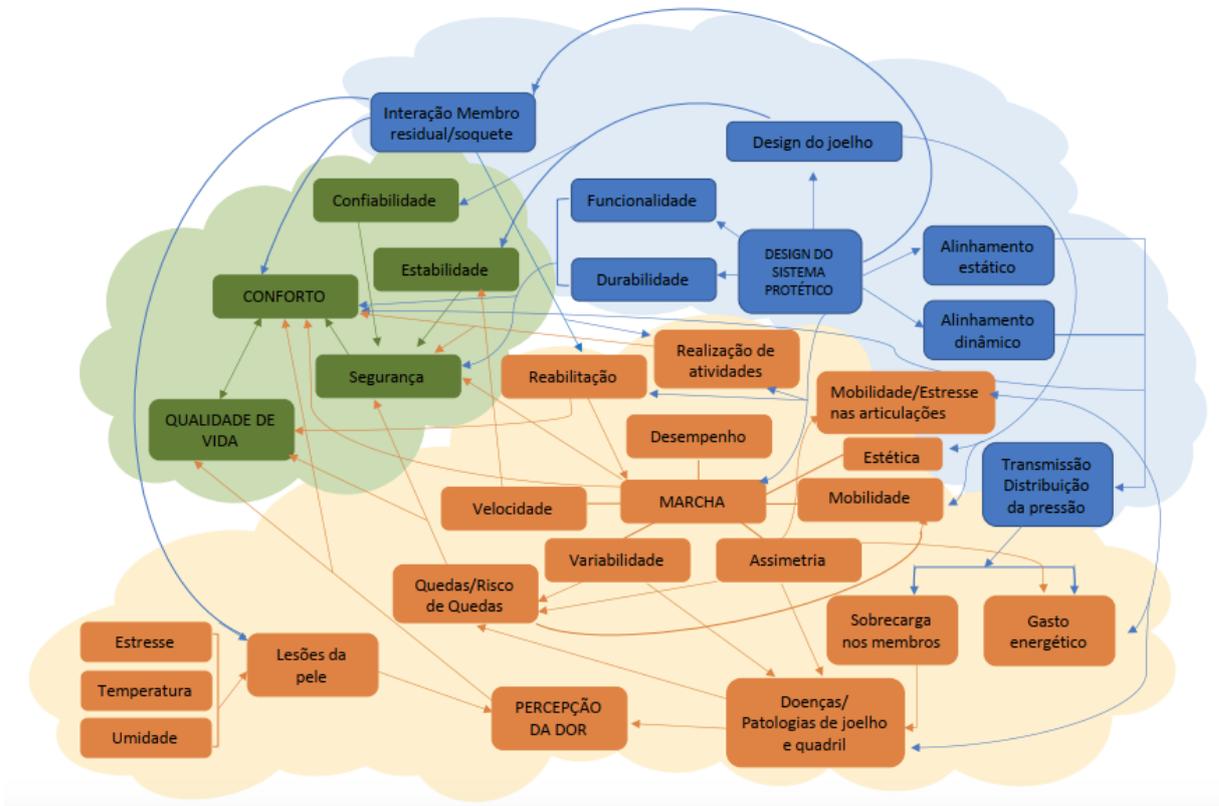
- os usuários do produto são as pessoas com amputação unilateral de membro inferior que usam prótese transfemoral;
- as tarefas nas quais a prótese é utilizada incluindo os objetivos consistem nas atividades realizadas por estas pessoas e os objetivos pelos quais realizam estas atividades, ou de melhorar seu desempenho físico;
- os ambientes nos quais a prótese é utilizada e a atividade é realizada – naturais ou domésticos, ou controlados.

Quanto aos resultados relativos ao uso do produto, estes estão relacionados aos níveis de eficácia, eficiência e de satisfação que os usuários são capazes de alcançar na realização de atividades ao fazer uso do produto. Estas informações também foram úteis para a identificação de requisitos do artefato.

Considerando o esquema da Norma ISO 9241:11 (ABNT, 2002) apresentado na fundamentação teórica (figura 15), a usabilidade é uma exigência para o desempenho do usuário (paciente) nas atividades que ele realiza com o uso do dispositivo tecnológico (prótese transfemoral). E pode ser medida pela eficácia, eficiência e satisfação que os usuários de prótese transfemoral alcançam em determinadas tarefas/atividades realizadas em determinado ambiente.

A partir dos estudos levantados e analisados na RSL1 foi, também, possível mapear algumas inter-relações entre variáveis implicadas no contexto de uso, apresentadas na figura 21, envolvendo o conceito destes três elementos.

Figura 21 – Mapeamento de elementos no contexto da prótese transfemoral



Legenda: em laranja (eficácia-objetivos); em azul (eficiência-recursos); em verde (satisfação)

Fonte: o autor com base nos resultados da RSL1

- Eficácia – quantidade e qualidade de objetivos alcançados pelo usuário de prótese transfemoral em uma atividade. Estes podem ser relativos a: reabilitação física (melhorar a mobilidade, diminuir o estresse das articulações, conseguir realizar as atividades); qualidade da marcha (mudar a velocidade, reduzir a assimetria, diminuir a variabilidade do passo, diminuição dos riscos e do número de quedas, menor sobrecarga nos membros e menor gasto energético), diminuição ou eliminação da dor (reduzir, minimizar, ou eliminar o aparecimento de doenças/patologias de joelho e quadril; reduzir, minimizar, ou eliminar lesões da pele na região do coto/encaixe).
- Eficiência – quantidade de recursos (tempo, esforço físico e cognitivo) empregados pelo usuário de prótese para a obtenção de seus objetivos na realização de atividades. Os recursos empregados dizem respeito, também, ao design do sistema protético utilizado pelo paciente com amputação de prótese

transfemoral, incluindo o design do joelho e o sistema utilizado na interface coto/encaixe da prótese. O gasto energético pode ser entendido como parte do esforço físico empregado; e a sobrecarga emocional para a adaptação e o uso contínuo da prótese e o impacto na participação da vida social do usuário, pode ser entendido como esforço cognitivo e emocional empregado. E o tempo diz respeito ao quanto de tempo o usuário dispense para realizar determinada atividade (poderia ser também, o tempo necessário para a adaptação ao dispositivo protético ou, ainda, o tempo necessário para a mudança de prótese).

- Satisfação – contentamento subjetivo do usuário com o uso do produto para realizar a atividade.

Conforme estabelecido na metodologia da pesquisa, tendo por sustentação os conceitos apresentados em Cybis, Betiol e Faust (2007), para a construção da classe de problemas foi considerado que um problema de usabilidade pode se manifestar como uma perturbação na produtividade nas interações entre um produto e o usuário, podendo seu impacto ser percebido tanto sobre a atividade como sobre o usuário. A adoção deste conceito permitiu classificar os problemas sob estas duas perspectivas, constituindo categorias na classe de problemas, com a possibilidade de relacionar os aspectos objetivos e subjetivos da avaliação de prótese transfemoral pretendidos no objetivo da pesquisa.

De acordo com Cybis, Betiol e Faust (2007), os problemas de ergonomia e de usabilidade, apesar de serem ambos orientados à atividade, são constatados de diferentes maneiras em função de suas naturezas distintas.

Assim, a diferença em sua natureza foi considerada na organização de subclasses de problemas. A primeira subclasse está relacionada ao ponto de vista da atividade, referindo-se aos problemas de ergonomia e de usabilidade que podem ser detectados por especialistas por meio de inspeções e avaliações realizadas previamente ao uso da prótese transfemoral. E, a segunda subclasse está relacionada ao ponto de vista da atividade e aos problemas de usabilidade decorrentes das interações entre o usuário e o produto durante o uso da prótese transfemoral em situação real, sendo detectadas por meio de avaliação por especialistas. testes com o usuário.

Como apresentado na metodologia, algumas técnicas dedicadas à identificação de problemas de ergonomia, usabilidade e de experiência do usuário foram utilizadas para categorizar, inicialmente, os artefatos (instrumentos). Considerando:

- inspeção é uma abordagem sistemática na qual o avaliador utiliza uma lista de verificação que indica os critérios adotados para a avaliação;
- avaliação por especialista consiste em um exame do produto pelo especialista que julga suas características quanto à adaptação ao usuário e à tarefa que este irá realizar;
- teste com o usuário, no qual este é convidado a realizar uma atividade específica usando o produto diante do olhar crítico do avaliador atento aos critérios de avaliação.

Considerou-se que estas técnicas podem ser utilizadas para fins de avaliação da prótese transfemoral, considerando o ponto de vista do especialista e a percepção do usuário, uma vez que, pretende-se que o artefato contemple os aspectos objetivos e subjetivos na avaliação. As avaliações objetivas são baseadas em técnicas que utilizam medições quantitativas, por sua vez, as avaliações subjetivas são baseadas em opiniões e relatos. As primeiras estão relacionadas às metas de usabilidade (eficácia, eficiência, segurança, utilidade) e, as segundas, às metas decorrentes da experiência do usuário (percepção com relação ao uso da prótese: conforto, facilidade de uso, facilidade de adaptação, estética, eficiência na realização da atividade, deambulação, transferência, sons, frustração, odor etc.).

Diante do exposto, a classe de problemas de interesse nesta pesquisa refere-se à avaliação da usabilidade da prótese transfemoral, sendo que os problemas mencionados anteriormente constam na matriz de síntese elaborada na metodologia.

Esta matriz foi utilizada para organizar os resultados obtidos a partir da RSL2 e foi útil para a construção do artefato-modelo. Para fins de preenchimento desta matriz, foi utilizada a técnica de análise chamada de triangulação ecológica, conforme orienta Dresch, Lacerda e Antunes Jr (2015), adaptada neste estudo para os seguintes critérios de análise:

- que tipo de artefato (instrumento, ou teste) utilizado para a avaliação de prótese transfemoral provoca que resultados (neste caso, os resultados correspondem as medidas obtidas);
- para que tipo de sub-classe de problema (sob o ponto de vista da atividade, ou sob o ponto de vista do usuário); e
- sob quais heurísticas, as quais foram observadas as de construção (relativas às regras que regem, ou constitui o instrumento) e as contingenciais (relativas à aplicação do instrumento).

Com relação aos instrumentos/testes que pertencem aos problemas Y1 da classe de problema, referentes à avaliação que considera o ponto de vista da atividade, os artefatos do tipo X1 foram definidos como de inspeção realizada por especialista e os do tipo X2 definidos como de avaliação por especialista. Ambos os tipos são de avaliação objetiva. Os primeiros, relacionados aos problemas de ergonomia, são instrumentos aplicados antes do uso e tem por base uma lista de verificação de critérios. Os segundos são instrumentos aplicados por especialista para a avaliação da adaptação da prótese ao usuário e às atividades pretendidas.

Quanto aos instrumentos/testes que pertencem aos problemas Y2 da classe de problema, referentes à avaliação que considera o ponto de vista do usuário, os artefatos do tipo X3 foram definidos como testes, ou medidas de autorrelato. Ressalta-se que a observação do usuário deve se referir a determinado período de uso da prótese em contexto real, visando ouvir o usuário por meio de autorrelato. Estas informações coletadas podem estar associadas às atividades realizadas em condições controladas, como em ambientes de clínicas de reabilitação, por exemplo; ou atividades realizadas em ambientes naturais, ditos domésticos, podendo ser considerada uma observação em campo.

A matriz de síntese para a classe de problemas relativa à avaliação da prótese transfemoral levantada a partir dos resultados encontrados, consta no apêndice B.

#### 4.3 PROPOSIÇÃO DE ARTEFATOS PARA RESOLVER O PROBLEMA ESPECÍFICO - *FRAMEWORK*

Esta terceira macro-etapa tem por objetivo propor artefatos para resolver o problema específico, a partir do qual se pretende que as prescrições a serem geradas pelo

artefato-modelo possam ser generalizadas para a classe de problema “avaliação da da prótese transfemoral”.

A macro-etapa anterior permitiu conhecer artefatos existentes e confirmar uma classe de problemas relativa à avaliação da prótese transfemoral que foi configurada a partir da base teórica, atendendo ao contexto e objetivo da pesquisa. A classe de problemas foi estruturada em uma matriz síntese elaborada para fins de inserir, de forma organizada, os artefatos (instrumentos ou testes de avaliação) identificados e analisados a partir da RSL2 nas categorias de problemas vinculados às subclasses de problemas delimitadas nesta pesquisa. No item anterior foram apresentados estes resultados.

Com relação à proposição do artefato-modelo, considerou-se a realidade circunscrita nesta pesquisa, abrangendo questões já delineadas e compreendidas na macro-etapa anterior, relacionadas ao contexto de atuação e viabilidade do artefato, para buscar soluções satisfatórias para a classe de problemas “avaliação da de prótese transfemoral”.

Deste modo, também nesta macro-etapa foi necessário considerar os três elementos já definidos para o artefato-modelo, quanto ao seu propósito e ambientes interno e externo.

Como declarado anteriormente, o propósito do artefato-modelo é auxiliar na avaliação da prótese transfemoral, para isto deve conter instrumentos capazes de aferir aspectos objetivos e subjetivos relativos ao uso desta tecnologia assistiva, a partir da usabilidade e da experiência do usuário na realização das atividades. O ambiente interno do artefato-modelo compreende estes instrumentos ou testes de avaliação da prótese transfemoral; e o ambiente externo, refere-se ao seu contexto de aplicação no qual a avaliação da prótese transfemoral é realizada.

Para fins da proposição de artefatos para resolver este problema específico, foram apreciadas as expectativas esperadas com relação: às funcionalidades; à performance; os requisitos de funcionamento; e às heurísticas contingenciais. Estas informações podem ser visualizadas na matriz síntese da classe de problemas (apêndice B).

Com intuito de levantar estas expectativas, foram considerados os conceitos estabelecidos na configuração da classe de problema “Avaliação da prótese

transfemoral” e, a partir destes, buscou-se estabelecer critérios para uma análise mais detalhada dos artefatos (instrumentos/testes) identificados na macro-etapa anterior.

Desta forma, atendendo ao conjunto de critérios estabelecidos na metodologia da pesquisa, foi elaborada uma adaptação do *framework* proposto por Colin Robson (1993 *apud* Preece, Rogers e Sharp, 2005), na qual estes critérios foram atribuídos às dimensões de análise: espaço, atores, atividades, metas, objetos, atos e eventos, para fins de proceder uma análise mais detalhada dos artefatos identificados e descritos na macro-etapa anterior. Assim, as dimensões com seus critérios relacionados foram adaptadas para o contexto da pesquisa, sendo descritas a seguir.

Na dimensão “Espaço”, é considerado o local ou ambiente em que o usuário de prótese transfemoral realiza as atividades consideradas para fins de avaliação e sua organização em relação a ser destinado para a vida diária, ou se está preparado para atender algum protocolo com atividades específicas no processo de avaliação. As questões relativas aos critérios de análise são:

- Em qual espaço físico as atividades são ou foram realizadas? Como é organizado?
  - Ambiente Controlado (Laboratório ou instituição)
  - Ambiente Natural (doméstico ou cotidiano)

Instrumentos com medidas de autorrelato trazem questões relativas a determinado período de uso da prótese transfemoral, como exemplo “Nas últimas quatro semanas, ....”, levantando a percepção de uso da prótese neste período, referindo-se as atividades diárias realizadas pelo usuário e sua experiência de uso. Por sua vez, instrumentos com medidas de desempenho requerem que as atividades sejam realizadas pelo usuário no momento da avaliação, para que o usuário possa ser observado e as medidas consideradas possam ser obtidas.

Na dimensão “Atores”, são consideradas as principais pessoas envolvidas no processo de avaliação, com a seguinte questão relacionada ao critério de análise:

- Quem são as pessoas e detalhes relevantes das pessoas envolvidas?
  - Usuário
  - Profissional ou equipe responsável pela avaliação

Os instrumentos com medidas de autorrelato requerem que o usuário declare sua percepção ou opinião quanto à sua experiência de uso da prótese transfemoral

em atividades já realizadas, não sendo necessária a presença do profissional no momento de preenchimento deste instrumento. Posteriormente, de posse destas informações o profissional ou equipe de especialistas faz a avaliação com base na forma prevista no instrumento para a obtenção da pontuação. Os instrumentos com medidas de desempenho requerem a presença e participação do usuário para realizar as atividades previstas no instrumento e do profissional ou equipe de especialistas que, muitas vezes, devem ter conhecimento e serem treinados quanto à forma de aplicação do referido instrumento. Os detalhes dizem respeito à formação deste especialista, podendo ser um fisiatra, protista, fisioterapeuta, ou o médico.

Na dimensão “Atividades”, são considerados os tipos de atividades realizadas para fins de avaliação da prótese transfemoral, com a seguinte questão relacionada ao critério de análise:

- O que o usuário está fazendo e por quê?
  - Atividades da vida diária (AVDs)
  - Atividades previstas no protocolo do instrumento

O usuário de prótese transfemoral pode estar fazendo atividades do dia a dia, geralmente aquelas que fazem referência às atividades básicas de locomoção que ele realiza no ambiente doméstico, ou se são relativas às atividades previstas em determinado teste e seu respectivo protocolo de aplicação. Instrumentos com medidas de autorrelato, em geral, levantam a percepção quanto ao uso da prótese para realizar atividades cotidianas; enquanto os instrumentos com medidas de desempenho visam obter medidas específicas.

Na dimensão “Metas”, está relacionada ao tipo de atividade ou ação que o usuário da prótese transfemoral pretende ou deseja realizar, ou uma meta a ser alcançada. Consiste em responder à questão:

- O que o usuário está tentando realizar?
  - Deambular/ Caminhar/ manter-se parado (atividades de locomoção, ou deseja manter-se em equilíbrio)
  - Subir e descer escadas ou aclives/ declives (rampa)
  - Sentar-se/ Levantar-se de uma cadeira (movimentos de transferência)

- Girar/ Mudar direção enquanto caminha
- Colocar e Tirar a prótese, ou outras atividades

Cada instrumento de avaliação, tanto de medidas de autorrelato como de medidas de desempenho, pode abarcar uma ou mais destas atividades, citadas como exemplo, ou outras.

A dimensão “Objetos” diz respeito aos instrumentos de avaliação, quanto à necessidade de objetos/recursos que podem ser físicos, computacionais ou digitais para que seja possível sua aplicação no ambiente onde o processo de avaliação da prótese transfemoral ocorre. Também, traz a informação quanto ao formato dos instrumentos de avaliação. Com a seguinte questão relativa ao critério de análise:

- Que objetos/ recursos físicos ou digitais estão presentes? Ou são necessários para o processo de avaliação
- Objetos físicos ou digitais (móveis, como cadeira, barra de apoio, rampa, etc.; equipamentos/ instrumentos/ aparelhos de medição, como cronômetro, câmeras, placa de força, softwares, entre outros)
- Instrumentos de avaliação (tipos de formato: questionário com respostas fechadas, ou requerimentos com medidas específicas para avaliação; questionário c/ escala visual analógica – AVA, ou escalas *Likert*.

Instrumentos com medidas de autorrelato geralmente contém perguntas a serem respondidas em uma escala visual que, para fins de análise, recebem determinada pontuação. Instrumentos com medidas de desempenho são orientados por questões fechadas ou requerimentos de protocolo que contém parâmetros de medição ou variáveis de desempenho.

A dimensão “Atos” está relacionada ao papel dos atores envolvidos no processo de avaliação da prótese transfemoral, com a seguinte questão e critério de análise:

- O que cada pessoa está fazendo, considerando o envolvimento no processo de avaliação?
- Usuário – é considerado o tipo de envolvimento do usuário no processo de avaliação, podendo ser informativo, consultivo, ou participativo.

- Profissional – é considerado seu papel no processo de coleta de dados, que pode ser relacionado ao processo de obtenção de dados por observação visual e direta, ou por medições; e sua responsabilidade com relação ao registro dos dados coletados, tanto na forma de anotações, quanto no formato de registro por vídeos.

Tendo por base os conceitos da base teórica, considerou-se que na aplicação de instrumentos de medidas de autorrelato, o envolvimento do usuário da prótese transfemoral é consultivo, pelo fato dele necessitar responder questões sobre sua experiência de uso em relação a determinado período. Na aplicação de instrumentos com medidas de desempenho, considerou-se que o envolvimento é participativo, pelo fato dele realizar as atividades de acordo com o protocolo de avaliação, além disto, pode haver a necessidade de obter informações sobre as características sociodemográficas e das condições de saúde do usuário, muitas vezes, oriundas de dados que constam em prontuários médicos, o envolvimento é também informativo.

A Dimensão “Eventos” diz respeito ao processo de avaliação propriamente dito, como evento especial são considerados o processo de obtenção das medidas para a avaliação (que envolve medidas objetivas e subjetivas) e o processo de análise dos dados obtidos. A questão relacionada aos critérios de análise é a seguinte:

- O que está sendo observado/medido constitui parte de qual evento especial?
  - Avaliação – que considera o tipo de obtidas (medidas objetivas, ou subjetivas)
  - Análise – que considera a forma de análise das medidas (dados ou informações) coletadas, sendo quantitativa, ou qualitativa.

Mesmo medidas subjetivas podem ser analisadas de forma quantitativa. A exemplo do que ocorre com as medidas de autorrelato que são levantadas as percepções do usuário por meio de escalas visuais e que após utilizam uma graduação de 0-100, por exemplo, para mensurar quantitativamente a pontuação obtida.

O *framework* com os critérios de análise dos artefatos/instrumentos identificados na RSL2 e analisados está apresentado no quadro 16.

Quadro 16 – Framework para análise dos artefatos

Dimensões	Critérios de Análise		Artefatos (instrumentos) identificados																															
			Instrumentos com medidas de autorrelato															Instrumentos com medidas de desempenho																
			P E C	SF- 36	Q- TFA	TA- PES	Q. Sat. FTP	CLASS	OPUS	ABC	LCI5	Esc. Houg.	SFCS	FAI	LLFQ	Q. Cos- mese	SIP	PRO- MIS	Ent GF	TUG	T L	AMP	GPS	10 MWT	TC2'	TC6'	TST	TRT	OC	Mon. Ativ.	Ass. Mar- cha	3D GA		
ESPAÇO	Em qual espaço físico as atividades são ou foram realizadas? Como é organizado?	Ambiente controlado (Laboratório/ Instituição)							x	x	x								x	x	x	x	x	x	x	x				x	x			
		Ambiente natural (cotidiano)	x	x	x	x	x	x	x		x	x	x	x	x	x	x	x											x	x				
ATORES	Quem são as pessoas e detalhes relevantes das pessoas envolvidas?	Usuário	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x			
		Profissional ou equipe (especialistas)																		x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x		
ATIVIDADES	O que o usuário está fazendo e por quê? (atividades e ações que servem como base da avaliação)	Atividades da vida diária (AVDs)	x	x	x	x	x	x		x	x	x	x	x	x	x	x												x					
		Atividades previstas no protocolo do instrumento									x	x								x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x		
METAS	O que o usuário está tentando realizar? (tipo de atividade/ação)	Deambular/ Caminhar/ manter-se parado	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x		x		x	x		x	x	x	x	x	x	x			x	x	x	x			
		Subir e descer escadas ou aclives/ declives (rampa)	x	x	x	x	x	x			x					x	x											x	x	x				
		Sentar-se/ Levantar-se de uma cadeira	x	x	x	x	x	x	x	x						x	x		x	x	x													
		Girar/ Mudar direção	x	x	x	x	x	x	x	x					x		x	x		x	x								x					
		Colocar e Tirar a prótese/ outras ativ.	x	x	x	x	x	x	x							x	x	x	x															
OBJETOS	Que objetos/ recursos físicos ou digitais estão presentes? Ou são necessários para o processo de avaliação  (móveis, equipamento s/ instrumentos / aparelhos de medição, outros)	Objetos físicos ou digitais estão presentes? (móveis, equipamentos/aparelhos de medição, outros)	Móveis (cadeira); outros	x	x	x	x	x	x										x	x	x											x		
			Rampa (com ou sem barras de apoio)																															x
			Percurso de distância (determinada ou não)																		x	x												x
			Equipamentos/ aparelhos de medição																		x	x	x	x										x
	Instrumentos de avaliação (tipos de formatos)	Questionário c/ respostas fechadas																																
		Questionário c/ Escala Visual Analógica -AVA (Escala Likert)	x	x	x	x	x	x																										
	Entrevista																																	
ATOS	O que cada pessoa está fazendo, considerando o envolvimento no processo de avaliação?	Usuário	Tipo de envolvimento no processo de avaliação	Informativo																														
				Consultivo	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x															
				Participativo																		x	x	x	x	x	x	x	x	x				
		Profissional (especialista)	Coleta de dados	Observação direta																	x	x	x	x	x	x	x	x	x					x
				Medições																		x	x	x	x	x	x	x	x	x				
		Registro de dados	Anotações	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	
Vídeos																																	x	
EVENTOS	O que está sendo observado/ medido constitui parte de um evento especial?	Avaliação	Medidas objetivas																															
			Medidas subjetivas	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x															
		Análise	Quantitativa	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x																
			Qualitativa																															

Fonte: elaborado pelo autor com base em Robson (1993 *apud* Preece, Rogers e Sharp, 2005) e nos dados da pesquisa

A análise apresentada no quadro 16 foi realizada pelo pesquisador, sendo possível observar que:

Na dimensão “Espaço”, a maioria dos instrumentos de autorrelato analisados procura avaliar atividades que foram realizadas pelo usuário da prótese em seu ambiente doméstico (natural), sendo que o ABC e o LCI podem avaliar as atividades em ambiente controlado, como clínicas de avaliação ou de reabilitação. Quanto aos instrumentos de avaliação de desempenho, a maioria dos analisados visam avaliar as atividades sendo realizadas em ambiente controlado. Instrumentos como OC e Monitor de atividade poderiam ser usados em ambientes domésticos.

Na dimensão “Atores”, todos instrumentos de autorrelato analisados têm como ator principal o usuário de prótese transfemoral, como pessoa que responde as questões dos instrumentos a partir de sua percepção relativa ao uso da prótese e de como ele se sentiu ao realizar atividades. Já para os instrumentos de medidas de desempenho analisados, ambos, o usuário que realiza a atividade prevista e o profissional ou equipe que faz a avaliação estão presentes no processo de avaliação.

Na dimensão “Atividades”, a maioria dos instrumentos de autorrelato analisados, levantam a percepção quanto ao uso da prótese ao realizar atividades cotidianas, como atividades básicas de locomoção; o ABC e o LCI têm atividades previstas para sua aplicação; enquanto os instrumentos com medidas de desempenho têm atividades previstas que visam obter medidas específicas.

Na dimensão “Metas”, relacionada ao tipo de atividade ou ação que o usuário da prótese transfemoral pretende realizar, ou uma meta a ser alcançada, pode-se observar que cada instrumento de avaliação, pode abranger uma ou mais atividades.

Na dimensão “Objetos”, observa-se que os instrumentos com medidas de autorrelato, em geral, têm questões a serem respondidas em uma escala visual que, para fins de análise, recebem determinada pontuação. Instrumentos com medidas de desempenho são orientados por questões fechadas ou requerimentos de protocolo que contém parâmetros de medição ou variáveis de desempenho. Também, os instrumentos de medidas de desempenho necessitam de algum objeto físico (cadeira, rampa, etc.) e/ou computacionais (softwares de captura de imagens, por exemplo) para sua aplicação.

Na dimensão “Atos”, os instrumentos de medidas de autorrelato requerem um papel consultivo do usuário da prótese transfemoral. Os instrumentos com medidas de desempenho requerem o envolvimento do usuário como participativo, realizando as atividades previstas. Também, pode ser informativo quando há necessidade de informações sobre suas características sociodemográficas e de suas condições clínicas, obtidas em prontuários médicos.

Na dimensão “Eventos”, os instrumentos de desempenho coletam medidas objetivas, sendo o processo de análise quantitativo. Já os instrumentos de autorrelato, coletam as percepções dos usuários, sendo medidas subjetivas, o que possibilita uma análise qualitativa. Também, a análise pode ser quantitativa, com uso de uma escala visual analógica para a mensuração.

#### 4.4. PROJETO, DESENVOLVIMENTO E AVALIAÇÃO DO ARTEFATO-MODELO

A quarta macro-etapa desta pesquisa compreendeu o projeto do artefato, seu desenvolvimento e avaliação.

##### 4.4.1. Projeto e Desenvolvimento do Artefato-Modelo

Para o projeto e desenvolvimento foram levantados as características internas e o contexto de operação do artefato. Também, foram considerados os componentes, relações internas de funcionamento, limites e relações com o ambiente externo. Características que já tiveram seu delineamento na conscientização do problema (relação que pode ser observada na figura 19 de representação da metodologia através da linha tracejada).

Alguns aspectos importantes levantados da conscientização do problema dizem respeito à necessidade de inclusão dos usuários durante o projeto, a validação de protótipos e a avaliação do produto e seus aperfeiçoamentos; e a necessidade de balizar as melhores soluções a partir de cada usuário, independentemente do nível tecnológico envolvido. Assim, resultando em três categorias que foram consideradas para fins de construção do artefato:

- Envolvimento do usuário na avaliação: informativo, consultivo, participativo

- Modelo conceitual da usabilidade: usuário (resultado esperado: objetivos), tarefa, equipamento, ambiente, contexto de uso (resultados de uso: eficácia, eficiência e satisfação), produto
- Tipo de avaliação: avaliação clínica e instrumental; avaliação funcional das atividades da vida cotidiana; e avaliação de desempenho e da qualidade de vida.

O envolvimento do usuário na avaliação depende do objetivo para o qual a avaliação está sendo realizada (vinculada ao tipo de avaliação) e de qual instrumento de avaliação é utilizado neste processo de avaliação. O *framework* de análise dos instrumentos (quadro 16) incluiu este aspecto em sua estrutura.

O modelo conceitual da usabilidade, com os elementos que o integram, foi considerado para abstrair as subclasses: perspectiva da atividade e perspectiva do usuário, na classe de problemas de “avaliação da prótese transfemoral”.

Quanto ao tipo de avaliação, nesta pesquisa, buscou-se a partir da fórmula e estruturação da classe de problemas, identificar possíveis dimensões de avaliação da prótese transfemoral para a proposição do artefato-modelo.

Neste sentido, as soluções formalizadas na macro-etapa 3, apresentada anteriormente, foram consideradas como satisfatórias para a classe de problema relativa à avaliação da prótese transfemoral. Pois, gerou uma proposição de solução útil para o projeto do artefato-modelo, consistindo em um *framework* com dimensões de análise detalhadas, compreendendo os instrumentos de avaliação com medidas de autorrelato e com medidas de desempenho, identificados na RSL2.

Este *framework*, também, foi considerado complementar para fins de sua integração como ferramenta de apoio na abordagem de avaliação, objetivo geral desta dissertação. Ou seja, ele oferece informações que podem ser utilizadas para guiar a aplicação destes instrumentos no processo de avaliação da prótese transfemoral.

Além disto, o artefato-modelo que compõe a abordagem de avaliação proposta considerou que a avaliação da prótese transfemoral compreende os seguintes elementos:

- Por quê? necessidade de avaliação da prótese transfemoral

- Para quem? amputado de membro inferior usuário de prótese transfemoral (faixa etária, fatores sociais envolvidos, saúde, etc.)
- O quê? definições relacionadas às dimensões de avaliação da prótese transfemoral
- Como? definições relacionadas aos instrumentos/ testes de avaliação, considerando o ponto de vista da atividade (usabilidade) e ponto de vista do usuário (experiência do usuário)
- Com quem? profissionais envolvidos, equipe de avaliação e de reabilitação

Estes questionamentos fazem parte do processo de avaliação, representando as tomadas de decisões e informações necessárias, principalmente considerando as características de cada paciente, ou usuário da prótese transfemoral.

A abordagem de avaliação proposta integra, então, o *framework* de análise dos instrumentos com a caracterização dos mesmos e o artefato-modelo com as dimensões de avaliação, sendo ilustrada na figura 22 a seguir<sup>8</sup>.

Na figura 22, a linha circular e tracejada foi utilizada para indicar que o processo de avaliação da prótese transfemoral perpassa por três fases que compreendem os quatro quadrantes visualizados, iniciando com as necessidades e requisitos do indivíduo com amputação transfemoral e usuário de prótese e finalizando com a avaliação e feedback ao usuário, sendo aderente aos preceitos do design centrado no usuário. No centro da figura, está o propósito da abordagem que é relacionado ao seu contexto e finalidade de aplicação: avaliação da prótese transfemoral.

A aplicação da abordagem se inicia a partir do centro da figura, direcionando-se a ao quadrante superior esquerdo, com o questionamento relativo ao(s) objetivo(s) da realização da avaliação, respondendo o “Por quê?” o objetivo pode ser relativo à ao processo de prescrição de uma prótese, ou por necessidade de avaliação e acompanhamento da adaptação de uma prótese, ou, ainda com a possibilidade de mudança ou evolução de tecnologia/dispositivo protético.

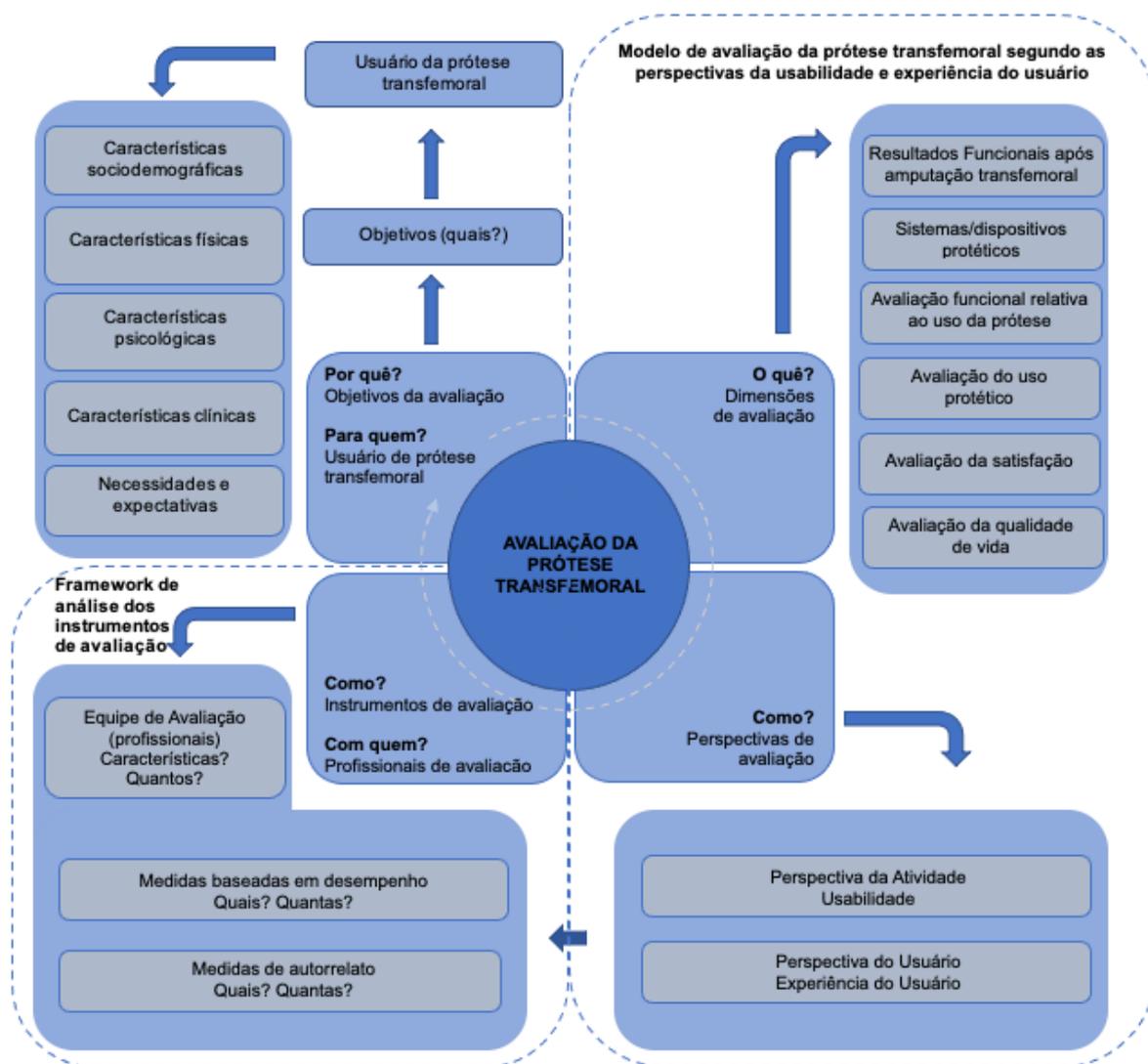
Também, neste quadrante, tem-se a pergunta “Para quem?”. Se remetendo ao paciente que é potencial usuário de prótese transfemoral, ou ao indivíduo que já faz

---

<sup>8</sup> A figura foi elaborada pelo autor, tendo por base o infográfico desenvolvido por Battaiola e Cazarotto (2016) para representar graficamente uma estrutura para construção da narrativa em animações educacionais, com abordagem centrada no usuário. INFODESIGN, São Paulo, v.13, n.1. 2016, p.1-21.

uso desta prótese. Na sequência, a pergunta “Quais?” define os objetivos a partir das características do usuário (clínicas, psicológicas, físicas, sociodemográficas), sendo consideradas suas necessidades e expectativas quanto ao uso da prótese.

Figura 22 – Abordagem de avaliação da prótese transfemoral



Fonte: elaborado pelo autor

Uma vez levantadas as informações da primeira fase (quadrante superior esquerdo), passa-se para a segunda fase que se apresenta nos quadrantes à direita da figura 22, integrando o artefato-modelo denominado “Modelo de avaliação da prótese transfemoral segundo as perspectivas da usabilidade e da experiência do usuário”. No quadrante superior a pergunta “O quê?”, refere-se ao escopo de avaliação, definindo as dimensões de avaliação a serem consideradas. Estas dimensões constam no artefato-modelo proposto, sendo relacionadas às categorias:

resultados funcionais após a amputação; sistemas/dispositivos protéticos; avaliação funcional relativa ao uso da prótese; avaliação do uso protético; avaliação da satisfação; e, avaliação da qualidade de vida. Uma vez definida a(s) dimensão(ões) de avaliação, busca-se responder a pergunta “Como?” do quadrante inferior, sendo relacionada a tomada de decisão quanto a(s) perspectiva(s) de avaliação, podendo ser sob a perspectiva da usabilidade, compreendendo aspectos objetivos, ou da experiência do usuário, abrangendo aspectos subjetivos na avaliação.

Por fim, a terceira fase é considerada no quadrante inferior esquerdo, que contempla o *framework* de análise dos instrumentos de avaliação, respondendo ao “Como?” onde se espera as tomadas de decisões relativas aos tipos de instrumentos a serem utilizados para as definições anteriores quanto à dimensão(ões) de avaliação(ões) e perspectiva(s) de avaliação. Estes instrumentos podem ser constituídos de medidas de desempenho (aspectos objetivos), ou de autorrelato (medidas subjetivas). Assim, é possível estabelecer um protocolo que compreende um ou mais destes instrumentos, dependendo da dimensão(ões) de avaliação definida(s) anteriormente. Nesta última fase, também, definiu-se o profissional ou equipe de profissionais que serão responsáveis pelo processo e aplicação dos instrumentos de avaliação, respondendo-se a pergunta “Quem?”.

Com relação ao desempenho esperado do artefato-modelo referido anteriormente como parte da abordagem proposta, considerou-se que este deve atender seu escopo de funcionalidades para auxiliar o processo de avaliação de prótese transfemoral. Desta forma, o artefato-modelo oferece uma estrutura sistematizada que compreende as dimensões de avaliação, relacionando alguns aspectos, ou parâmetros avaliados e sua relação com a perspectiva da atividade (usabilidade) e a perspectiva do usuário (experiência do usuário), indicando ainda os instrumentos de avaliação possíveis de serem utilizados.

Assim, a classe de problemas que foi estruturada na matriz síntese apresentada no Apêndice B, juntamente com os instrumentos de avaliação, também, foi utilizada para identificar, a partir dos objetivos dos estudos selecionados e analisados na RSL2, as possíveis dimensões de avaliação da prótese transfemoral, consideradas para o desenvolvimento do artefato-modelo. As dimensões foram agrupadas em 6 categorias de avaliação da prótese transfemoral, que constam na figura 22, descritas a seguir:

- Avaliação de resultados funcionais após a amputação transfemoral
- Avaliação de sistemas/dispositivos protéticos
- Avaliação funcional relativa ao uso da prótese transfemoral
- Avaliação do uso protético
- Avaliação da satisfação
- Avaliação da Qualidade de vida

### **Avaliação de resultados funcionais após a amputação**

Nesta categoria foram consideradas as dimensões a partir dos elementos que impactam a avaliação, sendo: os fatores ou causas que levaram à amputação; as características do paciente; e as características de sofisticação tecnológica da prótese, considerando sua complexidade (baixa, média e alta). Os aspectos, ou parâmetros relativos a cada uma destas dimensões são, respectivamente: trauma, disvasculares, outros; condições médicas e hábitos de saúde; dispositivos/sistema protético (pé, tornozelo, haste, suspensão, joelho) e possibilidade de uso de software CAD/CAM no projeto da prótese, com base no estudo de Mackenzie *et al.* (2004). Para esta dimensão de avaliação pode ser relacionada a perspectiva do usuário, ou seja, à experiência do usuário, sendo o *Sickness Impact Profile* (SIP) identificado como instrumento possível de ser utilizado, conforme Mackenzie *et al.* (2004).

### **Avaliação de sistemas/dispositivos protéticos**

Esta categoria abrange dimensões de avaliação da prótese transfemoral que se referem aos dispositivos, ou sistemas protéticos utilizados, em relação aos resultados funcionais obtidos em seu uso, com os respectivos aspectos, ou parâmetros de avaliação identificados nos estudos:

- Sistema de controle de joelho, refere-se ao tipo de controle utilizado que pode ser passivo, adaptativo, ou ativo; com base em Hafner e Askew (2015), esta dimensão pode compreender os seguintes parâmetros de avaliação: mobilidade básica e avançada, fadiga, confiança no equilíbrio, saúde geral (física e mental), considerando, então, que ambas as perspectivas de avaliação consideradas na classe de problema podem ser adotadas. A perspectiva da atividade, que avalia a usabilidade pode utilizar

instrumentos, como: *Timed Up and Go* (TUG), *Timed Stair Test* (TST), *Timed Ramp Teste* (TRT), *Obstacle Course* (OC), e o Monitor de atividade. E a perspectiva do usuário, ou seja, a experiência do usuário pode ser avaliada pelos instrumentos: *Prosthesis Evaluation Questionnaire* (PEC - escala Mobilidade), *Activities-specific Balance Confidence* (ABC), PROMIS (Função Física, Fadiga, Saúde Global) sistema de informação de medição de resultados relatados pelo paciente.

- Suspensão de soquetes com relação ao tipo de tecnologia utilizada (sucção, manga, ou soquetes assistidos à vácuo - VASS), sendo possível avaliar os seguintes parâmetros, com base em Rosenblat *et al.* (2017): mobilidade básica e avançada, velocidade máxima para realizar tarefas locomotoras, custos de transporte e conforto na caminhada, assimetria na marcha, ajuste e conforto no soquete. Assim, as duas perspectivas de avaliação da classe de problemas estão presentes nesta dimensão. A perspectiva da atividade, que avalia a usabilidade pode utilizar diversos instrumentos, como: *Timed Up and Go* (TUG); *Timed Walking Test* (10MWT); *Six Minute Walk Test* (6MWT ou TC6'); e, a quantificação da assimetria da marcha, com uso de análise tridimensional da marcha (3DGA). E a perspectiva do usuário, ou seja, a experiência do usuário pode ser avaliada com instrumentos como: *Prosthesis Evaluation Questionnaire* (PEC escalas: bem-estar, frustração, carga social e resposta percebida), *Locomotor Capabilities Index* (LCI5), *Houghton Scale*; *Socket Fit Comfort Score* (SFCS).

- Mecanismos de bloqueio em articulações de joelho protético quanto ao sistema de travagem, se automática ou não (automática-ASPL, ativada por peso-WAB). Com base em Andrysek *et al.* (2016), os parâmetros de avaliação identificados foram: velocidade de caminhada, gasto de energia e aspectos da função dos membros inferiores, e qualidade de vida dos usuários. Sendo avaliada a capacidade funcional de membros inferiores relativa ao equilíbrio, deambulação, execução de tarefas de mobilidade, além de conforto e dor. Esta dimensão tem a possibilidade de adotar as duas perspectivas de avaliação da classe de problemas. A perspectiva da atividade, ou usabilidade, com a utilização dos instrumentos: *Six Minute Walk Test* (6MWT ou TC6', Teste de caminhada c/ percurso de 20m (para medida de função e capacidade). E a perspectiva do usuário, ou experiência do usuário, com os instrumentos: *Prosthesis Evaluation Questionnaire* (PEC escalas: utilidade, sons, frustração e

deambulação), *Locomotor Capabilities Index* (LCI5), *Lower Limb Function Questionnaire* (LLFQ).

- Articulações de joelho protético quanto ao controle por microprocessador. Com base em Bellmann *et al.* (2012) os tipos avaliados foram: C-LEG; Geniun; e com base em Thiele *et al.* (2014), os tipos avaliados foram: ORION, PILÉ 2.0, REL-K, em relação ao C-LEG. Os aspectos considerados nesta dimensão de avaliação foram: os efeitos imediatos em situações diárias de deambulação e movimento, padrões de marcha e carga (Bellmann *et al.*, 2012); e qualidade do controle de fase de apoio e balanço da marcha (Thiele *et al.*, 2014). A perspectiva de avaliação identificada foi a da atividade, ou seja, da usabilidade a partir de uma análise tridimensional com uso de *Three-dimensional Gait Analysis* (3DGA).

### **Avaliação funcional quanto ao uso da prótese**

Nesta categoria de avaliação funcional quanto ao uso protético, as dimensões de avaliação abrangidas e seus respectivos parâmetros de avaliação são:

- Avaliação da mudança de estado funcional em resposta ao dispositivo protético; com parâmetros de avaliação relativos: à mobilidade e aos problemas decorrentes do uso. Para a avaliação desta dimensão foi identificada a perspectiva do usuário, ou experiência do usuário, com a utilização do instrumento de avaliação *Questionnaire for Persons with a Transfemoral Amputation* (QTF-A), tendo por base o estudo de Hagberg; Branemark; Hägg (2004).

- Avaliação do treinamento protético; com parâmetros de avaliação relativos: à mobilidade básica (caminhar, girar, habilidades de equilíbrio, transferência); podendo a biomecânica e interface prótese-membro serem avaliadas visualmente. Com base em Deathe e Miller (2005), para avaliação desta dimensão foi identificada a perspectiva da atividade, ou usabilidade, com possibilidade de usar os instrumentos de avaliação: *Timed Up and Go* (TUG), *The L Test of Functional Mobility* (Teste L), *Timed Walking Test* (10MWT), *Two Minute Walk Test* (2MWT ou TC2'), *Six Minute Walk Test* (6MWT ou TC6'), *Frenchay Activities Index* (FAI).

- Avaliação da qualidade da marcha: abrange variáveis de desempenho como velocidade da marcha, amplitude do movimento, desvio da marcha, simetria/assimetria, gasto energético, entre outras. Nesta dimensão, ambas as

perspectivas da classe de problemas “avaliação da prótese transfemoral” podem ser utilizadas. A perspectiva da atividade, ou da usabilidade, tem a possibilidade de usar os seguintes instrumentos: *Timed Up and Go* (TUG), *Amputee Mobility Predictor* (AMP), *Gait Profile Score* (GPS), *Six Minute Walk Test* (TC6’), *Three-dimensional Gait Analysis* (3DGA). E, a perspectiva do usuário, experiência do usuário, com a utilização do instrumento *Prosthesis Evaluation Questionnaire* (PEC), com base no estudo de Kark e Simmons (2011) para avaliar a qualidade da marcha, em relação à eficiência e segurança. Também, foi utilizado nos estudos de Kablan e Tatar (2020) (escalas: deambulação; aparência; saúde do membro residual; sons; utilidade, incluindo as questões referentes à transferência, cuidados protéticos e satisfação) e de Andrysek *et al.* (2016) (escalas: utilidade; sons; frustração; e deambulação).

- Avaliação do equilíbrio; esta dimensão abrange os aspectos relativos ao equilíbrio e risco de quedas, em atividades de mobilidade a partir da perspectiva da atividade, ou da usabilidade, utilizando como instrumentos: *Timed Up and Go* (TUG); o *Amputee Mobility Predictor* (AMPPRO - preditor de mobilidade do amputado com prótese), e incluídos nesta medida o FR (alcance funcional) e o SLS (postura de membro único), com base em Hakim *et al.* (2018). Por sua vez, considerando a perspectiva do usuário, Hafner e Askew (2015) utilizaram o *Activities-specific Balance Confidence* (ABC) e no estudo de Andrysek *et al.* (2016) foi utilizado o *Lower Limb Function Questionnaire* (LLFQ).

- Avaliação da função física; com base em Sions *et al.* (2018), esta dimensão compreende aspectos relativos à capacidade funcional demonstrada, avaliada segundo a perspectiva da atividade, ou usabilidade, com os instrumentos: *Timed Up and Go* (TUG), *Timed Walking Test* (em velocidades autosselecionadas - 10MWT-SS e rápidas - 10MWT-F), *Amputee Mobility Predictor* (AMPPRO) e *Six Minute Walk Test* (6MWT ou TC6’); e aspectos relativos à capacidade funcional percebida pelo usuário, avaliada segundo a perspectiva do usuário, com os instrumentos: *Locomotor Capabilities Index* (LCI) e o *Prosthesis Evaluation Questionnaire* (PEC-MS mobilidade).

### **Avaliação do uso protético:**

Nesta categoria são abrangidas dimensões de avaliação levantadas a partir do estudo de Dillingham *et al.* (2001), com seus respectivos aspectos ou parâmetros:

- Uso e satisfação com o dispositivo protético: peso, aparência, facilidade de uso
- Problemas no membro residual: irritação e ferimentos, ou lesão na pele, dor fantasma
- Problemas no membro contralateral devido ao uso da prótese: dor nas articulações
- Uso e conhecimentos sobre o dispositivo: conhecimentos sobre os componentes protéticos que usa (tipos de pé, joelho, suspensão, forro no soquete)

Todas estas dimensões podem ser avaliadas segundo a perspectiva do usuário, por meio de entrevista semiestruturada compreendendo questões de interesse relacionadas às referidas dimensões, conforme Dillingham *et al.* (2001).

### **Avaliação da Satisfação:**

Esta categoria abrange dimensões de avaliação relativas à satisfação do usuário com a prótese, o encaixe, a cosmese (cobertura e estética), com a qualidade da marcha, satisfação com relação aos dispositivos protéticos e taxas de uso, e satisfação com os serviços protéticos e de reabilitação. Todas estas dimensões podem ser avaliadas segundo a perspectiva do usuário, ou seja, a experiência do usuário. A seguir são apresentados os aspectos ou fatores relacionados a cada uma destas dimensões e seus respectivos instrumentos de avaliação, sendo avaliação da satisfação relativa à:

- Prótese: a satisfação com a prótese envolve aspectos tecnológicos e psicológicos, como: satisfação; sensação de segurança; integração da prótese e o corpo; suporte; soquete; mobilidade; aparência externa, entre outros. Para esta dimensão, pode ser utilizado um instrumento específico desenvolvido por Schürmann *et al.* (2016), um questionário de satisfação da prótese – fatores técnicos e psicológicos, envolvendo estes fatores. Com base em Kark e Simmons (2011), o PEC pode também ser utilizado para avaliar esta dimensão.
- Encaixe: a satisfação com o encaixe considera os potenciais problemas e determinantes que avaliam recursos estáticos e dinâmicos da prótese, como: estabilidade; suspensão; conforto; e aparência, sendo úteis para o protista identificar

possíveis modificações relacionadas ao encaixe protético. Para esta dimensão pode ser utilizado o instrumento *Comprehensive lower limb amputee socket survey* (CLASS) desenvolvido por Gailey *et al.* (2019). Também, o *Prosthesis Evaluation Questionnaire* (PEC) de Legro *et al.* (1998) pode ser utilizado, conforme Rosenblat *et al.* (2017) que usou as escalas bem-estar, frustração, carga social e resposta percebida, e o SFCS para avaliar o conforto no encaixe; e o *Trinity Amputation and Prosthesis Experience Scales* (TAPES) de Gallagher e MacLachlan (2004).

- Cosmese: a satisfação com a cosmese refere-se à cobertura da prótese, ou aparência, considerando os fatores de estética, dinâmica, e manutenção, sendo utilizado um questionário específico denominado *Satisfaction of lower limb amputees with their cosmeses questionnaire*, desenvolvido por Cairns *et al.* (2014). Segundo os autores, estes fatores estão relacionados à combinação da forma da prótese com o membro sadio; movimento livre da articulação protética sob a cosmese; e o ajuste natural da roupa sobre a cosmese.

- Qualidade da marcha: a satisfação no uso da prótese associada à qualidade da marcha considera critérios relativos à atividade e ao tempo, para avaliação da percepção do usuário pode ser utilizado o instrumento *Prosthesis Evaluation Questionnaire* (PEC), com base em Kablan e Tatar (2020) e Kark e Simmons (2011).

- Dispositivos e taxas de uso: nesta dimensão de avaliação da satisfação do usuário com o dispositivo são considerados os resultados psicossociais e físicos, podendo utilizar o instrumento *Orthotics and Prosthetics Users' Survey* (OPUS), com base em Heinemann, Bode e O'Reilly (2003). Com base em Schaffalitzky *et al.* (2011), também, pode ser realizada uma entrevista semiestruturada para avaliar esta dimensão. E Kark e Simmons (2011) referindo-se, também aos fatores psicossociais como: imagem corporal, inclusão social e saúde mental, em seu estudo utilizam o PEC.

- Serviços: refere-se à satisfação do cliente com os serviços, com base em Heinemann, Bode e O'Reilly (2003), pode ser utilizado o instrumento *Orthotics and Prosthetics Users' Survey* (OPUS). Com base em Kark e Simmons (2011) pode ser utilizado o PEC. Por sua vez, Dillingham *et al.* (2001), sugere uma entrevista semiestruturada com questões para avaliar esta dimensão. Também, Roth *et al.* (2014) utilizou entrevista semiestruturada para relacionar o uso e satisfação com a prótese e efeitos adversos ao seu uso, com o ambiente em que os pacientes receberam os cuidados pós-operatórios.

## **Avaliação da qualidade de vida**

Nesta categoria de avaliação da qualidade de vida, as dimensões abrangem diversos aspectos que dizem respeito desde a escolha do dispositivo protético no processo de prescrição, ao impacto gerado na qualidade de vida do usuário em decorrência do uso da prótese. As dimensões e fatores relacionados, além dos instrumentos utilizados são:

- Relação custo-benefício: esta dimensão de avaliação busca avaliar a relação de custo inicial versus complexidade da prótese, oferecendo subsídios para uma justificativa no processo de prescrição de determinada prótese, sendo utilizados os instrumentos: PEC, SF36, com base em William, Beasley e Shaw (2013).

- Impacto do dispositivo protético na vida do usuário: esta dimensão de avaliação da qualidade de vida considera uma avaliação holística, com os seguintes fatores: físicos, sociais e psicológicos, sendo utilizados os instrumentos: PEC, SF36, com base em William, Beasley e Shaw (2013).

- Fatores que afetam a qualidade de vida: esta dimensão de avaliação aponta para os fatores que afetam a qualidade de vida do usuário de prótese, sendo: satisfação, usabilidade, aparência, conforto, dor, limpeza e manuseio do dispositivo protético. Um questionário específico foi desenvolvido por Yodpijit et al (2019) com base nos instrumentos PEC e TAPES. Sendo considerado que estes instrumentos contemplam nesta dimensão a perspectiva do usuário.

- Percepção do usuário com relação à prótese e a vida com a prótese. Nesta dimensão podem ser considerados os fatores relacionados: à função da prótese (utilidade, saúde do membro residual, aparência e sons); à mobilidade (deambulação e transferências); aspectos psicossociais (respostas percebidas, frustração e carga social). Sendo utilizado o PEC, com base em diversos estudos entre os quais Kablan e Tatar (2020).

- Relacionada à saúde: saúde física e mental, mobilidade, cuidado corporal, comportamento emocional, sono, entre outros. Com base em Heinemann, Bode e O'Reilly (2003), pode ser utilizado o instrumento *Orthotics and Prosthetics Users' Survey* (OPUS). Por sua vez, o *Short Form Health Survey* (SF-36) é sugerido em Resnik e Borgia (2011) e William, Beasley e Shaw (2013), além do PEC. Também, Rosenblat et al. (2017) utilizou o PEC (escalas: bem-estar, frustração, carga social e

resposta percebida), além do instrumento Houghton Scale. O PROMIS também contempla fatores relacionados à saúde, conforme Hafner e Askew (2015). Já, Dillingham *et al.* (2001), avalia o estado de saúde geral e satisfação com a qualidade de vida utilizando uma entrevista semiestruturada.

Após o projeto e desenvolvimento, tendo em vista seu escopo, o artefato-modelo foi denominado “Modelo de Avaliação da Prótese Transfemoral, segundo as perspectivas da usabilidade e da experiência do usuário”.

E, a partir da caracterização dos 4 elementos conceituais que o constitui: dimensões de avaliação; aspectos ou parâmetros de avaliação; perspectivas de avaliação; e instrumentos de avaliação, foi definida sua representação conforme a figura 23.

Figura 23 – Modelo de Avaliação da Prótese Transfemoral segundo as Perspectivas da usabilidade e Experiência do Usuário

Continua

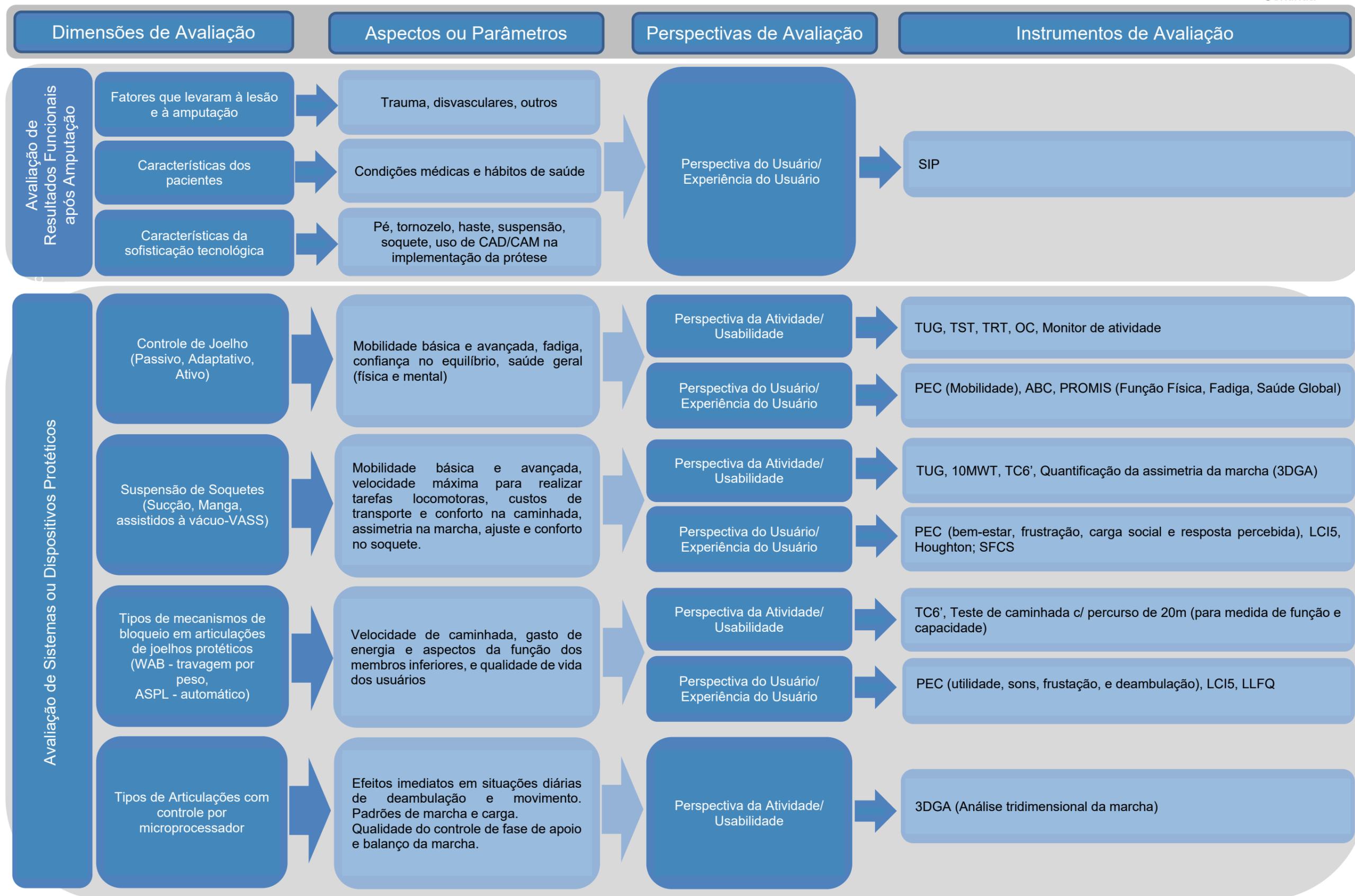


Figura 23 – Modelo de Avaliação da Prótese Transfemoral segundo as Perspectivas da usabilidade e Experiência do Usuário

Continuação

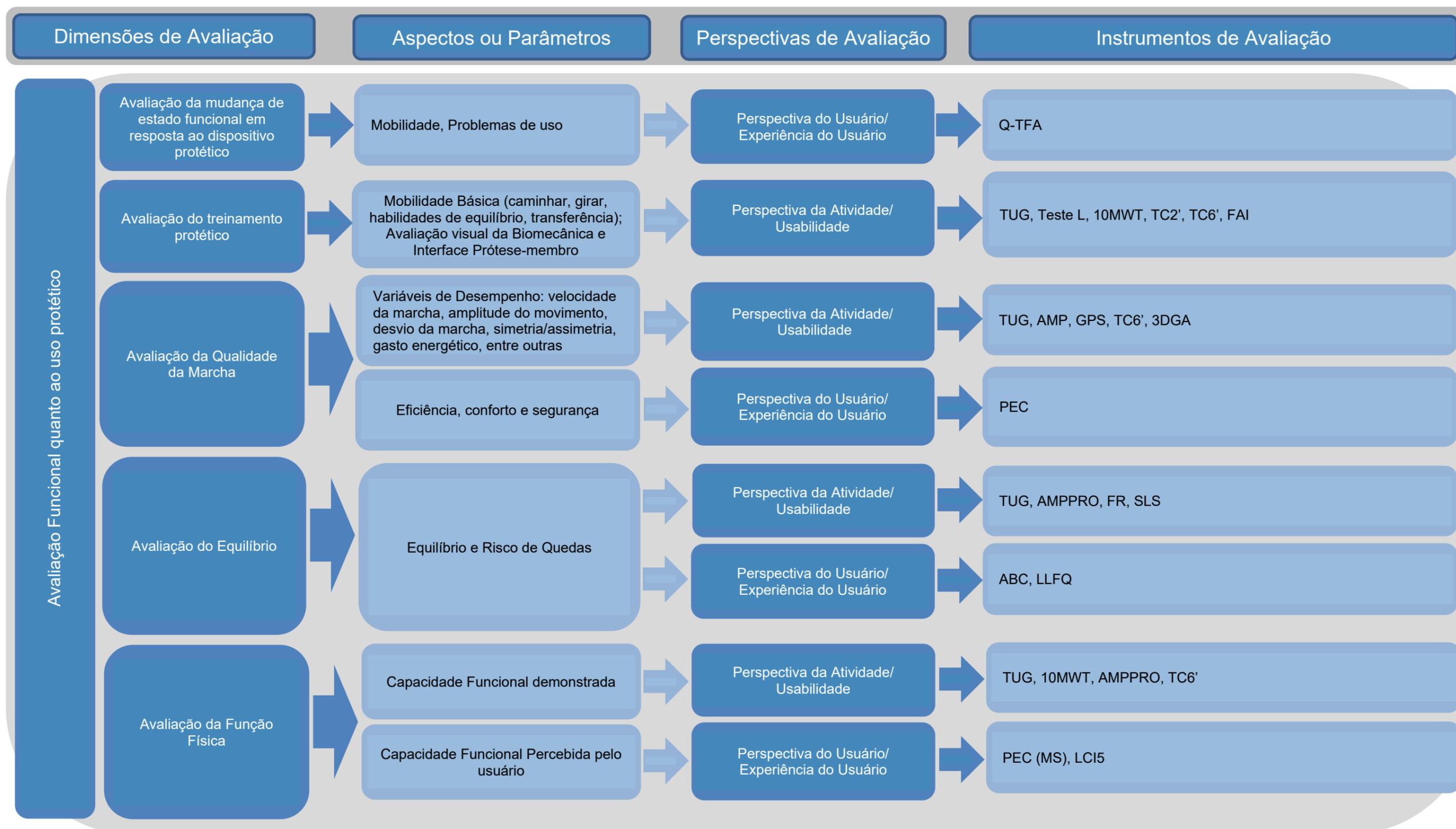


Figura 23 – Modelo de Avaliação da Prótese Transfemoral segundo as Perspectivas da usabilidade e Experiência do Usuário

Continuação

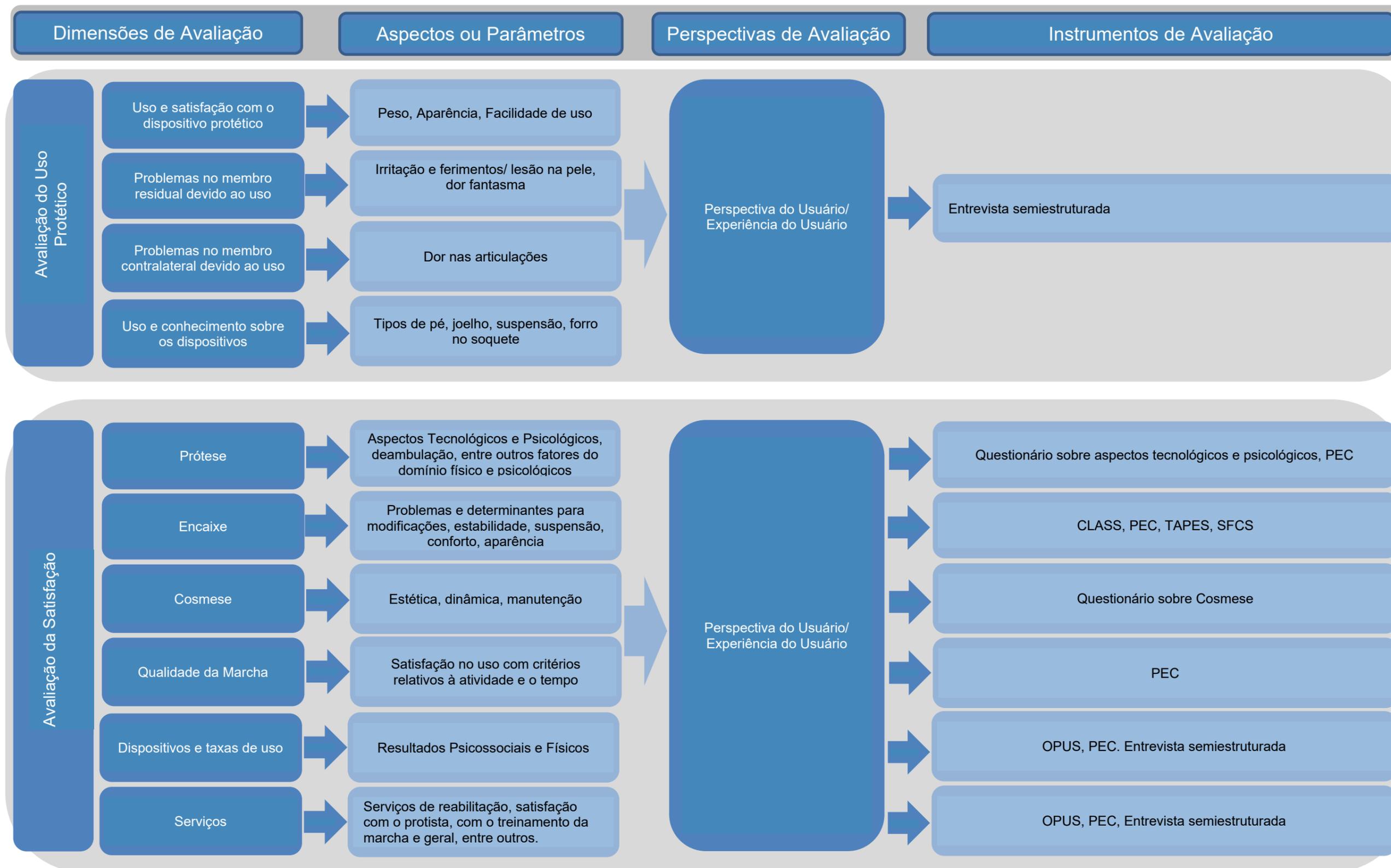
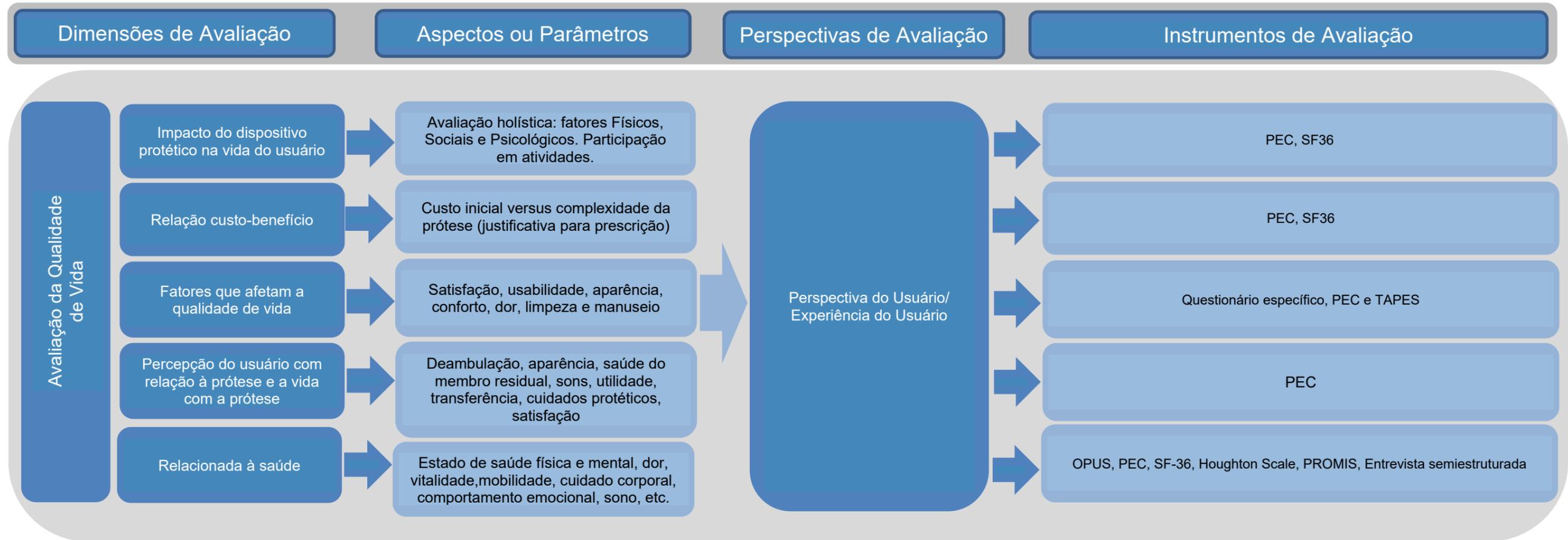


Figura 23 – Modelo de Avaliação da Prótese Transfemoral segundo as Perspectivas da usabilidade e Experiência do Usuário

Conclusão



Medidas de desempenho são úteis para reconhecer potenciais usuários para o processo de prescrição de dispositivos protéticos

Medidas de autorrelato são úteis para o processo de prescrição e para envolver o usuário no processo de decisão sobre a prótese

Relação Custo-Benefício considerando o custo inicial versus complexidade da prótese auxilia na justificativa para a prescrição da prótese

Resultados psicossociais e físicos são importantes para a prescrição da prótese de membro inferior

Os aspectos tecnológicos e psicológicos percebidos pelo usuário são fundamentais no processo de reabilitação e para o desenvolvimento de produtos protéticos de MI

Fonte: elaborado pelo autor com base nos dados da RSL2

#### 4.4.2. Avaliação do Artefato-Modelo

O “Modelo de Avaliação da Prótese Transfemoral, segundo as perspectivas da usabilidade e da experiência do usuário” foi avaliado, pelo pesquisador, quanto a garantir sua validade interna, considerando o conjunto de funcionalidades e desempenho esperados e suas heurísticas de construção e as contingenciais. Para isto, foi avaliado se o modelo proposto atende ao propósito para o qual foi criado e seu escopo, com os requisitos considerados, conforme visto no quadro 17.

Quadro 17 – Avaliação inicial do modelo proposto

	Requisitos	Verificação
Conjunto de funcionalidades e desempenho esperado	atender ao propósito de avaliação da prótese transfemoral	✓
Heurísticas de construção	abranger instrumentos ou testes de avaliação capazes de aferir aspectos subjetivos e objetivos relativos ao uso da prótese transfemoral, a partir da usabilidade e da experiência do usuário	✓
	ser adequado e compreensível, características relacionadas ao formato dos instrumentos e técnicas para coleta e análise dos dados	✓
Heurísticas contingenciais	possibilitar sua aplicação no contexto da avaliação da prótese transfemoral	✓
	ser flexível em sua aplicação, quanto ao propósito da avaliação (para que é realizada) e local de avaliação (onde é realizada)	✓

Fonte: o autor

Considerando o conjunto de funcionalidades e desempenho esperados para o “Modelo de Avaliação da Prótese Transfemoral, segundo as perspectivas da usabilidade e da experiência do usuário”, pode-se constatar que todos os elementos envolvidos no processo estão presentes na proposta, conforme definido anteriormente, referem-se ao por quê (necessidade ou objetivo da avaliação); para quem (usuário da prótese transfemoral; o quê (definições relativas às perspectivas de avaliação e respectivos instrumentos); e como (instrumentos utilizados e profissionais/equipe envolvidos).

Quanto à viabilidade do modelo proposto, pode-se assegurar a coerência de sua estrutura conceitual com a base teórica, sendo assim passível de implementação no contexto de avaliação da prótese transfemoral.

Com relação à sua utilidade, o “Modelo de Avaliação da Prótese Transfemoral, segundo as perspectivas de usabilidade e da experiência do usuário”, demonstra que seu potencial de aplicação vai além da avaliação da prótese transfemoral realizada com objetivos clínicos da área da saúde, com benefícios aos usuários de prótese e aos profissionais envolvidos. Contemplando, também, a área de projeto e desenvolvimento de prótese transfemoral com benefícios diretos ao desenvolvimento e aperfeiçoamento de tecnologias.

Quanto à representação, considerou-se que o *framework* utilizado para a análise detalhada dos instrumentos forneceu uma estrutura adequada para elencar os critérios considerados, sendo este artefato um apoio ao processo de avaliação guiado pelo modelo proposto. Também, julgou-se com base em critérios de organização e legibilidade, que a representação do “Modelo de Avaliação da Prótese Transfemoral, segundo as perspectivas de usabilidade e da experiência do usuário”, por meio de uma estrutura visual, facilita o seu entendimento e o seu uso.

Além disto, buscou-se avaliar o modelo proposto, de natureza prescritiva e teórico-prática, frente a modelos de usabilidade existentes que consideram os três elementos principais envolvidos, ou seja, o usuário, a tarefa, e o sistema (produto, ou interface), verificando sua efetividade na realidade. Os modelos utilizados como referência foram apresentados por Soares (2021) e constam na fundamentação teórica, sendo o modelo de Leventhal e Barnes (2007) e o modelo de Eason (2007). Foram incluídas nas dimensões, critérios relativos à atitude do usuário e ao tempo entre o treinamento do usuário e a frequência de uso, oriundos do modelo de Shackel (2009).

Esta verificação, apresentada no quadro 18, foi realizada pelo pesquisador e permitiu observar o comportamento do modelo proposto quanto ao atendimento dos requisitos, ou aderência a estes modelos existentes, sugerindo que diante destes modelos de referência, o modelo responde positivamente a este confronto.

Quadro 18 – Avaliação do modelo proposto em relação a outros modelos

Dimensões		Definições	Verificação	Definições relativas ao Modelo de Avaliação da Prótese Transfemoral
<b>Tarefa</b>	Frequência	Número de vezes que a tarefa é realizada (Eason, 2007) Tarefas desempenhadas com frequência e com sequências bem aprendidas (Leventhal e Barnes, 2007)	✓	Número de dias por semana em que o usuário utiliza a prótese transfemoral e a frequência que realiza as tarefas ou atividades da vida diária (AVDs).
	Abertura/Rigidez	Abertura - Possibilidade de modificação na tarefa (Eason, 2007) Rigidez- Número de caminhos a percorrer na tarefa e número de opções e limitações disponíveis ao longo destes caminhos (Leventhal e Barnes, 2007)	✓	Percursos e tipos de tarefas a serem realizadas de acordo com a avaliação da prótese transfemoral e instrumentos utilizados.
	Restrições da situação	Restrições de uso impostas pelo sistema, quanto à segurança, ambiente de interação, instruções. (Leventhal e Barnes, 2007)	✓	Restrições impostas pelo sistema protético quanto à segurança em relação ao seu uso para determinadas atividades.
<b>Usuário</b>	Critério	Habilidade do usuário em escolher, ou não, usar alguma parte do sistema (Eason, 2007)	✓	Habilidade do usuário para participar da escolha do dispositivo protético quanto a adaptação às suas necessidades no processo de prescrição da prótese transfemoral e de necessidade de mudança na prótese.
	Experiência	Define o domínio do usuário sobre a tarefa e contexto de uso, caracterizando-o em novato, ocasional, ou expertise (Leventhal e Barnes, 2007)	✓	Nível funcional ou estado funcional e a capacidade de realizar determinadas tarefas ou atividades o que permite verificar a adequabilidade e o nível de sofisticação tecnológica da prótese.
	Conhecimento	Conhecimento aplicado pelo usuário na tarefa e sua adequação ou não (Eason, 2007)	✓	Conhecimento do usuário sobre os dispositivos protéticos que utiliza e sua aplicação durante o uso e na realização da tarefa.
	Motivação	Motivo pelo qual o usuário cumpre sua tarefa (Eason, 2007) Corresponde ao quanto a motivação afeta o resultado da usabilidade (Leventhal e Barnes, 2007)	✓	Fator intrínseco relacionado ao motivo pelo qual o indivíduo que sofreu uma amputação transfemoral faz uso de prótese e busca cumprir uma tarefa ou realizar uma atividade, podendo ser por necessidade relativa à vida diária, ou mesmo um anseio ou desejo de conseguir alcançar determinada meta.
	Atitude	Níveis aceitáveis de custo humano em termos de cansaço, desconforto, frustração e esforço pessoal (Shackel, 2009)	✓	Níveis aceitáveis de gasto energético em mobilidade e em termos de cansaço, desconforto, frustração, insatisfação e esforço pessoal em relação ao uso da prótese transfemoral.
<b>Sistema/Interface</b>	Facilidade de aprendizado	Esforço exigido para entender e operar um sistema não familiar (Eason, 2007) Refere-se ao quão fácil é a interface para novos usuários aprenderem a usar o produto ou sistema (Leventhal e Barnes, 2007) Tempo entre o treinamento dos usuários e a frequência de uso, incluindo o tempo de reaprendizado (Shackel, 2009)	✓	Esforço requerido para entender e operar um sistema protético ou nova prótese, refletindo a facilidade de aprender a usar a prótese transfemoral. Tempo de treinamento necessário para o uso da prótese, incluindo a frequência de uso que contribui para o aprendizado, dependendo, principalmente do nível de sofisticação tecnológica do sistema protético.
	Facilidade de reaprendizado	Refere-se ao quão fácil é reaprender a usar a interface, após período de não uso (Leventhal e Barnes, 2007)	✓	Esforço requerido para a readaptação de uso da prótese transfemoral após um período sem usá-la.
	Facilidade de uso	Esforço exigido para operar um sistema após o aprendizado (Eason, 2007) Refere-se ao quão fácil é a operação da interface para os usuários (Leventhal e Barnes, 2007)	✓	Esforço físico ou cognitivo exigido para usar uma prótese transfemoral após o período de aprendizado e de adaptação, refletindo a facilidade de usar o sistema protético após o período de adaptação.
	Adequação à tarefa	Correspondência de cada informação e função de um sistema às necessidades do usuário para uma tarefa (Eason, 2007) Define uma boa relação entre a interface e a tarefa, proporcionando uma melhor compreensão do usuário para a execução da tarefa (Leventhal e Barnes, 2007)	✓	Adequação do sistema protético e seu conjunto de funcionalidades, em termos de informação e função, visando atender as necessidades do usuário de prótese transfemoral. Indica uma boa relação entre a interface e o usuário e proporcionando a ele uma melhor compreensão quanto ao uso da prótese durante a realização de uma tarefa.
	Flexibilidade	Corresponde à capacidade da interface suportar padrões de uso imprevistos (Leventhal e Barnes, 2007)	✓	Capacidade do sistema protético suportar padrões de uso diferentes do que fora previsto.
	Satisfação do usuário	Corresponde a resposta do usuário à avaliação de discrepância percebida entre as expectativas existentes antes e o desempenho real após o seu consumo (Leventhal e Barnes, 2007)	✓	Resposta positiva do usuário à avaliação da diferença percebida entre as expectativas existentes quanto ao uso da prótese transfemoral e o desempenho alcançado durante seu uso para realizar as tarefas ou atividades desejadas.

Fonte: o autor

Conforme Soares (2021), no modelo de Nielsen (1993) a usabilidade é parte de uma abordagem mais abrangente associada à: aceitabilidade social (aceitação do sistema pela população de seus usuários); aceitabilidade prática do sistema (confiabilidade, compatibilidade, custos e utilidade); e usabilidade.

## **5. CONSIDERAÇÕES FINAIS E SUGESTÕES PARA FUTUROS TRABALHOS**

A presente pesquisa tratou de um tema de interesse da área da saúde e do design. No campo disciplinar da saúde, diversos profissionais têm envolvimento com o tema da amputação de membros inferiores, da prescrição de próteses para minimizar o impacto da perda do membro inferior e da reabilitação física e psicológica. Por ser um processo cirúrgico, necessário para garantir a vida do paciente, tem cunho reconstrutivo, mas acaba trazendo impactos relevantes em diferentes dimensões na vida da pessoa, em âmbito pessoal, social, ou, ainda, econômico. Impactos causados pela perda física, mas também por questões psicológicas que afetam o bem-estar destas pessoas.

Por sua vez, a prótese de membros inferiores, no caso da delimitação deste trabalho, referindo-se à prótese transfemoral, traz uma solução para estes problemas, principalmente, relacionada a restaurar a capacidade funcional e garantir melhor mobilidade para a pessoa amputada. Visando, assim, promover a qualidade de vida destas pessoas e garantir maior independência na realização de suas atividades.

Diversas áreas de conhecimento têm se empenhado no desenvolvimento de tecnologia assistiva, com isso dispositivos protéticos estão cada vez mais oferecendo benefícios aos usuários destes dispositivos. No caso da prótese transfemoral, pés protéticos, articulações de joelhos protéticos, controle de movimento nas articulações, diferentes tipos de suspensão, e tecnologias voltadas a melhorar o impacto na interação da prótese com o coto, entre outras. Todas estas tecnologias têm por finalidade proporcionar qualidade de vida às pessoas que sofreram amputação de membro inferior.

Porém, como abordado na contextualização do tema, apesar do desenvolvimento tecnológico, por motivos econômicos, nem todos têm a possibilidade de utilizar tecnologias mais avançadas, sendo que muitas pessoas, ainda, utilizam próteses tradicionais, de menor complexidade tecnológica e de menor custo. Também, questões relacionadas ao uso da prótese devem ser observadas, pois há relatos de falta de adaptação ou de insatisfação entre os usuários com relação à prótese que utilizam, que por sua vez, acarreta abandono da tecnologia assistiva. Por consequência, aparecem os problemas socioeconômicos devido às dificuldades de participação na sociedade e limitação quanto ao retorno nas atividades laborais.

Deste modo, há interesse cada vez maior de profissionais da área da saúde quanto aos processos de avaliação do uso da prótese transfemoral, de modo que a adaptação seja promovida juntamente com o processo de reabilitação. Assim, podem ter parâmetros para conduzir o processo de acompanhamento do paciente após a prescrição da prótese.

Da mesma forma, no campo do design, cresce a pesquisa e desenvolvimento relacionada à tecnologia assistiva. Por meio da interdisciplinaridade, profissionais buscam congregam os conhecimentos de diferentes áreas, como de projeto, de materiais e processos, tecnologias computacionais, processos de modelagem e simulação, ergonomia, biomecânica, entre outros, para contribuir com os avanços no desenvolvimento de sistemas e dispositivos protéticos.

Além disto, o design busca investigar questões relacionadas ao usuário da prótese, buscando a percepção do usuário e o potencial do saber para abordar questões importantes relacionadas à usabilidade e à experiência do usuário. Estas questões são importantes para a avaliação da prótese transfemoral.

Esta pesquisa teve por objetivo propor uma abordagem de avaliação da prótese transfemoral que considera aspectos objetivos e subjetivos relacionados ao uso da prótese. Tendo sido necessário levantar os instrumentos de avaliação utilizados em estudos relacionados a este propósito. Para então, ser feita a proposição de um modelo de avaliação contemplando a perspectiva da usabilidade e a da experiência do usuário.

A metodologia da pesquisa teve por base a *Design Science Research* que tem natureza prescritiva. Considerou-se que a metodologia adotada contribuiu para o processo da pesquisa, permitindo que o processo de desenvolvimento do artefato-modelo fosse explicitado, além de possibilitar o desenvolvimento do modelo proposto.

Como resultados do processo de pesquisa e a base teórica culminaram na elaboração de um *framework* de análise dos instrumentos utilizados nos estudos analisados e na classe de problemas relativa à avaliação da prótese transfemoral, configurada em duas subclasses denominadas perspectiva da atividade, referindo-se à usabilidade, e a perspectiva da do usuário relativa à experiência do usuário. Deste processo de configuração e estruturação da classe de problemas foram abstraídas as dimensões de avaliação possíveis de serem abrangidas no modelo proposto.

Por fim, como principal contribuição da pesquisa, o modelo proposto contempla como elementos conceituais, as dimensões de avaliação, juntamente com os aspectos ou parâmetros de avaliação, relacionando às perspectivas de avaliação sob ponto de vista da atividade e do usuário, respectivamente associadas à usabilidade e à experiência do usuário, e os instrumentos envolvidos. A representação visual do modelo pretendeu facilitar seu entendimento e espera-se que esta proposta beneficie os profissionais responsáveis pela avaliação e os usuários de prótese transfemoral, da mesma forma que ofereça subsídios para a área de design, orientando os profissionais com relação aos parâmetros de projeto.

Como limitação, aponta-se o fato que esta pesquisa caracterizada como teórico-prática, foi desenvolvida com base nos subsídios da base teórica e limitada aos resultados das revisões de literatura que foram conduzidas com os critérios considerados. Em função do período de sua realização, a pesquisa sofreu o impacto das restrições da pandemia COVID-19, sendo que não foi possível fazer avaliações junto aos usuários para levantar percepções ou indagações, e mesmo com especialistas para revisarem as dimensões constantes no modelo, o que possibilitaria contribuições oriundas da experiência da prática clínica e da prática de projeto.

Como sugestão para a continuidade desta pesquisa, seria importante fazer a verificação do modelo com especialistas de ambas as áreas, para verificar as dimensões do modelo, os instrumentos de avaliação, e os parâmetros de avaliação envolvidos, podendo incluir ou excluir alguma dimensão ou parâmetro, caso necessário. A continuidade das pesquisas relacionadas à esta temática poderia aprofundar as questões relativas à usabilidade, ou ainda a experiência do usuário.

A realização da pesquisa, também, suscitou a possibilidade de investigar o uso do Desdobramento da Função Qualidade (QFD), ferramenta de apoio ao projeto de produto, para relacionar as necessidades reais e latentes dos usuários de prótese transfemoral com os requisitos de projeto, considerando os diversos subsistemas que integram o sistema de prótese transfemoral, auxiliando a tomada de decisão dos projetistas e desenvolvedores em futuras implementações tecnológicas no produto.

## REFERÊNCIAS

ABBAS, J. **Disability, and dimensions of work**. 2003. 109 f. Master Thesis - Master of Arts, Department of Sociology and Equity Studies in Education, University of Toronto, Toronto, 2003. Disponível em: [https://central.bac-lac.gc.ca/.item?id=MQ78583&op=pdf&app=Library&is\\_thesis=1&oclc\\_number=56329323](https://central.bac-lac.gc.ca/.item?id=MQ78583&op=pdf&app=Library&is_thesis=1&oclc_number=56329323). Acesso em: 11 abr. 2020.

ABBERLEY, P. The Concept of Oppression and the Development of a Social Theory of Disability. **Disability, Handicap & Society**, London, v. 2, n. 1, p. 5-19, jan. 1987. Informa UK Limited. <http://dx.doi.org/10.1080/02674648766780021>.

ABERGO. **Associação Brasileira de Ergonomia**. Cidade Universitária. Ilha do Fundão. Rio de Janeiro. 2020. Disponível em: <http://ergonomia@abergo.org.br>. Acesso em: 10 de abril 2020.

ADAMCZYK P.G., KUO A.D. Mechanisms of gait asymmetry due to push off deficiency in unilateral amputees. **IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng**. 2015; 23(5):776-85. DOI: 10.1109/TNSRE.2014.2356722. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/25222950> Acesso em: 22 de maio 2020.

ANDRYSEK, J.; WRIGHT, F. V.; ROTTER, K.; GARCIA, D.; VALDEBENITO, R.; MITCHELL, C. A.; ROZBACZYLO, C.; CUBILLOS, R. Long-term clinical evaluation of the automatic stance-phase lock-controlled prosthetic knee joint in young adults with unilateral above-knee amputation. **Disability And Rehabilitation: Assistive Technology**, Oxfordshire, v. 12, n. 4, p. 378-384, 4 jul. 2016. Informa UK Limited. <http://dx.doi.org/10.3109/17483107.2016.1173730>.

ANNESLEY, A. L.; ALMADA-NORFLEET, M.; ARNALL, D. A.; CORNWALL, M. W. Energy Expenditure of Ambulation Using the Sure-Gait® Crutch and the Standard Axillary Crutch. **Physical Therapy**, Oxford, v. 70, n. 1, p. 18-23, 1 jan. 1990. Oxford University Press (OUP). <http://dx.doi.org/10.1093/ptj/70.1.18>.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS (ABNT). **NBR 9241-11. Requisitos ergonômicos para trabalho**: orientações sobre usabilidade. São Paulo: Editora Pedagógica e Universitária Ltda, 2002.

BARTON, L. The struggle for citizenship: the case of disabled people. **Disability, Handicap & Society**, London, v. 8, n. 3, p. 235-248, jan. 1993. Informa UK Limited. <http://dx.doi.org/10.1080/02674649366780251>.

BELLMANN, M.; SCHMALZ, T.; LUDWIGS, E.; BLUMENTRITT, S. Immediate Effects of a New Microprocessor-Controlled Prosthetic Knee Joint: a comparative biomechanical evaluation. **Archives Of Physical Medicine and Rehabilitation**, Reston, v. 93, n. 3, p. 541-549, mar. 2012. Elsevier BV. <http://dx.doi.org/10.1016/j.apmr.2011.10.017>.

BIOLCHINI J., MIAN P. G., NATALI A. C. C., Travassos G. H. Systematic Review in Software Engineering. **Technical report RT-ES 679/05**. Programa de Engenharia de Sistemas e Computação - PESC - COPPE/UFRJ. 2005. Disponível em: <https://www.cos.ufrj.br/uploadfile/es67905.pdf>. Acesso em: 18 de abril 2020.

BHUVANESWAR, C. G.; EPSTEIN, L. A.; STERN, T. A. Reactions to Amputation: recognition and treatment. **The Primary Care Companion to The Journal of Clinical Psychiatry**, Memphis, v. 09, n. 04, p. 303-308, 15 ago. 2007. Physicians Postgraduate Press, Inc. <http://dx.doi.org/10.4088/pcc.v09n0408>.

BLOHMKE, F. **Compêndio Otto Bock**: Próteses para Membro Inferior. Tradução UlrichBoer. Campinas: Lemos Editora, 2a Ed.,1997.

BONA, R. L.; PEYRÉ-TARTARUGA, L. A. Comparação do consumo energético e de aspectos mecânicos da caminhada de amputados transfemorais que utilizam prótese com microprocessador ou convencional: uma revisão. **Pensar a Prática**, Goiânia, v. 14, n. 1, p. 1-14, jan./abr. 2011. Disponível em: <https://www.lume.ufrgs.br/handle/10183/105118>. Acesso em: 10 de outubro de 2020.

BONA, R. L.; GOMEÑUKA, N. A.; SANTOS, A. B. dos; STORNILOLO, J.; SILVA, P. F. da; PEIRÉ-TARTARUGA, L. A. VELOCIDADE AUTOSSELECIONADA E IDEAL DA CAMINHADA DE AMPUTADOS TRANSFEMORAIS: solo e esteira. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, [S.L.], v. 22, n. 5, p. 336-339, out. 2016. FapUNIFESP (SciELO). <http://dx.doi.org/10.1590/1517-869220162205154478>.

BOONE, D. A.; COLEMAN, K. L. Use of the Prosthesis Evaluation Questionnaire (PEQ). **Journal of Prosthetics and Orthotics**, Philadelphia, v. 18, n. 6, p. 68-79, jan. 2006. Ovid Technologies (Wolters Kluwer Health). <http://dx.doi.org/10.1097/00008526-200601001-00008>.

BOSMANS, J., SUURMEIJER, T., HULSINK, M., VAN DER SCHANS, C., GEERTZEN, J., DIJKSTRA, P., Amputation, phantom pain and subjective well-being: a qualitative study. **International Journal of Rehabilitation Research**, 30 (1), pp.1-8, 2007. DOI:10.1097/MRR.0b013e328012c953. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/17293714/>. Acesso em: 10 de maio 2020.

BRASIL. **Manuais de Legislação Atlas** – Segurança e Medicina do Trabalho: Normas Regulamentadoras. 36 ed. São Paulo: Atlas, 1996.

BRASIL, Subsecretaria Nacional de Promoção dos Direitos da Pessoa com Deficiência. B823 t **Comitê de Ajudas Técnicas Tecnologia Assistiva**. – Brasília: CORDE, 2009. 138 p.

BRASIL. Ministério da Saúde. Secretaria de Atenção Especializada à Saúde. Departamento de Ações Programáticas Estratégicas. **Diretrizes de Atenção à Pessoa Amputada**. Brasília: Ministério da Saúde, 2012. 36 p.

BRASIL. Ministério da Saúde. Secretaria de Atenção a Saúde. Departamento de Ações Programáticas Estratégicas. **Diretrizes de atenção à pessoa amputada**. 1 ed. Brasília: Ministério da Saúde. 2013. 36 p.

BRASIL. **Técnico em órteses e próteses**: livro texto. Brasília: Ministério da Saúde, 2014. 318 p. Disponível em: [http://bvsm.s.saude.gov.br/bvs/publicacoes/tecnico\\_orteses\\_protetes\\_livro\\_texto.pdf](http://bvsm.s.saude.gov.br/bvs/publicacoes/tecnico_orteses_protetes_livro_texto.pdf). Acesso em: 11 maio 2020.

BRASIL. Lei nº 13.146 de 6 de julho de 2015. **Institui a Lei Brasileira de Inclusão da Pessoa com Deficiência** (Estatuto da Pessoa com Deficiência). Disponível em:

<[http://www.planalto.gov.br/ccivil\\_03/\\_ato2015-2018/2015/lei/l13146.htm](http://www.planalto.gov.br/ccivil_03/_ato2015-2018/2015/lei/l13146.htm)>. Acesso em Acesso em: 22 de abril 2020.

BRASIL. Ministério da Saúde. Secretaria de Atenção Especializada à Saúde. **Guia para Prescrição, Concessão, Adaptação e Manutenção de Órteses, Próteses e Meios Auxiliares de Locomoção** / Ministério da Saúde, Secretaria de Atenção Especializada à Saúde, Departamento de Atenção Especializada e Temática. – Brasília: Ministério da Saúde, 2019. 108 p.: il.

BRENDLER, C. F. **Métodos para levantamento de dados antropométricos utilizando um digitalizador 3D de baixo custo**. 2013. Dissertação (Mestrado em Design). Escola de Engenharia/Faculdade de Arquitetura, Universidade federal do Rio Grande do Sul. Porto Alegre, 2013.

BRENDLER, C. F. **Modelo humano digital paramétrico para análise ergonômica virtual no projeto de produto**. Tese (Doutorado em design). Escola de Engenharia/Faculdade de Arquitetura, Universidade federal do Rio Grande do Sul. Porto Alegre, 2017.

BROCHE VAZQUEZ, L. et al. Influencia de la asimetría de la marcha en el comportamiento biomecánico de las articulaciones de cadera en pacientes con prótesis transfemorales. **Ingeniare. Revista Chilena de Ingeniería.**, Arica, v. 23, n. 2, p. 312-322, abr. 2015. Disponível <[http://www.scielo.cl/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S0718-33052015000200016&lng=es&nrm=iso](http://www.scielo.cl/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0718-33052015000200016&lng=es&nrm=iso)> Acesso em: 25 maio 2020. <http://dx.doi.org/10.4067/S0718-33052015000200016>.

CAIRNS, N.; MURRAY, K.; CORNEY, J.; MCFADYEN, A. Satisfaction with cosmesis and priorities for cosmesis design reported by lower limb amputees in the. **Prosthetics & Orthotics International**, Philadelphia, v. 38, n. 6, p. 467-473, dez. 2014. Ovid Technologies (Wolters Kluwer Health). <http://dx.doi.org/10.1177/0309364613512149>.

CALMELS, P.; BÉTHOUX, F.; LE-QUANG, B.; CHAGNON, P.y.; RIGAL, F. Échelles dévaluation fonctionnelle et amputation du membre inférieur. **Annales de Réadaptation Et de Médecine Physique**, Paris, v. 44, n. 8, p. 499-507, nov. 2001. Elsevier BV. [http://dx.doi.org/10.1016/s0168-6054\(01\)00147-7](http://dx.doi.org/10.1016/s0168-6054(01)00147-7).

CAPUCHA, L.M.A. **Desafios da Pobreza**. Oeiras: Celta Editora, 2005. 4 ed. 365 p.

CARVALHO F.S.; JUNZ, V. C.; DEPIERE, T. Z., CERVELINI, R. Prevalência de amputação em membros inferiores de causa vascular: análise de prontuários. **Arquivos de Ciências da Saúde Unipar**. Umuarama. v. 9, n.1. p. 23-30. 2005.

CARVALHO, J. A. **Amputações de Membros Inferiores em busca de Plena Reabilitação**. 1. ed., São Paulo: Manole, 1999.

CARVALHO, J. **Amputações de membros inferiores: em busca da plena reabilitação**. São Paulo: Manole, 2021. 480 p. ISBN: 9786555761498

CHAMLIAN, T. R.; MELO, A. C. O. Functional assessment after lower limb amputation. **Acta Fisiátrica**, São Paulo, v. 15, n. 1, p. 49-58, 9 mar. 2008. Universidade de São Paulo, Agência USP de Gestão da Informação Acadêmica (AGUIA). <http://dx.doi.org/10.11606/issn.2317-0190.v15i1a102913>.

CHAMLIAN, T. R.; VARANDA, R. dos R.; PEREIRA, C. L.; RESENDE, J. M. de; FARIA, C. C. de. Epidemiological profile of lower limb amputees patients assisted at the Lar Escola São Francisco between 2006 and 2012. **Acta Fisiátrica**, São Paulo, v. 20, n. 4, p. 219-223, 2013. Universidade de São Paulo, Agência USP de Gestão da Informação Acadêmica (AGUIA). <http://dx.doi.org/10.5935/0104-7795.20130036>.

CHIN, T.; SAWAMURA, S.; FUJITA, H.; NAKAJIMA, S.; OJIMA, I.; OYABU, H.; NAGAKURA, Y.; NAKAGAWA, A. The efficacy of the one-leg cycling test for determining the anaerobic threshold (AT) of lower limb amputees. **Prosthetics & Orthotics International**, Philadelphia, v. 21, n. 2, p. 141-146, ago. 1997. Ovid Technologies (Wolters Kluwer Health). <http://dx.doi.org/10.3109/03093649709164542>.

CHIN, T.; SAWAMURA, S.; FUJITA, H.; NAKAJIMA, S.; OYABU, H.; NAGAKURA, Y.; OJIMA, I.; OTSUKA, H.; NAKAGAWA, A. Physical Fitness of Lower Limb Amputees. **American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation**, Philadelphia v. 81, n. 5, p. 321-325, maio 2002. Ovid Technologies (Wolters Kluwer Health). <http://dx.doi.org/10.1097/00002060-200205000-00001>.

CHUBON, R. A. Career-Related Needs of Schoolchildren with Severe Physical Disabilities. **Journal Of Counseling & Development**, Hoboken, v. 64, n. 1, p. 47-51, set. 1985. Wiley. <http://dx.doi.org/10.1002/j.1556-6676.1985.tb01003.x>.

COFFITO. CONSELHO FEDERAL DE FISIOTERAPIA E TERAPIA OCUPACIONAL. **Definições e área de atuação**. Brasília, 2003. Disponível em: <http://www.coffito.org.br/conteudo.asp?id=fisioterapia>. Acesso em: 12 de maio 2020.

COFFITO. CONSELHO FEDERAL DE FISIOTERAPIA E TERAPIA OCUPACIONAL. **Baixa Atos Complementares à Resolução COFFITO-8, relativa ao exercício profissional do FISIOTERAPEUTA, e à Resolução COFFITO-37, relativa ao registro de empresas nos Conselhos Regionais de Fisioterapia e Terapia Ocupacional, e dá outras providências. Resolução n. 80, de 09 de maio de 1987. Leis e Atos Normativos das Profissões do Fisioterapeuta e do Terapeuta Ocupacional**. 2. Ed. Porto Alegre, p. 113-115. 2001.

COMMITTEE ON DISABILITY IN AMERICA – **The Future of Disability in America**. [Em linha] 2007. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/20669428/>. Acesso em: 16 de maio 2020.

CUSHMAN, H.; ROSEMBERG, D. J. **Human factors in product design**: advances in Human factors/economics, 14. Netherlands: Ed Elsevier Science Ltd., 1991. 360p.

CYBIS, W., BETIOL, A.H., FAUST, R. **Ergonomia e Usabilidade**. Conhecimentos, Métodos e Aplicações. Novatec Editora LTDA, 2007.

DALMARCO, Allan. **Sistema de diagnóstico cinesiológico funcional usando raciocínio baseado em casos**. 2005. 96 f. TCC (Graduação) - Curso de Sistemas de Informação, Universidade Regional de Blumenau, Blumenau, 2005. Disponível em: <http://campeche.inf.furb.br/tccs/2005-I/TCC2005-1-02-VF-AllanDalmarco.pdf>. Acesso em: 10 jun. 2020.

DEATHE, A. B.; MILLER, W. C. The L Test of Functional Mobility: measurement properties of a modified version of the timed up & go test designed for people with lo. **Physical Therapy**, Oxford, v. 85, n. 7, p. 626-635, 1 jul. 2005. Oxford University Press (OUP). <http://dx.doi.org/10.1093/ptj/85.7.626>.

DE LOOZE, M., KUIJT-EVERS, L. and van DIEËN J., Sitting comfort and discomfort and the relationships with objective measures. **Ergonomics**, 46 (10), pp. 985-997, 2003. DOI: 10.1080/0014013031000121977. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/12850935/>. Acesso 12 de maio 2020.

DIAS, C. **Usabilidade na web**: criando portais mais acessíveis. Rio de Janeiro: Alta Books, 2003.

DILLINGHAM, T. R.; PEZZIN, L. E.; MACKENZIE, E. J.; BURGESS, A. R. Use and Satisfaction with Prosthetic Devices Among Persons with Trauma-Related Amputations. **American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation**, [S.L.], v. 80, n. 8, p. 563-571, ago. 2001. Ovid Technologies (Wolters Kluwer Health). <http://dx.doi.org/10.1097/00002060-200108000-00003>.

DOMINGUES, C.V., **Avaliação de próteses transfemorais**. Dissertação de Mestrado. Faculdade de Engenharia – Faculdade do Porto (FEUP), 2016, Porto, Portugal. Disponível em: <https://repositorio-aberto.up.pt/bitstream/10216/87859/2/159301.pdf>. Acesso em: 17 de maio 2020.

DRESCH, A.; LACERDA, D.P.; ANTUNES JR., J.A.V. **Design Science Research**: método de pesquisa para avanço da ciência e tecnologia. Porto Alegre: Bookman, 2015. 181 p.

ESTON, R.; HAWES, M.; MARTIN, A.; REILY, T. Human body composition. In: ESTON, R.; REILLY, T. (ed.). **Kinanthropometry and Exercise Physiology Laboratory Manual**: tests, procedures and data. 3. ed. Abingdon - Oxon: Routledge Taylor & Francis Group, 2009. Cap. 1. p. 3-53.

FÁBRICA, G. et al. Aprovechamiento de energía, cinemática y estabilidad en la marcha de un paciente con amputación transfemoral sin abordaje de rehabilitación. **Revista da Faculdade de medicina**. Bogotá, v. 66, n. 1, p. 59-68, Mar. 2018. Disponível em: [http://www.scielo.org.co/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S0120-00112018000100059&lng=en&nrm=iso](http://www.scielo.org.co/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0120-00112018000100059&lng=en&nrm=iso). Acesso em: 25 maio 2020. <https://doi.org/10.15446/revfacmed.v66n1.66724>.

FATONE, S.; CALDWELL, R.; MAJOR, M.; WILKEN, J. **Development of Subischial Prosthetic Sockets with Vacuum-Assisted Suspension for Highly Active Perso**. Evanston - Illinois: Northwestern University, 2015. 55 p. Disponível em: <https://apps.dtic.mil/sti/pdfs/ADA625986.pdf>. Acesso em: 18 maio 2020.

FLETCHER, G. F. *et al.* Statement on Exercise: benefits and recommendations for physical activity programs for all americans. **Circulation**, [S.L.], v. 94, n. 4, p. 857-862, 15 ago. 1996. Ovid Technologies (Wolters Kluwer Health). <http://dx.doi.org/10.1161/01.cir.94.4.857>.

FLORIANO BATISTA, R.; ABREU GARCIA, J. R.; FERNANDEZ CASTANEDA, F. Modelo de Sistema de Control de Prótesis de Rodilla Transfemoral para un Ciclo de Marcha. **Revista de Ingeniería Electrónica, Automática y Comunicaciones – RIELAC**. La Habana, v. 33, n. 2, p. 42-49, agosto 2012. Disponível em <[http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S181559282012000200006&lng=es&nrm=iso](http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S181559282012000200006&lng=es&nrm=iso)>. Acesso em 25 maio 2020

FREIRES, M. A. da C. **Medidas ergonômicas visando melhorar a qualidade de vida dos militares da Aeronáutica**. 2003. 76 f. TCC (Graduação) - Curso de Fisioterapia, Universidade Estadual do Oeste do Paraná, Cascavel, 2003. Disponível em: <https://silo.tips/download/marcos-aurelio-da-costa-freires-medidas-ergonomicas-visando-melhorar-a-qualidade>. Acesso em: 15 abr. 2020.

GAILEY, R. S.; ROACH, K. E.; APPLGATE, E. B.; CHO, B.; CUNNIFFE, B.; LICHT, S.; MAGUIRE, M.; NASH, Mark S. The Amputee Mobility Predictor: an instrument to assess determinants of the lower-limb amputee's ability to ambulate. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, Reston, v. 83, n. 5, p. 613-627, maio 2002. Elsevier BV. <http://dx.doi.org/10.1053/ampr.2002.32309>.

GAILEY, R.; KRISTAL, A.; LUCAREVIC, J.; HARRIS, S.; APPLGATE, B.; GAUNAURD, I. The development and internal consistency of the comprehensive lower limb amputee socket survey in ac. **Prosthetics & Orthotics International**, Philadelphia, v. 43, n. 1, p. 80-87, fev. 2019. Ovid Technologies (Wolters Kluwer Health). <http://dx.doi.org/10.1177/0309364618791620>.

GALLAGHER, P.; MACLACHLAN, M. Development and psychometric evaluation of the Trinity Amputation and Prosthesis Experience Scales (TAPES). **Rehabilitation Psychology**, [S.L.], v. 45, n. 2, p. 130-154, maio 2000. American Psychological Association (APA). <http://dx.doi.org/10.1037/0090-5550.45.2.130>.

GALLAGHER, P.; FRANCHIGNONI, F.; GIORDANO, A.; MacLACHLAN, M. Trinity amputation and prosthesis experience scalas: a psychometric assessment using classical test theory and rasch analysis. **American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation**, [S.L.], v. 89, n. 6, p. 487-496, 2010. Doi: <https://doi.org/10.1097/PHM.0b013e3181dd8cf1>.

GARLIPPE, L. A. **Estudo epidemiológico dos pacientes com amputação de membros inferiores atendidos no Centro Regional de Reabilitação de Araraquara**, São Paulo, Brasil. 2014. Dissertação (Mestrado em Saúde na Comunidade) - Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2014. doi:10.11606/D.17.2014.tde-15082014-115926. Acesso em: 19 mai. 2020.

GEERTZEN, J. H. B.; MARTINA, J. D.; RIETMAN, H. S. Lower limb amputation Part 2. **Prosthetics & Orthotics International**, Philadelphia, v. 25, n. 1, p. 14-20, abr. 2001. Ovid Technologies (Wolters Kluwer Health). <http://dx.doi.org/10.1080/03093640108726563>. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/11411000/>. Acesso em: 20 maio 2020.

GOMES, E. S. *et al.* Estudo correlacionar da qualidade de vida em amputados de membros inferiores transfemoral e transtibial. **Nova Físio Revista Digital**, Rio de

Janeiro, v. 87, n. 15, ago. 2012. Disponível em: <https://www.novafisio.com.br/estudo-correlacional-da-qualidade-de-vida-em-amputados-de-membros-inferiores-transfemoral-e-transtibial/>. Acesso em: 20 maio 2020.

GUARINO, P.; CHAMLIAN, T. R.; MASIERO, D. Retorno ao trabalho em amputados dos membros inferiores. **Acta Fisiátrica**, São Paulo, v. 14, n. 2, p. 100-103, 9 jun. 2007. Universidade de São Paulo, Agência USP de Gestão da Informação Acadêmica (AGUIA). <http://dx.doi.org/10.11606/issn.2317-0190.v14i2a102798>. Disponível em: <https://www.revistas.usp.br/actafisiatrica/article/view/102798>. Acesso em: 19 abr. 2020.

GUIMARÃES, L. B. de M. (ed.). **Ergonomia de Produto**: volume 1. 5. ed. Porto Alegre: Feeng, 2004. (Série Monográfica Ergonomia).

GUTIERRES FILHO, P. J. B.; SILVA, D. R. P. da; PIRES, G. K. W.; LUZA, L. P.; FERREIRA, E. G.; SILVA, F. C. da; FERNANDES, J. M. G. de A.; SILVA, R. da. Validade e confiabilidade da versão brasileira da Trinity Amputation and Prosthesis Experience Scales - Revised (TAPES-R). **Acta Fisiátrica**, [São Paulo], v. 28, n. 2, p. 116-120, 30 jun. 2021. Universidade de São Paulo, Agência USP de Gestão da Informação Acadêmica (AGUIA). <http://dx.doi.org/10.11606/issn.23170190.v28i2a178441>.

HAFNER, B. J.; ASKEW, R. L. Physical performance and self-report outcomes associated with use of passive, adaptive, and active p: randomized crossover trial. **Journal Of Rehabilitation Research and Development**, Washington, v. 52, n. 6, p. 677-700, 2015. Journal of Rehabilitation Research & Development. <http://dx.doi.org/10.1682/jrrd.2014.09.0210>.

HAGBERG, Kerstin; BRANEMARK, Rickard; HAGG, Olle. Questionnaire for Persons with a Transfemoral Amputation (Q-TFA): initial validity and reliability of a new outcome measure. **The Journal of Rehabilitation Research and Development**, [S.L.], v. 41, n. 5, p. 695, 2004. Journal of Rehabilitation Research & Development. <http://dx.doi.org/10.1682/jrrd.2003.11.0167>.

HAKIM, R. M.; FREY, C. M.; SPADONI, K. E.; MEYER, K. Identifying Fallers Using Clinical Balance Measures in Community-Dwelling Adults with Lower Extremity: a cross-sectional study. **Journal Of Developmental and Physical Disabilities**, [S.L.], v. 30, n. 5, p. 677-688, 30 jun. 2018. Springer Science and Business Media LLC. <http://dx.doi.org/10.1007/s10882-018-9612-2>.

HALL, S. J. **Biomecânica básica**. 7. ed. – Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2016. 630p. revisão técnica Eliane Ferreira. Tradução de: Basic biomechanics, 7th ed. ISBN 978-85-277-2910-9

HANSPAL, R., FISHER, K. AND NIEVEEN, R., Prosthetic socket fit comfort score. **Disability and Rehabilitation**. 25 (22), pp. 1278-1280, 2003. DOI: 10.1080/09638280310001603983. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/14617445/>. Acesso 17 de abril 2020.

HASENOEHRL, T.; SCHMALZ, T.; WINDHAGER, R.; DOMAYER, S.; DANA, S.; AMBROZY, C.; PALMA, S.; CREVENNA, R. Safety and function of a prototype

microprocessor-controlled knee prosthesis for low active transfemoral amputees switching from a mechanic knee prosthesis: a pilot study. **Disability And Rehabilitation: Assistive Technology**, Oxfordshire, v. 13, n. 2, p. 157-165, 11 abr. 2017. Informa UK Limited. <http://dx.doi.org/10.1080/17483107.2017.1300344>.

HAUSDORFF J.M. Gait variability: methods, modeling and meaning. **J Neuroeng Rehabil.** 2005; 2(19): 1 DOI: 10.1186/1743-0003-2-19. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/16033650/> Acesso em: 9 de maio 2020.

HEINEMANN, A. W. *et al.* Development and measurement properties of the Orthotics and Prosthetics Users' Survey (OPUS): a comprehensive set of clinical outcome instruments. **Prosthetics And Orthotics International**, Philadelphia, n. 27, p. 191-206, 2003. Disponível em: <https://journals.sagepub.com/doi/10.1080/03093640308726682>. Acesso em 10 junho de 2020.

HENDRIKS, F., BROKKEN, D., VAN EEMEREN, J., OOMENS, C., BAAIJENS, F., HORSTEN, J. A numerical-experimental method to characterize the non-linear mechanical behaviour of human skin. **Skin research and technology**. vol. 9, no. 3, pp.274–283, 2003. [Online]. Disponível em: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1034/j.1600-0846.2003.00019.x/full>. Acesso em: 12 de maio 2020.

HIGHSMITH, M., HIGHSMITH, J., KAHLE, J. (2013) **Identificación y control de problemas cutáneos con el uso de prótesis en extremidades inferiores**. [Online]. Disponível em: [http://www.amputee-coalition.org/spanish/inmotion/jan\\_feb\\_11/skin\\_issues\\_lower.html](http://www.amputee-coalition.org/spanish/inmotion/jan_feb_11/skin_issues_lower.html). Acesso em: 13 de abril 2020.

HIGHSMITH M. J., KAHLE J. T., WERNKE M. M., *et al.* Effects of the Genium Knee System on functional level, stair ambulation, perceptive and economic outcomes in transfemoral amputees. **Technol Innov.** v.18, p.139–150, 2016. Disponível em: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5134931/>. Acesso em: 12 de maio 2020.

IBGE. Instituto Brasileiro de Geografia e estatística. Conheça o Brasil-População. **Pessoas com Deficiência**. 2010. Disponível em: <https://educa.ibge.gov.br/jovens/conheca-o-brasil/populacao/20551-pessoas-com-deficiencia.html>. Acesso em: outubro de 2019.

IBGE. Instituto Brasileiro de Geografia e estatística. Nota Técnica 01/2018. **Releitura dos dados de pessoas com deficiência no Censo Demográfico 2010 à luz das recomendações do Grupo de Washington**. 2018. Disponível em: [https://ftp.ibge.gov.br/Censos/Censo\\_Demografico\\_2010/metodologia/notas\\_tecnicas/nota\\_tecnica\\_2018\\_01\\_censo2010.pdf](https://ftp.ibge.gov.br/Censos/Censo_Demografico_2010/metodologia/notas_tecnicas/nota_tecnica_2018_01_censo2010.pdf). Acesso em: dezembro de 2022

IIDA, I. **Ergonomia**: projeto e produção. 2. ed. São Paulo: Edgard Blücher, 2005. 359 p.

KABLAN, N.; TATAR, Y. An investigation of quality of life related to prosthesis in Syrian refugee lower extremity amputees. **Turkish Journal of Physiotherapy and Rehabilitation**, Istanbul, v. 31, n. 3, p. 298-306, 19 mar. 2020. Turkish Journal of Physiotherapy and Rehabilitation. <http://dx.doi.org/10.21653/tjpr.618199>.

KARK, L.; SIMMONS, A. Patient satisfaction following lower-limb amputation. **Prosthetics & Orthotics International**, Philadelphia, v. 35, n. 2, p. 225-233, jun. 2011. Ovid Technologies (Wolters Kluwer Health). <http://dx.doi.org/10.1177/0309364611406169>.

KEKLICEK, H., KIRDI E., YALCIN A., TOPUZ S., ULGER O., ERBAHCECI, F, SENER, G. Comparison of gait variability and symmetry in trained individuals with transtibial and transfemoral limb loss. **Journal of Orthopaedic Surgery**. 27(1) 1–6. 2019. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/30827168/> DOI: 10.1177/2309499019832665. Acesso em: 13 de maio 2020.

KONIN, J. G. **Cinesiologia prática para fisioterapeutas**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2006. 272 p. Tradução e Revisão Técnica Eliane Ferreira.

LEGRO, Marcia W.; REIBER, Gayle D.; SMITH, Douglas G.; AGUILA, Michael del; LARSEN, Jerrie; BOONE, David. Prosthesis evaluation questionnaire for persons with lower limb amputations: assessing prosthesis-related quality of life. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, [Reston], v. 79, n. 8, p. 931-938, ago. 1998. Elsevier BV. [http://dx.doi.org/10.1016/s0003-9993\(98\)90090-9](http://dx.doi.org/10.1016/s0003-9993(98)90090-9).

LIN, S-J.; BOSE, N. H. Six-Minute Walk Test in Persons with Transtibial Amputation. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, Reston, v. 89, n. 12, p. 2354-2359, dez. 2008. Elsevier BV. <http://dx.doi.org/10.1016/j.apmr.2008.05.021>.

LUCCIA, N. Reabilitação Pós-Amputação. Em: G. B. B. Pitta, A. A. Castro & E. Burihan (Orgs.), **Angiologia e Cirurgia Vascular: guia Ilustrado**. Maceió: Unisal/Ecmal & Lava, 2003. Disponível em: <http://www.lava.med.br/livro>. Acesso em: 17 de maio 2020.

MACKENZIE, E. J.; BOSSE, M. J.; CASTILLO, R. C.; SMITH, D. G.; WEBB, L. X.; KELLAM, J. F.; BURGESS, A. R.; SWIONTKOWSKI, M. F.; SANDERS, R. W.; JONES, A. L. Functional Outcomes Following Trauma-Related Lower-Extremity Amputation. **The Journal of Bone and Joint Surgery-American Volume**, [S.L.], v. 86, n. 8, p. 1636-1645, ago. 2004. Ovid Technologies (Wolters Kluwer Health). <http://dx.doi.org/10.2106/00004623-200408000-00006>.

MAJOR, M., TWISTE, M., KENNEY, L., HOWARD, D., Amputee independent prosthesis properties-a new model for description and measurement. **Journal of Biomechanics**, 44 (14), pp. 2572-2575, 2011. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2011.07.016. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/21831379/> . Acesso em: 9 de maio 2020.

MARTINEZ, F. G.; LOSS, J. F. Biomecânica. In: GUIMARÃES, Lia Buarque de Macedo (ed.). **Ergonomia do Produto**: volume 1. 5. ed. Porto Alegre: Feeng, 2004. Cap. 3. p. 1-28. (Série Monográfica Ergonomia).

MARTINEZ-SOLIS, F. et al. Algoritmo para estimación de ángulo de rodilla en marcha normal: enfoque a trazado de trayectoria en prótesis transfemorales inteligentes. **Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica**. México, v. 37, n. 3, p. 221-233, dic. 2016. Disponível em <[http://www.scielo.org.mx/scielo.php?script=sci\\_arttext](http://www.scielo.org.mx/scielo.php?script=sci_arttext)

&pid=S018895322016000300221&lng=es&nrm=iso>. Acesso em 25 maio 2020. <https://doi.org/10.17488/rmib.37.3.7>.

MCCLELLAND, I. Marketing ergonomics to industrial designers. **Ergonomics**, London, v. 33, n. 4, p. 391-398, abr. 1990. Informa UK Limited. <http://dx.doi.org/10.1080/00140139008927142>.

MELLO, M. T. de; WINCKLER, C. **Esporte Paralímpico**. São Paulo: Atheneu, 2012. 256 p.

MIKI, H. **User Experience and other People: On User experience Evaluation Framework for Human-Centered-Design**. (C. Stephanidis, Ed.) HCI International 2015 – Posters' Extended Abstracts. Anais...: Communications in Computer and Information Science. Cham: Springer International Publishing, 2015. Disponível em: <[http://link.springer.com.10.1007/978-3-319-21380-4\\_10](http://link.springer.com.10.1007/978-3-319-21380-4_10)> Acesso em 12 nov. 2021.

MILIOLI, R.; VARGAS, M. A. de O.; LEAL, S. M. C.; MONTIEL, A. J. Qualidade de vida em pacientes submetidos à amputação. **Revista de Enfermagem da UFSM**, Santa Maria, v. 2, n. 2, p. 311-319, 14 ago. 2012. Universidade Federal de Santa Maria. <http://dx.doi.org/10.5902/217976924703>.

NEUMANN, E., Measurement of socket discomfort-part II: Signal detection. **Journal of Prosthetics and Orthotics**, 13 (4), pp. 111-122, 2001. doi: 10.1097/00008526-200112000-00011. Disponível em: [https://journals.lww.com/jpojournal/Fulltext/2001/12000/Measurement\\_of\\_Socket\\_Discomfort\\_Part\\_II\\_\\_Signal.11.aspx](https://journals.lww.com/jpojournal/Fulltext/2001/12000/Measurement_of_Socket_Discomfort_Part_II__Signal.11.aspx) .Acesso em: 10 de abril 2020.

NIELSEN, J. **Usability Engineering**. San Francisco: Morgan Kaufmann Publishers, 1993. 362 p.

NOLAN, L. A training programme to improve hip strength in persons with lower limb amputation. **Journal of Rehabilitation Medicine**, Uppsala - Sweden, v. 44, n. 3, p. 241-248, mar. 2012. Medical Journals Sweden AB. <http://dx.doi.org/10.2340/16501977-0921>.

OLIVARES MIYARES, A. L et al. Análisis de la funcionabilidad de prótesis ortopédicas transfemorales. **Revista Cubana Ortopedia y Traumatología**. Ciudad de la Habana, v. 25, n.2, p.102-116, dic. 2011. Disponível em <[http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S0864215X2011000200001&lng=es&nrm=iso](http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0864215X2011000200001&lng=es&nrm=iso)>. Acesso em 25 maio 2020

OLIVEIRA, J. de C.; TAQUARY, S. A. dos S.; BARBOSA, A. de M.; VERONESI, R. J. B. Pé diabético e amputações em pessoas internadas em hospital público: estudo transversal. **Abcs Health Sciences**, São Paulo, v. 41, n. 1, p. 34-39, 6 maio 2016. NEPAS. <http://dx.doi.org/10.7322/abcshs.v41i1.843>.

OLIVER, M. Disability and Participation in the Labour Market. In P. Brown and R. Scase (eds), **Poor Work: Disadvantage and the Division of Labour** (Buckinghamshire: Open University Press), p. 132-146. 1991.

PANERO, J.; ZELNIK, M. **Dimensionamento humano para espaços interiores**: um livro de consulta e referência para projetos. Barcelona: Gustavo Gili, 2002. 320 p.

PAVON PALÁCIO, J. J., OSSA VILLARRAGA, J.A, ESPINOSA, T. Influencia de los Parámetros Tribológicos en el Coeficiente de Fricción entre Polipropileno y Piel. **Ingeniería y Ciencia**. Vol.10, n. 20, p.139-160. 2014. Disponível em: <http://www.scielo.org.co/pdf/ince/v10n20/v10n20a10.pdf>. Acesso em: 13 de maio 2020.

PERINI, T. A.; OLIVEIRA, G. L. de; ORNELLAS, J. dos S.; OLIVEIRA, F. P. de. Cálculo do erro técnico de medição em antropometria. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, São Paulo, v. 11, n. 1, p. 81-85, fev. 2005. FapUNIFESP (SciELO). <http://dx.doi.org/10.1590/s1517-86922005000100009>.

PERRY J. **Análise de Marcha**. San Pablo: Prima Producción Editorial, 2005.

PREECE, J.; ROGERS, Y.; SHARP, H. **Design de Interação**: além da interação homem-computador. Porto Alegre: Bookman, 2005.

RADDATZ, D. B. F.; ROVEDA, P. O.; LORENZETT, D. B. Análise da satisfação dos usuários de próteses transfemorais para aprimoramento de próteses. **Espacios**, Caracas, v. 33, n. 8, ago. 2012. Disponível em: <https://www.revistaespacios.com/a12v33n08/12330809.html>. Acesso em: 09 maio 2020.

RAMIREZ-PATINO, J. F.; GUTIERREZ-ROA, D. F.; CORREA-ESPINAL, A. A. Comfort perception assessment in persons with transfemoral amputation. **Dyna - Revista da Facultad Nacional de Minas**. Medellín, v. 82, n. 191, p. 194-202, June 2015. Disponível em: [http://www.scielo.org.co/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S001273532015000300024&lng=en&nrm=iso](http://www.scielo.org.co/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S001273532015000300024&lng=en&nrm=iso). Acesso em: 25 maio 2020. <https://doi.org/10.15446/dyna.v82n191.44700>.

RAJTÚKOVÁ, V.; MICHALÍKOVÁ, M.; BEDNARCÍKOVÁ, L.; BALOGOVÁ, A.; ZIVČÁK, J. Biomechanics of Lower Limb Protheses. **Procedia Engineering**, Reston, v. 96, p. 382-391, 2014. Elsevier BV. <http://dx.doi.org/10.1016/j.proeng.2014.12.107>.

RAMOS, L. R; ROSA, T. E. da C.; OLIVEIRA, Z. M.; MEDINA, M. C. G.; SANTOS, F. R. G. Perfil do idoso em área metropolitana na região sudeste do Brasil: resultados de inquérito domiciliar. **Revista de Saúde Pública**, São Paulo, v. 27, n. 2, p. 87-94, abr. 1993. FapUNIFESP (SciELO). <http://dx.doi.org/10.1590/s0034-89101993000200003>.

RAYA, M. A.; GAILEY, R. S.; GAUNAURD, I. A.; GANYARD, H.; KNAPP-WOOD, J.; MCDONOUGH, K.; PALMISANO, T. Amputee Mobility Predictor-Bilateral: a performance-based measure of mobility for people with bilateral lower-limb loss. **Journal Of Rehabilitation Research And Development**, Washington, v. 50, n. 7, p. 961-968, 2013. Journal of Rehabilitation Research & Development. <http://dx.doi.org/10.1682/jrrd.2012.05.0097>.

RESNIK, L.; BORGIA, M. Reliability of Outcome Measures for People with Lower-Limb Amputations: distinguishing true change from statistical error. **Physical Therapy**, Oxford, v. 91, n. 4, p. 555-565, 1 abr. 2011. Oxford University Press (OUP). <http://dx.doi.org/10.2522/ptj.20100287>.

ROCHA, E. F.; CASTIGLIONI, M. do C. Reflexões sobre recursos tecnológicos: ajudas técnicas, tecnologia assistiva, tecnologia de assistência e tecnologia de apoio. **Revista de Terapia Ocupacional da Universidade de São Paulo**, São Paulo, v. 16, n. 3, p. 97-104, 1 set. 2005. Universidade de São Paulo, Agência USP de Gestão

da Informação Acadêmica (AGUIA). <http://dx.doi.org/10.11606/issn.22386149.v16i3.p.97-104>.

ROSENBLATT, N. J.; EHRHARDT, T.; FERGUS, R.; BAUER, A.; CALDWELL, R. Effects of Vacuum-Assisted Socket Suspension on Energetic Costs of Walking, Functional Mobility, and Prosthesis-Related Quality of Life. **Jpo Journal of Prosthetics and Orthotics**, [S.L.], v. 29, n. 2, p. 65-72, abr. 2017. Ovid Technologies (Wolters Kluwer Health). <http://dx.doi.org/10.1097/jpo.000000000000127>.

ROTH, E. V.; PEZZIN, L. E.; MCGINLEY, E. L.; DILLINGHAM, T. R. Prosthesis Use and Satisfaction Among Persons with Dysvascular Lower Limb Amputations Across Postacu. **Pm&R**, Rosemont, v. 6, n. 12, p. 1128-1136, 19 jun. 2014. Wiley. <http://dx.doi.org/10.1016/j.pmrj.2014.05.024>.

RYALL, N.; EYRES, S.; NEUMANN, V.; BHAKTA, B.; TENNANT, A. The SIGAM mobility grades: a new population-specific measure for lower limb amputees. **Disability and Rehabilitation**, Oxfordshire, v. 25, n. 15, p. 833-844, jan. 2003. Informa UK Limited. <http://dx.doi.org/10.1080/0963828021000056460>.

SANCHEZ, J; HERNANDEZ, R. J; TORRES, J. E. The mechanical design of a transfemoral prosthesis using computational tools and design methodology. **Ingeniería e Investigación**. Bogotá, v. 32, n. 3, p. 14-18, Dec. 2012. Disponível em: <[http://www.scielo.org.co/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S012056092012000300004&lng=en&nrm=iso](http://www.scielo.org.co/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S012056092012000300004&lng=en&nrm=iso)>. Acesso em 25 maio 2020.

SANTOS, A.B.; BONA, R.L.; CASTRO, F.A.S.; PEIRÉ-TARTARUGA, L.A. Aspectos Biomecânicos e Fisiológicos da Fadiga na Locomoção Humana: conceitos, mecanismos e aplicações. **Ciência em Movimento**, Porto Alegre, v. 12, n. 23, p. 89-98, 30 jun. 2010. Instituto Porto Alegre da Igreja Metodista. <http://dx.doi.org/10.15602/1983-9480/cmrs.v12n23p89-98>.

SANTOS, L. F. dos; FRITZEN, P. G.; GONÇALVES, B. R.; MELO, S. A. de; SILVA, V. F. da. Perfil das Amputações de Membros Inferiores de Pacientes Cadastrados na Associação de Deficientes Físicos de Apucarana. **Saúde e Pesquisa**, Maringá - Paraná, v. 3, n. 1, p. 59-64, jan./abr. 2010. Disponível em: <https://periodicos.unicesumar.edu.br/index.php/saudpesq/article/view/1327>. Acesso em: 07 abr. 2020.

SAWERS, A.; HAFNER, B. J. Using clinical balance tests to assess fall risk among established unilateral lower limb prosthesis users: cutoff scores and associated validity indices. **PM R**. 2020. Jan;12(1):16-25.

SCHAFFALITZKY, E.; GALLAGHER, P.; MACLACHLAN, M.; RYALL, N. Understanding the benefits of prosthetic prescription: exploring the experiences of practitioners and lower limb prosthetic users. **Disability And Rehabilitation**, Oxfordshire, v. 33, n. 15-16, p. 1314-1323, jan. 2011. Informa UK Limited. <http://dx.doi.org/10.3109/09638288.2010.529234>.

SCHALOCK, R. L.; BONHAM, G. S.; VERDUGO, M. A. The conceptualization and measurement of quality of life: implications for program planning and evaluation in the field of intellectual disabilities. **Evaluation and Program Planning**, London, v. 31, n.

2, p. 181-190, maio 2008. Elsevier BV. <http://dx.doi.org/10.1016/j.evalprogplan.2008.02.001>.

SCHNEIDERT, M.; HURST, R.; MILLER, J.; ÜSTÜN, B. The role of Environment in the International Classification of Functioning, Disability and Health (ICF). **Disability And Rehabilitation**, Oxfordshire, v. 25, n. 11-12, p. 588-595, jan. 2003. Informa UK Limited. <http://dx.doi.org/10.1080/0963828031000137090>.

SCHÜRMAN, T. *et al.* Theoretical implementation of prior knowledge in the design of a multi-scale prosthesis satisfaction. **Biomedical Engineering Online**, Berlin, v. 15, n. 3, p. 65-74, dez. 2016. Springer Science and Business Media LLC. <http://dx.doi.org/10.1186/s12938-016-0288-5>.

SCORACHIO, F. R. de S.; TENG, T. K.; CONTI, Márcia Gallo de; FREIRE, Tania Cristina; INGHAM, Sheila Jean McNeill. Arte reabilitação em mulheres amputadas utilizando o mito de Pandora como recurso facilitador de aut. **Acta Fisiátrica**, São Paulo, v. 25, n. 1, p. 12-18, 31 mar. 2018. Universidade de São Paulo, Agência USP de Gestão da Informação Acadêmica (AGUIA). <http://dx.doi.org/10.11606/issn.2317-0190.v25i1a158827>.

SEROUSSI, R. E.; GITTER, A.; CZERNIECKI, J. M.; WEAVER, K. Mechanical work adaptations of above-knee amputee ambulation. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, Reston, v. 77, n. 11, p. 1209-1214, nov. 1996. Elsevier BV. [http://dx.doi.org/10.1016/s0003-9993\(96\)90151-3](http://dx.doi.org/10.1016/s0003-9993(96)90151-3).

SILVA, P. C. **Desenvolvimento da Prótese Biomecânica do Joelho**. 2009. 105 f. Dissertação (Mestrado) - Curso de Engenharia Mecânica, Engenharia Mecânica, Instituto Superior de Engenharia de Lisboa, Lisboa - Portugal, 2009. Disponível em: <https://repositorio.ipl.pt/bitstream/10400.21/619/1/Dissertação.pdf>. Acesso em: 18 abr. 2020.

SIONS, J. M.; BEISHEIM, E. H.; MANAL, T. J.; SMITH, S. C.; HORNE, J. R.; SARLO, F. B. Differences in Physical Performance Measures Among Patients with Unilateral Lower-Limb Amputations C. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, Reston, v. 99, n. 7, p. 1333-1341, jul. 2018. Elsevier BV. <http://dx.doi.org/10.1016/j.apmr.2017.12.033>.

SMELTZER, S. C; BARE, B. G; HINKLE, J. L.; CHEEVER, Kerry H. **Brunner & Suddarth**: tratado de enfermagem médico-cirúrgica. 11. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2009. 745 p.

SOARES, M. M. **Metodologia de ergodesign para o design de produtos**: uma abordagem centrada no humano. São Paulo: Blücher, 2021.

SPICHLER, D.; MIRANDA JUNIOR, F.; SPICHLER, E. S.; FRANCO, L. J. Amputações maiores de membros inferiores por doença arterial periférica e diabetes melito no município. **Jornal Vascular Brasileiro**, Porto Alegre, v. 3, n. 2, p. 111-122, 2004. Disponível em: <https://www.jvascbras.org/article/5e1f58020e88251b24d8495a/pdf/jvb-3-2-111.pdf>. Acesso em: 18 abr. 2020.

SPICHLER, E. R. S.; SPICHLER, D.; LESSA, I.; FORTI, A. C. e; FRANCO, L. J.; LAPORTE, R. Capture-recapture method to estimate lower extremity amputation rates

in Rio de Janeiro, Brazil. **Revista Panamericana de Salud Pública**, Washington, v. 10, n. 5, p. 334-340, 2001. Mensal. Disponível em: <https://www.scielosp.org/article/rpsp/2001.v10n5/334-340/>. Acesso em: 20 abr. 2020.

THIELE, J.; WESTEBBE, B.; BELLMANN, M.; KRAFT, M. Designs and performance of microprocessor-controlled knee joints. **Biomedizinische Technik/Biomedical Engineering**, Bad Feilnbach, v. 59, n. 1, p. 65-77, 1 jan. 2014. Walter de Gruyter GmbH. <http://dx.doi.org/10.1515/bmt-2013-0069>.

ULIJASZEK, S. J.; KERR, D. A. Anthropometric measurement error and the assessment of nutritional status. **British Journal of Nutrition**, Cambridge, v. 82, n. 3, p. 165-177, set. 1999. Cambridge University Press (CUP). <http://dx.doi.org/10.1017/s0007114599001348>.

UNITED STATES OF AMERICA. DEPARTMENT OF VETERANS AFFAIRS. **VA/DoD Clinical Practice Guideline for Rehabilitation of Individuals with Lower Limb Amputation**. 2. ed. Washington: Department Of Veterans Affairs/Department Of Defense, 2017. 123 p. Disponível em: <https://www.healthquality.va.gov/guidelines/Rehab/amp/VADoDLLACPG092817.pdf>. Acesso em: 01 set. 2020.

ÜSTÜN, T. B.; CHATTERJI, S.; BICKENBACH, J.; KOSTANJSEK, N.; SCHNEIDER, M. The International Classification of Functioning, Disability and Health: a new tool for understanding disability and health. **Disability And Rehabilitation**, London, v. 25, n. 11-12, p. 565-571, jan. 2003. Informa UK Limited. <http://dx.doi.org/10.1080/0963828031000137063>.

VAN DE MEENT, H., HOPMAN, M. AND FRÖLKE, J., Walking ability and quality of life in subjects with transfemoral amputation: A comparison of osseointegration with socket prostheses. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, 94 (11), pp. 2174-2178, 2013. DOI: 10.1016/j.apmr.2013.05.020. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/23774380/> . Acesso em: 9 de abril 2020.

VANICEK N., STRIKE S., MCNAUGHTON L., POLMAN, R. Gait patterns in transtibial amputee fallers vs. non-fallers: biomechanical differences during level walking. **Gait Posture**. 2009; 29(3): 415–420. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2008.10.062 Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/19071021/> . Acesso em: 9 de abril 2020.

ZATSIORSKI V. **Biomecánica del Ejercicio Físico**. 2ª ed. La Habana: Editorial Pueblo y Educación; 1988. p. 281-308.

ZIDAROV, D., SWAINE, B. GAUTHIER-GAGNON, C., Quality of life of persons with lower-limb amputation during rehabilitation and at 3- month follow-up. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, 90 (4), pp. 634-645, 2009. DOI: 10.1016/J.APMR.2008.11.003. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/19345780/>. Acesso em: 8 de abril 2020.

WANG F., WEN S., WU C., ZHANG Y., LI J. Motion Intention Analysis-Based Coordinated Control for Amputee Prosthesis Interaction, **Journal Robot**. 2010; 2010:1-11. Disponível em: <https://www.hindawi.com/journals/jr/2010/139634/> . Acesso em: 12 de maio 2020.

WATERS, R L; PERRY, J; ANTONELLI, D; HISLOP, H. Energy cost of walking of amputees: the influence of level of amputation. **The Journal Of Bone And Joint Surgery**: American Volume, Needham - Massachusetts, v. 58, n. 1, p. 42-46, jan. 1976. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/1249111/>. Acesso em: 22 abr. 2020.

WEBSTER, J. B.; LEVY, C. E.; BRYANT, P. R.; PRUSAKOWSKI, P. E. Sports and recreation for persons with limb deficiency. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, Reston, v. 82, n. 3, p. 38-44, mar. 2001. Elsevier BV. [http://dx.doi.org/10.1016/s0003-9993\(01\)80036-8](http://dx.doi.org/10.1016/s0003-9993(01)80036-8).

WHITTLE, Michael W. **Gait Analysis**: an introduction. 4. ed. Philadelphia: Elsevier Ltd, 2007. 255 p.

WILLIAM, Damon; BEASLEY, Elizabeth; SHAW, Ashley. Investigation of the Quality of Life of Persons with a Transfemoral Amputation Who Use a C-Leg® Prosthetic Device. **Jpo Journal of Prosthetics and Orthotics**, [S.L.], v. 25, n. 3, p. 100-109, jul. 2013. Ovid Technologies (Wolters Kluwer Health). <http://dx.doi.org/10.1097/jpo.0b013e31829be7bc>.

WHO - WORLD HEALTH ORGANIZATION. **International Classification of Functioning, Disability and Health**. Geneva: World Health Organization, 2001. 315 p. Disponível em: <https://apps.who.int/iris/bitstream/handle/10665/42407/9241545429.pdf?sequence=1>. Acesso em: 20 maio 2020.

WHO - WORLD HEALTH ORGANIZATION. **Deficiência e Saúde**. 2021. Disponível em: <http://who.int/en/news-room/fact-sheets/detail/disability-and-health>. Acesso em: 01 dez. 2021.

WHOQOL, Group. The Development of the World Health Organization Quality of Life Assessment Instrument (the WHOQOL). **Quality Of Life Assessment: International Perspectives**, Paris, v. 1, n. 1, p. 41-57, 1994. Springer Berlin Heidelberg. [http://dx.doi.org/10.1007/978-3-642-79123-9\\_4](http://dx.doi.org/10.1007/978-3-642-79123-9_4).

WHOQOL, Group. The World Health Organization quality of life assessment (WHOQOL): position paper from the world health organization. **Social Science & Medicine**, Reston, v. 41, n. 10, p. 1403-1409, nov. 1995. Elsevier BV. [http://dx.doi.org/10.1016/0277-9536\(95\)00112-k](http://dx.doi.org/10.1016/0277-9536(95)00112-k).

YODPIJIT, N.; JONGPRASITHPORN, M.; KHAWNUNAN, U.; SITTIWANCHAI, T.; SIRIWATSOPON, J. Human-Centered Design of Computerized Prosthetic Leg: a questionnaire survey for user needs assessment. **Advances In Usability, User Experience and Assistive Technology**, Orlando, p. 994-1005, 28 jun. 2018. Springer International Publishing. [http://dx.doi.org/10.1007/978-3-319-94947-5\\_98](http://dx.doi.org/10.1007/978-3-319-94947-5_98).

## APÊNDICE A – REVISÃO SISTEMÁTICA DE LITERATURA – RSL1

### A1. DESENVOLVIMENTO DA RSL1

A Revisão Sistemática da Literatura (RSL) tem por objetivo buscar, de forma sistemática, pesquisas relevantes sobre a temática, a partir de questões de interesse para a pesquisa, procurando reunir resultados de forma coerente para estruturar relatórios de pesquisa. Além disso, para Biolchini *et al.* (2005), a RSL constitui-se em um método de pesquisa científica direcionado a responder uma ou mais perguntas específicas, apoiando-se em métodos explícitos e sistemáticos para a coleta, seleção, análise e avaliação de estudos, oferecendo uma base para novas pesquisas sobre um determinado tema.

Nesta revisão, foram formuladas as seguintes questões iniciais:

- Como avaliar a usabilidade da prótese transfemoral, a partir de aspectos relacionados a experiência do usuário?
- Quais são os testes ou instrumentos de avaliação utilizados para analisar a experiência no uso da prótese transfemoral, em atividades cotidianas, físicas ou desportivas?
- Quais são os parâmetros de qualidade da prótese transfemoral?

Estas três primeiras questões cercam a temática da prótese transfemoral, visando avaliar a qualidade da prótese. Os termos utilizados na formulação das questões foram: usabilidade e experiência do usuário, além, de testes ou instrumentos para avaliação.

As duas questões seguintes estão focadas no uso da prótese transfemoral, visando relacionar a percepção do amputado, ou a avaliação de conforto do usuário da prótese na realização de atividades cotidianas, físicas ou desportivas:

- Como avaliar a percepção do amputado quanto ao uso da prótese transfemoral durante a realização de atividades cotidianas, atividade física ou desportiva?
- Como avaliar o conforto do usuário quanto ao uso da prótese transfemoral?

#### **A1.1. Fontes, estratégias de busca e definições dos critérios para seleção dos trabalhos**

No que se refere às fontes de busca, utilizou-se a base de dados *Scientific Electronic Library Online* – SciELO ([www.scielo.org](http://www.scielo.org)) e a Literatura Latino-Americana e do Caribe

e da Ciências da Saúde - LILACS ([pesquisa.bvsalud.org](http://pesquisa.bvsalud.org)), por indexarem base de dados significativos para a realização desta pesquisa.

Como critérios de inclusão foram considerados: os artigos publicados no período de janeiro de 2000 a janeiro de 2020; os artigos disponíveis para acesso (*open access*); trabalhos que se vinculam as áreas foco desta pesquisa (prótese transfemoral, tecnologia assistiva, percepção do amputado, usabilidade); a disponibilidade do trabalho em inglês e espanhol. Para os critérios de exclusão foram definidos: a indisponibilidade do trabalho na íntegra; os trabalhos que não apresentam indícios de relação com o foco desta pesquisa, identificáveis pelo título e palavras-chave; e os artigos repetidos (publicados nas duas bases de dados).

Para a atribuição de critérios de qualidade com relação aos estudos coletados considerou-se os quesitos abaixo:

- o estudo estabelece relação com a avaliação da usabilidade da prótese transfemoral de quadril e a percepção dos usuários durante atividade cotidiana, ou atividade física?
- apresenta alguma proposta, aplicação prática com validação?
- em termos metodológicos, o estudo se apresenta de forma clara e passível de replicação?
- imagens, gráficos ou tabelas são claras e compreensíveis?
- a conclusão ou as considerações finais apresentam os benefícios e limitações do estudo e oferecem direcionamentos para trabalhos futuros?

#### **A1.2. Aplicação de critérios e extração de resultados**

Com a *string* de busca "*Transfemoral prosthesis*" foi obtido um total de 23 artigos na base de dados Scielo e 31 artigos na base de dados BVS/LILACS, resultando em um total de 54 artigos. Outras *strings* de busca foram utilizadas com operadores booleanos nas mesmas bases de dados, sendo os resultados apresentados nas tabelas 01 e 02.

Do processo de seleção resultou para a leitura completa um total de 10 artigos selecionados: 9 na base SciELO e 2 na base BVS/LILACS. Todos estes artigos foram selecionados pela leitura do título; pelo idioma, e leitura dos *abstracts*.

Tabela 1 - Resultados de busca na base de dados SciELO – RSL1

Sequência de pesquisa	Resultado Pesquisa	Artigos Relevantes	Artigos incluídos
<i>Transfemoral prosthesis</i>	(23) artigos	(13) artigos	
<i>Transfemoral prosthesis and quality</i>	(2) artigos	(0) artigo	
<i>Transfemoral prosthesis and perception of amputees</i>	(1) artigo	(1) artigo	
<i>Transfemoral prosthesis and physical activities</i>	(1) artigo	(0) artigo	
Total	(27)	(14)	

Na base SciELO, não houve resultados na busca com as seguintes strings: *Transfemoral prosthesis and usability*; *Transfemoral prosthesis and tests or assessments instruments*; *Transfemoral prosthesis and evaluation*; *Transfemoral prosthesis and comfort*. Na base BVS-LILACS, além destas strings, não houve resultado para a busca com *Transfemoral prosthesis and physical activities*.

Tabela 2 - Resultados de busca na base de dados BVS/LILACS – RSL1

Sequência de pesquisa	Resultado Pesquisa	Artigos Relevantes	Artigos incluídos
<i>Transfemoral prosthesis</i>	(31) artigos	(8) artigos	
<i>Transfemoral prosthesis and quality</i>	(3) artigos	(0) artigo	
<i>Transfemoral prosthesis and perception of amputees</i>	(1) artigo	(0) artigo	
Total	(35)	(8)	

Os artigos selecionados são apresentados na tabela 3.

Tabela 3 - Artigos selecionados nas bases de busca – RSL1

Artigos	Autores	Bases
Comfort perception assessment in persons with transfemoral amputation.	RAMÍREZ-PATIÑO <i>et al.</i> (2015)	SciELO
The mechanical design of a transfemoral prosthesis using computational tools and design methodology.	SÁNCHEZ <i>et al.</i> (2012)	SciELO
Comparison of gait variability and symmetry in trained individuals with transtibial and transfemoral limb loss.	KEKLICEK <i>et al.</i> (2019)	BVS-LILACS
Using Clinical Balance Tests to Assess Fall Risk among Established Unilateral Lower Limb Prosthesis Users: Cutoff Scores and Associated Validity Indices.	SAWERS; HAFNER (2020)	BVS-LILACS
Aprovechamiento de energía, cinemática y estabilidad en la marcha de un paciente con amputación transfemoral sin abordaje de rehabilitación	FÁBRICA <i>et al.</i> (2018)	SciELO
Algoritmo para estimación de ángulo de rodilla en marcha normal: enfoque a trazado de trayectoria en prótesis transfemorales inteligentes	MARTÍNEZ-SOLÍS <i>et al.</i> (2016)	SciELO
Influência de la asimetría de la marcha en el comportamiento biomecánico de las articulaciones de cadera en pacientes con prótesis transfemorales	BROCHE VÁZQUEZ <i>et al.</i> (2015)	SciELO
Influência de los Parámetros Tribológicos en el Coeficiente de Fricción entre Polipropileno y Piel	PAVÓN PALACIO <i>et al.</i> (2014)	SciELO
Modelo de Sistema de Control de Prótesis de Rodilla Transfemoral para un Ciclo de Marcha	FLORIANO BATISTA <i>et al.</i> (2012)	SciELO
Análisis de la funcionabilidad de prótesis ortopédicas transfemorales	OLIVARES MIYARES <i>et al.</i> (2011)	SciELO

Nos artigos selecionados como relevantes e incluídos para a leitura e análise, a avaliação da prótese transfemoral não estabeleceu relação, de forma direta, ou fez referência à adoção dos termos/expressões “usabilidade” ou “experiência do usuário”, conceitos que são utilizados na área do Design e de interesse para a pesquisa, que foram utilizados na formulação das questões. Neste sentido, considerou-se que os

aspectos subjetivos e/ou objetivos relacionados ao uso da prótese poderiam substituir estes termos.

Com os critérios de busca utilizados, não foram encontrados artigos com resultados sobre atividade desportiva, ou física; foram encontrados somente para atividades diárias.

Na aplicação dos critérios de qualidade, as seguintes pontuações foram utilizadas: (0) não atenderam o critério; (0,5) atenderam parcialmente; (1) atenderam plenamente o critério.

### **A1.3. Apresentação e Discussão dos Resultados**

Na fase de análise e síntese, os trabalhos selecionados foram analisados, em profundidade, a fim de verificar como poderiam contribuir para responder às questões de pesquisa.

#### **A1.3.1. Prótese Transfemoral – avaliação da usabilidade, testes ou instrumentos de avaliação, parâmetros de qualidade**

Este item apresenta a organização das respostas às três primeiras questões apresentadas no início desta revisão, que se referem à temática da prótese transfemoral, visando avaliar a qualidade da prótese.

Sanchez *et al.* (2012) relatam a construção de dois projetos protéticos desenvolvidos para melhorar a estabilidade e reduzir a força de reação que afeta diretamente o coto de uma pessoa amputada. Para isso, consideraram a identificação dos requisitos de projeto e de funcionalidade e a relação entre os componentes da prótese, cujas características principais estão associadas ao desempenho, sendo: funcionalidade, modularidade, rigidez, peso, facilidade de fabricação e manutenção. Para a avaliação dos modelos, foi considerada a força máxima de 1000 N; e a aplicação de testes estáticos e de fadiga para cada componente (pé, perna e joelho). Na validação dos modelos via CAD e simulação CAE, os materiais usados foram borracha, fibra de carbono e aço AISI-316. Em relação ao teste estático, os modelos de pés protéticos foram avaliados com os seguintes requisitos de qualidade: ser leve; suportar a temperatura ambiente e as flutuações normais da temperatura; e robusto (módulo de elasticidade) para resistirem à deformação. O joelho foi avaliado, devido aos movimentos de alongamento e de flexão, sendo um dos componentes que mais

influenciam na estabilidade do amputado; e a segurança é um requisito importante para a confiabilidade da prótese. Os resultados do teste de fadiga demonstraram que os dois modelos poderiam ser otimizados em termos de geometria e peso. Os autores alertam que os resultados podem variar dependendo do experimento, o que requer cuidado ao usar referências da literatura como diretrizes de projeto ou na modelagem; e que a validação das decisões de projeto deve usar dados experimentais, não apenas resultados de simulação. Esta, oferece a vantagem de aprimoramento dos modelos, como a otimização de componentes em relação ao peso e forma. (SANCHEZ *et al.*, 2012).

Quanto aos dois objetivos fundamentais da marcha (minimizar o custo energético; e, manter a estabilidade durante a marcha) e sua relação com a mecânica angular dos membros inferiores, Fábrika *et al.* (2018) avaliaram o grau de aproveitamento da energia mecânica por trajetória pendular e estabilidade dinâmica em variáveis cinemáticas: coeficientes de variação do tempo de passada; comprimento do passo; e variações angulares dos membros inferiores. O estudo buscou identificar as possíveis alterações nos valores das variáveis espaço-temporais que poderiam comprometer a marcha e aumentar os fatores de risco de velocidades diferentes. Os autores sugerem que as assimetrias decorrentes dos valores angulares observados no joelho e tornozelo, podem estar relacionadas à diminuição do uso de energia mecânica e ao aumento da estabilidade em diferentes velocidades. Os resultados confirmaram a importância da concessão de próteses no âmbito de um programa de reabilitação e apontaram como necessário o envolvimento do paciente na realização dos respectivos controles, visando adequar a prescrição da prótese às necessidades. Além da garantia da concessão da prótese adequada e um amplo programa de reabilitação, pacientes com amputação de um dos membros inferiores requerem um processo de reeducação da marcha. Os autores destacaram, ainda, que uma avaliação conjunta dos parâmetros relacionados à: transferência de energia; estabilidade; e a ação dos membros inferiores, pode contribuir com informações importantes para a reabilitação em amputados com próteses que apresentam a marcha assimétrica. (FÁBRICA *et al.*, 2018).

Também, Keklicek *et al.* (2019) investigaram os efeitos do nível de amputação na simetria e variabilidade da marcha em indivíduos com perda unilateral de membro traumático: amputação traumática transfemoral unilateral; com perda traumática transtibial; e de membro inferior, que fazem uso de próteses Otto Bock. No estudo

foram avaliadas as características da marcha e o ritmo de caminhada em esteira motorizada. Os resultados demonstraram que a variabilidade da marcha aumentou com o grau de perda e que o desempenho dos indivíduos com amputação traumática transtibial foi parcialmente equivalente ao grupo saudável. O projeto e o uso eficaz de próteses, ou uma eficaz reabilitação de marcha, podem ter contribuído para a similaridade no comprimento do passo. Com relação ao nível de atividade física e a variabilidade da marcha em indivíduos com perda de membros inferiores, foi apontado por Hausdorff (2005 *apud* Keklicek *et al.*, 2019), que uma melhor capacidade funcional e estabilidade lateral pode permitir ao amputado maior engajamento em um maior nível de atividade física, ou vice-versa. Conforme Vanicek *et al.* (2009 *apud* Keklicek *et al.*, 2019), em amputados, a variabilidade na marcha, em geral, depende da prótese e das propriedades corporais e está associada ao risco de quedas e ao risco de desenvolver futuras incapacidades.

Martinez-Solis *et al.* (2016) investigaram sobre as próteses inteligentes, apontando que a coordenação prótese-coto é um problema que deriva da forma como os parâmetros da marcha de um amputado são obtidos e de como são utilizados para o projeto das próteses. Para Wang *et al.* (2010), é desejável que as próteses consigam reproduzir uma marcha normal e que o amputado possa realizar suas atividades de vida diária, com conforto e segurança. Um melhor encaixe do coto na prótese depende dos parâmetros de projeto e das técnicas utilizadas para estabelecer a estratégia de controle em relação às próteses transfemorais, que podem ser: estratégia baseada em sinais eletromiográficos (EMG); e estratégia com padrões de marcha padrão. A primeira se aplica, quando as terminações nervosas ainda estão presentes nos músculos do coto, auxiliando: na redução do tempo de adaptação; e, na aprendizagem do controle da prótese pelo amputado. No entanto, conforme Adamczyk; Kuo (2015), as próteses inteligentes ainda não conseguiram executar a função de um joelho humano na realização das tarefas. Além disso, as próteses geram assimetria na marcha, demandando maiores esforços nas articulações e gasto metabólico (MARTINEZ-SOLIS *et al.*, 2016)

O algoritmo desenvolvido por Martinez-Solis *et al.* (2016) teve por objetivo ser implementado em estratégias de controle de próteses transfemorais inteligentes para estimar o ângulo do joelho através do ângulo do quadril e parâmetros da marcha em tempo real. O início e o final do ciclo da marcha foram determinados pelas particularidades da velocidade angular do quadril e o ângulo do joelho foi estimado

por inferência estatística por regressão linear, a partir da posição do coto e parâmetros da marcha. A estimativa é realizada em tempo real, sem ser afetada por mudanças na velocidade durante a condução. Com este algoritmo, a prótese pode se adaptar a diferentes velocidades de marcha. Conforme os autores, o estilo de caminhar de cada pessoa é único, porém, a semelhança dos padrões de movimento em pessoas com o mesmo fenótipo e dados antropométricos semelhantes estabelecem um padrão de movimento limitado, o que poderia ajudar, por inferência estatística, a recuperar parâmetros de marcha que se perde com a amputação.

Segundo Floriano Batista *et al.* (2012), a maioria dos algoritmos de controle são dedicados aos requisitos de locomoção da prótese. As duas principais habilidades para o desenvolvimento da marcha são o equilíbrio e a locomoção. Para amputação transfemoral, a amputação que ocorre no fêmur é substituída por uma prótese que substitui a função do joelho, que é o componente mais crítico. Uma prótese de joelho deve, não só mover-se como uma articulação natural, mas também fornecer a mesma estabilidade e segurança. Sendo que, o equilíbrio é fornecido pela distribuição de massa na perna e prótese e o alinhamento entre ambos.

De acordo com Floriano Batista *et al.* (2012), as próteses transfemorais controladas ou joelhos biônicos são evoluções das próteses mecânicas existentes no mercado, por meio de aplicações da engenharia de controle, biomecânica, eletrônica e mecânica, com objetivo de responder à qualidade da marcha de cada pessoa, diminuindo os níveis de estresse das articulações do corpo, e proporcionar maior grau estético no andar do usuário.

Segundo Floriano Batista *et al.* (2012), a marcha humana pode ser identificada, por meio de padrões de comportamento, como uma série de eventos sequenciais, compreendidos em um ciclo. Para estabelecer o controle, o ciclo da marcha é dividido em vários estágios de acordo com o ângulo descrito pelo joelho e a ocorrência ou não do contato com o solo, sendo fundamentalmente dividido em duas funções: apoio, (apoio do corpo), e o equilíbrio (avanço do membro inferior). Neste estudo, os autores visam modelar um sistema de controle da articulação do joelho para uma prótese transfemoral, buscando desenvolver um modelo capaz de exibir o mesmo comportamento que a perna humana apresentaria quando submetida ao ciclo de marcha. No estudo, para o movimento da articulação do joelho durante um ciclo de marcha, foi adotado o modelo biomecânico do pêndulo duplo, no qual o primeiro segmento representa a coxa e o segundo a união de perna e pé, para então, simular

o movimento das articulações do quadril e joelho da perna humana. Para este fim, foi considerado o nível de amputação imediatamente acima da articulação do joelho; e variáveis como a variação angular e seus derivados, e a força de reação do solo ao peso, sendo transformadas em sinais que atuam nas articulações e no corpo da perna, durante o ciclo da marcha. Tecnologias computacionais foram utilizadas para desenvolver uma função Antropometria a partir do conjunto de dados referentes a perna (Matlab); e para desenvolver o modelo de perna composto por blocos que representam os segmentos das pernas; e articulações rotacionais, representando o quadril e o joelho, seguindo a direção do movimento das articulações humanas (SimMechanics). Os blocos são ligados aos sensores que monitoram as variações sofridas e as atuações, ambas decorrentes do sistema controle (articulação do joelho) e referência direta (articulação do quadril), que causam essas variações no processo de simulação. O controlador lógico do sistema de acionamento monitora todas as fases identificadas, fornecendo um padrão de torque equivalente a cada uma, em um sistema de controle proporcional à velocidade angular desenvolvida pela articulação. O sistema possui uma única saída que se conecta ao bloco da articulação protética, transmitindo o acionamento desejado ao longo da marcha. A validação da resposta é feita comparando-a com as respostas de variação angular produzida pelo joelho no modelo físico e na articulação da prótese (FLORIANO BATISTA *et al.*, 2012).

Os resultados obtidos a partir do sistema biomecânico desenvolvido com base em uma perna sã, quanto ao seu comportamento na execução de um ciclo de marcha normal, apontam novas perspectivas para pesquisas relacionadas a projetos biomecânicos. Segundo os autores, o modelo biomecânico projetado possibilita simular diferentes tipos de movimentos relacionados à marcha humana em relação às próteses de joelho. A inclusão de novos padrões de comportamento ao sistema de controle permitiria novas atividades ao usuário, com a utilização do mesmo modelo físico (FLORIANO BATISTA *et al.*, 2012).

Olivares Miyares *et al.* (2011) destacam que o interesse em aumentar o bem-estar e melhorar a qualidade de vida de pessoas com deficiência tem sido crescente e envolve estudos em diferentes áreas como biomecânica, ortopedia e traumatologia. Destacam, também, que o desenvolvimento de métodos para avaliar os projetos, materiais e regimes das próteses tem papel fundamental na detecção de desvios de marcha e nas proposições de melhorias que promovam a qualidade de vida do amputado. Apontam, que o aumento da mobilidade das articulações protéticas é

benéfico porque, de algum modo, pode imitar movimentos de um membro saudável. Porém, alertam sobre a necessidade de controle devido ao movimento ser acompanhado de desgaste e deterioração de peças do conjunto protético. No entanto, articulações totalmente fixas aumentam o gasto energético do paciente, podendo causar traumas e doenças em zonas biológicas (o membro saudável, o quadril, joelho, tornozelo e coluna) que em geral estão em um regime de carga maior.

No estudo, os autores trazem a necessidade de aumentar a funcionalidade e durabilidade da prótese utilizada cerca de 15 anos em Cuba, visando, assim, aumentar a segurança e o conforto de amputados e reduzir custos envolvendo importação. Técnicas de simulação videográficas e numéricas foram utilizadas para determinar as deficiências no design e funcionalidades das articulações e no encaixe da prótese (OLIVARES MIYARES *et al.*, 2011).

Para os autores, a análise da marcha é de grande importância para avaliar possíveis limitações no design da prótese e para avaliar o trabalho terapêutico. As medidas foram coletadas para o plano sagital, que é onde se observa as maiores magnitudes de movimentos e forças. Para videografia, foram colocados pontos reflexivos em áreas pré-estabelecidas (centros de gravidade, articulações). Cada paciente desenvolveu uma série de caminhadas livres de aproximadamente 6 m com cadência livre. Com a gravação do ciclo da marcha por 3 câmeras, sendo transferida para um computador usando um protocolo de comunicação IEEE 1394. Aproximadamente 30 medições foram feitas para cada sujeito e os resultados foram processados usando o pacote HU-M-AN da HMA Technology Inc. Todas as dimensões antropométricas dos segmentos corporais foram calculadas de acordo com Zatsiorski (1988 *apud* Olivares Miyares, 2011) e os momentos de inércia e raios de giro foram estimados a partir das equações desenvolvidas por Dempster e relatadas por Winter (1990 *apud* Olivares Miyares, 2011). Foram obtidas as medidas das variáveis espaço-temporais: velocidade da marcha (m/s); comprimento do ciclo (m), comprimento do passo (m), tempo de apoio (s), e tempo de balanço (s), para indivíduos normais e no caso de amputados, foi considerado o membro saudável e o membro protético. Os resultados demonstraram que, as variáveis como comprimento do ciclo, comprimento do passo e a velocidade do ciclo foram significativamente maior para indivíduos normais em comparação com amputados. Uma das causas dessa assimetria da marcha está relacionada à extensão insuficiente do quadril do amputado (OLIVARES MIYARES *et al.*, 2011).

Por outro lado, de acordo com Olivares Miyares (2011), a duração da fase de apoio foi mais longa para os pacientes amputados em relação a sujeitos normais (controle), o que também corrobora que o paciente amputado enquanto caminha, confia mais em seu membro saudável do que no amputado. Também, a força exercida sobre o membro intacto é maior do que o membro residual e aquele que exerceria uma pessoa saudável em seus membros inferiores durante a marcha normal. O ângulo de entrada do pé nos pacientes analisados foi em média de 6,6 graus, mas deveria ter sido, em média, de 15 graus de acordo com suas medidas antropométricas. Isto reflete numa exagerada flexão plantar da articulação do tornozelo, apontando para uma mobilidade insuficiente no design da articulação; desconforto no membro residual; além de treinamento insuficiente e falta de domínio do dispositivo protético. As análises numéricas mostraram que a prótese apresenta adequada resistência mecânica de seus elementos componentes, em consonância com diferentes regimes analisados.

As técnicas videográficas também foram utilizadas Broche Vázquez *et al.* (2015), juntamente com exames clínicos de radiografia e densitometria para estabelecer a relação entre a assimetria na marcha do amputado que utiliza prótese transfemoral passiva e o aparecimento de patologias do quadril no membro saudável e no amputado. A avaliação integrativa dos resultados da análise cinemática e dinâmica da marcha de amputados foi considerada como importante quando relacionado à avaliação do design e funcionalidade da prótese transfemoral. A medição das variáveis espaço-temporais praticadas em pacientes saudáveis e amputados, mostrou uma grande diferença nos padrões de marcha entre os indivíduos (pacientes normais e amputados), bem como entre os membros sadios e amputados destes. Por meio da análise dinâmica inversa (ADI) e com a utilização do método dos elementos finitos, os autores estabeleceram que esses pacientes com assimetria de marcha experimentam um desequilíbrio dinâmico e que está relacionado às doenças degenerativas do quadril. Os testes clínicos demonstraram a prevalência nestes pacientes de osteoporose no membro amputado em 7 pacientes, 87,5% dos casos em estudo, o que evidencia a influência na remodelação estímulo mecânico e presença de osteoartrite em ambos os membros.

O estudo de Broche Vázquez *et al.* (2015) envolveu indivíduos com amputação transfemoral e com uso de prótese por mais de 5 anos, com idade e características anatômicas semelhantes, compreendendo: coleta de dados relacionados a

morfologia do paciente, estrutura muscular, membro residual; o uso de ferramentas engenharia reversa sob condições estática e dinâmica; a modelagem física de cada uma das peças componentes (formas, dimensões, materiais, etc); a análise cinemática e dinâmica do ciclo marcha usando técnicas de videografia; a aplicação do método dos elementos finitos (MEF); e o uso de métodos clínicos, como radiografia e densitometria. Foram levantados os dados dos pacientes: idade, anos de amputação, uso diário da prótese, altura, peso do paciente, peso (da perna, do músculo, do pé). A relação entre os dados resultantes nas análises da marcha e análise de estresse aplicando o MEF foi obtida pelo cálculo das forças de reação em que as articulações da prótese transfemoral são submetidas durante marcha normal; para calcular essas magnitudes foram usadas as equações de dinâmica vetorial, tendo um conjunto dados antropométricos (massa e inercial). A modelagem matemática por elementos finitos (MEF), amplamente utilizada para modelar os elementos componentes da prótese, contemplou o uso de propriedades mecânicas do tecido ósseo e materiais macios. Os modelos foram desenvolvidos com o uso do SOLIDWORKS, e as análises realizadas como sólido baixo em condições estáveis e lineares. Para os elementos, foram usados o tetraédrico de segunda ordem perfeitamente adaptável à complexidade da geometria da prótese.

O uso de uma ou mais próteses em pessoas com amputação transfemoral, representa uma alteração significativa da biomecânica de seu sistema locomotor, o que justifica a tendência dessas pessoas sobrecarregarem seus membros intactos, durante suas atividades diárias, tendo por consequência o aparecimento de patologias como a osteoartrite de joelho do membro saudável e quadril. Com isso, a osteopenia e posterior osteoporose ocorrem como um possível efeito colateral devido a estímulo mecânico insuficiente relacionado aos processos de remodelação óssea dos ossos dos membros inferiores. Outros aspectos que corroboram para aumentar estes problemas são a idade, nível de atividade e uma seleção inadequada da prótese. Além disto, a falta de alinhamento da prótese, seu peso e dimensões, e um treinamento fisioterapêutico insuficiente devem ser considerados. BROCHE VÁZQUEZ *et al.* (2015).

Sawers e Hafner (2020) relatam que, frequentemente, os médicos são solicitados a tomar decisões sobre o risco de queda de usuário de prótese de membro inferior (PMI). Essas decisões podem ser orientadas por testes padronizados de equilíbrio clínico, mas exigem pontuações de corte específicas do teste e índices de

validade para categorizar os indivíduos como prováveis caidores ou não, com base no desempenho do teste. Apesar da importância dos escores de corte e índices de validade para a interpretação clínica dos escores dos testes de equilíbrio clínico, eles raramente são relatados para usuários de próteses de membro inferior. Estes valores são importantes para dicotomizar escalas contínuas e criar *benchmarks* que categorizam indivíduos com ou sem a condição ou evento, com base em um resultado de teste "positivo" ou "negativo". Os testes clínicos podem ser administrados para avaliar mudança ao longo do tempo ou diferenças entre os indivíduos, mas na ausência de pontuações de corte e índices de validade associados (sensibilidade, especificidade e razões de probabilidade) não podem ser usados para avaliar a probabilidade com a qual um evento adverso ou condição pode ocorrer. A queda tem sido um evento observado com frequência em usuários de prótese de membro inferior, segundo os relatos: mais de 50% tiveram queda pelo menos uma vez ao ano; e até 39% tiveram várias quedas ao ano. Isto tem afetado negativamente sua vida, pois acarreta em resultados adversos para a saúde, incluindo lesões, redução de mobilidade, aumento de custos financeiros e diminuição da qualidade de vida. A triagem daqueles em risco poderia ser uma importante medida para reduzir quedas entre usuários PMI. Porém, a escassez de pontuações de corte específicas do usuário PMI e índices de validade de instrumentos para equilíbrio clínico, acaba sendo uma barreira. Os autores identificaram alguns estudos que avaliaram a validade e confiabilidade desses instrumentos entre usuários PMI, mas que as pontuações de corte para inferir o risco de queda só foram estabelecidas para usuários de prótese transtibial com experiência protética limitada (6 meses de uso protético). No entanto, não têm as informações necessárias para avaliar o risco de queda entre os usuários de prótese transfemoral.

Os autores buscaram, então, estabelecer pontuações de corte e índices de validade associados para testes de equilíbrio clínico administrados a usuários de prótese de membro inferior unilaterais. Tendo por hipótese que os índices de validade (por exemplo, razões de verossimilhança) associados ao ponto de corte os escores do Four Square Step Teste (FSST), Timed Up and Go (TUG) e Narrowing-Beam Walking Test (NBWT), testes de tarefa única, excederiam os da escala Berg Balance Scale (BBS), ou Activities-Specific Balance Confidence Scale (ABC), testes de vários itens. A confirmação desta hipótese ofereceria mais evidências de que testes clínicos como o FSST, o TUG, e o NBWT podem ser usados para avaliar o risco de queda

entre usuários de próteses transtibiais e transfemorais. Além disso, pontuações de corte e índices de validade relacionados forneceriam aos médicos as informações necessárias para interpretar adequadamente pontuações de teste de equilíbrio clínico para avaliar o risco de queda em pacientes que usam PMI. Devido a variedade de maneiras pelas quais os pesquisadores e médicos podem classificar os indivíduos como caidores ou não caidores, um objetivo secundário deste estudo foi determinar se os pontos de corte e os índices de validade associados diferiram entre duas classificações de queda comuns (ou seja,  $\geq 1$  queda versus  $\geq 2$  quedas nos últimos 12 meses). Os autores consideraram que classificar os caidores como  $\geq 2$  quedas aumentariam os índices de validade (SAWERS; HAFNER, 2020).

No referido estudo, as pontuações de corte ideais e índices de validade relacionados (área sob a curva, sensibilidade, especificidade, razões de verossimilhança) foram calculados para cinco testes de equilíbrio: ABC (Escala de Confiança de Equilíbrio de Atividades Específicas); TUG; FSST; BBS (Escala de Equilíbrio de Berg); e NBWT (Teste de Caminhada Narrowing-Beam). As pontuações de corte foram identificadas para o NBWT ( $\leq 0,43 / 1,0$ ), TUG ( $\geq 8,17$  segundos), FSST ( $\geq 8,49$  segundos), BBS ( $\leq 50,5 / 56$ ) e ABC ( $\leq 80,2 / 100$ ). Os índices de validade (área sob a curva, sensibilidade, especificidade e razões de verossimilhança) para o NBWT, TUG e FSST tiveram maiores precisão do diagnóstico e forneceu mais informações sobre a probabilidade de uma queda do que aqueles para o BBS ou ABC.

Considerando as pontuações de corte identificadas para o NBWT, FSST e o TUG, o desempenho acima ou abaixo destes valores fornece informações sobre mudanças potencialmente importantes na probabilidade de cair entre usuários de prótese de membro inferior unilaterais. Considerando as opções limitadas disponíveis para quantitativamente avaliar o risco de queda entre usuários de PMI unilaterais estabelecidos, as pontuações de corte propostas e razões de probabilidade associadas para o NBWT, TUG e FSST fornecem aos médicos ferramentas para reduzir a incerteza associada à estimativa da probabilidade de uma queda entre estes indivíduos. Os autores ressaltam que mais estudos são necessários para estabelecer e avaliar a precisão das pontuações de corte para testes de diagnóstico como esses para prever resultados entre os usuários PMI. Também, a necessidade de testar as pontuações e índices de corte propostos, para avaliar a confiabilidade relativa, utilidade e avaliação prospectiva desses testes para facilitar a sua adoção generalizada em cuidados clínicos (SAWERS; HAFNER, 2020).

A usabilidade e a percepção do usuário com amputação transfemoral em relação à prótese estão ligadas ao conforto. Este é um aspecto subjetivo, que pode ser avaliado por uma escala de bem-estar físico e social da qualidade de vida do indivíduo, representada pelo grau de reabilitação e é medida como a independência do indivíduo para realizar as atividades diárias.

A qualidade da prótese, também, pode ser avaliada por aspectos objetivos, tendo em vista que se almeja que o projeto da prótese ofereça melhor estabilidade e redução da força de reação que afeta diretamente o coto de uma pessoa amputada. Como visto, a prótese pode ser avaliada quanto ao desempenho em relação à funcionalidade, modularidade, rigidez, peso, facilidade de fabricação e manutenção, sendo estes aspectos objetivos e mensuráveis.

#### A1.3.2. Prótese Transfemoral – avaliação da percepção e conforto, realização de atividades

Neste item, buscou-se organizar as respostas às duas últimas questões, apresentadas no início da revisão, que estão focadas no uso da prótese transfemoral, visando relacionar a percepção do amputado, ou a avaliação de conforto do usuário da prótese na realização de atividades. Com relação às teorias sobre o conforto, geralmente, considera-se que: o conforto é um constructo de natureza pessoal subjetivamente definida; o conforto é afetado por fatores de diversas naturezas (físicas, fisiológicas, psicológicas); e, o conforto é uma reação ao ambiente (DE LOOZE *et al.*, 2003).

A usabilidade e a percepção do amputado em relação ao uso da prótese estão ligadas ao conforto, referindo-se à sua reabilitação e às interações que ocorrem entre o membro com a prótese.

De acordo com Ramírez-Patiño *et al.* (2015), em amputados transfemorais, o conforto está relacionado: a reabilitação do paciente; e, as interações com o membro residual e o soquete protético. Quanto à reabilitação do paciente, Bosmans *et al.* (2007) consideram que o conforto se refere ao bem-estar físico e social da qualidade de vida da pessoa, sendo representado numa escala que avalia o grau de reabilitação e sua independência para realizar as atividades diárias.

Ramírez-Patiño *et al.* (2015) relataram que existem vários instrumentos que avaliam o tratamento de reabilitação ou a qualidade de vida relacionada à prótese de amputados transfemoral. Porém, os autores ressaltaram que não existe consenso universal sobre qual seria o instrumento ideal. Em geral, a mobilidade e a dor são consideradas fatores importantes. Além disto, conforme Hanspal *et al.* (2003) e Van de Meent *et al.*, 2013), considerando a interação entre o soquete e o membro residual, a capacidade de realizar atividades comuns do cotidiano é influenciada tanto pelo ajuste, quanto relacionada ao desconforto, principalmente devido às sensações de dor (RAMÍREZ-PATIÑO *et al.*, 2015).

Na avaliação do conforto no interior do soquete, Ramírez-Patiño *et al.* (2015) relataram que vários autores concordam com a ausência de uma escala mensurável de conforto. E citam o estudo de Hanspal *et al.* (2003) para medir diretamente o nível de conforto percebido pelo usuário de prótese dentro do soquete, com a hipótese, que a dor e o conforto são percepções subjetivas, sendo adaptada uma escala numérica, inicialmente utilizada para medir a dor.

Para Ramírez-Patiño *et al.* (2015), a falta de termos padronizados acerca do conforto do amputado com relação ao uso da prótese, impede a implementação de medidas clínicas ao paciente. Os autores destacaram, ainda, que a maneira como a percepção de conforto é avaliada varia para cada paciente e ao longo do tempo, com base em estudos de Neumann (2001) e Zidarov *et al.* (2009), podendo dificultar o desenvolvimento de uma escala padronizada. Com relação à marcha do amputado, Meier *et al.* (1973 *apud* Ramírez-Patiño, 2015) apontam que o conforto é determinado pelo alinhamento estático e dinâmico do sistema protético durante a adaptação e a subsequente transmissão e distribuição da pressão.

Ramírez-Patiño *et al.* (2015) relataram que não existem métodos padronizados para medir de forma adequada o conforto da prótese. A maioria dos estudos sobre o design da prótese e sua relação com o desempenho do amputado comparou os efeitos biomecânicos e fisiológicos de diferentes próteses; enquanto outros, citando Major *et al.* (2011), têm relacionado as propriedades mecânicas da prótese ao conforto e desempenho do amputado.

Em usuários de próteses transfemorais, comumente ocorre o surgimento de lesões de pele, devido à distribuição do estresse no coto, a temperatura e umidade no local. De acordo com Perry *et al.* (2005), estas lesões afetam o bem-estar destas pessoas, porque causam dor. Porém, a percepção desta dor pode mudar de um

amputado para o outro, o que sugere diferentes percepções de conforto. Entre os principais problemas encontrados em amputados de membros inferiores em relação à pele, Highsmith *et al.* (2016) citam: dermatite, foliculite, hiperemia e xerose. Esses problemas são decorrentes da interação entre a prótese e a pele e estão relacionados a fricção entre eles.

Em seu estudo, Ramírez-Patiño *et al.* (2015) buscaram identificar os fatores que fundamentam o conceito de conforto com o uso de próteses em amputados transfemorais, aplicando um questionário para avaliar a percepção de conforto com seis escalas. Os resultados demonstraram que o modelo é significativo e classifica corretamente 84,9% dos casos. Sendo a funcionalidade e a dor os fatores que mais influenciam na percepção.

Portanto, nota-se que é fundamental estudos para levantar e analisar dados que auxiliem no desenvolvimento de projeto de próteses, que não só cumpram os requisitos de projeto e necessidades relacionadas a biomecânica do movimento, mas também, em relação à percepção do conforto do usuário ao utilizar a prótese. Diversas variáveis como os efeitos do atrito, o desgaste e lubrificação no contato da prótese ao coto, e esta interação na interface coto/prótese devem ser consideradas para o desenvolvimento de novas próteses.

Pavon Palácio *et al.* (2014) destacam a importância de uma adaptação bem-sucedida entre o paciente e sua prótese. Mencionam, também, que muitas complicações da saúde de pacientes amputados estão relacionadas ao uso contínuo de próteses de membros inferiores, sendo os principais problemas observados na pele: dermatites, foliculite, hiperemia e xerose, entre outras citadas por Highsmith *et al.* (2013). Estes problemas são decorrentes do atrito gerado pelo movimento relativo entre o soquete e a pele no processo de calçar o soquete e durante todas as etapas da marcha. Conforme a mecânica clássica, a força de atrito está relacionada à força normal pelo coeficiente de atrito (CF), mas nesta consideração a topografia da superfície não leva em conta a escala micrométrica que pode afetar a geração do CF. O CF tem sido considerado como um parâmetro importante na distribuição do estresse na interação coto-cavidade do soquete e o conhecimento de como isso depende de alguns parâmetros tribológicos pode ajudar a melhorar projetos de soquete atuais para aumentar a sensação de conforto em pacientes. A tribologia estuda os efeitos do atrito, desgaste e lubrificação no nível micromecânico para oferecer uma explicação aos

fenômenos físicos que ocorrem quando dois ou mais corpos estão juntos e existe um movimento relativo entre eles.

O estudo de Pavon Palácio *et al.* (2014) buscou avaliar como a variação dos parâmetros tribológicos  $S_a$ ,  $S_q$  e  $S_m$  influenciam a geração do CF entre a pele do coto e a cavidade, para fins de identificar os parâmetros relevantes para projetar uma superfície de encaixe que irá reduzir o CF e, assim, reduzir os esforços gerados, os quais são as causas dos problemas de pele apresentados pelos pacientes.

De acordo com os autores, o parâmetro  $S_a$  corresponde a rugosidade de uma superfície referida à área analisada, e analogamente ao parâmetro  $R_a$  é definido como a média aritmética dos valores absolutos das separações ou alturas do perfil áspero em relação ao plano médio da área medida  $A$ , esta área é a multiplicação do comprimento em  $X$ , e seus respectivos valores em  $Y$ . Da mesma forma, os parâmetros tribológicos  $S_q$  e  $S_m$  são dados por relações matemáticas.

A fricção comumente conhecida como a resistência que ocorre quando um corpo se move em relação a outro. Os autores relatam os avanços desde a década de 1980, os quais o estudo do atrito tem se baseado na interpretação desse fenômeno em escala micro e nano mecânica. Por consequência, houve um progresso em dispositivos para realizar observações nesta escala, desenvolvimentos como o Microscópio de Forças Atômicas, Fricção ou Força Lateral, Microbalanças de Cristais de Quartzo ou Aparelho de Força de Superfície, entre outros. Isso levou a investigações que tentam encontrar uma explicação da parte adesiva e da parte de deformação por atrito, tanto pelos parâmetros tribológicos como químicos e atômicos. Os autores citam outros estudos que investigaram a pele em contato com diversos materiais e o efeito do atrito em diferentes áreas do corpo e sob diferentes condições climáticas; e propostas de formulações específicas para as propriedades de fricção da pele. Com relação ao comportamento mecânico da pele, citando o estudo de Hendriks *et al.* (2003), caracteriza-se por ser altamente complexo, apresentando-se como não linear de tensão-deformação, uma variação no tempo (dependência), características de um material anisotrópico incompressível e não homogêneo. Além disto, segundo Cowin (2007 *apud* Pavon Palácio *et al.*, 2014), a pele é considerada um tecido mole e suas propriedades mecânicas dependem da concentração e disposição de elementos como elastina, colágeno e células musculares, além das propriedades já mencionadas.

No estudo sobre os amputados transfemorais usuários de próteses, Pavon Palácio *et al.* (2014), coletaram os dados sobre a topologia de superfície dos soquetes usando microscópio de forças atômicas (AFM), e foram caracterizadas as propriedades tribológicas de 12 zonas significativas. A partir desses dados as superfícies virtuais foram criadas para serem utilizadas na simulação numérica e descobrir qual era a relação entre os ditos parâmetros tribológicos e o coeficiente de atrito entre o polipropileno do soquete e a pele. A pele foi modelada como um material hiperelástico e o polipropileno como um material elástico linear, e foram considerados um deslocamento inicial de contato e um deslocamento tangencial dos espécimes para calcular o coeficiente de atrito. Também, uma pressão foi aplicada à parte superior das amostras de polipropileno que simularam as pressões geradas ao calçar a prótese e pelas forças geradas durante a fase de apoio da marcha humana. Os autores verificaram que existe uma correlação entre os parâmetros tribológicos e o coeficiente de atrito, no qual existem duas zonas principais, uma onde o coeficiente de atrito diminui conforme esses parâmetros aumentam, e uma segunda zona onde o coeficiente de atrito permanece constante.

Os autores destacam que nesta análise apenas o componente de deformação CF é levado em conta e não o componente adesivo, correspondendo a uma estimativa numérica do comportamento real da fricção e pele.

#### **A1.4. Conclusões da RSL1**

Considerando as três questões inicialmente formuladas:

- Como avaliar a usabilidade da prótese transfemoral, a partir de aspectos relacionados a experiência do usuário?
- Quais são os testes ou instrumentos de avaliação utilizados para analisar a experiência do usuário de prótese transfemoral durante a realização de atividades (cotidianas, físicas ou desportivas)?
- Quais são os parâmetros de qualidade da prótese transfemoral?

A partir desta revisão não foram encontrados resultados que apresentassem a associação de forma direta, ou relação entre as variáveis usabilidade e experiência do usuário, como mencionado anteriormente, são conceitos de interesse na área do Design, principalmente em estudos que visam tratar ou investigar a cerca da avaliação

de qualidade de produtos, neste caso um produto de tecnologia assistiva: a prótese transfemoral.

Com relação aos testes e instrumentos de avaliação utilizados, também, não foram encontrados resultados que os associe, de forma direta, à variável experiência do usuário durante a realização de atividades com o uso da prótese. Outros testes/instrumentos foram levantados em estudos, conforme apresentado no item A1.3.1. Sendo que em alguns artigos os resultados trazem uma relação com os parâmetros de qualidade da prótese transfemoral, respondendo à terceira questão.

A maioria dos estudos investigaram variáveis relacionadas à análise da marcha humana, considerando que as duas principais habilidades para o desenvolvimento da marcha são o equilíbrio e a locomoção, e, desta forma, esta análise torna-se de vital importância para avaliar possíveis limitações no design da prótese, ou possibilidades de melhorias, além de contribuir para avaliar o trabalho terapêutico.

As outras duas questões formuladas, também, têm foco no uso da prótese transfemoral, porém visam relacionar à percepção do usuário da prótese transfemoral na realização de atividades (cotidianas, físicas ou desportivas), ou a avaliação de conforto do usuário da prótese:

- Como avaliar a percepção do amputado quanto ao uso da prótese transfemoral durante a realização de atividades cotidianas, atividade física ou desportiva?
- Como avaliar o conforto do usuário quanto ao uso da prótese transfemoral?

Os resultados dos estudos analisados nesta revisão associam os fatores decorrentes da interação do coto e prótese como importantes para estudar a variável conforto percebido pelo usuário de próteses transfemoral. São aspectos relacionados inclusive a outros problemas de saúde, como os de pele que surgem em decorrência do atrito nesta região.

Como visto, no item A1.3.2. o conforto está relacionado ao bem-estar físico e social da qualidade de vida da pessoa, e pode ser representado numa escala que avalia o grau de reabilitação e independência do amputado transfemoral usuário de prótese para realizar suas atividades diárias.

Apesar de existirem instrumentos que avaliam o tratamento de reabilitação ou a qualidade de vida relacionada à prótese de amputados transfemoral, não existe consenso universal sobre qual seria o instrumento ideal. E, de modo geral, são considerados fatores importantes para avaliar o conforto a mobilidade e a dor.

Principalmente, considerando a interação entre o soquete e o membro residual, a capacidade de realizar atividades comuns do cotidiano é influenciada tanto pelo ajuste, quanto relacionada ao desconforto, principalmente devido às sensações de dor (RAMÍREZ-PATIÑO *et al.*, 2015).

Nesta revisão sistemática da literatura (RSL1) foram levantados estudos com a finalidade de avaliar a usabilidade da prótese transfemoral a partir da percepção dos usuários para fins de melhorar a adequação da prótese às suas necessidades. Com relação às questões de pesquisa, para as quais procurou-se identificar respostas, pode-se considerar que em função dos termos relacionados, os resultados foram satisfatórios no processo de busca, porém não foram plenamente alcançados os objetivos relativos a estudos de usabilidade e experiência do usuário, sugerindo uma possível lacuna na área de conhecimento. Uma das principais dificuldades decorrentes do uso da prótese transfemoral está relacionada ao conforto, sendo importante considerar a qualidade dos materiais e a ergonomia para que se ofereça a usabilidade desse produto aos usuários. Também, a usabilidade do produto e a percepção dos usuários referente a prótese transfemoral e suas atividades físicas, poderiam denotar a importância do material utilizado, dos métodos de aquisição de dados relacionados às medidas dos cotos dos usuários de forma personalizada para que a prótese apresente uma boa funcionalidade, usabilidade e conforto. Isto poderia apontar à necessidade de estudos que relacionem conhecimentos oriundos das áreas da saúde, como a fisioterapia, e o design, para que a usabilidade do produto seja planejada não só contendo requisitos como materiais e ergonomia, mas também questões que envolvem a biomecânica e fisiologia do usuário. Para fins de melhorar não só o conforto e a segurança, mas também questões que envolvem a percepção e o melhor desempenho do usuário ao utilizar a prótese.

Os riscos de queda também afetam negativamente a vida dos amputados, acarretando resultados adversos à saúde, incluindo lesões, redução de mobilidade e diminuição da qualidade de vida. De modo que são importantes os testes de equilíbrio para os amputados usuários de prótese transfemoral. A utilização de softwares específicos para análise da dinâmica da marcha permite uma visão tridimensional dos movimentos executados pelo amputado de membros inferiores, podem tanto auxiliar os fisioterapeutas na avaliação do processo de reabilitação e evolução, quanto profissionais do Design no desenvolvimento e avaliação de próteses.

APÊNDICE B – MATRIZ SÍNTESE DA CLASSE DE PROBLEMAS

Quadro 19 – Matriz Síntese com a Classe de Problemas e Artefatos identificados

(continua)

Classe de problemas Z = Avaliação da Usabilidade da Prótese Transfemoral							
Sub-classes de problemas Y1 = ponto de vista da atividade: Ergonomia							
Artefatos/ Instrumentos	Heurísticas de Construção	Heurísticas Contingenciais	Resultados	Observações	Objetivo do estudo	Referência	Comentários
X1 = inspeção (especialista)			Avaliação objetiva  (medições: quantitativo)	Previamente ao uso do produto, lista de verificação de critérios/requisitos			
<b>Análise técnica</b>	Uma análise técnica das articulações de joelho com base na função mecânica a partir das patentes, instruções de uso e outras informações publicadas pelos fabricantes.	Os autores buscaram determinar, com base nos projetos de engenharia, qual dispositivo ofereceu o perfil de controle ideal.		A seleção de qual MPK seria adequada para atender as necessidades dos pacientes é considerada um desafio, tanto para os profissionais protéticos quanto os próprios pacientes.	Avaliar a qualidade do controle de fase de apoio e de balanço de três articulações de joelho (Orion, Plié2.0 e Rel-K) em relação à C-Leg	Thiele <i>et al.</i> (2014)	Existem diversos tipos de articulações exoesqueléticas de joelho controladas por microprocessador (MPKs). São tecnologias avançadas com funcionalidades para regular a resistência da fase de balanço e a postura durante a marcha do usuário por meio de sensores eletrônicos e complexos algoritmos de controle. De acordo com os autores, vários estudos apontam para resultados advindos do uso desta tecnologia por pessoas com amputação de membros inferiores, no que se refere ao movimento e à segurança, além da qualidade funcional e redução nas quedas.  A maioria das articulações protéticas de joelho controladas por microprocessador visam proporcionar ao usuário, de forma segura, o reconhecimento da transição entre a fase de apoio e de balanço, além da comutação das resistências articulares necessárias. Alguns dispositivos protéticos com controle de microprocessador, também, possibilitam obter uma adaptação destas resistências a diferentes requisitos de movimentos e situações.  As análises técnicas dos princípios funcionais indicaram que as diferenças no design das articulações contribuíram para identificar diferenças na qualidade das funções requeridas para a caminhada nivelada com as articulações de joelho controladas por microprocessador C-Leg, Plié2.0, Orion e Rel-K.  Após, os autores completaram as informações com a realização de tomografias computadorizadas.

Quadro 19 – Matriz Síntese com a Classe de Problemas e Artefatos identificados

(continuação)

Classe de problemas = Avaliação da Usabilidade da Prótese Transfemoral							
Sub-classes de problemas Y1 = ponto de vista da atividade: Usabilidade							
Artefatos/ Instrumentos	Heurísticas de Construção	Heurísticas Contingenciais	Resultados	Observações	Objetivo do estudo	Referência	Comentários
X2 =avaliação (especialista)			Avaliação objetiva (medições: quantitativo)	Exame do produto quanto à adaptação ao usuário e a tarefa			
<b>TUG</b>	É uma medida baseada no desempenho da mobilidade que compreende movimentos básicos como caminhar, virar enquanto anda, e habilidades de equilíbrio e transferências.  (RESNIK; BORGIA, 2011, DEATHE; MILLER, 2005).	O paciente executa algumas ações como levantar-se de uma cadeira/poltrona com altura padrão de 40 a 50 cm, caminhar uma distância de 3 m em ritmo normal, virar, retornar caminhando até a cadeira e sentar-se novamente.  (DEATHE; MILLER, 2005, RESNIK; BORGIA, 2011, HAFNER; ASKEW, 2015, ROSENBLAT <i>et al.</i> , 2017, HAKIM <i>et al.</i> , 2018).  O TUG oferece maior utilidade clínica quando o tempo disponível é limitado, pois é rápido (menos de 5 min.) e tem fácil aplicação, pois possibilita que as pessoas com amputação de membro inferior possam utilizar seus dispositivos assistivos para caminhar.  Hakim <i>et al.</i> (2018)	O tempo de execução destes movimentos é medido em segundos com a utilização de um cronômetro e indica a capacidade de equilíbrio do paciente (quanto menor tempo, maior capacidade)  (DEATHE; MILLER, 2005, RESNIK; BORGIA, 2011, HAFNER; ASKEW, 2015, ROSENBLAT <i>et al.</i> , 2017, HAKIM <i>et al.</i> , 2018).	Medida de resultado para avaliar a mobilidade de pacientes com amputação de membros inferiores.  E medida de validade concorrente com medidas de autorrelato de mobilidade para estas pessoas.  O TUG apresentou boa confiabilidade intra e interexaminador.  Schoppen <i>et al.</i> (2003 apud Hakim <i>et al.</i> , 2018).  Hakim <i>et al.</i> (2018) citam outros estudos que, a partir de amostras com população adulta, correlacionaram o TUG com o teste de equilíbrio de Berg, velocidade de marcha, e o índice de Barthel.	Avaliação do treinamento protético interno e ambulatorial em um programa regional de amputados.	Deathe e Miller (2005)	Utilizaram o TUG e o TC2'  Aplicação de uma versão curta do TUG, com uma distância total de 6m, os autores relataram um efeito de teto, especialmente considerando pessoas idosas que apresentam mais mobilidade e pessoas mais jovens com amputações
					Estimar a confiabilidade teste-reteste do teste cronometrado TUG com uma amostra de conveniência de pessoas com amputação de membro inferior com uso de prótese por um período superior a seis meses, e que apresentassem condições de deambular por três metros.	Resnik e Borgia (2011)	Os índices demonstraram forte confiabilidade, com uma diferença mínima detectável.  A aplicação dos testes e a coleta de medidas clínicas foram realizadas por fisioterapeutas treinados para sua aplicação, garantindo a fidelidade na aplicação dos protocolos. Os fisioterapeutas tinham experiência clínica e atuação em fisioterapia para pessoas com amputação de membros inferiores.
					Investigar como a qualidade da marcha afeta a satisfação dos pacientes depois da amputação de membros inferiores e após a prescrição de próteses.	Kark e Simons (2011)	Protocolo com 3DGA com uso de marcadores para captar os dados durante uma caminhada de 15 metros com velocidade autoselecionada e confortável, seguida de três sessões de TUG e do teste TC6min.  Todas as medidas baseadas em desempenho apresentaram ampla variedade de habilidades funcionais entre os participantes da amostra. A variedade de padrões, também, foi observada nos resultados da análise da marcha.  Não houve correlação significativa entre as medidas de resumo baseadas no desempenho e de marcha com as medidas de satisfação.

Quadro 19 – Matriz Síntese com a Classe de Problemas e Artefatos identificados

(continuação)

Classe de problemas = Avaliação da Usabilidade da Prótese Transfemoral							
Sub-classes de problemas Y1 = ponto de vista da atividade: Usabilidade							
Artefatos/ Instrumentos	Heurísticas de Construção	Heurísticas Contingenciais	Resultados	Observações	Objetivo do estudo	Referência	Comentários
X2 =avaliação (especialista)			Avaliação objetiva (medições: quantitativo)	Exame do produto quanto à adaptação ao usuário e a tarefa			
TUG (cont.)					<p>Averiguar os resultados de desempenho relativos aos sistemas protéticos de controle de joelho (passivo, adaptativo e ativo) em pessoas com amputação transfemoral.</p> <p>Avaliar a confiança no equilíbrio dos indivíduos com amputação transfemoral.</p>	Hafner e Askew (2015)	<p>Aplicação do TUG em uma velocidade confortável (TUG-Comf) e em uma velocidade mais rápida e segura possível (TUG-Fast) para o participante do estudo.</p> <p>Os participantes apontaram que, em comparação com o controle passivo, o joelho adaptativo melhorou significativamente o desempenho do TUG com velocidade confortável, porém o joelho ativo mostrou um pior desempenho físico no TUG. Mesmo que um joelho motorizado ofereça a extensão ativa, pode ser que o usuário não tenha se beneficiado efetivamente disto, "ele pode não ter ativado ou sincronizado de maneira ideal para melhorar o desempenho das atividades normais de sentar para levantar".</p> <p>Já no controle adaptativo, pode ser que tenha facilitado a caminhada confortável em solo nivelado, sem restringir significativamente os movimentos de sentar-se para levantar-se.</p> <p>Os joelhos com controle ativo e adaptativo apresentaram diferenças significativas nas duas aplicações do teste, sugerindo uma mobilidade básica melhorada na condição do joelho com controle adaptativo.</p>
					<p>Avaliação laboratorial da suspensão de soquetes assistidos à vácuo (VASS) em comparação ao tipo manga e de sucção</p>	Rosenblat et al. (2017)	<p>Aplicação do TUG após o teste de caminhada de 10 metros (10MWT).</p> <p>Usuários de VASS realizaram tarefas locomotoras de forma mais rápida comparados com usuários de suspensão tipo manga. Também, usuários de tipo manga foram mais rápidos que tipo sucção.</p> <p>A identificação das características comuns entre as pessoas com amputação de membros inferiores incapazes de realizar atividades diárias sem VASS poderia oferecer informações úteis para reconhecer candidatos potenciais à suspensão VASS.</p> <p>Os autores sugerem um período de acomodação curto suficiente para se observar mudanças no volume do membro, para avaliar os efeitos logo após a alteração da suspensão.</p>

Quadro 19 – Matriz Síntese com a Classe de Problemas e Artefatos identificados

(continuação)

Classe de problemas = Avaliação da Usabilidade da Prótese Transfemoral							
Sub-classes de problemas Y1 = ponto de vista da atividade: Usabilidade							
Artefatos/ Instrumentos	Heurísticas de Construção	Heurísticas Contingenciais	Resultados	Observações	Objetivo do estudo	Referência	Comentários
X2 =avaliação (especialista)			Avaliação objetiva (medições: quantitativo)	Exame do produto quanto à adaptação ao usuário e a tarefa			
<b>TUG</b>  (cont.)					Aplicar medidas de equilíbrio clínico, para fins de avaliar o risco de quedas, em pessoas adultas com amputação de membros inferiores unilateral em uma amostra de indivíduos caidores e não caidores	Hakim <i>et al.</i> (2018)	Foi verificada uma diferença estatisticamente significativa nos tempos de TUG entre os dois grupos; e obtido um valor preditivo de 0,68 com uma pontuação de corte de 10,03s para identificar caidores na amostra.  Entre as duas medidas (AMPPRO e TUG) a correlação foi de moderada a alta, sugerindo que ambas medem constructos semelhantes. Os resultados podem apoiar os clínicos na escolha de medidas de resultado para identificar caidores entre estes indivíduos. Ambos são instrumentos que podem ser utilizados no ambiente clínico e não necessitam de muitos recursos.  Os autores citam outros estudos que, a partir de amostras com população adulta, correlacionaram o TUG com o teste de equilíbrio de Berg, velocidade de marcha, e o índice de Barthel.
<b>Teste L</b>	Consiste em um teste de habilidades básicas de mobilidade, incluindo 2 movimentos de transferência e 4 voltas, das quais pelo menos uma deve ser feita para o lado oposto, em uma distância total de 20 metros.  O percurso de caminhada e movimentação tem uma configuração em L, com uma distância padronizada (3m X 7m), e exige, também, que as curvas sejam feitas tanto para a direita quanto para a esquerda.  Consiste em uma versão modificada do instrumento TUG, mantendo seu conjunto de habilidades de transferência.  DEATHE; MILLER (2005)	O paciente é observado enquanto se levanta de uma cadeira, caminha, muda de direção ao girar, retorna caminhando e volta a sentar-se.  A avaliação pode ser realizada em um ambiente hospitalar ambulatorial.  DEATHE; MILLER (2005)  Uma pequena parte do TUG tem tarefas dinamicamente desafiadoras, possibilitando que o Teste L seja utilizado para avaliar a mobilidade funcional em indivíduos de alto nível de funcionamento. Pois requer, percurso de maior distância, além de movimentos de transferência e giro.  Rosenblat <i>et al.</i> (2017)	É registrado o tempo que o paciente leva para se levantar de uma cadeira sem braços (medido em segundos, para o 10º de segundo mais próximo), caminhar 10 metros à sua velocidade habitual (percurso em forma de L), virar 180 graus, e retornar 10 metros do mesmo percurso e voltar à posição sentado.  DEATHE; MILLER (2005)	Esta atividade possibilita ao clínico realizar uma avaliação visual da biomecânica e da interface prótese-membro.  O teste L apresenta facilidade e rapidez em sua aplicação nas visitas do paciente à clínica, e auxilia a verificação da capacidade de andar com o dispositivo protético. No momento da consulta a estabilidade clínica e protética do paciente é determinada pelo fisiatra, considerando um ajuste confortável, suspensão nas transferências e suporte de peso.  DEATHE; MILLER (2005)	Avaliação do treinamento protético interno e ambulatorial em um programa regional de amputados.  Avaliar a confiabilidade e validade da medida clínica de mobilidade básica do instrumento denominado Teste L de mobilidade Funcional.	DEATHE; MILLER (2005)	A mobilidade básica com o uso de dispositivos protéticos deve possibilitar além da deambulação doméstica segura, habilidades de transferências, andar em nível e fazer curvas, ou retornos. Este teste abrange as necessidades mínimas de mobilidade funcional do paciente no ambiente doméstico.  A avaliação da validade dos dados do Teste L incluiu variáveis clínicas importantes, tais como: causas e ao nível de amputação; adaptação à prótese e à amputação; variáveis que medem níveis altos de função (participação na atividade social); e medidas de capacidade de mobilidade e de desempenho.  Também, o teste de hipóteses formuladas a priori contribuiu para avaliar a validade dos dados do Teste L com os dados dos outros testes utilizados no estudo (TUG, 10MWT, TC2', ABC, FAI, PEC-MS).

Quadro 19 – Matriz Síntese com a Classe de Problemas e Artefatos identificados

(continuação)

Classe de problemas = Avaliação da Usabilidade da Prótese Transfemoral							
Sub-classes de problemas Y1 = ponto de vista da atividade: Usabilidade							
Artefatos/ Instrumentos	Heurísticas de Construção	Heurísticas Contingenciais	Resultados	Observações	Objetivo do estudo	Referência	Comentários
X2 =avaliação (especialista)			Avaliação objetiva (medições: quantitativo)	Exame do produto quanto à adaptação ao usuário e a tarefa			
<b>AMP</b>	Compreende 21 itens que avaliam a habilidades de transferência, de marcha, e de equilíbrio (sentado e em pé).	Para sua aplicação são necessários os seguintes equipamentos: um cronômetro, duas cadeiras, uma régua de 12", um lápis, um obstáculo de 4" de altura, um conjunto de escada com 3 degraus e uma cinta de marcha. O tempo necessário para sua aplicação é de aproximadamente 15 a 20 minutos.  Desenvolvido por Gailey <i>et al.</i> (2002), o instrumento tem viabilidade, confiabilidade e validade para sua aplicação em pessoas com amputação de membros inferiores.  Gailey et al (2002 <i>apud</i> Hakim <i>et al.</i> , 2018)	Medir a capacidade funcional antes e depois da prótese.  Gailey <i>et al.</i> (2002 <i>apud</i> Hakim <i>et al.</i> 2018),  Utilidade clínica do AMP quanto à identificação de caidores e determinação do risco de queda.  Hakim <i>et al.</i> (2018)	Considerando a utilidade clínica, os médicos devem considerar quais são os recursos disponíveis e as necessidades de avaliação, para selecionar o teste/instrumento ideal para avaliar o equilíbrio e identificar caidores em pessoas com amputação de membros inferiores.  No caso do AMPPRO, deve-se levar em conta que é necessário mais esforço e tempo para sua aplicação, comparado ao TUG, por exemplo. Sendo uma boa escolha para avaliar diversas atividades funcionais, incluindo alcance, equilíbrio, liberação de obstáculos e uso de escadas.  Hakim et al. (2018)	Verificar se houve uma diferença significativa nas pontuações em testes clínicos de equilíbrio em relação ao histórico autorrelatado de quedas em pessoas com amputação unilateral de membro inferior; e determinar pontuações de corte ideais, visando a maximização dos valores de sensibilidade e especificidade na identificação de indivíduos caidores	Hakim <i>et al.</i> (2018)	Em uma única sessão foi feita a aplicação dos instrumentos: AMPPRO (preditor de mobilidade do amputado com prótese); alcance funcional (FR); postura de membro único (SLS); e o teste de caminhada cronometrado (TUG).  O FR e o SLS, geralmente, utilizados como testes de equilíbrio autônomos, neste estudo seus escores após relatados e analisados, de forma individual, foram incluídos no escore total do AMPPRO. Pois, não demonstraram valor preditivo para a identificação de caidores em pessoas com amputação transfemoral.  O FR avalia os limites de estabilidade a partir de uma medida de distância máxima de alcance para frente, em pé com uma base de apoio fixa. O item SLS do AMPPRO avalia a estabilidade em pé com uma base de suporte estreita.  Os resultados nas pontuações do AMPPRO demonstraram uma diferença estatisticamente significativa entre os dois grupos do estudo, sendo para o grupo de caidores (36,95 de 47 pontos, SD= 7,43) e para o grupo de não caidores (41,70 de 47, SD= 3,13). Foi determinado um valor preditivo de área sob a curva moderado de 0,70 com uma pontuação de corte ideal de 39,5 de um total de 47 pontos (sensibilidade 80%, especificidade 60%), considerado aceitável para identificação de caidores.

Quadro 19 – Matriz Síntese com a Classe de Problemas e Artefatos identificados

(continuação)

Classe de problemas = Avaliação da Usabilidade da Prótese Transfemoral							
Sub-classes de problemas Y1 = ponto de vista da atividade: Usabilidade							
Artefatos/ Instrumentos	Heurísticas de Construção	Heurísticas Contingenciais	Resultados	Observações	Objetivo do estudo	Referência	Comentários
X2 =avaliação (especialista)			Avaliação objetiva (medições: quantitativo)	Exame do produto quanto à adaptação ao usuário e a tarefa			
<b>GPS</b>	<p>É um índice geral de resumo que quantifica a diferença entre os padrões cinemáticos patológicos e saudáveis.</p> <p>É considerado uma medida de desvio cinemático, sendo calculada a partir do uso de dados cinemáticos da pelve, quadril, joelho, tornozelo e pé.</p> <p>Kark; Simmons (2011)</p>	<p>o GPS, também, é aplicável para amputados de membros inferiores. Sendo calculado a partir do uso de elementos individuais do perfil de análise de movimento (AMP), com objetivo de explicar as causas subjacentes da patologia da marcha através de uma pontuação para cada uma das variáveis cinemáticas.</p> <p>Kark; Simmons (2011)</p>	<p>As medidas resumidas da marcha (pontuação do perfil de marcha, inclinação pélvica, obliquidade pélvica, rotação pélvica, flexão/extensão do quadril, adução/abdução do quadril, flexão/extensão do joelho, dorsi-flexão/ flexão plantar do tornozelo, ângulo de progressão do pé).</p> <p>Uma pontuação mais alta no escore de perfil da marcha (GPS) representa maior desvio da marcha dos indivíduos sãos.</p> <p>Kark; Simmons (2011)</p>	<p>Perfil de análise do movimento e escore de perfil da marcha.</p>	<p>Investigar como a qualidade da marcha afeta a satisfação dos pacientes depois da amputação de membros inferiores e após a prescrição de próteses.</p>	<p>Kark; Simmons (2011)</p>	<p>O AMP e o GPS foram calculados para cada membro (com prótese e intacto) e a média de cada um foi usada para análises subsequentes. No estudo, os resultados da análise da marcha apresentaram uma ampla gama de padrões de marcha observados e medido pelo AMP e GPS.</p> <p>O desvio da marcha foi quantificado usando um resumo das medidas de marcha, porém as medidas resumidas não devem ser utilizadas como substitutas de uma análise quantitativa completa da marcha. O AMP e o GPS têm sido considerados como apropriados para uso com pessoas com amputação de membros inferiores e oferecem um meio prático de verificar a patologia geral da marcha.</p> <p>Nesta amostra com amputados com alto nível funcional, em comparação com a capacidade funcional autorrelatada, o desvio da marcha tem pouca importância para determinar a satisfação do paciente. Apenas o desvio da marcha e a satisfação com a caminhada alcançou correlação significativa.</p> <p>A reabilitação após a prescrição da prótese não deve ser focada apenas na mobilidade, mas integrar outros domínios da saúde, já defendido por várias pesquisas. Pois, a capacidade funcional supõe considerar a capacidade física, social e mental para realizar as atividades diárias.</p>
<b>10MWT</b>	<p>Consiste em um teste de caminhada realizado em um percurso de 10 metros, sendo considerado como medida válida e confiável para avaliar a mobilidade de pessoas com amputação de membros inferiores.</p> <p>(DEATHE; MILLER, 2005, ROSENBLAT <i>et al.</i>, 2017).</p>	<p>A pessoa já posicionada em pé inicia a caminhada e percorre o caminho de 10 metros no ritmo normal de caminhada.</p>			<p>Avaliar a confiabilidade e validade da medida clínica de mobilidade básica do instrumento denominado Teste L de mobilidade Funcional.</p>	<p>Deathe e Miller (2005)</p>	<p>O teste de hipóteses formuladas a priori contribuiu para avaliar a validade dos dados do Teste L com os dados dos outros testes utilizados no estudo, incluindo o 10MWT (TUG, 10MWT, TC2', ABC, FAI, PEC-MS). O 10MWT foi incorporado no início do teste de caminhada de 2 minutos (TC2').</p>
					<p>Avaliação laboratorial da suspensão de soquetes assistidos à vácuo (VASS) em comparação ao tipo manga e de sucção.</p> <p>O teste foi usado para avaliar a mobilidade de amputados de membro inferior (usuário e não usuário de suspensão VASS).</p>	<p>Rosenblat <i>et al.</i> (2017)</p>	<p>O participante percorreu o mais rápido possível este percurso, sendo medido, com um cronômetro, o tempo gasto para percorrer os primeiros 6 metros. Durante a aplicação do 10MWT a tarefa foi repetida 3 vezes, e a partir do tempo médio de conclusão foi obtida a velocidade máxima de caminhada. Com VASS a velocidade máxima foi de 0,07m/s mais rápido que com sucção e mais de 0,10 m/s com suspensão tipo manga</p>

Quadro 19 – Matriz Síntese com a Classe de Problemas e Artefatos identificados

(continuação)

Classe de problemas = Avaliação da Usabilidade da Prótese Transfemoral							
Sub-classes de problemas Y1 = ponto de vista da atividade: Usabilidade							
Artefatos/ Instrumentos	Heurísticas de Construção	Heurísticas Contingenciais	Resultados	Observações	Objetivo do estudo	Referência	Comentários
X2 = avaliação (por especialista)			Avaliação objetiva (medições: quantitativo)	Exame do produto quanto à adaptação ao usuário e a tarefa			
<b>TC2'</b>	Consiste em uma caminhada em um tempo cronometrado de 2 minutos,	O TC2' é um teste de rápida e fácil aplicação e muito utilizado na prática clínica.	Distância medida no tempo de 2 minutos.		Avaliação do treinamento protético interno e ambulatorial em um programa regional de amputados.	Deathe e Miller (2005)	o Teste de Caminhada de 2 minutos (TC2') foi utilizado juntamente com o TUG para avaliar o treinamento protético interno e ambulatorial.  O TC2' mais longo, no entanto, é mais difícil de ser utilizado em ambiente de ambulatório, pois requer um corredor de 20m, livre de distrações, sendo que em clínicas há presença de pessoal e de outros pacientes.
					Estimar a confiabilidade teste-reteste do teste cronometrado TUG com uma amostra de conveniência de pessoas com amputação de membro inferior com uso de prótese por um período superior a seis meses, e que apresentassem condições de deambular por três metros.	Resnik e Borgia (2011)	O TC2' foi aplicado junto ao TC6' para avaliar a mobilidade e a aptidão cardiovascular. Foi medida a distância nos primeiros 2 minutos do TC6.'
<b>TC6'</b>	Consiste em uma caminhada em um tempo cronometrado de 6 minutos, sendo que a distância percorrida corresponde à capacidade física do paciente para a realização de atividades diárias da vida.	A aplicação do teste é simples e necessita de equipamentos de baixo custo. Os pacientes devem caminhar por um corredor longo e reto no tempo estabelecido de 6 minutos.	Distância medida no tempo de 6 minutos.  Pode ser utilizado para a avaliação do estado funcional de indivíduos com amputação de membro inferior com uso de prótese		Estimar a confiabilidade teste-reteste do teste cronometrado TUG com uma amostra de conveniência de pessoas com amputação de membro inferior com uso de prótese por um período superior a seis meses, e que apresentassem condições de deambular por três metros.	Resnik e Borgia (2011)	O TC6' foi realizado em um corredor de aproximadamente 30,5m (fechado ou aberto, e livre de distrações), juntamente com o TC2', para avaliar a mobilidade e aptidão cardiovascular.
					Investigar o papel da qualidade da marcha na satisfação do paciente após a amputação de membros inferiores e prescrição da prótese.	Kark e Simmons (2011)	O teste de caminhada de 6 minutos (TC6') foi utilizado após a aplicação do TUG.  Ambos oferecem uma indicação da capacidade funcional em termos de mobilidade e têm validade para uso para pessoas com amputação de membros inferiores.  Não houve correlação significativa das medidas baseadas no desempenho e de marcha com as medidas de satisfação.

Quadro 19 – Matriz Síntese com a Classe de Problemas e Artefatos identificados

(continuação)

Classe de problemas = Avaliação da Usabilidade da Prótese Transfemoral							
Sub-classes de problemas Y1 = ponto de vista da atividade: Usabilidade							
Artefatos/ Instrumentos	Heurísticas de Construção	Heurísticas Contingenciais	Resultados	Observações	Objetivo do estudo	Referência	Comentários
X2 = avaliação (por especialista)			Avaliação objetiva (medições: quantitativo)	Exame do produto quanto à adaptação ao usuário e a tarefa			
TC6' (Cont.)					Identificar diferenças entre o joelho WAB e ASPL, quanto à velocidade de caminhada, gasto de energia e aspectos da função dos membros inferiores e qualidade de vida dos usuários. Além de possíveis diferenças nestas medidas, considerando uso de joelho ASPL após 4 semanas de uso e ao longo do período de 1 ano.	Andrysek <i>et al.</i> (2016)	Foi utilizado um conjunto de instrumentos visando medir a função da marcha, atividade e percepção do usuário. As medidas de função e capacidade foram obtidas por meio de aplicação de dois testes de caminhada realizados em um percurso reto de 20 metros: o TC6; e o teste de caminhada de 20 metros para medir velocidades rápidas e autosselecionadas. As diferenças entre os dois tipos de mecanismos de joelho analisados (ASPL e WAB) podem sugerir uma influência significativa no desempenho da caminhada.
					Avaliação laboratorial da suspensão de soquetes assistidos à vácuo (VASS) em comparação ao tipo manga e de sucção	Rosenblat <i>et al.</i> (2017)	Uma das tarefas do protocolo foi estabelecida para quantificar os custos de transporte e conforto na velocidade autosselecionada (SSS). Foi solicitado aos participantes que caminhassem com sua prótese por 6 minutos (TC6') em torno de uma pista de 90,58m, coberta com um tapete. Antes e durante a atividade de caminhada, foi medida a taxa de consumo de oxigênio (em mL O <sub>2</sub> /min) com base na respiração, com o uso de um dispositivo portátil para medição.
TST	Consiste em um teste cronometrado de subida e descida de escada cronometrada.  Em Hafner e Askew (2015), a escada utilizada (6 degraus com largura de 36" e altura de 7") seguiu o padrão da lei americana para Design Acessível, contando com degraus antiderrapantes e corrimãos bilaterais para garantir segurança. No topo da escada encontra-se uma plataforma (48"x96").	O indivíduo se posiciona em uma distância de 2 metros à frente da base da escada, iniciando a avaliação com seu deslocamento até ela, subida da escada, girar na plataforma, descer e retornar à posição inicial. Sendo acionado e interrompido o cronômetro no momento que o indivíduo cruza a marca de 1 metro à frente da escada.  Hafner e Askew (2015)	Uma medida objetiva de desempenho físico, a partir da avaliação da capacidade do indivíduo de subir e descer escadas.  Hafner e Askew (2015)		Averiguar os resultados de desempenho relativos aos sistemas protéticos de controle de joelho (passivo, adaptativo e ativo) em pessoas com amputação transfemoral.	Hafner e Askew (2015)	Os resultados do TST permaneceram inalterados considerando o sistema protético de controle de joelho adaptativo em comparação ao controle passivo. Contrariando a hipótese do estudo, os resultados obtidos com o controle de joelho ativo, também, não demonstraram melhora significativa no desempenho físico na realização destas atividades. A qualidade da atividade do usuário relativa à subida e descida de escada pode ter melhorado com o uso de sistema de controle adaptativo de joelho, porém não houve alteração no tempo para realizar a atividade.

Quadro 19 – Matriz Síntese com a Classe de Problemas e Artefatos identificados

(continuação)

Classe de problemas = Avaliação da Usabilidade da Prótese Transfemoral							
Sub-classes de problemas Y1 = ponto de vista da atividade: Usabilidade							
Artefatos/ Instrumentos	Heurísticas de Construção	Heurísticas Contingenciais	Resultados	Observações	Objetivo do estudo	Referência	Comentários
X2 = avaliação (por especialista)			Avaliação objetiva (medições: quantitativo)	Exame do produto quanto à adaptação ao usuário e a tarefa			
<b>TRT</b>	Consiste em um teste de rampa cronometrado, com atividades de subir e descer rampas.  Em Hafner e Askew (2015), a rampa tinha as seguintes características: 36" de largura; 14 pés de comprimento; inclinação de 15°. Ao final encontra-se uma plataforma.	O indivíduo se posiciona a 2 metros à frente da rampa, caminhar até ela, subir, fazer a volta sobre a plataforma. E da mesma forma que o TST, o cronometro é acionado e interrompido na marcação a 1 metro da rampa.  Hafner e Askew (2015)	Medida para avaliar a capacidade do indivíduo subir e descer uma rampa. Fornece uma medida de desempenho baseada em laboratório.  Hafner e Askew (2015)		Averiguar os resultados de desempenho relativos aos sistemas protéticos de controle de joelho (passivo, adaptativo e ativo) em pessoas com amputação transfemoral.	Hafner e Askew (2015)	Os resultados do tempo medido no TRT apresentaram um aumento significativo considerando o controle adaptativo e o controle ativo em comparação ao controle passivo, indicando que os participantes necessitaram de mais tempo para subir e descer a rampa.
<b>OC</b>	Consiste em uma pista de obstáculos ao ar livre padronizada, utilizada para realizar atividades.  Em Hafner e Askew (2015), foi usada pista com comprimento de 880 metros (0,5 milhas), apresentando diversas características de terreno (asfalto, terra, grama, lascas de cascas e terra compactada), incluindo ainda outras condições (terreno nivelado, irregular, declives e escadas).	O indivíduo deve andar em um percurso reto com um ritmo confortável, virar em ambas as direções, subir e descer ladeiras e escadas. Com colocação de bandeiras para marcar o percurso percorrido.  Hafner e Askew (2015)	Mede a capacidade do indivíduo deambular ao ar livre, simulando situações e atividades que ele poderia realizar na comunidade.  Hafner e Askew (2015)		Averiguar os resultados de desempenho relativos aos sistemas protéticos de controle de joelho (passivo, adaptativo e ativo) em pessoas com amputação transfemoral.	Hafner e Askew (2015)	Ao término do teste OC, foi utilizada uma escala visual analógica para levantar o autorrelato dos participantes, quanto ao seu nível de esforço físico (VAS-P) e a classificação de esforço percebido (RPE). Além de avaliarem seu nível de concentração ou esforço mental durante a caminhada. Não houve alteração significativa no tempo gasto no percurso de caminhada com sistema de controle adaptativo. Tampouco, foi percebido redução no esforço físico e mental por parte dos participantes. Foi observada uma melhora no tempo gasto no percurso de caminhada com o controle ativo de joelho.
<b>Monitor de Atividade</b>	Instrumentos usados para medir a atividade dos indivíduos em determinado período, registrando o número de passos dados em incrementos de 1 minuto por período de até 60 dias.  Hafner e Askew (2015)	O monitoramento da atividade com pedômetros, acelerômetros ou outros sensores têm sido utilizado para quantificar a atividade física fora de ambiente de laboratório.  Hafner e Askew (2015)	A contagem de passos pode ser usada, para pessoas deficientes, ou não; podendo ser também utilizada na avaliação de sistemas protéticos, incluindo joelhos protéticos.  Hafner e Askew (2015)		Averiguar os resultados de desempenho relativos aos sistemas protéticos de controle de joelho (passivo, adaptativo e ativo) em pessoas com amputação transfemoral.	Hafner e Askew (2015)	Os resultados sugerem que o sistema de controle adaptativo de joelho poderia ser uma intervenção funcional indicada para usuários de prótese na faixa etária de meia-idade ou mais velhas com amputação transfemoral. Diferentemente, o controle ativo de joelho poderia não ser ideal para estas pessoas, tendo em conta que limita a mobilidade destes usuários, em laboratório e atividade diária geral, observando que a capacidade de caminhar longas distâncias e outras medidas funcionais com o controle ativo sejam comparáveis ao joelho passivo.

Quadro 19 – Matriz Síntese com a Classe de Problemas e Artefatos identificados

(continuação)

Classe de problemas = Avaliação da Usabilidade da Prótese Transfemoral							
Sub-classes de problemas Y1 = ponto de vista da atividade: Usabilidade							
Artefatos/ Instrumentos	Heurísticas de Construção	Heurísticas Contingenciais	Resultados	Observações	Objetivo do estudo	Referência	Comentários
X2 = avaliação (por especialista)			Avaliação objetiva (medições: quantitativo)	Exame do produto quanto à adaptação ao usuário e a tarefa			
<b>Quantificação da Assimetria da Marcha</b>	A medição é realizada por meio de um sistema de captura de movimento com oito câmeras distribuídas em um percurso de aproximadamente 8 metros, que rastreia os marcadores posicionados adequadamente nas pessoas com amputação.  Rosenblat <i>et al.</i> (2017)	Os marcadores reflexivos passivos são colocados sobre os marcos ósseos dos membros superiores e inferiores dos indivíduos. Estes devem realizar o percurso de 8m por 10 vezes. Durante a caminhada, o sistema de câmeras rastreia os movimentos a partir destes marcadores. E, com auxílio de um software personalizado são calculadas as medidas.  Rosenblat <i>et al.</i> (2017)	- Comprimento do passo (SL): distância no plano sagital entre os centroides dos dois pés em distâncias médias sucessivas, definido como o tempo em que o marcador do tornozelo do membro oscilante passou o da postura.  O SL do lado protético (ou sonoro) pode ser definido pelos passos com o respectivo membro;  - Tempo de apoio (ST): tempo desde a batida do calcanhar no chão até a batida do calcanhar contralateral;  - Tempo de passo: pela associação entre a assimetria do tempo do passo e os custos metabólicos da caminhada.  Rosenblat <i>et al.</i> (2017)		Avaliação laboratorial da suspensão de soquetes assistidos à vácuo (VASS) em comparação ao tipo manga e de sucção.	Rosenblat <i>et al.</i> (2017)	Os autores buscaram validar a simetria ST e SL mais baixa com VASS e descobrir o efeito da suspensão VASS na assimetria do tempo do passo, utilizando modelos mistos para testar o efeito da condição de suspensão em cada SI. Os Índices de Simetria (SI) foram calculados para todas as variáveis com base na fórmula: $IC = 100x \left[ \frac{\text{protético-sonoro}}{\text{protético+sonoro}} \right]^{1/2}$ (Herzog <i>et al.</i> , 1989 apud Rosenblat <i>et al.</i> , 2017).  Embora em outro estudo tenha sido relatado uma associação entre o custo de transporte e medidas de simetria, no estudo de Rosenblat <i>et al.</i> , (2017) a suspensão VASS não teve efeito de redução das assimetrias em SL ou ST.

Quadro 19 – Matriz Síntese com a Classe de Problemas e Artefatos identificados

(continuação)

Classe de problemas = Avaliação da Usabilidade da Prótese Transfemoral							
Sub-classes de problemas Y1 = ponto de vista da atividade: Usabilidade							
Artefatos/ Instrumentos	Heurísticas de Construção	Heurísticas Contingenciais	Resultados	Observações	Objetivo do estudo	Referência	Comentários
X2 = avaliação (por especialista)			Avaliação objetiva (medições: quantitativo)	Exame do produto quanto à adaptação ao usuário e a tarefa			
<b>3DGA</b>	<p>Consiste em um sistema de captura de movimento com um número de câmeras (de 6 a 8) e duas placas de força embutidas em uma passarela (percurso de caminhada de 12 a 15m) para a obtenção dos dados cinemáticos temporais e espaciais dos membros inferiores.</p> <p>Kark; Simmons (2011)</p> <p>Bellmann <i>et al.</i> (2012)</p>	<p>É colocado um conjunto de marcadores em pontos de referência anatômicos dos indivíduos que, então, com uso do dispositivo protético, realizam as atividades no percurso determinado e número de sessões estabelecidas, para a coleta de dados.</p> <p>É realizado em um laboratório de movimento, com simulações, medidas e registros de efeitos imediatos dos dispositivos protéticos em situações diárias de deambulação e movimento, como: ficar em pé em declive; andar em terreno nivelado em diferentes velocidades e comprimentos de passo; e subir e descer escadas.</p> <p>Bellmann <i>et al.</i> (2012)</p> <p>Uma placa utilizada para a análise estática permite medir o balanço, e com uso de computador, registrar a distância do centro de pressão (COP) em determinado tempo.</p> <p>Bellmann <i>et al.</i> (2012)</p>	<p>Parâmetros cinemáticos determinados a partir de medidas da força de reação do solo usando as 2 placas de força (início das medições em sincronia com a análise cinemática).</p> <p>Registro da biomecânica da marcha do lado protético e contralateral durante a caminhada nivelada no percurso estabelecido, e da subida e descida de escadas instrumentada e de rampa.</p> <p>Parâmetros durante a marcha são relativos à tempo-distância: velocidade da caminhada; comprimento do passo; duração da fase de apoio e da passada.</p> <p>Valores cinemáticos e cinéticos: ângulo articular e velocidade do ângulo articular; forças de reação do solo e momentos articulares externos.</p>	<p>A análise tridimensional do movimento permite obter simulações, medidas e registros de efeitos imediatos de dispositivos protéticos em situações diárias de deambulação e movimento, como: ficar em pé em declive; andar em terreno nivelado em diferentes velocidades e comprimentos de passo; e subir e descer escadas.</p> <p>Uma reabilitação de alto nível tende a reduzir as limitações e propiciar uma maior participação na vida pública de pessoas com amputação acima do joelho.</p> <p>Tecnologias cada vez mais complexas têm contribuído para a reabilitação de pessoas com amputação de membros inferiores e para a simulação da marcha natural. O joelho Genium oferece ao usuário as funções de: apoio, escada e funcionalidade aprimorada para caminhar em solo nivelado e rampas, com marcha mais próxima da natural e padrão de carga mais fisiológico.</p> <p>Bellmann <i>et al.</i> (2012)</p>	Investigar o papel da qualidade da marcha na satisfação do paciente após a amputação de membros inferiores e prescrição da prótese.	Kark; Simmons (2011)	<p>Foi utilizado um sistema de captura de movimento Vicon™ 612 de oito câmeras (Oxford Metrics) e duas placas de força (Kistler) embutidas em uma passarela de 15<sup>a</sup> m.</p> <p>A cinemática dos membros inferiores foi computada com o uso do modelo Plugin-Gait (Vicon, Oxford Metrics), também utilizado para o cálculo do comprimento do passo e a velocidade de caminhada.</p>
					Identificar diferenças funcionais entre duas articulações de joelho controladas com microprocessador, Genium e C-Leg, por meio de um estudo comparativo	Bellmann <i>et al.</i> (2012)	<p>O estudo comparativo biomecânico com uso de um sistema optoeletrônico de 6 câmeras (Vicon 460) e uso de marcadores; 2 placas de força (Kistler) posicionadas em sequência num percurso de caminhada 12 m.</p> <p>Um sistema de análise estática LASAR foi utilizado para registrar a postura quando o indivíduo fica parado em uma descida.</p> <p>As articulações de joelho foram avaliadas em relação aos padrões de marcha e carga, quanto as diferenças específicas, sendo elas: o controle da fase de balanço com o movimento protético da articulação do joelho resultante foi avaliado por meio da caminhada nivelada em 3 diferentes velocidades auto-selecionadas; as características de mudança da fase de apoio para a de balanço, o controle da fase de balanço, ficar de pé (voltado para baixo) em um declive de 10 ° foram observadas na caminhada em solo nivelado com pequenos passos, e subir e descer um lance padrão de escadas e uma rampa de 10 °.</p> <p>A análise estática da prótese foi feita durante a posição ortostática em declive de 10 graus, a partir das forças de reação vertical do solo no lado da prótese e sua distância ao centro de rotação do joelho e articulação do quadril. Já os momentos médios de flexão sagital que atuam de forma externa no centro de rotação da articulação foram calculados individualmente. Durante a permanência em declive de 10 graus, o balanço postural foi avaliado tendo por base a distância total percorrida do centro de pressão (COP) durante o tempo de medição de 30 segundos.</p>
					Avaliar a qualidade do controle de fase de apoio e de balanço de três articulações de joelho (Orion, Plié2.0 e Rel-K) em relação à C-Leg, por meio de estudo comparativo	Thiele <i>et al.</i> (2014)	<p>Foi utilizada uma passarela de 12 metros com duas placas de força (Kistler 9287A) para determinar os parâmetros cinéticos; e de um sistema de câmeras optoeletrônicas (Vicon 460) para registrar os parâmetros cinemáticos. Também, um sistema móvel de medição (Oktapod) foi usado, paralelamente, para registrar os dados de todas as etapas concluídas e dos parâmetros cinéticos durante a fase de balanço da marcha.</p>

Quadro 19 – Matriz Síntese com a Classe de Problemas e Artefatos identificados

(continuação)

Classe de problemas = Avaliação da Usabilidade da Prótese Transfemoral							
Sub-classes de problemas Y2 = ponto de vista do usuário: Experiência do Usuário							
Artefatos/ Instrumentos	Heurísticas de Construção	Heurísticas Contingenciais	Resultados	Observações	Objetivo do estudo	Referência	Comentários
X3 = teste (medidas de autorrelato)			Avaliação subjetiva (percepção: qualitativo)	Durante o uso do produto em situação real			
<b>PEQ</b>	O questionário tem 82 questões, em 9 escalas independentes:  Deambulação; aparência; frustração; resposta percebida; saúde do membro residual; carga social; sons; utilidade; bem-estar  -Formato escala visual analógica (AVA) (0-100)	- Avaliação do uso da prótese na perspectiva do usuário  - facilidade na aplicação e flexibilidade no uso das escalas independentes, com foco no objetivo da avaliação (médico ou pesquisador)  - ambientes hospitalares/ clínicas e centros de pesquisa  É um dos poucos instrumentos que permitem medir a qualidade de vida e os resultados funcionais a cerca do uso de prótese Boone; Coleman (2006)  Uso de 4 subescalas do PEC: utilidade; sons; frustração; e deambulação Andrysek <i>et al.</i> (2016)	- Grau em que a experiência atende às expectativas do usuário.  Kark; Simmons (2011)	- quantifica a satisfação no uso com critérios relativos à atividade e o tempo:  - aborda aspectos da prótese e da vida com a prótese;  - proposições relatam as últimas 4 semanas.  Kark; Simmons (2011)	Investigar como a qualidade da marcha afeta a satisfação dos pacientes depois da amputação de membros inferiores e após a prescrição de próteses.	Kark; Simmons (2011)	As medidas de autorrelato são úteis no processo de prescrição de intervenções protéticas, pois além de capturar a perspectiva do paciente, possibilitam envolvê-lo no processo de tomada de decisão.
					Estimar a confiabilidade teste-reteste de uma versão do questionário PEC modificado, que consiste: no uso de escala <i>Likert</i> de 7 pontos	Resnik; Borgia (2011)	Apesar da utilização de diversos instrumentos de medida para avaliar o cuidado de pessoas com amputação, os autores apontam para a escassez de estudos que objetivam orientar a seleção e interpretação dos instrumentos existentes para a prática clínica.
					Determinar se a C-Leg melhorou a qualidade de vida do usuário e se a relação custo-benefício justificaria o maior custo inicial e a complexidade da prótese controlada por microprocessador em comparação com uma prótese não computadorizada.	William; Beasley; Shaw (2013)	O uso de determinado dispositivo protético requer uma avaliação holística do impacto do dispositivo na vida do usuário, envolvendo fatores físicos, sociais e psicológicos.
					Avaliar as diferenças entre os sistemas de controle de joelho protético passivo, adaptativo e ativo, quando utilizados por pessoas de meia idade ou mais velhos.	Hafner e Askew (2015)	As medidas de autorrelato são fundamentais para conhecer as opiniões, perspectivas e experiências dos usuários de próteses.  Utilização do PEC-MS (Mobilidade)
					Avaliar clinicamente o mecanismo de bloqueio automático de fase de apoio (ASPL) comparado a articulação protética do joelho de travagem ativada por peso (WAB).	Andrysek <i>et al.</i> (2016)	Os resultados apontaram melhorias no desenvolvimento do joelho AT – articulação mecânica artificial de joelho com bloqueio automático de fase de apoio (ASPL).  No design de tecnologias de próteses de joelho, dois requisitos de projeto se apresentam como conflitantes e trazem desafios para se obter melhores soluções: alcançar a estabilidade de suporte do peso; e garantir os movimentos normais durante a marcha, possibilitados pela maior flexão.
					Quantificar os efeitos da suspensão de encaixe assistida a vácuo (VASS) nos custos metabólicos da marcha e nos resultados baseados em desempenho.	Rosenblat <i>et al.</i> (2017)	O tipo de suspensão utilizado no sistema de prótese é um fator crítico para o ajuste do soquete e para garantir o conforto.  Foram utilizadas 4 escalas do PEC: bem-estar, frustração, carga social e resposta percebida.

Quadro 19 – Matriz Síntese com a Classe de Problemas e Artefatos identificados

(continuação)

Classe de problemas = Avaliação da Usabilidade da Prótese Transfemoral							
Sub-classes de problemas Y2 = ponto de vista do usuário: Experiência do Usuário							
Artefatos/ Instrumentos	Heurísticas de Construção	Heurísticas Contingenciais	Resultados	Observações	Objetivo do estudo	Referência	Comentários
X3 = teste (medidas de autorrelato)			Avaliação subjetiva (percepção: qualitativo)	Durante o uso do produto em situação real			
PEQ (cont.)					Verificar possíveis diferenças na função física avaliada por meio de questionários de autorrelato e testes de desempenho físico	Sions <i>et al.</i> (2018)	As medidas de autorrelato que traduzem a capacidade funcional percebida pelo paciente usuário de prótese e as medidas de desempenho por meio das quais se observa a capacidade funcional demonstrada, podem auxiliar na documentação necessária para prescrição da prótese. Bem como no monitoramento do desempenho e evolução do usuário de prótese ao longo tempo.  O estado de mobilidade funcional auxilia na prescrição de próteses para adultos com amputação de membros inferiores, sendo então, necessárias medidas que apresentem confiabilidade e validade em diferenciar os níveis K, visando diminuir a subjetividade nas interpretações médicas.  Uso da PEC-MS (mobilidade)
					Projetar e desenvolver um questionário considerando princípios de design centrado no ser humano para investigar e melhorar a qualidade de vida de indivíduos com amputação de MI usuários de próteses.	Yodpigit <i>et al.</i> (2019)	O questionário aborda alguns fatores como: satisfação dos usuários, estudo de usabilidade, aparência do produto, conforto e dor, limpeza e manuseio da prótese. E foi desenvolvido com base no PEC e TAPES.  A avaliação das necessidades do paciente, além de ser necessário para o projeto de prótese computadorizada de MI, é um aspecto crítico que pode afetar a satisfação do usuário.
					Investigar a qualidade de vida relacionada ao uso de prótese em indivíduos com amputação de membros inferiores refugiados da Síria.	Kablan e Tatar (2020)	Foram aplicadas as subescalas do PEC: deambulação; aparência; saúde do membro residual; sons; utilidade, incluindo as questões referentes à transferência, cuidados protéticos e satisfação.  Levantaram a percepção dos usuários de próteses com relação à prótese e a vida com a prótese.

Quadro 19 – Matriz Síntese com a Classe de Problemas e Artefatos identificados

(continuação)

Classe de problemas = Avaliação da Usabilidade da Prótese Transfemoral							
Sub-classes de problemas Y2 = ponto de vista do usuário: Experiência do Usuário							
Artefatos/ Instrumentos	Heurísticas de Construção	Heurísticas Contingenciais	Resultados	Observações	Objetivo do estudo	Referência	Comentários
X3 = teste (medidas de autorrelato)			Avaliação subjetiva (percepção: qualitativo)	Durante o uso do produto em situação real			
<b>SF 36</b>	O Questionário compreende 36 perguntas distribuídas em oito domínios de saúde: saúde geral, funcionamento físico, função física, dor corporal, saúde mental, funcionamento emocional, vitalidade e funcionamento.  (RESNIK; BORGIA, 2011).	É um instrumento genérico para avaliar a qualidade de vida.  As escalas são dependentes entre si.  Fornecer dois resumos psicométricos de perfis de saúde: componentes físicos (PCS); e componentes mentais (MCS).  (WILLIAM; BEASLEY; SHAW, 2013).	PCS com valor baixo indica uma função física limitada da pessoa, com redução em sua participação social devido às limitações, além de maior percepção de dor e um frágil estado geral de saúde.  MCS com valor baixo indica a presença frequente de problemas psicológicos, papel e participação social limitados, devido aos problemas emocionais da pessoa, com problemas na saúde geral  (WILLIAM; BEASLEY; SHAW, 2013).	Apesar de não ter sido desenvolvido propriamente para pessoas com amputação de membros inferiores, este instrumento tem sido aplicado para estes indivíduos.  (WILLIAM; BEASLEY; SHAW, 2013).	Desenvolver uma nova ferramenta capaz de monitorar as mudanças de status em resposta a novos dispositivos protéticos. Esta ferramenta deve ter sensibilidade a mudanças em mobilidade e problemas de uso enfrentados por usuários de prótese transfemoral não idosos.	Hagberg; Branemark; Hägg (2004)	Foram utilizados procedimentos psicométricos e clínicos para a avaliação da nova ferramenta, entre os quais, uma versão sueca já validada do SF-36 Item Health Survey foi usada para a validade de critério da ferramenta denominada Q-TFA.
					Avaliar a confiabilidade teste-reteste de uma versão do SF-36v adaptada para os veteranos, com pouca alteração no formato de pontuação de duas seções, visando maior precisão na extremidade inferior da escala, para refletir o estado de saúde	Resnik; Borgia (2011)	Foram utilizadas três subescalas: saúde geral, funcionamento físico e função física
					Determinar se a C-Leg melhorou a qualidade de vida do usuário e se a relação custo-benefício justificaria o maior custo inicial e a complexidade da prótese controlada por microprocessador em comparação com uma prótese não computadorizada.  Gerar estatísticas descritivas nos oito domínios de saúde sobre a qualidade de vida.	William; Beasley; Shaw (2013)	Os resultados sugerem que a função física levemente prejudicada, por si só, não compromete a qualidade de vida geral de pessoas com amputação usando o C-Leg.  As principais variáveis demográficas relacionadas ao PCS, foram: número de comorbidades e causa da amputação.  As principais variáveis demográficas relacionadas ao MCS, foram: sexo e anos desde a amputação.  Foi encontrado uma maior qualidade de vida indicada pelo aumento dos anos desde a amputação.
<b>QTF-A</b>	O questionário compreende 70 questões, das quais 54 são agrupadas nas quatro pontuações: uso protético; mobilidade protética; problemas específicos relacionados à amputação e à prótese); saúde geral.  Escala Likert de 5 pontos.  O método de pontuação padrão transforma cada pontuação bruta em uma variação de 0 a 100.  Hagberg; Branemark; Hägg (2004)	Avaliação de resultados quanto ao uso da prótese, mobilidade, problemas e saúde geral, direcionado às pessoas com amputação transfemoral não idosos.			Desenvolver uma nova ferramenta denominada Q-TFA capaz de monitorar as mudanças de status em resposta a novos dispositivos protéticos. Esta ferramenta deve ter sensibilidade a mudanças em mobilidade e problemas de uso enfrentados por usuários de prótese transfemoral não idosos.	Hagberg; Branemark; Hägg (2004)	O cálculo desta quantidade de mudança necessária em cada medida serve para determinar a mudança além da variação diária (MDC) que uma pessoa com amputação de membro inferior pode apresentar. Uma alteração é observada em um paciente individual, quando a diferença entre a pontuação anterior e a pontuação atual excede o MDC associado à medida.

Quadro 19 – Matriz Síntese com a Classe de Problemas e Artefatos identificados

(continuação)

Classe de problemas = Avaliação da Usabilidade da Prótese Transfemoral							
Sub-classes de problemas Y2 = ponto de vista do usuário: Experiência do Usuário							
Artefatos/ Instrumentos	Heurísticas de Construção	Heurísticas Contingenciais	Resultados	Observações	Objetivo do estudo	Referência	Comentários
X3 = teste (medidas de autorrelato)			Avaliação subjetiva (percepção: qualitativo)	Durante o uso do produto em situação real			
<b>TAPES</b>	O Instrumento tem questões distribuídas em três sessões: psicossociais (ajuste geral, social, e à limitação), restrição de atividades (funcional, social, e atividade atlética) e satisfação com uma prótese (funcional, estética e peso).  Gallagher e Maclachlan (2000).	Compreender a experiência de amputação e adaptação a uma prótese de membro inferior		TAPES-R: revisão do instrumento após a validação:  3 subescalas de ajuste psicossocial (geral, social, limitação) com escala de avaliação de quatro pontos;  1 subescala de restrição de atividades com base em 10 itens e escala de três pontos;  2 subescalas de satisfação com a prótese (funcional, estética) usando escala de avaliação de três pontos. (GALLAGHER <i>et al.</i> 2010).	Projetar e desenvolver um questionário considerando princípios de design centrado no ser humano para investigar e melhorar a qualidade de vida de indivíduos com amputação de MI usuários de próteses.	<i>Yodpigit et al.</i> (2019)	Este novo instrumento tem foco na satisfação de pessoas com amputação unilateral de membros inferiores (transfemoral e transtibial), usabilidade, aparência do produto, conforto e dor, limpeza e  Tem por base o questionário de avaliação da prótese (PEC) e as escalas de experiência de amputação e prótese Trinity (TAPES).
<b>Questionário de Satisfação de Prótese – fatores técnicos e psicológicos</b>	O questionário compreende 70 itens manifestos e cada carga fatorial.  7 fatores latentes do modelo: - Satisfação (SAT), - Sensação de segurança (FoS), - Integração do esquema corporal (BSI), - Suporte (SUP), - Soquete (SOC), - Mobilidade (MOB) e - Aparência externa (OUT).  <i>Schürmann et al.</i> (2016)	Medir a satisfação com a prótese, de pessoas com amputação de membros inferiores, um modelo probabilístico de traço latente que integram sete fatores técnicos e psicológicos.  <i>Schürmann et al.</i> (2016)		A inferência probabilística, ao invés da baseada em frequência, apresenta-se como uma boa abordagem para reunir informações com maior clareza a respeito da percepção e comportamento dos usuários de próteses.  <i>Schürmann et al.</i> (2016)	Determinar parâmetros básicos para o modelo proposto, com as distribuições das cargas fatoriais entre itens manifestos e fatores latentes do modelo de mensuração do questionário.	<i>Schürmann et al.</i> (2016)	Os aspectos tecnológicos e psicológicos percebidos pelo paciente exercem papel fundamental no processo de reabilitação após a amputação, sendo, também, importantes para o desenvolvimento de produtos protéticos de membros inferiores.

Quadro 19 – Matriz Síntese com a Classe de Problemas e Artefatos identificados

(continuação)

Classe de problemas = Avaliação da Usabilidade da Prótese Transfemoral							
Sub-classes de problemas Y2 = ponto de vista do usuário: Experiência do Usuário							
Artefatos/ Instrumentos	Heurísticas de Construção	Heurísticas Contingenciais	Resultados	Observações	Objetivo do estudo	Referência	Comentários
X3 = teste (medidas de autorrelato)			Avaliação subjetiva (percepção: qualitativo)	Durante o uso do produto em situação real			
<b>CLASS</b>	<p>Compreende 15 itens em 4 determinantes principais da satisfação em relação ao encaixe da prótese.</p> <p>Os itens avaliam recursos estáticos e dinâmicos da prótese, como: estabilidade; suspensão; conforto; e aparência.</p> <p>Os três primeiros têm, cada um, uma pontuação máxima de 16 pontos; e o último uma pontuação máxima de 12 pontos.</p> <p>GAILEY <i>et al.</i> (2019)</p>	<p>Avaliar a satisfação de pessoas com perdas de membros inferiores com relação ao encaixe protético.</p> <p>É uma medida confiável, de fácil e rápida aplicação.</p> <p>GAILEY <i>et al.</i> (2019)</p>	<p>Um meio eficaz de comunicação que possibilita ao paciente descrever de forma clara, a qualidade do encaixe do soquete.</p> <p>Com isto, o clínico pode focar nas questões pertinentes aos determinantes que são importantes e planejar a intervenção necessária.</p> <p>GAILEY <i>et al.</i> (2019)</p>	<p>Percepção do usuário durante a realização de atividades comuns.</p> <p>Cada determinante é composto por 6 itens de contexto específicos relativos às atividades funcionais: sentar; permanecer em pé; caminhar; subir e descer escadas; correr; e satisfação geral.</p> <p>GAILEY <i>et al.</i> (2019)</p>	Determinar a consistência interna do CLASS, para avaliar a satisfação com relação ao encaixe protético	GAILEY <i>et al.</i> (2019)	<p>Informações de quando ocorrem os problemas de soquete e quais seriam os determinantes afetados são úteis para os protistas realizarem as modificações necessárias no encaixe protético.</p> <p>Um instrumento projetado para diferenciar entre as atividades e a gravidade destes problemas pode auxiliar os protistas quanto à solução esperada.</p> <p>A prescrição do alvéolo de suspensão deve levar em conta o perfil do indivíduo quanto à:</p> <p>forma do coto; força muscular, presença de tecido mole, cicatriz, osso, mudanças no volume do membro, potencial para problemas de pele, e nível de atividade.</p>
<b>OPUS</b>	<p>O instrumento tem 4 dimensões de avaliação:</p> <p><u>Funcionalidade de membro inferior</u> com 20 itens e 6 categorias de respostas de quão fácil ou difícil é realizar uma atividade.</p> <p><u>Qualidade de vida relacionada à saúde</u> com 23 itens e duas categorias de respostas, em 5 níveis.</p> <p>- uma escala de frequência; e uma escala de concordância.</p> <p><u>Satisfação do usuário com o dispositivo</u>, com 11 itens com uma escala de avaliação com 4 categorias de respostas de concordância.</p> <p><u>Satisfação do cliente com os serviços</u> com 10 itens com 4 categorias de concordância.</p>	<p>Este conjunto de medidas pode ser usado para:</p> <p>- apoiar a avaliação sistemática de intervenções, auxiliar em estabelecer meios clínicos e padrões de cuidado, e servir de base para melhorias e pesquisas.</p> <p>- auxiliar em programas de avaliação de qualidade e atividades de melhoria de próteses e órteses, permite avaliar mudanças de estado funcional e qualidade de vida dos usuários, e satisfação destes com os dispositivos e serviços Heinemann; Bode; e O'Reilly (2003)</p>	<p>As estimativas de medidas do instrumento são relativas à:</p> <p>- habilidade da pessoa, que corresponde a uma estimativa do desempenho geral de cada pessoa no conjunto de itens;</p> <p>- dificuldade do item, que corresponde a uma estimativa da dificuldade de uma pessoa realizar cada tarefa, em relação aos outros itens do conjunto.</p> <p>Heinemann; Bode; e O'Reilly (2003)</p>		Desenvolver o OPUS e verificar a eficácia do instrumento de medição de cada um dos constructos específicos considerados no desenvolvimento do instrumento.	Heinemann; Bode; e O'Reilly (2003)	<p>O Opus contribui para a avaliação clínica de domínios importantes da experiência do usuário e pode ajudar os médicos a oferecer cuidados de alta qualidade.</p> <p>As propriedades psicométricas do OPUS demonstraram boa consistência interna e as próximas etapas de desenvolvimento se direcionam em avaliar a sensibilidade do instrumento ao longo do tempo e a correlação do instrumento com medidas baseadas em desempenho.</p>

Quadro 19 – Matriz Síntese com a Classe de Problemas e Artefatos identificados

(continuação)

Classe de problemas = Avaliação da Usabilidade da Prótese Transfemoral							
Sub-classes de problemas Y2 = ponto de vista do usuário: Experiência do Usuário							
Artefatos/ Instrumentos	Heurísticas de Construção	Heurísticas Contingenciais	Resultados	Observações	Objetivo do estudo	Referência	Comentários
X3 = teste (medidas de autorrelato)			Avaliação subjetiva (percepção: qualitativo)	Durante o uso do produto em situação real			
<b>ABC</b>	O instrumento tem 16 itens relacionados à mobilidade, correspondendo a uma escala de pontuação específica de confiança no equilíbrio. Para a pontuação total, é calculada a média entre as respostas das 16 atividades.  (DEATHE; MILLER, 2005, ROSENBLAT <i>et al.</i> , 2017).	O instrumento foi desenvolvido para avaliar a percepção de equilíbrio em idosos e estudos demonstraram a validade e confiabilidade de seu uso para avaliar a confiança em equilíbrio de pessoas com amputação de membros inferiores.  O indivíduo avalia, numa escala (0-100), o quão se sente confiança quanto a sua capacidade de completar uma variedade de tarefas, mantendo o equilíbrio em cada uma das atividades.  Rosenblat <i>et al.</i> (2017).	Percepção de equilíbrio.		Examinar as diferenças entre três sistemas protéticos de controle de joelhos: controle passivo; controle adaptativo; e controle ativo; e  Avaliar a confiança no equilíbrio dos indivíduos com amputação transfemoral.	Hafner e Askew (2015)	O instrumento ABC foi utilizado junto a outras medidas de autorrelato.  Tecnologias mais avançadas como os sistemas de controle adaptativo e ativo influenciaram de forma positiva a confiança no equilíbrio, comparativamente com o controle passivo. Isto sugere maior confiança na capacidade de realizar as atividades diárias da vida.  Porém, devido a maior frequência de quedas relatada pelos participantes, isto sugere que usuários de mais idade, talvez, não consigam usufruir dos benefícios potenciais oferecidos pelas tecnologias de prevenção de queda próprios destes tipos de joelhos, ou que precisariam de mais tempo de adaptação de uso.
<b>LCI5</b>	Consiste em 14 perguntas com 5 respostas ordinais para fins de reduzir os efeitos de teto.  Compreende sessões sobre:  Funções locomotoras básicas e avançadas  Miller; Deathe, (2001) e Franchignoni <i>et al.</i> , 2004 <i>apud</i> Rosenblat <i>et al.</i> (2017).	O instrumento é utilizado para medir as capacidades locomotoras funcionais básicas e avançadas.  Miller; Deathe, (2001) e Franchignoni <i>et al.</i> , 2004 <i>apud</i> Rosenblat <i>et al.</i> (2017).	As pontuações obtidas indicam o nível funcional, pontuações mais altas sugerem um nível funcional mais alto.  Rosenblat <i>et al.</i> (2017)	Funções locomotoras básicas (caminhar em ambientes fechados, por exemplo) e uma sessão que trata de funções avançadas (caminhar ao ar livre em calçadas inclinadas, por exemplo).  Rosenblat <i>et al.</i> (2017)	Avaliar clinicamente o mecanismo de bloqueio automático de fase de apoio (ASPL) comparado a articulação protética do joelho de travagem ativada por peso (WAB).	Andrysek <i>et al.</i> (2016)	LCI5 foi utilizado em uma sessão introdutória, juntamente com a coleta de informações demográficas e básicas dos participantes.
					Identificar diferenças entre grupos de indivíduos com uso de suspensão VASS e grupos que não usavam VASS.	Rosenblat <i>et al.</i> (2017)	Não houve diferenças significativas nas pontuações da escala LCI5.
<b>Escala Houghton</b>	Compreende quatro questões, cada uma com pontuação de 0 a 3.	O instrumento é usado para medir a função em termos de desgaste e uso de próteses, sendo recomendado para uso clínico.	Uma pontuação máxima de 12 indica altos níveis de uso e desgaste de próteses.  (Devlin <i>et al.</i> , 2004 <i>apud</i> Rosenblat <i>et al.</i> , 2017).		Identificar diferenças entre grupos de indivíduos com uso de suspensão VASS e grupos que não usavam VASS.	Rosenblat <i>et al.</i> (2017)	Não houve diferenças significativas na escala de Houghton.

Quadro 19 – Matriz Síntese com a Classe de Problemas e Artefatos identificados

(continuação)

Classe de problemas = Avaliação da Usabilidade da Prótese Transfemoral							
Sub-classes de problemas Y2 = ponto de vista do usuário: Experiência do Usuário							
Artefatos/ Instrumentos	Heurísticas de Construção	Heurísticas Contingenciais	Resultados	Observações	Objetivo do estudo	Referência	Comentários
X3 = teste (medidas de autorrelato)			Avaliação subjetiva (percepção: qualitativo)	Durante o uso do produto em situação real			
<b>SFCS</b>	Consiste em uma pergunta com resposta variando em uma escala de 0 a 10, representando do mais desconfortável ao mais confortável. (Hanspal; Fisher; Nieveen, 2003 <i>apud</i> Rosenblat <i>et al.</i> , 2017).	Instrumento para quantificar os custos de transporte e avaliar o conforto na velocidade autosselecionada (SSS). Rosenblat <i>et al.</i> (2017)	Melhorias na mobilidade funcional poderiam contribuir para o bem-estar geral. O desconforto do encaixe é um dos principais fatores relatados como limitadores do uso da prótese (Ali <i>et al.</i> , 2012 <i>apud</i> Rosenblat <i>et al.</i> , 2017). Rosenblat <i>et al.</i> (2017)	Considerando estes efeitos, usuários de VASS teriam melhorias na mobilidade funcional versus não-usuários e seria esperado que após a perda de vácuo, ocorreria um prejuízo na mobilidade funcional. Rosenblat <i>et al.</i> (2017)	Identificar diferenças entre grupos de indivíduos com uso de suspensão VASS e grupos que não usavam VASS.	Rosenblat <i>et al.</i> (2017)	O SFCS foi aplicado após o teste de caminhada de 6 minutos (TC6') em uma tarefa prevista no protocolo, que teve por objetivo quantificar os custos de transporte e avaliar o conforto na velocidade autosselecionada (SSS), com o objetivo de avaliar os efeitos da suspensão VASS na avaliação da prótese. Não houve efeitos de suspensão nos custos de transporte e não houve diferenças significativas em quaisquer medidas autorrelatadas utilizadas no estudo.
<b>FAI</b>	Contém 15 itens individuais que são respondidos em uma variação de 0 a 3, correspondendo a frequência de participação "nunca ou nenhuma", ou "diária ou semanal" (Deathe; Miller, 2005).	Instrumento para medir a frequência de participação em atividades, das mais simples às mais complexas	Uma pontuação resumida é calculada pela soma dos itens e varia de 0 (nenhuma atividade) a 45 (participação muito alta). (Deathe; Miller, 2005).		Avaliação do treinamento protético interno e ambulatorial em um programa regional de amputados.	Deathe; Miller (2005)	O instrumento apresenta consistência interna, confiabilidade intra-avaliador e validade com base nas correlações com dados obtidos por indivíduos com amputação de membros inferiores, com outros instrumentos: o TUG, TC2', escala ABC, e a sub-escala mobilidade PEC-MS.
<b>LLFQ</b>	Questionário com questões relativas aos 4 itens: equilíbrio, deambulação, mobilidade, conforto e dor. Medidas em escalas visuais analógicas de 10 cm. Andrysek <i>et al.</i> (2016)	Instrumento usado para avaliar a capacidade funcional de membros inferiores relativa ao equilíbrio, deambulação, execução de tarefas de mobilidade, além de conforto e dor. Andrysek <i>et al.</i> (2016)	Capacidade funcional relativa aos itens avaliados.	Percepção do usuário quanto a instabilidade/estabilidade ao ficar em pé, frequência em sentir-se desequilibrado, esforço ao caminhar, dificuldade de locomoção ao descer ladeiras, e frequência de sentir risco de queda. Andrysek <i>et al.</i> (2016)	Avaliar clinicamente o mecanismo de bloqueio automático de fase de apoio (ASPL) comparado a articulação protética do joelho de travagem ativada por peso (WAB).	Andrysek <i>et al.</i> (2016)	Com a aplicação do LLFQ os autores observaram algumas diferenças funcionais a partir das respostas dos participantes, sendo positiva em relação à estabilidade do joelho ASPL, melhora percebida na marcha, e redução do esforço durante a caminhada. A preferência do usuário também foi avaliada pela escolha em continuar com o joelho de mecanismo ASPL após a sessão 2 do protocolo do estudo.

Quadro 19 – Matriz Síntese com a Classe de Problemas e Artefatos identificados

(continuação)

Classe de problemas = Avaliação da Usabilidade da Prótese Transfemoral							
Sub-classes de problemas Y2 = ponto de vista do usuário: Experiência do Usuário							
Artefatos/ Instrumentos	Heurísticas de Construção	Heurísticas Contingenciais	Resultados	Observações	Objetivo do estudo	Referência	Comentários
X3 = teste (medidas de autorrelato)			Avaliação subjetiva (percepção: qualitativo)	Durante o uso do produto em situação real			
<b>Questionário Cosmese</b>	<p>O instrumento compreende questões relacionadas à satisfação dos usuários de prótese agrupadas em 3 categorias (estética, dinâmica, manutenção) com 9 características relevantes de cosmese.</p> <p>"a estética está intrinsecamente ligada à cobertura cosmética (Cosmese) ajustada sobre o membro mecânico".</p> <p>Cairns <i>et al.</i> (2014)</p>	<p>O instrumento serve para avaliar a satisfação do usuário com a cosmese da prótese.</p> <p>O questionário foi direcionado para pessoas com amputação de membros inferiores, considerando todos os níveis e etiologias, com faixa de idade entre 18 e 70 anos e capazes cognitivamente para compreenderem as questões e procederem o preenchimento do instrumento</p> <p>Cairns <i>et al.</i> (2014)</p>	<p>Categorias e características da Cosmese:</p> <p>Estética: cor; forma; toque/sensação</p> <p>Dinâmica: ajuste sob a roupa; curvatura natural/realista da cosmese; influência no movimento da articulação protética.</p> <p>Manutenção: qualidade impermeável; capacidade de manter-se limpo; durabilidade.</p> <p>Cairns <i>et al.</i> (2014)</p>	<p>A aparência ou estética da prótese pode influenciar sua aceitação, sendo um fator determinante para o seu uso.</p> <p>Cairns <i>et al.</i> (2014)</p>	<p>Investigar a satisfação com a Cosmese da prótese e quais características são percebidas como importantes para a pessoas com amputação de membros inferiores, por meio de um questionário específico desenvolvido para este fim.</p>	Cairns <i>et al.</i> (2014)	<p>Os participantes apontaram três das nove características listadas, que segundo sua experiência e opinião, consideravam importantes na cosmese da prótese. Como resultado, os autores apresentaram as prioridades, considerando este ponto de vista, sendo elencadas: combinação da forma com o membro sadio; movimento protético livre da articulação sob a cosmese; e o ajuste natural da roupa sobre a cosmese.</p> <p>As características da cosmese da prótese podem contribuir para melhorias no projeto e desenvolvimento e, conseqüentemente, para a satisfação do usuário e para o seu bem-estar psicológico. Além do potencial uso destas informações para direcionar pesquisas futuras no design de cosmese de prótese de membro inferior.</p> <p>A estética da prótese pode impactar positivamente ou negativamente a percepção do usuário acerca de sua imagem corporal, afetando seu bem-estar psicológico. O desconforto social e depressão são apontados, por alguns estudos, como conseqüências da percepção negativa da pessoa com amputação de membros inferiores com relação a sua imagem corporal, ou da falta de ajuste à esta nova condição.</p>
<b>SIP</b>	<p>O instrumento compreende 136 declarações sobre limitações, distribuídas em 12 categorias de funções: caminhada; mobilidade; cuidado e movimento corporal; interação social; alerta; comportamento emocional; comunicação; sono e descanso; alimentação; trabalho; casa; e recreação e passatempos.</p> <p>Mackenzie <i>et al.</i> (2004)</p>	<p>Avaliar o impacto da amputação nos índices de incapacidade física.</p> <p>Os indivíduos são solicitados a fazerem declarações acerca do seu estado de saúde nas 12 categorias, sendo calculada a pontuação em cada uma delas.</p> <p>Mackenzie <i>et al.</i> (2004)</p>	<p>É calculada a pontuação em cada categoria. Também, duas dimensões principais relacionadas à saúde física e psicossocial podem ser obtidas como medidas resumidas a partir das categorias.</p> <p>Mackenzie <i>et al.</i> (2004)</p>	<p>A pontuação geral varia de 0 a 100 pontos, sendo que uma medida maior de 10 pontos significa uma deficiência substancial, com variação de 2 a 3 pontos refletindo diferenças na função.</p> <p>Mackenzie <i>et al.</i> (2004)</p>	<p>Examinar os resultados funcionais após a amputação por trauma de membros inferiores e compará-los em relação aos níveis de amputação.</p> <p>E investigar os fatores que poderiam influenciar os resultados, incluindo características que levaram à amputação e à lesão, características dos pacientes (condições médicas e hábitos de saúde) e a sofisticação tecnológica do dispositivo protético.</p>	Mackenzie <i>et al.</i> (2004)	<p>A principal medida de resultado utilizada no estudo foi o Perfil de Impacto da Doença (SIP); e as medidas secundárias foram dor; grau de independência em transferências, caminhada e subida de escadas; velocidade de caminhada auto-selecionada; e a satisfação do médico com a recuperação clínica, funcional e cosmética do membro.</p> <p>A sofisticação técnica das próteses utilizadas foi considerada como baixa, média ou alta complexidade, com base nas características: sistema de suspensão; soquete; componentes do joelho; pé e tornozelo; técnicas de haste exoesquelética e endoesqueleto; e se a tecnologia CAD/CAM foi usada quando feita a instalação da prótese.</p>

Quadro 19 – Matriz Síntese com a Classe de Problemas e Artefatos identificados

(continuação)

Classe de problemas = Avaliação da Usabilidade da Prótese Transfemoral							
Sub-classes de problemas Y2 = ponto de vista do usuário: Experiência do Usuário							
Artefatos/ Instrumentos	Heurísticas de Construção	Heurísticas Contingenciais	Resultados	Observações	Objetivo do estudo	Referência	Comentários
X3 = teste (medidas de autorrelato)			Avaliação subjetiva (percepção: qualitativo)	Durante o uso do produto em situação real			
<b>PROMIS</b>	<p>Consiste em um conjunto de medidas de autorrelato com diversos domínios de saúde. Entre os quais:</p> <p>PROMIS-PF (função física): inclui 124 itens para avaliar a capacidade do indivíduo de realizar tarefas ou atividades físicas, por meio de uma escala ordinal de 5 pontos.</p> <p>PROMIS-FAT (fadiga): inclui 95 itens que avaliam os sintomas de fadiga e efeitos resultantes na capacidade do indivíduo realizar atividades diárias. Estes itens são respondidos pelo indivíduo em uma escala de 5 níveis refletindo um período de uma semana.</p> <p>PROMIS-GH (saúde global): inclui 10 itens que avaliam a saúde geral do indivíduo e produz dois escores resumidos, um para saúde física e o outro para saúde mental.</p> <p>Hafner e Askew (2015)</p>	<p>Os instrumentos que integram o PROMIS foram desenvolvidos para superar as limitações psicométricas de pesquisas de autorrelato, tais quais efeitos de piso e de teto, e baixa sensibilidade à mudança. Estas medidas foram amplamente testadas, inclusive com pessoas com perdas de membros.</p> <p>Hafner e Askew (2015)</p>			<p>Examinar as diferenças entre três sistemas protéticos de controle de joelhos: controle passivo; controle adaptativo; e controle ativo; e</p> <p>Avaliar a confiança no equilíbrio dos indivíduos com amputação transfemoral.</p>	Hafner e Askew (2015)	<p>PROMIS-PF (função física): foi utilizado um formulário curto de 15 itens personalizados e uma tabela de pontuação para avaliar situações em que uma prótese de joelho poderia afetar a função.</p> <p>PROMIS-FAT (fadiga): foi utilizado um formulário abreviado de 7 itens relativos à fadiga.</p> <p>PROMIS-GH (saúde global): foi utilizado para avaliar os efeitos dos sistemas protéticos de controle de joelho na saúde geral e qualidade de vida dos usuários. Também, para verificar possíveis mudanças em sua saúde que poderiam ter afetado de forma positiva ou negativa os resultados medidos no estudo.</p> <p>Considerando a função física percebida, os resultados apresentaram uma melhora significativa com o uso de controle adaptativo, não sendo afetada no controle ativo. Com relação à fadiga, os participantes relataram que foi atenuada quando usaram o joelho ativo, porém ligeiramente elevada com o uso do controle adaptativo de joelho. E, quanto à saúde física e mental não houve alteração durante a realização do estudo</p>

Quadro 19 – Matriz Síntese com a Classe de Problemas e Artefatos identificados

(conclusão)

Classe de problemas = Avaliação da Usabilidade da Prótese Transfemoral							
Sub-classes de problemas Y2 = ponto de vista do usuário: Experiência do Usuário							
Artefatos/ Instrumentos	Heurísticas de Construção	Heurísticas Contingenciais	Resultados	Observações	Objetivo do estudo	Referência	Comentários
X3 = teste (medidas de autorrelato)			Avaliação subjetiva (percepção: qualitativo)	Durante o uso do produto em situação real			
<b>Entrevistas Grupos Focais</b>	<p>A entrevista consiste em uma técnica de coleta de dados que pode ser semi-estruturada ou estruturada por meio de um roteiro com perguntas sobre determinado tema, sendo diretamente respondidas pelo entrevistado.</p> <p>O grupo focal consiste em uma técnica de coleta de dados de um grupo de especialistas, ou profissionais, ou pessoas que têm conhecimentos e experiência relacionado a determinado assunto ou tema.</p>	<p>A utilização destes instrumentos serve para obter dados ou informações diretamente dos sujeitos que possuem conhecimento ou experiência sobre um tema em questão e deve ser aplicado por pessoa devidamente preparada.</p>	<p>No estudo de caráter qualitativo, tanto a perspectiva dos usuários em relação aos serviços protéticos e de interconexão que poderiam ser críticos em suas vidas, quanto a perspectiva de prestadores de serviços que poderiam refletir a sua experiência clínica, foram consideradas na avaliação dos resultados.</p> <p>Schaffalitzky <i>et al.</i> (2011)</p>		<p>Documentar o uso protético pelas pessoas com uma amputação relacionada a trauma e verificar a existência de problemas com os membros (residual e contralateral) e seu nível de gravidade; o uso do serviço protético; obter conhecimento sobre os componentes protéticos por parte dos usuários e de fonte de pagamento. Além de fornecer informações sobre fatores que afetam o uso e satisfação com a prótese.</p>	Dillingham <i>et al.</i> (2001)	<p>Entrevista semi-estruturada</p> <p>Uso e satisfação com os dispositivos protéticos (peso, aparência, serviços protéticos e facilidade de uso; e problemas nos membros residuais, decorrentes do uso, entre os quais: irritação e ferimentos na pele).</p> <p>Uso e conhecimento sobre os dispositivos protéticos (tipo de pé e joelho protético, tipo de suspensão ou forro no soquete).</p> <p>Problemas em membros residuais e contralaterais, dor fantasma, dor nas articulações. Estado de saúde geral e satisfação com a qualidade de vida.</p> <p>Satisfação com os serviços de reabilitação.</p>
					<p>Compreender o que deveria ser tratado como resultados e que benefícios poderiam ser obtidos com o uso protético, corroborando com outras pesquisas que apontaram o quão importante é incluir o usuário no processo de prescrição da tecnologia protética e de serviços de assistência, visando melhorar a satisfação do usuário e as taxas de uso da prótese.</p>	Schaffalitzky <i>et al.</i> (2011)	<p>Entrevista semi-estruturada e Grupo focal</p> <p>Os resultados psicossociais são tão importantes quanto os resultados físicos na prescrição e uso da prótese. De modo que, os avanços tecnológicos relativos às próteses além de oferecer ganhos em mobilidade, melhoria da marcha e outros no domínio físico, devem promover a independência na vida e autoestima das pessoas com perdas de membros inferiores.</p>
					<p>Investigar a relação entre o ambiente no qual os pacientes, que sofreram amputação disvascular grave de membros inferiores, receberam os cuidados pós-operatórios e o uso/satisfação com a prótese e efeitos adversos relacionados ao seu uso.</p>	Roth <i>et al.</i> (2014)	<p>O programa de reabilitação pretende contribuir para que as pessoas com amputações de membros inferiores alcancem mais rapidamente seus objetivos de retornar às atividades diárias da vida, adquirir capacidade de caminhar e desempenhar papéis sociais e físicos de forma independente. Sendo que, a capacidade da pessoa realizar essas tarefas, também, depende de uma prótese que seja eficaz e confortável.</p>

Fonte: elaborado pelo autor com base nos resultados da RSL2.