

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIOGRANDE DO SUL
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DO MOVIMENTO HUMANO

Desenvolvimento de um programa de análise de imagens radiológicas de membros inferiores com osteoartrite de joelho a partir de parâmetros biomecânicos funcionais

Fernando de Aguiar Lemos

Porto Alegre, outubro de 2010.

Fernando de Aguiar Lemos

Desenvolvimento de um programa de análise de imagens radiológicas de membros inferiores com osteoartrite de joelho a partir de parâmetros biomecânicos funcionais

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Ciências do Movimento Humano.

Orientador: Prof. Dr. Marco Aurélio Vaz
Co-orientadora: Profa. Dra. Gabriela Hoff

Porto Alegre, outubro de 2010.

CATALOGAÇÃO NA FONTE

L557d Lemos, Fernando de Aguiar

Desenvolvimento de um programa de análise de imagens radiológicas de membros inferiores com osteoartrite de joelho a partir de parâmetros biomecânicos funcionais. / Fernando de Aguiar Lemos. - Porto Alegre: Escola de Educação Física da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, 2011.

169 f.: il.

Dissertação (mestrado) - Universidade Federal do Rio Grande do Sul. Escola de Educação Física. Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano, Porto Alegre, BR-RS, 2010.

1. Biomecânica. 2. Joelho. 3. Osteoartrite. 4. Radiologia. I. Título. II. Vaz, Marco Aurélio, orientador. III. Hoff, Gabriela, co-orientadora.

CDU: 796.012

Fernando de Aguiar Lemos

Desenvolvimento de um programa de análise de imagens radiológicas de membros inferiores com osteoartrite de joelho a partir de parâmetros biomecânicos funcionais

Comissão de Avaliação:

Prof. Dr. Flávio Antônio de Souza Castro - UFRGS

Prof. Dr. Francisco Consoli Karam - PUCRS

Profa. Dra. Ana Maria Marques - PUCRS

AGRADECIMENTOS

Primeiramente a **DEUS** por ter me dado saúde durante a minha jornada de trabalho.

A minha mãe **Vilma de Aguiar Lemos** por estar sempre presente em todos os momentos de minha vida e ter me ensinado a ser quem eu sou hoje.

As minhas tias **Nelci, Gessi, Valmira e minha avó Edilia** por terem acreditado em mim e sempre me ajudarem em todos os momentos.

Aos meus irmãos **Denis, Marcos e Leonardo** que sempre enfatizaram que eu era capaz.

Ao meu grande amigo **Fernando Diefenthaler**, pela amizade, dedicação e companherismo durante todo o meu período no LAPEX.

A **família 212**, por estarem sempre presentes em todos os momentos deste trabalho e em minha vida. Amigos de verdade, que vou levar para sempre.

A professora co-orientadora **Gabriela Hoff**, por ter me ajudado a construir e entender o calibrador e também por ter se demonstrado uma pessoa acessível e amiga durante todo este período de Mestrado.

Ao meu orientador **Marco Aurélio Vaz**, pela amizade e dedicação, assim como pela oportunidade e confiança durante este período de Mestrado.

Aos meus amigos **Felipe Rego Soares e Zaira Soares** por sempre acreditarem e mim e ajudarem a dar estrutura em minha vida durante o mestrado.

A minha namorada **Natália Goulart**, pela dedicação e todo o carinho que tem me dado nestes últimos meses e pela grande amizade durante o período do Mestrado.

RESUMO

A osteoartrite (OA) de joelho é uma doença multifatorial que acomete pessoas a partir da terceira década de vida, mas com maior incidência em idosos. Sua classificação é feita baseado em parâmetros clínicos e qualitativos durante uma intervenção médica. Nos casos mais avançados, a cirurgia de artroplastia de joelho envolve não apenas a substituição da articulação por uma prótese, mas também o realinhamento dos segmentos do membro inferior. Nesse caso há a necessidade de uma abordagem mais quantitativa na busca do reposicionamento desta articulação em relação ao eixo de suporte da carga corporal (ESCC). O objetivo deste estudo foi desenvolver uma metodologia de análise que possibilitasse quantificar uma série de parâmetros estruturais e funcionais a partir de imagens de raios-X em sujeitos saudáveis, assintomáticos para OA e em sujeitos com diagnóstico de OA de joelho. Este estudo utilizou-se da classificação adotada por Dejour (1991) para a classificação dos sujeitos em grupos com diferentes graus de OA. A amostra foi constituída de sujeitos de 25 a 80 anos com níveis de grau 1, grau 2 e grau 3 de OA. Além da classificação nos graus, os sujeitos foram separados pela presença ou não de dor em assintomáticos (OA sem dor) e sintomáticos (OA com dor). Imagens de raios-X foram obtidas do membro inferior dos sujeitos. Previamente à obtenção das imagens, um sistema de calibração foi construído com o objetivo de identificar possíveis erros de medidas e corrigi-los. Além disso, o sistema de calibração também foi utilizado na definição exata da metodologia a ser utilizada na obtenção dos exames radiográficos a fim de que a quantificação dos parâmetros estruturais e funcionais de cada membro inferior não apresentasse fatores intervenientes que pudessem mascarar os resultados obtidos de cada imagem digital, possibilitando também a comparação entre os indivíduos. Após a identificação dos fatores de correção das imagens digitais, um programa foi desenvolvido na plataforma Matlab para a identificação das variáveis geométricas dos membros inferiores. Além disso, também foi desenvolvida uma rotina matemática que permitiu calcular, por meio da decomposição de vetores de força, as cargas que atravessavam cada articulação do joelho. Com estas informações foi possível comparar as variáveis geométricas dos membros inferiores entre os diferentes níveis de OA e também observar por meio de três modelos matemáticos qual a influência destas variáveis no mínimo espaço intra-articular medial (MEIAM), na força no compartimento medial (FCM) e

nas estruturas contra-laterais a este compartimento, como o ligamento colateral lateral e trato iliotibial, neste trabalho denominados de força P. Os principais resultados obtidos no presente estudo foram: (1) o desenvolvimento de uma metodologia de calibração de imagens digitais capaz de reduzir os efeitos da ampliação da imagem, corrigindo os valores ampliados aproximando-os dos valores reais; (2) Foi observado que o desalinhamento dos membros inferiores avaliado pelo ângulo que representa a relação entre o quadril, joelho e tornozelo (QJT) tem influência na OA de joelho, assim como o ângulo entre os platôs condilares do fêmur e da tíbia (PC). Visto que quanto maior estes ângulos, menor o mínimo espaço intra-articular medial (MEIAM) e maior os graus de OA. 3) Quando avaliado as variáveis geométricas dos membros inferiores em um teste de regressão linear múltipla, para saber a influência na força do compartimento medial (FCM), na força do ligamento colateral lateral e tracto iliotibial (força P) e no MEIAM, o QJT teve maior poder explicativo tanto para as cargas como o MEIA, confirmando a teoria mecânica. Entretanto o ângulo do colo do fêmur (ACF), apesar de uma baixa participação (6%) que mostrou um grau de importância significativo nos modelos de carga do compartimento e do MEIAM. Assim, embora nós saibamos que os segmentos inferiores ajustam-se mecanicamente em relação a carga, foi observado que o desalinhamento dos membros inferiores é um fator de risco mais importante entre todas as variáveis para o desenvolvimento da OA.

Palavras chaves: Osteoartrite, joelho, imagem radiográfica, carga articular, mínimo espaço intra-articular.

ABSTRACT

Knee osteoarthritis (OA) is a multifactorial disease that affects people from the third decade of life, but with higher incidence in the elderly. Its classification is based on clinical and qualitative parameters during a medical intervention. In more advanced cases of OA, knee arthroplasty involves not only joint replacement with prosthesis, but also the realignment of the lower limb segments. In this case, there is a need for a more quantitative approach in the pursuit of the joint repositioning in relation to the load bearing axis (LBA). The aim of this study was to develop a methodology that would enable the quantification of a number of structural and functional parameters, using X-ray images, in healthy subjects, asymptomatic for OA and subjects diagnosed with knee OA. This study used the classification adopted by Dejour (1991) to classify the subjects into groups with different degrees of OA. The sample consisted of subjects between 25 and 80 years old, classified with levels 1, 2 and 3 of OA. Besides this classification, subjects were separated by the presence or absence of pain into asymptomatic (OA without pain) and symptomatic (OA with pain). Radiographic images of the lower limb were obtained of the subjects. Prior to obtaining the images, a calibration system was built to identify possible measurement errors and correct them. In addition, the calibration system was also used to define the exact methodology to be used to obtain the images, so that the quantification of structural and functional parameters of each lower limb did not present intervening factors that might mask the results, allowing also the comparison between individuals. After identifying the correction factors of the digital images, a Matlab routine was developed to identify the geometric variables of the lower limbs. In addition, this routine also allowed the calculation, through the decomposition of force vectors, of the loads that cross each knee joint. With this information, it was possible to compare the geometric variables of the lower limbs between different levels of OA and also observe, by means of three mathematical models, the influence of these variables on the medial intra-articular minimum space, on the force in the medial compartment (FMC) and on the contra-lateral structures in this compartment, such as the lateral collateral ligament and the iliotibial tract, called, in this work, P force. The main results of this study were: (1) the development of a calibration methodology for digital images capable of reducing the effects of image magnification, adjusting the values closer to real values; (2) the observation that the misalignment of the lower

extremities, evaluated by the angle that represents the relationship between hip, knee and ankle (HKA), has an influence on knee OA, as well as the angle between the condyle plateaus of the femur and the tibia. The larger this angle is, smaller is the medial intra-articular minimum space, and higher are the levels of OA; (3) when evaluating the geometric variables of the lower limbs in a multiple linear regression test, to identify the influence of these variables on the force of the medial compartment (FMC), on the force of the lateral collateral ligament and the iliotibial tract (indicated here as P force) and on the MIAMS it was possible to observe that the HKA showed larger explanatory power for the loads as the MIAMS, confirming the mechanical theory. However, for the angle of the femoral neck (AFN), despite a lower power to explain the dependant variables (only 6%), it still showed a significant importance in the load compartment models and MIAMS. Thus, although we know that the segments adapt or mechanically adjust in response to load, it seems that the lower limb segments alignment is the most important factor amongst all variables as a risk factor for the development of knee OA.

Key words: osteoarthritis, radiographic images, joint loads, minimum intra-articular space.

Lista de Figuras

1.1 Diagrama de alinhamento do membro inferior.....	25
1.2 Ângulos no plano frontal do membro em alinhamento em varo.....	26
1.3 Influência do ângulo do colo do fêmur (ACF) no posicionamento do joelho.....	27
1.4 Magnificação da imagem de raios X no transdutor de imagem.....	33
1.5 Ângulo de rotação da cabeça femural em relação a diáfise.....	34
2.1 Conjunto de objetos de prova não-antropomórficos e antropomórficos.....	42
2.2 Representação esquemática das diferentes distâncias dos sistemas de calibração em relação ao transdutor.....	44
2.3 Esquema de representação da divergência dos raios X no plano horizontal....	45
2.4 Aplicação das etapas para descobrir o valor real estimado.....	47
2.5 Influência da disposição angular do objeto em relação ao plano do transdutor.	47
2.6 Gráfico de dispersão para objeto de prova não-antropomórfico.....	51
2.7 Gráfico de dispersão para objeto de prova antropomórfico (ampliação).....	52
2.8 Gráfico de dispersão para objeto de prova antropomórfico (distorção).....	53
3.1 Geometria articular dentro do padrão de normalidade encontrada na literatura	61
3.2 Apresentação das 7 diferentes zonas de passagem do ESCC no joelho.....	62
3.3 Geometria do fêmur e da tíbia com os cálculos para chegar em CH e PA respectivamente.....	62
3.4 Regiões selecionadas para verificação do espaço intra-articular distribuição dos níveis de varo dentro dos grupos.....	64
4.1 Diagrama de corpo livre da perna com o joelho em varo.....	82
4.2 Variáveis independentes (Preditoras) e dependentes (Preditas).....	84

Lista de Tabelas

3.1: Distribuição dos níveis de varo dentro do grupo assintomático.....	66
3.2 Características descritivas das variáveis na amostra indicando as diferenças entre os grupos de OA (G1, G2 e G3).....	66
3.3 Distribuição dos níveis de varo dentro dos grupos.....	69
3.4 Dados de média, desvio padrão, mínimo, máximo e diferença entre as variáveis estratificadas por sintomas, comparadas com o grupo assintomático com suas respectivas diferenças.....	70
4.1. Descrição das variáveis preditoras e preditas.....	87
4.2. Estatística descritiva das variáveis geométricas que ingressaram nos modelos de regressão linear múltipla e das variáveis preditas.....	89

Lista de Quadros

1.1: Peso relativo dos segmentos corporais com relação ao peso corporal total.....	34
2.1: Dimensões reais mensuradas no conjunto de objeto antropomórfico.....	41
2.2: Dimensões reais mensuradas no conjunto de objeto não-antropomórfico.....	43
3.1: Estudos utilizados para a determinação do tamanho da amostra	58
3.2: Valores de padrão de normalidade para os parâmetros de referência biomecânica definidos por diferentes autores.....	74

Lista de Equações

2.1 Magnificação.....	45
2.2 Redução.....	46
2.3 Equação de um triângulo qualquer.....	46
2.4 Fator de correção angular ângulo específico.....	48
2.5 Fator de correção angular geral.....	49
3.1 Cálculo do QJT.....	60
4.1 Força P.....	83
4.2 Força no compartimento medial.....	84
4.3 Força no compartimento medial em x.....	84
4.4 Força do compartimento medial em y.....	84
4.5 Modelo de regressão linear múltipla para FMC.....	86
4.6 Modelo de regressão linear múltipla para Força P.....	88
4.7 Modelo de regressão linear múltipla para MEIAM.....	88

Lista de Abreviaturas e siglas

(A-P): Anteroposterior
 (ar): cateto a reduzido
 (br): cateto b reduzido
 (cr): cateto c reduzido
 (r^2): coeficiente de determinação
 (σ): Ângulo de divergência da ampliação geométrica da imagem.
 (Θ): esfera
 2D: duas dimensões
 3D: três dimensões
 ACF: Ângulo do colo do fêmur
 AEA: Área do espaço articular
 B: ponto de aplicação da força resultante no compartimento medial
 C: região central do espaço intra-articular
 CA: cateto adjacente
 CCF: Comprimento do colo do fêmur
 CCM: Carga no compartimento medial
 CELARI: centro de esportes, lazer e recreação do idoso
 CF: Colo do fêmur
 CH: *Condilar hip*
 CM: compartimento medial
 CMT: côndilo medial da tíbia
 CO: cateto oposto
 COM: Conjunto de objetos antropomórficos
 CONA: Conjunto de objetos não-antropomórficos
 cós: coseno
 d^\perp : Distância perpendicular
 DF-O: Distância foco-objeto
 DFo-T: Distância foco-transdutor
 DIAL: dimensão intra-articular lateral
 DIAM: dimensão intra-articular medial
 DICC: dimensão circular central
 DICOM: *Digital Image Communications in Medicine*
 DICS: dimensão circular superior
 DIRI: distância régua inferior
 DIRS: dimensão régua superior
 DO-T: Distância objeto-transdutor
 DPC: distância do ponto central
 E: região externa do espaço intra-articular
 EAF: Eixo anatômico femoral
 EMF: Eixo mecânico femoral
 EMT: Eixo mecânico tibial
 ESCC: Eixo de suporte da carga corporal
 F1: força resultante no compartimento lateral.
 F2: força resultante no compartimento medial
 F2x: ponto da força resultante no eixo x
 F2y: ponto da força resultante no eixo y
 FC: fator de correção
 força P: Força no tracto iliotibial e no ligamento colateral lateral

G: força da gravidade
 G1: Grau 1 de osteoartrite
 G2: grau 2 de oasteoartrite
 G3: grau 3 de osteoartrite
 G4: grau 4 de osteoartrite
 GS: comprimento de uma linha do ponto G até o S
 HKA: *Hip Knee Ankle*
 I: região interna do espaço intra-articular
 KVP: Quilo pico voltagem
 L1: eixo mecânico tibial
 L2: eixo mecânico femural
 LBA: *Load bearing axis*
 LD: Lado direito
 LE: Lado esquerdo
 M: centro de gravidade da perna
 M: magnificação
 mA: Miliamperes
 MEA: Mínimo espaço articular
 MEIAM: Mínimo espaço intra-articular medial
 Mm: Milímetros
 NF: neck do fêmur
 $\Theta 1$: ângulo do eixo mecânico tibial em relação a horizontal
 $\Theta 2$: ângulo do eixo mecânico femural em relação a horizontal
 OA : Osteoartrite
 PA: *Plato ankle*
 PA: Pósterioanterior
 PC: Plato Condilar
 Q: tensão no ligamento colateral medial
 R: forças de reação
 R: redução
 S: ponto de inserção do ligamento lateral
 s: Segundos
 sin: seno
 T1: triângulo 1
 T2: triângulo 2
 T3: triângulo 3
 T4: triângulo 4
 Tg: Tangente
 TIM: tubérculo intercondilar medial
 TT-TIB: tuberosidade da tíbia até tíbia distal.
 VF: Valgo fisiológico
 VM: variação média
 VM: variação média
 W: centro de massa da perna
 Xb: ponto em x da força resultante no compartimento medial
 XEA: Média do espaço articular
 Yb: ponto em y da força resultante no compartimento medial
 Φ : ângulo entre força P e eixo mecânico do fêmur.

Sumário

CAPÍTULO 1 - Revisão da literatura	24
1.1 Alinhamento dos segmentos do membro inferior.....	24
1.2 Classificação da OA por meio radiológico	28
1.2.1 Classificação da OA a partir de parâmetros qualitativos	28
1.2.2 Classificação da OA a partir de parâmetros quantitativos.....	29
1.2.3 Estudos Anteriores da Análise Quantitativa de Imagens de Raios X em OA	34
Capítulo 2 - Avaliação da distorção geométrica de imagens de raios-X digitais de membro inferior	37
2.1 Introdução.....	37
2.2 Metodologia	39
2.2.1 Determinações do fator de ampliação.....	43
2.2.2 Avaliação do fator de distorção.....	47
2.2.3 Análise Estatística	49
2.3 Resultados.....	50
2.3.1 Determinação do fator de distorção	52
2.4 Discussão dos resultados	54
2.5 Conclusão.....	55
CAPÍTULO 3 - Análise morfológica e funcional do joelho varo por meio de imagens radiográficas em diferentes níveis de osteoartrite	56
3.1 Introdução.....	56
3.2 Métodos	58
3.2.1 Amostra	58
3.2.2 Procedimento.....	59
3.2.3 Determinações dos parâmetros geométricos do membro inferior	59
3.2.4 Determinação dos níveis de varo neutro e valgo do joelho	61
3.2.5 Previsões de diferentes alinhamentos entre fêmur e tibia	62
3.2.6 Determinação do espaço intra-articular do joelho.....	64
3.2.7 Análise de dados	64
3.2.8 Análise estatística.....	65
3.3 Resultados	65
3.4 Discussão.....	72
3.5 Conclusão	75
Capítulo 4 - Análise quantitativa das forças na articulação do joelho varo em diferentes níveis de osteoartrite	76
4.1 Introdução.....	76
4.2 Métodos	78
4.2.1 Amostra.....	78
4.2.2 Procedimento	78
4.2.3 Determinação dos parâmetros inerciais	79
4.2.4 Parâmetros anatômicos	80
4.2.5. Análise quantitativa das forças de compressão lateral e medial nos compartimentos do joelho.	80
4.2.6 Cálculos das cargas articulares.....	82
4.2.7 Parâmetros matemáticos para análise da dinâmica inversa de um joelho varo.	83
4.3 Procedimentos estatísticos	84
4.4 Resultados.....	86
4.5 Discussão	89

4.6 Conclusão.....	92
CAPÍTULO 5 - DISCUSSÃO	93
CAPÍTULO -6 CONCLUSÃO GERAL	99
7. REFERÊNCIAS.....	100
ANEXOS	107
ANEXO A	107
QUESTIONÁRIO INTERNACIONAL DE ATIVIDADE FÍSICA - VERSÃO CURTA IPAQ.....	107
ANEXO B	110
WOMAC – WESTERN ONTARIO AND MCMASTER UNIVERSITIES.	110
APÊNDICE A.....	117
Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.....	117
UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL.....	117
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA.....	117
LABORATÓRIO DE PESQUISA DO EXERCÍCIO	117
APÊNDICE B.....	120
Representação matemática dos segmentos fêmur e Tíbia	120
APÊNDICE C	124
Rotina matemática de análise das variáveis desta dissertação.	124

APRESENTAÇÃO

A osteoartrite (OA) de joelho é uma doença degenerativa incapacitante que acomete 85% dos idosos acima dos 70 anos e em torno de 35% dos jovens a partir dos 35 anos de idade. Com o aumento da longevidade da população brasileira e o concomitante aumento do sedentarismo na população mundial em função da realidade social, a incidência dessa doença deverá aumentar drasticamente nos próximos anos.

A avaliação e o diagnóstico da OA geralmente são baseados em questões estruturais (exames de imagem) e funcionais (dor, amplitude de movimento, crepitação articular). Entretanto, médicos ortopedistas-traumatologistas se utilizam, muitas vezes, de uma quantificação subjetiva das variáveis desses exames. Nesse sentido, este estudo tem por objetivo contribuir para o avanço no diagnóstico e na determinação do grau de degeneração articular a partir da criação de uma ferramenta que possa auxiliar o médico não apenas na quantificação de uma série de variáveis de relevância clínica no diagnóstico da OA, mas também de alta relevância no realinhamento biomecânico do membro inferior com fins cirúrgicos e com o objetivo de facilitar a prática cirúrgica nesse realinhamento do membro inferior acometido por OA.

Este trabalho está dividido em quatro principais etapas que buscam responder questões referentes à análise de imagens de raios X em joelhos com OA.

O primeiro capítulo busca descrever, por meio de uma revisão bibliográfica, os principais tópicos referentes ao alinhamento do segmento (membro inferior), assim como os padrões de normalidade de ângulos e espaços intra-articulares do joelho encontrados na literatura. Além disso, apresenta também as diferentes escolas ou visões para classificação da OA. Em seguida, é abordada a importância das imagens radiográficas para o diagnóstico de OA, bem como a atenção que deve ser observada para as particularidades de aquisição da imagem. Por último, são apresentados diferentes estudos que buscam avaliar a articulação do joelho por meio de radiografias.

No segundo capítulo são descritas as bases metodológicas de obtenção e análise das imagens de raios-X. Como as imagens de raios-X podem sofrer alterações de uma série de parâmetros, foi necessário num primeiro momento identificar esses parâmetros, a fim de definir uma metodologia adequada e que

sofresse pouca influência de fatores intervenientes na qualidade das imagens de raios-X a serem obtidas. Para a identificação desses parâmetros foi necessário construir um sistema de calibração em que se pudesse avaliar uma estrutura anatômica de dimensões conhecidas e, a partir dela, identificar os principais fatores que poderiam gerar erros nas imagens que seriam obtidas em um segundo momento de pacientes com OA. Além de auxiliar na determinação da metodologia para obtenção das imagens de raios-X, os dados obtidos com esse calibrador também permitiram corrigir erros nas imagens obtidas devido a possíveis efeitos de magnificação decorrentes da relação entre os diferentes ângulos de incidência dos raios-X sobre as diferentes partes do membro inferior.

No terceiro capítulo são descritos os principais passos metodológicos para a construção de uma rotina matemática que possibilitassem quantificar uma série de parâmetros morfológicos ou antropométricos dos diferentes segmentos e da articulação do joelho. Além disso, a rotina matemática foi aplicada na análise de imagens de raios-X de sujeitos assintomáticos e sintomáticos para OA, o que possibilitou comparar esses parâmetros nesses dois grupos distintos de indivíduos. Além disso, nessa etapa também foi possível estudar essas variáveis antropométricas entre indivíduos com diferentes graus de OA. Os dados obtidos nessa etapa também possibilitam ao cirurgião obter medidas de relevância clínica para os casos mais graves ou severos de OA, quando essas variáveis antropométricas são utilizadas para a correção do alinhamento dos segmentos do membro inferior.

No quarto capítulo são apresentados os passos metodológicos para a quantificação de dois parâmetros de grande importância na definição não apenas do grau de OA, mas de parâmetros funcionais relacionados com a estabilidade da articulação do joelho. Tendo em vista que houve uma maior incidência de joelhos varos na amostra de pacientes sintomáticos para OA, foram avaliados somente estes tipos de joelhos. Mais especificamente, neste capítulo foram calculados, por meio de um diagrama de corpo livre, as cargas no compartimento medial do joelho e as cargas impostas sobre o ligamento colateral lateral e tracto iliotibial (denominado força P).

No quinto capítulo os objetivos propostos no início do trabalho são avaliados a partir dos dados obtidos nos três capítulos anteriores. Nesse capítulo de discussão também se procurou realizar o contraste dos dados obtidos com os existentes na

literatura a fim de avaliar os pontos positivos e as limitações encontradas durante o processo de construção e avaliação da rotina matemática.

Por fim, nos anexos é apresentada a rotina matemática em sua íntegra. Ela permite acompanhar todos os passos dados pelo mestrando na sua construção, assim como o aprendizado obtido ao longo desses 26 meses de estudo nas áreas de matemática pura e matemática aplicada em programação na plataforma Matlab.

INTRODUÇÃO

O processo de envelhecimento é acompanhado por diversas alterações morfológicas que afetam a qualidade de vida do idoso. Dentre as principais mudanças relacionadas ao avanço da idade, o tecido cartilaginoso parece sofrer uma redução progressiva do número de condrócitos, bem como no seu conteúdo de água (MALY et al., 2008). Essa degeneração do tecido cartilaginoso está associado à doenças osteoarticulares, como a osteoartrite (OA), a qual é um dos problemas de maior prevalência em indivíduos idosos (SHARMA et al., 2000; PELLETIER et al. 2007). Devido à dificuldade de remodelação do tecido cartilaginoso, as articulações tornam-se menos resistentes à sobrecarga, e em casos mais extremos, a mobilidade articular dos indivíduos é reduzida (FELSON et al., 2004; MALY et al., 2008).

Com o avançar da idade a prevalência de OA aumenta, tornando-se mais frequente a partir dos 65 anos (GODIN et al., 2005). Além disso, esta doença é considerada multifatorial, estando relacionada aos altos índices de queda em indivíduos idosos (SHARMA et al., 2000; PELLETIER et al. 2007), o que agrava ainda mais a perda da saúde dessa parcela da população.

Caracterizada como uma doença degenerativa que acomete as articulações, o processo degenerativo da OA apresenta particularidades tais com: fibrilação, fissuras, perda da densidade da cartilagem, hipertrofia do osso (osteófito) e esclerose subcondral. Clinicamente, a OA pode ser identificada por meio da dor, crepitação, rigidez, e posterior limitação de movimento (CIBERE et al., 2006).

Uma das articulações mais afetadas pela OA é o joelho, sendo que as alterações nesta articulação estão diretamente relacionadas com a geometria articular e a distribuição da carga (JOHNSON et al., 1980). Neste sentido, o desalinhamento mecânico da tíbia e do fêmur faz com que a sobrecarga imposta seja distribuída de forma inadequada sobre a articulação, reduzindo a densidade (massa/volume) da cartilagem, acarretando na diminuição do espaço intra-articular (SHARMA et al. 2000; CICUTTINI et al., 2003).

Os fatores de riscos da OA sobre a articulação do joelho podem ser considerados globais ou locais. Dentre os fatores globais estão à obesidade, a idade, a hereditariedade, a nutrição do tecido, e as características hormonais e ocupacionais. Já os fatores locais podem ser considerados a alteração no eixo mecânico articular, fraqueza muscular e desvantagem mecânica em relação ao

quadril e o tornozelo (COOKE et al., 2000; SHARMA et al., 2007; MALY et al., 2008). Ainda assim, é necessário considerar as lesões traumáticas específicas desta articulação ou degenerativas, como a meniscopatia (CIBERE et al., 2006; BIJLSMA e KNAHR, 2007). As alterações, apesar de serem multifatoriais e/ou idiopáticas, podem ser, em alguns casos, o resultado final de fatores isolados ou combinados (CIBERE, 2006; BIJLSMA e KNAHR, 2007; HUNTER et al., 2007).

Além disso, diferentes tipos de forças e momentos articulares podem estar presentes na articulação do joelho, devido à diversidade no formato dos ossos, bem como no posicionamento desta articulação em relação ao eixo de suporte da carga corporal (ESCC), ou seja, existe uma relação direta entre forma e posição. Dessa forma, a geometria articular do joelho em uma situação estática anteroposterior (A-P) pode ser influenciada diretamente por três fatores específicos:

- 1) A variabilidade na forma dos ossos que compõem a articulação do joelho;
- 2) A posição relativa de cada um dos ossos da articulação do joelho em relação ao eixo de suporte da carga corporal (ESCC) sobre o membro inferior;
- 3) A influência da arquitetura muscular (linha de ação das forças musculares) sobre a articulação do joelho.

Ao considerar os itens 1 e 2, existe a possibilidade de estabelecer uma relação entre o formato do osso e a posição relativa ao ESCC. Isto ocorre devido às alterações na cartilagem as quais estão diretamente relacionadas à geometria articular e à distribuição da carga (JOHNSON et al., 1980).

Um dos recursos mais utilizados para auxiliar de forma qualitativa a geometria do membro inferior são os exames radiográficos. Imagens radiográficas são consideradas a melhor forma utilizada em diagnósticos e classificação de OA pelas sociedades médicas em clínicas e hospitais (BUCKLAND et al., 1994). Entretanto, o padrão de classificação médica aparenta ser limitado, uma vez que não considera um aspecto biomecânico de interação entre articulações, ou seja, além de ser necessário considerar a relação entre o formato e a posição dos ossos, também é fundamental ser obtida uma imagem que abranja o quadril, joelho e tornozelo, para em um passo seguinte, estabelecer uma relação desses segmentos com a passagem do ESCC.

Além disso, a qualidade de uma imagem radiográfica é avaliador dependente, porque a intensidade avaliada por quilo pico voltagem (kVp), a corrente avaliada por

miliamperagem (mA) e o tempo de exposição (em segundos) são controlados pelo técnico. Ainda assim, outro fator, como o tamanho da imagem, é diretamente influenciado pela distância entre o ponto focal e o transdutor da imagem, assim como pela distância entre o objeto e o transdutor da imagem (STATKIEWIEZ et al., 1993; PEDRINI ; SCHWARTZ, 2008). Logo, a quantificação de ângulos articulares ou distância intra-articular é dependente de diversos fatores que devem ser levados em consideração.

Sendo assim, fica claro que as imagens radiográficas apesar de serem muito utilizadas qualitativamente, ainda necessitam de uma metodologia apropriada para uma avaliação quantitativa. Esta metodologia por sua vez, oportuniza a coleta de informações de imagem que possam acrescentar novas interpretações referentes à OA de joelho. Desta forma, o objetivo deste trabalho é desenvolver uma metodologia de análise de imagens digitais para os membros inferiores e observar, de forma quantitativa, a influência do formato e posição dos segmentos no mínimo espaço articular, bem como nas cargas impostas na articulação do joelho.

CAPÍTULO 1 - Revisão da literatura

1.1 Alinhamento dos segmentos do membro inferior

A distribuição da carga nos membros inferiores depende da interação entre as articulações do quadril, joelho e o tornozelo. Essa distribuição está associada a uma linha imaginária que passa desde o centro da cabeça do fêmur até o centro do tornozelo entre os maléolos. Essa linha é denominada eixo de suporte da carga corporal (ESCC), conforme ilustra a Figura 1 (COOKE et al., 2007).

Em caso de joelho varo, esta linha passa medialmente na articulação formando um braço de momento no qual a força de compressão articular aumenta no compartimento medial (Figura 1.1, letra A). Já em joelhos valgos, esta linha passa lateralmente ao joelho gerando um braço de momento que aumenta a força compressiva no compartimento lateral (Figura 1.1, letra C) (MASAO et al., 2000; TEICHTAHL et al., 2006; COOKE et al., 2007). Entretanto, o fator determinante para a distribuição da carga por meio do ESCC é o eixo mecânico do segmento representado. O eixo mecânico femoral (EMF) é formado pela linha traçada do centro da cabeça do fêmur até o centro intercondilar do joelho. Já o eixo mecânico tibial (EMT) é formado por uma linha traçada do centro do tálus do tornozelo até o centro das espinhas tibial que está localizada no ponto médio do platô tibial (COOK et al., 1997; COOKE ; CHIR, 2007).

O ângulo formado entre os eixos mecânicos do fêmur e da tibia, respectivamente, representa a interação quadril-joelho-tornozelo (QJT). Em situação de neutralidade, este ângulo é de aproximadamente 180°, formando um ponto localizado no centro do joelho, e tornando os dois eixos colineares e coincidentes com o ESCC (Figura 1.1, letra B).

Por convenção, o ângulo QJT pode ser expresso por divergência de 0° ao invés de 180°. Pode-se definir esse ângulo como sendo de 0° em situação de alinhamento neutro. Pela mesma convenção, na divergência em varo (quando o deslocamento do joelho é lateral a ESCC) esse ângulo será considerado negativo, enquanto que em valgo (quando o deslocamento do joelho é medial ao ESCC) será positivo (COOKE et al., 2007).

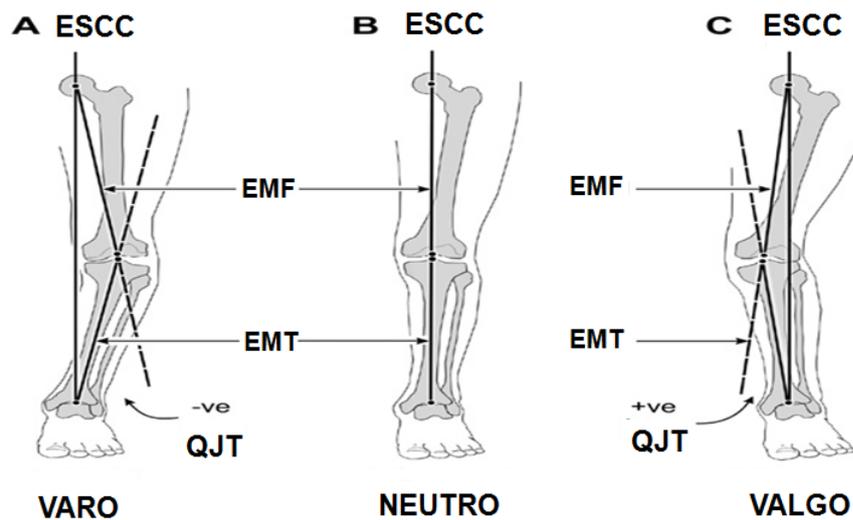


Figura 1.1: Diagrama de alinhamento do membro inferior. (QJT) ângulos do Quadril-Joelho-Tornozelo. EMF: eixo mecânico femoral; EMT: eixo mecânico tibial; ESCC: eixo de suporte da carga corporal; ve: vértice do ângulo QJT (negativo para varo e positivo para valgo). A: joelho varo; B: joelho neutro; C: joelho valgo. (adaptado de COOKE e CHIR, 2007).

Em caso de desalinhamento do segmento inferior, gera-se sobrecarga articular no compartimento de maior desvantagem mecânica, o que pode reduzir o espaço intra-articular, aumentando a deformidade do joelho, gerando assim, um ciclo de degeneração articular (WADA et al., 2001; TEIXEIRA et al., 1996). Uma das iniciativas médicas para intervir neste problema é a utilização de procedimentos cirúrgicos como a osteotomia. Este método tem por objetivo a reconstrução do alinhamento dos segmentos com a correção do eixo mecânico unido ao alinhamento do eixo da carga corporal. Desta forma, torna-se evidente a necessidade de avaliação e descrição de um padrão de normalidade da geometria do joelho (ROBERT et al., 1990).

Diferentes medidas podem ser efetuadas nesta articulação na busca de um controle do alinhamento ósseo do membro inferior, como pode ser observado na Figura 1.2. Estas medidas são previamente estabelecidas, sendo que cada uma apresenta uma significância clínica importante.

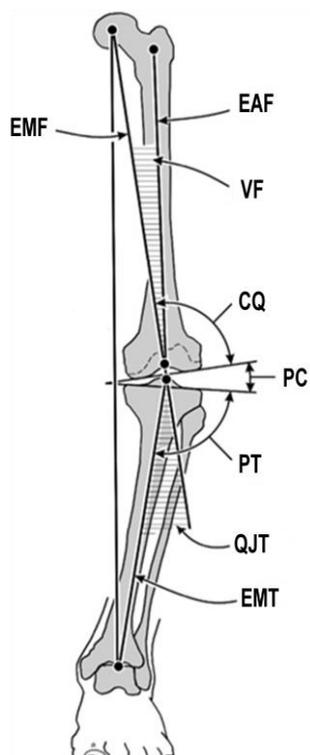


Figura 1.2: Ângulos no plano frontal do membro em alinhamento em varo. EMF: eixo mecânico femoral; EAF: eixo anatômico femoral; VF: valgo fisiológico; CQ: ângulo condilar quadril; PT: ângulo platô tornozelo; QJT: ângulo quadril Joelho-Tornozelo; EMT: eixo mecânico tibial. (adaptado de COOKE ; CHIR, 2007).

O ângulo entre os côndilos do joelho e o eixo mecânico do fêmur é denominado condilar quadril (CQ). Já o ângulo entre o eixo mecânico da tíbia e o platô tibial é denominado platô tornozelo (PT). Um importante ângulo pode ser calculado pela soma dos ângulos CQ, PT e QJT, este denominado platô condilar (CP). A redução deste ângulo no compartimento medial indica um joelho varo e no compartimento lateral um joelho valgo. Este ângulo, por sua vez, apesar de calculado, representa o ângulo entre as tangentes dos platôs tibial e femoral, respectivamente. Por convenção, todos os ângulos de varo são considerados negativos e ângulos de valgo considerados positivo. O formato do fêmur pode ser observado por meio do valgo fisiológico (VF) que é medido pelo ângulo entre o eixo mecânico femoral e o eixo anatômico femoral, fato que pode influenciar no deslocamento do ESCC em relação ao centro do joelho (COOKE; CHIR, 2007).

Além destes ângulos apresentados no texto e na figura acima, acredita-se que o ângulo do colo do fêmur pode determinar, em algumas situações, um maior

braço de momento da passagem do ESCC pelos compartimentos do joelho, como demonstrado na Figura 1.3.

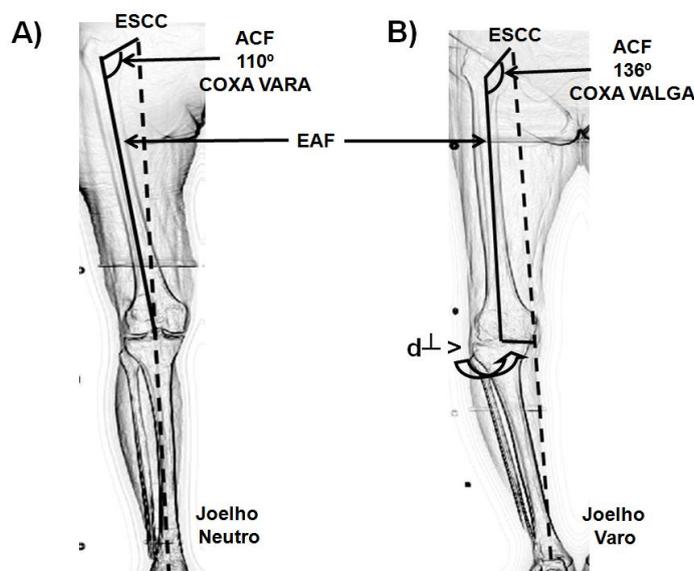


Figura 1.3: Influência do ângulo do colo do fêmur (ACF) no posicionamento do joelho. A): joelho neutro, ACF mais fechado; B): joelho varo ACF mais aberto; $d^{\perp} >$: distância perpendicular do centro do joelho em relação à passagem da ESCC.(Imagens coletadas neste estudo).

O ângulo do colo do fêmur (ACF) representa o ângulo entre o eixo anatômico femoral (EAF) e o colo do fêmur (CF) que está disposto do centro da cabeça do fêmur até o início da diáfise femoral. De acordo com a Figura 1.3, o membro inferior (A) tem o ângulo do CF mais fechado (110°) comparado ao ACF do membro (B) que é mais aberto (136°).

Desta forma, é necessário considerar o formato e a posição dos ossos do membro inferior para a classificação de graus de OA, visto que, se uma articulação for classificada como grau 2 pelo método convencional de análise clínica e visual sem considerar a geometria articular, pode se subestimar a influência da sobrecarga nas articulações. Além disso, a avaliação da geometria articular do membro inferior pode auxiliar nas avaliações posturais, servindo de base nas intervenções dos profissionais da área da saúde e garantindo uma prevenção ou reabilitação mais rápida e efetiva.

Além do ACF, acredita-se que o comprimento do colo do fêmur também tem grande influência sobre o deslocamento do ESCC em relação ao centro do joelho.

Em alguns casos, são adotadas estratégias de organização dos segmentos na tentativa de fazer com que o ESCC passe o mais próximo possível do centro da articulação, com o objetivo de manter o equilíbrio da distribuição das forças nos compartimentos. Outro importante fator a ser considerado é o comprimento da tibia, que também pode servir como um fator determinante para determinar o braço de alavanca na extremidade do segmento que estará agindo sobre o centro da articulação do joelho, visto que quanto maior o comprimento da tibia maior o torque sobre o compartimento em que o ESCC estiver deslocado em relação ao centro do joelho.

1.2 Classificação da OA por meio radiológico

1.2.1 Classificação da OA a partir de parâmetros qualitativos

As radiografias são consideradas o padrão ouro para a avaliação da mecânica do segmento e para identificar, de forma indireta, possíveis lesões articulares. Além disso, trata-se de uma técnica de baixo custo, de rápida execução e de maior prevalência em clínicas e hospitais (KRAUS et al., 2005). A partir do exame radiográfico é possível determinar os ângulos entre os segmentos corporais, a redução do espaço articular e a formação de osteófitos (KRAUS et al., 2005; GRAVERAND et al., 2006).

Grades de escore são estratégias utilizadas para a classificação do grau da OA a partir de características radiográficas. A primeira e mais comum grade de escore é a de Kellgren e Lawrence (KL) de 1957. Estes autores classificaram todas as articulações por meio de características radiográficas com escores globais de 0-4, sendo que os valores utilizados para classificar os graus de OA foram os seguintes: 0 = normalidade; 1 = suspeita de OA; 2 = presença definitiva, mas grau mínimo de OA; 3 = OA moderada; e 4 = OA severa. A maior limitação desta grade de classificação é que a mesma se baseia predominantemente no tamanho dos osteófitos para classificar os graus de OA, dando menor importância para a redução do espaço intra-articular, atualmente considerado o principal fator responsável pelo desgaste da cartilagem articular e classificação de OA (KELLGREN; LAWRENCE, 1957; MAZZUCA et al., 2001; CIBERE et al., 2006). Já Altman et al. (1995)

desenvolveram uma grade de características individuais com escores de 0-3 (0 = ausência de OA; 1 = OA suave; 2 = OA moderada; 3 = OA severa). Henri Dejour, (1991), além de levar em conta o tempo em que os sintomas clínicos estão presentes, também considera os desvios entre os segmentos dos membros inferiores. Estes autores classificam a OA em quatro diferentes estágios ou graus: Grau 1 ou pré-artrose (abrasão da cartilagem sem lesão do osso subcondral); Grau 2 ou artrose inicial (redução do espaço articular visualizado em raios-X, presença de condensação subcondral e osteófitos); Grau 3 de artrose (evidência de desequilíbrio articular, alto grau de degeneração óssea); Grau 4 ou artrose severa (comprometimento das três superfícies articulares do joelho).

Entretanto, nenhum destes autores citados acima leva em consideração o alinhamento mecânico dos segmentos na classificação dos diferentes graus de OA. Além disso, a redução do espaço articular geralmente é determinada a partir de inspeção visual e qualitativa do exame de raios X, o que torna o diagnóstico impreciso e avaliador dependente.

1.2.2 Classificação da OA a partir de parâmetros quantitativos

A quantificação radiográfica de mudanças estruturais nas extremidades das articulações com OA é baseada na distância intra-articular e na área intra-articular de uma articulação em específico. Além disso, não leva em consideração o alinhamento dos segmentos corporais e a distribuição de carga em locais de maior desvantagem mecânica. A distribuição da carga ou do peso corporal nos diferentes segmentos corporais é diretamente influenciada pelo alinhamento dos segmentos, e pode se constituir em uma sobrecarga mecânica nociva para os tecidos articulares.

Dois fatores têm sido considerados fundamentais na análise geométrica do segmento em exames radiográficos, sendo eles: (1) o alinhamento do segmento (todo o membro inferior) em relação ao plano frontal (COOKE et al., 1991; BUCKLAND et al., 1994; RAVAUD et al., 1996); (2) a imagem digital, que possibilita uma maior precisão na análise dos resultados das imagens de raios X, pois o avaliador tem a possibilidade de ampliar a imagem, analisar contrastes, assim como também manipular o brilho, de forma a fornecer um maior número de informações relacionadas com o processo degenerativo (VIGNON et al., 2003; TAKAHASHI et al., 2004; SCHMIDT et al., 2005; MARIJNISSEN et al., 2008). Entretanto, para que

possam ser obtidas informações precisas das imagens digitais de raios X, devem ser observados alguns parâmetros importantes como: a distância do ponto focal ao transdutor da imagem (Figura 1.4), a intensidade dos raios X, a distância do paciente em relação ao transdutor de imagem e a espessura do segmento avaliado.

A qualidade da técnica de obtenção da imagem radiográfica está sujeita ao controle de fatores dependentes da exposição, que são ajustados pelo tecnólogo em um painel de controle, como pico de quilovoltagem (kVp), miliamperagem (mA) e tempo de exposição em segundos (s). Dessa forma, o pico de quilovoltagem controla a energia e a capacidade de penetração dos raios nos tecidos, os quais apresentam diferentes densidades. Quanto maior for a quilovoltagem, maior será a energia aplicada ao tecido, o que pode, em alguns casos, diminuir o contraste. Já a miliamperagem e o tempo de exposição controlam a quantidade de raios X enviada do ponto focal durante a exposição do paciente (STATKIEWIEZ et al., 1993; PEDRINI ; SCHWARTZ, 2008).

Os fatores de exposição determinam a maleabilidade de variáveis de controle de qualidade da imagem, como a densidade da imagem, o contraste, a resolução, a ampliação e a distorção (STATKIEWIEZ et al., 1993; PEDRINI ; SCHWARTZ, 2008).

A densidade da imagem radiográfica pode ser definida como o grau de enegrecimento, sendo um dos focos de maior importância para a sua qualidade. Quanto maior o grau de enegrecimento, maior será a densidade da imagem e menor será a capacidade da luz em atravessá-la. No caso da imagem digital, o grau de enegrecimento está associado à intensidade de sinal do valor do pixel. O grau de enegrecimento é controlado diretamente pela interação entre a miliamperagem e o tempo de exposição de modo que, se duplicar a carga, automaticamente se duplica a quantidade de raios X e a densidade (STATKIEWIEZ et al., 1993; PEDRINI; SCHWARTZ, 2008).

Outro fator que pode influenciar a densidade da imagem é a distância do foco em relação ao transdutor da imagem (DFo-T), uma vez que quando se duplica a distância ocorrerá a diminuição da intensidade do feixe de raios X em um quarto ($\frac{1}{4}$), que também diminui a intensidade de radiação em ($\frac{1}{4}$) (STATKIEWIEZ et al., 1993; PEDRINI ; SCHWARTZ, 2008).

A variação da densidade de duas regiões vizinhas da imagem, por sua vez, é definida como o contraste da imagem, sendo que uma alta variação na densidade da imagem caracteriza um alto contraste, sendo o recíproco verdadeiro. O principal

objetivo do contraste é aumentar a visualização de detalhes anatômicos. Entretanto, o contraste pode ser manipulado em diferentes faixas de níveis de cinza das imagens radiográficas (STATKIEWIEZ et al., 1993; PEDRINI ; SCHWARTZ, 2008).

Existem dois tipos de organização do contraste processado para visualização da imagem. O primeiro tipo pode se caracterizar como um contraste de longa escala, caracterizado como uma menor diferença entre as densidades de tons de cinza, o que aumenta a escala por ter uma maior variabilidade de tonalidades, repercutindo em um baixo contraste. Esse tipo de contraste é ideal para exames de tórax em que se deseja visualizar impressões pulmonares. Já o segundo tipo de organização caracteriza-se por um contraste de curta escala, existindo uma maior diferença entre as tonalidades de cinza adjacentes para visualizar, por exemplo, as estruturas ósseas. Ou seja, quanto maior for a diferença de densidade, menor será o número de escalas de cinza, pois existe menor quantidade de tonalidades (KEBART et al., 1991; STATKIEWIEZ et al., 1993; PEDRINI ; SCHWARTZ, 2008).

O fator de controle primário do contraste do objeto é o pico de quilovoltagem, que controla a capacidade de penetração do feixe primário. Quanto maior o pico de quilovoltagem, maior a energia e mais uniforme a penetração dos raios-X nos tecidos com diferentes densidades. Logo, tensões de pico entre 80 e 90 kVp, como as utilizadas neste trabalho, resultam em uma definição de contraste adequado. Para tensões de pico maiores poderá ocorrer uma redução no contraste o que é definido por uma baixa variação da densidade entre ossos e tecidos moles (KEBART et al., 1991; STATKIEWIEZ et al., 1993; PEDRINI ; SCHWARTZ, 2008).

Já a resolução da imagem pode ser determinado a partir da nitidez da imagem radiográfica. Essa nitidez pode deixar mais claro pequenas linhas estruturais (acidentes ósseos) ou bordas de tecidos (ossos). O aumento da distância entre o paciente e o transdutor da imagem e a diminuição da distância do foco para o filme podem diminuir a nitidez da imagem, pois podem gerar ampliação e distorção geométrica (KEBART et al., 1991; STATKIEWIEZ et al., 1993; PEDRINI ; SCHWARTZ, 2008).

Alterações significativas nas características da imagem podem ocorrer por influência da distorção geométrica (influência de ângulos e distâncias do objeto em relação ao transdutor), sendo uma das principais causas de erro metodológico encontrada em imagens radiográficas (KEBART et al., 1991; PEDRINI ; SCHWARTZ, 2008).

Distorção geométrica é definida como a representação distorcida do tamanho ou da forma do objeto projetado no meio radiográfico transdutor. Ela pode ser influenciada por uma inclinação do transdutor da imagem em relação ao tubo de raios. Já a distância do ponto focal até o transdutor (DFo-T) pode influenciar na magnificação (tamanho) da seguinte maneira: quanto maior a distância do objeto do ponto focal e mais próximo o objeto estiver do transdutor da imagem, menor será a divergência dos raios X e menor será a ampliação em relação ao tamanho real. Já ao aproximar o objeto e o transdutor do ponto focal, maior será a divergência dos raios X e maior será a ampliação do objeto em relação ao tamanho real, devido a maiores ângulos de divergências dos raios X. Sendo assim, pode-se observar maior ou menor divergência do feixe de raios X dependendo da distância DFo-T, tendo em vista que esta radiação origina-se de forma estreita no tubo e em seguida espalha-se cobrindo o receptor da imagem (KEBART et al., 1991). Logo, se a divergência dos raios X apresenta uma ampliação da imagem devido ao ângulo do raio gerado do ponto focal até o transdutor da imagem, o aumento da DFo-T auxiliará na diminuição do fator de ampliação da imagem, aumentando o detalhamento da mesma (KEBART et al., 1991; PEDRINI ; SCHWARTZ, 2008).

Entretanto, a distância entre o objeto e o transdutor da imagem (DO-T) também gera alterações na ampliação e distorção da imagem. Quanto mais próximo o objeto estiver do transdutor, menor a ampliação e melhor o detalhamento da imagem, e quanto mais afastado maior a ampliação e menor o detalhamento. Além disso, o plano do objeto deve estar alinhado em paralelo com o plano do transdutor. Quanto maior o ângulo de inclinação do objeto em relação ao transdutor, maior o grau de distorção.

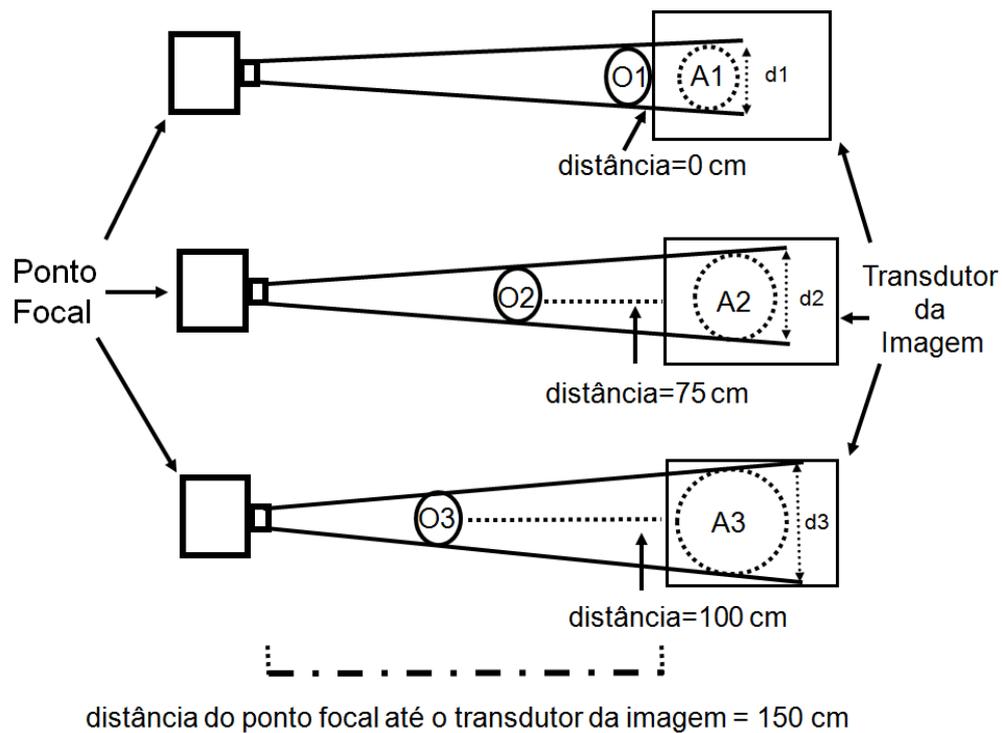


Figura 1.4 Magnificação da imagem de raios X no transdutor de imagem. Observe a influência da distância do objeto em relação ao transdutor da imagem e seu efeito na imagem de raios X obtida. A distância do ponto focal em relação ao transdutor da imagem é de 150 mm. Observe que a distância do objeto 1 (O1) em relação ao transdutor é 0 mm e a ampliação da imagem (A1) e a divergência dos raios X (d_1) no transdutor é pequena. Conforme a distância do objeto para o transdutor da imagem vai aumentando (O2 e O3), a ampliação (A2 e A3) e a divergência dos raios X (d_1 e d_2) aumentam proporcionalmente.

A Figura 1.4 ressalta a importância de uma padronização da metodologia de realização dos exames radiográficos para um maior controle das características de obtenção das imagens que possibilite minimizar os erros durante a análise dessas imagens (COOK et al., 1991). A espessura do membro inferior, por exemplo, ajuda a determinar a distância entre o objeto e o transdutor da imagem, enquanto a determinação da técnica radiográfica (pico de voltagem, miliamperagem e tempo de exposição) ajuda na aquisição e processamento das imagens (STATKIEWIEZ et al., 1993).

Entretanto, parece que, por mais controladas que estejam estas variáveis, ainda assim pode não se chegar a valores próximos dos reais. Existem algumas variáveis mecânicas ósseas que podem influenciar na distorção geométrica da

imagem, como por exemplo a rotação da cabeça do fêmur em relação ao seu colo em diferentes indivíduos (KAPANDJI, 1980), como demonstrado na Figura 1.5.

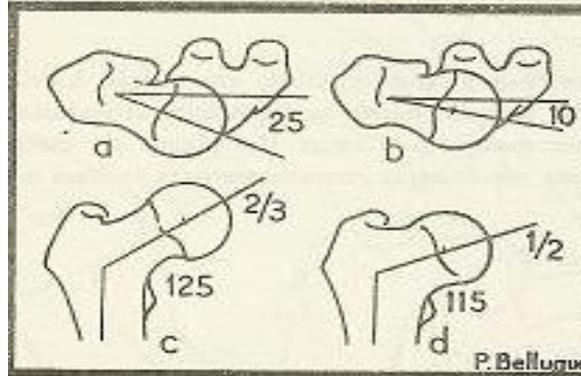


Figura 1.5 Ângulo de rotação da cabeça femoral em relação à diáfise; (a–c) representam ângulos de rotação da cabeça do fêmur e ângulo do colo do fêmur respectivamente abertos e com uma diáfise fina; (b-d) representam ângulos de rotação da cabeça do fêmur e ângulo do colo do fêmur fechados e com diáfise mais larga (KAPANDJI, 1980).

Embora não se possa medir *in vivo* por meio de raios – X (somente por tomografia computadorizada) o ângulo de rotação da cabeça do fêmur em relação ao seu colo, talvez seja possível analisar a amplitude de variação deste erro por meio do desenvolvimento de um calibrador da imagem para verificação da real influência deste ângulo de rotação no detalhamento da imagem.

1.2.3 Estudos Anteriores da Análise Quantitativa de Imagens de Raios X em OA

Para a análise quantitativa de imagens em geral, deve-se estabelecer um objetivo central para montar uma estrutura compatível e padronizada (PEDRINI ; SCHWARTZ, 2008). Schmidt et al. (2005) desenvolveram uma análise semi-automática da largura do espaço articular em radiografias de joelhos. Estes autores compararam a técnica digital com a análise manual das imagens feitas por radiologistas. Eles constataram uma reprodutibilidade superior aos exames manuais e também observaram um menor mínimo espaço articular (MEA) na técnica digital do que na técnica manual. Foi observada uma variação de 0,07 mm no MEA entre avaliadores, sendo a variabilidade dentro do pixel da imagem de 0,16 mm. Entretanto, este estudo avaliou somente sujeitos com joelhos assintomáticos sem a

presença de OA, ou seja, a análise digital não foi testada em situações com perda total de espaço articular.

Duryea et al. (2000) avaliaram 18 sujeitos normais e 10 sujeitos com OA, e desenvolveram um algoritmo dividido em três principais passos: (1) delineamento da borda do côndilo femoral; (2) identificação do platô tibial; e (3) mensuração do espaço articular. Estes autores encontraram uma reprodutibilidade de 0,16 mm para joelhos normais e 0,18 mm para joelhos com OA.

Estudos longitudinais têm sido usados para observar o comportamento da evolução da OA e comparar diferentes métodos de aquisição da imagem. Neste sentido, Vignon et al. (2003) analisaram radiografias de joelho obtidas digitalmente durante dois anos em 58 sujeitos. Estes autores compararam a incidência de Schuss postero-anterior (PA), obtida com os membros inferiores semi-flexionados entre 20-30 graus, com o padrão antero-posterior (AP) obtida com o membro inferior em extensão completa. Por meio deste estudo os autores avaliaram o MEA, a média do espaço articular (XEA) e a área do espaço articular (AEA). Foi demonstrada uma maior sensibilidade do protocolo de Schuss com o joelho semi-flexionado entre 20-30 graus para observar mudanças na evolução da OA do que o padrão AP com o joelho estendido.

Diferentes métodos têm sido propostos para a avaliação do espaço intra-articular por meio de rotinas computacionais (DURYEA et al., 2000; VIGNON et al., 2003; SCHMIDT et al., 2005). Parte-se do pressuposto que medidas indiretas da espessura da cartilagem podem ser determinadas pela distância entre ossos adjacentes na articulação. Além disso, técnicas de análises de imagens digitalizadas podem diminuir uma significativa variação intra e inter-observadores.

Entretanto, uma limitação tem sido apontada nestes estudos. Poucos autores observam os segmentos como um todo (MORELAND et al., 1987; COOKE et al., 2000). Os estudos mais recentes apresentam-se a desenvolver algoritmos para observar regiões específicas na análise do espaço inter-articular de forma quantitativa (SCHMIDT et al., 2005; GROCHOWSKI et al., 2005). Sabendo-se que existe uma influência direta da geometria dos membros inferiores na sobrecarga do joelho, pode-se inferir de forma relativa o impacto do peso corporal sobre os compartimentos articulares de ambos os membros. Por meio da avaliação dos parâmetros inerciais pode-se achar o peso relativo de cada segmento corporal (Quadro 1.1) de cada indivíduo e dos cálculos da geometria dos membros inferiores,

pode-se avaliar a influência da carga corporal sobre os segmentos e correlacioná-las com seus respectivos alinhamentos.

Quadro 1.1: Peso relativo dos segmentos corporais com relação ao peso corporal total (CLAUSER, 1969).

Segmento	Peso Relativo
Cabeça	0,073
Tronco	0,507
Partes Superiores de Braço	0,026
Ante Braço	0,016
Mão	0,007

As tabelas antropométricas são obtidas pela técnica de segmentação de cadáveres e posterior modelamento matemático, que envolve tamanho, peso, volume e o centro de massa de cada segmento, estimando-se a contribuição relativa de cada segmento para o peso corporal, como proposto por Clauser et al. (1969). Estes autores se utilizaram de informações de cadáveres, realizando a segmentação dos membros do corpo para posteriores determinações de suas propriedades físicas e materiais. Somando as informações inerciais de cada segmento corporal acima do quadril, pode-se obter de forma relativa a massa corporal encontrada acima do quadril e estimar quanto os segmentos inferiores estão acrescidos desta carga corporal.

Capítulo 2 - Avaliação da distorção geométrica de imagens de raios-X digitais de membro inferior

2.1 Introdução

Imagens de raios X têm sido utilizadas há muitos anos no diagnóstico de lesões articulares (KELLGREN; LAWRENCE, 1957; ALTMAN et al., 1980; DE JOUR, 1991). Exames radiográficos possibilitam determinar ângulos entre os segmentos corporais, o espaço intra-articular, a formação de osteófitos bem como a evolução da osteoartrite (OA).

Uma das articulações mais afetadas pela OA é a do joelho. As alterações na distribuição da carga nesta articulação estão relacionadas com a sua orientação em relação ao quadril e o tornozelo (JOHNSON et al., 1980). Neste sentido, o desalinhamento mecânico da tibia e do fêmur faz com que a sobrecarga imposta sobre a articulação tenha uma distribuição inadequada, reduzindo o espaço intra-articular na região de maior sobrecarga, proporcionando um efeito nocivo preponderante sobre a cartilagem e posterior redução de sua densidade (SHARMA et al. 2000; CICUTTINI et al., 2003).

Uma das abordagens médicas na busca de corrigir a geometria articular é a técnica da osteotomia. Este método busca a reconstrução do alinhamento dos segmentos com a correção do eixo mecânico de maneira a alinhá-lo com o eixo da carga corporal (ESCC), que passa do centro da cabeça do fêmur até o centro do talus no tornozelo. Esse alinhamento entre os dois eixos tem por objetivo distribuir o peso corporal por toda a área da articulação do joelho, reduzindo o risco de maiores prejuízos pela redução do estresse em pontos específicos da cartilagem. Entretanto, para a realização desta técnica é necessário conhecer as influências rotacionais sobre o alinhamento do membro inferior. Diferentes rotações podem alterar a posição relativa de cada segmento em relação ao ESCC nos três planos (COOKE et al., 2000; JOSEPH et al., 2004; KENDOFF et al., 2007).

Durante a observação de imagens radiográficas em duas dimensões (2D), variáveis como o grau de rotação articular não podem ser observada, devido à falta de perspectiva de profundidade da imagem. Mesmo assim, as imagens radiográficas em vista antero-posterior (AP) são consideradas o padrão ouro para a avaliação

biomecânica do segmento inferior e identificação, de forma indireta, de possíveis lesões articulares no joelho (KRAUS et al., 2005; GRAVERAND et al., 2006). Muitos profissionais da saúde solicitam que a patela esteja centrada entre os côndilos e voltada a frente do intensificador da imagem.

Entretanto, imagens coletadas sem o conhecimento da geometria de irradiação impossibilitam a definição das dimensões reais das estruturas anatômicas de interesse, diminuindo a capacidade de avaliar a biomecânica e o espaço intra-articular dos segmentos. Isso ocorre porque a radiação X se propaga de maneira retilínea. Como a distância entre a fonte de radiação e o ponto do meio radiográfico (filme) onde é capturado cada segmento do membro inferior na imagem de raios-X varia devido ao ângulo de incidência dos raios sobre cada parte do segmento em estudo, podem ocorrer ampliações e distorções de cada parte do segmento impresso no filme.

Denomina-se ampliação radiográfica o processo de aumento igual de todas as dimensões do objeto imageado. Distorção geométrica por sua vez, é definida como a alteração desigual das dimensões do objeto imageado. Isso resulta numa representação distorcida do tamanho ou da forma do objeto projetado no meio radiográfico. Duas metodologias principais têm sido usadas para evitar a distorção geométrica na análise biomecânica do segmento, sendo elas: (1) o alinhamento padrão do segmento (todo o membro inferior) em relação ao plano frontal, para evitar erro de medidas entre amostra (COOK et al., 1991; BUCKLAND et al., 1994; RAVAUD et al., 1996); (2) a utilização da técnica de imagem digital, que possibilita uma maior precisão na análise dos resultados das imagens de raios X, pois o avaliador tem a possibilidade de manipular a imagem, alterar seu intervalo dinâmico de brilho e contraste, e ampliar computacionalmente a imagem gerada (VIGNON et al., 2003; TAKAHASHI et al., 2004; SCHMIDT et al., 2005; MARIJNISSEN et al., 2008).

Muitos fatores podem alterar tanto a qualidade da imagem radiográfica gerada, quanto contribuir para a ampliação e/ou distorção das estruturas anatômicas de interesse. Os fatores que afetam a qualidade da imagem são a quilovoltagem aceleradora utilizada na técnica radiográfica e a corrente e o tempo no tubo de raios-X. Estes dois fatores alteram respectivamente a capacidade de diferenciar tecidos moles de tecidos duros durante a formação da imagem. Já a distância foco-transdutor e a distância do objeto a ser imageado em relação ao filme podem

determinar respectivamente os fenômenos de ampliação e distorção da imagem gerada. Como cada individualidade biológica apresenta dimensões antropométricas específicas, o biótipo do paciente tem papel fundamental na formação da imagem, pois ele define o contraste do objeto imageado e influencia diretamente na qualidade da imagem final.

Entretanto, parece que por mais controladas que estejam estas variáveis, existem fatores que não podem ser determinados em um modelo anatômico real, o que determina variações intrínsecas à técnica utilizada. Indivíduos com mesmo valor de ângulos ou área intra-articular entre os segmentos, ao serem avaliados por imagens radiográficas, podem apresentar valores discrepantes, devido a diferenças nas formas e posições dos segmentos anatômicos. Essas variáveis não podem ser controladas de forma completa, pois seriam necessárias intervenções cirúrgicas para se poder determinar diretamente as mesmas.

Como isso não é possível por questões éticas óbvias, desenvolver um método de calibração de imagens para a obtenção de um fator de correção da distorção é de grande importância para confiabilidade dos dados obtidos a partir de imagens de raios-X, como é o caso, por exemplo, da área ou espaço intra-articular, o qual é utilizado na quantificação do grau de degeneração articular em pacientes com OA. Desta forma, objetivo deste capítulo é apresentar uma proposta metodológica que venha a reduzir as variações da geometria de coleta e fazer da imagem radiográfica um método de representação mais fidedigno das estruturas de interesse, analisando regiões específicas importantes para a interpretação do alinhamento do segmento.

2.2 Metodologia

Para a realização deste estudo foi utilizado um sistema de imageamento do tipo *Computed Radiography* (CR). As imagens avaliadas foram salvas no protocolo “*Digital Image Communications in Medicine*” (DICOM) e avaliadas com auxílio da ferramenta computacional de processamento e análise de imagens livre Image J (<http://rsbweb.nih.gov/ij/>). Com o objetivo de determinar (ou quantificar) o grau de distorção e de ampliação radiográfica, foram utilizados dois conjuntos de objetos de prova com dimensões conhecidas. O primeiro corpo de prova era um objeto não antropomórfico e o segundo antropomórfico (Figura. 2.1).

O conjunto não-antropomórfico (Figura 2.1a) consistiu de uma placa de acrílico de área $43 \times 90 \text{ cm}^2$ e 2 cm de espessura com os seguintes objetos de prova fixados na área superficial: uma régua metálica de precisão e dois padrões-estelares, doravante denominados objeto circular superior e inferior (de acordo com o posicionamento do mesmo). O segundo conjunto (Figura 2.1b) foi constituído de 4 peças ósseas sendo elas: 1 fêmur, 1 tibia, 1 fíbula e 1 patela. Todas as peças foram unidas com cola quente e fita adesiva para possibilitar a movimentação adequada dos objetos durante a obtenção das imagens de raios-X.

Para cada conjunto de objetos de provas foram selecionadas quatro dimensões (regiões específicas) afastadas do ponto de incidência central dos raios-X (local sem divergência dos raios X). Para isso foram criadas medidas partindo do ponto de incidência central, gerando triângulos (dois lados partindo do ponto central de incidência dos raios e 1 lado de dimensão afastada do ponto central), um para cada região dos objetos de prova, como demonstrado na Figura 2.1.

Todas as dimensões dos objetos de prova foram previamente medidas com o auxílio de um paquímetro, e, após as coletas, utilizando o programa *Image J*.

Estes conjuntos foram avaliados em diferentes posicionamentos para possibilitar a avaliação de diferentes condições de imageamento e os possíveis fatores de correção a serem aplicados. As imagens coletadas foram avaliadas separadamente considerando diferentes dimensões de estudo para determinação dos fatores de ampliação da imagem. A determinação dos fatores de ampliação e distorção foi realizada em duas etapas distintas, sendo elas, a determinação do fator de correção e a validação do método proposto.

Para o conjunto não-antropomórfico foram definidas, como medidas-padrão a espessura da régua nas regiões superior e inferior e a dimensão (tamanho) vertical de ambos os objetos circulares. Este conjunto foi importante devido à forma achatada dos objetos de prova, não existindo influência de diferentes profundidades entre eles, conforme pode ser observado na Quadro 2.1.

Quadro 2.1. Dimensões reais mensuradas no conjunto de objeto não-antropomórfico.

Triângulos	Dimensões	Distância (cm)
T 1	DICC	5,45
T 2	DICS	5,45
T3	DIRS	3,50
T4	DIRI	3,50

T1: triângulo 1; DICC: dimensão circular central; T2: triângulo 2; DICS: dimensão circular superior; T3: triângulo 3; DIRS: dimensão régua superior; T4: triângulo 4; DIRI: distância régua inferior.

Para o conjunto antropomórfico (Figura 2.1b), foi construída uma armação de madeira (não visualizada na imagem) que dava suporte para os segmentos ósseos, permitindo por meio de um goniometro acoplado a este suporte definir o grau de rotação no qual estes segmentos encontravam-se durante a coleta das imagens. Neste conjunto de objeto de povas, também foram definidas como medidas padrões as distâncias medidas a partir do ponto de incidência central (marcador número 1) que foram avaliadas pela criação de quatro triângulos, sendo eles: triângulo (1): 1-2-3; triângulo (2): 1-4-5 triângulo (3): 1-6-7; triângulo (4): 1-8-9. Os triângulos 1 e 2 do conjunto de objetos de prova antropomórfico foram selecionados para possibilitar a observação da variação da imagem em regiões próximas da incisão central dos raios X (compartimentos lateral e medial do joelho). Os triângulo 3 e 4 representavam uma região afastada do ponto de incisão central dos raios X que se aproximava da extremidade superior e inferior do transdutor respectivamente.

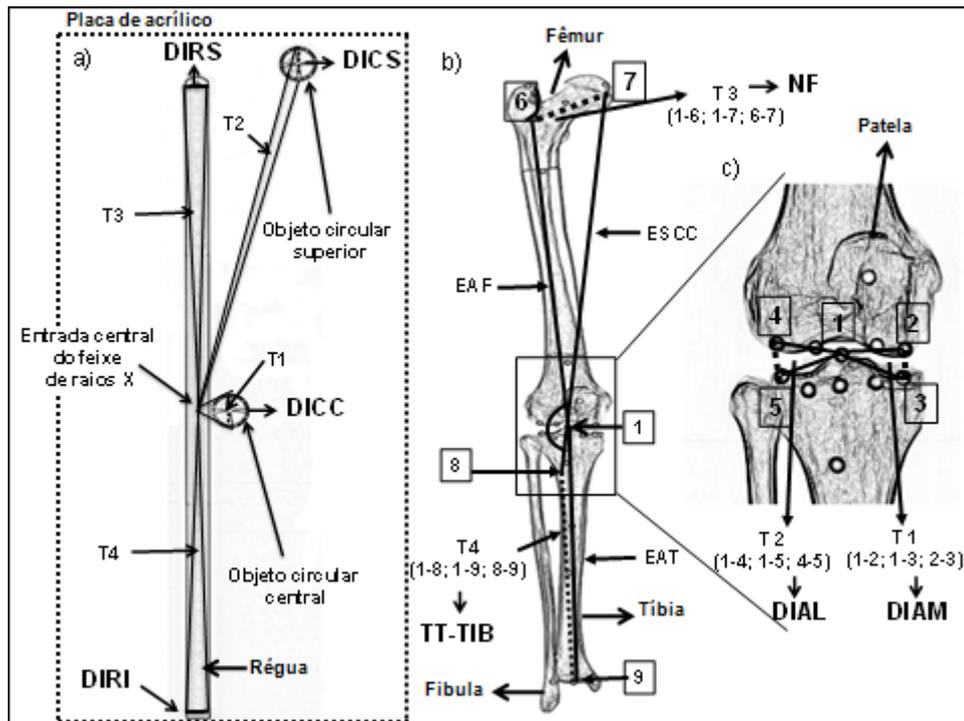


Figura 2.1 (a) Conjunto de objetos de prova não-antropomórficos dispostos em uma placa de acrílico com área superficial de 43x110 cm² e 2 cm de espessura, régua metálica de precisão e os 2 padrões-estelares. DICC: dimensão circular central; DICS: dimensão circular superior; DIRS: dimensão régua superior; DIRI: dimensão régua inferior. (b) Conjunto de objetos de prova antropomórficos formado por 4 peças ósseas e os respectivos marcadores reflexivos (de 1 até 9) para verificação dos parâmetros biomecânicos, eixo de suporte da carga corporal – ESCC-; eixo anatômico do fêmur – EAF-; eixo anatômico da tíbia – EAT; (c) ampliação da região central do conjunto antropomórfico; T1, T2, T3 e T4: triângulos de medidas dos objetos de provas.

Observa-se que as distâncias geradas pelos pares de pontos 2,3, 4,5, 6,7 e 8,9 não têm origem no ponto central (1) da imagem. A tabela 2.2 abaixo mostra os valores reais de dimensão do conjunto de objetos antropomórficos.

Quadro 2.2. Dimensões reais mensuradas no conjunto de prova antropomórfico.

Triângulos	Dimensões	Marcadores	Distância (cm)
T1	DIAM	2-3	1,6
T2	DIAL	4-5	1,2
T3	COLFE	6-7	8,2
T4	TT-TIBD	8-9	29,5

T1: triângulo 1; DIAM: dimensão intra-articular medial; T2: triângulo 2; DIAL: dimensão intra-articular lateral; T3 triângulo 3 NF: colo do fêmur; T4: triângulo 4; TT-TIB: tuberosidade da tíbia até tíbia distal.

2.2.1 Determinações do fator de ampliação

O fator de ampliação das dimensões das imagens foi definido utilizando os objetos de prova descritos acima, formando um sistema com diferentes posicionamentos. Todos os sistemas de calibração foram medidos em seis diferentes distâncias entre o objeto de prova e o transdutor da imagem, mantendo o objeto original paralelo ao plano do transdutor de imagem, como ilustra a Figura 2.2. Esta metodologia foi definida a fim de verificar a influência das diferentes distâncias objeto-transdutor que podem afetar a fator de ampliação da imagem.

Na geometria utilizada, se a distância foco-filme (DFF) de 150 cm torna-se uma boa aproximação considerar o ponto focal pode ser considerado como um ponto I de irradiação com distribuição isotrópica dos fótons irradiados. Isso é observado como uma divergência dos raios partindo do ponto focal em direção ao filme, formando um triângulo isósceles (triângulo que contém dois ângulos iguais) a partir do feixe central do campo irradiado. Na área central de irradiação (Figura 2.3) os valores de ampliação geométrica são mínimos, devido à menor angulação de divergência destes raiosX. Porém, quanto mais estes raios se afastam da incidência central, maior o ângulo de divergência (σ), o que gera um aumento da ampliação geométrica da imagem.

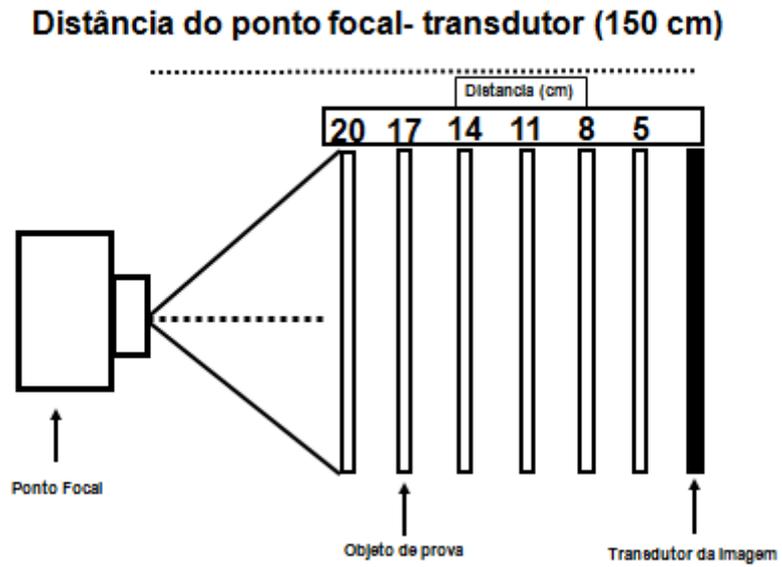


Figura 2.2: Representação esquemática das diferentes distâncias em que os sistemas de calibração foram dispostos paralelamente ao plano de transdução da imagem. A distância do ponto focal-transdutor da imagem foi de 150 cm, sendo coletadas imagens em 6 diferentes distâncias do objeto em relação ao transdutor da imagem (5, 8, 11, 14, 17 e 20 cm).

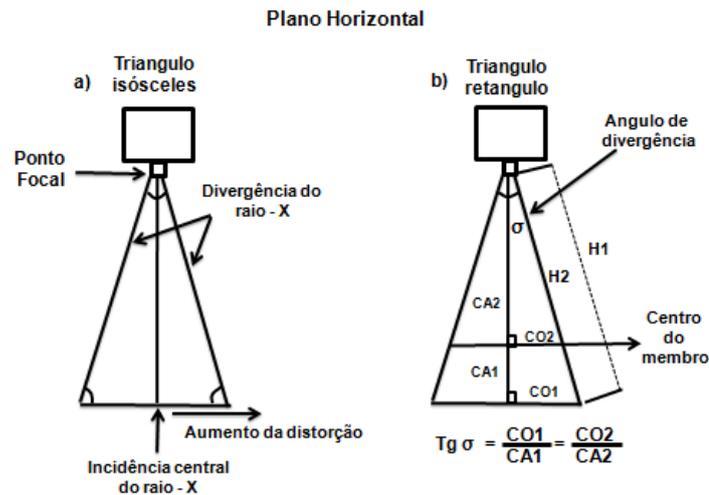


Figura 2.3 Esquema de representação da divergência dos raios X no plano horizontal. a) triângulo isósceles gerado pela divergência dos raios X; b) triângulo retângulo gerado ao considerar o feixe de raios X central. σ : ângulo de divergência dos raios X em relação ao feixe central. H1: hipotenusa que representa a distância foco-transdutor; H2: hipotenusa que representa a distância foco-objeto. CA1: cateto adjacente 1; CO1: cateto adjacente 1; CA2: cateto adjacente 2; CO2: cateto adjacente 2. $Tg \sigma$: tangente do ângulo de divergência dos raios X.

O comportamento de ampliação de perspectiva geométrica pode ser controlado por meio de equações matemáticas. Sabendo-se a distância entre o objeto e o transdutor da imagem e a distância entre o ponto focal e o transdutor da imagem, pode-se calcular o fator de ampliação da imagem conforme mostra a equação 2.1.

$$M = \frac{D_{x_imagem}}{D_{x_objeto}} \quad \text{Equação 2.1}$$

Desta forma, quando o fator de ampliação (M) é multiplicado pela dimensão original do objeto (D_{x_objeto}), resulta na dimensão da imagem (D_{x_imagem}), no transdutor. Para determinar a dimensão real do objeto através da imagem, faz-se necessária a redução desta na mesma proporção em que foi ampliada. Para tanto, pode-se dividir a dimensão da imagem pelo fator de ampliação, ou multiplicá-la pelo fator de redução que é determinado pela equação 2.2 abaixo.

$$R = \frac{1}{M} \quad \text{Equação 2.2}$$

A determinação do fator de ampliação e redução foi realizada em dois passos distintos:

- (1) a representação matemática do ângulo sólido formado pela divergência dos raios X nos dois sistemas de calibração, partindo como base o feixe central de radiação X;
- (2) a determinação dos fatores de ampliação e redução da imagem-objeto, com auxílio da ferramenta computacional Image J.

As equações 2.1 e 2.2 possibilitam análise da ampliação e redução, partindo do ponto de incidência central dos raios X. Esse é considerado o ponto de referência sem distorção para a realização das medições das dimensões das imagens.

Para representação matemática do ângulo sólido são necessárias informações de distância do objeto e do ponto focal até o transdutor e no mínimo dois diferentes pontos da imagem, sendo um o ponto de incidência central e o outro um ponto qualquer afastado. Após o imageamento no transdutor com o auxílio do software Image J, traça-se uma reta partindo do ponto de incidência central (ponto de referência) até o segundo ponto afastado do centro. Com as informações de distância do objeto e do ponto focal até o transdutor, aplica-se a equação 2.2 e multiplica-se o quociente pela a dimensão avaliada na imagem obtendo sua redução para valores aproximados dos reais.

Entretanto, para determinar o fator de ampliação para diferentes áreas do transdutor distante do feixe central de irradiação, torna-se necessário determiná-las por meio da equação de um triângulo qualquer, como demonstrado pela equação 2.3 e ilustrado pela Figura 2.4.

$$c^2 = a^2 + b^2 - 2ab \cos(\sigma) \quad \text{Equação 2.2}$$

O (c) representa a distância entre o marcador 2 e 3, que está afastada do ponto central, (a) representa a distância entre o marcador (1) e o marcador (2) e (b)

representa a distância entre o marcador (1) e o marcador (3). Observe que (a) e (b) tem origem no ponto central.

Por meio do software *Image J* traça-se duas retas partindo do ponto central, uma até o marcador (2) e outra até o marcador (3), (Figura 2.4a). A seguir, mensura-se o ângulo entre estas duas retas e aplica-se a equação 2.2 para obter a redução das distâncias dos catetos (a) e (b) imageadas no transdutor para valores próximos dos reais. Em seguida aplica-se a equação 2.3 para estimar a distância do cateto (c) que está afastada do ponto central. Esta mesma metodologia de medida foi utilizada na determinação do fator de distorção apresentado a seguir.



Figura 2.4 Representação da medida do triângulo 1 (marcadores 1-2-3) no objeto antropomórfico. Marcadores (2) e (3) representam a dimensão afastada do ponto central (marcador 1); A) Ampliação das dimensões do triângulo; B) aplicação da equação 2.2; C) aplicação da equação 2.3; a), b) e c): lados do triângulo ampliado; (ar), (br) e (cr): lados do triângulo reduzido.

2.2 Avaliação do fator de distorção

Para avaliar a distorção da imagem, foram coletadas imagens com o mesmo processo proposto anteriormente. Todavia, para cada distância, diferentes angulações entre o plano do transdutor e o plano do objeto de prova foram avaliadas (0° , 10° , 20° e 30°). A partir desse procedimento foi possível estimar as diferentes formas de distorção possíveis para os objetos anatômicos de interesse. A Figura 2.5 ilustra a coleta de dados para a distância de oito centímetros (8 cm) em um ângulo de 20° .

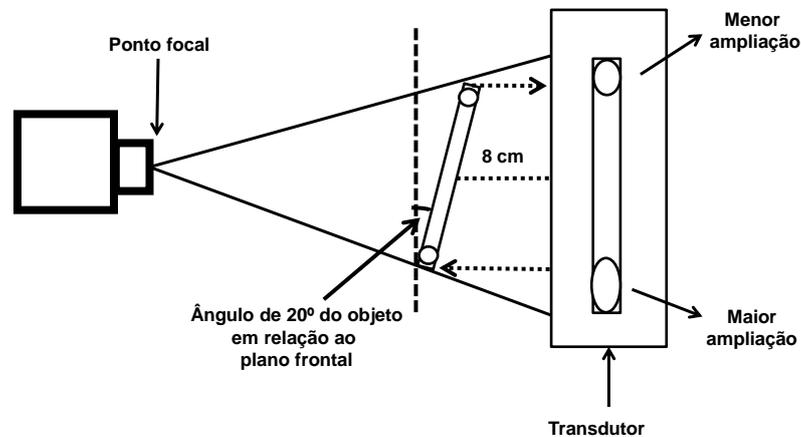


Figura 2.5 Influência da disposição angular do objeto em relação ao plano do transdutor. Observe que quanto maior o ângulo do objeto em relação ao plano frontal, menor a ampliação do lado que se aproxima do transdutor e maior ampliação do lado que se afasta.

Neste caso a construção deste segundo sistema de calibração envolve, além do controle das distâncias, também objetos de provas que acrescentam angulações e pontos dispostos em profundidade no objeto. Sendo assim, quando são geradas imagens em duas dimensões (2D) de um objeto que envolve distâncias em três dimensões (3D), sempre ocorre a compactação da dimensão profundidade em um único plano, intrinsecamente trazendo variações e distorções na imagem gerada.

Para verificar a influência da profundidade nas imagens em 2D e descrever objetos com 3D foram consideradas diferentes angulações de teste para os objetos de prova e aplicada a equação 2.4, exemplificado em uma distância de 5 centímetros e 10° de rotação do objeto em relação ao plano do transdutor da imagem.

$$Mg = \frac{[DF_Trans - DObj_Trans) + (DPCsen(\theta\pi / 180)]}{DF_Trans}$$

Equação 2.4

Por existirem diferentes tamanhos de segmentos, a ampliação, além de depender da DF-Trans e da DObj-Trans, também depende de mais dois principais fatores: (1) distâncias de uma parte do segmento em relação ao ponto de incidência central dos raios X (DPC); (2) ângulo do objeto em relação ao plano do transdutor. Por meio da equação 2.4 observa-se a soma da distância DF-Obj com a DPC no transdutor multiplicado pelo ângulo do objeto em relação ao transdutor da imagem, dividido pela DF-Trans.

Para controle de possíveis diferenças na distância de algum ponto da imagem em relação ao ponto central, criou-se uma tabela para cada ângulo (10°, 20° e 30°) com 10 pontos em intervalos de 1cm, onde as linhas representavam as distâncias Objeto-Filme e as colunas as distâncias em relação ao ponto central (DPC). Após executava-se um gráfico de dispersão de cada matriz e obtinha-se por meio de regressão linear o coeficiente angular da reta destes pontos. Calculava-se a média do coeficiente angular das três matrizes e aplicava-se na equação 5 para a correção angular.

$$FC = D_{x-imagem} + (cof.\alpha \times \theta) \quad \text{Equação 2.5}$$

Onde FC é o fator de correção.

2.2.3 Análise Estatística

Primeiramente foram avaliadas medidas de tendência central (média) e dispersão dos dados (desvio padrão). Em seguida foi realizada uma análise do coeficiente de determinação (r^2) da amostra para a avaliação da influência das diferentes distâncias Objeto-Filme em ambos objetos de provas (antropomórficos e não-antropomórficos).

Além disso, para avaliar a influência angular, foi obtido um coeficiente de determinação para os diferentes ângulos do objeto de prova antropomórfico em relação ao plano frontal do filme. O nível de significância adotado foi de 0,05%.

Para saber a variação média (VM) em milímetros (mm) durante a ampliação, observou-se a variação da dimensão das regiões selecionadas de cada objeto entre as diferentes distâncias Objeto-Filme em relação aos valores reais, e a seguir

calculou-se a variação percentual de cada dimensão. Por último, foi determinada a média destes valores.

2.3 Resultados

Os resultados demonstram que existe uma forte variância compartilhada positiva entre as distâncias Objeto-Filme e a dimensão da imagem no conjunto de objeto de prova não-antropomórfico (DICC: $R^2=0,9656$; DICS: $R^2=0,9957$; DIRS: $R^2=0,5633$ e DIRI: $R^2=0,8056$). Observa-se, portanto, uma ampliação após a aquisição da imagem.

Entretanto, após aplicar o fator de correção, observa-se que esta variância compartilhada é reduzida (DICC: $R^2=0,0685$; DICS: $R^2=0,5881$; DIRS: $R^2=0,1839$ e DIRI: $R^2=0,5815$).

Uma variação média, em milímetros, foi observada durante a ampliação (DICC: VM=4,015; DICS: VM=3,887; DIRS: VM= 0,723 e DIRI: VM=1,008). Após a aplicação do fator de correção observa-se uma variação menor (DICC: VM=0,078; DICS: VM=0,054; DIRS: VM= 0,217 e DIRI: VM=0,214), como demonstrado na figura 2.6.

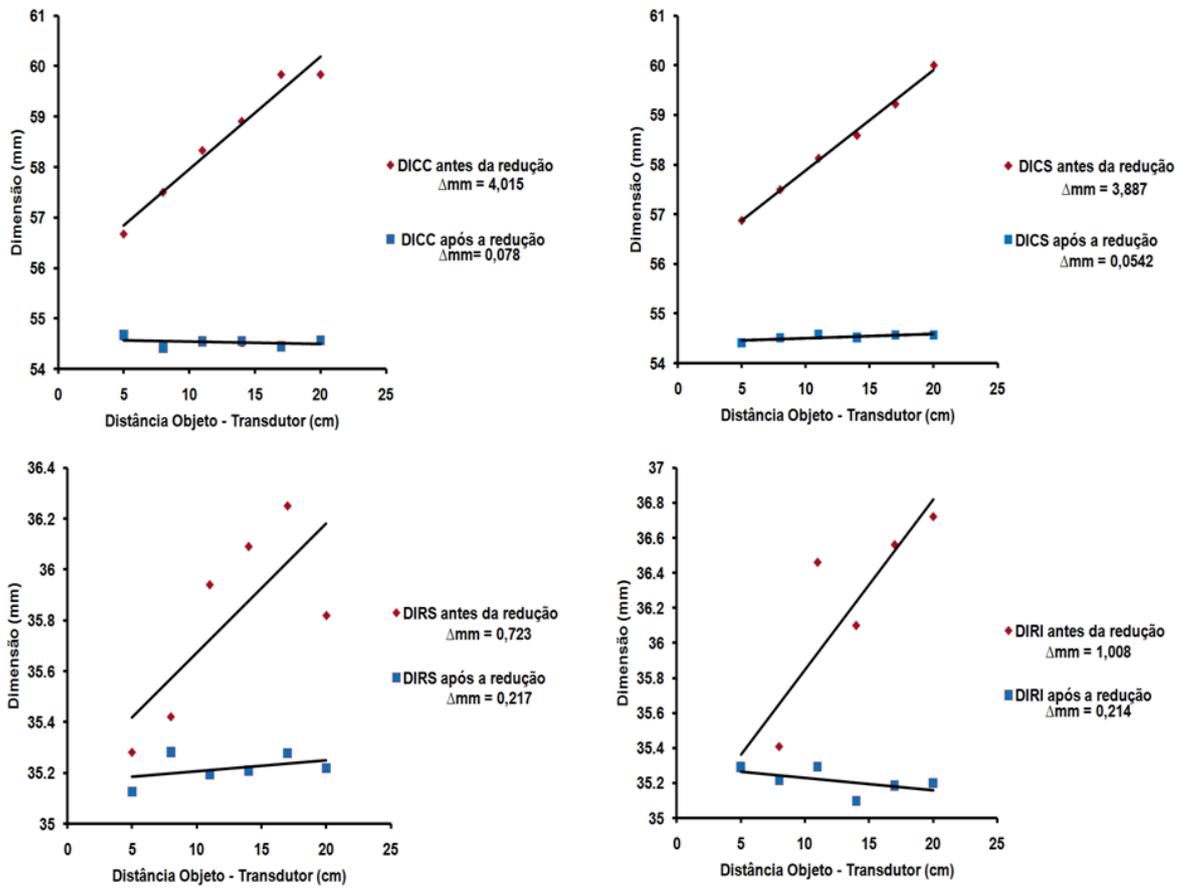


Figura 2.6: Equação da reta para ampliação e redução de regiões específicas do conjunto de objetos de provas não-antropomórficos. DICC: distância círculo central; DICS: distância círculo superior; DIRS: distância régua superior; DIRI: distância régua inferior; Coeficiente de determinação: R^2 ; VM: variação média em milímetros.

O mesmo tipo de comportamento observa-se para o conjunto de objetos antropomórficos. Os resultados demonstram que existe uma forte variância compartilhada positiva entre as distâncias Objeto-Filme e a dimensão da imagem no (DIAM: $R^2=0,803$; DIAL: $R^2=0,9331$; NF: $R^2=0,990$ e TT-TIB: $R^2=0,993$); observa-se, assim, uma ampliação após a aquisição da imagem.

Entretanto, após aplicar o fator de correção observa-se que esta variância compartilhada se reduz (DIAM: $R^2=0,1083$; DIAL: $R^2=0,3491$; NF: $R^2=0,0087$ e TT-TIB: $R^2=0,4608$).

Também foi observada uma variação média em milímetros durante a ampliação de (DIAM: VM=0,800; DIAL: VM=1,643; NF: VM=8,2 e TT-TIB: VM=20,0).

Após a aplicação do fator de correção observa-se uma variação menor (DIAM: VM=0,095; DIAL: VM=0,297; NF: VM= 0,338 e TT-TIB: VM=0,741), como demonstrado abaixo na figura 2.7.

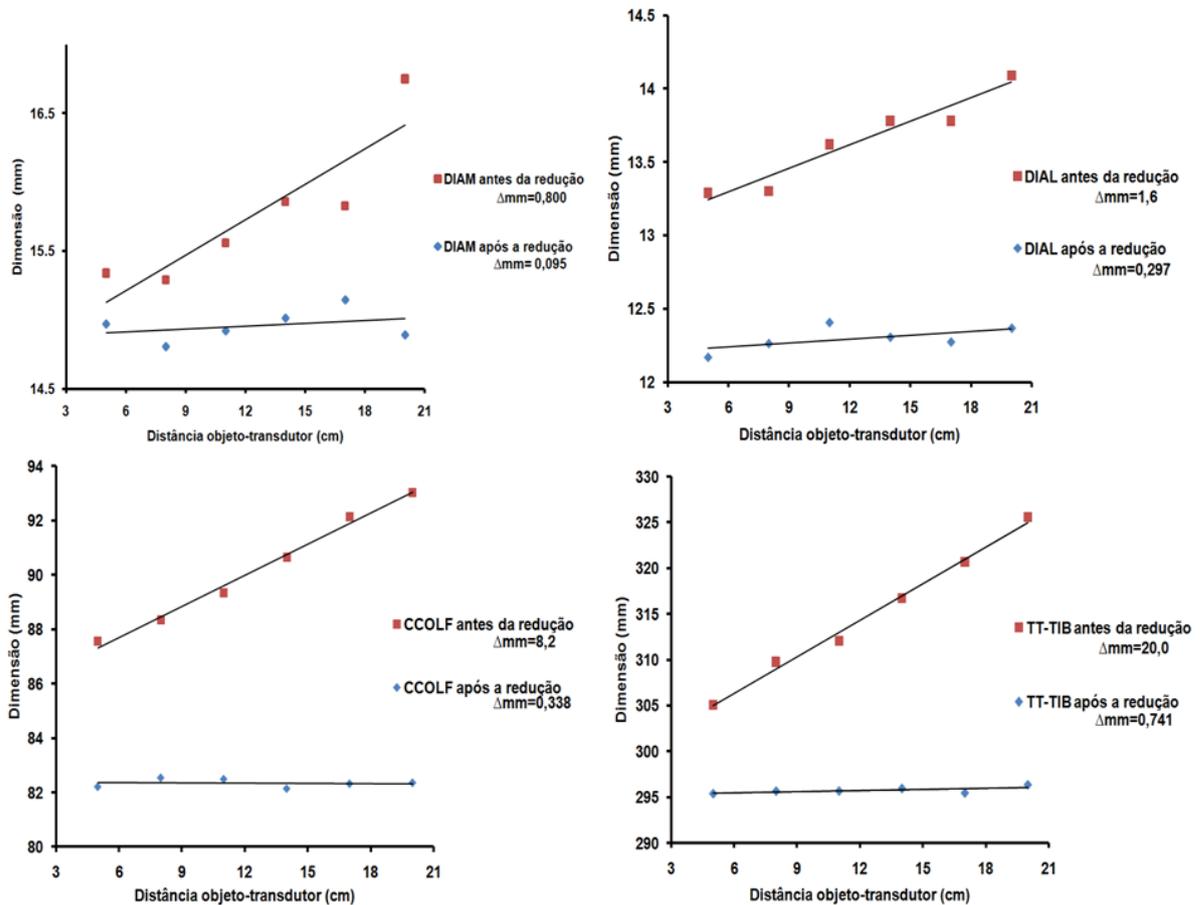


Figura 2.7 Ampliação e redução de regiões específicas do conjunto de objetos de provas antropomórficos. DIAM: distância intra-articular medial; DIAL: distância intra-articular lateral; CCOLF: comprimento do colo do fêmur; TT-TIB: tuberosidade da tíbia até tíbia distal. Δ mm: variação média em milímetros.

2.3.1 Determinação do fator de distorção

Os resultados demonstram que existe uma forte variância compartilhada positiva entre a variação dos ângulos em cada distância Objeto-Filme e a dimensão das regiões na imagem (DIAM: $R^2=0,9098$; DIAL: $R^2=0,9208$; NF: $R^2= 0,9971$ e TT-TIB: $R^2=0,9891$). Observa-se, assim, uma ampliação após a aquisição da imagem em diferentes ângulos. Entretanto, após aplicar o fator de correção observa-se que

esta variância compartilhada se reduz (DIAM: $R^2=0,7245$; DIAL: $R^2=0,8652$; NF: $R^2=0,0964$ e TT-TIB: $R^2=0,741$).

Foi observada uma variação média em milímetros durante a ampliação de (DIAM: VM=0,488; DIAL: VM=1,643; NF: VM= 8,182 e TT-TIB: VM=19,985). Após a aplicação do fator de correção observa-se uma variação menor (DIAM: VM=0,095; DIAL: VM=0,297; NF: VM= 0,338 e TT-TIB: VM=0,7474), como demonstrado abaixo na figura 2.8.

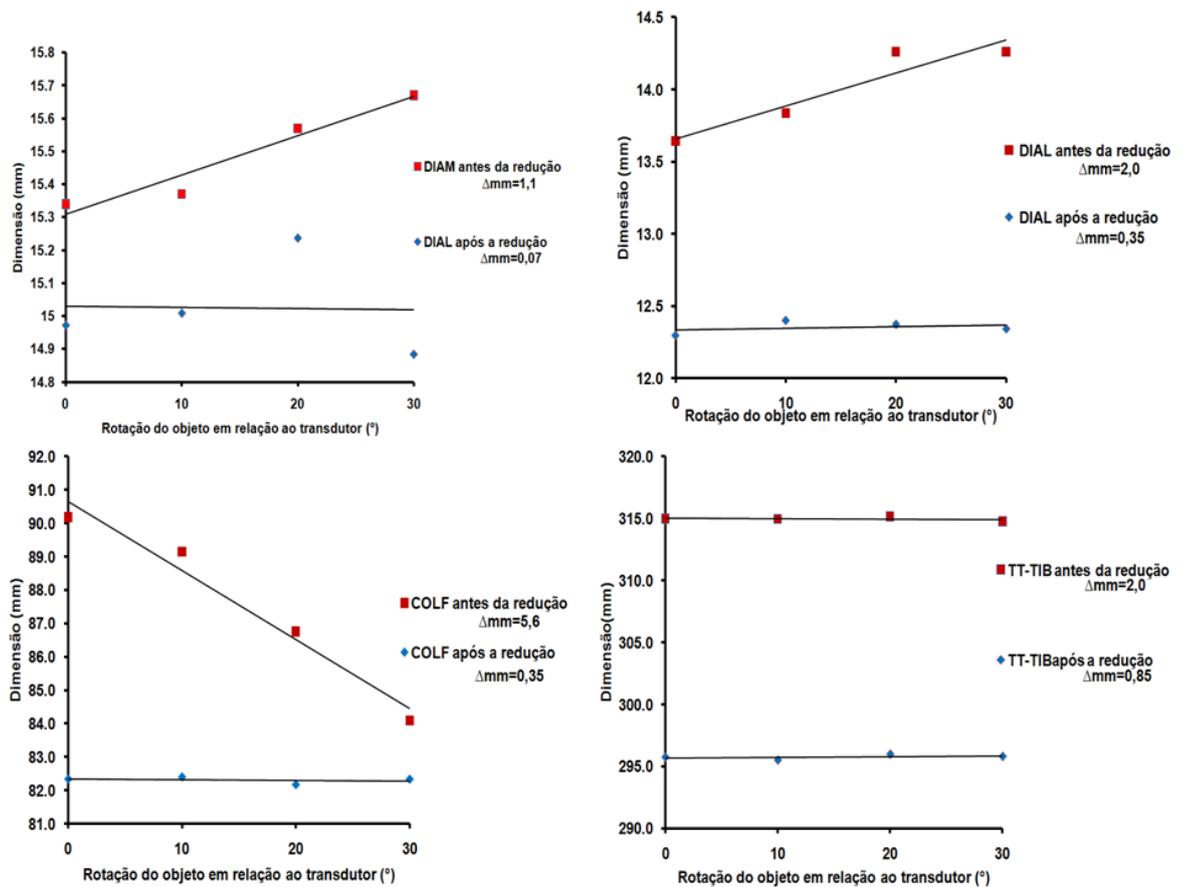


Figura 2.8 Distorção de regiões específicas do conjunto de objetos de provas antropomórficos. DIAM: distância intra-articular medial; DIAL: distância intra-articular lateral; NF: pescoço do fêmur; TT-TIB: tuberosidade da tíbia até tíbia distal. Coeficiente de determinação: R^2 ; Δmm : variação média em milímetros

2.4 Discussão dos resultados.

Um dos recursos mais utilizados para diagnóstico de doenças osteoarticulares são os exames radiográficos. Embora imagens radiográficas sejam consideradas o padrão ouro utilizado pelos profissionais da saúde em clínicas e hospitais, a quantificação destes exames depende de fatores de correção da imagem e da avaliação e interpretação médica.

Algumas observações referentes a estes exames devem ser feitas. A grande preocupação existente para a realização deste estudo é o quanto realmente as imagens radiográficas podem ser quantificadas sem a aplicação de fatores de correção, simplesmente se preocupando com o posicionamento do sujeito. Além disso, se houver erro, como quantificar qual é o erro imposto a estes resultados.

O principal achado deste estudo foi conseguir primeiramente prever, de forma aproximada, o quanto ocorre de ampliação na imagem, sabendo-se assim a variação em milímetros (mm) que pode ocorrer em um segmento avaliado. Em um segundo momento, também se pode aplicar a correção desta ampliação para valores próximos dos reais.

Cabe ressaltar que as imagens utilizadas neste estudo foram do tipo DICOM, sendo que, por meio do software utilizado neste trabalho (Image J), se pode observar que a distância entre o centro de dois pixel para todas as imagens era de 0,625/0,625 mm, e que após a aplicação dos valores de correção, a variabilidade em milímetros na maioria dos casos foi menor que um (1) pixel, exceto para ampliação (VM=0,741) e distorção (VM=0,741) da região TT-TIB respectivamente. Ainda assim, a variação foi muito pequena. Sendo assim, se observa uma mínima variabilidade dos valores reais da dimensão avaliada, na maioria dos casos menor que a resolução do software de avaliação.

A segunda grande preocupação deste estudo foi em relação às diferentes formas e angulações dos objetos e o quanto estes podem influenciar na dimensão da imagem. Por meio da análise das imagens em diferentes ângulos em cada distância, fomos capazes de identificar distorções relevantes ao diagnóstico da imagem na ampliação do conjunto de objetos de prova antropomórfico (DIAM: VM=0,772; DIAL: VM=1,643; NF: VM= 8,182 e TT-TIB: VM=19,985). Entretanto, após aplicar o fator de correção de distorção, observa-se que estes valores retornam próximos dos reais.

Visto que, um dos maiores problemas em exames de raios X são as diferentes rotações existentes entre os segmentos, podemos observar uma variação existente devido a esta rotação. Observa-se, deste modo, a importância da correção destas variáveis na biomecânica do segmento inferior. Por outro lado, para que seja possível realizar estas correções quando um exame de raios X estiver sendo avaliado, inúmeras questões devem ser consideradas para uma melhor qualidade de coleta, o que possibilita uma melhor correção dos resultados para valores próximos dos reais. Devem ser observadas as seguintes sugestões: (1) Posicionamento do transdutor a 90° em relação ao feixe central e o solo (construção de um anteparo adequado), para evitar angulações do filme que possam alterar os valores das dimensões das imagens devido a um acréscimo angular do filme; (2) Padronização da distância do ponto focal-transdutor, para que se possa aplicar as equações de magnificação e redução; (3) Marcação da região de entrada do feixe central, para que se possa ter um ponto de referência real onde não ocorra a divergência dos raios X e não altere os valores de dimensão neste local da imagem; (4) Medir a espessura da coxa e a distância coxa-transdutor, para descobrir a distância do ponto central do segmento em relação ao filme (Distância Objeto-Filme); (5) Alinhar o segmento inferior com o plano do ponto focal e do filme, para minimizar os efeitos rotacionais do segmento na distorção da imagem.

2.5 Conclusão

Por meio deste estudo pode-se observar que é possível controlar a ampliação da imagem em unidades métricas, podendo ainda corrigir os valores obtidos, por meio de equações físico-matemáticas, para valores próximos dos reais, bem como minimizar o erro de medida gerado por fatores rotacionais dos segmentos avaliados. Entretanto, para isto existe um padrão de controle de aquisição a ser seguido durante a coleta das imagens.

CAPÍTULO 3 - Análise morfológica e funcional do joelho varo por meio de imagens radiográficas em diferentes níveis de osteoartrite

3.1 Introdução

A distribuição de cargas na articulação do joelho é altamente dependente da forma e posição relativa dos ossos do segmento inferior. Acredita-se que o alinhamento dos segmentos é capaz de produzir um estresse de compressão que pode acarretar degeneração da cartilagem. A passagem desta carga nos membros inferiores é representada pelo eixo de suporte da carga corporal (ESCC) que passa do centro da cabeça do fêmur e vai em direção ao centro do tálus no tornozelo. Se este passar medialmente ao joelho, produzirá um braço de momento em varo, reduzindo o espaço intra-articular medial. Já quando o ESCC passa lateralmente, gera um braço de momento em valgo, reduzindo o espaço intra-articular lateral.

Desta maneira, parece plausível que fatores de risco mecânicos funcionem como um dos fatores centrais para o desenvolvimento de um ciclo vicioso de sobrecarga articular, de modo a gerar degeneração. Entretanto, a avaliação da real influência destes fatores parte da análise da geometria específica dos segmentos de cada sujeito, visto que diferentes formas anatômicas dos ossos geram inúmeras posições articulares em relação ao ESCC.

Para obtermos uma perspectiva anatômica funcional do membro inferior em relação ao ESCC, é necessário descrever a orientação dos eixos mecânicos do fêmur e da tíbia. O eixo mecânico do fêmur é representado por uma linha que vai do centro da cabeça do fêmur em direção ao ponto médio intercondilar. No caso da tíbia, o eixo mecânico é representado por uma linha que vai do ponto médio do platô tibial em direção ao centro do tálus. Teoricamente um padrão de normalidade do joelho existe quando o ângulo formado entre os eixos mecânicos do fêmur e da tíbia é de aproximadamente de 0 graus, tornando os dois eixos colineares e coincidentes com o ESCC. Este ângulo representa a interação do Quadril-Joelho-Tornozelo (em inglês denominado *Hip-Knee-Ankle* - HKA) e, em caso de desvios em varo, ele é negativo, e em desvios em valgo ele é considerado positivo.

Além destas relações, outros fatores morfológicos entre os segmentos podem influenciar o comportamento da carga na articulação do joelho. O ângulo e o comprimento do colo do fêmur podem deslocar o ESCC em direções mediais ou laterais em relação ao centro do joelho, aumentando o braço de momento da carga nesta articulação.

Entretanto, a passagem do ESCC tem maior prevalência no compartimento medial. Isto porque os segmentos estão organizados lateralmente ao centro de gravidade do corpo. Além disso, durante atividades como a marcha existe um momento adutor do joelho. Este é gerado devido a um período unipodal durante a fase deste movimento, quando ocorre a transposição do peso corporal medialmente ao segmento de apoio. Desta forma, ocorre um momento adutor que gera estresse compressivo no compartimento medial do joelho. Este depende diretamente da força de reação ao solo e da distância perpendicular do ESCC em relação ao centro do joelho.

Além disso, existe uma grande possibilidade destes fatores mecânicos terem maior influência em níveis mais avançados de OA de joelho. Alguns autores como Cerejo et al. (2002) usaram a grade de Kellgren e Lawrence para classificar os níveis de osteoartrite (OA), e demonstram que o alinhamento mecânico não teve influência significativa em estágios iniciais. Entretanto, apresentaram maior influência em estágios mais avançados de grau 2 para grau 3, e foi observado um aumento do risco de progressão do processo degenerativo de 4,12% para 10,96% no compartimento medial e de 2,46% para 10,44% no compartimento lateral em um período de dezoito (18) meses. Os autores sugerem a necessidade de analisar separadamente cada caso, tendo uma abordagem diferente em níveis iniciais comparado com níveis mais avançados de OA.

Tendo em vista o reduzido número de estudos que utilizou imagens de raios X para a avaliação biomecânica do membro inferior de pacientes com diferentes graus de OA, e assumindo a existência de uma relação entre o alinhamento mecânico dos segmentos corporais com o grau de OA, o objetivo deste capítulo é de estabelecer uma relação entre forma e posição entre os segmentos ósseos em uma situação estática e identificar estas relações nos diferentes graus de OA no compartimento medial do joelho. O compartimento medial do joelho foi escolhido, tendo em vista a maior incidência do processo degenerativo em pacientes com joelhos varos.

3.2 Métodos

3.2.1 Amostra

O estudo foi composto por 74 joelhos (saudáveis e com osteoartrite de joelho) com idade compreendida entre 25 e 80 anos. Todos os pacientes foram selecionados de forma intencional e foram divididos em quatro grupos de graus de osteoartrite (DEJOUR et al., 1991) conforme a avaliação e diagnóstico.

A inclusão dos indivíduos em cada grupo será realizada a partir de anamnese, diagnóstico clínico por médico especialista na área de Traumatologia-Ortopedia e a partir de exame de raios-X.

Os critérios de exclusão para participação no estudo serão a contra-indicação médica, a presença de qualquer doença neurológica, neoplásica ou sujeitos que não tenham participado de alguma cirurgia que possa influenciar na avaliação do alinhamento do segmento.

Para a determinação do tamanho da amostra foram utilizados os seguintes estudos:

Quadro 3.1 Estudos utilizados para determinação do tamanho da amostra

Cooke et al (1997)	QJT – CQ – PT – PC (45 idosos e 30 jovens)
Pulkkinen et al (2008)	Ângulo do côndilo femoral – ESCC (62 cadáveres)
Schmidit et al (2005)	MEAM (34 sujeitos)

QJT: ângulo entre o eixomecânico femural e o eixo mecânico tibial demonstra a interação do Quadril-Joelho-Tornozelo. CQ: côndilo do Quadril; PT: platô tibial do tornozelo; PC: platô condilar; ESCC: eixo de suporte da carga corporal; MEAM: mínimo espaço articular medial.

Os sujeitos com OA foram recrutados junto a um hospital municipal de Porto Alegre. Os sujeitos saudáveis (assintomáticos para OA) foram recrutados junto a um projeto de extensão universitária no Centro de Esportes, Lazer e Recreação do Idoso (CELARI) da Universidade Federal do Rio Grande do Sul. Todos os sujeitos foram classificados nos diferentes graus de OA por médico traumato-ortopedista especializado em OA de joelho. Todos os sujeitos assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido conforme apêndice A.

3.2.2 Procedimento

Uma imagem de radiografia digital panorâmica foi obtida em uma vista ântero-posterior para cada paciente. Todos os sujeitos foram posicionados a uma distância de 150 cm (distância foco-transdutor). Foi solicitado ao paciente que distribuisse o peso corporal igualmente entre os dois membros inferiores. Os tornozelos foram centralizados com os pés apontando para o emissor de raios X e alinhados junto às articulações do joelho e do quadril. Os raios X foram direcionados na altura da patela de cada sujeito, esta estava centralizada entre os côndilos e voltadas de frente para o intensificador de raios X. Um marcador de entrada na altura destes raios foi colocado junto ao transdutor da imagem.

A espessura do segmento foi verificada para ser estimada a distância entre o ponto central do segmento e o transdutor da imagem (distância objeto-transdutor). Para a definição de um contraste adequado, foram utilizados níveis de 80 a 90 quilo pico voltagem (kVp) com uma tensão aceleradora de 16 miliamperes (mA) com um tempo de exposição de 5 segundos (STATKIEWIEZ et al., 1993; PEDRINI; SCHWARTZ, 2008). Todas as imagens foram obtidas dentro dos padrões “*Digital Image Communications in Medicine*” (DICOM), (HORII, 1997). Com as imagens neste padrão é possível conhecer a distância padrão entre os pixels. Desta forma, sabendo-se a distância objeto-transdutor, a distância foco-transdutor e o tamanho do pixel, foi possível formular um fator de correção das imagens para cada sujeito.

3.2.3 Determinações dos parâmetros geométricos do membro inferior

A figura 3.1(a) demonstra todas as variáveis analisadas nas imagens radiográficas digitais. Estas variáveis são de grande importância para determinar a forma e a posição dos segmentos em relação ao ESCC. O ângulo entre o eixo mecânico femoral (EMF) e o eixo anatômico femoral (EAF) determina o valgo fisiológico (VF). Já o ângulo do colo do fêmur (ACF) é determinado por uma linha que passa entre o centro da cabeça do fêmur em direção ao colo femoral e outra que passa do centro da diáfise em direção a linha do colo do fêmur. Para o cálculo do QJT existem variáveis específicas que representam a forma do fêmur e da tíbia. Como demonstrado na figura 4.1 (b), o ângulo condilar-quadril (CQ) que é o ângulo entre superfície articular dos côndilos femorais e o eixo mecânico femoral, este nome é devido a uma relação existente da posição da cabeça femoral no quadril

com o côndilo do joelho, este é varo quando for negativo, valgo quando for positivo. Em relação à tibia, podemos observar o ângulo da superfície do platô tibial em relação ao eixo mecânico tibial este é denominado o platô tornozelo (PT) devido a uma relação entre a extremidade da tibia com o platô da tibia, este é varo quando for negativo e valgo quando for positivo. O ângulo entre o platô intercondilar do fêmur e o platô tibial é o platô condilar (PC) e em caso de estreitamento medial se observa valores negativos (varo), seu valor fica em torno de (0-1°). A soma do CQ, PT e PC determinam o QJT, pela relação na equação 3.1. O mínimo espaço intra-articular medial pode ser visto na figura 3.1 (c).

$$QJT = (CQ + PT) + PC$$

Equação 3.1

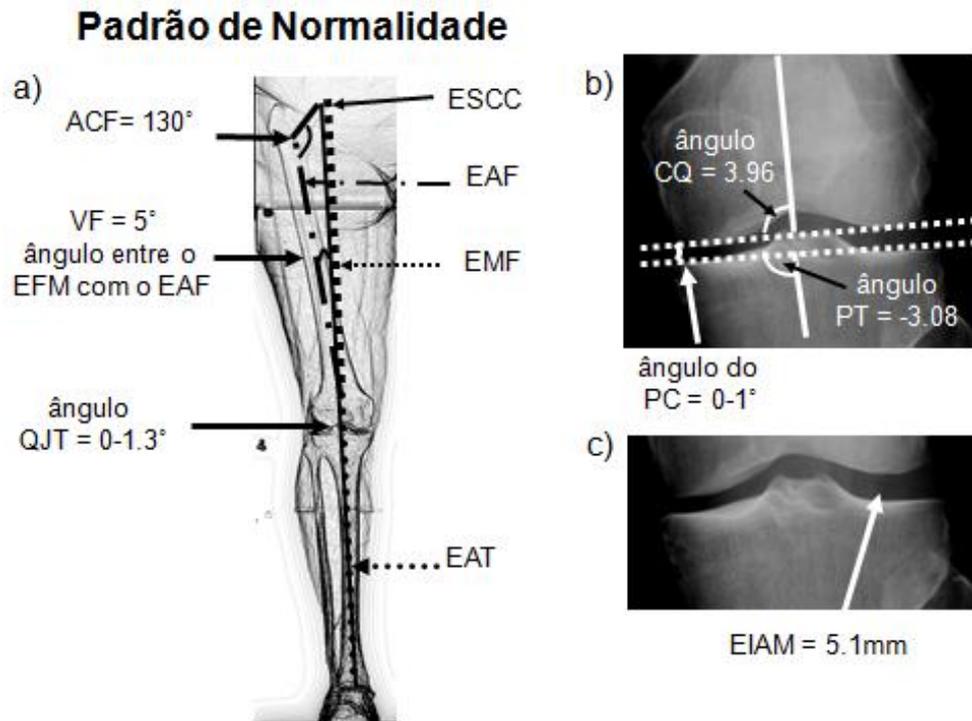


Figura 3.1: Geometria articular dentro do padrão da normalidade encontrada na literatura. a) geometria do membro inferior avaliada neste trabalho. ACF: ângulo do colo do fêmur; VF: valgo fisiológico; QJT: ângulo centralmente ao joelho que indica a relação entre o quadril-jelho-tornozelo; ESCC: eixo de suporte da carga corporal; EAF: eixo anatômico do fêmur; EMF: eixo mecânico do fêmur; EAT: eixo anatômico da tíbia. b) articulação do joelho. CQ: condilar quadril; PT: platô tornozelo; PC: platô condilar. c) articulação do joelho. EIAM: espaço intra-articular medial. Ao lado de cada variável preditora está o valor normativo encontrado na literatura. Imagens adquiridas pela amostra deste estudo que tem uma articulação normal.

3.2.4 Determinação dos níveis de varo neutro e valgo do joelho

Para a determinação dos níveis de varo foram utilizados o deslocamento do ESCC em 5 zonas previamente estabelecidas, conforme demonstrado nos estudos de Johnson et al. (1980). Os autores estabeleceram regiões específicas demarcadas na tíbia para observar a passagem do ESCC em relação ao alinhamento do joelho (Figura 3.2). Foram avaliados o ângulo HKA (negativo para varo e positivo para valgo).

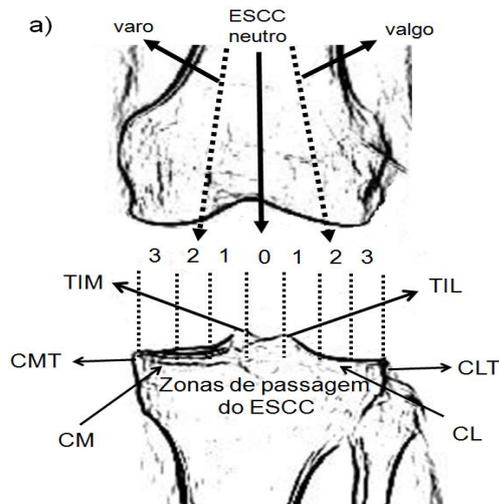


Figura 3.2 Apresentação das 7 diferentes zonas de passagem do Eixo de Suporte da Carga Corporal (ESCC) no joelho. Adaptado de Johnson et al.(1980). TIM = tubérculo intercondilar medial; CMT = côndilo medial da tíbia; CM = compartimento medial; TIL = tubérculo intercondilar lateral; CLT = côndilo lateral da tíbia; CL = compartimento lateral. A linha contínua representa a linha de ação da carga corporal nas situações de neutralidade (central contínua), varo (esquerda tracejada) e valgo (direita tracejada).

As zonas foram determinadas a partir da zona 0, que vai da linha tracejada no tubérculo intercondilar medial (TIM) até a linha da borda do côndilo medial da tíbia (CMT). A partir da zona 0 foram demarcadas três zonas de áreas iguais (1, 2, 3) nas direções medial e lateral. Observe que o ESCC seta contínua (\rightarrow) representa uma situação de neutralidade do joelho. Já as setas tracejadas ($-\rightarrow$) representam o deslocamento do ESCC em relação ao padrão de neutralidade. No caso de varo do joelho, há um deslocamento dessa linha em direção ao compartimento medial (CM).

3.2.5 Previsões de diferentes alinhamentos entre fêmur e tíbia

Para o cálculo das diferentes geometrias articulares foi necessário incluir no programa todas as possibilidades de combinações entre variáveis específicas. Isto foi necessário porque o cálculo do QJT é adquirido por uma equação (3.1) que reforça a relação entre as 4 principais variáveis como:

(1) CH: Ângulo da tangente do côndilo femoral com o respectivo eixo mecânico do fêmur;

- (2) PA: Ângulo da tangente do platô tibial com o eixo mecânico da tibia;
 (3) CP: Ângulo entre a tangente da superfície dos platôs femoral e tibial.
 (4) QJT: Ângulo centralmente ao joelho que indica a relação entre o quadril-jelho-tornozelo

Devido a diferentes formas entre os segmentos, por meio da regra do paralelismo e semelhança de triângulos, combinações foram necessárias. Segue esquema na Figura 3.3 abaixo:

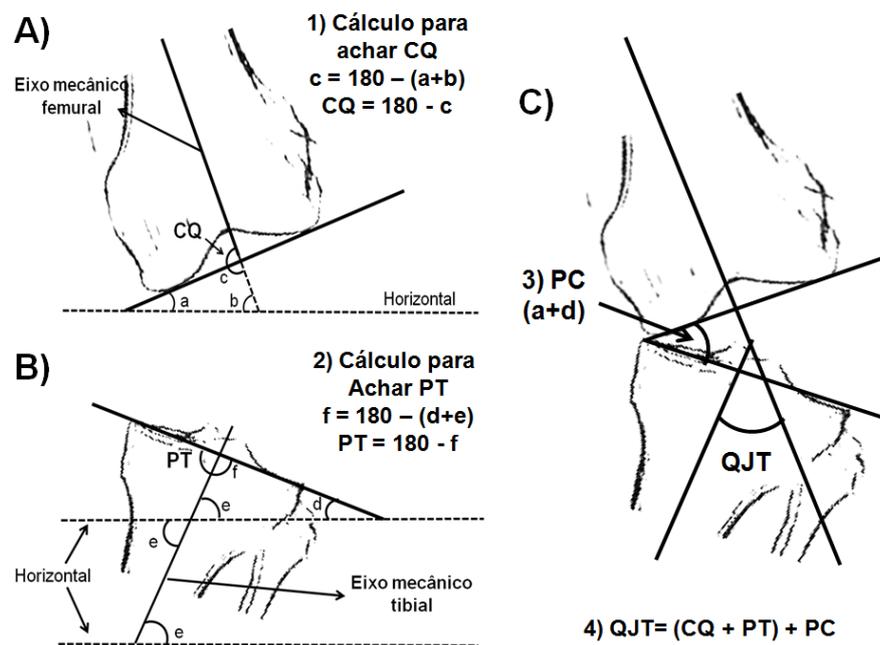


Figura 3.3 A) Geometria do fêmur e cálculo para chegar em CQ; a,b, c: catetos do triângulo gerado entre o eixo mecânico femoral, o platô condilar e a linha horizontal. 1): equação para calcular CQ. B) Geometria da tibia e cálculo para chegar em PT; d, e, f : catetos do triângulo gerado entre o eixo mecânico tibial, o platô tibial e a linha horizontal; 2): Cálculo para achar PT. C) Geometria articular de um joelho varo; PC: ângulo entre as tangentes dos platôs femoral e tibial denominado de platô condilar calculado pela soma de ângulo (a) da equação 1 com o ângulo (d) da equação 2; QJT: ângulo centralmente ao joelho que indica a relação entre o quadril-jelho-tornozelo formado pela divergência entre o eixo mecânico femoral e tibial; 3): equação para achar PT; 4): equação para achar QJT.

QJT é expresso em divergência de 180°, e CQ e PT são expressos em divergência de 90°, sendo valores negativos para varo e positivos para valgo.

Dezesseis combinações entre geometrias do fêmur e da tíbia foram consideradas no programa para o cálculo da variável HKA (vide rotina matemática no Anexo 1). Uma seqüência de condições foi estabelecida para cada combinação, sendo que em caso de todas serem verdadeiras uma única variável de saída (HKA) era determinada.

3.2.6 Determinação do espaço intra-articular do joelho

Três regiões no platô tibial em cada compartimento foram selecionadas para as medidas dos espaços intra-articulares femorotibial, região externa (E), região central (C) e região interna (I). Das três medidas foi selecionado o mínimo espaço intra-articular para avaliação, como segue na Figura 3.4 abaixo.



Figura 3.4 Regiões selecionadas para verificação do espaço intra-articular.
E = região externa; C = região central; I = região interna.

3.2.7 Análise de dados

Primeiramente as imagens foram analisadas por um médico especialista em traumatologia ortopedica de joelho, e classificadas em relação aos graus de ao, segundo os critérios estabelecidos por Dejour (1991). A seguir, os dados foram analisados por meio de um programa semi-automático elaborado no software Matlab 7.0. Após a aplicação do fator de correção das imagens (previamente descrito no capítulo 2), o programa possibilitava ajustes de brilho e contraste da imagem, bem como a ampliação de regiões específicas para determinação de marcadores anatômicos pré-estabelecidos para as medidas de ângulos e distâncias. Uma vez demarcado o centro da cabeça do fêmur, o centro do joelho, o centro do tálus e as bordas dos

platôs dos côndilos femoral e tibial, todos os ângulos e distâncias eram calculados automaticamente pela rotina.

3.2.8 Análise estatística

Primeiramente foi realizada uma análise descritiva dos dados a partir do cálculo da média e desvio padrão de todas as variáveis. Em seguida, um teste de Shapiro-Wilk foi aplicado para observar a normalidade dos dados. Após, para cada variável obtida foi utilizada uma ANOVA de fator único para verificar se existia diferença entre os diferentes grupos de OA. No caso de existir diferença entre as médias, um teste posthoc de Bonferroni foi utilizado para localizar as diferenças entre os grupos. O nível de significância adotado foi de $p < 0,05$. Em um primeiro momento, serão feitas comparações entre os grupos de AO sem a estratificação por sintomas. Após será feito uma comparação dos grupos assintomáticos com os demais grupos.

3.3 Resultados

Primeiramente, serão apresentados os dados avaliados sem a estratificação por sintomas, ou seja, indivíduos assintomáticos (com OA ,mas sem dor) serão avaliados juntamente com os demais grupos. Após, serão apresentados os dados dos indivíduos assintomáticos comparado com os demais grupos.

O tabela 3.1 apresenta a distribuição dos joelhos pela classificação da OA (leitura na horizontal), assim como, a distribuição dos joelhos por classificação de níveis de varo gerado pelo desalinhamento dos membros inferiores no qual desloca o ESCC para as zonas predeterminadas na tíbia dentro de cada grupo (leitura na vertical), gerando um total de 74 joelhos varos avaliados.

Tabela 3.1. Distribuição dos níveis de varo dentro dos grupos.

	varo 1	varo 2	varo 3	varo 4	TOTAL POR GRUPOS
G1	14				14
G2	12	13	5	4	34
G3	8	8	4	6	26
TOTAL POR NÍVEIS	34	21	9	10	74

G1: grupo com OA 1; G2: grupo com OA 2; G3: grupo com OA 3.

Observe que na tabela acima existe uma maior incidência de joelhos varos em menores e intermediários níveis de OA. Já as divergências em varo 2 se observa uma maior prevalência no G2 e no G3. Na divergência de varo 3 e 4 ocorre uma redução da quantidade de casos, entretanto conforme aumenta a divergência se observa uma aumento progressivo dos níveis de OA. Apesar da grande quantidade de divergências em varo 1 e 2 em menores e intermediários níveis de OA (G1 e G2), podemos observar que os níveis mais avançados de divergência são encontrados somente nos grupos intermediários e maiores (G2 e G3). Isto demonstra que um pequeno desalinhamento está presente em menores e maiores níveis de OA, entretanto quando se observa maiores desalinhamentos, estes não são encontrados nos menores níveis de OA.

Os resultados de média e desvio padrão das variáveis massa corporal (MC), comprimento do colo do fêmur (CCF), ângulo do colo do fêmur (ACF), valgo fisiológico (VF), ângulo do platô condilar (PC), ângulo QJT e mínimo espaço intra-articular medial (MEIAM) são apresentados na tabela 3.2.

Tabela 3.2 Características descritivas das variáveis na amostra (n=74) indicando as diferenças entre os grupos de OA (G1, G2 e G3).

Variáveis	Grupos	Desvio			
		Média	Padrão	Mínimo	Máximo
MC kg	G1	58,8 ^a	4,6	54,0	66,0
	G2	84,0	16,8	60,0	114,0
	G3	75,4	10,4	56,0	91,5
CCF mm	G1	9,4 ^a	0,7	8,3	10,6
	G2	9,7	0,9	8,4	11,4
	G3	10,0 ^a	0,6	8,8	11,4
ACF °	G1	134,2 ^a	6,4	121,4	145,6
	G2	124,3 ^a	8,0	110,8	138,8
	G3	127,5	9,6	116,2	147,5
VF °	G1	4,2 ^a	0,7	3,1	5,0
	G2	6,0	1,2	3,9	8,4
	G3	6,4	1,0	4,5	8,3
PC °	G1	-1,0 ^a	1,0	-4,0	-0,1
	G2	-1,7	1,3	-4,4	-0,1
	G3	-2,6 ^a	1,2	-4,8	-0,5
QJT °	G1	-1,7 ^a	1,2	-4,0	-0,1
	G2	-3,9 ^b	2,3	-8,2	-0,1
	G3	-6,1 ^b	2,8	-10,4	-1,5
MEIAM mm	G1	4,7 ^a	0,7	3,8	6,1
	G2	4,0 ^b	1,0	1,4	5,7
	G3	2,8 ^{a, b}	1,5	0,7	5,1

Todas as diferenças serão apresentadas com seus respectivos testes (F) que representa a razão entre a variação entre os grupos e a variação dentro dos grupos. Quanto maior o valor de F, maior a força atribuída às diferenças em (p).

De acordo com a tabela 3.2 pode-se observar que a massa corporal entre os sujeitos apresenta diferença do G1 em relação aos demais ($F(2;72) = 18,321$; $p < 0,001$). Entretanto, esperava-se que quanto maior fosse o nível de OA maior seria a massa corporal do grupo, fato não ocorrido entre o G2 ($84,0 \pm 16,8$) e G3 ($75,4 \pm 10,4$). Além disso, o questionário internacional de atividade física (IPAQ) entre os grupos não teve diferença significativa G1 ($3,02 \pm 1,03$), G2 ($2,77 \pm 0,98$) e G3 ($2,87 \pm 0,97$), o que demonstra um o mesmo nível de atividade física entre os grupos tem. Para algumas variáveis foi observado um comportamento que descreve a influência do alinhamento nos diferentes níveis de OA. Isto pode ser observado pelo ângulo QJT. Nesta variável foi encontrada diferença significativa entre os

grupos ($F(2;72) = 15,808$) $p=0,001$) e quanto maior este ângulo maior os níveis de OA G1(-1,7±1,2), G2(-3,9±2,3) e G3(-6,1±2,8). Já o MEIAM apesar de não demonstrar diferenças significativas entre os G1(4,7±0,7) e G2(4,0±1,0), em níveis mais avançados apresenta uma redução. Visto que, o G1 e G2 apresentaram diferenças significativas ($F(2;72) = 11,892$) $p=0,001$) com G3(2,8±1,5). Desta forma, se observa uma redução no MEIAM com o aumento do nível de OA. Um ângulo que, segundo a literatura, está diretamente associado com o desalinhamento dos membros inferiores e com a redução do MEIAM é o PC (ROBERT, 1988; COOKE, 2000). Esta variável apresentou que o G1(-1,0±1,0) foi diferente somente do G3 (-2,6±1,2), isto porque esta diferença não foi observada quando comparado com o G2 (-1,7±1,3), ($F(2;72) = 6,701$) $p=0,005$).

Em relação ao VF podemos observar um comportamento morfológico do fêmur, uma vez que para esta variável foi encontrada diferenças significativas ($F(2;72) = 24,029$) $p=0,001$) entre o G1(4,2±0,7), G2(6,0±1,2) e o G3(6,4±1,0), entretanto entre níveis mais avançados G2 e G3 não foram encontradas diferenças. Contudo, segundo a literatura, esta variável está diretamente relacionada com o CCF e o ACF, isto porque a morfologia do fêmur determina a formação do eixo mecânico femural (ROBERT, 1988; COOKE, 1997). Em relação ao CCF foi possível observar diferenças ($F(2;72) = 3,614$) $p=0,034$) entre o G1(9,4±0,7) e G3(10,0±0,6), já o G2(9,7±0,9) não teve diferença entre os demais níveis. Em relação ao ACF se observa uma redução de seu valor quando comparamos o G1(134,2±6,4) com o G2(124,2±8,0), o que demonstra uma redução do ângulo com o aumento dos níveis de OA. Em contrapartida, o ACF não foi demonstrou diferença significativa no G3(127,5±9,6), apesar de ter inicialmente demonstrado uma redução no ângulo em níveis menores de OA, esta variável não manteve este padrão em níveis mais avançados ($F(2;72) = 5,973$) $p=0,005$).

Quando separamos os indivíduos assintomáticos dos grupos de OA é feita a distribuição destes sujeitos em relação aos níveis de OA e divergências em varo entre os eixos mecânicos femural e tibial. Existem 9 indivíduos no G2 e 10 indivíduos no G3, com uma alta incidência de varo 1 no G3, maior incidência de varo 2 no G2, em relação ao G3 e maior incidência de varo 4 no G2 em relação ao G3, como demonstra o tabela 3.3.

3.3. Distribuição dos níveis de varo dentro do grupo assintomático.

	varo 1	varo 2	varo 3	varo 4	TOTAL POR GRUPOS
Assint. G2	0	4	1	4	9
Assint. G3	5	2	2	1	10
TOTAL POR NÍVEIS	5	6	3	5	19

Entretanto , a distribuição de graus de OA esteve somente entre os G2 e G3, ou seja níveis mais avançados de degeneração. Por este grupo apresentar características que classifique-os com OA e não sentirem dor, seus dados foram comparados com os demais grupos para observar quais variáveis tem maior relevância para a doença nesta amostra. A tabela 3.2 abaixo demonstra estas comparações.

Tabela 3.4 Dados de média, desvio padrão, mínimo, máximo e diferença entre as variáveis (n=74) estratificadas por sintomas, comparadas com o grupo assintomático com suas respectivas diferenças.

		Desvio			
		Media	Padrão	Mínimo	Máximo
M C kg	G1 ^a	58,50	4,70	54,00	66,00
	Assint. ^{ab}	68,70	9,91	56,00	89,50
	G2 ^{ab}	87,21	16,68	68,00	114,00
	G3 ^a	78,46	9,40	66,50	91,50
CCF mm	G1	9,36	0,72	8,30	10,60
	Assint.	9,85	0,95	8,40	11,60
	G2	9,81	0,88	8,70	11,40
	G3	9,99	0,40	9,20	10,80
ACF °	G1 ^a	134,17	6,68	121,37	145,56
	Assint.	127,73	7,44	117,58	145,79
	G2 ^a	122,62	7,69	110,80	135,83
	G3	128,79	10,59	116,15	147,49
VF °	G1 ^a	4,14	0,69	3,10	4,95
	Assint.	5,42	1,22	3,62	8,01
	G2	6,40	1,00	5,05	8,39
	G3	6,59	0,78	4,93	8,33
PC °	G1 ^a	-1,05	1,04	-3,95	-0,06
	Assint.	-1,66	1,22	-5,52	-0,14
	G2	-1,83	1,38	-4,41	-0,14
	G3 ^a	-2,80	1,27	-4,81	-0,54
QJT °	G1 ^a	-1,85	1,20	-4,03	-0,09
	Assint. ^b	-3,59	3,26	-10,42	-0,04
	G2 ^a	-4,59	2,02	-8,15	-0,79
	G3 ^{a,b}	-6,89	2,18	-9,78	-3,13
MEIAM mm	G1 ^a	4,78	0,75	3,82	6,07
	Assint. ^b	4,06	1,09	2,00	5,82
	G2 ^c	3,95	1,07	1,44	5,08
	G3 ^{a,b,c}	2,30	1,37	0,66	4,38

Quando foram comparados os indivíduos assintomáticos com os demais grupos, diferenças significativas ($F(2;72) = 18,321$ $p=0,01$) na massa corporal foram encontradas entre o G1($58,50\pm 4,70$), assintomáticos($68,70\pm 9,91$) e o G2 ($87,21\pm 16,68$), o que demonstra uma maior massa corporal para os indivíduos sintomáticos com excessão do G3 ($78,46\pm 9,40$) comparado ao G2($87,21\pm 16,68$). Para o CCF não foi encontrado diferença significativa entre o grupo assintomático ($9,85\pm 0,95$) e os demais grupos G1($9,36\pm 0,72$), G2($9,81\pm 0,88$) e G3($9,99\pm 0,40$) ($F(2;72) = 1,732$) $p=0,170$). Isto demonstra que com a amostra estratificada esta variável não tem maior importância entre os níveis de OA. Em relação ao ACF o grupo assintomático ($127,73\pm 7,44$) e o G3($128,79\pm 10,59$) não diferem dos demais grupos. Mas, se observa uma redução de seu valor quando comparamos o G1($134,17\pm 6,68$) com o G2($122,62\pm 8,0$). Isto demonstra que para esta amostra, indivíduos assintomáticos tem um valor intermediário e um comportamento similar com os demais níveis de OA. Entre o VF, o grupo assintomático ($5,42\pm 1,22$) foi diferente entre os G1 ($4,14\pm 0,69$), e demonstra um maior valor. Já para os demais grupos, seu valor é menor em relação aos níveis mais avançados de OA e também demonstra diferença no G2 ($6,40\pm 1,00$) e no G3 ($6,59\pm 0,78$), ($F(2;72) = 18,601$) $p=0,01$). Isto demonstra que, para esta amostra estratificada por sintomas, quanto maior os níveis de OA maior este ângulo. Para o ângulo PC foi encontrada diferença ($F(2;72) = 4,417$; $p=0,007$) somente entre os G1($-1,05\pm 1,04$) e G3($2,80\pm 1,27$), mantendo o mesmo comportamento quando não foi estratificado por sintomas. Isto demonstra que o VF e o PC, independente da sintomatologia, seus comportamentos são os mesmos dentro da amostra. Em relação ao MEIAM foi encontrada diferença entre os G1($4,78\pm 0,75$) e G3($2,30\pm 1,37$), entre os G2($3,95\pm 1,07$) e G3. Já para os assintomáticos ($4,06\pm 1,09$) foram encontradas diferenças entre o G3, demonstrando que, para esta amostra existe uma redução do MEIAM conforme aumenta os níveis de OA. Além disso, os indivíduos assintomáticos se encontram próximos dos menores níveis de OA ($F(2;72) = 13,023$; $p<0,001$). Quando comparamos o QJT observa-se diferenças significativas entre o G1($-1,85\pm 1,20$), G2($-4,59\pm 2,02$) e G3 ($-6,89\pm 2,18$). Já os indivíduos assintomáticos ($-3,59\pm 3,26$) localizam-se mais próximo os menores níveis de OA e demonstram diferenças somente entre os níveis mais avançados G3. Entretanto, os indivíduos assintomáticos apresentam para esta variável um desvio padrão alto em relação a média. Desta forma, ao verificar o coeficiente de variação (CV) entre o grupo assintomático (DP/ Média), observa-se

que os desvios sobre a média encontram-se em 90%, o que indica uma grande variabilidade neste grupo. Já quando verifica-se o CV do MEIAM no grupo assintomático, observa-se que os desvios sobre a média desta variável são de somente 26%. Sendo assim, o grupo assintomático demonstra ter uma grande variação em relação ao desalinhamento, uma baixa variação em relação ao MEIAM. Isto demonstra que o QJT apresenta um maior ângulo conforme o avanço da degeneração na articulação nesta amostra.

3.4 Discussão

A degeneração da articulação pode ser gerada devido a fatores biológicos e mecânicos, ou a combinação dos dois. No presente estudo, fatores mecânicos incluem o desalinhamento estático dos segmentos e a relação deste com a passagem do ESCC. Apesar de existir uma grande variedade de aspectos musculoesqueléticos que tem participação na doença, uma das formas mais usuais para auxiliar no diagnóstico da OA é a avaliação do desalinhamento dos segmentos, servindo também de parâmetro para intervenções cirúrgicas como a osteotomia. O presente estudo teve o objetivo de avaliar a geometria do membro inferior e comparar com diferentes níveis de OA de joelho. Além disso, foi possível determinar diferentes níveis de joelhos varos dentro da amostra. Deformidades em varo segundo a literatura estão fortemente associadas ao aumento das cargas no compartimento medial (SHARMA et al. 2001; MALY et al. 2008). A Tabela 3.1, por exemplo, demonstra a existência de uma maior distribuição de varo nível 1 em grupos com menores graus de OA, ao passo que, maiores níveis de varo, estão mais presentes com o aumento do grau de degeneração, isto ocorre devido ao afastamento do ESCC do centro do joelho em direção ao compartimento medial (SHARMA et al. 2000).

Uma das variáveis que poderiam explicar em parte este afastamento seria o QJT, uma vez que, quanto maior a divergência angular entre os segmentos do membro inferior, mais afastado o ESCC encontra-se do centro do joelho. Os dados deste estudo vão ao encontro dos estudos de Jhonson, (1980) que determinaram os níveis de divergência em varo e valgo por meio de zonas no platô tibial, estes autores encontraram uma forte correlação positiva entre o desalinhamento dos eixos

mecânicos tibial e femural que foi avaliado pelo ângulo QJT e a passagem do ESCC nas respectivas zonas. Ou seja, quanto maior o ângulo QJT, o ESCC passava pela zona mais afastada. A literatura tem mostrado que o ângulo QJT tem uma forte correlação com o PC e o MEIAM, ao passo que quanto maior este ângulo, menor o MEIAM e maior o ângulo de PC (ROBERT et al, 1988; PELLETIER et al. 2007). Neste estudo foi possível observar que o ângulo QJT e PC encontraram-se aumentados em maiores níveis de OA, assim como o MEIAM encontrou-se reduzido.

Já o ACF e o CCF não demonstraram um comportamento progressivo com a OA, estas variáveis descrevem a geometria proximal do fêmur, acreditava-se que quanto menor o ACF e maior o CCF, maior seria a distância perpendicular do ESCC, facilitando um desalinhamento entre os membros inferiores. Entretanto, estas variáveis não apresentaram este comportamento. Já para o VF foi possível observar que o G1 teve menores ângulos quando comparado a ao G2 e G3. Isto demonstra que além de um desalinhamento entre os segmentos, características morfológicas dos ossos também influenciam no aumento do nível de OA.

Quando comparados quais das variáveis geométricas dos indivíduos assintomáticos tem o mesmo comportamento com os demais grupos de OA foi possível avaliar que o fato de um grupo ter OA e não sentir dor, faz esperar que esta parte da amostra esteja com valores mais próximos aos baixos níveis de OA. Para o VF dos assintomáticos, observa-se que apesar de ter sido significativamente maior que o G1, ele foi menor que o G2 e G3. Morfologicamente o VF pode ser alterado pela curvatura da diáfise do fêmur (não avaliada) do ACF e o CCF, entretanto estas duas últimas variáveis não apresentaram o mesmo comportamento que o VF dentro dos níveis de OA (KAPANDIJ, 1980; MORELAND et al. 1987; ROBERT et al. 1988; COOKE et al. 2000). Em relação ao MEIAM para os assintomáticos (4.06 ± 1.09) foram encontradas diferenças entre o G3, demonstrando que, para esta amostra existe uma redução do MEIAM conforme aumenta os níveis de OA. Além disso, os indivíduos assintomáticos se encontram próximos dos menores níveis de OA. Similar comportamento pode-se observar da variável QJT, porque os indivíduos assintomáticos localizam-se próximo dos menores níveis de OA e demonstram diferenças somente entre os níveis mais avançados G3. Já para o ACF e o ângulo do PC, foi possível observar que o grupo assintomático não se difere dos demais, entretanto seus valores de médias estão mais próximos dos menores níveis de OA, um pouco acima do G1 que esta mais próximo de um padrão de normalidade.

Entretanto, estabelecer um padrão de normalidade do alinhamento no segmento exige uma estratificação da amostra por diferentes etnias, sendo necessário fazer um levantamento do padrão de normalidade de uma população específica. Contudo, este trabalho baseou-se em estudos para obter valores normativos (Quadro 3.1).

O Quadro 3.1 apresenta os estudos utilizados para determinar o padrão de normalidade de alinhamento do joelho.

Quadro 3.2. Valores de padrão de normalidade para os parâmetros de referência biomecânica definidos por diferentes autores.

Variáveis	Valores	Autores
Ângulo do CF	$130^{\circ} \pm 4$	Cooke et al., 1991
Ângulo VF	$5^{\circ} \pm 1$	Moreland et al., 1987
Ângulo HKA	$0 \pm 1,3^{\circ}$	Cooke et al., 2007
Ângulo PC	$0 \pm 1^{\circ}$	Cooke et al., 2000
MEIAM	$5,1 \pm 1.2\text{mm}$	Marijnissen et al., 2008

Uma importante observação deste estudo é que, apesar de o G1 ter sido considerado sem OA pelo médico, todos os joelhos foram considerados varos. A variável que segundo a literatura tem o maior poder de determinação de alinhamento do membro inferior é o QJT (COOKE, 2007). A média do valor do G1 não estratificado por sintoma ($-1,7 \pm 1,20$) e G1 estratificado por sintoma ($-1,85 \pm 1,20$) encontra-se dentro do padrão de normalidade da literatura que é de $0 \pm 1,3$. O mesmo comportamento observa-se com as variáveis ACF, VF, PC, e MEIAM que não diferem do padrão de normalidade da literatura. Desta forma, a utilização de variáveis quantitativas pode auxiliar no diagnóstico da OA. Uma vez estabelecido um padrão de normalidade com limites dos valores selecionados entre os diferentes graus de OA, desta forma, podemos estabelecer diferentes níveis tanto de alinhamento e forma dos segmentos, quanto de espaços intra-articulares.

Estabelecer um padrão de normalidade é necessário para caracterizar funcionalmente (posição relativa ao ESCC) e morfológicamente (forma dos segmentos) os membros inferiores nos diferentes níveis de OA para acompanharmos a evolução da doença e estabelecermos uma avaliação com base nas especificidades de cada sujeito conforme a geometria de seu membro inferior. Entretanto, para isso primeiramente é necessário estabelecer um padrão de normalidade dentro de uma etnia e população.

3.5 Conclusão

Este estudo observou que quanto maior o nível de OA, maior o ângulo QJT e PC, menor foi o MEIAM. Também foi observado que os acréscimos de observações quantitativas auxiliam no diagnóstico da OA. Desta forma, é necessário desenvolver estudos para termos um padrão de normalidade e poder classificar diferentes níveis entre as variáveis geométricas e correlacionar com os diferentes níveis de OA, na busca de auxiliar o diagnóstico da AO por parâmetros biomecânicos.

Capítulo 4 - Análise quantitativa das forças na articulação do joelho varo em diferentes níveis de osteoartrite

4.1 Introdução

A osteoartrite (OA) de joelho é uma doença degenerativa que está diretamente relacionada com o alinhamento dos segmentos inferiores, o que indica a existência de correlações entre deformidades angulares e sobrecarga articular. Este estudo baseia-se na idéia de que um desalinhamento do membro inferior pode gerar uma maior compressão no compartimento de maior sobrecarga (desvantagem mecânica decorrente de alteração no alinhamento entre os eixos mecânico femoral e tibial), reduzindo o espaço intra-articular e aumentando a freqüência de micro-traumas e degeneração da cartilagem (KETTELKAMP et al., 1971; SHARMA et al., 2001; MORELAND et al., 2008).

Uma das técnicas mais utilizadas para a redistribuição da carga na articulação do joelho com deformidades em varo ou valgo é a osteotomia. A relação entre esta técnica e a OA é baseada na correção angular entre os segmentos, fazendo uma redistribuição da carga articular para 60% pra o compartimento lateral, reduzindo a carga no compartimento de desvantagem mecânica. Entretanto, apesar de vários estudos relatarem a utilização da técnica de osteotomia para correção ou realinhamento dos segmentos do membro inferior, poucos são os estudos que avaliam a redistribuição das forças na articulação pós-intervenção cirúrgica (KETTELKAMP et al., 1971; COOKE et al., 2007).

Em relação à avaliação da sobrecarga articular, podemos primeiramente representá-la por uma linha que passa do centro da cabeça do fêmur e vai ao encontro do centro do tálus, cruzando a articulação do joelho. Esta linha é denominada de eixo de suporte da carga corporal (ESCC). O ângulo formado pela intersecção no centro do joelho entre o eixo mecânico do fêmur (EMF) que vai do centro da cabeça do fêmur até o centro do joelho, e o eixo mecânico da tíbia (EMT) que vai do centro do tálus até o centro do joelho, é representado pelo ângulo quadril, joelho e tornozelo (QJT) que representa a relação entre as articulações do quadril, joelho e tornozelo. Em situação de normalidade o ESCC, o EMF e o EMT estão sobrepostos no centro do joelho e o QJT é igual a zero. Entretanto, quando o ESCC

passa medialmente ao joelho, o QJT é negativo e a articulação é considerada com divergência em varo com maior sobrecarga articular no compartimento medial (ROBERT et al. 1990; BIJILSMA et al., 2007; SPECOGNA et al., 2007; HUNTER et al., 2009).

O compartimento medial é o de maior prevalência de sobrecarga devido ao desalinhamento dos membros inferiores. Em situações dinâmicas existe um momento adutor desta articulação, em resposta a transposição do peso corporal em um único membro. Além disso, o centro de gravidade corporal fica localizado medialmente a esta articulação. Este estresse mecânico localizado especificamente no compartimento medial pode gerar uma maior tensão em estruturas periarticulares contra-laterais como ligamento colateral lateral, cápsula articular e tracto iliotibial. Estas estruturas trabalham com sustentação passiva, muitas vezes absorvendo uma carga cíclica e por um grande período de tempo, o que pode gerar uma lassidão destas estruturas (SEPECOGNE et al., 2007). Associado a isto, durante uma atividade dinâmica como a marcha, também existem movimentos axiais como rotação da tíbia e do fêmur que colaboram para um atrito de cisalhamento entre as estruturas. Desta forma, um aumento na sobrecarga do compartimento medial com um aumento da instabilidade articular podem ser fatores importantes para o desenvolvimento da OA (SHARMA et al., 2000; SAILER et al., 2004; SPECOGNA et al., 2007).

Uma vez que se tenha a informação do peso corporal dos indivíduos, pode-se usar parâmetros inerciais adquiridos por tabelas antropométricas, e dessa forma identificar as forças peso incidindo sobre cada um dos dois segmentos corporais. Com estas informações, mais a utilização da técnica de dinâmica inversa, é possível calcular o quanto de carga está passando pela articulação do joelho no ponto de passagem do ESCC (Clauser, 1969; NIGG; HERZOG, 2007).

Desta forma, por meio de imagens radiográficas e a utilização destes recursos metodológicos, é possível obter informações geométricas e de carga articular antes e após uma cirurgia de osteotomia, por exemplo. Esses parâmetros geométricos são de grande utilidade para profissionais da saúde tanto na fase cirúrgica quanto na fase de reabilitação do paciente (KETTELKAMP et al., 1971; COOKE et al., 1991; COOKE et al., 2007; PEDRINI et al., 2008).

Sendo assim, o objetivo deste trabalho foi desenvolver uma rotina matemática para avaliação de imagens de raios-X no programa Matlab (7.0), de modo a analisar

variáveis angulares e distâncias (variáveis geométricas), o mínimo espaço intra-articular medial (MEIAM), para num segundo momento calcular as forças no compartimento medial (FCM) e a tensão no ligamento colateral lateral e tracto íliotibial. Neste estudo, essa tensão no ligamento colateral lateral e demais estruturas periarticulares do compartimento lateral do joelho será denominada de força (P) devido ao fato dessa força ser aplicada de forma passiva. Além disso, por meio de um teste de regressão linear múltipla, se procurou demonstrar um modelo matemático que explique a influência da massa corporal e as variáveis geométricas dos segmentos no MEIAM, na FCM e na força P.

4.2 Métodos

4.2.1 Amostra

A amostra deste estudo foi composta de sujeitos com idade entre 25 e 80 anos. A análise de 74 joelhos varos foi realizada por meio de imagens digitais panorâmicas ântero-posteriores com o intuito de identificar as estruturas das articulações do quadril, joelho e tornozelo. Os critérios de seleção da amostra e o cálculo amostral foi realizado conforme o capítulo 3.

4.2.2 Procedimento

Uma imagem de radiografia digital panorâmica foi obtida em uma vista ântero-posterior para cada paciente. Todos os sujeitos foram posicionados a uma distância de 150 cm (distância foco-transdutor). Foi solicitado ao paciente que distribuísse o peso corporal de forma similar entre os dois membros inferiores. Os tornozelos foram centrados com os pés apontando para o emissor de imagens e alinhados junto às articulações do joelho e do quadril. Os raios X eram direcionados na altura da patela de cada sujeito e um marcador de entrada na altura destes raios era colocado junto ao transdutor da imagem.

A espessura do segmento foi determinada para estimadas a distância entre o ponto central do segmento e o transdutor da imagem (distância objeto-transdutor). Para a definição de um contraste adequado, foram utilizados níveis de 80 a 90 kilovoltagem (kVp) com uma tensão aceleradora de 16 miliamperes (mA) com

um tempo de exposição de 5 segundos. (STATKIEWIEZ et al., 1993; PEDRINI ; SCHWARTZ, 2008). Todas as imagens deste estudo estão dentro dos padrões “*Digital Image Communications in Medicine*” (DICOM). O padrão DICOM é um conjunto de normas que envolvem uma linguagem em comum de armazenamento e transmissão de informações entre equipamentos médicos (HORII,1997). Com as imagens neste padrão é possível conhecer a distância padrão entre os pixels. Desta forma, sabendo-se a distância objeto-transdutor, à distância foco-transdutor e o tamanho do pixel, foi possível formular um fator de correção das imagens para cada sujeito.

4.2.3 Determinação dos parâmetros inerciais

Um modelo matemático baseado em medidas antropométricas busca trazer o cálculo da massa dos segmentos para posterior análise biomecânica. Entretanto, para uma maior acurácia de modelos biomecânicos dependemos de informações reais da estrutura anatômica do corpo humano. Desta forma, torna-se necessário representar o corpo de forma segmentada com seus devidos parâmetros como: massa, centro de massa e momento de inércia. Nigg ; Herzog, (2007) comentam que estas três propriedades inerciais são frequentemente requisitadas para análise do movimento humano.

Um dos modelos mais usado na atualidade é o de Clauser,(1969) que utiliza informações de cadáveres com idades entre 28 a 74 anos do sexo masculino e massa corporal total de 54 a 88 kg. Desta amostra foram realizada a segmentação dos membros, para posteriores determinações de suas propriedades físicas e matérias e peso relativo (Quadro 1.1).

Por meio da soma dos valores relativos dos segmentos corporais destas tabelas antropométricas, foi determinada a carga corporal relativa de cada segmento acima do quadril dos sujeitos. Entretanto, assumiu-se que a distribuição de carga entre os membros é de 50% para cada lado.

4.2.4 Parâmetros anatômicos

Em cada imagem foi avaliado um grupo de variáveis e separadas em dois principais grupos:

As variáveis preditoras são:

- (1) Massa corporal
- (2) QJT: ângulo entre o EMF e o EMT
- (3) PC: ângulo entre a tangente do platô condilar do fêmur e a tangente do platô tibial.
- (4) CCF: comprimento do colo do fêmur.
- (5) ACF: ângulo do colo do fêmur.
- (6) VF: ângulo entre o EMF e o eixo anatômico do fêmur (EAF).

As variáveis preditas são:

- (1) MEIAM
- (2) FCM
- (3) Força P.

As variáveis preditoras e o MEIAM foram avaliadas conforme capítulo 3.0 na seção 3.2.3, Figura 3.1, página (65).

4.2.5. Análise quantitativa das forças de compressão lateral e medial nos compartimentos do joelho.

Como descrito anteriormente, em joelhos normais a geometria entre o eixo mecânico do joelho e o eixo mecânico da tíbia determina a relação entre o quadril, joelho e tornozelo por meio do ângulo QJT. Em um joelho considerado normal este ângulo tem o valor de $(0^\circ \pm 1,3^\circ)$ e nesta situação o ESCC sobrepõe os eixos do fêmur e da tíbia, respectivamente (COOKE, 2007).

Entretanto, em caso de desalinhamento existe uma lateralização (valgo) ou medialização (varo) do ESCC, alterando a distribuição das cargas nos compartimentos. Tendo em vista que, o principal objetivo da aplicação de uma técnica de osteotomia é redistribuir as cargas nos compartimentos do joelho para os padrões de normalidade. Dessa forma, a quantificação prévia de variáveis referentes ao alinhamento dos segmentos e da força em cada compartimento do joelho poderá

auxiliar na avaliação médica para intervenção da osteotomia, podendo ainda, o sujeito ser reavaliado após a cirurgia, por meio de uma imagem de raio-X (KETTELKAMP, 1971).

Para a construção de um modelo teórico de análise foi utilizado um diagrama de corpo livre da perna e do joelho. A elaboração deste método requer critérios básicos que devem ser assumidos. Embora a articulação do joelho seja um segmento tridimensional, onde além dos segmentos ósseos, envolve estruturas como ligamentos, músculos e tendões, nenhum destes tecidos moles estão sendo considerados no modelo matemático.

Segue abaixo alguns critérios assumidos para maior esclarecimento da aplicabilidade do método (KETTELKAMP, 1971):

- 1) Um diagrama de corpo livre da perna juntamente com o joelho é feito variando a posição entre os padrões de alinhamento entre o fêmur e a tíbia classificados previamente como normal, varo e valgo.
- 2) O pé está sendo negligenciado por não afetar na transmissão de forças no joelho.
- 3) A força P é gerada pela combinação da resistência do ligamento colateral lateral e tracto iliotibial e somente é tracionada em severa deformidade em varo. Sua orientação é assumida por ser fixa em relação ao eixo mecânico femoral (L2).
- 4) A tensão no ligamento colateral medial (Q) é associada com valgo deformidade quando ocorre somente contato no compartimento lateral. Sua orientação é fixa e relativa ao eixo mecânico femoral (L2).
- 5) Em severo valgo ou varo, um único ponto de ação em relação ao centro do joelho é estimado nos raios X. Este centro do joelho é fixo e não desloca com a variação do ângulo da tíbia.
- 6) O centro de gravidade da perna (M) é considerado no centro da perna (L1). A magnitude da força do peso do segmento perna é calculado em percentual pelos parâmetros inerciais determinado por Clauser, 1969.
- 7) Somatório das forças e momentos é igual a zero.

4.2.6 Cálculos das cargas articulares.

A técnica utilizada para o cálculo da carga articular no compartimento medial e a força P foi por meio de um diagrama de corpo livre conforme Kettelkamp; Chao, 1971. Esta técnica utiliza-se de parâmetros inércias para descobrir o peso relativo ao peso corporal total que está passando pela articulação. Com esta informação é formado um diagrama de corpo livre e a decomposição das forças que agem sobre este segmento até chegar a uma resultante de ação da força no ponto de passagem do ESCC no compartimento medial. Como mostrado na figura 4.2.

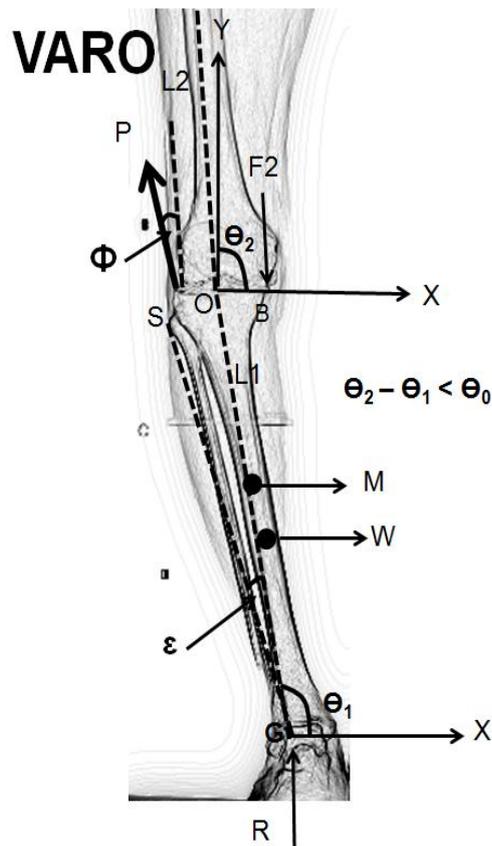


Figura 4.1. Diagrama de corpo livre da perna com o joelho em varo. Linhas pontilhadas da tíbia e fêmur distal, ângulos e pontos que são necessários para os cálculos. L1 e L2 = respectivos eixos mecânicos da tíbia e do fêmur. θ_1 = ângulo entre a horizontal para L1; θ_2 = ângulo entre a horizontal para L2. G = centro do talus; R = força de reação; M = peso da perna; B = ponto de aplicação da força resultante (F2) no platô medial; S = ponto de inserção do ligamento lateral; W = centro de massa da perna; R = força de reação do solo; Φ : ângulo entre P e L2.

Observe que L1 e L2 representam os respectivos eixos mecânicos da tíbia e do fêmur. Já os ângulos 1 e 2 são gerados por estes eixos em relação a horizontal. Ao subtrair $\theta_1 - \theta_2$ obtemos valores de varo (negativos) ou valgos (positivos), resultados entre (0) e (1,3) encontram dentro dos padrões de normalidade encontrado na literatura. Para as avaliações de todas as forças e pontos de ação, foi adotado um sistema de coordenadas cartesianas que foi fixado no centro da articulação do joelho (O) servindo de referência para os cálculos de dinâmica inversa.

Em um joelho normal, há forças sendo transmitidas em ambos os platôs tibiais. Em uma vista ântero-posterior (A-P) assume-se a existência de duas forças resultantes em cada platô. São elas F1 e F2 e se referem a dois pontos de contatos, um em cada compartimento. Outras duas forças requeridas neste diagrama para manter o equilíbrio são as forças de reação (R) e a força da gravidade (G), entretanto, para o cálculo somente R vai ser considerado e é assumido por ser vertical junto ao centro do tornozelo.

Em caso de joelhos valgo ou varo, se assume que somente um dos compartimentos existe força de contato. Duas forças passivas são consideradas, força no ligamento colateral medial (Q) e força no ligamento colateral lateral (P). Estas tem uma magnitude dependente do alinhamento do segmento.

4.2.7 Parâmetros matemáticos para análise da dinâmica inversa de um joelho varo.

Uma vez estabelecida a passagem do eixo de suporte da carga corporal (ESCC) se pode determinar o ponto específico de ação da força no platô tibial.

A coordenada do ponto de ação para o compartimento medial é determinada por Xb e Yb. O ligamento colateral lateral e a força no tracto iliotibial (P) são derivados pela ação dos momentos com o respectivo ponto B. Desta forma a soma dos momentos são igualados a zero, partindo de uma situação de equilíbrio. Segue equação 4.1 abaixo:

$$P = \frac{W(Xb + MO * \cos \theta_1) - R(L1 * \cos \theta_1 + Xb)}{L1 - \sin \theta_2 - \theta_1 + \phi) - GS * \sin(\theta_2 - \theta_1 + \phi - \varepsilon) + Xb * \sin(\theta_2 + \phi) - Yb * \cos(\theta_2 + \phi)}$$

Equação 4.1

O termo GS representa a distância de uma linha do ponto G até o S como ilustra a figura 2. Similarmente os outros símbolos são definidos. A força de contato medial é obtida somando as forças na direção vertical com as forças na direção horizontal. Na equação 4.3:

$$F2 = \sqrt{F2X^2 + F2Y^2}$$

Equação 4.2

$$F2X = -P * \cos(\theta2 + \phi)$$

Equação 4.3

$$F2Y = P * \sin(\theta2 + \phi) - W + R$$

Equação 4.4

4.3 Procedimentos estatísticos

Na busca de explicar a influência de 7 preditores sobre três variáveis preditas foi gerado três modelos matemáticos (um para cada variável predita) por meio de um teste de regressão linear múltipla. Segue abaixo na figura 4.2 os três diferentes modelos:



Figura 4.2: A esquerda variáveis independentes (Preditores) a direita variáveis dependentes (Preditas). O grupo de variáveis independentes foi testado para cada uma das variáveis dependentes gerando três testes de regressão linear múltipla, um para cada modelo matemático.

Por meio do teste de regressão múltipla podemos indicar o efeito cumulativo de um grupo de variáveis explicativas (independentes) sobre uma variável predita

(dependente), bem como os efeitos separados de cada preditor sobre a variável predita

Primeiramente uma análise residual é feita e depois é comparada com a curva de Gauss para identificar se há normalidade dos dados e média zero entre os resíduos, como determina a premissa do teste de regressão múltipla. Para verificar a independência das variáveis, a intensidade da multicolinearidade foi avaliada. Identificou-se a correlação entre as variáveis por meio do teste de correlação de Pearson, após foi avaliado o quanto uma variável independente é explicada pela outra, para isso foi analisado a tolerância que tem seus valores limítrofes entre (0) e (1), quanto mais próximo de zero maior será a multicolinearidade e quanto mais próximo de um, menor. A multicolinearidade também pode ser avaliada por meio de “*variance inflation factor*” (VIF) este resultado quando esta próxima de zero demonstra uma baixa multicolinearidade e seu valor máximo para ser aceitável é de 10. Outra possibilidade é por meio do *condition index*, quando este estiver acima de 15 indica um a possibilidade de existir um problema de multicolinearidade e acima de 30 indica sérios problemas de multicolinearidade.

Um coeficiente de determinação (R^2) é utilizado para observar o quanto as variáveis preditas são explicadas pelas preditoras. Com isto também é feito um teste t para avaliar a significância do coeficiente de cada variável determinando a entrada desta se o p for $< 0,05$. Para observar a significância do modelo estatístico como um todo uma ANOVA dentro do teste de regressão múltipla é feito e por meio da observação da significância da estatística F ($p < 0,05$) podemos ver a validade do modelo.

Para a realização deste teste foi adotado o método de “*Stepwise Regression*”. Este método decide sobre a ordem de entrada de cada variável por um método puramente matemático. É observado o preditor que melhor define o resultado da variável predita, ou seja, o que tem melhor correlação com o resultado. Se este preditor aumenta significativamente a habilidade do modelo predizer o resultado, então ele é retido no modelo e o computador pesquisa um segundo preditor. O critério usado para selecionar o segundo preditor é estabelecido pela variável que tem a maior correlação semi-parcial (correlação do segundo preditor controlando o efeito do primeiro) e assim sucessivamente. Desta forma, se observa o poder estatístico de cada variável preditora em relação à variável predita (dependente).

A principal proposta deste estudo é em formular três modelos matemáticos analisando o efeito das variáveis preditoras para cada variável predita (MEIA, FCM e força P). Para isto um teste de regressão linear múltipla foi aplicado. Este teste tem o objetivo de analisar a relação existente entre cada variável preditora com cada variável predita.

Uma ANOVA de fator único foi realizada para comparar as variáveis preditas (FCM, força P e MEIAM) e das preditoras que tem poder explicativo dentro dos modelos de regressão (QJT e ACF) entre os diferentes níveis de OA. Foi adotado um nível de significância de $p = 0,05$ e um software SPSS 13.0 foi utilizado para aplicação do teste.

4.4 Resultados

O primeiro modelo a ser avaliado foi o de força no compartimento medial. Para este modelo observa-se que a regressão linear múltipla apresenta o HKA e a MC como dois preditores que contém um grau de correlação significativo para força no compartimento medial. Foi observada uma correlação múltipla entre as variáveis preditoras e a variável predita de 0,649 e um coeficiente de determinação múltiplo de 42,1% com um erro padrão de 7,78% ($F(2; 72) = 20,719; p = 0,015$). Foi encontrado um coeficiente de determinação de 35,8% para HKA e um de 6,30% para o ACF. O valor de VIF de 1,020 (próximo de zero) para HKA e ACF e os valores de tolerância de 0,98 (próximos de 1) indica baixa multicolinearidade entre as variáveis. As demais variáveis não entraram neste modelo por não apresentarem uma inclinação de suas retas em relação a variável predita com valores significativamente diferentes de zero, ou seja, em seus testes t foi apresentado um $p > 0,05$.

A tabela 4.1 apresenta os dados descritivos dos 74 joelhos varos.

Tabela 4.1. Descrição das variáveis predictoras e preditas.

	Estatística Descritiva			
	Media	Desvio Padrão	Mínimo	Maximo
MC kg	72,8	14,9	54	114
CCF mm	9,8	0,8	8,3	11,6
ACF ^o	128,3	8,9	110,8	147,49
VF ^o	5,6	1,3	3,1	8,39
PC ^o	-1,83	1,27	-3,95	-0,06
QJT ^o	-4,2	1,22	-10,42	-0,04
MEIA mm	3,8	1,4	0,66	6,07
Força P kg	5,6	3,8	0,02	15,95
FCM. kg	26,5	10,1	12,22	53,51

Desta forma, o primeiro modelo matemático que explicaria a força no compartimento medial do joelho encontra-se na equação 4.5. Cujo erro padrão para os coeficientes não-estandardizados da constante, do HKA e do ACF são, respectivamente, 15,108 ($p= 0,001$), 0,359 ($p= 0,001$) e 0,115 ($p=0,015$).

$$FCM = 55.44 - 0.59QJT - 0.33ACF$$

Equação 4.5

O segundo modelo a ser avaliado foi o de força P. Para este modelo foi observado que somente o HKA teve poder explicativo. Uma correlação da variável predictoras com a variável predita de 0,639 foi encontrada com um coeficiente de determinação ajustado de 39,8% com um erro padrão de 2,97% ($F(2;72) = 40,021$; $p=0,001$). O valor de VIF de 1,000 para HKA e o valor de tolerância de 1,000 indica baixa multicolinearidade entre as variáveis. As demais variáveis não entraram neste modelo por não apresentarem uma inclinação de suas retas em relação a variável predita com valores significativamente diferentes de zero, ou seja, em seus testes t foi apresentado um $p > 0,05$.

Desta forma, o modelo matemático que explicaria a força P do joelho encontra-se na equação 4.6. O erro-padrão para o coeficiente não-estandardizado e para o HKA é de 0,671 e 0,132 respectivamente.

$$\text{ForçaP} = 2.161 - 0.63QJT$$

Equação 4.6

Para o modelo que explica o MEIAM o HKA e o ACF foram selecionados. O grau de correlação múltipla entre as variáveis preditoras e a variável predita foi de 0,716 foi encontrado um coeficiente de determinação múltiplo de 51,2% com um erro padrão de 0,978% (F(2; 72) 29,961; p=0,001). O poder explicativo do HKA para o modelo é de 45,2% e do ACF de 6,1%. O erro-padrão para a constante foi de 1.899, para o HKA de 0,044 e para o ACF de 0,014. As demais variáveis não entraram neste modelo por não apresentarem uma inclinação de suas retas em relação a variável predita com valores significativamente diferentes de zero, ou seja, em seus testes t foi apresentado um $p > 0,05$. O modelo matemático que explica o MEIAM é apresentado na equação 4.7.

$$\text{MEIAM} = 10.13 + 0.33QJT - 0.03ACF$$

Equação 4.7

Para os dados da ANOVA foi encontrado diferença significativa no ACF entre os grupos G1-G2 (F(2;72) = 4,727) p=0,00). Já para o HKA podemos observar diferenças significativas para os G1-G2 e G1-G3 e entre o G3-Assintomáticos. Para os dados de força FCM foram encontradas diferenças significativas entre os G1-G2 e G1-G3 (F(2;72) = 6.080)p=0.001). Para a força P foi encontrado diferença entre G1-G3 e G1-Assintomáticos, (F(2;72) = 6,678)p= 0,001). Para os dados de MEIAM foi encontrado diferença significativa dos G1-G3, G2-G3 e G3-Assintomáticos (F(2;72)=13,023) p<0,00).

A Tabela 4.2 apresenta a estatística descritiva das variáveis dentro dos grupos de AO com suas respectivas diferenças.

Tabela 4.2. Estatística descritiva (n=74) das variáveis geométricas que ingressaram nos modelos de regressão linear múltipla e das variáveis preditas.

Estatística Descritiva					
		Media	Desvio Padrão	Mínimo	Máximo
ACF °	G1	134,17 ^a	6,68	121,37	145,56
	G2	122,62 ^a	7,69	110,80	135,83
	G3	128,79	10,59	116,15	147,49
	Assint.	127,73	7,44	117,58	145,79
HKA°	G1	-1,85 ^a	1,20	-4,03	-0,09
	G2	-4,59 ^a	2,02	-8,15	-0,79
	G3	-6,89 ^{a, b}	2,18	-9,78	-3,13
	Assint.	-3,59 ^b	3,26	-10,42	-0,04
MEIAM mm	G1	4,78 ^a	0,75	3,82	6,07
	G2	3,95 ^b	1,07	1,44	5,08
	G3	2,30 ^{a, b, c}	1,37	0,66	4,38
	Assint.	4,06 ^c	1,09	2,00	5,82
FCM kg	G1	18,68 ^{a, b}	3,32	16,76	20,61
	G2	28,21 ^a	8,46	23,33	33,10
	G3	31,09 ^b	8,92	25,94	36,24
	Assint.	25,75	9,37	21,23	30,27
Força P kg	G1	2,38 ^a	1,57	1,47	3,28
	G2	5,14	2,16	3,89	6,39
	G3	7,36 ^a	4,07	5,01	9,71
	Assint.	7,07 ^a	4,30	5,05	9,08

4.5 Discussão

Imagens radiográficas para o auxílio no diagnóstico da OA têm sido usadas frequentemente. Contudo, cuidados referentes à padronização do posicionamento dos sujeitos e a calibração de imagem devem ser controlados. Para este estudo foi utilizado um fator de calibração no qual era possível controlar os efeitos pertinentes a ampliação da imagem

Imagens panorâmicas estáticas foram utilizadas para a avaliação do alinhamento dos segmentos inferior em termos funcionais da articulação. Estas imagens possibilitam identificar o alinhamento entre o quadril, joelho e tornozelo (QJT), diferentes formas dos segmentos e espaços intra-articulares.

Uma vez controlada a ampliação destas imagens radiográficas, medidas específicas foram feitas na busca da observação da geometria do membro inferior. Sendo assim, este estudo buscou avaliar características específicas referente ao desalinhamento mecânico, qual pode influenciar a distribuição da carga corporal na articulação do joelho.

Muitos estudos têm demonstrado que o desalinhamento do segmento inferior faz um deslocamento do ESCC em relação ao centro do joelho, aumentando a carga sobre esta articulação (KETTELKAMP et al., 1971; HALY et. al, 1988; BUCKLAND et al., 1994; SCHIMIDIT et al., 2005;). A técnica utilizada na correção do alinhamento do segmento na busca de reajustar o alinhamento e transferir a carga para o centro do joelho é a osteotomia. Esta técnica tem sido muito utilizada para correção de divergências em varo, por ter uma maior prevalência de desgaste no compartimento medial em relação ao lateral.

A primeira informação relevante deste estudo é referente à média da massa corporal da amostra que é de $72,8 \pm 14,9$ kg e após a aplicação dos cálculos por meio de um diagrama de corpo livre, foi possível observar que a média da carga corporal no compartimento medial foi de $26,5 \pm 10,1$ kg e a tensão P foi de $5,6 \pm 3,6$ kg. Em termos percentuais isto representa 36% do peso corporal passando pelo compartimento e 7,6% tensionando as estruturas contralaterais.

Outra variável que a literatura tem demonstrado uma forte correlação com o aumento das cargas no compartimento de maior desvantagem mecânica é o QJT. Quando comparado nos diferentes níveis de ao, o QJT apresentou um aumento conforme a redução da funcionalidade articular, para $G1 = -1,85 \pm 1,20^\circ$ comparado a $G2 = -4,59 \pm 2,02$ e comparado a $G3 = -6,89 \pm 2,18$. Entretanto, observamos que para indivíduos assintomáticos ($-3,59 \pm 3,26$) ocorre uma redução deste ângulo em relação ao $G3$. Já para os dados de FCM entre os diferentes níveis de OA pode-se observar uma menor sobrecarga do $G1(18,68 \pm 3,32)$ comparado com o $G2(28,21 \pm 8,46)$ e o $G3(31,09 \pm 8,92)$, demonstrando que existe uma relação entre aumento da carga e redução da função articular. Para esta mesma variável, não foi encontrada diferença entre o grupo assintomático e o $G1$ que são considerados saudáveis. No modelo que explica as FCM o QJT foi capaz de explicar 32,28% da carga no compartimento medial.

Quando observamos a força P por meio do segundo modelo de regressão é possível encontrar uma importância 39,8% do QJT sobre esta tensão e quando esta

força é comparada entre os diferentes níveis de OA se pode perceber que diferenças foram encontradas do G1(2,38±1,57) com o G3 (7,36±4,07) e com o assintomático (7,07±4,30). Demonstrando a existência de uma maior tensão nos maiores níveis de OA. Entretanto, pode-se observar que enquanto a FCM aumenta de forma linear conforme os níveis de OA vão ficando mais graves, a força P apresenta-se maior somente em níveis mais avançados de OA, indicando que uma possível instabilidade articular possa ser mais significativa nestes graus.

Em relação ao MEIAM não foram encontradas diferenças significativas entre os graus de OA iniciais G1 e G2, entretanto diferenças foram encontradas entre os G1 (4,78±0,75) e o G3 (2,30±1,37), e o G2(3,95±1,07) e o G3 indicando a redução do MEIAM com o aumento da OA. Não foi encontrada diferença significativa entre o grupo assintomático e o G1 (saudáveis). Desta forma, foi possível encontrar uma redução significativa do G3 quando comparado ao grupo assintomático (4,06±1,09). Já o modelo no qual tenta identificar as variáveis que expliquem a redução do MEIAM demonstra um poder explicativo do QJT de 45,2%.

Desta forma, tanto na passagem das cargas articulares, quanto na redução do MEIAM foi possível observar uma presença significativa do QJT em todas as variáveis que possam colaborar mecanicamente para a evolução da OA (FCM, força P e redução do MEIAM). Também foi possível observar que o QJT teve maior importância primeiramente na redução do MEIAM que é a principal variável diagnosticada nas imagens de raio X, em seguida na força P o que pode aumentar a instabilidade articular e e por último na FCM. Entretanto quando olhamos estas variáveis entre os diferentes graus de OA encontra-se um comportamento semelhante entre a FCM e o MEIAM aumentando linearmente com o grau de OA em todos os níveis.

Em relação ao ACF foi possível encontrar influência redução do MEIAM de 6,10% e para a FCM de 6,30%. Esta variável apesar de ter um baixo poder explicativo nestes modelos, tem uma importância fundamental na posição do ESCC em relação ao centro do joelho. Quando comparado nos diferentes níveis de OA foi possível observar diferença apenas entre os níveis iniciais como G1(134,17±6,68) e G2 (122,62±7,69), já para os demais graus de OA esta diferença não foi observada. Sendo assim, a geometria desta região parece influenciar no deslocamento do ESCC, visto que quanto mais fechado este ângulo encontra-se, maior o afastamento do ESCC em relação ao centro do joelho.

Aparentemente o QJT demonstra ser a mais importante variável para explicar desordens na articulação do joelho. Esta variável preditora apresenta um maior poder explicativo sobre as preditas estando presente nos três modelos (FCM, força P e MEIAM). Desta forma, uma das principais aplicabilidades deste estudo está em demonstrar a importância do desalinhamento do segmento na funcionalidade da articulação, dando recursos ao profissional da saúde para descobrir qual das variáveis teria maior influência sobre as cargas e a redução no espaço intra-articular. Entretanto, este estudo é apenas descritivo, sendo necessário fazer estudos longitudinais para observar o grau de evolução da OA e relacionar com as devidas variáveis geométricas. Além disso, também são necessários estudos que possam avaliar segmentos inferiores pré e pós osteotomia, na busca de observar a localização e quantidade da carga corporal em relação à articulação do joelho.

4.6 Conclusão

Este estudo demonstra que foi possível quantificar a carga que está passando pelo compartimento que está em desvantagem mecânica e o quanto a estrutura contralateral está sendo tensionada. Além disso, por meio dos modelos de regressão linear múltipla foi possível observar que o QJT tem influência nas cargas que atravessam a articulação do joelho e no MEIAM, e o ACF em menor magnitude na FCM e no MEIAM.

CAPÍTULO 5 – DISCUSSÃO GERAL

Primeiramente, a maior preocupação deste trabalho foi fazer da utilização de exames radiográficos um recurso preciso que possibilite quantificar os graus de OA.

A quantificação de exames radiográficos envolve a elaboração de fatores de correção da imagem e uma série de procedimentos que devem ser levados em consideração no momento da coleta. Muitos autores dedicaram-se a estudar esta padronização por mais de 20 anos (BUCKLAND, 1995; SIU, 1991; COOKE, 1991). Uma das maiores preocupações é que dependendo do local de entrada do feixe do raio X diferentes tamanhos de espaços intra-articulares podem ser observadas. Estes pesquisadores são médicos ortopedistas e devido ao vasto conhecimento em cirurgias foram desenvolvendo diferentes técnicas de coletas para obter informações específicas para suas tomadas de decisões. Um dos primeiros a utilizar a técnica de correção de imagens radiográficas foi Buckland, (1991). Este autor centrou sua atenção em locais específicos da articulação do joelho, como por exemplo, o espaço intra-articular de algum compartimento. Utilizava-se de coletas com joelhos estendidos ou semi-flexionados e comparava os valores dos espaços intra-articulares fazendo sua interpretação clínica a respeito das informações. Mais tarde Siu; Cooke, (1991) na busca de padronizar a técnica de coleta desenvolveram uma metodologia de coleta de imagens de raios X ("*Questor Precision Radiography*"), no qual buscavam corrigir o erro de paralax gerado pela distorção das imagens por meio do controle de diversos fatores, dentre eles a rotação dos pés e o alinhamento dos membros em relação ao emissor de raios X. Esta metodologia era realizada com o auxílio de uma plataforma giratória, no qual o paciente posicionava-se, fazia os alinhamentos dos membros e não se movia mais durante o exame. Para realizar exames em outro plano (por exemplo, o plano sagital) a plataforma girava para a troca. Além disso, foi possível avaliar o segmento como um todo. Esta padronização de coleta começa a dar maiores informações referente aos segmentos, saindo de um ponto específico e levando o observador a uma relação entre os segmentos. Desta forma, podendo fazer novas relações, que possivelmente já eram estabelecidas clinicamente.

Com a possibilidade de termos uma informação ampla de todo o segmento com um fator de correção da ampliação aplicado, informações relevantes podem ser obtidas. Entretanto estas informações são obtidas de forma estáticas e com uma

série de questões metodológicas que devem ser levadas em consideração. Dentre elas a principal é a passagem do ESCC. Médicos e anatomistas entram em um consenso em relação à passagem do ESCC, teoricamente ele passa do centro da cabeça do fêmur e vai em direção ao centro do talus (ROBERT et al. 1988; COOKE et. al, 1997). Apesar de questões etiológicas entre os sujeitos interferirem na geometria dos membros inferiores, o que pode influenciar nos graus de OA, muitos investigadores sugerem que a teoria do estresse mecânico seja o principal desencadeador da doença. Além disso, existe uma maior prevalência da passagem do ESCC no compartimento medial aumentando a possibilidade de OA neste compartimento (JHONSON et al. 1980)

Sendo assim, em uma posição estática antero-posterior (A-P) assume-se que conforme esteja o alinhamento do segmento existe a possibilidade desta força passar centralmente ao joelho (normal) ou com maior estresse em algum dos compartimentos (varo ou valgo) em uma situação de desalinhamento. O grande problema é em transferir informações de situações estáticas para dinâmicas. Alguns autores tentam fazer algumas associações, entretanto a biomecânica do segmento muda totalmente conforme a atividade. Na marcha, por exemplo, que é o movimento mais comum do ser humano, existe um momento adutor, no qual um dispêndio corporal no lado medial do joelho encontra-se aumentado. Além disso, se levarmos em conta que o centro da cabeça do fêmur encontra-se medialmente ao joelho fazendo com que exista uma inclinação da força do ESCC em direção média (cabeça do fêmur) lateral (talus) (SPECOGNA et al. 2007; JHONSON, 1980). Esta situação anatômica somado a uma situação dinâmica pode ter um predomínio do desgaste do compartimento medial (SPECOGNA et al. 2007). Morfologicamente existe uma tentativa natural do corpo em trazer a articulação em direção ao ESCC. Este fato pode ser observado pelo valgo fisiológico (ROBERT, 1988; COOKE, 2007). Isto pode ser considerado uma adaptação à posição ortostática bipodal do homem. Esta adaptação fez com que existisse uma inclinação em direção medial da articulação do joelho na busca da manutenção do equilíbrio (COOKE, 1997; COOKE, 2007). Entretanto, pela articulação do joelho ser influenciada pela interação de outras duas articulações (quadril e tornozelo), ela torna-se um pouco mais vulnerável (COOKE et al. ; SHARMA et al. 2008).

Sendo assim, além de observarmos a passagem do ESCC, também precisamos fazer medidas e inferências em relação ao posicionamento destas três

articulações (quadril, joelho e tornozelo), ao passo que o posicionamento de uma interfere no estresse mecânico de outra. Desta forma, são estabelecidos os eixos mecânicos destes segmentos. Ou seja, sua orientação em relação ao ESCC e não em relação a sua forma (eixo anatômico). Cria-se então a padronização para observar o alinhamento dos segmentos. Entretanto nosso problema ainda não está resolvido. Pois, apesar de observarmos com o mesmo critério todos os sujeitos, temos que levar em conta cada sujeito. Isto porque existem diferentes formas dos ossos dos segmentos do membro inferior, ou seja, todos têm um alinhamento mecânico do fêmur (uma reta entre dois pontos: cabeça do fêmur-centro do joelho), mas cada um tem um ângulo de colo de fêmur ou uma diáfise diferente de outra, ou ainda um côndilo mais baixo que o outro, alterando a posição do platô condilar. Sendo assim, observar a forma dos segmentos é de grande importância porque para um mesmo alinhamento podemos ter diferentes espaços intra-articulares, por exemplo (Robert, 1988; SIU et al. 1991; COOKE, 2007).

Cabe ressaltar que imagens radiográficas podem nos dar informações indiretas referentes ao estado da articulação. O espaço intra-articular reduzido, por exemplo, pode inferir a perda da cartilagem. Este fator é pré determinante para a classificação de OA. Se observarmos que existe uma distância padrão intra-articular (5,1mm medial; 6,1mm lateral) podemos avaliar diretamente em radiografias estes espaços (SCHIMIDT, 2005; MARIJNISSEN et al., 2008). Entretanto, se não tivermos a relação entre forma e alinhamento dos segmentos, de nada vale a informação clínica associada. Uma vez que, pela teoria mecânica do desenvolvimento da ao, a possibilidade de um estresse mecânico repetitivo estar associado à degeneração é muito relevante (KETTELKAMP, 1971; JOHNSON,1980). Sendo assim, imaginamos uma situação na qual temos um ESCC com maior ação em um dos compartimentos (devido ao desalinhamento dos eixos mecânicos femural e tibial) com um ângulo de colo de fêmur reduzido deslocando o ESCC para mais longe do centro do joelho. Somado a isso, este compartimento contém um platô condilar muito inclinado reduzindo o espaço intra-articular, ficando claro a importância da forma dos segmentos e o quanto eles podem influenciar no deslocamento do ESCC e no MEIA. Ao passo que, para um mesmo desalinhamento dos eixos mecânicos femural e tibial, se o côndilo femural estiver alinhado e o ângulo do colo do fêmur estiver dentro de seu padrão de normalidade, o estresse mecânico vai ser menor por dois fatores. Primeiro, o ângulo do colo do fêmur não afastará o ESCC do centro do

joelho tanto quanto a situação anterior. Segundo, o alinhamento do platô condilar não reduzirá o espaço intra-articular na mesma magnitude do que a situação anterior.

Desta forma, adotar outros critérios de observação além de um simples alinhamento do segmento ou somente a redução do espaço intra-articular é necessário. Devemos adotar critérios geométricos dos segmentos ósseos que possam ser relevantes para obtermos informações de distâncias e ângulos para relacionar com a redução do espaço intra-articular.

Na revisão de literatura deste trabalho e após novamente descrito no segundo e terceiro estudo, foi possível demonstrar alguns padrões de normalidades encontrados na literatura, no qual serve de base para observarmos alterações destes valores para após ser estabelecido relações destas com a redução do espaço intra-articular (COOKE et al. 1991; COOKE et al. 2000; COOKE et al 2000; MARIJNISSENET et al. 2008).

Entretanto, além de levarmos em consideração a forma e a posição dos segmentos, também devemos levar em consideração os níveis de osteoartrite. No segundo estudo ficou claro que existem algumas variáveis como o ACF que foi encontrada diferenças em estágios mais iniciais (G1-G2). Já em estágios mais avançados, estas diferenças não foram encontradas. Em relação ao VF, foi observadas diferenças do G1 em relação a todos os outros níveis, demonstrando que quanto maior este ângulo menor os níveis de funcionalidade da articulação. O valgo fisiológico nos traz informações importantes referente à adaptação do tecido ósseo em relação a sobrecarga (KETTELKAMP et al., 1971; SHARMA et al. 2008). Possivelmente, com o passar do tempo, diferentes conformações vão ocorrendo internamente à estrutura em resposta à carga externa. Em relação ao PC este é um excelente indicador de relação entre alinhamento e redução do espaço intra-articular. Entretanto, neste trabalho, foi possível observar uma diferença entre níveis iniciais próximos do padrão de normalidade com níveis mais avançados, como o G3. Estas informações sugerem que uma reestruturação do alinhamento em função da conformação interna dos segmentos, visto que diferenças foram encontradas no VF em todos os níveis e para o CP somente entre o G1 e G3. Quando observamos o MEIA não encontramos diferenças entre o G1 e G2 (encontradas no VF) mas sim entre G1 e níveis mais avançados. Pela teoria do estresse mecânico, acredita-se que o desalinhamento gera uma maior sobrecarga articular reduzindo o espaço intra-

articular. Se observarmos o HKA no segundo estudo fica claro que, enquanto menor o índice de funcionalidade do joelho, maior este ângulo, ou seja, maior o desalinhamento entre os segmentos. Quando colocadas todas as variáveis geométricas avaliadas neste estudo para observar suas influências nas cargas articulares e no MIEIM, foi possível observar que variáveis que respondem pela interação entre as três articulações (quadril, joelho e tornozelo) QJT tiveram maior poder explicativo tanto para as cargas como o MEIA, confirmando a teoria. A única variável morfológica, apesar de uma baixa participação (6%), que mostrou um grau de importância significativo nos modelos de carga do compartimento e do MEIAM foi o ACF. Desta forma, apesar de sabermos que existe uma conformação interna dos segmentos em resposta a carga, parece que o alinhamento é o fator de maior importância quando avaliamos os diferentes graus de OA.

Contudo, padrões de alinhamento, podem ajudar a definir a forma e a posição dos segmentos em relação ao ESCC, são baseados na necessidade dos profissionais da área médica em desenvolver a cirurgia da osteotomia (KETTELKAMP et al., 1971). Esta cirurgia é invasiva e reque uma abordagem direta no segmento ósseo, tendo como princípio básico de refazer o alinhamento dos eixos mecânico dos segmentos para 60% de todo o platô direcionado para o compartimento lateral próximo ao ESCC que passa no centro do joelho. Desta forma trazendo a carga que estava com maior estresse em um dos compartimentos para o centro do joelho novamente (HALY et al., 1988). Muitas vezes também requerem a manipulação da posição dos ligamentos para recuperar a estabilidade da articulação, uma vez que existe uma grande possibilidade de lassidão ligamentar por parte do desalinhamento do membro (HALY, 2010). Desta forma, uma série de medidas são realizadas para esta correção (KETTELKAMP et al., 1971; JHONSON et al., 1980; COOKE et al., 2000; HALY et al., 1988).

Entretanto, em nenhum estudo foi observada importância destas medidas na evolução da doença em graus que antecedem a necessidade da cirurgia. Sendo necessário observar esta população de forma estratificada por valores específicos de cada variável geométrica em estudos longitudinais. Um estudo futuro seria separar a amostra por diferentes grupos como, por exemplo, ângulo do colo do fêmur entre 130 -135 graus comparados com ângulo do colo do fêmur entre 120 - 125 graus e observar a evolução da doença. Ainda assim, possivelmente

dificuldades serão encontradas na estratificação desta amostra, tendo em vista que existe um grande número de variáveis geométricas a serem controladas.

Sendo assim, esta dissertação de mestrado primeiramente produz um sistema de calibração para imagens de raios X, não apenas para regiões específicas e sim para segmento como um todo. Também procurou estabelecer relações entre as características geométricas internas dos segmentos (forma) com seus alinhamentos (Posição). Além disso, por meio de cálculos buscamos estimar as cargas que atravessam articulação do joelho.

Algumas limitações foram encontradas neste estudo, entre elas estão:

(1) Não calibrar a influência rotacional, apenas prever o erro. Uma vez que estamos avaliando objetos 3D em imagens de 2D e devido a existência de possíveis rotações por parte das formas dos segmentos. Apesar de um rigoroso controle do posicionamento dos membros e o local da emissão dos raios X. (2) O padrão de normalidade das medidas utilizadas pela literatura. Isto, comparado a nossa população pode ser diferente devido a diferentes etnias.

(3) A metodologia de estimação da carga corporal por dinâmica inversa, requer uma série de hipóteses iniciais referente às imagens, entre elas que a distribuição esteja equiparada entre os segmentos.

Entretanto, cabe ressaltar que a literatura que vem sendo estudada também vem seguida destas mesmas limitações. Alguns estudos acrescentam outros recursos como à utilização de plataforma de força para análise das forças externas, ressonância magnética para a observação mais precisa dos tecidos moles e outros.

CAPÍTULO -6 CONCLUSÃO GERAL

Este trabalho teve três grandes focos. (1) Calibração das imagens radiográficas, (2) comparação das variáveis geométricas entre diferentes níveis de OA e (3) a influência destas variáveis na carga articular do joelho e no MEIAM.

Em relação ao primeiro estudo podemos observar a existência de uma calibração para o controle da ampliação de imagens radiográficas. São elas: 1) transdutor a 90° em relação ao feixe central e o solo; (2) Controle da distância do ponto focal-transdutor; 3) Marcação da região de entrada do feixe central; 4) Medida da espessura da coxa e da distância coxa-transdutor (Distância Objeto-Filme); 5) alinhamento do segmento inferior com o plano do ponto focal e do filme.

Em relação ao segundo estudo podemos observar que diferentes variáveis morfológicas estão presentes nos diferentes níveis de OA do joelho (funcionalidade da articulação do joelho). Além disto, observa-se que quanto maior o desalinhamento dos segmentos, menor o espaço intra- articular no compartimento medial.

Para o estudo (3) foi observado que o desalinhamento entre os segmentos (HKA) é o principal fator para carga no compartimento medial, para carga de tensão da força P e na redução do MEIAM. Já o ACF teve menor percentual de importância em relação ao HKA na carga do compartimento e na redução do MEIAM.

Estas informações são relevantes para todos profissionais da área da saúde, nos diferentes níveis de abordagens. Desde o médico que diagnostica a lesão e indica ou não a cirurgia de joelho, até o fisioterapeuta para a aplicação de uma terapia e posterior avaliação. E para o profissional de educação física, esta informação é relevante na prevenção da lesão ou na continuidade do reforço muscular após abordagem fisioterapêutica.

7. REFERÊNCIAS

Altman, R. E. A.; Bloch, G. D.B.; Brandt, K.W. C.; Cooke T. D.; Greenwald R.; Ochberg M.; Howell D.; Kaplan D.; Koopman W. Longley S.; Mankin H.; McShane D. J.; Medsger T.; Meenen R.; Mikkelsen W.; Mqskowitz R.; Murphy W.; ROTHSCILD B.; Segal M.; Sokoloff L.; e Wolfe F. Development of criteria for the classification and reporting of osteoarthritis. **Arthritis and Rheumatism**. V. 29, N. 8 pp. 1039-49, August 1986).

Bijlsma J.W.J.; Knahr K. Strategies for the prevention and management of osteoarthritis of the hip and knee. **Best Practice and Research Clinical Rheumatology**. v 21, N 1, pp 59-76, 2007.

Bland J.M.; Altman D.G. Statical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. **Lancet**, 1986; i: 307-310

Buckland-Wright J.C. Quantitative radiography of osteoarthritis. **Annals of the Rheumatic Diseases**. v. 53, pp 268-275, 1994.

Cerejo R, Dorothy D. D; September C.; Channin D; Song, J; e Sharma L. The Influence of Alignment on Risk of Knee Osteoarthritis Progression According to Baseline Stage of Disease. *Arthritis & Rheumatism* ,Vol. 46, No. 10, October 2002, pp 2632–2636.

Cibere J. Do we need radiographs to diagnose osteoarthritis? **Best Practice and Research Clinical Reumatology**. v. 20, N 1, pp 27-38, 2006.

Cicuttini F.; Wluka A.; Hankin J.; Wang Y. Longitudinal study of the relationship between knee angle and tibiofemoral cartilage volume in subjects with knee osteoarthritis. **Rheumatology**. v. 43 , N 3, pp 321-324, Julho 2003.

Cooke T.D.V.; Scudamore A.R.; Bryant J. T.; Sorbie C.; Fisher B. A quantitative approach to radiography of the lower limb. **The Journal of Bone and Joint Surgery**. v. 73, N 5, pp 715-720, Setembro 1991.

Cooke D.; Scudamore A.; Li J.; Wyss U.; Bryant T.; Costigan P. Axial lower-limb alignment: comparison of knee geometry in normal volunteers and osteoarthritis patients. **Osteoarthritis and Cartilage**. v 5, pp 39-47, 1997.

Cooke T.D.V.; Bchir M.B.; Scudamore A. R.; Greer W. Axial alignment of the lower limb and its association with disorders of the knee. **Operative Techniques in sports Medicine**. v. 8, n. 2 , pp 98-107, Abril 2000.

Cooke T.D.V.; Chir F.R.C.S. Static knee alignment and association with radiographic knee osteoarthritis. **Osteoarthritis and Cartilage**. v 15, pp84-845, 2007a.

Cooke T.D.V.; Sled E.; Scudamore R. A. Frontal plane knee alignment: A call for standardized measurement. **The Journal of Rheumatology**. v 34, N 9, 2007b.

Clauser C.; Mc Conville J. T.; Young J. W. Weight, Volume and Center of Mass of Segments of the Human Body. **Air Force Systems Command Wright- Patterson Air Force Base**, Ohio August 1969.

Dejour H., Carret J.P., Walch G. Les gonarthroses. 7ème **Journées Lyonnaises de Chirurgie du Genou**. Lyon: Simep, 1991.

Duryea, J.; Zaim S.; Genant H. K. New radiographic-based surrogate outcome measures for osteoarthritis of the knee. **Osteoarthritis and Cartilage**. v. 11, N 2, pp 102-110, 2003.

Duryea J.; Peterfy J. C. G.; Gordon C.; Genant H. K. Trainable rule-based algorithm for the measurement of joint space width in digital radiographic of the knee. **Medical Physics**. v. 27, N 3, Março 2000.

Duryea J.; Peterfy J. C. G.; Gordon C.; Genant H. K. Trainable rule-based algorithm for the measurement of joint space width in digital radiographic of the knee. **Medical Physics**. v. 27, N 3, Março 2000.

Graverand M.P.H.; Mazzuca S.; Lassere M.; Guermazzi A.; Pickering E.; Brandt K.; Peterfy C.; Cline G.; Nevitt M.; Woodworth T.; Conaghan P.; Vignon E. Assesment of the radioanatomic positioning of the osteoarthritic knee in serial radiographs: comparison of three acquisition techniques. **Osteoarthritis and Cartilage**. N. 14, pp A37-A43, 2006.

Felson D.T.; Gale D.R.; Gale M. E.; Niu J.; Hunter D.J.; Goggins J.; Valley M. P. Osteophytes and progression of knee osteoarthritis. **Rheumatology**. v. 44, N 1, pp 100-104, Setembro 2004.

Gondin J, Guette M, Ballay Y, Martin A. Electromyostimulation training effects on neural drive and muscle architecture. **Medicine Science Sports Exercise**. 2005; 37(8):1291-9.

Graverand M.P.H.; Mazzuca S.; Lassere M.; Guermazzi A.; Pickering E.; Brandt K.; Peterfy C.; Cline G.; Nevitt M.; Woodworth T.; Conaghan P.; Vignon E. Assesment of the radioanatomic positioning of the osteoarthritic knee in serial radiographs: comparison of three acquisition techniques. **Osteoarthritis and Cartilage**. N. 14, pp A37-A43, 2006.

Healy WL, Anglen JO, Wasilewski SA e Krackow KA. Distal femoral varus osteotomy. **J Bone Joint Surg Am**. 1988;70:102-109.

Hunter D.J.; Zhang Y.; Niu J.;Xianghua T.; Amin S.; Goggins J.; Lavaley M.; Guermazi A.; Gale D. Felson D.T. Structural factor associated with malalignment in knee osteoarthritis: the boston osteoarthritis knee study. **The Journal of Reumatology**. v 32, N 11, Maio 2005.

Hunter D.J.; Niu J.; Felson D.T.; Harvey W. F.; Gross D. K.; McCree P.; Aliabadi P.; Sack B.; Zhang Y. Knee alignment does not predict incident osteoarthritis. **Arthritis and Rheumatism**. v 56, N 4, pp 1212-1218, Abril 2007.

Horii S. C. A Nontechnical introduction to DICOM. *Radiographics*, 1997. 17: 1297-1309.

Johnson F.; Leitzl S.; Waugh W. The distribution of load at the knee. **The Journal of Bone and Joint Surgery**. v. 62, N 3, Agosto 1980.

Joseph A. Z.; Katherine R.; Jill S. H. Alterations in quadriceps and hamstrings coordination in persons with medial compartment knee osteoarthritis. **Journal of Electromyography and Kinesiology** 20 (2010) 148–154.

Kapandji I. A. **Fisiologia Articular Esquemas Comentados de Mecânica Humana**. 5th ed. Editora manole; 1980. p. 161–80.

Kellgren J. H. and Lawrence J. S. Radiological Assessment of Osteoarthrosis. *Ann Rheum Dis* 1957 16: 494-502.

Kendoff D. M.; Citak A.; Pearle M. J.; Gardner S. Hankemeier ; Krettek C.; Hufner T. Influence of lower limb rotation in navigated alignment analysis: implications for high tibial osteotomies. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* (2007) 15:1003–1008

Kraus V. B.; Vail P. T.; Worrell T.; Daniel G. A comparative assessment of alignment angle of the knee by radiographic and physical examination methods. **Arthritis and Rheumatism**. V 52, N 6, pp 1730-1735, Junho 2005.

Kettelkamp, D. B. e Chao E. Y. A Method for Quantitative Analysis of Medial and Lateral compression Forces at the Knee During Standing. *Clinical Orthopedics and Related Research* 1971.

Marijnissen A.C.A.; Vincken K. L.; Vos P. A. J. M.; Saris D. B. F.; Viergever M. A.; Bijlsma W. J.; Bartles L. W.; Lafeber F. P. J. Knee images digital analysis (KIDA): a novel method to quantify individual radiographic features of knee osteoarthritis in detail. **Osteoarthritis and Cartilage**. v. 16, N 2, pp 234-243, 2008.

Masao A.; Yamashita E.; Nakagawa T.; Asano T.; Nakamura T. Relationship between frontal knee alignment and reference axes in the distal femur. **Clinical Orthopaedics**. N. 388, pp 147-156, 2000.

Maly M.; Costian P. A.; Olney S. J. Determinants of self-efficacy for physical task in people with knee osteoarthritis. **Arthritis and Rheumatism**. V. 55, N 1, pp 94-101, 2006.

Maly R. M. Abnormal and cumulative loading in knee osteoarthritis. *Current Opinion in Rheumatology* 2008, 20:547–552.

Mazzuca S.A.; Brandt K. D.; Katz B. P.; Lane K. A.; Buckwalter K. A.. Comparison of quantitative and semiquantitative indicators of joint space narrowing in subjects with knee osteoarthritis. **Annals of the Rheumatic Diseases**. v 65, pp 64-68, 2008.

Moreland J R; Bassett L W e Hanker L J . Radiographic analysis of the axial alignment of the lower extremity. *J Bone Joint Surg Am*. 1987; 69:745-749.

Nigg B.M., Herzog W., editors. **Biomechanics of the Musculo-skeletal System**. 2nd ed. Chichester, England: John Wiley & Sons Ltd; 1999. p. 261–80.

Pedrine H.E, Schwartz W.R. **Análise de Imagens Digitais Princípios, Algoritmos e Aplicações**. São Paulo; Editora: Thomson; 2008.

Pestana M.H., Gagueiro J.N. **Análise de Dados para Ciências Sociais A Complementaridade do SPSS**. Lisboa; Editora: Edições Silabo, LDA; Março, 2003.

Ravoud P.; Auleley G.R.; Chastang C.; Rousselin B.; Paolozzi L.; Amop A.; Dougados M.. Knee joint space width measurement: An experimental study of the influence of radiographic procedure and joint positioning. **British Journal of Rheumatology**. 1996; v 35, pp 761-766.

Robert W.W.H. Normal axial alignment of the lower extremity and load-bearing distribution at the knee. **Clinical Orthopaedics**. N 255, 1990.

Sailer J.; Scharitzer M.; Peloscheck P.; Giurea A.; Imhof H.; Grampp S. Quantification of axial alignment of the lower extremity on conventional and digital total leg radiographs. **Eur Radiol** (2005) 15:170–173.

Sharma L.; Lou C.; Cahue S.; Dunlop D. D. The mechanism of the effect of obesity in knee osteoarthritis. **Arthritis and Rheumatism**. v. 43, N 3, pp568-575, 2000.

Sharma L.; Soug J.; Felson D. T.; Cahue S.; Shamiyeh E.; Dunlop D.D. The role of knee alignment in disease progression and functional decline in knee osteoarthritis. **Journal American Medical association (JAMA)**. v. 286, N 2, Julho 2001.

Schmid J.E.; Amrami J. E.; Manduca A.; Kaufman K. R. Semi-automated digital image analysis of joint space width in knee radiographs. **Skeletal Radiology**. v 34, pp 639-643, 2005.

Specogna A. V.; Birmingham T. B., Michael A. H.; Jones I. C.; Thomas MA R.Peter F. L.; e. Robert J G. Radiographic Measures of Knee Alignment in Patients With Varus Gonarthrosis Effect of Weightbearing Status and Associations With Dynamic Joint Load. *Am J Sports Med* 2007 35: 65.

Siu D.; Cooke D. V.; Broekhoven L. D.; Lam M.; Fisher B.; Saunders G.; Challis T. W. A Standardized Technic for Lower Limb Radiography. **Investigative Radiology**. 1991.

Statkiewicz-Shere M.A.; Visconti P.J.; Ritenour E.R. **Radiation Protection in Medical Radiography**. 2nd ed; St. Louis; 1993.

Kebart, R.C.; Jame C. C. Jame C.C. Benefits of increasing focal film distance. **Radiologic Technology**; 62-6:434-441;1991.

Kohatsu 1989

Pelletier J. P.; Raynauld J.P.; Berthiaume M.J.; Abram F; Choquette D., Haraoui B., Beary J. F.; Cline G.A, Meyer J.M. Risk factors associated with the loss of cartilage volume on weight-bearing areas in knee osteoarthritis patients assessed by

quantitative magnetic resonance imaging: a longitudinal study. **Arthritis Research & Therapy** 2007, 9.

Takahashi T.; Yamanaka N.; Komatsu M.; Ogawa Y.; Yoshida S.; Yamamoto H. A new computer-assisted method for measuring the tibio-femoral angle in patients with osteoarthritis of the knee. **Osteoarthritis and Cartilage**. v. 12, pp 256-259, 2004.

Teichtahl A.J.; Cicutini F. M.; Janakiramanan N.; Davis S. R.; Wluka A. E. Static knee alignment and its association with radiographic knee osteoarthritis. **Osteoarthritis and Cartilage**. v 14, pp 958-962, Abril 2006.

Teixeira L.F., Olney S.J. Relationship between alignment and kinematic and kinetic measures of the knee of osteoarthritic elderly subjects in level walking. **Clinical Biomechanics**. v. 11, N 3, pp 126-134, 1996.

Vignon E.; Piperno M.; Graverand M. H.; Mazzuca S. A.; Brandt K. D.; Mathieu P.; Conrozier T. Measurement of radiographic joint space width in the tibiofemoral compartment of the osteoarthritic knee. **Arthritis and Rheumatism**. v. 48, N 2, pp 378-384, Fevereiro 2003.

Wada M.; Maezawa Y.; Baba H.; Shimada S.; Sasaki S.; Nose Y. Relationships among bone mineral densities, static alignment and dynamic load in patients with medial compartment knee osteoarthritis. **Rheumatology**. v. 40, pp 499-505, 2001.

ANEXOS

ANEXO A

QUESTIONÁRIO INTERNACIONAL DE ATIVIDADE FÍSICA - VERSÃO CURTA IPAQ

O IPAQ-Forma Curta apresenta um escore contínuo expresso como MET-minutos por semana, obtido a partir do cálculo dos níveis de METs x minutos de atividade-dia x dias por semana, preconizando os seguintes valores:

Níveis de METs-

- Caminhada = 3,3 Mets
- Moderada Intensidade = 4,0 METs
- Vigorosa Intensidade = 8,0 METs

O IPAQ-Forma Curta apresenta também um escore categórico de três níveis de atividade física, de acordo com estimativa de METs realizados nas atividades questionadas:

1. Baixa

- Nenhuma atividade relatada ou
- Alguma atividade relatada, mas não suficiente para alcançar as categorias 2 ou 3.

2. Moderada- um dos três critérios a seguir:

- 3 ou mais dias de atividade vigorosa, pelo menos 20 minutos por dia.
- 5 ou mais dias de atividade de moderada intensidade e/ou caminhada pelo menos de 30 minutos ou
- 5 ou mais dias de qualquer combinação de caminhada e atividades de moderada intensidade ou vigorosa intensidade atingindo um mínimo de 600 MET-minuto por semana.

3. Alta- qualquer um dos critérios a seguir:

- Atividade de vigorosa intensidade ao menos 3 dias e acumulando, ao mínimo 1500 MET-minuto por semana.

- 7 ou mais dias de qualquer combinação de caminhada e atividade moderada ou atividade intensa acumulando, ao mínimo, 3000 METs-minuto por semana.

QUESTIONÁRIO - IPAQ

Nós estamos interessados em descobrir a respeito do tipo de atividade física que as pessoas fazem como parte das suas vidas diárias. Você será questionado sobre

o tempo que gastou em atividades físicas **nos últimos sete dias**. Por favor, pense nas atividades que você faz no trabalho, assim como em tarefas de casa ou na rua (jardim, quintal), deslocando-se de um lugar a outro, em recreação, exercícios ou esporte.

Pense a respeito de todas as atividades vigorosas que você fez **nos últimos sete dias**. Atividades físicas **vigorosas** referem-se àquelas que lhe solicitaram grande esforço físico e intensificaram muito a sua respiração além do normal. Pense apenas nestas atividades físicas que você fez por no mínimo 10 minutos a cada vez.

1. Durante a última semana, quantos dias você realizou alguma atividade física vigorosa, como levantar peso, cavar, ginástica aeróbica ou pedalar rapidamente?

_____ dias na semana

nenhuma atividade física vigorosa  vá para questão 3

2. Quanto de tempo você despendeu fazendo atividade física vigorosa em um destes dias?

_____ horas por dia

_____ minutos por dia

Não sei/ Não tenho certeza

Pense em todas as atividades **moderadas** que você fez **nos últimos sete dias**. Atividades Moderadas referem-se àquelas que lhe exigiram moderado esforço físico e alguma intensificação na sua respiração além do normal. Pense nas atividades físicas que realizou por, no mínimo 10 minutos cada vez.

3. Durante a **última semana**, quantos dias você realizou alguma atividade física moderada, como carregar pequenas cargas, pedalar em superfície regular ou jogar tênis de dupla? Não inclua caminhada.

_____ dias na semana

nenhuma atividade física moderada  vá para questão 5

4. Quanto de tempo você usualmente despendeu fazendo atividade física moderada em um destes dias?

_____ horas por dia

_____ minutos por dia

Não sei/ Não tenho certeza

5. Durante a última semana, quantos dias você caminhou por no mínimo 10 minutos?

_____ dias na semana

nenhuma caminhada  vá para questão 7

6. Quanto de tempo você usualmente despendeu caminhando em um destes dias?

_____ horas por dia

_____ minutos por dia

Não sei/ Não tenho certeza

A última questão é a respeito do tempo despendido sentado nos dias da semana. Inclui tempo sentado no trabalho, em casa, fazendo tarefas de estudo e tempo de folga. Pode incluir tempo sentado à mesa, visitando amigos, leitura ou assistindo televisão.

7. Durante a última semana, quanto de tempo você dispendeu em um dia da semana ?

_____ horas por dia

_____ minutos por dia

Não sei/ Não tenho certeza

Este é o fim deste questionário, obrigado pela sua participação.

Versão curta - últimos sete dias - do IPAQ, traduzida.

ANEXO B

WOMAC – WESTERN ONTARIO AND MCMASTER UNIVERSITIES.

O WOMAC é um questionário de qualidade de vida específico para Osteoartrite, com três dimensões ou domínios. As dimensões são DOR, RIGIDEZ ARTICULAR E INCAPACIDADE FÍSICA. O domínio dor apresenta 5 questões, o domínio rigidez articular apresenta 2 questões e o domínio incapacidade física apresenta 17 questões. Os resultados são obtidos com a soma das questões e dividindo pelo número de questões do domínio. Temos desta forma 3 scores finais, um para cada domínio. Não somamos os resultados dos três domínios. Na maioria das validações foram usadas escalas de LIKERT uma escala de 5 pontos onde se assinala a opção(Box). Em nossa tese usamos escala de Likert com as gradações 0, 25, 50, 75 e 100. Em alguns trabalhos foi usado 0, 1, 2, 3, 4, Sendo o 0 a ausência do sintoma e o 100 o pior resultado quanto àquele sintoma. Do ponto de vista estatístico não existe diferença em se usar 0 a 100 ou 0 a 4. O questionário a seguir foi traduzido da forma simplificada.

ÍNDICE WOMAC PARA OSTEOARTROSE

ANONIMATO E CONFIDENCIALIDADE

Toda informação que você fornecer será considerada estritamente confidencial e será apresentada apenas como estatística do grupo de indivíduos. Nenhum dado que identifique um indivíduo com uma resposta específica ou genérica será apresentado.

Se você tem alguma pergunta ou comentários sobre esta pesquisa, por favor sinta-se a vontade para escrever ou telefonar:_____.

INSTRUÇÕES PARA OS PACIENTES

Nas seções A, B e C as perguntas serão feitas da seguinte forma e você deverá respondê-las colocando um "X" em um dos quadrados.

NOTA:**1. Se você colocar o "X" no quadrado da extrema esquerda, ou seja:**

Nenhuma () Pouca () Moderada () Intensa () Muito intensa ()

Então você está indicando que você não tem dor.

2. Se você colocar o "X" no quadrado da extrema direita, ex.:

Nenhuma () Pouca () Moderada () Intensa () Muito intensa ()

Então você está indicando que sua dor é muito intensa.

3. Por favor observe:

- a. Que quanto mais à direita você colocar o "X", maior a dor que você está sentindo.
- b. Que quanto mais à esquerda você colocar o "X", menor a dor que você está sentindo.
- c. Favor não coloque o "X" fora dos quadrados.

Você será solicitado a indicar neste tipo de escala a intensidade de dor, rigidez ou incapacidade que você está sentindo. Por favor lembre que quanto mais à direita você colocar o "X", você está indicando que está sentindo maior dor, rigidez ou incapacidade.

SEÇÃO A

INSTRUÇÕES PARA OS PACIENTES

As perguntas a seguir se referem a intensidade da dor que você está atualmente sentindo devido a artrite de seu joelho. Para cada situação, por favor, coloque a intensidade da dor que sentiu nas últimas 72 horas (Por favor, marque suas respostas com um “X”).

Pergunta: Qual a intensidade da sua dor?

1-Caminhando em um lugar plano.

Nenhuma Pouca Moderada Intensa Muito intensa

2- Subindo ou descendo escadas.

Nenhuma Pouca Moderada Intensa Muito intensa

3- A noite deitado na cama.

Nenhuma Pouca Moderada Intensa Muito intensa

4-Sentando-se ou deitando-se.

Nenhuma Pouca Moderada Intensa Muito intensa

5. Ficando em pé.

Nenhuma Pouca Moderada Intensa Muito intensa

SEÇÃO B**INSTRUÇÕES PARA OS PACIENTES**

As perguntas a seguir se referem a intensidade de rigidez nas junta (não dor), que você está atualmente sentindo devido a artrite em seu joelho nas últimas 72 horas. Rigidez é uma sensação de restrição ou dificuldade para movimentar suas juntas (Por favor, marque suas respostas com um “X”).

1. Qual é a intensidade de sua rigidez logo após acordar de manhã?

Nenhuma Pouca Moderada Intensa Muito intensa

2. Qual é a intensidade de sua rigidez após se sentar, se deitar ou repousar no decorrer do dia?

Nenhuma Pouca Moderada Intensa Muito intensa

SEÇÃO C

INSTRUÇÕES PARA OS PACIENTES

As perguntas a seguir se referem a sua atividade física. Nós chamamos atividade física, sua capacidade de se movimentar e cuidar de você mesmo(a). Para cada uma das atividades a seguir, por favor, indique o grau de dificuldade que você está tendo devido a artrite em seu joelho durante as últimas 72 horas (Por favor marque suas respostas com um "X").

Pergunta: Qual o grau de dificuldade que você tem ao:

1- Descer escadas.

Nenhuma () Pouca () Moderada () Intensa () Muito intensa ()

2- Subir escadas.

Nenhuma () Pouca () Moderada () Intensa () Muito intensa ()

3- Levantar-se estando sentada.

Nenhuma () Pouca () Moderada () Intensa () Muito intensa ()

4- Ficar em pé.

Nenhuma () Pouca () Moderada () Intensa () Muito intensa ()

5- Abaixar-se para pegar algo.

Nenhuma () Pouca () Moderada () Intensa () Muito intensa ()

6- Andar no plano.

Nenhuma () Pouca () Moderada () Intensa () Muito intensa ()

7- Entrar e sair do carro.

Nenhuma () Pouca () Moderada () Intensa () Muito intensa ()

8- Ir fazer compras.

Nenhuma () Pouca () Moderada () Intensa () Muito intensa ()

9- Colocar meias.

Nenhuma () Pouca () Moderada () Intensa () Muito intensa ()

10- Levantar-se da cama.

Nenhuma () Pouca () Moderada () Intensa () Muito intensa ()

11- Tirar as meias.

Nenhuma () Pouca () Moderada () Intensa () Muito intensa ()

12- Ficar deitado na cama.

Nenhuma () Pouca () Moderada () Intensa () Muito intensa ()

13- Entrar e sair do banho.

Nenhuma () Pouca () Moderada () Intensa () Muito intensa ()

14 -Se sentar.

Nenhuma () Pouca () Moderada () Intensa () Muito intensa ()

15- Sentar e levantar do vaso sanitário.

Nenhuma () Pouca () Moderada () Intensa () Muito intensa ()

16- Fazer tarefas domésticas pesadas.

Nenhuma () Pouca () Moderada () Intensa () Muito intensa ()

17- Fazer tarefas domésticas leves.

Nenhuma () Pouca () Moderada () Intensa () Muito intensa ()

OBRIGADO POR COMPLETAR ESTE QUESTIONÁRIO

APÊNDICE A**Termo de Consentimento Livre e Esclarecido****UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL****ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA****LABORATÓRIO DE PESQUISA DO EXERCÍCIO****Linha de Pesquisa:** Bases Neuromecânicas do Movimento

Título do Projeto: Desenvolvimento de um programa de análise de imagens radiológicas de membros inferiores com osteoartrite de joelho a partir de parâmetros biomecânicos funcionais.

Termo de Consentimento Livre e Esclarecido**Dados de Identificação:**

Nome:

.....

Identidade: Sexo:

.....

Data de Nascimento:.....Idade:

Naturalidade:.....

Endereço atual:

.....

Cidade: Estado:.....

País:.....

Telefone: E-mail:

.....

Dados de Identificação dos Pesquisadores Responsáveis:

Prof. Dr. Marco Aurélio Vaz

Laboratório de Pesquisa do Exercício (LAPEX)

Escola de Educação Física (ESEF)

Universidade Federal do Rio Grande do Sul (UFRGS)

Rua Felizardo, 750 – Jardim Botânico – Porto Alegre, RS.

Telefone: (51) 3308-5860

Prof. DR(a). Gabriela Hoff

Laboratório de experimentação e simulação computacional de física médica.

Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul (PUCRS)

AV. Ipiranga - 6681 - Bairro Partenon – Porto Alegre

Faculdade de Física Médica

Telefone: (51) 3320-3535

Prof. Fernando de Aguiar Lemos

Laboratório de Pesquisa do Exercício (LAPEX)

Escola de Educação Física (ESEF)

Universidade Federal do Rio Grande do Sul (UFRGS)

Rua Felizardo, 750 – Jardim Botânico – Porto Alegre, RS.

Telefone: (51) 85185182.

Objetivos: Desenvolver uma metodologia de análise de imagens radiológicas digital de membros inferiores a partir de parâmetros biomecânicos e funcionais.

Investigadores: **Fernando de Aguiar Lemos, Gabriela Hoff e Marco Aurélio Vaz**

Procedimentos: O(a) senhor(a) está sendo convidado a participar deste estudo.

O protocolo de investigação que o(a) senhor(a) será submetido consiste de uma avaliação de imagens radiográficas, um questionário de avaliação de atividade física e um questionário de qualidade de vida.

Duração do teste: Aproximadamente 1 hora.

Riscos e benefícios: Há possibilidade de exposição a radiação por meio dos exames. Entretanto os níveis de exposição do paciente a radiação serão controlado dentro dos padrões de segurança da sociedade brasileira de radiologia.

Apesar de não haver um benefício direto pelo seu envolvimento neste estudo, o(a) senhor(a) nos ajudará a melhor compreender os mecanismos de degeneração intra-articular desenvolvidos na OA. Por meio da geometria

articular dos segmentos inferiores será proposto para a classificação fatores de riscos que possam agravar a degeneração. Ao final do trabalho serão entregue para cada participante um relatório dos resultados encontrados.

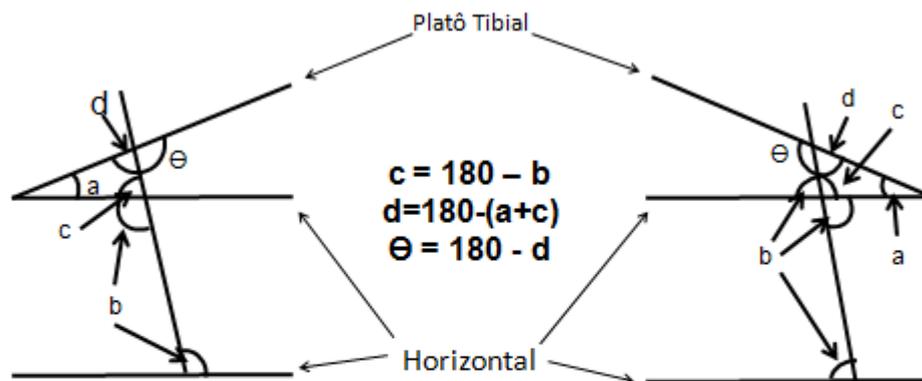
Confidencialidade: Os dados referentes ao(à) senhor(a) serão sigilosos e privados, sendo que você poderá solicitar informações durante todas as fases da pesquisa, inclusive após a publicação da mesma. Fica esclarecido que o(a) senhor(a), poderá desistir de sua participação a qualquer momento, bastando para isso, informar sua decisão de desistência da maneira mais conveniente. Assim como, a sua participação também pode ser interrompida por parte dos pesquisadores.

Ressaltamos também que, por ser uma participação voluntária e sem interesse financeiro, não haverá remuneração. Portanto, qualquer quantia gasta no deslocamento até o local da pesquisa será de responsabilidade do(a) senhor(a).

APÊNDICE B

Representação matemática dos segmentos fêmur e Tíbia

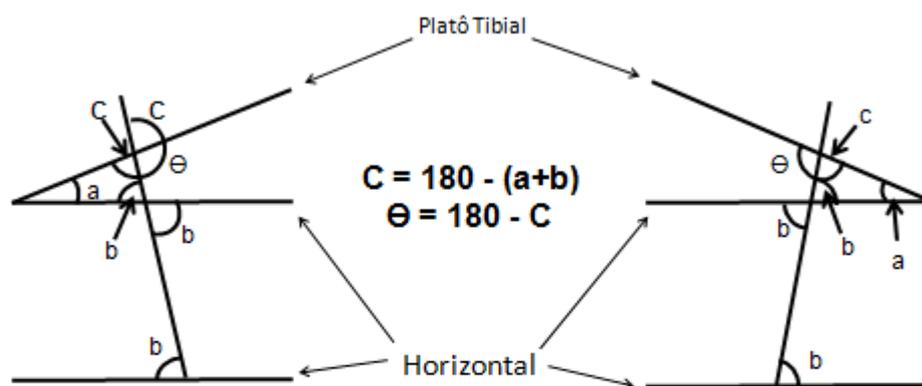
Representação matemática da tíbia esquerda e direita em diferentes situações de alinhamento do eixo mecânico em relação aos platôs tibiais.



Tibia direita

Tibia esquerda

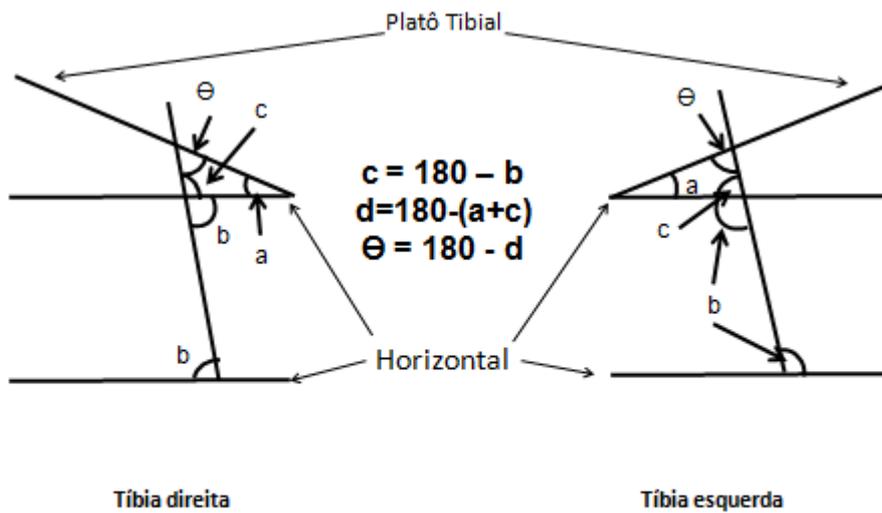
$\Theta = PA$



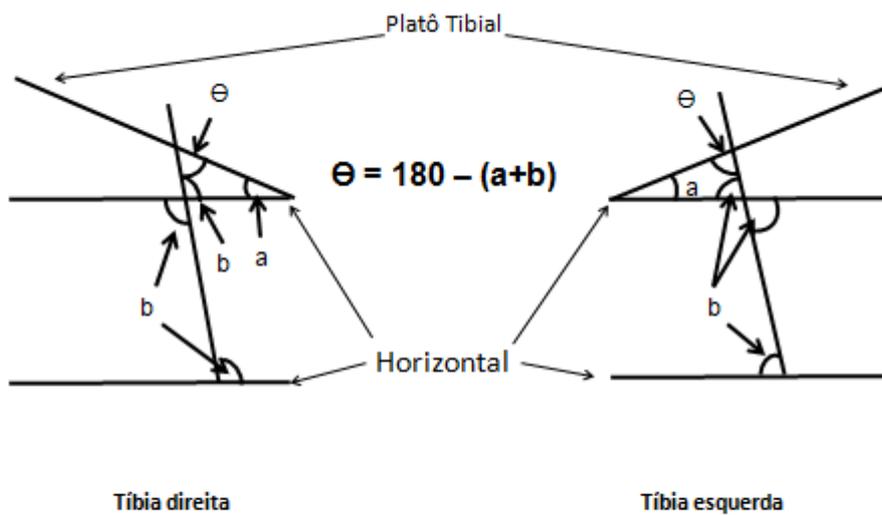
Tibia direita

Tibia esquerda

$\Theta = PA$

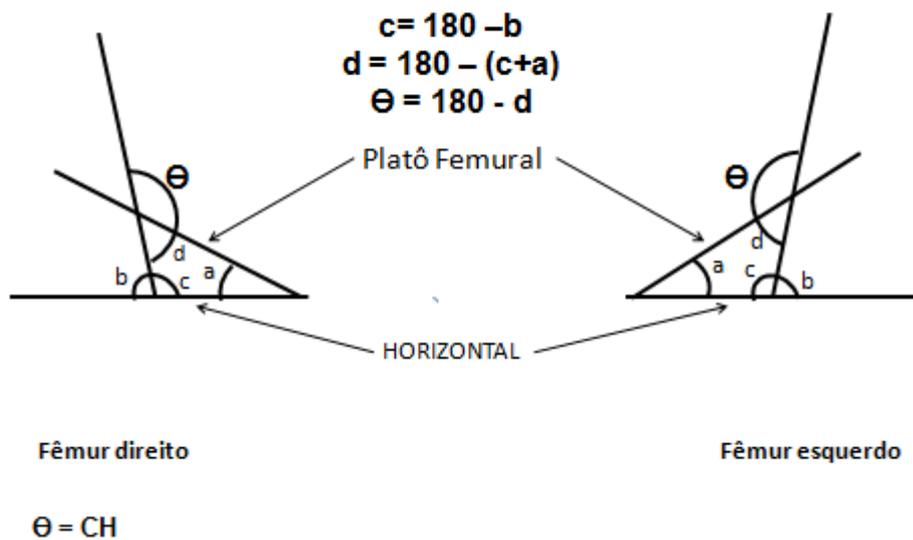
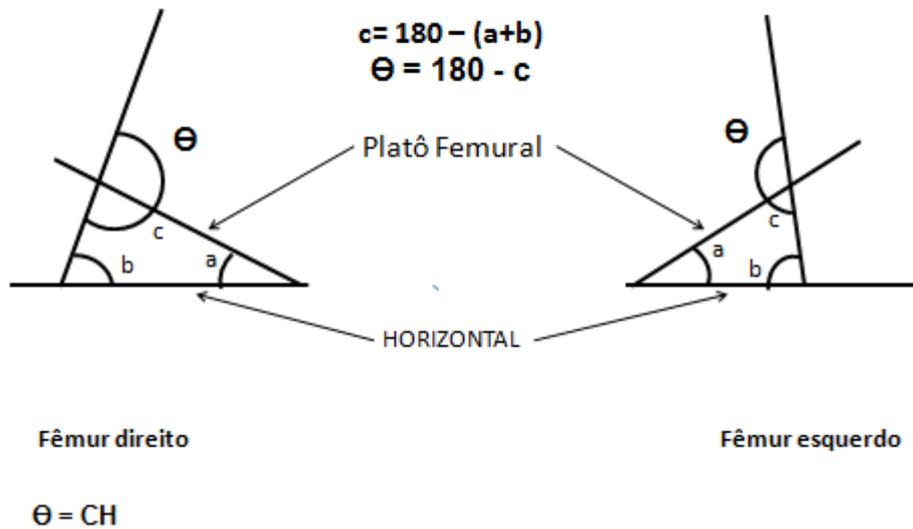


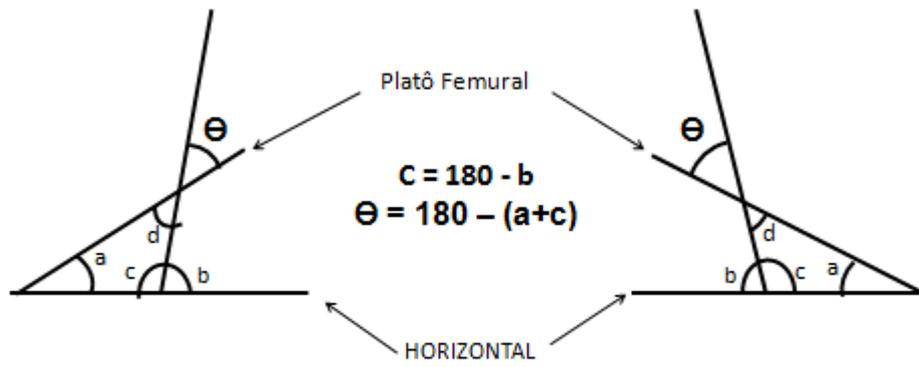
$$\Theta = PA$$



$$\Theta = PA$$

Representação matemática do fêmur esquerdo e direito em diferentes situações de alinhamento do eixo mecânico em relação aos platôs condilares.

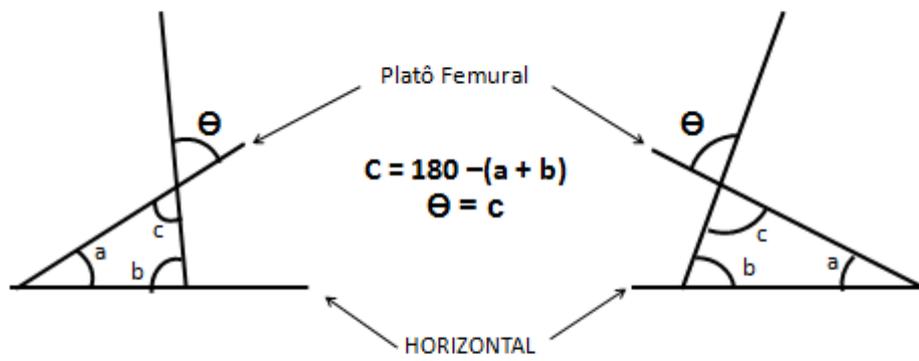




Fêmur direito

Fêmur esquerdo

$$\Theta = CH$$



Fêmur direito

Fêmur esquerdo

$$\Theta = CH$$

APÊNDICE C

Rotina matemática de análise das variáveis desta dissertação.

```

clear all
clc

%Feita por Fernando de Aguiar Lemos
(biomechanicsUFRGS@yahoo.com.br)

%Esta rotina faz a correção da distorção geométrica gerada
por imagens de
%raios -X e analisa variáveis geométricas como: HKA
(relação entre HIP,
%KNEE e ANKLE), CP(Côndilo Plato), CF(ângulo do colo do
femur), AP
%(Ankle plato). Plota manualmente as bordas do côndilo
femural e as bordas
%do plato da tibia. Após isto acha automaticamente três
(3) EIAL e três (3) EIAM
%(espaços intra articular lateral e medial %
respectivamente),
%divide cada compartimento do joelho em tres partes e
determina o nível de varo, valgo e neutro,
%plota o ESCC (eixo de suporte da carga corporal) e as
linhas laterais da tibia que partem do centro do Talus.
%Possibilitando calcular o peso relativo dos segmentos
baseado em tabelas antropométricas (Dempster e Clauser)
%e por meio de dinamica inversa calcula a carga no
compartimento com o espaço reduzido.
% Todas estas variáveis são avaliadas para o lado direito
e esquerdo dos segmentos.

clear all
close all

% abre arquivos
% insere o peso do paciente para posterior calculo das
cargas do joelho.
%e distância objeto-transdutor

% Busca a imagem em um diretório e carrega para dentro do
MatLab
[fn,pn]=uigetfile;
Osso = dicomread(fullfile(pn,fn));

% Variáveis de entrada
Peso = input('digite o peso do paciente ');
DOF = input('digite a distância do ponto central da coxa
até o transdutor da imagem ');
DFT= input('digite a distância foco transdutor ');
Lado= input('digite o lado do segmento que esta sendo
avaliado ');
DOT=DFT-DOF;

```

```

% Primeiro ajuste da imagem (automático)
O2 = im2double(Osso);           % cria uma
variável com a imagem corrigida.
O2=O2/max(O2(:));
Osso=O2;
imshow(Osso);                 % abre imagem em
uma figura

% Ajuste manual
hfigure=imcontrast(gca)       % ajusta o
contraste da imagem
% msgbox('De o zoom da cabeça do femur até o centro do
femur e ajeste o contraste da imagem entre 0.3 e 0.8 ');
hold on;

% Informações referente a localização e valores do pixel
imageInfo = dicominfo(fullfile(pn,fn)); % apresenta as
informações contidas na imagem
PixelSize=imageInfo.PixelSpacing(1);   % apresenta o
tamanho do pixel.

% determina tamanho da imagem (numero de linhas e colunas)
[nRows nCols]=size(Osso);           % tamanho da
imagem

hold on
pause

%=====
%=====
% Medidas na região do COLO DO FÊMUR
%=====
%=====
%=====
% SPLINE 1:
%cria os pares de pontos para Cabeça do femur, Colo do
femur,
%diáfise superior e diáfise inferior
%=====
%=====
% Para cada laço do for seleciona-se dois pontos
finalizando com a tecla
% direita do mouse e automaticamente acha-se o seu ponto
médio
%para: 1ª for = Cabeça do Femur, 2ª for = Colo do femur,
3ª for
% = diáfise superior, 4ª for = diáfise inferior.
%=====
%=====

% instruções para o avaliador
uiwait(msgbox('selecione 4 pares de pontos na seguinte
sequencia(cabeça femur(ponto 1 sup., ponto2 inf.), colo do
femur (ponto1 sup.,ponto2 inf.), diafise superior(ponto1
esq.,ponto2dir.), diafise inferior(ponto1
esq.,ponto2dir.).')));

```

```

for k=1:4
    hold on

    % inicializa uma spline (interpolação de pontos
    polinomial)

    for iCnt =1:2 ; %
        determina o tamanho do passo do for
        [oi,pi] = ginput(1); %
        cria vetor dos pontos gerados pelo ginput
        plot(oi,pi,'r.');
```

cria variável k para formar um grupo de dados dos 4 laços do for.

```

        op{k}(:,iCnt) = [oi;pi]; %
    end % finaliza o for

    %Interpola com uma spline os espaços entre os pontos.
    t = 1:2;
    ts = 1: 0.1: 2;
    ops = spline(t,op{k},ts);

    hold off

    % Cria um vetor onde cada elemento em sequencia
    corresponde a coordenadas "x" e "y" respectivamente, sendo
    cada par de coordenadas um ponto
    % exemplo:vetor [1=x 2=y,3=x 4=y]. elementos 1 e 2 =
    ponto 1; elementos 3 e 4 = ponto2.

    hold on

    % Pega elementos da spline e plota os pontos gerados
    pelos cliques a cada laço de for.

    % clique 1
    plot(ops(1),ops(2),'bo'); % plota um circulo azul no
    ponto do primeiro clique

    % clique 2
    plot(ops(1,end),ops(2,end),'bo');% plota um circulo
    azul no ponto do segundo clique

    % função para determinar o ponto central(Plota ponto
    ponto central)

    midPoint = round(size(ops,2)/2);
    % acha o ponto medio

    plot(ops(1,midPoint),ops(2,midPoint),'ro','Linewidth',2);
    % plota o ponto central

end % finaliza a variável k da spline acima

% Este laço de For Assume que os primeiros dois pontos
médios (ponto medio da cabeça do femor e ponto médio
```

```

% do colo do femur)formam o vetor (Colo do femur-cabeça do
femur) e os terceiro e quarto pontos medios
% ( ponto medio da diafise parte superior e ponto medio da
diáfise parte inferior) formam % o vetor
% (diafise inferior-diáfise superior).

for k=1:4
    midPointK(:,k) = (op{k}(:,1)+op{k}(:,2))/2;
%#ok<AGROW> % organiza as coordenadas x e y do ponto medio
de cada laço de for
    plot(midPointK(1,k),midPointK(2,k),'g*'); %Plota um
asterisco dentro do círculo do ponto médio de cada laço de
for
end

% calcula ângulo entre os pontos médios (mid-point)
V1 = midPointK(:,1)-midPointK(:,2); % cria
vetor 1 (linha 1)
V2 = midPointK(:,3)-midPointK(:,4); % cria
vetor 2 (linha 2)

theta = acosd(V1'*V2/(norm(V1)*norm(V2))); % calcula
ângulo em divergência de 180 graus.

AngleCF=180-theta; % apresenta o ângulo em divergência de
90 graus.

% CFline=getline

%=====
% REGIÃO DO TALUS
%=====
% SPLINE 5:
% Seleciona o limite das bordas de cada compartimento no
talus e
% plota o ponto central do tornozelo.
%=====
=====

hold on % permanece a figura

% Ajuste da imagem manual
imcontrast(gca)

% Instruções para o avaliador
msgbox('Minimize a imagem e de zoom no Talus, achar
primeiro o centro do Talus depois o platô superior');
pause

hold on

% inicializa uma spline (interpolação de pontos
polinomial).
sg = [];
n = 0;
but = 1;

```

```

while but == 1;
    [di,gi,but] = ginput(1);
    plot(di,gi,'r. ');
    n = n+1;
    dg(:,n) = [di;gi];
end

%Interpola com uma spline os espaços entre os pontos.
ts = 1: 0.02: n;
dgs = spline(t,dg,ts);

% plota o ponto central do tornozelo
plot(dgs(51), dgs(52),'ro','Linewidth',3);
centrotalus=[dgs(51);dgs(52)];

% seleciona o plato do Talus
[ptx,pty]=ginput(2);
line([ptx],[pty], 'color',[1 1 0]);
PLATOTALUS=[ptx,pty];

%=====
%Passos para calcular o ângulo do plato do Talus
%=====

% Acha a distância em x da linha do Plato do Talus
deltaxpt=(PLATOTALUS(2,1)-PLATOTALUS(1,1));

% Acha a distância em y da linha do Plato do Talus
deltaypt=(PLATOTALUS(1,2)-PLATOTALUS(2,2));

% calcula o ângulo do plato do Talus em relação a
horizontal
tanpt=atand(deltaypt/deltaxpt);
angPlatoTalus=tanpt;

%=====
% REGIÃO DO JOELHO
%=====

% SPLINE 2:
% Seleciona o limite das bordas de cada compartimento no
plato tibial e
% plota o ponto central do joelho.
%=====

% Ajuste da imagem manual
imcontrast(gca)

% instruções para o avaliador
msgbox('Minimize a imagem e após de zoom no joelho, ajuste
o contraste da imagem da esquerda para direita até 0.3')
pause

```

```

hold on %permanece a figura

% Inicializa a lista de pontos e o determina as variáveis
da spline dentro de um vetor.
ab = [];
n = 0;
% inicializa uma spline (interpolação de pontos
polinomial)
but = 1;

while but == 1;
    [ai,bi,but] = ginput(1);
    plot(ai,bi,'r. ');
    n = n+1;
    ab(:,n) = [ai;bi];
end

%Interpola com uma spline os espaços entre os pontos.
t = 1:n;
ts = 1: 0.02: n;
abs = spline(t,ab,ts);

% plota o endereçamento dos pontos no vetor da spline

%plota um circulo no ponto lateral para joelho direito e
medial para joelho
%esquerdo
plot(abs(1),abs(2),'ro','Linewidth',3);

%plota um circulo no ponto medial para joelho direito e
medial para joelho
%esquerdo
plot(abs(101),abs(102),'ro','Linewidth',3);

% plota uma cruz vermelha no ponto central
plot(abs(51),abs(50),'y+','Linewidth',2);

% %plota com uma spline os espaços entre os pontos e cria
o plato da
% %tíbia em azul
plot(abs(1,:),abs(2,:),'b-');

% Transforma os pontos lateral, central e medial do plato
tibial em vetor
% para os posteriores calculos.

PC=[abs(51);abs(50)]; % ponto central do joelho
CL=[abs(1);abs(2)]; % ponto lateral do joelho
CM=[abs(101);abs(102)]; % ponto medial do joelho

%=====
=====

```

```

hold on

for M=1:4

    % Inicializa a lista de pontos e o determina as
    % variáveis da spline dentro
    % de um vetor.
    xy = [];
    n = 0;

    % inicializa uma spline (interpolação de pontos
    % polinomial)
    but = 1;

    while but == 1;
        [xi,yi,but] = ginput(1);
        if isempty(but), break; end
        plot(xi,yi,'r. ');
        n = n+1;
        xy(:,n) = [xi;yi];
    end

    %Interpola com uma spline os espaços entre os pontos.
    t = 1:n;
    ts = 1: 0.1: n;
    xys = spline(t,xy,ts);

    % salva as variaveis que foram rodadas pelo For
    savedXY{M} = xys;

    % plota com uma spline os espaços entre os pontos e
    % cria o plato da
    % tibia em azul.
    plot(xys(1,:),xys(2,:), 'b-', 'linewidth',4);

pause
end % finaliza o for de M

%=====
%=====
% Pontos que vão separar o plato em zonas
%=====
%=====

%% Ponto que limita a região interna proxima ao centro do
% joelho na borda
% % medial
plot(abs(55),abs(56), 'r+', 'Linewidth',8);
vm1=[abs(55);abs(56)]
dvm1=(([PC(1,1)-vm1(1,1)]*0.625)/10)*-1;

%% Ponto que limita a região central da borda medial
plot(abs(69),abs(70), 'r+', 'Linewidth',8);

```

```

vm2=[abs(69);abs(70)]
dvm2=((([PC(1,1)-vm2(1,1)]*0.625)/10)*-1;

%% plota e calcula a distância do Ponto que limita a
região externa da
% borda medial em relação ao ponto central
plot(abs(85),abs(86),'r+','Linewidth',8);
vm3=[abs(85);abs(86)]
dvm3=((([PC(1,1)-vm3(1,1)]*0.625)/10)*-1;
%
%=====
=====
%% % Apartir daqui começa o cõndilolateral
%
%=====
=====
%
%% Ponto que limita a região interna proxima ao centro do
joelho na borda
%% lateral
plot(abs(47),abs(48),'r+','Linewidth',8);
v13=[abs(47);abs(48)]
dv13=((([PC(1,1)-v13(1,1)]*0.625)/10);

%% Ponto que limita a região central da borda lateral
plot(abs(31),abs(32),'r+','Linewidth',8);
v12=[abs(31);abs(32)]
dv12=((([PC(1,1)-v12(1,1)]*0.625)/10);

%% Ponto que limita a região externa da borda lateral
plot(abs(15),abs(16),'r+','Linewidth',8);
v11=[abs(15);abs(16)]
dv11=((([PC(1,1)-v11(1,1)]*0.625)/10);
%=====
=====

% Cria vetores para a spline de cada borda
% Spline da borda inferior lateral (bil)
bil=[savedXY{1}];

% Spline da borda superior lateral (bsl)
bsl=[savedXY{2}];

% Spline da borda inferior medial (bim)
bim=[savedXY{3}];

% Spline da borda superior medial (bsm)
bsm=[savedXY{4}];

%=====
=====
% SPLINE PARA ACHAR A DISTÂNCIA HORIZONTAL DO CONDILO DO
FÊMUR
%=====
=====

```

hold on

```
% Inicializa a lista de pontos e o determina as variáveis
da spline dentro de um vetor.
```

```
cv = [];
n = 0;
% inicializa uma spline (interpolação de pontos
polinomial)
but = 1;
```

```
while but == 1
    [ci,vi,but] = ginput(1);
    plot(ci,vi,'r. ');
    n = n+1;
    cv(:,n) = [ci;vi];
end
```

```
%Interpola com uma spline os espaços entre os pontos.
```

```
t = 1:n;
ts = 1: 0.02: n;
cvs = spline(t,cv,ts);
```

```
% plota a linha horizontal no cõndilo
plot(cvs(1,:),cvs(2:,:),'b-', 'linewidth',4);
```

```
%=====
=====
```

```
% Nomeia a spline do condilo com (cond) para achar o raio
do centro do
% joelho para calculo das cargas nos compartimentos
posteriormente
cond=cvs;
```

```
% ponto condilo lateral lateral
indc1 = find(cond(1,:)<=abs(1,5),1, 'last');
indc2 = find(cond(1:)>(abs(1,5)),1, 'first');
if indc1==indc2;
    plot(cond(1,indc1),cond(2,indc2), 'r*');
else
    xxcll = abs(1,5);
    YYcll = mean([cond(2,indc1) cond(2,indc2)]);
    plot(xxcll,YYcll, 'r*');
end
```

```
% Ponto condilo lateral medial
indc3 = find(cond(1,:)<=abs(1,9),1, 'last');
indc4 = find(cond(1:)>(abs(1,9)),1, 'first');
if indc3==indc4;
    plot(cond(1,indc3),cond(2,indc4), 'r*');
else
    xxclm = abs(1,9);
    YYclm = mean([cond(2,indc3) cond(2,indc4)]);
    plot(xxclm,YYclm, 'r*');
end
```

```

% Ponto condilo lateral interno
indc5 = find(cond(1,:) <= abs(1,13), 1, 'last');
indc6 = find(cond(1,:) > (abs(1,13)), 1, 'first');
if indc5 == indc6;
    plot(cond(1, indc5), cond(2, indc6), 'r*');
else
    XXcli = abs(1,13);
    YYcli = mean([cond(2, indc5) cond(2, indc6)]);
    plot(XXcli, YYcli, 'r*');
end

% Ponto condilo medial lateral
indc7 = find(cond(1,:) <= abs(1,48), 1, 'last');
indc8 = find(cond(1,:) > (abs(1,48)), 1, 'first');
if indc7 == indc8;
    plot(cond(1, indc7), cond(2, indc8), 'r*');
else
    XXcm1 = abs(1,48);
    YYcm1 = mean([cond(2, indc7) cond(2, indc8)]);
    plot(XXcm1, YYcm1, 'r*');
end

% Ponto condilo medial medial
indc9 = find(cond(1,:) <= abs(1,42), 1, 'last');
indc10 = find(cond(1,:) > (abs(1,42)), 1, 'first');
if indc9 == indc10;
    plot(cond(1, indc9), cond(2, indc10), 'r*');
else
    XXcmm = abs(1,42);
    YYcmm = mean([cond(2, indc9) cond(2, indc10)]);
    plot(XXcmm, YYcmm, 'r*');
end

% Ponto condilo medial interno
indc11 = find(cond(1,:) <= abs(1,38), 1, 'last');
indc12 = find(cond(1,:) > (abs(1,38)), 1, 'first');
if indc11 == indc12;
    plot(cond(1, indc11), cond(2, indc12), 'r*');
else
    XXcmi = abs(1,38);
    YYcmi = mean([cond(2, indc11) cond(2, indc12)]);
    plot(XXcmi, YYcmi, 'r*');
end

% Vetor com os pontos em vermelho na linha horizontal do
condilo femural
Variavelcondilo = [XXc11, YYc11 ; XXc1m, YYc1m ; XXcli, YYcli ;
XXcm1, YYcm1 ; XXcmm, YYcmm ; XXcmi, YYcmi];

% Plota os pontos da linha azul do condilo femural que são
correspondente
% em (x) nas bordas da Tíbia e do Fêmur nos compartimentos
do joelho.
hold on

```

```

%=====
% PLOTA AUTOMATICAMENTE OS PONTOS ENTRE AS BORDAS DO FÊMUR
E DA TIBIA. CADA
% PONTO ESTA COM A DISTÂNCIA EM (X) PRE DETERMINADA PELAS
REGIÕES DIVIDIDAS
% NA TIBIA QUANDO FOI FEITO A DETERMINAÇÃO DE NIVEIS DE
VARO, NEUTRO E VALGO
% NA SPLINE (abs). ACHA-SE O PONTO DE CADA BORDA
%=====
=====

% PLOTA PONTOS VERMELHOS EM CIMA DA SPLINE AZUL PARA ACHAR
O PONTO
% CORRESPONDENTE
plot(bil(1,:),bil(2:,:), 'r. ');
plot(bim(1,:),bim(2:,:), 'r. ');
plot(bsl(1,:),bsl(2:,:), 'r. ');
plot(bsm(1,:),bsm(2:,:), 'r. ');

% SEQUENCIA DE PONTOS CORRESPONDENTES EM AMARELO

% Ponto superior lateral lateral (sll)
ind17 = find(bsl(1,:) <= abs(1,5), 1, 'last');
ind18 = find(bsl(1,:) > (abs(1,5)), 1, 'first');
if ind17 == ind18;
    plot(bsl(1,ind), bsl(2,ind), 'y*');
else
    xxsl1 = abs(1,5);
    YYsl1 = mean([bsl(2,ind17) bsl(2,ind18)]);
    plot(xxsl1, YYsl1, 'y*');
end

% Ponto inferior lateral lateral (ill)
ind19 = find(bil(1,:) <= abs(1,5), 1, 'last');
ind20 = find(bil(1,:) > (abs(1,5)), 1, 'first');
if ind19 == ind20;
    plot(bil(1,ind), bil(2,ind), 'y*');
else
    xxil1 = abs(1,5);
    YYil1 = mean([bil(2,ind19) bil(2,ind20)]);
    plot(xxil1, YYil1, 'y*');
end

% Ponto superior lateral do meio
ind1 = find(bsl(1,:) <= abs(1,9), 1, 'last');
ind2 = find(bsl(1,:) > (abs(1,9)), 1, 'first');
if ind1 == ind2;
    plot(bil(1,ind), bsl(2,ind), 'y*');
else
    xxslm = abs(1,9);
    YYslm = mean([bsl(2,ind1) bsl(2,ind2)]);
    plot(xxslm, YYslm, 'y*');
end

% Ponto inferior lateral do meio
ind3 = find(bil(1,:) <= abs(1,9), 1, 'last');
ind4 = find(bil(1,:) > (abs(1,9)), 1, 'first');

```

```

if ind3==ind4;
    plot(bil(1,ind),bil(2,ind),'y*');
else
    xxilm = abs(1,9);
    YYilm = mean([bil(2,ind3) bil(2,ind4)]);
    plot(xxilm,YYilm,'y*');
end

% Ponto inferior lateral interno
ind5 = find(bil(1,:)<=abs(1,13),1,'last');
ind6 = find(bil(1,:)>(abs(1,13)),1,'first');
if ind5==ind6;
    plot(bil(1,ind),bil(2,ind),'y*');
else
    xxili = abs(1,13);
    YYili = mean([bil(2,ind5) bil(2,ind6)]);
    plot(xxili,YYili,'y*');
end

% Ponto superior lateral interno
ind7 = find(bsl(1,:)<=abs(1,13),1,'last');
ind8 = find(bsl(1,:)>(abs(1,13)),1,'first');
if ind7==ind8;
    plot(bsl(1,ind),bsl(2,ind),'y*');
else
    xxsli = abs(1,13);
    YYSli = mean([bsl(2,ind7) bsl(2,ind8)]);
    plot(xxsli,YYSli,'y*');
end

% Ponto inferior medial interno
ind9 = find(bim(1,:)<=abs(1,38),1,'last');
ind10 = find(bim(1,:)>(abs(1,38)),1,'first');
if ind9==ind10;
    plot(bim(1,ind),bim(2,ind),'y*');
else
    xximi = abs(1,38);
    YYimi = mean([bim(2,ind9) bim(2,ind10)]);
    plot(xximi,YYimi,'y*');
end

% Ponto superior medial interno
ind11 = find(bsm(1,:)<=abs(1,38),1,'last');
ind12 = find(bsm(1,:)>(abs(1,38)),1,'first');
if ind11==ind12;
    plot(bsm(1,ind),bsm(2,ind),'y*');
else
    xxsmi = abs(1,38);
    YYsmi = mean([bsm(2,ind11) bsm(2,ind12)]);
    plot(xxsmi,YYsmi,'y*');
end

% Ponto inferior medial do meio
ind13 = find(bim(1,:)<=abs(1,42),1,'last');
ind14 = find(bim(1,:)>(abs(1,42)),1,'first');
if ind13==ind14;
    plot(bim(1,ind),bim(2,ind),'y*');
else

```

```

        XXimm = abs(1,42);
        YYimm = mean([bim(2,ind13) bim(2,ind14)]);
        plot(XXimm,YYimm,'y*');
end

% Ponto superior medial do meio
ind15 = find(bsm(1,:) <= abs(1,42),1,'last');
ind16 = find(bsm(1,:) > (abs(1,42)),1,'first');
if ind15==ind16;
    plot(bsm(1,ind),bsm(2,ind),'y*');
else
    XXsmm = abs(1,42);
    YYSmm = mean([bsm(2,ind15) bsm(2,ind16)]);
    plot(XXsmm,YYSmm,'y*');
end

% Ponto superior medial lateral
ind21 = find(bsm(1,:) <= abs(1,48),1,'last');
ind22 = find(bsm(1,:) > (abs(1,48)),1,'first');
if ind21==ind22;
    plot(bsm(1,ind),bsm(2,ind),'y*');
else
    XXsml = abs(1,48);
    YYSml = mean([bsm(2,ind21) bsm(2,ind22)]);
    plot(XXsml,YYSml,'y*');
end

% Ponto inferior medial lateral
ind23 = find(bim(1,:) <= abs(1,48),1,'last');
ind24 = find(bim(1,:) > (abs(1,48)),1,'first');
if ind23==ind24;
    plot(bim(1,ind),bim(2,ind),'y*');
else
    XXiml = abs(1,48);
    YYiml = mean([bim(2,ind23) bim(2,ind24)]);
    plot(XXiml,YYiml,'y*');
end

% Vetor com pontos achados nas bordas em sequencia de
% inferior para superior e de
% externo para interno (primeiro os laterais e segundo os
% mediais)

vetorpoints=[XXsll,YYsll ; XXill,YYill ; XXsllm,YYsllm ;
XXilm,YYilm ; XXili,YYili ; XXsli,YYsli ; XXimi,YYimi ;
XXsmi,YYsmi ; XXimm,YYimm ; XXsmm,YYsmm ; XXsml,YYsml ;
XXiml,YYiml];
%=====
=====

% Para cada CALCULO DE DISTÂNCIA de um ponto em relação ao
ponto central existe
% uma variação no eixo y e no eixo x. Primeiro se faz uma
redução destas
% variações aplicando as equações da calibração para achar
o valor real da
% distância do ponto em relação ao ponto central. Após
achar a distância real

```

```

% de cada ponto, mensura-se o angulo entre estas
distâncias e % aplica-se a
% equação de um triângulo qualquer para achar a distância
entre os pontos
% que estão afastados do ponto central de referência. Cada
redução
% de distância é multiplicada pelo tamanho do pixel
(0.625). Pois esta
% imagem é DICOM e proporcinando o conhecimento desta
distância. Sendo
% assim, para cada edistância é criado um triângulo para
mensurar a distância
% afastada do ponto central de referência, como segue
abaixo.
%=====
=====
% TRIÂNGULO LATERAL PONTO lateral lateral no compartimento
do joelho
%=====
=====

% Mensura o Espaço Intra-Articular lateral cada distância
será nomeada como
% cateo superior ou inferior

% CATETO SUPERIOR
% Acha a distância em x do cateto superior do triângulo
lateral lateral
deltaxs11=(PC(1,1)-XXs11); % cria vetor delta x

% reduz a distância em x cateto superior
deltaxs11r=(DOT/DFT*deltaxs11)*0.625;

% Acha a distancia em y do cateto superior do triangulo
lateral lateral
deltays11=(PC(2,1)-YYs11); % cria vetor delta y

%reduz a distância em y do cateto superior do triangulo
lateral lateral
deltays11r=(DOT/DFT*deltays11)*0.625;

% Acha a distância do cateto superior do triangulo lateral
lateral por
% pitagoras
catiDIAL=sqrt(deltaxs11r^2+deltays11r^2);

% CATETO INFERIOR
% Acha a distância em x do cateto inferior do triângulo
lateral lateral
deltaxi11=(PC(1,1)-XXi11);

% reduz a distância em x
deltaxi11r=(140/150*deltaxi11)*0.625;

% Acha a distancia em y do cateto inferior do triangulo
lateral lateral

```

```

deltay11=(PC(2,1)-YY11);

% reduz a distância em y
deltay11r=(140/150*deltay11)*0.625;

% Acha a distância do cateto inferior do triangulo lateral
lateral por
% pitagoras
catsDIAL=sqrt(deltax11r^2+deltay11r^2);

% CALCULO DO ÂNGULO ENTRE OS CATETOS SUPERIORES E
INFERIORES, PARA CALCULAR
% A DISTÂNCIA AFASTADA DO PONTO CENTRAL DE REFERÊNCIA
% Calcula ângulo para o espaço intra-articular lateral

DIALS=[XXs11;YYs11];
DIALI=[XXi11;YYi11];
Vetor3=[DIALS,PC,PC,DIALI];
supDL=(Vetor3(:,1)-Vetor3(:,2)); % distância real cateto
superior
infDL=(Vetor3(:,3)-Vetor3(:,4)); % distância real cateto
inferior
AngDL1 = acosd(supDL'*infDL/(norm(supDL)*norm(infDL)));
AngDL=180-AngDL1;

% EQUAÇÃO DE UM TRIÂNGULO QUALQUER
% espaço intra articular lateral lateral corrigido
(equação de um triângulo
% qualquer)

if Lado==1
D1ldir=sqrt(catsDIAL^2+catiDIAL^2-
2*catsDIAL*catiDIAL*cosd(AngDL));
end

if Lado==2
Dmlesq=sqrt(catsDIAL^2+catiDIAL^2-
2*catsDIAL*catiDIAL*cosd(AngDL));
end

%=====
% TRIÂNGULO LATERAL PONTO do meio lateral
%=====
=====

% CATETO SUPERIOR
% Acha a distância em x do cateto superior PONTO do meio
lateral
deltaxs1m=(PC(1,1)-XXs1m); % cria vetor delta x

% reduz a distância em x cateto superior
deltaxs1mr=(DOT/DFT*deltaxs1m)*0.625;

% Acha a distancia em y do cateto superior PONTO do meio
lateral
deltays1m=(PC(2,1)-YYs1m); % cria vetor delta y

```

```

%reduz a distância em y do cateto superior PONTO do meio lateral
deltayslmr=(DOT/DFT*deltayslm)*0.625;

% Acha a distância do cateto superior PONTO do meio lateral por pitagoras
catslmdIAL=sqrt(deltaxslmr^2+deltayslmr^2);

% CATETO INFERIOR
% Acha a distância em x do cateto inferior PONTO do meio lateral
deltaxilm=(PC(1,1)-XXilm);

% reduz a distância em x
deltaxilmr=(140/150*deltaxilm)*0.625;

% Acha a distancia em y do cateto inferior PONTO do meio lateral
deltayilm=(PC(2,1)-YYilm);

% reduz a distância em y
deltayilmr=(140/150*deltayilm)*0.625;

% Acha a distância do cateto inferior PONTO do meio lateral por pitagoras
catilmDIAL=sqrt(deltaxilmr^2+deltayilmr^2);

% CALCULO DO ÂNGULO ENTRE OS CATETOS SUPERIORES E INFERIORES, PARA CALCULAR
% A DISTÂNCIA AFASTADA DO PONTO CENTRAL DE REFERÊNCIA
% Calcula ângulo para o espaço intra-articular lateral

DIALSlm=[XXslm;YYslm];
DIALilm=[XXilm;YYilm];
Vetor3=[DIALSlm,PC,PC,DIALilm];
supDLm=(Vetor3(:,1)-Vetor3(:,2)); % distancia real do cateto superior
infDLm=(Vetor3(:,3)-Vetor3(:,4)); % distância real do cateto inferior
AngDLm1 =
acosd(supDLm'*infDLm/(norm(supDLm)*norm(infDLm)));
AngDL=180-AngDLm1;

% EQUAÇÃO DE UM TRIÂNGULO QUALQUER
% espaço intra articular lateral meio corrigido (equação de um triângulo
% qualquer)
if Lado==1
Dlmdir=sqrt(catslmdIAL^2+catilmDIAL^2-
2*catslmdIAL*catilmDIAL*cosd(AngDL));
end

if Lado==2
Dmmesq=sqrt(catslmdIAL^2+catilmDIAL^2-
2*catslmdIAL*catilmDIAL*cosd(AngDL));
end

```

```

%=====
% TRIÂNGULO LATERAL PONTO interno lateral
%=====

% CATETO INFERIOR
% Acha a distância em x do cateto inferior PONTO interno
lateral
deltaxili=(XXili-PC(1,1));

% reduz a distância em x cateto inferior PONTO interno
lateral
deltaxilir=(140/150*deltaxili)*0.625;

% Acha a distância em y do cateto inferior PONTO interno
lateral por
% pitagoras
deltayili=(YYili-PC(2,1));

% reduz a distância em y cateto inferior PONTO interno
lateral
deltayilir=(140/150*deltayili)*0.625;

% Acha a distância do cateto inferior PONTO interno
lateral por pitagoras
catiDIALili=sqrt(deltaxilir^2+deltayilir^2);

% CATETO SUPERIOR
% Acha a distância em x do cateto superior PONTO interno
lateral
deltaxsli=(XXsli-PC(1,1));

% reduz a distância em x cateto superior PONTO interno
lateral
deltaxslir=(140/150*deltaxsli)*0.625;

% Acha a distância em y do cateto superior PONTO interno
lateral por
% pitagoras
deltaysli=(PC(2,1)-Yysli);

% reduz a distância em y cateto superior PONTO interno
lateral
deltayslir=(140/150*deltaysli)*0.625;

% Acha a distância do cateto superior PONTO interno
lateral por pitagoras
catsDIALsli=sqrt(deltaxslir^2+deltayslir^2);

% CALCULO DO ÂNGULO ENTRE OS CATETOS SUPERIORES E
INFERIORES, PARA CALCULAR
% A DISTÂNCIA AFASTADA DO PONTO CENTRAL DE REFERÊNCIA
% Calcula ângulo para o espaço intra-articular lateral
interno

DIALsli=[XXsli;Yysli];

```

```

DIALili=[XXili;YYili];
Vetor3=[DIALsli,PC,PC,DIALili];
supDl=(Vetor3(:,2)-vetor3(:,1)); % distância real do
cateto superior
infDl=(Vetor3(:,4)-vetor3(:,3)); % distância real do
cateto inferior
AngDl1 = acosd(supDl'*infDl/(norm(supDl)*norm(infDl)));
AngDl=180-AngDl1;

% EQUAÇÃO DE UM TRIÂNGULO QUALQUER
% espaço intra articular lateral interno corrigido
if Lado==1
Dlidir=sqrt(catsDIALsli^2+catiDIALili^2-
2*catsDIALsli*catiDIALili*cosd(AngDl));
end

if Lado==2
Dmiesq=sqrt(catsDIALsli^2+catiDIALili^2-
2*catsDIALsli*catiDIALili*cosd(AngDl));
end

%=====
%=====
% COMEÇA O CÁLCULO PARA AS DISTÂNCIAS DO COMPARTIMENTO
MEDIAL DO PONTO MAIS
% EXTERNO PARA O MAIS INTERNO.
%=====
%=====

%=====
%=====
% TRIÂNGULO MEDIAL PONTO medial lateral
%=====
%=====

% CATETO INFERIOR
% Acha a distância em x do cateto inferior PONTO medial
lateral
deltaxsm1=(XXsm1-PC(1,1));

% reduz a distância em x cateto inferior PONTO medial
lateral
deltaxsm1r=(140/150*deltaxsm1)*0.625;

% Acha a distância em y do cateto inferior PONTO medial
lateral
deltaysm1=(YYsm1-PC(2,1));

% reduz a distância em y cateto inferior PONTO medial
lateral
deltaysm1r=(140/150*deltaysm1)*0.625;

% Acha a distância do cateto inferior PONTO medial lateral
por pitagoras
catiDIAsm1=sqrt(deltaxsm1r^2+deltaysm1r^2);

```

```

% CATETO SUPERIOR
% Acha a distância em x do cateto superior PONTO medial
lateral
deltaximl=(XXiml-PC(1,1));

% reduz a distância em x cateto superior PONTO medial
lateral
deltaximlr=(140/150*deltaximl)*0.625;

% Acha a distância em y do cateto superior PONTO medial
lateral
deltayiml=(PC(2,1)-YYiml);

% reduz a distância em y cateto superior PONTO medial
lateral
deltayimlr=(140/150*deltayiml)*0.625;

% Acha a distância do cateto superior PONTO medial lateral
por pitagoras
catsDIAmiml=sqrt(deltaximlr^2+deltayimlr^2);

% CALCULO DO ÂNGULO ENTRE OS CATETOS SUPERIORES E
INFERIORES, PARA CALCULAR
% A DISTÂNCIA AFASTADA DO PONTO CENTRAL DE REFERÊNCIA
% Calcula ângulo para o espaço intra-articular medial

DIAMsm1=[XXsm1;YYsm1];
DIAMim1=[XXim1;YYim1];
Vetor3=[DIAMsm1,PC,PC,DIAMim1];
supDm=(Vetor3(:,2)-Vetor3(:,1)); % distância real do
cateto superior
infDm=(Vetor3(:,4)-Vetor3(:,3)); % distância real do
cateto inferior
AngDm1 = acosd(supDm'*infDm/(norm(supDm)*norm(infDm)));
AngDm=180-AngDm1;

% EQUAÇÃO DE UM TRIÂNGULO QUALQUER
% espaço intra articular medial lateral corrigido
if Lado==1
Dmldir=sqrt(catsDIAmiml^2+catiDIAMsm1^2-
2*catsDIAmiml*catiDIAMsm1*cosd(AngDm));
end

if Lado==2
Dllesq=sqrt(catsDIAmiml^2+catiDIAMsm1^2-
2*catsDIAmiml*catiDIAMsm1*cosd(AngDm));
end
%=====
% TRIÂNGULO MEDIAL PONTO medial medio
%=====
=====

% CATETO INFERIOR
% Acha a distância em x do cateto inferior PONTO medial
medio
deltaxsmm=(XXsmm-PC(1,1));

```

```

% reduz a distância em x cateto inferior PONTO medial
medio
deltaxsmm=(140/150*deltaxsm)*0.625;

% Acha a distância em y do cateto inferior PONTO medial
medio
deltaysmm=(YYsmm-PC(2,1));

% reduz a distância em y cateto inferior PONTO medial
medio
deltaysmmr=(140/150*deltaysmm)*0.625;

% Acha a distância do cateto inferior PONTO medial medio
por pitagoras
catiDIAMsmm=sqrt(deltaxsmmr^2+deltaysmmr^2);

% CATETO SUPERIOR
% Acha a distância em x do cateto superior PONTO medial
medio
deltaximm=(XXimm-PC(1,1));

% reduz a distância em x cateto superior PONTO medial
medio
deltaximmr=(140/150*deltaximm)*0.625;

% Acha a distância em y do cateto superior PONTO medial
medio
deltayimm=(PC(2,1)-YYimm);

% reduz a distância em y cateto superior PONTO medial
medio
deltayimmr=(140/150*deltayimm)*0.625;

% Acha a distância do cateto superior PONTO medial medio
por pitagoras
catsDIAMimm=sqrt(deltaximmr^2+deltayimmr^2);

% CALCULO DO ÂNGULO ENTRE OS CATETOS SUPERIORES E
INFERIORES, PARA CALCULAR
% A DISTÂNCIA AFASTADA DO PONTO CENTRAL DE REFERÊNCIA
% Calcula ângulo para o espaço intra-articular medial

DIAMsmm=[XXsmm;YYsmm];
DIAMimm=[XXimm;YYimm];
Vetor3=[DIAMsmm,PC,PC,DIAMimm];
supDmm=(Vetor3(:,2)-Vetor3(:,1)); % distância real do
cateto superior
infDmm=(Vetor3(:,4)-Vetor3(:,3)); % distância real do
cateto inferior
AngDmm1 =
acosd(supDmm'*infDmm/(norm(supDmm)*norm(infDmm)));
AngDmm=180-AngDmm1;

% EQUAÇÃO DE UM TRIÂNGULO QUALQUER
% espaço intra articular medial meio corrigido

if Lado==1

```

```

Dmmdir=sqrt(catsDIAmimm^2+catiDIAsmm^2-
2*catsDIAmimm*catiDIAsmm*cosd(AngDmm));
end

if Lado==2
Dlmesq=sqrt(catsDIAmimm^2+catiDIAsmm^2-
2*catsDIAmimm*catiDIAsmm*cosd(AngDmm));
end

%=====
% TRIÂNGULO MEDIAL PONTO medial interno
%=====
XXimi,YYimi ; XXsmi,YYsmi;
% CATETO INFERIOR
% Acha a distância em x do cateto inferior PONTO medial
interno
deltaxsmi=(XXsmi-PC(1,1));

% reduz a distância em x cateto inferior PONTO medial
interno
deltaxsmir=(140/150*deltaxsmi)*0.625;

% Acha a distância em y do cateto inferior PONTO medial
interno
deltaysmi=(YYsmi-PC(2,1));

% reduz a distância em y cateto inferior PONTO medial
interno
deltaysmir=(140/150*deltaysmi)*0.625;

% Acha a distância do cateto inferior PONTO medial interno
por pitagoras
catiDIAsmi=sqrt(deltaxsmir^2+deltaysmir^2);

% CATETO SUPERIOR
% Acha a distância em x do cateto superior PONTO medial
interno
deltaximi=(XXimi-PC(1,1));

% reduz a distância em x cateto superior PONTO medial
interno
deltaximir=(140/150*deltaximi)*0.625;

% Acha a distância em y do cateto superior PONTO medial
interno
deltayimi=(PC(2,1)-YYimi);

% reduz a distância em y cateto superior PONTO medial
interno
deltayimir=(140/150*deltayimi)*0.625;

% Acha a distância do cateto superior PONTO medial interno
por pitagoras
catsDIAmimi=sqrt(deltaximir^2+deltayimir^2);

```

```

% CALCULO DO ÂNGULO ENTRE OS CATETOS SUPERIORES E
% INFERIORES, PARA CALCULAR
% A DISTÂNCIA AFASTADA DO PONTO CENTRAL DE REFERÊNCIA
% Calcula ângulo para o espaço intra-articular medial

DIAMsmi=[XXsmi;YYsmi];
DIAMimi=[XXimi;YYimi];
Vetor3=[DIAMsmi,PC,PC,DIAMimi];
supDmi=(Vetor3(:,2)-Vetor3(:,1)); % distância real do
cateto superior
infDmi=(Vetor3(:,4)-Vetor3(:,3)); % distância real do
cateto inferior
AngDmi1 =
acosd(supDmi'*infDmi/(norm(supDmi)*norm(infDmi)));
AngDmi=180-AngDmi1;

% EQUAÇÃO DE UM TRIÂNGULO QUALQUER
% espaço intra articular medial interno corrigido
if Lado==1
Dmidir=sqrt(catsDIAMimi^2+catiDIAMsmi^2-
2*catsDIAMimi*catiDIAMsmi*cosd(AngDmi));
end

if Lado==2
Dliesq=sqrt(catsDIAMimi^2+catiDIAMsmi^2-
2*catsDIAMimi*catiDIAMsmi*cosd(AngDmi));
end
%=====
=====

% pede para achar o platô condilar

msgbox('Achar platô condilar');
pause

% traça linha horizontal no plato condilar do femur.
[F,T]=ginput(2);
line([F],[T], 'color',[1 1 0]);
PLATOKNEE=[F,T];
%=====
=====

% Cria e plota o Eixo de Suporte da Carga Corporal
(ESCC), Eixo da Tíbia e
% Eixo do Femur automaticamente.
% plota ESCC
%=====
=====

% Plota o Eixo de suporte da carga corporal ( ESCC)
ESCCx=[midPointK(1,1),centrotalus(1,1)];
ESCCy=[midPointK(2,1), centrotalus(2,1)];
plot(ESCCx,ESCCy,'b-','linewidth',2);
ESCC=[ESCCx;ESCCy];

% Verifica

% Plota Eixo mecânico do Fêmur
EF=[ESCC(:,1), PC];

```

```

EFX= [EF(1,1);EF(1,2)];
EFY=[EF(2,1);EF(2,2)];
plot(EFX,EFY,'r--','linewidth',2);

% Plota Eixo Anatômico do Femur (AEF)
AEF=[midPointK(1,3);midPointK(2,3)];
AEFX=[PC(1,1);AEF(1,1)];
AEFY=[PC(2,1);AEF(2,1)];
plot(AEFX,AEFY,'r','linewidth',2)
AEFvetx=[PC(1,1)-AEF(1,1)];
AEFvety=[PC(2,1)-AEF(2,1)];
tanAEF=atand(AEFvety/AEFvetx);

% Plota Eixo Tibia
Tibia=[centrotalus, PC];
Tibix=[centrotalus(1,1);PC(1,1)];
Tiby=[centrotalus(2,1); PC(2,1)];
plot(Tibix,Tiby,'r','linewidth',2);

%=====
=====

%% Calcula angulos do femur e da tibia em relação a
horizontal

% Ângulo entre eixo anatomico do femur e eixo mecânico do
femur
Angeixfemur=[ESCC(:,1), PC,PC,AEF]; %
vetor geral dos pontos
VEixos1 = Angeixfemur(:,1)-Angeixfemur(:,2);
% cria vetor 1 (linha 1)
VEixos2 = Angeixfemur(:,3)-Angeixfemur(:,4);
% cria vetor 2 (linha 2)

thetaeixosfemur1 =
acosd(VEixos1'*VEixos2/(norm(VEixos1)*norm(VEixos2)));

thetaeixosfemur=180-thetaeixosfemur1;
% ângulo em divergência de 90 graus

%=====
=====

% Distancia colo femur
% [t, v] = getline
% lengthCF1=getline
% CFx=CFline(2,1)-CFline(1,1)
% CFy=CFline(1,2)-CFline(2,2)

% Ângulo entre eixo Mecânico do femur em relação a
horizontal para varo
EFX= [EF(1,1)-EF(1,2)]; % variação em (x) da linha do
eixo mecânico do femur
EFY=[EF(2,1)-EF(2,2)]; % variação em (y) da linha do
eixo mecânico do femur
tan1varo=(atand(EFY/EFX)); % Eixo do fêmur inclinado
para direita joelho direito e inclinado para esquerda
membro esquerdo

```

```

% Ângulo entre eixo Mecânico do femur em relação a
horizontal para valgo
EFX= [EF(1,1)-EF(1,2)];      % variação em (x) da linha do
eixo mecânico do femur
EFY=[EF(2,1)-EF(2,2)];      % variação em (y) da linha do
eixo mecânico do femur
tan1valgo=(atand(EFY/EFX));  % Eixo do fêmur inclinado
para direita joelho direito e inclinado para esquerda
membro esquerdo
tan1valgo=180-tan1valgo;

%=====
%Passos para calcular o ângulo do plato do joelho
%=====

% Acha a distância em x do Plato do joelho
deltaxPK=(PLATOKNEE(2,1)-PLATOKNEE(1,1));

% Acha a distância em y do Plato do joelho
deltayPK=(PLATOKNEE(1,2)-PLATOKNEE(2,2));

% calcula o ângulo do plato do joelho
tanPK=atand(deltayPK/deltaxPK); % calcula em divergência
de 90 graus
%AngPK=180-tanPK;

if tanPK >=0
    display('valgo')
else tanPK<=0
    display('varo')
end

%=====

% Ângulo do eixo da tibia em relação a horizontal para
valgo

Tibix=[PC(1,1)-centrotalus(1,1)]; % variação em (x) da
linha do eixo da tibia
Tiby=[centrotalus(2,1)-PC(2,1) ]; % variação em (y) da
linha do eixo da tibia
tan2valgo=(atand(Tiby/Tibix));      % inverço do arco
tangente entre os catetos

% Ângulo do eixo da tibia em relação a horizontal para
valgo
Tibix=[PC(1,1)-centrotalus(1,1)]; % variação em (x) da
linha do eixo da tibia
Tiby=[PC(2,1)-centrotalus(2,1) ]; % variação em (y) da
linha do eixo da tibia
tanvaro=sqrt((atand(Tiby/Tibix)^2)); % inverço
do arco tangente entre os catetos
tan2varo=tanvaro-180;

```

```

%=====
%=====

%Passos para calcular o ângulo do plato da tibia em varo
% Acha a distância em x do Plato da Tibia
deltaxPT=(CM(1,1)-CL(1,1));

% Acha a distância em y do Plato da Tibia
deltayPT=(CM(2,1)-CL(2,1));

% calcula o ângulo do plato da tibia
tanPT=atand(deltayPT/deltaxPT); % Calcula em divergência
de 90 graus

%=====
%=====
% todas as combinações entre fêmur e tibia para o joelho
%=====
%=====

%                               (4a-4A)

% Passos para calcular o Condilar Quadril, quando Eixo
% mecanico femural inclinado para a esquerda >que 90
% e tanPk > 0.resulta
HKA4a_4A=tan1valgo-tan2valgo;
if tan1valgo>=90 && tan1valgoa<=90 && tanPK>0 &&
tan2valgo>0 && tanPT>0 && HKA4a_4A<=40;
c4a=tan1valgoa;
theta4a1=180-(tanPK+c4a);
quatroa=theta4a1-90;
CH1=quatroa
% Passos para calcular o Plato Condilar em valgo, quando o
Eixo
% mecanico tibialinclinado para direita < 90 e tan PT <0.
theta4A=180-(tan2valgo+tanPT);
quatroA=(theta4A-90);
PA1=quatroA

CP4a_4A=HKA4a_4A-(quatroa+quatroA)
CP=CP4a_4A
HKAtd=HKA4a_4A
HKAta=HKAtd*-1
end

%=====
%=====
%                               (3da-4DA)

% Passos para calcular o Condilar Quadril em varo, quando
Eixo
% mecanico femural inclinado para a direita <90 e tan PK
>0.
HKA3a_4A=sqrt((tan1varo)^2)-tan2valgo;
if tan1varo>=-90 && tan1varo<=0 && tanPK>0 &&
tan2valgo<=90 && tanPT>0 && HKA3a_4A<=30 ;
c3a=180-sqrt((tan1varo)^2);

```

```

theta3a=(tanPK+c3a)-180;
tresasqrt((theta3a)^2)-90;
CH1=tresa

% Passos para calcular o Plato Condilar em valgo, quando o
Eixo
% mecanico tibialinclinado para direita < 90 e tan PT >0.
theta4A=180-(tan2valgo+tanPT);
quatroA=(theta4A-90);
PA1=quatroA

CP3a_4A=(tresasqrt((theta3a)^2)-90)-HKA3a_4A
CP=CP3a_4A
HKAtd=HKA3a_4A
HKAtd=-1

end

%=====
%
% (2da-4DA)

% Passos para calcular o Condilar Quadril direito, quando
Eixo
% mecanico femural inclinado para a esquerda >90 e tan PT
>0.
HKA2da_4DA=(tan1valgo-tan2valgo);
if tan1valgo>=90 && tan1valgoa<=90 && tanPK<0 &&
tan2valgo>0 && tanPT>0 && HKA2da_4DA<=30;
c2da=tan1valgoa;
theta2da=180-(tanPK+c2da);
doisda=theta2da-90;
CH1=doisda

% Passos para calcular o Plato Condilar direito em valgo,
quando o Eixo
% mecanico tibialinclinado para direita < 90 e tan PT
<0.(4DA)
theta4DA=180-(tan2valgo+tanPT);
quatroDA=(theta4DA-90);
PA1=quatroDA

CP2da_4DA=HKA2da_4DA-(doisda+quatroDA)
CP=CP2da_4DA
HKAtd=HKA2da_4DA
HKAtd=-1

end

%=====
%
% (1da-4DA)

% Passos para calcular o Condilar Quadril direito, quando
Eixo
HKA1a_4A=(sqrt((tan1varo)^2)-tan2valgo);

```

```

% mecânico femural inclinado para a esquerda >90 e tan PT
>0.
if tan1varo>=-90 && tan1varo<=0 && tanPK<0 && tan2varo<=90
&& tanPT>0 && HKA1a_4A<=30;
c1a=180-sqrt((tan1varo)^2);
theta1a=(tanPK+c1a)-180;
uma=sqrt((theta1a)^2)-90;
CH1=uma
% Passos para calcular o Plato Condilar direito em valgo,
quando o Eixo
% mecânico tibial inclinado para direita < 90 e tan PT
<0.(4DA)
theta4A=180-(tan2valgo+tanPT);
quatroA=(theta4A-90);
PA1=quatroA

CP1a_4Aa=sqrt((uma+quatroA)^2)-HKA1a_4A
CP=CP1a_4Aa
HKAtd=HKA1a_4A
HKAta=HKAtd*-1
end

%=====
%
% (4da-3DA)

% Passos para calcular o Condilar Quadril direito em
valgo, quando Eixo
% mecânico femural inclinado para a esquerda >que 90
% e tanPk > 0.resulta em CH negativo (4da)

HKA4da_3DA=(tan1valgo-tan2valgo);
if tan1valgo>=90 && tan1valgoa<=90 && tanPK>0 &&
tan2valgo>0 && tanPT<0 && HKA4da_3DA<=40;
c4a=tan1valgoa;
theta4a1=180-(tanPK+c4a);
quatroa=theta4a1-90;
CH1=quatroa

% Passos para calcular o Plato Condilar direito em valgo,
quando o Eixo
% mecânico tibial inclinado para direita < 90 e tan PT
>0.(3DA)
c3DA=180-tan2valgo;
d3DA=180-(tanPT+c3DA);
theta3DA=180-d3DA;
tresDA=90-theta3DA;
PA1=tresDA

CP4da_3DA=sqrt((HKA4da_3DA)^2)-(quatroa+sqrt((tresDA)^2))
CP=CP4da_3DA
HKAtd=HKA4da_3DA
HKAta=HKAtd*-1
end

%=====
%

```

```

%                                     (3da- 3DA)

% Passos para calcular o Condilar Quadril direito, quando
Eixo
% mecânico femural inclinado para a direita >90 e tan PT <
0.

HKA3a_3A=sqrt((tan1varo)^2)-tan2valgo;
if tan1varo>=-90 && tan1varo<=0 && tanPK>0 && tan2valgo>0
&& tanPT<0 && HKA3a_3A<=40;
c3a=180-sqrt((tan1varo)^2);
theta3a=(tanPK+c3a)-180;
tresda=sqrt((theta3a)^2)-90;
CH1=tresda

% Passos para calcular o Plato Condilar direito em valgo,
quando o Eixo
% mecânico tibial inclinado para direita < 90 e tan PT
>0.(3DA)
c3DA=180-tan2valgo;
d3DA=180-(tanPT+c3DA);
theta3DA=180-d3DA;
tresDA=90-theta3DA;
PA1=tresDA

CP3da_3DA=sqrt((tresda+tresDA)^2)-sqrt((HKA3a_3A)^2)
CP=CP3da_3DA
HKAtd=HKA3a_3A
HKATE=HKAtd*-1
end

%=====
=====

%                                     (2da-3DA)

% Passos para calcular o Condilar Quadril direito, quando
Eixo
% mecânico femural inclinado para a direita >90 e tan PT <
0.

HKA2da_3DA=(tan1valgo-tan2valgo);
if tan1valgo>=90 && tan1valgoa<=90 && tanPK<0 &&
tan2valgo>0 && tanPT<0 && HKA2da_3DA<=50;
c2da=tan1valgoa;
theta2da=180-(tanPK+c2da);
doisda=theta2da-90;
CH1=doisda

% Passos para calcular o Plato Condilar direito em valgo,
quando o Eixo
% mecânico tibial inclinado para direita < 90 e tan PT
>0.(3DA)
c3DA=180-tan2valgo;
d3DA=180-(tanPT+c3DA);
theta3DA=180-d3DA;
tresDA=90-theta3DA;
PA1=tresDA

```

```

CP2da_3DA=sqrt((doisda+tresDA)^2)-sqrt((HKA2da_3DA)^2)
CP=CP2da_3DA
HKAtd=HKA2da_3DA
HKAtd=HKAtd*-1
end

%=====
%
%                               (1da-3DA)

% Passos para calcular o Condilar Quadril direito, quando
% Eixo
% mecânico femural inclinado para a esquerda >90 e tan PT
% >0.

HKA1a_3DA=(sqrt((tan1varo)^2)-tan2valgo);
% mecânico femural inclinado para a esquerda >90 e tan PT
% >0.
if tan1varo>=-90 && tan1varo<=0 && tanPK<0 && tan2valgo>0
&& tanPT<0 && HKA1a_3DA<=50;
c1a=180-sqrt((tan1varo)^2);
theta1a=(tanPK+c1a)-180;
uma=sqrt((theta1a)^2)-90;
CH1=uma

% Passos para calcular o Plato Condilar direito em valgo,
% quando o Eixo
% mecânico tibial inclinado para direita < 90 e tan PT
% >0.(3DA)
c3DA=180-tan2valgo;
d3DA=180-(sqrt((tanPT)^2)+c3DA);
theta3DA=180-d3DA;
tresDA=90-theta3DA;
PA1=tresDA

CP1da_3DA=sqrt((HKA1a_3DA)^2)-sqrt(((uma+tresDA))^2)
CP=CP1da_3DA
HKAtd=HKA1a_3DA
HKAtd=HKAtd*-1
end

%=====
%
%                               (4da-2DA)

% Passos para calcular o Condilar Quadril direito em
% valgo, quando Eixo
% mecânico femural inclinado para a esquerda >que 90
% e tanPk > 0.resulta em CH negativo (4da)

HKA4da_2DA=(tan1valgo-tan2valgo);
if tan1valgo>=90 && tan1valgoa<=90 && tanPK>0 && tanvaro<0
&& tanPT>0 && HKA4da_3DA<=40;
c4a=tan1valgoa;
theta4a1=180-(tanPK+c4a);
quatroa=theta4a1-90;

```

CH1=quatroa

% Passos para calcular o Plato Condilar direito em valgo,
quando o Eixo
% mecanico tibial inclinado para esqurda > 90 e tan PT
>0.(3DA)

c2DA=180-tan2valgo;
c2DA2=180-(tanPT+c2DA);
doisDA=c2DA2-90;
PA1=doisDA

CP4da_2DA=(HKA4da_2DA)-sqrt((quatroa+doisDA)^2)

CP=CP4da_2DA

HKAtd=HKA4da_2DA

HKate=HKAtd*-1

end

%=====

% (3da-2DA)

% Passos para calcular o Condilar Quadril direito, quando
Eixo
% mecânico femural inclinado para a direita >90 e tan PT <
0.

HKA3a_2A=sqrt((tan2valgo)^2)-sqrt((tan1varo)^2);
if tan1varo>=-90 && tan1varo<=0 && tanPK>0 && tan2valgo>90
&& tanPT>0 && HKA3a_2A<=40;
c3a=180-sqrt((tan1varo)^2);
theta3a=(tanPK+c3a)-180;
tresas=sqrt((theta3a)^2)-90;
CH1=tresas

% Passos para calcular o Plato Condilar direito em valgo,
quando o Eixo
% mecanico tibial inclinado para esqurda > 90 e tan PT
>0.(3DA)

c2DA=tan2varo+180;
c2DA2=180-(tanPT+c2DA);
doisDA=c2DA2-90;
PA1=doisDA

CP3da_2DA=sqrt((tresas+doisDA)^2)-(HKA3a_2A)

CP=CP3da_2DA

HKAtd=HKA3a_2A

HKate=HKAtd*-1

end

%=====

% (2da-2DA)

% Passos para calcular o Condilar Quadril direito, quando
Eixo
% mecânico femural inclinado para a direita >90 e tan PT <
0.

```

HKA2da_2DA=(tan1valgo+tan2varo);
if tan1valgo>=90 && tan1valgoa<=90 && tanPK<0 &&
tan2varo<0 && tanPT>0 && HKA2da_2DA<=40;
c2da=tan1valgoa;
theta2da=180-(sqrt((tanPK)^2)+c2da);
doisda=90-theta2da;
CH1=doisda

% Passos para calcular o Plato Condilar direito em valgo,
quando o Eixo
% mecanico tibial inclinado para escurda > 90 e tan PT
>0.(3DA)
c2DA=tan2varo+180;
c2DA2=180-(tanPT+c2DA);
doisDA=c2DA2-90;
PA1=doisDA

CP2da_2DA=sqrt(((HKA3a_2A)^2))-(doisda+doisDA)
CP=CP2da_2DA
HKAtd=HKA2da_2DA
HKAta=HKAtd*-1
end

%=====
=====

%
(1da-2DA)

% Passos para calcular o Condilar Quadril direito, quando
Eixo
% mecânico femural inclinado para a esquerda >90 e tan PT
>0.
HKA1a_2DA=(sqrt((tan1varo)^2)+tan2varo);
% mecânico femural inclinado para a esquerda >90 e tan PT
>0.
if tan1varo>=-90 && tan1varo<=0 && tanPK<0 && tan2varo<0
&& tanPT>0 && HKA1a_2DA<=40;
c1a=180-sqrt((tan1varo)^2);
theta1a=(tanPK+c1a)-180;
uma=sqrt((theta1a)^2)-90;
CH1=uma

% Passos para calcular o Plato Condilar direito em valgo,
quando o Eixo
% mecanico tibial inclinado para escurda > 90 e tan PT
>0.(3DA)
c2DA=tan2varo+180;
c2DA2=180-(tanPT+c2DA);
doisDA=c2DA2-90;
PA1=doisDA

CP2da_2DA=sqrt((HKA3a_2A)^2)-(uma+doisDA)
CP=CP2da_2DA
HKAtd=HKA1a_2DA
HKAta=HKAtd*-1
end

```

```

%=====
%
%                               (4da-1DA)

% Passos para calcular o Condilar Quadril direito em
% valgo, quando Eixo
% mecanico femural inclinado para a esquerda >que 90
% e tanPk > 0.resulta em CH negativo (4da)

HKA4da_1DA=(tan1valgo-sqrt((tan2varo)^2));
if tan1valgo>=90 && tan1valgoa<=90 && tanPK>0 &&
tan2varo<=-90 && tanPT<0 && HKA4da_1DA <=30;
c4a=tan1valgoa;
theta4a1=180-(tanPK+c4a);
quatroa=theta4a1-90;
CH1=quatroa

% Passos para calcular o plato tibia direito em valgo,
% quando o Eixo
% mecânico tibial inclinado para direita < 90 e tan PK < 0
c1DA=180-sqrt((tan2varo)^2);
c1DA2=180-(sqrt((tanPT)^2)+c1DA);
thetac1DA=180-c1DA2;
umDA=thetac1DA-90;
PA1=umDA

CP4da_1DA=sqrt(((HKA4da_1DA)^2))+ (quatroa+umDA)
CP=CP4da_1DA
HKAtd=HKA4da_1DA
HKATE=HKAtd*-1
end

%=====
%
%                               (3da-1DA)

% Passos para calcular o Condilar Quadril direito, quando
% Eixo
% mecânico femural inclinado para a direita >90 e tan PT <
% 0.
HKA3a_1A=sqrt((tan1varo)^2)-sqrt((tan2varo)^2);
if tan1varo>=-90 && tan1varo<=0 && tanPK>0 && tan2varo<-90
&& tanPT<0&& HKA3a_1A<=40;
c3a=180-sqrt((tan1varo)^2);
theta3a=(tanPK+c3a)-180;
tresas=90-sqrt((theta3a)^2);
CH1=tresas

% Passos para calcular o plato tibia direito em valgo,
% quando o Eixo
% mecânico tibial inclinado para direita < 90 e tan PK < 0
c1DA=180-sqrt((tan2varo)^2);
c1DA2=180-(sqrt((tanPT)^2)+c1DA);
thetac1DA=180-c1DA2;
umDA=90-thetac1DA;
PA1=umDA

```

```

CP3da_1DA=(tres+umDA)-sqrt(((HKA3a_1A)^2))
CP=CP3da_1DA
HKAtd=HKA3a_1A
HKAta=HKAtd*-1
end
%=====
=====

%
%
% (2da-1DA)

% Passos para calcular o Condilar Quadril direito, quando
% Eixo
% mecânico femural inclinado para a direita >90 e tan PT <
% 0.
HKA2da_1DA=(tan1valgo+tan2varo);
if tan1valgo>=90 && tan1valgo<=90 && tanPK<0 &&
tan2varo<=-90 && tanPT<0 && HKA2da_1DA <=30;
c2da=180-tan1valgo;
theta2da=180-(tanPK+c2da);
doisda=theta2da-90;
CH1=doisda

% Passos para calcular o plato tibia direito em valgo,
% quando o Eixo
% mecânico tibial inclinado para direita < 90 e tan PK < 0
c1da=180-sqrt((tan2varo)^2);
c1da2=180-(sqrt((tanPT)^2)+c1da);
thetac1da=180-c1da2;
umDA=90-thetac1da;
PA1=umDA

CP2da_1DA=(doisda+umDA)-sqrt(((HKA2da_1DA)^2))
CP=CP2da_1DA
HKAtd=HKA2da_1DA
HKAta=HKAtd*-1
end
%=====
=====

%
%
% (1da-1DA)

% Passos para calcular o Condilar Quadril direito, quando
% Eixo
% mecânico femural inclinado para a esquerda >90 e tan PT
% >0.
HKA1a_1DA=(sqrt((tan1varo)^2)+tan2varo);
% mecânico femural inclinado para a esquerda >90 e tan PT
% >0.
if tan1varo>=-90 && tan1varo<=0 && tanPK<0 && tan2varo<=-
90 && tanPT<0 && HKA1a_1DA<=40;
c1a=180-sqrt((tan1varo)^2);
theta1a=(sqrt((tanPK)^2)+c1a)-180;
uma=90-sqrt((theta1a)^2);
CH1=uma

% Passos para calcular o plato tibia direito em valgo,
% quando o Eixo

```

```

% mecânico tibial inclinado para direita < 90 e tan PK < 0

c1DA=180-sqrt((tan2varo)^2);
c1DA2=180-(sqrt((tanPT)^2)+c1DA);
thetac1DA=180-c1DA2;
umDA=90-thetac1DA;
PA1=umDA

CP1da_1DA=(uma+umDA)-sqrt(((HKA1a_1DA)^2))
CP=CP1da_1DA
HKAtd=HKA1a_1DA
HKAta=HKAtd*-1
end

%=====
% calcula e plota em um círculo vermelho o ponto médio da
tíbia em
% centímetros (cm)

Tibixp=[centrotalus(1,1),PC(1,1)];
Tibyp=[centrotalus(2,1), PC(2,1)];
TIB=[Tibixp;Tibyp]; % vetor tíbia
ai=(TIB(1,1)-TIB(1,2));
bi=ai/2;
ci=(TIB(1,1)-bi);
di=(TIB(2,1)-TIB(2,2));
ei=di/2;
fi=(TIB(2,1)-ei);
plot(ci,fi,'ro','Linewidth',2);

MO1=[ci,fi];
dx=MO1(1,1)-TIB(1,2);
dy=MO1(1,2)-TIB(2,2);
MO2=sqrt(dx^2+dy^2);
MO=MO2*0.625/10;

%calcula a distância do talus até o centro do plato da
tíbia
%LinLiglater=[F,T];
TIBx=[PC(1,1), centrotalus(1,1)];
TIBy=[PC(2,1), centrotalus(2,1)];
TIB=[TIBx;TIBy];

correcao=[ESCC(:,1), centrotalus,centrotalus,PC];
% vetor geral dos pontos
VEixoscorr1 = correcao(:,1)-correcao(:,2); %
cria vetor 1 (linha 1)
VEixoscorr2 = correcao(:,3)-correcao(:,4); %
cria vetor 2 (linha 2)

Correcao1 =
acosd(VEixoscorr1'*VEixoscorr2/(norm(VEixoscorr1)*norm(VEi
xoscorr2)));

CORRECAO=180-Correcao1
% Acha a distância do eixo da tíbia
% Acha a distância em x da tíbia

```

```

deltaxTIB=(PC(1,1)- centrotalus(1,1));

% reduz a distância em x da tibia
deltaxTIBr=(140/150*deltaxTIB)*0.625;

% Acha a distância em y da tibia
deltayTIB=(PC(2,1)- centrotalus(2,1));

% reduz a distância em y da tibia
deltayTIBr=(140/150*deltayTIB)*0.625;

% Acha a distância da hipotenusa da tibia ( length tibia)
distTIB=sqrt(deltaxTIBr^2+deltayTIBr^2)/10;

L1=distTIB ;% Variável para equação da carga do joelho

%=====
%=====
%inicio das cargas do joelho : determiando os vetores
laterais e mediais da
%tibia
%=====
%=====

% Plota automaticamente em vermelho uma linha do centro do
talus até a
% borda lateral da tibia.
% Para isto temos que descobrir as respectivas distâncias
em x e y em relação ao
% ponto central (PC) para cada ponto gera-se um cateto do
ponto central até
% este ponto, a distância da borda lateral da tibia até o
talus é calculada
% pela equação de um triangulo qualquer após a redução dos
catetos e
% verificação do angulo entre eles.

% Cateto PCjoelho-Pltibiassup
% Acha a distância em x do cateto PCjoelho-Platotibiassup
deltaTIBxs=(PC(1,1)-CL(1,1));

% CATETO INFERIOR

% reduz a distância em x do cateto PCjoelho-Pltibiassup
deltaTIBxsr=(140/150*deltaTIBxs)*0.625;

% Acha a distância em y do cateto PCjoelho-Pltibiassup
deltaTIBys=(PC(2,1)-CL(2,1));

% reduz a distância em y do cateto PCjoelho-Pltibiassup
deltaTIBysr=(140/150*deltaTIBys)*0.625;

% Acha a distância do cateto PCjoelho-Pltibiassup
PCTIBl=sqrt(deltaTIBxsr^2+deltaTIBysr^2);

% CATETO PC-Centrotalus
% Acha a distância em x do cateto PC-Centrotalus

```

```

deltaxPctalus=(centrotalus(1,1)-PC(1,1));
% reduz a distância em x cateto superior
deltaxPctalusr=(140/150*deltaxPctalus)*0.625;
% Acha a distância em y do cateto superior do triângulo
medial
deltayPctalus=(centrotalus(2,1)-PC(2,1));
% reduz a distância em y cateto superior
deltayPctalusr=(140/150*deltayPctalus)*0.625;
% Acha a distância do cateto superior
Pctalus=sqrt(deltayPctalusr^2+deltaxPctalusr^2);
% CALCULO DO ÂNGULO ENTRE OS CATETOS SUPERIORES E
INFERIORES, PARA CALCULAR
% A DISTÂNCIA AFASTADA DO PONTO CENTRAL DE REFERÊNCIA
% Calcula ângulo para a distância lateral do talus até a
borda lateral da
% tibia
Vetibl=[CL,centrotalus,centrotalus,PC];
stibl=(Vetibl(:,1)-Vetibl(:,2));
ictalus=(Vetibl(:,3)-Vetibl(:,4));
Angtiblcenttalus1 =
acosd(stibl'*ictalus/(norm(stibl)*norm(ictalus)));
Angtiblcenttalus=180-Angtiblcenttalus1;
% EQUAÇÃO DE UM TRIÂNGULO QUALQUER
% espaço intra articular lateral corrigido
distTibcentalus=sqrt(PCTIBl^2+Pctalus^2-
2*PCTIBl*Pctalus*cosd(Angtiblcenttalus))/10;
Gs=distTibcentalus ;% variável para cálculo das cargas do
joelho
%Plota eixolateral da tibia em azul
Tibia=[centrotalus, PC];
Tiblx=[centrotalus(1,1);CL(1,1)];
Tibly=[centrotalus(2,1); CL(2,1)];
plot(Tiblx,Tibly,'y','linewidth',2)
%=====
=====
% Plota automaticamente em vermelho uma linha do centro do
talus até a
% Cateto PCjoelho-Pltibiasup
% Acha a distância em x do cateto PCjoelho-Pmtibiasup
deltamTIBxs=(CM(1,1)-PC(1,1));
% CATETO INFERIOR
% reduz a distância em x do cateto PCjoelho-Pltibiasup
deltamTIBxsr=(140/150*deltamTIBxs)*0.625;
% Acha a distância em y do cateto PCjoelho-Pltibiasup
deltamTIBys=(CM(2,1)-PC(2,1));
% reduz a distância em y cateto PCjoelho-Pltibiasup

```

```

deltamTIBysr=(140/150*deltamTIBys)*0.625;

% Acha a distância do cateto PCjoelho-Pltibiassup
PCTIBm=sqrt(deltamTIBysr^2+deltamTIBxsr^2);

% CATETO PC-Centrotalus
% Acha a distância em x do cateto PC-Centrotalus
deltaxPctalus=(centrotalus(1,1)-PC(1,1));

% reduz a distância em x cateto PC-Centrotalus
deltaxPctalusr=(140/150*deltaxPctalus)*0.625;

% Acha a distância em y do cateto PC-Centrotalus
deltayPctalus=(centrotalus(2,1)-PC(2,1));

% reduz a distância em y cateto PC-Centrotalus
deltayPctalusr=(140/150*deltayPctalus)*0.625;

% Acha a distância do cateto PC-Centrotalus
Pctalus=sqrt(deltayPctalusr^2+deltaxPctalusr^2);

% CALCULO DO ÂNGULO ENTRE OS CATETOS SUPERIORES E
INFERIORES, PARA CALCULAR
% A DISTÂNCIA AFASTADA DO PONTO CENTRAL DE REFERÊNCIA
% Calcula ângulo para a distância medial do talus até a
borda medial da
% tibia
Vetibm=[CM,centrotalus,centrotalus,PC];
stibm=(Vetibm(:,1)-Vetibm(:,2));
mctalus=(Vetibm(:,3)-Vetibm(:,4));
Angtibmcenttalus1 =
acosd(stibm'*mctalus/(norm(stibm)*norm(mctalus)));
Angtibmcenttalus=180-Angtibmcenttalus1;

% EQUAÇÃO DE UM TRIÂNGULO QUALQUER
% espaço intra articular lateral corrigido
distmTibcentalus=sqrt(PCTIBm^2+Pctalus^2-
2*PCTIBm*Pctalus*cosd(Angtibmcenttalus))/10;
Ge=distmTibcentalus ;% variável para cálculo das cargas do
joelho

%Plota eixo medial da tibia em azul
Tibia=[centrotalus, PC];
Tibmx=[centrotalus(1,1);CM(1,1)];
Tibmy=[centrotalus(2,1); CM(2,1)];
plot(Tibmx,Tibmy,'y','linewidth',2);

%=====
=====

% CALCULO PARA FORÇAS NO JOELHO

%=====
=====

% variáveis para cálculo da força no joelho

```

```

if tan1varo>=0
anginvdir=90-tan1varo+Angtiblcenttalus; % angulo entre
eixo femural e tibia lateral
end

if tan1varo<=0
anginvdir=90-sqrt((tan1varo)^2)+Angtiblcenttalus;
end

if tan1varo>=0
anginvesq=90-tan1varo+Angtiblcenttalus;
end

if tan1varo<=0
anginvesq=90-sqrt((tan1varo)^2)+Angtiblcenttalus;
end

%valgdir=((tan2-tan1)-180)*-1;
%valgesq=180-(tan2-tan1)*-1;

e=Angtiblcenttalus;

if tan1varo>=0
udir=90-tan1varo+Angtibmcenttalus;% somente para valgo
end

if tan1varo<=0
udir=90-sqrt((tan1varo)^2)+Angtibmcenttalus;% somente
para valgo
end

if tan1varo<=0
uesq=90-(180-(tan1varo)*-1)+Angtibmcenttalus;% somente
para valgo
end

if tan1varo>=0
uesq=((180-tan1varo)-90)+Angtibmcenttalus;% somente para
valgo
end

% %=====
% %calcula os pontos de contato medial e lateral xb e yb
% %=====
% Ponto central do joelho (PC)
PC=[abs(51),abs(50)];
PCx=[abs(51)];
PCy=[abs(50)];

pause
% Ponto medial(B), Ponto lateral(A)
% Ponto medial
[Bxm,Bym]=ginput(1);
plot(Bxm,Bym, 'ro','Linewidth',4);

```

```

%distância do eixo de suporte da carga corporal medial
direito (PESCCMD)
%que passa no joelho
PESCC1=[Bxm;Bym];
distPESCC1=(( [PCx-PESCC1(1,1)]*0.625)/10);
P1=sqrt((distPESCC1)^2);

% Ponto lateral (A)
[Ax1,Ay1]=ginput(1);
plot(Ax1,Ay1, 'ro','Linewidth',4);

% Distância do ponto medial do plato tibial em relação ao
centro do joelho
cmnivel1=CM(1,1);
distcmnivel1=(( [PCx-cmnivel1(1,1)]*0.625)/10);
CMn=sqrt((distcmnivel1)^2);

% Distância do ponto lateral do plato tibial em relação ao
centro do joelho
cmnivel2=CL(1,1);
distcmnivel2=(( [PCx-cmnivel2(1,1)]*0.625)/10);
CLn=sqrt((distcmnivel2)^2);

%distância do eixo de suporte da carga corporal medial
direito (PESCCMD)
%que passa no joelho
PESCC2=[Ax1;Ay1];
distPESCC2=(( [PCx-PESCC2(1,1)]*0.625)/10);
P2=sqrt((distPESCC2)^2);

% calcula a distância do Ponto medial (B)
xbmdir=(( [PCx-Bxm]*0.625)/10)*-1;
xbmesq=(( [PCx-Bxm]*0.625)/10);
ybm=([Bym-PCy]*0.625)/10;
plot(Bxm,Bym, 'y*', 'Linewidth',2);

% Determina o lado da carga para calculo das cargas no
joelho

if Lado ==2 && xbmesq>0
    Pontom=(xbmesq);
    Carga=('Compart.Med.')
end

if Lado==2 && xbmesq<0
    Pontom=(xbmesq);
    Carga=('Compart.Lat.')
end

if Lado==1 && xbmdir>0
    Pontom=(xbmdir);
    Carga=('Compart.Lat')
end

if Lado==1 && xbmdir<0
    Pontom=(xbmdir);
    Carga=('Compart.Med')
end

```

```

% Calcula a distância do Ponto lateral (A)
xaldir= (([Ax1]-PCx]*0.625)/10);
xalesq= (([Ax1]-PCx]*0.625)/10)*-1;
yal=(([PCy]-Ay1]*0.625)/10);
plot(Ax1,Ay1,'y*', 'Linewidth',2);

% Define nível de Neutro lado esq
if P1< dv13 && P1<dvm1
    nivel=('neutro')
end

% Determina os níveis de varo para lado direito
if P1>dvm1 && P1<dvm2 && HKAtd<0 && Lado==1
    nivel=('varo1')
end
if P1>dvm2 && P1<dvm3 && HKAtd<0 && Lado==1
    nivel=('varo2')
end
if P1>dvm3 && P1<CMn && HKAtd<0 && Lado==1
    nivel=('varo3')
end
if P1>CMn && HKAtd<0
    nivel=('varo4')
end

% determina níveis de valgo para lado direito
if P1> CLn && HKAtd>0 && Lado==1
    nivel=('valgo4')
end
if P1>dv11 && P1<CLn && HKAtd>0 && Lado==1
    nivel=('valgo3')
end
if P1>dv12 && P1<dv11 && HKAtd>0 && Lado==1
    nivel=('valgo2')
end
if P1>dv13 && P1<dv12 && HKAtd>0 && Lado==1
    nivel=('valgo1')
end

% Determina os níveis de valgo para lado esquerdo
if P1>dv13 && P1<dv12 && HKAtd<0 && Lado==2
    nivel=('valgo1')
end

```

```
if P1>dv12 && P1<dv11 && HKAt<0 && Lado==2
    nivel=('valgo2')
end
```

```
if P1>dv11 && P1<CMn && HKAt<0 && Lado==2
    nivel=('valgo3')
end
```

```
if P1>CMn && HKAt<0 && Lado==2
    nivel=('valgo4')
end
```

```
% determina niveis de varo para lado esquerdo
```

```
if P1> CMn && HKAt>0 && Lado==2
    nivel=('varo4')
end
```

```
if P1>dvm3 && P1<CMn && HKAt>0 && Lado==2
    nivel=('varo3')
end
```

```
if P1>dvm2 && P1<dvm3 && HKAt>0 && Lado==2
    nivel=('varo2')
end
```

```
if P1>dvm1 && P1<dvm2 && HKAt>0 && Lado==2
    nivel=('varo1')
end
```

```
% Nomeia os eixos do femur e da tibia como ta1 e tan2
respectivamente.
```

```
if tan2varo <=0
    tan2=tan2varo;
end
```

```
if tan2valgo>=0
    tan2=tan2valgo;
end
```

```
if tan1valgo>=0
    tan1=tan1valgo;
end
```

```
if tan1varo <=0
    tan1=tan1varo
end
```

```

%=====
=====
%FORÇA JOELHO VARO COM TENSÃO NO LIGAMENTO LATERAL E
COMPRESSÃO NO
% COMPARTIMENTO MEDIAL
%=====
=====
R=Peso*(78.9/100)/2;
W=2.2;
if Lado ==1
Tensaolig_lateralvarodir=(W*(Pontom+(MO*(cosd(tan2)*-
1))))-R*(L1*((cosd(tan2)*-1+Pontom)))/L1*(sind(((tan1))-
(tan2)*-1+anginvidir))-Gs*(sind(((tan1))-(tan2)*-
1+anginvidir-e))+Pontom*(sind(((tan1))+anginvidir))-
ybm*(cosd(((tan1))+anginvidir));
end

if Lado ==2
Tensaolig_lateralvaroesq=(W*(Pontom+(MO*(cosd(tan2)))))-
R*(L1*((cosd(tan2)+Pontom)))/L1*(sind(((tan1))-
tan2+anginvesq))-Gs*(sind(((tan1))-tan2+anginvesq-
e))+Pontom*(sind(((tan1))+anginvesq))-
ybm*(cosd(((tan1))+anginvesq));
end

% Força e ângulo membro direito

if Lado ==1
F2xamdir=-Tensaolig_lateralvarodir*(cosd(((tan1)*-
1)+anginvidir));
F2yamdir=(Tensaolig_lateralvarodir*(sind(((tan1)*-
1)+anginvidir)))-W+R;
Forcamedialvarodir=sqrt((F2xamdir^2)+(F2yamdir^2));
Y2mdir=atand(F2xamdir/F2yamdir);
anguloforcamedialvarodir=Y2mdir;
alfa2dir=anguloforcamedialvarodir;
end

% Força e ângulo membro esquerdo

if Lado==2
F2xamesq=-
Tensaolig_lateralvaroesq*(cosd(((tan1))+anginvesq));
F2yamesq=(Tensaolig_lateralvaroesq*(sind(((tan1))+anginves
q)))-W+R;
Forcamedialvaroesq=sqrt((F2xamesq^2)+(F2yamesq^2));
Y2mesq=atand(F2xamesq/F2yamesq);
anguloforcamedialvaroesq=Y2mesq;
alfa2esq=anguloforcamedialvaroesq;
end

```

```

%=====
% FORÇA DO JOELHO VALGO COM TENSÃO NO LIGAMENTO MEDIAL E
% COMPRESSÃO NO
% LIGAMENTO LATERAL
%=====

R=Peso*(69.2/100)/2;
W=2.2;
if Lado==1
Tensaolig_medialvalgodir=(R*(L1*(cosd((tan2)*-1+xaldir)))-
w*(xaldir+MO*(cosd(tan2)*-1)))/(Ge*sind(tan1-(tan2)*-1-
udir+Angtibmcenttalus)-(L1*sind(tan1-(tan2)*-1-
udir))+yal*cosd(tan1-udir)-xaldir*sind(tan1-udir));
end

if Lado==2
Tensaolig_medialvalgoesq=(R*(L1*(cosd((tan2)+xalesq)))-
w*(xalesq+MO*(cosd(tan2))))/(Ge*sind((tan1)*-1-(tan2)-
uesq+Angtibmcenttalus)-(L1*sind((tan1)*-1-(tan2)-
uesq))+yal*cosd((tan1)*-1-uesq)-xalesq*sind((tan1)*-1-
uesq));
end

% Valgo direito
if Lado==1
Flxbldir=-Tensaolig_medialvalgodir*cosd(tan1-udir);
Flybldir=Tensaolig_medialvalgodir*sind(tan1-udir)-W+R;
Forcalateralvalgo=sqrt((Flxbldir^2)+(Flybldir^2));
anguloforcalateralvalgodir=atand(Flxbldir/Flybldir);
alfa1dir=anguloforcalateralvalgodir;
end

% Valgo esquerdo
if Lado==2
Flxblesq=-Tensaolig_medialvalgoesq*cosd((tan1)*-1-uesq);
Flyblesq=Tensaolig_medialvalgoesq*sind((tan1)*-1-uesq)-
W+R;
Forcalateralvalgoesq=sqrt((Flxblesq^2)+(Flyblesq^2));
anguloforcalateralvalgoesq=atand(Flxblesq/Flyblesq);
alfa1esq=anguloforcalateralvalgoesq;
end

```

```

%=====
====
% % Forças no joelho quando tem pontos nos dois
compartimentos
% % simultaneamente
%

% calcula o raio pelos pontos laterais
%Ponto inferior do raio esquerdo(no platô)
PontoAM=[Ax1,Ay1];
%ponto superior do raio esquerdo(no condilo)
psr1=[XXc11,YYc11];

% distâncias em x e y.
vet1catx1=[PCx-psr1(1,1)];
vet1catx1r=((DOT/DFT)*vet1catx1)*0.625;
vet2caty1=[PCy-psr1(1,2)];
vet2caty1r=((DOT/DFT)*vet2caty1)*0.625;
r1=sqrt(vet1catx1r^2+vet2caty1r^2);
anguloraio1H=90+atand(vet1catx1r/vet2caty1r);% angulo em
relação a horizontal
anguloraio1V=anguloraio1H-90;
beta1=anguloraio1V;

% calcula o raio pelos pontos mediais
%Ponto inferior do raio esquerdo(no platô)
pirm=[Bxm,Bym];
%ponto superior do raio esquerdo(no condilo)
psrm=[ XXcm1,YYcm1];

% distâncias em x e y.
vet1catxm=[PCx-psrm(1,1)];
vet1catxmr=((DOT/DFT)*vet1catxm)*0.625;
vet2catym=[PCy-psrm(1,2)];
vet2catymr=((DOT/DFT)*vet2catym)*0.625;
rm=sqrt(vet1catxmr^2+vet2catymr^2);
anguloraioM=90+atand(vet1catxmr/vet2catymr);% angulo em
relação a horizontal
anguloraioMV=90-anguloraioM;
beta2=anguloraioMV;

% Espessura horizontal do cõndilo medial
PC=[abs(51);abs(50)];
ext1e=[cvs(1,1);cvs(1,2)];
extme=[cvs(101);cvs(102)];
Vetespcnd=[ext1e,PC,PC,extme];
escond=(Vetespcnd(:,1)-Vetespcnd(:,2));
dircond=(Vetespcnd(:,3)-Vetespcnd(:,4));
ESPCOND =
acosd(escond'*dircond/(norm(escond)*norm(dircond)));
distcondh=sqrt(r1^2+rm^2-2*r1*rm*cosd(ESPCOND));

%=====
=====

```

```

% PONTO DE CONTATO LATERAL COM JOELHO EM LEVE VARO

if Lado==1
momentoLVar1dir=(W*(MO*cosd(tan2+xaldir))-
(R*(L1*cosd(tan2+xaldir))))/(rm*sind(alfa2dir+beta2)-
xaldir*sind(tan1+alfa2dir)+yal*cosd(tan1+alfa2dir));
end
if Lado==2
momentoLVar1esq=(W*(MO*cosd(tan2+xalesq))-
(R*(L1*cosd(tan2+xalesq))))/(rm*sind(alfa2esq+beta2)-
xalesq*sind(tan1+alfa2esq)+yal*cosd(tan1+alfa2esq));
end

% Componentes em x e y para F1 força que compensa
if Lado==1
Flxdir=momentoLVar1dir*(cosd(tan1+alfa2dir));
Flydir=-momentoLVar1dir*(sind(tan1+alfa2dir))-W+R;
end

if Lado==2
Flxesq=momentoLVar1esq*(cosd(tan1+alfa2esq));
Flyesq=-momentoLVar1esq*(sind(tan1+alfa2esq))-W+R;
end

% Força de contato lateral para compensar
if Lado==1
ForcalateralLVar1dir=sqrt(Flxdir^2+Flydir^2);

% Angulo da força de contato lateral
AnguloForcalatLVar1dir=atand(Flxdir/Flydir);
end

if Lado==2
% Força de contato lateral para compensar
ForcalateralLVaresq=sqrt(Flxesq^2+Flyesq^2);
% Angulo da força de contato lateral
AnguloForcalatLVaresq=atand(Flxesq/Flyesq);
end

%=====
%=====
% PONTO DE CONTATO MEDIAL COM JOELHO EM LEVE VALGO
if Lado==1
momentoLVal1dir=(R*(L1*cosd(tan2)+xbmdir))-
(W*(MO*cosd(tan2)+xbmdir))/(r1*sind(beta1-alfa1dir)-
xbmdir*sind(tan1+alfa1dir)-ybm*cosd(tan1+alfa1dir));
% Componentes em x e y para F2 força que compensa direito
F2xdir=momentoLVal1dir*(cosd(tan1+alfa1dir));
F2ydir=-momentoLVal1dir*(sind(tan1+alfa1dir))-W+R;
% Força de contato medial para compensar direito
ForcamedialLVal1dir=sqrt(F2xdir^2+F2ydir^2);
% Angulo de F2 direito
AnguloForcamedialLVal1dir=atand(F2xdir/F2ydir);
end

if Lado==2

```

```

momentoLVa1lesq=(R*(L1*cosd(tan2)+xbmesq))-
(W*(MO*cosd(tan2)+xbmesq))/(r1*sind(beta1-alfa1esq)-
xbmesq*sind(tan1+alfa1esq)-ybm*cosd(tan1+alfa1esq));
% Componentes em x e y para F2 força que compensa
esquerdo
F2xesq=momentoLVa1lesq*(cosd(tan1+alfa1esq));
F2yesq=-momentoLVa1lesq*(sind(tan1+alfa1esq))-W+R;
% Força de contato medial para compensar direito
ForcamedialLVa1esq=sqrt(F2xesq^2+F2yesq^2);
% Angulo de F2 esquerdo
AnguloForcamedialLVa1esq=atand(F2xesq/F2yesq);
end

%=====
=====

%% níveis de varo (o valor mais próximo de zero é o nível
de varo)
if Lado==1
Variaveis=[Lado;Peso;DOF;DOT;AngleCF;thetaeixosfemur;CH1;P
A1;CP;angPlatoTalus;L1;distcondh;CORRECAO;Dl1dir;Dl1mdir;Dl
idir;Dm1dir;Dmmdir;Dmidir;Tensaolig_lateralvarodir;Forcamed
ialvarodir;alfa2dir;Tensaolig_medialvalgodir;Forcalateral
valgo;alfa1dir;momentoLVar1dir;ForcalateralLVardir;AnguloF
orcalatLVardir;momentoLVa11dir;ForcamedialLVa1dir;AnguloFo
rcamedialLVa1dir];
end

if Lado==2
Variaveis=[Lado;Peso;DOF;DOT;AngleCF;thetaeixosfemur;CH1;P
A1;CP;angPlatoTalus;L1;distcondh;CORRECAO;Dm1esq;Dmmesq;Dm
iesq;Dl1esq;Dlmesq;Dliesq;Tensaolig_lateralvaroesq;Forcamed
ialvaroesq;alfa2esq;Tensaolig_medialvalgoesq;Forcalateral
valgoesq;alfa1esq;momentoLVar1esq;ForcalateralLVaresq;Angu
loForcalatLVaresq;momentoLVa11esq;ForcamedialLVa1esq;Angul
oForcamedialLVa1esq];
end

HKAgeral=[HKA4a_4A; HKA3a_4A; HKA2da_4DA; HKA1a_4A;
HKA4da_3DA; HKA3a_3A; HKA2da_3DA; HKA1a_3DA; HKA4da_2DA;
HKA3a_2A; HKA2da_2DA; HKA1a_2DA; HKA4da_1DA; HKA3a_1A;
HKA2da_1DA; HKA1a_1DA];
%CondPlat=[CP]
Niveis=[nivel]
Total= [Variaveis;HKAtd;HKAta] ;
xlswrite('TOTAL',Total)

```