

**UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL  
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA**

**Claudia Renata Cardoso Rothmann**

**Comparação das cargas internas impostas à coluna vertebral com  
diferentes intensidades de carga no exercício de força *stiff*.**

**Porto Alegre  
2011**

**Claudia Renata Cardoso Rothmann**

**Comparação das cargas internas impostas à coluna vertebral com diferentes intensidades de carga no exercício de força *stiff*.**

Monografia apresentado à Comissão de Graduação da Escola de Educação Física da Universidade Federal do Rio Grande do Sul como requisito parcial para a obtenção da graduação em Educação Física Bacharelado.

Orientador: Prof. Jefferson Fagundes Loss  
Co-orientador: Ddo. Marcelo La Torre

**Porto Alegre**

**2011**

## FOLHA DE APROVAÇÃO

CRCR

Comparação das cargas internas impostas à coluna vertebral com diferentes intensidades de carga em exercícios de força.

Conceito final:

Aprovado em..... de ..... de.....

BANCA EXAMINADORA

---

Prof. Dr.

- UFRGS

---

Prof. Dr.

- UFRGS

---

ORIENTADOR - Prof. Dr.

- UFRGS

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AVD – atividades da vida diária  
CE – centro de massa da carga externa  
EMG – técnica de captação de dados por eletromiografia  
FA – força articular  
FAN – força articular normalizada  
FAx – componente pósterio anterior da força articular  
FAy – componente vertical da força articular  
FAz – componente médio lateral da força articular  
FM – força muscular  
FMN – força muscular normalizada  
FMP – força muscular padrão  
FR – força de reação  
FRD – força de reação distal  
FRP – força de reação proximal  
FRO – força de reação do objeto  
FRS – força de reação do solo  
FS – exercício de força flexão de quadris *stiff*  
h – estatura do indivíduo  
IDP – pressão intra discal na coluna vertebral.  
LAPEX - laboratório de pesquisa do exercício da ESEF UFRGS  
L1- primeiro disco da coluna vertebral na região lombar  
L2 – segundo disco da coluna vertebral na região lombar  
L3 – terceiro disco da coluna vertebral na região lombar  
L4 – quarto disco da coluna vertebral na região lombar  
L5 – quinto disco da coluna vertebral na região lombar  
MaR – marcadores reflexivos  
MC – massa corporal do indivíduo  
MDFMA – modelo de distribuição  
MM3D – macro modelo biomecânico tridimensional  
MP – momento proximal líquido  
MR – momento resultante  
MSA 3D – modelo tridimensional de segmentos articulados  
PCSA – área de secção transversa muscular  
SCG – sistema de coordenadas global  
SCL – sistema de coordenadas local  
S1 – primeiro disco da coluna vertebral na região do sacro  
TCLE – termo de consentimento livre e esclarecido  
T1 – primeiro disco da vertebral na região torácica  
T12 – décimo segundo disco da vertebral na região torácica  
1RM – carga máxima executada em uma repetição do exercício.

## SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO.....	10
2. REVISÃO DE LITERATURA .....	13
2.1 FORÇAS NA COLUNA EM EXERCÍCIOS RESISTIDOS .....	19
3. OBJETIVO .....	22
3.1. OBJETIVO GERAL.....	22
3.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS .....	22
4. MATERIAIS E MÉTODOS.....	23
4.1. ASPECTOS ÉTICOS E CONSIDERAÇÕES.....	23
4.2. PROBLEMA DA PESQUISA .....	23
4.3. HIPÓTESES .....	23
4.4. DEFINIÇÃO OPERACIONAL DAS VARIÁVEIS.....	24
4.4.1 Variáveis dependentes .....	24
4.4.2 Variáveis independentes .....	24
4.5. DESCRIÇÃO DO EXERCÍCIO .....	24
4.6. AMOSTRA.....	25
4.7. PROCEDIMENTOS METODOLÓGICOS .....	26
4.7.1. Protocolo de coleta de dados: .....	26
4.7.2. Instrumentos .....	29
4.7.3. Parâmetros Cinemáticos .....	30
4.7.4. Parâmetros antropométricos .....	31
4.8. ANÁLISE E TRATAMENTO DOS DADOS .....	33
4.8.1. Cinemetria .....	33
4.8.2. Utilização do Macromodelo Biomecânico Tridimensional (MM3D) .....	33
4.8.3. Sistema de Coordenadas Global e Local: .....	36
4.8.4. Dados de saída do MM3D.....	37
4.8.5. Apresentação dos resultados de saída do MM3D.....	37
4.8.6. Procedimentos Estatísticos .....	37
5. RESULTADOS E DISCUSSÃO .....	38
5.1 PARÂMETROS DO EXERCÍCIO .....	38
5.2. COMPORTAMENTO DA FORÇA MUSCULAR E FORÇA ARTICULAR... 39	
5.3. FORÇA MUSCULAR MÁXIMA .....	41
5.4. FORÇA ARTICULAR MÁXIMA.....	42

5.5. RELAÇÃO DAS FORÇAS MUSCULAR E ARTICULAR COM A CARGA EXTERNA .....	43
5.6 INFLUÊNCIA DA CARGA EXTERNA.....	45
6. CONCLUSÃO.....	47
6.1. LIMITAÇÕES E PERSPECTIVAS FUTURAS.....	48
7. REFERÊNCIAS .....	49
8.ELEMENTOS PÓS TEXTUAIS .....	54
8.1Termo de Consentimento Livre Esclarecido (TCLE).....	54

## **AGRADECIMENTOS**

**Agradeço a todos aqueles que de alguma forma fizeram parte da caminhada que me trouxe, por enquanto, até aqui. Em especial aos meus pais Ricardo e Maria Eugênia, que me proporcionam mais que o necessário para minha formação, me proporcionam exemplos a seguir. Aos meus avós, Sueli, Valfredo, Rejane e Verno que sempre atuaram e se preocuparam como pais e mães. Agradeço aos amigos que por vezes me reequilibraram.**

**Agradeço também aos meus orientadores, mesmo quando não tinham este título formalmente, ao professor Jefferson, ao professor Marcelo e aos colegas e companheiros do Grupo de Investigação do Movimento Humano – BIOMECH.**

**Por último e não menos importante, agradeço a dois outros tutores que tive durante a formação, um deles na parte acadêmica e outro para a vida toda. São eles, Michel Brentano e Rui Muller.**

## RESUMO

**Introdução:** na área da biomecânica, diversos estudos demonstram a importância de entender as forças e momentos internos que ocorrem no corpo humano durante a prática das atividades da vida diária (AVDs) e a prática esportiva como em exercícios de força. **Objetivo:** comparar forças musculares (FM) e articulares (FA) impostas em três segmentos da coluna vertebral, por meio do macromodelo biomecânico tridimensional (MM3D), durante a realização do exercício *stiff*, com diferentes intensidades de carga. **Metodologia:** cinco indivíduos saudáveis, com  $21,6 \pm 1,5$  anos,  $173,1 \pm 7,8$  cm e  $68 \pm 7,3$  kg realizaram 5 repetições dos exercícios *stiff*, com 25%1RM, 50%1RM e 75%1RM. Durante a coleta de dados foram adquiridos dados de cinemetria 3D, utilizados como variáveis de entrada juntamente com os parâmetros antropométricos no MM3D, o qual baseado nas técnicas da dinâmica inversa e de otimização fornece as forças articular e muscular resultantes em três regiões da coluna vertebral: tronco superior (C7/T1), tronco médio (T8/T9) e tronco inferior (L5/S1). **Resultados:** não foram encontradas diferenças entre as três cargas selecionadas para os valores de FM e FA nos três níveis da coluna. Em adição, FM e FA normalizados em relação à carga externa apresentaram diferenças significativas entre as cargas 25%1RM e 75%1RM, nos troncos médio e inferior. **Conclusão:** Os resultados demonstraram que, à medida que a carga externa aumenta, nem sempre FM e FA impostas nos segmentos da coluna vertebral aumentam. Entretanto, para uma mesma carga, quanto mais baixo o nível do tronco, maiores os valores de FM e FA.

Palavras Chaves: exercício de força, forças internas, coluna vertebral, macromodelo biomecânico.



## ABSTRACT

**Introduction:** in biomechanics, several studies demonstrate the importance of understanding the internal forces and moments during Activities of daily Living (ADL) or in sports, as well as resistance exercises, were found. **Objective:** The purpose of this study was to compare muscle and joint forces imposed by three segments of the trunk with a tridimensional biomechanical macromodel of the spine (MM3D) during stiff, a resistance exercise, at different intensities. **Methodology:** five healthy subjects,  $21,6 \pm 1.5$  years old,  $173.1 \pm 7.8$  cm e  $68 \pm 7,3$  kg, performed five repetitions of stiff in 25%1MR, 50%1MR and 75%1MR. Kinematic 3D data and were collected during the session, which were used as input with anthropometric parameters on MM3D. This model provides resultant muscle and joint forces through inverse dynamic and optimization techniques. MM3D provide data about three lands of spine: superior (C7/T1), medium (T8/T9) and inferior (L5/S1). **Results:** There were not found significant differences on absolut values of resultant muscle and joint forces between three intensities performed. In addition, there were found significant differences between 25%1MR and 75%1MR, on medium and inferior trunk, when the muscle and joint forces were normalized by the intensity of the exercise. **Conclusion:** The results showed that muscle and joint forces didn't have a relation direct with the intensity of the exercise. Whoever, at the same intensity, as less as the level of the trunk, it's bigger the values of muscle and joint forces.

Key Words: resistance exercise, internal forces, spine, biomechanic macromodel.

## 1. INTRODUÇÃO

A comunidade científica da área de Biomecânica vem investigando as cargas internas no corpo humano, durante as atividades físicas e/ou esportivas (GRANATTA, MARRAS, 1995; GRANATTA, MARRAS, FATHALLAH 1996; VAN DEN BOGERT, READ, NIGG, 1996; DOLAN et al., 2001; KINGMA et al., 2001; POLGA et al., 2004; ERDEMIR et al., 2007; LA TORRE et al., 2008). Essa incessante busca é explicada pela importância de ter o conhecimento de quais situações impõem maior força articular e muscular no corpo humano, podendo auxiliar na compreensão dos mecanismos de lesões articulares e conseqüentemente, em um programa de prevenção e tratamento dessas lesões musculares (WINTER, 2005).

As forças internas que agem sobre o corpo humano são: forças musculares, articulares e ligamentares (AN et al., 1995). Essas forças podem ser determinadas por meio de implantação de transdutores de forças (método direto) ou por meio de modelos biomecânicos (método analítico indireto). Na década de 60, surgiram os primeiros estudos que avaliaram *in vivo*, de maneira direta, a força interna transmitida na superfície entre os discos vertebrais: a pressão intradiscal (IDP). A partir de introdução cirúrgica de sensor de pressão no terceiro disco intervertebral, cinco voluntários foram avaliados, quanto à IDP na posição sentada (NACHENSON, MORRIS, 1963) e em várias atividades de vida diária (NACHENSON, MORRIS, 1964).

Mais recentemente a medição direta de esforços internos ao corpo humano tem sido realizada através de sensores cirurgicamente colocados, em próteses (BERGMANN et al., 1993; KAUFMAN et al., 1996), ossos (ROLF et al., 1997; EKENMAN et al., 1998), tendões (KOMI et al., 1996; HERZOG et al., 1996), ligamentos (FLEMING e BEYNNON 2004) ou articulações (ROHLMANN et al., 1997; D'LIMA et al., 2005). Não obstante, o método direto necessita processo cirúrgico invasivo, o que esbarra em questões éticas, dificultando pesquisas com esse método, tornando necessários o desenvolvimento e utilização de métodos indiretos.

Dentre as técnicas indiretas, os modelos biomecânicos consistem em métodos simplificados de avaliação de uma realidade complexa que é o movimento

humano. Esses modelos a partir de informações iniciais (dados de entrada), utilizando critérios mecânicos e/ou fisiológicos, estimam indiretamente as forças internas (dados de saída). Medidas de antropometria, cinemetria e dinamometria são normalmente utilizadas como dados de entrada nesses modelos (VECCHIA et al., 1997).

Modelos biomecânicos podem ser utilizados para avaliar as cargas internas durante a realização de exercícios de força (LOSS et al., 2002). Entretanto, a avaliação das forças internas durante exercícios resistidos são alvo de investigações biomecânicas em menor quantidade. Durante a realização de exercícios resistidos o corpo é submetido a uma carga externa, a qual gera demandas internas para execução do mesmo. Esta carga externa pode ser fornecida por pesos livres, equipamentos de musculação, tubos elásticos e a força peso do próprio corpo. A magnitude da força externa é facilmente identificada, porém a força muscular e articular decorrente da aplicação da carga externa não são de fácil acessibilidade.

Nesse contexto, com intuito de avaliar as forças internas por métodos indiretos, principalmente na coluna vertebral, surgiram os primeiros modelos que tentaram simular posturas e atividades. Esses modelos tentavam estimar as cargas internas que atuam na coluna lombar durante atividades de levantamento. Recentemente, trabalhando no Grupo de Investigação da Mecânica do Movimento - BIOMECH, La Torre (2009) desenvolveu um modelo que fornece as forças musculares (FM) e articulares (FA) resultantes em três segmentos da coluna vertebral (superior, médio e inferior), o qual foi utilizado para comparar diferentes técnicas de levantamento de objetos do solo.

A grande maioria dos estudos que avaliam as forças internas estima as forças impostas à coluna vertebral durante as atividades de vida diária (GRANATTA, MARRAS, 1995; GRANATTA, MARRAS, FATHALLAH 1996, LA TORRE et al., 2008, LA TORRE, 2009). Os resultados fornecidos por esses estudos auxiliam a comparação de diferentes AVDs fornecendo dados importantes para a prevenção e tratamento de lesões osteomusculares. Os exercícios de musculação também são atividades que causam forças internas no corpo, em diversas posições e com diferentes cargas externas, o que instiga a curiosidade sobre suas repercussões na coluna vertebral.

Assim, esse trabalho visa investigar as forças internas na coluna vertebral, durante a realização de diferentes exercícios de musculação, utilizando um modelo biomecânico tridimensional (LA TORRE, 2009) o qual estima as forças internas em três segmentos da coluna vertebral.

## 2. REVISÃO DE LITERATURA

A biomecânica é uma disciplina derivada das ciências naturais, que pode ser dividida em interna e externa, tendo como objeto de estudo a análise física dos sistemas biológicos, conseqüentemente, a análise dos movimentos do corpo humano (AMADIO, 2000 e 2002). A biomecânica interna se preocupa com as forças transmitidas pelas estruturas biológicas internas do corpo tais como forças musculares, forças nos tendões, ligamentos, ossos e cartilagem articular. A biomecânica externa estuda as forças que atuam externamente no corpo humano, como por exemplo: (1) a força gravitacional; (2) força de reação do solo; (3) força de contato. Estas, diferentemente das forças internas, são variáveis normalmente observáveis diretamente (AMADIO, 2000).

As forças internas que agem sobre o corpo humano são: forças musculares, articulares e ligamentares (An et al., 1995). Essas forças podem ser determinadas por meio de implantação de transdutores de forças (método direto), que segundo Winter (2005) e Amadio (2000), esbarra em questões éticas devido à necessidade de introdução cirúrgica no corpo humano. Sendo assim, surge a necessidade do desenvolvimento de metodologias não invasivas para o cálculo das forças internas: o método analítico indireto. O procedimento analítico indireto soluciona o problema da impossibilidade da mensuração direta por meio de equações analíticas e do conhecimento das variáveis cinéticas, cinemáticas externas do movimento e parâmetros antropométricos, recebendo o nome de solução inversa ou dinâmica inversa (AMADIO, 2002; LOSS et al., 2002; WINTER, 2005).

Os modelos biomecânicos surgiram para ampliar o conhecimento das funções músculo-esqueléticas, já que são representações de fenômenos complexos em que se reduz a complexidade, mesmo que por vezes as representações utilizem simplificações grosseiras e algumas suposições (CHAFFIN, ANDERSSON, MARTIN, 2001). O sistema biomecânico humano é muito complexo, mesmo tendo a possibilidade de medir muitas de suas propriedades básicas, as forças internas raramente podem ser medidas de forma direta. Frente a essa dificuldade os modelos tentam representar a realidade, com uma representação físico-matemática dos

segmentos corporais envolvidos no movimento avaliado, em busca do entendimento dos fenômenos (NIGG, HERZOG, 1994).

O esforço da busca por modelos biomecânicos que traduzam a realidade são facilmente justificados pela importância de informações encontradas a partir deles: (1) estimar as forças que agem em diferentes estruturas; (2) estimar o tamanho exato de ferramentas e a configuração menos estressante de postos de trabalho e cadeiras; (3) estimar as forças internas de uma mesma carga em diferentes movimentos. (4) auxiliar na compreensão dos mecanismos de lesões articulares, e conseqüentemente, auxiliar em um programa de prevenção e tratamento dessas lesões musculares e (5) prover informação necessária para a otimização e divisão de sistemas combinados no corpo humano (CHAFFIN et al., 2001, WINTER 2005). Mesmo que os modelos biomecânicos apresentem limitações e restrições, isso não reduz sua relevância para a compreensão do movimento humano (NIGG, HERZOG, 1994).

Segundo Nigg e Herzog (1994), os modelos que visam estimar as forças musculares e articulares são chamados de modelos “Caixa-Preta” ou também de regressão. Os modelos “Caixa-Preta” utilizam funções matemáticas para determinar a relação entre os dados de entrada e saída, ou seja, as relações entre as variáveis dependentes e independentes. Esses modelos baseiam-se na elaboração de uma função matemática que melhor descreve a relação entre os dados de entrada do modelo e suas respostas, utilizando-se de funções matemáticas para prever valores das variáveis dependentes a partir de valores estipulados das variáveis independentes.

A confecção de modelos biomecânicos segue algumas etapas comuns, as quais são procedimentos gerais para o modelamento de um fenômeno, tais como: (1) definição da questão a ser respondida; (2) definição do sistema de interesse; (3) revisão do conhecimento existente; (4) seleção dos procedimentos a serem aplicados; (5) simplificações e situações que devem ser assumidas; (6) formulação matemática; (7) solução matemática, utilizando dados de entrada apropriados; (8) avaliação do modelo; (9) discussão, interpretação e aplicação dos resultados e (10) conclusões (NIGG, HERZOG, 1994).

Para a construção de um modelo são necessários dois tipos de informações: o conhecimento do sistema a ser modelado e os dados experimentais que constituem o sistema de entrada e/ou saída (NIGG, HERZOG, 1994). O estudo

biomecânico do movimento utiliza métodos específicos para abordar as diversas formas de movimento, que são: cinemetria, dinamometria, antropometria e eletromiografia (WINTER, 2005; AMADIO, BAUMANN, 2000). Utilizando-se destes métodos específicos, a biomecânica descreve e modela matematicamente o movimento humano permitindo uma maior compreensão dos mecanismos internos reguladores e executores do movimento.

Outra importante etapa da confecção de um modelo biomecânico diz respeito à avaliação da sua capacidade de representar a realidade, ou seja, sua validação. O termo “validação do modelo”, segundo Nigg e Herzog (1994), apesar de comumente usado não é muito bem definido, sendo sugerida a substituição dessa expressão “validação do modelo” pela expressão “avaliação do modelo”. Avaliar um modelo pode ser definido como prover evidências diretas ou indiretas de que o modelo é útil e capaz de representar, corretamente, um sistema de interesse (NIGG, HERZOG, 1994).

O modelamento do corpo humano é feito, na maior parte das vezes, através da representação dos segmentos corporais como segmentos rígidos e interconectados (WINTER, 2005). A movimentação destes segmentos segue as leis de movimento de Newton. Este tipo de modelamento do corpo humano é denominado de Segmentos Articulados (WINTER, 2005). Com base neste modelo e na aplicação das equações de movimento de Newton-Euler, é possível quantificar as forças de reação proximal e momentos proximais (WINTER, 2005).

$$\Sigma \mathbf{F} = m \mathbf{a}_{cm}$$

$$\Sigma \mathbf{M} = \mathbf{H}$$

Em que:

$\Sigma \mathbf{F}$  = somatório das forças

$m$  = massa

$\mathbf{a}_{cm}$  = aceleração linear do centro de massa.

$\Sigma \mathbf{M}$  = somatório dos momentos

$\mathbf{H}$  = taxa de variação do momento de inércia.

Na solução inversa, as acelerações são conhecidas e a incógnita passa a ser uma ou mais forças envolvidas no movimento. A aplicação da solução inversa necessita de dados cinemáticos e cinéticos (forças externas, como por exemplo, força de reação do solo) para tornar possível a solução das equações de Newton-

Euler. As informações cinemáticas são, geralmente, obtidas através da filmagem do gesto analisado (LA TORRE, 2009; BARROS et al., 1999). A partir da dupla derivação do deslocamento de cada segmento analisado são obtidos os valores de aceleração (linear e angular). A informação da força externa, quando já não é conhecida, é obtida, geralmente, pelo uso de células de carga.

Como citado anteriormente, para elaboração de qualquer modelo fazem-se necessárias algumas simplificações da realidade. Estas simplificações, muitas vezes são responsáveis pelas limitações que o modelo apresenta. O modelo de segmentos articulados associado à técnica da solução inversa não é diferente dos outros e apresenta algumas simplificações em sua estrutura e algumas limitações em seus resultados, conforme listado abaixo:

- os segmentos corporais são considerados corpos rígidos interconectados por articulações;
- as articulações são consideradas como dobradiças;
- a massa do segmento é fixa e é localizada em seu centro de massa;
- os segmentos apresentam a localização de seu centro de massa fixo, ao longo do movimento;
- o momento de inércia do segmento é fixo ao longo de toda amplitude de movimento;
- o comprimento de cada segmento permanece constante ao longo de todo o movimento;
- o modelo não prevê situações de co-contração muscular;
- os resultados fornecidos de força de reação e momento proximal são resultados líquidos.

Na busca de contornar estas limitações, alguns autores sugerem maneiras de melhorar a estrutura do modelo (BASSETT et al., 1990; KAUFMAN et al., 1991). Através de modelos Músculo-Esqueléticos ou de modelos de Elementos Finitos é possível operar com situações de co-contração, que consiste na contração simultânea de músculos agonistas e antagonistas (BÜCLHER et al., 2002). Ao considerar situações de co-contração, os modelos Músculo-Esqueléticos permitem uma estimativa das forças intra-articulareis (forças de contato). Os resultados de força de reação obtidos por modelos Músculo-Esqueléticos são diferentes, tanto em magnitude como comportamento, daqueles obtidos por modelos de Segmentos Articulados. Nos modelos Músculo-Esqueléticos, como o próprio nome diz, as



estruturas musculares são modeladas (WINTER, 2005). Nos modelos de Elementos Finitos, estruturas articulares e ligamentares são, também, modeladas. Estes dois modelos fornecem resultados de força de reação e momento muscular que não são líquidos. Obviamente, este aperfeiçoamento do modelo é feito através de maiores custos computacionais (WINTER, 2005). Quando as estruturas musculares são também modeladas o número de variáveis desconhecidas é maior que o número de equações possíveis. Existem muitos músculos sinergistas para executar uma mesma função. Este problema é denominado problema de distribuição de forças. Existem basicamente duas formas de resolução através do método de distribuição de forças. Uma delas é aumentar o número de equações de restrição (método da otimização) e a outra é diminuir o número de variáveis desconhecidas (método da redução) (AN, KAUFMAN e CHAO, 1995). O método da otimização busca não simplificar a sinergia muscular.

Este método procura uma solução ótima que maximiza ou minimiza algumas ações musculares. Assume-se que a distribuição das forças musculares respeita certas regras e estratégias de recrutamento motor que são governados por critérios fisiológicos e eficiência motora (AN, KAUFMAN e CHAO, 1995). No método da redução músculos de mesma função são 'agrupados' e a eletromiografia é utilizada para verificar músculos que se encontram desativados e excluir os mesmos da equação. Desta forma, é possível reduzir em parte o número de variáveis desconhecidas. A desvantagem deste método é a impossibilidade de quantificar a força gerada individualmente pelos músculos em questão (AN, KAUFMAN e CHAO, 1995).

Segundo Ribeiro (2006), o tipo de modelo a ser utilizado depende, diretamente, do objetivo a ser atingido. Quando o objetivo for quantificar as forças de reação proximais e momentos proximais, normalmente são encontrados na literatura LSM ou modelos músculos esqueléticos (KINGMA et al., 1996; LINDBECK, 1995), caso o objetivo seja quantificar a parcela de contribuição de cada músculo no momento muscular resultante, os modelos normalmente utilizados são os modelos neuromusculares e músculo-esqueléticos (GRANATA, MARRAS, 1995; ROHLMANN et al., 2006). O método indireto de mensuração das cargas na coluna, por meio da utilização do LSM, necessita de uma descrição cinemática e cinética completa, bem como a identificação das informações antropométricas acuradas, para que seja possível a obtenção de resultados de forças de reação proximais resultantes e

momentos proximais líquidos (WINTER, 2005). O procedimento de cálculo é realizado por meio da solução inversa das equações de movimento de Newton-Euler ou Lagrange (AN, KAUFMAN, CHAO, 1995; ZATSIORSKY, 2002; WINTER, 2005).

Na década de 40, surgiram os primeiros modelos que tentaram simular posturas e atividades para estimar as cargas que agem na coluna lombar durante atividades de levantamento. Strait, Inman e Ralston (1947) propuseram um modelo bidimensional que considera a coluna vertebral como um corpo rígido, nos quais a força muscular (FM) do grupo extensor da coluna era considerada como um único vetor de força que atua em um ponto a 2/3 do comprimento da coluna vertebral em relação ao sacro em um ângulo de 12° com a coluna. O eixo de rotação desse corpo rígido foi localizado na quinta vértebra lombar, sendo nesse local exatamente, o ponto de atuação da força de compressão (FC). O modelo apresenta resultados de força muscular e força articular.

Após apresentação desse modelo, muitos outros foram implementados, procurando aperfeiçoar e ter mais informações. Diante da alta complexidade das estruturas articulares e musculares que compõem a coluna vertebral, a maioria dos modelos biomecânicos fornecem resultados das cargas internas apenas na coluna lombar (STRAIT, INMAN e RALSTON, 1947; MCGILL e NORMAN, 1988; ZANDER et al., 2001; HUGHES, 2000; LAVIÉRE, GAGNON, 1999; KINGMA et al., 1996; GRANATA, MARRAS, 1995).

La Torre (2009) desenvolveu um modelo que diminuiu essa simplificação, de considerar a coluna vertebral um único segmento rígido, e implementou um modelo que fornece as forças musculares (FM) e articulares (FA) resultantes em três níveis da coluna vertebral (superior, médio e inferior). A tarefa avaliada consistiu do levantamento de um objeto com 20% da massa corporal do indivíduo em três diferentes técnicas de levantamento. Os resultados do MM3D implementado foi avaliado por meio da estimativa da acurácia da medida tridimensional obtida pela cinemetria, pela comparação dos resultados do MSA-3D com os valores mensurados pela plataforma de força, pela comparação da FRP e MP calculados pela via superior e inferior do MSA-3D nos segmentos da coluna vertebral e literatura. Os resultados obtidos sugerem uma coerência do MM3D com informações de mensurações diretas e estimativas indiretas obtidas da literatura. Assim o MM3D se mostrou capaz de avaliar e comparar as FM e FA nos três segmentos da coluna vertebral durante diferentes tarefas de levantamento.

## 2.1 FORÇAS NA COLUNA EM EXERCÍCIOS RESISTIDOS

Segundo Amadio e Baumann (2000), de uma maneira geral, a biomecânica se preocupa com a construção de princípios do corpo humano com relação a sua estrutura e função, as quais são determinadas por fatores genéticos e pela interação entre forças mecânicas e o corpo humano. Forças estas, transmitidas pelas estruturas biológicas internas do corpo tais como forças musculares, forças nos tendões, ligamentos, ossos e cartilagem articular. Essas forças internas estão intimamente relacionadas com a execução dos movimentos e com as cargas mecânicas exercidas pelo aparelho locomotor. (AMADIO, BAUMANN, 2000)

Estimar de forma precisa as forças musculares e as cargas na coluna vertebral em várias situações é essencial para uma avaliação adequada das lesões e acidentes ocorridas durante atividades ocupacionais, bem como uma melhor concepção de intervenções adequadas de prevenção e reabilitação. (ARJMAND, 2010)

Na década de 60 surgiram os primeiros estudos que avaliaram in vivo de maneira direta a força interna transmitida entre os discos vertebrais, a pressão intradiscal (IDP). A partir de uma introdução cirúrgica de um sensor de pressão no terceiro disco intervertebral, entre a terceira e a quarta vértebras lombares (L3-L4) de cinco voluntários foi avaliada a IDP na posição sentada (NACHENSON, MORRIS, 1963) e em várias atividades de vida diária (NACHENSON, MORRIS, 1964). Os resultados demonstraram que na posição sentada, por exemplo, a IDP é 40% maior quando comparada à posição ereta. Até hoje tais investigações são considerados referência para validação de novas pesquisas. Mais recentemente, Wilke et al. (1999), introduziu um sensor de pressão do tipo agulha no disco intervertebral de um único sujeito saudável, entre a quarta e quinta vértebras lombares (L4-L5), sendo mensurada a IDP em várias atividades de vida diária. E foi encontrada uma boa correlação entre esses estudos.

Porém atualmente a maneira de medição indireta é a que se tornou mais frequentemente para a obtenção das forças internas (tanto pressão intradiscal ou forças articulares quanto forças musculares), a partir do modelamento biomecânico das estruturas músculo-articulares.

Bazrgari, Shirazi-Ald e Arjmand (2007), avaliaram tarefas de levantamento dinâmicas nas técnicas de squat e stoop por meio de um modelo de elementos finitos da região toracolombar nas situações sem e com carga de 180 N. Neste estudo encontraram resultados de pico máximo de compressão; na técnica Stoop de 926N em T12-L1 (sem carga) e 2416N (com carga de 180N), 1445N em L2-L3 (sem carga) e 3383 N (com carga de 180 N) e de 2355 N em L5-S1 (sem carga) e 4831 N (com carga de 180 N). Já para a técnica Squat, Bazrgari, Shirazi-Ald e Arjmand (2007) estimaram a FA em 902 N em T12-L1 (sem carga) e 2315N (com carga de 180N), 1374N em L2-L3 (sem carga) e 2922N (com carga de 180 N). E na articulação entre L5-S1 a força de compressão estimada foi de 2159N (sem carga) e 4023N (com carga de 180N). Com base nestes resultados é possível perceber um aumento na força de compressão estimada de sem carga para com carga.

Gagnon, Larivière e Loisel (2001) obtiveram picos máximos de FA entre L5 e S1, ao comparar três técnicas de distribuição de forças durante levantamento simétrico de carga (120N), de  $3325\pm 372$ N (modelamento baseado na técnica de otimização linear dupla) de  $3827\pm 1498$ N (modelo auxiliado por EMG) e de  $3798\pm 563$ N (modelamento híbrido de EMG e um modelo de otimização).

Em um recente estudo Arjmand et al., (2010) a partir de um modelo uniarticular (L5-S1) da coluna vertebral, combinado com otimização por eletromiografia, encontrou picos de 3200N durante um movimento isométrico de flexão completa da coluna (100° de flexão). E em um modelo multiarticular de elementos finitos da região toracolombar, no mesmo estudo, encontraram valores de 2125N a 100° de flexão. Já durante o levantamento de uma barra de 5,2kg encontraram valores de compressão em L5-S1 de 610N a 90cm de altura da carga e 850N a 180cm de altura para o modelo uniarticular (L5-S1) da coluna vertebral combinado com otimização por eletromiografia. E valores de 800N a 90cm de altura e 1350N a 180cm de altura para o modelo multiarticular de elementos finitos.

Além disso, é consenso que menores forças compressivas são observadas nas técnicas de levantamento de pesos do solo com os joelhos flexionados graças a uma menor distância perpendicular da força peso do objeto e da parte superior do corpo em relação à coluna vertebral, uma vez que nessa técnica o centro de massa do objeto levantado está mais próximo do eixo do movimento (VAN DIEËN, HOOZEMANS, TOUSSAINT, 1999).

Atualmente, a implementação de vários modelos biomecânicos da coluna vertebral, que inclusive apresentam boa acurácia, tem sido utilizados para estudar as forças internas em tarefas de levantamento de peso, (GAGNON, LARIVIÈRIE E LOISEL, 2001; LA TORRE, 2009; BAZRGARI, SHIRAZI-ALD E ARJMAND, 2007), e flexão de coluna (ARJMAND et al., 2010). Entretanto, poucos estudos voltaram sua aplicabilidade para exercícios de força (MERODE, 2010). Inclusive, não foram encontrados estudos que verifiquem se a mudança na intensidade da carga dos exercícios influencia as forças musculares e articulares impostas por exercícios de força nos 3 segmentos da coluna. Portanto, na intenção de investigar se esta variação existe e ocorre em grande ou pequena escala, selecionou-se um dos exercícios já anteriormente estudados pelo Grupo de Investigação da Mecânica do Movimento, *Stiff*, para verificar o comportamento de FM e FA em três diferentes intensidades de carga.

### 3. OBJETIVO

#### 3.1. OBJETIVO GERAL

Comparar FM e FA impostas nos três segmentos da coluna vertebral, obtidas por meio de um macromodelo biomecânico tridimensional (MM3D), durante a realização do exercício resistido *stiff*, com diferentes intensidades de carga.

#### 3.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Estimar por meio do MM3D as FM em três segmentos da coluna vertebral durante a execução do exercício *stiff* com 25%, 50% e 75% de uma repetição máxima (1RM).

Estimar por meio do MM3D as FA em três segmentos da coluna vertebral durante a execução do exercício *stiff* com 25%, 50% e 75% de uma repetição máxima (1RM).

Comparar os resultados obtidos de FM, obtidos pelo MM3D, para as diferentes cargas do exercício.

Comparar os resultados obtidos de FA, obtidos pelo MM3D, para as diferentes cargas do exercício.

## 4. MATERIAIS E MÉTODOS

### 4.1. ASPECTOS ÉTICOS E CONSIDERAÇÕES

Este estudo teve seu projeto cadastrado e aprovado pelo Comitê de Ética da Universidade Federal do Rio Grande do Sul sob a inscrição de número 20043.

Durante a execução deste projeto, foi elaborado também, um documentário que relata o desenvolvimento da metodologia utilizada no mesmo. O vídeo explica o processo de confecção do MM3D que será detalhado também nesta monografia. Tal documentário participou da XX Feira de Iniciação à Inovação e ao Desenvolvimento Tecnológico – FINOVA/2011, na qual o trabalho exposto recebeu a Menção Honrosa da Feira, na modalidade Tecnologias Sociais. Para assistir ao documentário, basta acessar o link: <http://www.youtube.com/watch?v=iE6t-zFfN08>.

### 4.2. PROBLEMA DA PESQUISA

Existe diferença nas magnitudes de FM e FA obtidas pelo MM3D, nos três segmentos da coluna vertebral, durante a execução do exercício resistido *stiff* quando executado com diferentes intensidades de carga?

### 4.3. HIPÓTESES

Há diferença nas FM e FA obtidas pelo MM3D, impostas nos três segmentos da coluna vertebral, ao realizar o exercício *stiff* com diferentes intensidades de carga.

#### 4.4. DEFINIÇÃO OPERACIONAL DAS VARIÁVEIS

##### 4.4.1 Variáveis dependentes

-Força articular (FA): força resultante que atua nas articulações intervertebrais dos três segmentos da coluna (tronco superior, médio e inferior). Esses componentes são calculados por meio de um macromodelo biomecânico tridimensional.

-Força muscular (FM): força exercida pelos músculos extensores do tronco, representada por vetores atuando nos três segmentos da coluna, obtidas por meio de um macromodelo biomecânico tridimensional.

##### 4.4.2 Variáveis independentes

- Cargas selecionadas:

25% de 1RM;

50% de 1RM;

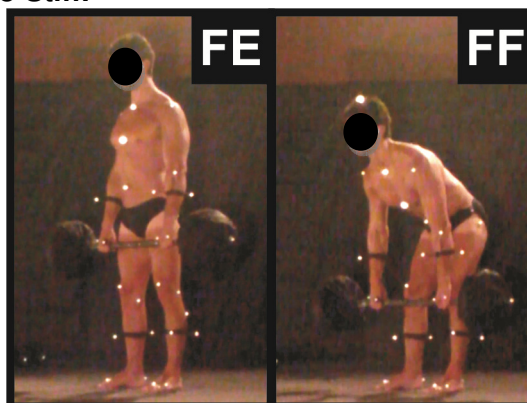
75% de 1RM;

#### 4.5. DESCRIÇÃO DO EXERCÍCIO

Stiff - Em pé, as mãos segurando a barra com os braços no prolongamento do corpo, pés em afastamento médio (FE), executar a flexão de quadris até próximo de 90°, sem flexão de joelhos, inclinando-se levemente à frente e buscando a manutenção das curvaturas da coluna (FF). Voltar à posição inicial. A figura 1 mostra o início das fases de extensão e flexão dos quadris.



**Figura 1 – Início da fase de flexão dos quadris (FE) e início da fase de extensão dos quadris (FF) do exercício Stiff.**



#### 4.6. AMOSTRA

O estudo contou com a participação de 5 voluntários do gênero masculino com idade média de  $21,6 \pm 1,5$  anos, estatura média  $173.1 \pm 7.8$  cm e massa corporal média  $68 \pm 7.3$  kg. Todos eles são ativos e praticam musculação há no mínimo 6 meses.

Para definição do número mínimo de participantes fez-se uso de um cálculo amostral utilizando-se o *software Winpepi*, com poder de previsão de 80%, nível de significância de 0,05 e uma diferença 10% a ser detectada entre as comparações a serem realizadas. Os desvios-padrão utilizados em cada comparação foram retirados da literatura (LA TORRE, 2009).

Em uma análise preliminar, uma amostra de apenas cinco indivíduos talvez pudesse parecer um número muito baixo. Chama-se a atenção, entretanto, que os estudos utilizados como fonte de informação foram realizados com um único indivíduo.

Cabe salientar também que, em estudos envolvendo modelos biomecânicos como o do presente trabalho, a variabilidade esperada (nos resultados de força muscular e força articular estimadas pelo modelo) é baixa devido às características intrínsecas da metodologia. Ainda, a tarefa de modelar um determinado fenômeno é essencial para se conhecer o comportamento do sistema em situações não observadas empiricamente, ou mesmo para se revelar em parâmetros associados.

Em modelagem, o evento observado é descrito por uma estrutura físico-matemática que procura aproximar-se da realidade. Para tanto, simplificações e considerações são necessárias, tendo-se o cuidado para não excluir características importantes. De um modo geral, um modelo é a representação simplificada do fenômeno observado, conforme o princípio da navalha de Ockhams, que atesta a futilidade de se incluir aspectos desnecessários no modelo.

Chama-se a atenção para o fato que neste tipo de modelamento as variáveis cinemáticas (posição, velocidade e aceleração) são as que mais contribuem para a variabilidade da resposta, enquanto as variáveis antropométricas praticamente não influenciam os resultados (Loss, 2001; Ribeiro; Loss, 2010).

Foram adotados os seguintes critérios para inclusão e exclusão da amostra:

- Critérios de inclusão na amostra: possuir as características determinadas na descrição da amostra, assinar o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE) e ser voluntário para tal experimento.
- Critérios de Exclusão da amostra: Possuir patologia na coluna vertebral ou não comparecer às sessões de coleta do estudo.

#### 4.7. PROCEDIMENTOS METODOLÓGICOS

Essa pesquisa caracteriza-se como *Ex Post Facto* no modelo comparativo de corte transversal. Os procedimentos metodológicos que foram realizados neste estudo estão descritos a seguir.

##### 4.7.1. Protocolo de coleta de dados:

O estudo foi conduzido no Laboratório de Pesquisa do Exercício (LAPEX) da Escola de Educação Física da Universidade Federal do Rio Grande do Sul (UFRGS). A coleta de dados aconteceu em duas sessões com no mínimo 48 horas de intervalo entre as sessões. No primeiro dia, ao chegar ao laboratório, o voluntário

foi esclarecido sobre todos os procedimentos ao qual seria submetido. Após a leitura e assinatura do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE), o passo seguinte foi mensurar sua estatura (h) e massa corporal (MC), então o indivíduo foi familiarizado com os exercícios do procedimento de coleta. Após, foi aplicado o teste de força máxima dinâmica (1RM) para posterior determinação dos percentuais de 1RM, que serão utilizados nas coletas. As cargas iniciais dos testes de 1RM foram baseadas nas cargas utilizadas durante o treino de força que o sujeito já executava.

Devido à carência de informações sobre as intensidades das cargas impostas na coluna durante os exercícios selecionados e para preservação da integridade das estruturas corporais dos sujeitos, o teste 1RM é estimado, proposto por Baechle e Groves (2000), e segue os seguintes passos: (1) primeira tentativa de realizar o exercício realizando o maior número possível de repetições bem executadas; (2) se for maior que 10 repetições redimensionar o peso para 10 repetições, aguardando o intervalo de 3min entre séries; (3) repetir o procedimento até que o indivíduo não ultrapasse as 10 repetições (no máximo 3 tentativas), Após estima-se a carga de 1RM de acordo com a tabela proposta por Lombardi (1989). O teste de 1RM estimado fornece uma carga submáxima e o número de repetições realizadas com a mesma. Esses valores são multiplicados pelo fator de correção (Quadro 1), fornecendo a 1 RM estimada (Lombardi, 1989).

Na segunda sessão foram fixados os marcadores reflexivos (MaR) nos respectivos pontos anatômicos do sujeito (Quadro 2), exatamente como no modelo utilizado. Além dos marcadores reflexivos colocados nos pontos anatômicos do indivíduo participante, foram colocados dois marcadores no objeto a ser levantado (equipamento da musculação) e quatro marcadores reflexivos na plataforma de força. Esses marcadores reflexivos são confeccionados com esferas de isopor com 10, 15 e 20 mm de diâmetro, revestidas com papel reflexivo e fixadas ao corpo nos acidentes anatômicos de interesse por meio de fita dupla-face (marca 3M).

**Quadro 1 – Fatores de correção relativa do teste de 1 RM estimado (Lombardi, 1989)**

Repetições	Fator de correção
1	1
2	1,07
3	1,1
4	1,13

5	1,16
6	1,2
7	1,23
8	1,27
9	1,32
10	1,36

**Quadro 2 - Protocolo para colocação dos marcadores reflexivos (Wu *et al.* 2002).  
Onde D: lado direito e E: lado esquerdo.**

Referência anatômica	Abreviatura
Cabeça do quinto metatarso direito e esquerdo	QMTD, QMTE
Cabeça do segundo metatarso direito e esquerdo	SMTD, SMTE
Calcâneo direito e esquerdo	CLD, CLE
Maléolo lateral direito e esquerdo	MLD, MLE
Maléolo medial direito e esquerdo	MMD, MME
Inter-maleolar, ponto médio entre o ML e MM direito e esquerdo	IMD, IME
Côndilo lateral direito e esquerdo	CLD, CLE
Côndilo medial direito e esquerdo	CMD, CME
Inter-condilar, ponto médio entre o CL e o CM direito e esquerdo	ICD, ICE
Tuberosidade da tíbia direita e esquerda	TTD, TTE
Trocânter maior do fêmur direito e esquerdo	TFD, TFE
Espinha íliaca ântero-superior direita e esquerda	EIASD, EIASE
Espinha íliaca pósterio-superior direita e esquerda	EIPSD, EIPSE
Crista sacral mediana de S1	CSM
Processo espinhoso de L5	L5
Processo espinhoso de L4	L4
Processo espinhoso de L3	L3
Processo espinhoso de L2	L2
Processo espinhoso T12	T12
Processo espinhoso T10	T10
Processo espinhoso T8	T8
Processo espinhoso T6	T6
Processo espinhoso T4	T4
Processo espinhoso T2	T2
Processo espinhoso C7	C7
Ângulo inferior da escápula direita e esquerda	AIED, AIEE
Acrômio direito e esquerdo	AAD, AAE
Incisura jugular	IJ
Processo xifóide	PX
Cicatriz umbilical	CU
Epicôndilo lateral do úmero direito e esquerdo	ELD, ELE
Epicôndilo medial do úmero direito e esquerdo	EMD, EME
Processo estilóide do rádio direito e esquerdo	PERD, PERE
Processo estilóide da ulna direito e esquerdo	PED, PEE
Vértice da cabeça	VC
Arco zigomático direito e esquerdo	AZD, AZE
Extremidade distal do 5° metacarpo direito e esquerdo	QMCD, QMCE
Extremidade distal do 2° metacarpo direito e esquerdo	SMCD, SMCE

Para favorecer a agilidade do processo do rastreamento automático dos MaR pelo *software Dvideow*, na área periférica aos marcadores reflexivos, foram aplicados bastão labial preto e pó compacto preto para escurecimento da pele da região, para aumentar o contraste com os marcadores. Também foram utilizados marcadores técnicos (equipamentos com três hastes rígidas unidas em uma cinta que as prendem aos braços ou perna do indivíduo por meio de velcro e que possuem marcadores reflexivos nas extremidades das hastes); essas hastes distanciam os MaR do segmento em locais com possíveis oclusão dos pontos anatômicos durante a execução de algum dos exercícios selecionados.

Após o posicionamento dos marcadores reflexivos, foi iniciado o protocolo de coleta de dados cinemáticos. Sobre a plataforma de força, executou-se uma sessão de 5 repetições com cada intensidade de carga (25%1RM, 50%1RM e 75%1RM) em ordem randomizada. O intervalo entre as séries foi de 3 minutos.

#### **4.7.2. Instrumentos**

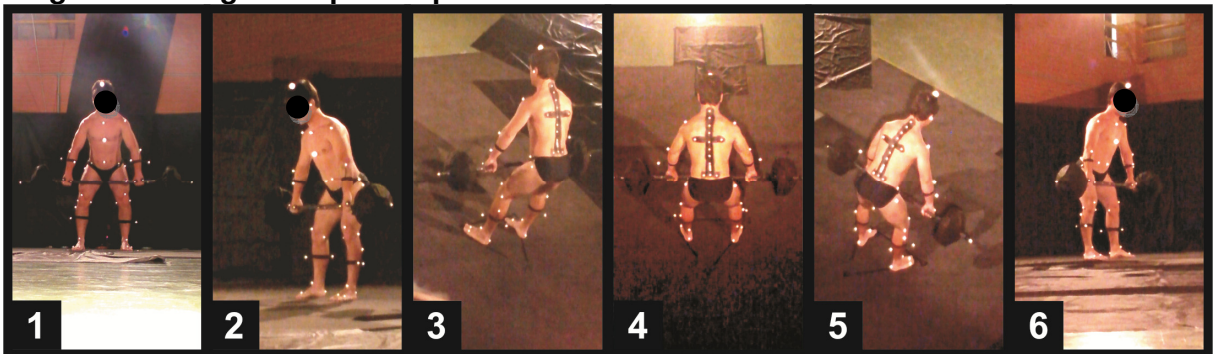
- Plataforma de força AMTI (modelo OR6-5:50,8x46,4 cm);
- Unidade de sincronismo;
- Balança Filizola, modelo 31, com resolução de 0,1 kg;
- Seis câmeras de vídeo (JVC GR-DVL 9800);
- Seis refletores;
- Seis tripés;
- Calibrador Tridimensional, da marca Peak Performance®;
- 69 marcadores reflexivos em formato de esfera, com 10 a 25 mm de diâmetro;
- *Software* MATLAB® 7.0;
- *Software* Computer-based Oscillograph and Data Acquisition System – CODAS (DATAQ instruments inc.Ohio, USA);
- *Software* SAD32 (Sistema de Aquisição de Dados 32, desenvolvido pela Escola de Engenharia – UFRGS);
- *Software* Dvideow – ‘Digital Vídeo for Biomechanics - Windows 32 bits’ (desenvolvido pelo laboratório de Instrumentação para Biomecânica – Faculdade de Educação Física – UNICAMP);

### 4.7.3. Parâmetros Cinemáticos

Os parâmetros cinemáticos foram adquiridos pelo procedimento de análise cinemática tridimensional, a partir do registro da luz branca por câmeras digitais que, com ajuda de iluminação direcionada sobre os marcadores reflexivos colocados nos pontos anatômicos do indivíduo analisado, possibilitam a transformação do gesto filmado em um conjunto de pontos brancos. Estes pontos brancos foram rastreados posteriormente para reconstrução virtual tridimensional da atividade (BARROS et al.,1999).

O sistema de vídeo completo utilizado para a coleta das imagens foi composto por seis câmeras de vídeo digital (JVC GR-DVL 9800), com uma frequência de amostragem 50 Hz (50 frames por segundo), tempo de abertura das câmeras (*shutter*) ajustado em 1/250 e iluminação direcionada por 6 equipamentos refletores. As seis câmeras foram posicionadas em diferentes localizações no ambiente de coleta, de tal maneira que, ao longo de todo o evento, todos os marcadores fossem captados por pelo menos 2 câmeras, para tornar possível posterior reconstrução virtual tridimensional de todos os segmentos avaliados. A figura 2 mostra o ângulo de visão do sujeito por cada uma das 6 câmeras.

**Figura 2 – Imagens captadas pelas 6 câmeras no ambiente de coleta.**



Para que todos os vídeos tenham a sincronização desejada, foi realizada a ativação de um sinal luminoso no ambiente de coleta, sendo este captado por todas as câmeras, no início de cada coleta de dados. Posteriormente, o frame respectivo ao sinal luminoso em todos os arquivos de vídeo serviu como referencia para o início da digitalização dos respectivos dados.

#### 4.7.4. Parâmetros antropométricos.

Os parâmetros de massa e centro de massa, necessários para utilização da técnica da dinâmica inversa, seguiram exatamente os parâmetros do modelo utilizado. Sendo assim, esse estudo utilizou as tabelas antropométricas propostas por Zatsiorsky (2002) para obtenção dos parâmetros de massa e centro de massa a partir das medidas antropométricas (massa corporal e estatura) dos indivíduos analisados e das informações de comprimento dos segmentos corporais obtidas por meio da cinemática 3D (Quadro 3). O modelo antropométrico de Zatsiorsky (2002) é composto de 16 segmentos (cabeça, pés, pernas, coxas, mãos, antebraços, braços e parte superior, média e inferior do tronco) (Quadro 4).

**Quadro 3 - Descrição dos Parâmetros antropométricos (ZATSIORSKY, 2002)**

Segmento	CM (%)	m (%)	$I_{xx}(\text{kg.cm}^2)$	$I_{yy}(\text{kg.cm}^2)$	$I_{zz}(\text{kg.cm}^2)$
<b>Cabeça e pescoço</b>	50,02	6,940	272,1	293,9	202,4
<b>Tronco superior</b>	50,66	15,955	1.725,6	705,2	1.454,5
<b>Tronco médio</b>	45,02	16,327	1.280,8	819,1	1.203,1
<b>Tronco inferior</b>	35,41	11,174	656,8	525,0	592,4
<b>Braço</b>	55,02	2,707	127,3	38,95	114,4
<b>Antebraço</b>	57,26	1,625	64,7	12,6	60,2
<b>Mão</b>	63,09	0,614	13,2	8,76	5,37
<b>Coxa</b>	45,49	14,165	1.997,8	1.999,4	413,4
<b>Perna</b>	40,47	4,330	385,0	371,0	64,6
<b>Pé</b>	55,85	1,370	44,0	40,0	10,3

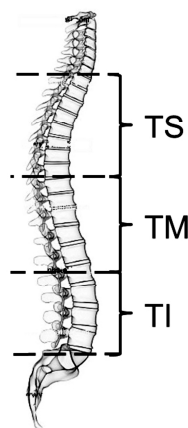
CM = localização do centro de massa ao longo do eixo longitudinal do segmento (percentual do comprimento do segmento) a partir da articulação proximal; m = massa do segmento (percentual do peso corporal);  $I_{xx}(\text{kg.cm}^2)$  = momento de inércia em torno do eixo ântero-posterior do segmento;  $I_{yy}(\text{kg.cm}^2)$  = momento de inércia em torno do eixo longitudinal do segmento;  $I_{zz}(\text{kg.cm}^2)$  = momento de inércia em torno do eixo médio-lateral do segmento.

**Quadro 4 - Descrição dos referenciais anatômicos (ZATSIORSKY, 2002).**

Segmento	Extremidade proximal	Extremidade distal
<b>Cabeça</b>	Vértice da cabeça	Processo espinhoso da sétima vértebra cervical
<b>Tronco total</b>	Processo espinhoso da sétima vértebra cervical	Plano que corta em um ângulo de 37° a crista ilíaca superior
<b>Tronco superior</b>	Processo espinhoso da sétima vértebra cervical	Processo xifóide
<b>Tronco médio</b>	Processo xifóide	Linha do umbigo
<b>Tronco inferior</b>	Linha do umbigo	Plano que corta em um ângulo de 37° a crista ilíaca superior
<b>Braço</b>	Altura do ombro – acrômio	Centro da articulação do cotovelo
<b>Antebraço</b>	Centro da articulação do cotovelo	Centro da articulação do punho
<b>Mão</b>	Centro da articulação do punho	Extremidade dos dedos
<b>Coxa</b>	Plano que corta em um ângulo de 37° a crista ilíaca superior	Extremidade superior da tíbia
<b>Perna</b>	Extremidade superior da tíbia	Extremidade inferior da tíbia
<b>Pé</b>	Calcanhar	Extremidade dos artelhos

A figura 3 mostra o detalhamento da coluna vertebral e a divisão do tronco em três níveis conforme o MM3D.

**Figura 3 – Desenho esquemático da coluna vertebral e a divisão dos níveis da coluna em tronco superior (TS – de C7 até T8), tronco médio (TM – de T8 até L2) e tronco inferior (TI – de L2 até S1).**





## 4.8. ANÁLISE E TRATAMENTO DOS DADOS

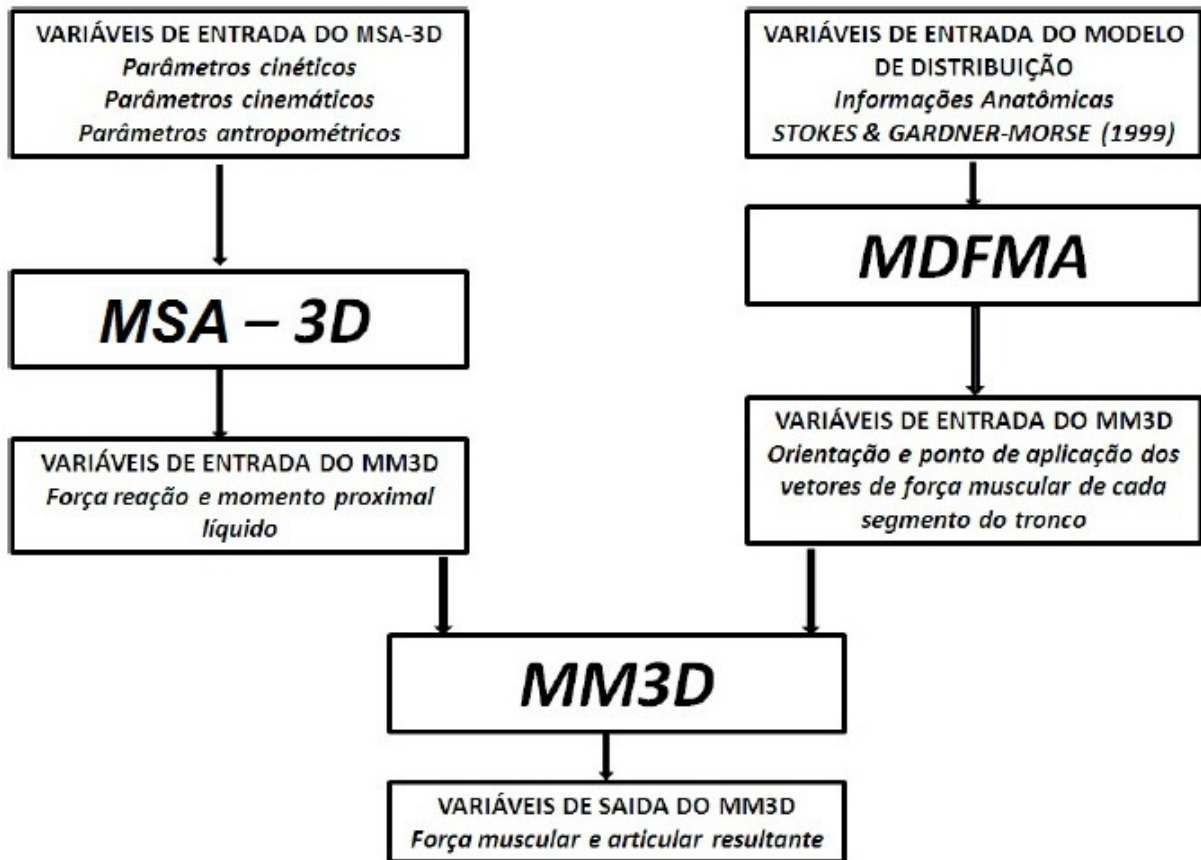
### 4.8.1. Cinemetria

Após a coleta os dados foram digitalizados utilizando o sistema para análises cinemáticas *Digital Video For Biomechanics* – Windows 32 bits (Dvideow) (BARROS et al., 1999). Para o rastreamento dos pontos, foram utilizados os mesmos algoritmos utilizados por La Torre (2009): *grey, inverse, erosion e get markers*. A reconstrução 3D no *software* Dvideow, foi feita por meio do método DLT (Direct Linear Transformation), proposto por Abdel-Aziz, Karara (1971). Os dados de posição, obtidos pela reconstrução espacial, foram utilizados como variáveis de entrada no MM3D, após filtragem com o filtro digital *Butterworth* do tipo passa-baixa com frequência de corte entre 1 e 20Hz, por meio de rotinas desenvolvidas no *software* MATLAB.

### 4.8.2. Utilização do Macromodelo Biomecânico Tridimensional (MM3D)

Os dados de entrada necessários para a utilização do modelo utilizado são os de cinemetria, dinamometria e antropométricos conforme descrito anteriormente. No diagrama (figura 4) está representada a seqüência de etapas do procedimento de cálculo das forças musculares e articulares nos troncos inferior, médio e superior.

Figura 4 - Diagrama de blocos representando a sequência de etapas do procedimento de cálculo da FM e FA (LA TORRE, 2009).



O cálculo das forças internas durante os exercícios é realizado a partir da estruturação de um macromodelo biomecânico semi-analítico, o qual é baseado na associação da técnica de modelamento de segmentos articulados (*MSA*) (ZATSIORSKY, 2002; WINTER, 2005) e um modelo de distribuição baseado em procedimentos de otimização (CHAFFIN, ANDERSSON, MARTIN, 2001). O *MSA* fornece os momentos e forças proximais líquidos nos diferentes níveis da coluna vertebral (tronco superior, médio e inferior). Após a obtenção dos momentos e forças proximais líquidos, um modelo de distribuição baseado em procedimentos de otimização que distribui as forças e momentos entre os componentes musculares e articulares.

Em uma primeira etapa o corpo é modelado como um conjunto de segmentos rígidos conectados por articulações do tipo 'dobradiça', composto de 16 segmentos (Quadro 4), (ZATSIORSKY, 2002).

Em uma segunda etapa da utilização do modelo, a musculatura da região dorsal é modelada a partir da descrição anatômica proposta por Stokes e Gardner-Morse (1999), a qual fornece informações de origem, inserção, linha de ação, tensão específica e PCSA (área de secção transversa muscular) dos principais músculos extensores da coluna que serão utilizadas para implementação de vetores de força resultantes representando a ação dos principais músculos responsáveis pela extensão do tronco (LA TORRE, 2009).

A relação entre os marcadores externos e o centro dos corpos vertebrais possibilita a localização da origem do sistema de coordenadas do modelo de distribuição para a implementação dos vetores de força muscular resultante nos três segmentos do tronco (superior, médio e inferior). Desta maneira a partir dos resultados de força e momentos resultantes líquidos na articulação C7-T1, obtidos do modelo tridimensional de segmentos articulados (*MAS-3D*), e através do modelamento muscular das três regiões do tronco, são explicitados os vetores de força resultantes dos principais músculos extensores do tronco nos três segmentos da coluna. Finalmente obtendo os resultados destes músculos, a partir destas informações disponíveis, por meio de rotinas no *software* MATLAB<sup>®</sup>, as quais fornecem os resultados de força muscular dos principais músculos eretores da coluna vertebral, bem como a força articular nas três regiões da coluna vertebral durante a realização do exercício.

Para o cálculo das FM e FA, as informações obtidas do MSA-3D e MDFMA foram unidas no macromodelo tridimensional da coluna vertebral (MM3D). A partir das componentes x, y e z dos momentos proximais obtidos da via superior do MSA-3D, foram calculados os momentos resultantes (MR) em cada segmento da coluna vertebral. Assim, após a obtenção do MR em cada segmento da coluna vertebral, o primeiro passo realizado é o cálculo da FM nos segmentos da coluna vertebral (tronco superior, médio e inferior), utilizando as informações de MR e distância perpendicular muscular do vetor FM, em cada segmento da coluna vertebral.

A aplicação do vetor de FM representa o efeito resultante de todos os músculos envolvidos, e é modelada a partir da descrição anatômica proposta por Stokes e Gardner-Morse (1999). Os músculos colocados no modelo são os eretores da coluna: longuíssimo do tórax, longuíssimo lombar, iliocostal do tórax, iliocostal lombar, quadrado lombar, multífido torácico, multífido lombar. Essa descrição anatômica é utilizada para implementação de três vetores de força muscular

resultante no modelo de distribuição (MDFMA), representando a ação dos principais músculos responsáveis pela extensão da coluna vertebral. A incorporação da FM faz com que o efeito das estruturas musculares seja eliminado da variável força proximal a qual pode ser renomeada como força articular; pois representará apenas o efeito resultante de todas as estruturas articulares que interagem com a articulação (ligamentos, cápsula, cartilagem, etc.) e, por definição, terá seu ponto de aplicação *exatamente sobre o eixo de rotação*.

#### **4.8.3. Sistema de Coordenadas Global e Local:**

Para descrição do movimento no espaço são utilizados dois tipos de sistemas de coordenadas. Um é o sistema de coordenada global (SCG) e outro é o sistema de coordenada local (SCL) (WINTER, 2005). O SCG refere-se ao sistema de coordenadas do ambiente em que se realizará a coleta. As posições dos marcadores reflexivos, utilizados durante a coleta, são descritas em relação a este sistema. Para estabelecer este sistema de referência, um calibrador tridimensional da marca *Peak Performance*, foi utilizado. O calibrador foi posicionado de tal maneira que, durante a captação do vídeo do gesto, o eixo 'X' é ântero-posterior, o eixo 'Y' é ínfero-superior e o eixo 'Z' é médio-lateral em relação ao corpo do indivíduo. O SCL é o sistema de coordenadas aplicado individualmente em cada segmento corporal, ou seja, os segmentos da coluna vertebral.

O uso do SCL possibilita estabelecer uma relação entre o deslocamento do segmento distal em relação ao segmento proximal e permitir o cálculo dos movimentos articulares, bem como, permite expressar os resultados de força de reação resultante e momento proximal líquido em relação ao segmento, conferindo a estes dados um significado anatômico.

#### **4.8.4. Dados de saída do MM3D**

Os dados de saída do MM3D são valores de FM e FA resultantes ao longo do tempo. Na descrição dos resultados, as forças articular e muscular são referidas ao percentual da excursão da carga externa no eixo vertical, sendo 0% o momento mais alto da carga externa (maior extensão dos quadris) e 100% o momento em que a barra encontra-se mais próxima ao solo (maior flexão dos quadris).

#### **4.8.5. Apresentação dos resultados de saída do MM3D**

Cada um dos resultados (FA, FM) é apresentado no formato de tabela, aonde o numero de linhas indica o valor em Newton da FM, FA. nos três segmentos da coluna em cada instante de tempo.

#### **4.8.6. Procedimentos Estatísticos**

Os dados terão a sua normalidade verificada pelo teste Shapiro-Wilk. A organização dos dados para análise estatística foi feita por meio de um experimento uni-fatorial, aonde a intensidades de carga 25%, 50% e 75% de 1RM foram o fator de três níveis.

Será utilizada a estatística descritiva para demonstrar os dados de média e desvio padrão (DP) dos valores de pico de FM e FA obtidas nas três repetições, em cada exercício, nas três intensidades de carga. Os resultados, para cada um dos três níveis da coluna, serão descritos em valores brutos e também em percentuais da carga externa.

Após a análise descritiva, os resultados de FM e FA nas diferentes cargas e exercícios serão comparados em suas magnitudes através da Análise de Variância (Anova one-way) com 3 níveis. As diferenças entre grupos poderão ser obtidas através do Post-hoc de Bonferroni. Em todos os testes, o nível de significância adotado será de  $\alpha < 0,05$ .

## 5. RESULTADOS E DISCUSSÃO

### 5.1 PARÂMETROS DO EXERCÍCIO

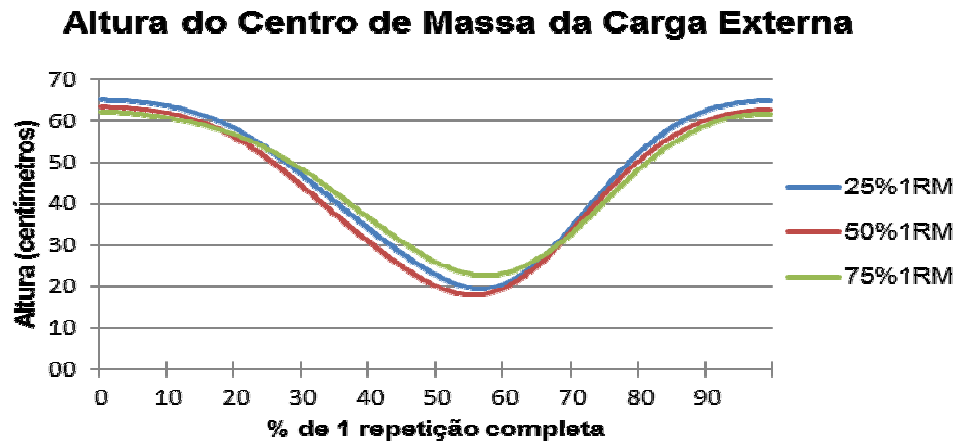
Para determinar o início e final de cada fase do movimento, a posição da carga externa foi utilizada como referência, sendo o valor mais alto do eixo vertical, a posição de maior extensão dos quadris (início do movimento) e o menor valor, a posição de maior flexão dos quadris. A tabela 1 apresenta os valores de altura máximo e mínimo do centro de massa da carga externa (CE) durante a execução do exercício *stiff* nas três cargas.

**Tabela 1 – Altura do CE nas três cargas do exercício *stiff*.**

Carga	Mínima (m) (Média ± DP)	Máxima (m) (Média ± DP)
25%1RM	0,195 ± 0,05	0,650 ± 0,01
50%1RM	0,178 ± 0,04	0,633 ± 0,01
75%1RM	0,226 ± 0,07	0,622 ± 0,03

Conforme mostra a figura 5, é possível perceber um mesmo comportamento na variação da altura do CE, o que pode indicar padrões de execução similares mesmo com a mudança da intensidade da carga externa.

Figura 5 – Valores médios da altura do centro de massa da carga externa ao longo da execução de uma repetição do exercício *stiff* com diferentes cargas.



## 5.2. COMPORTAMENTO DA FORÇA MUSCULAR E FORÇA ARTICULAR

Como todos os exercícios realizados partem da posição em pé e posteriormente é executado um movimento que aumenta a distância entre a CE e a força peso de alguns segmentos corporais da coluna vertebral, eles apresentam comportamento semelhante: maiores forças musculares e articulares quando a CE está mais próxima ao solo.

As figuras 6 e 7 mostram as curvas de  $FM_{média}$  e  $FA_{média}$  (6) e as curvas médias dos valores relativos de  $FM_{média}$  e  $FA_{média}$  expressos em número de vezes da CE (7), no tronco superior (TS), tronco médio (TM) e no tronco inferior (TI), para as diferentes cargas selecionadas.

Figura 6 -  $FM_{Média}$  e  $FA_{Média}$ , ao longo de uma repetição completa, para as diferentes cargas, nos 3 níveis do tronco.

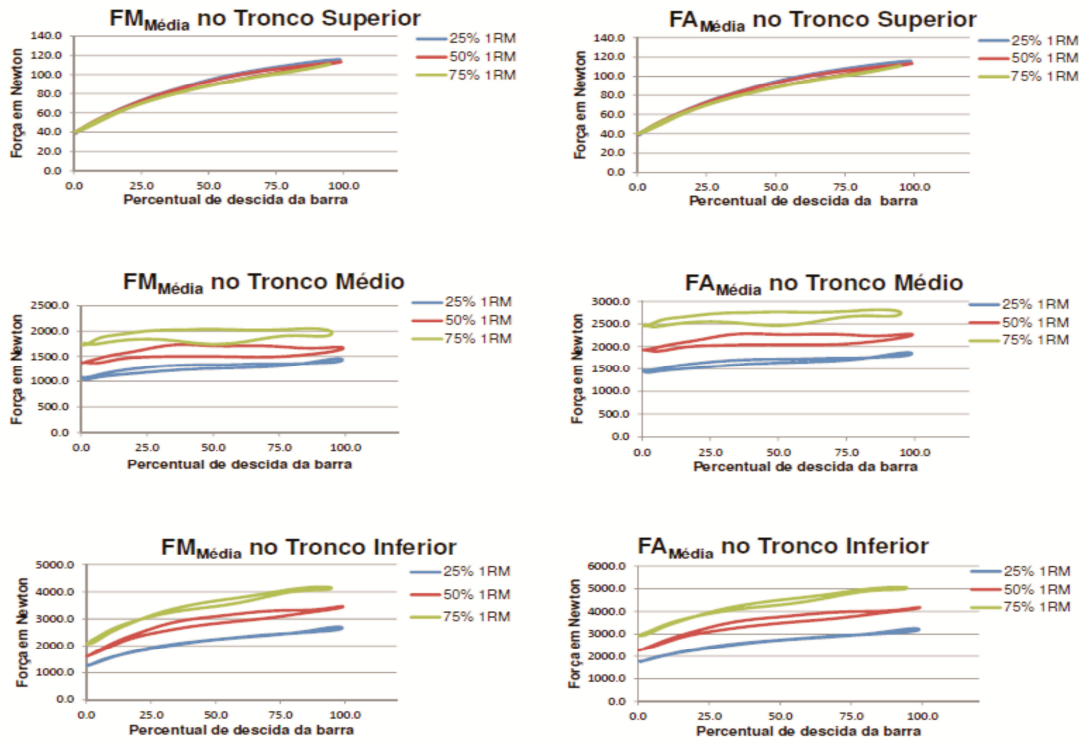
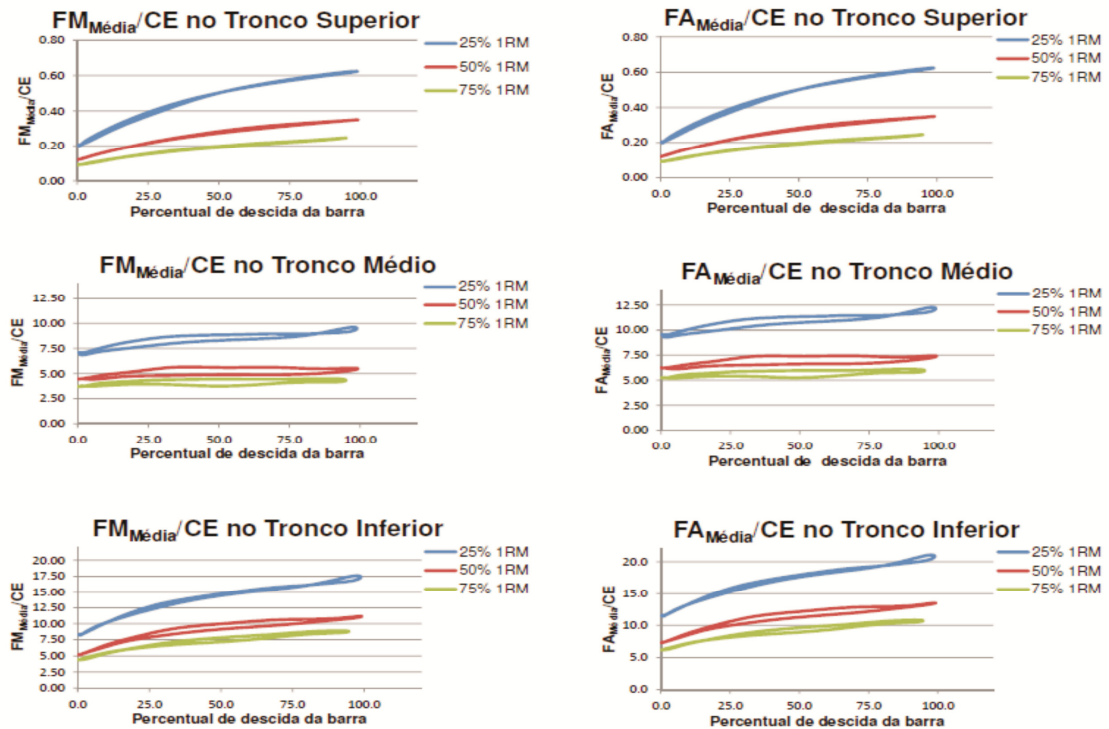


Figura 7 – Valores relativos das forças musculares e articulares médias, expressos em número de vezes a CE, para as diferentes cargas, nos três níveis do tronco.





### 5.3. FORÇA MUSCULAR MÁXIMA

Foram obtidos valores de força muscular e articular resultantes nos três níveis da coluna vertebral (TI, TM e TS). A seguir estão apresentados os resultados de força muscular máxima (FM) e força articular máxima (FA) nos três níveis da coluna com as diferentes cargas. Os dados de cada sujeito são calculados pelas médias das 3 repetições centrais da série, e então é calculada a curva média dos cinco sujeitos, da onde são extraídos os valores máximos, mínimos de força muscular e articular médios observados em cada uma das cargas seleccionadas.

Em um estudo bidimensional, os resultados de FM dos eretores da coluna, estimados por La Torre et al., (2008) foram de aproximadamente 3600N na situação de levantamento, com uma carga equivalente a 25% da massa corporal do indivíduo, com flexão da articulação do quadril mantendo os joelhos estendidos. Esta técnica assemelha-se mais do exercício stiff e produziu valores de FM também próximos aos resultados do TI com 50%1RM (tabela 2).

McGill e Norman (1988) desenvolveram um modelo músculo-esquelético dinâmico da coluna vertebral lombar que incorporava um vasto detalhamento tridimensional do sistema músculo-esquelético-ligamentoso. O modelo é estruturado de maneira semelhante ao utilizado no presente estudo. A diferença é que o modelo considera a coluna como uma haste rígida tendo como eixo de rotação a articulação intervertebral entre L4-L5, já o utilizado divide a coluna vertebral em três segmentos. O modelo de McGill e Norman (1988) foi utilizado para avaliar tarefas de levantamento simétricas, envolvendo uma carga de 27 kg na técnica de *squat* (exercício de força para membros inferiores semelhante ao agachamento executado com rotação externa de quadris). Os valores de pico de força muscular estimados por McGill e Norman (1988), foram de aproximadamente 3360 N. Esse resultado de FM foi estimado para o tendão comum dos músculos extensores da coluna o qual é composto pelos músculos sacroespinhais (inseridos em L1 e L2), iliocostal lombar e longuíssimo do tórax. Estes resultados aproximam-se dos valores encontrados no tronco inferior, com a carga de 50%1RM, porém uma comparação direta não é possível devido a heterogeneidade das técnicas do *stiff* e do *squat* (tabela 2).

Não foram encontradas diferenças entre as FM obtidas nas três cargas seleccionadas (tabela 2), para cada nível do tronco em separado.

**Tabela 2 - Valores absolutos de força muscular máxima, expressos em Newtons, nos três níveis do tronco, durante a execução do stiff com as diferentes cargas.**

	25%1RM (média ± DP)	50%1RM (média ± DP)	75%1RM (média ± DP)
TS	117 ± 11,7 <sup>a</sup>	115,1 ± 18,7 <sup>a</sup>	111,9 ± 11,9 <sup>a</sup>
TM	1519,7 ± 314,5 <sup>a</sup>	1824,9 ± 469,8 <sup>a</sup>	2270 ± 574,3 <sup>a</sup>
TI	2764,5 ± 546,4 <sup>a</sup>	3536,4 ± 906,4 <sup>a</sup>	4352,6 ± 566,7 <sup>a</sup>

25%1RM- carga equivalente a um quarto da carga de uma repetição máxima. 50%1RM- carga equivalente a metade da carga de uma repetição máxima. 75%1RM carga equivalente a três quartos da carga de uma repetição máxima. TI - tronco inferior, TM - tronco médio, TS - tronco superior, DP - desvio padrão. Letras diferentes representam diferença estatisticamente significativa ( $p < 0,05$ ) para o mesmo nível do tronco.

#### 5.4. FORÇA ARTICULAR MÁXIMA

De acordo com os valores de FA (tabela 3), não foram encontradas diferenças entre as cargas em cada nível do tronco ( $p < 0,05$ ). Visualmente, é possível perceber que os valores, dentro de uma mesma carga, são crescentes conforme o nível do tronco torna-se inferior, sendo os valores do tronco inferior sempre maior que os valores do tronco médio, e este, por sua vez, apresenta valores maiores que os valores do tronco superior.

La Torre *et. al.*, (2008), em uma análise bidimensional com um modelo músculo-esquelético, estimaram valores de força articular em L5-S1 para diferentes tarefas de levantamento. Na técnica de levantamento com flexão do quadril e joelhos estendidos (semelhante ao *stiff*) os autores obtiveram valores de 3600N de FA.

Sato, Kikuchi e Yonezawa (1999) realizaram a introdução cirúrgica de um sensor de pressão na articulação L4/L5 em oito indivíduos saudáveis e por meio do conhecimento da área média do disco intervertebral (L4/L5), obtiveram valores de 800N de força de compressão na postura ereta. No presente estudo, na posição de maior altura da CE foram encontrados alguns valores brutos acima dos encontrados por Kikuchi e Yonezawa (1999) conforme é possível perceber na figura 7, este achado deve-se à soma da CE que os indivíduos do presente estudo suportavam durante toda a análise do exercício.

**Tabela 3 – Valores absolutos de força articular máxima, expressos em Newtons, nos três níveis do tronco, durante a execução do *stiff* com as diferentes cargas.**

	25%1RM (média ± DP)	50%1RM (média ± DP)	75%1RM (média ± DP)
TS	117,4 ± 11,7 <sup>a</sup>	117 ± 11,7 <sup>a</sup>	111,9 ± 11,9 <sup>a</sup>
TM	1387,9 ± 219,4 <sup>a</sup>	1835,9 ± 426,6 <sup>a</sup>	2239,1 ± 636,6 <sup>a</sup>
TI	1724,7 ± 402,2 <sup>a</sup>	2228,1 ± 645,4 <sup>a</sup>	2893,2 ± 791,3 <sup>a</sup>

25%1RM- carga equivalente a um quarto da carga de uma repetição máxima. 50%1RM- carga equivalente a metade da carga de uma repetição máxima. 75%1RM carga equivalente a três quartos da carga de uma repetição máxima. TI - tronco inferior, TM - tronco médio, TS - tronco superior, DP - desvio padrão. Letras diferentes representam diferença estatisticamente significativa ( $p < 0,05$ ) para o mesmo nível do tronco.

## 5.5. RELAÇÃO DAS FORÇAS MUSCULAR E ARTICULAR COM A CARGA EXTERNA

Outra forma de interpretar os dados é realizando a normalização dos valores de força muscular e articular com o valor em newtons da carga externa empregada especificamente em cada intensidade de carga, para cada sujeito do estudo (FM/CE e FA/CE). As tabelas 4 e 5 explicitam estes resultados, expressos em número de vezes do valor da carga externa.

No tronco superior não foram encontradas diferenças nos valores observados nos três níveis do tronco. Contudo, no tronco médio, entre as cargas 25%1RM e 75%1RM, foram encontradas diferenças tanto para a força muscular normalizada ( $p=0,009$ ) e para a força articular normalizada ( $p=0,003$ ). Não obstante, no tronco inferior, a carga de 25%1RM mostrou-se estatisticamente diferente de 50%1RM ( $p=0,007$ ) e de 75%1RM ( $p=0,001$ ). Não foram encontrados estudos que verificassem estas relações das forças resultantes musculares e articulares com a CE em exercícios de musculação, possivelmente por ser uma área muito pouco explorada pela sociedade científica até o presente momento.

**Tabela 4 – Valores relativos da força muscular máxima, expressos em numero de vezes da carga externa, nos três níveis do tronco, com as diferentes cargas *do stiff*.**

	25%1RM (média ± DP)	50%1RM (média ± DP)	75%1RM (média ± DP)
TS	0,49 ± 0,30 <sup>a</sup>	0,34 ± 0,11 <sup>a</sup>	0,26 ± 0,09 <sup>a</sup>
TM	9,94 ± 2,67 <sup>a</sup>	5,98 ± 1,71 <sup>a,b</sup>	4,98 ± 1,79 <sup>b</sup>
TI	17,88 ± 3,31 <sup>a</sup>	11,38 ± 2,25 <sup>b</sup>	9,24 ± 2,40 <sup>b</sup>

25%1RM- carga equivalente a um quarto da carga de uma repetição máxima. 50%1RM- carga equivalente a metade da carga de uma repetição máxima. 75%1RM carga equivalente a três quartos da carga de uma repetição máxima. TI - tronco inferior, TM - tronco médio, TS - tronco superior, DP - desvio padrão. Letras diferentes representam diferença estatisticamente significativa ( $p < 0,05$ ) para o mesmo nível do tronco.

**Tabela 5 – Valores relativos da força articular máxima, expressos em número de vezes da carga externa, nos três níveis do tronco, com as diferentes cargas *do stiff*.**

	25%1RM (média ± DP)	50%1RM (média ± DP)	75%1RM (média ± DP)
TS	0,56 ± 0,21 <sup>a</sup>	0,34 ± 0,11 <sup>a</sup>	0,26 ± 0,09 <sup>a</sup>
TM	9,08 ± 2,26 <sup>a</sup>	5,94 ± 1,09 <sup>a,b</sup>	4,76 ± 1,24 <sup>b</sup>
TI	11,24 ± 2,91 <sup>a</sup>	7,22 ± 1,72 <sup>a,b</sup>	6,12 ± 1,28 <sup>b</sup>

25%1RM- carga equivalente a um quarto da carga de uma repetição máxima. 50%1RM- carga equivalente a metade da carga de uma repetição máxima. 75%1RM carga equivalente a três quartos da carga de uma repetição máxima. TI - tronco inferior, TM - tronco médio, TS - tronco superior, DP - desvio padrão. Letras diferentes representam diferença estatisticamente significativa ( $p < 0,05$ ) para o mesmo nível do tronco.

Os resultados apresentam uma tendência de incremento nos valores de FM e FA conforme a carga também aumenta nos troncos inferior e médio. Já no tronco superior, nem sempre esta tendência é observada.

O fato do nível mais alto da coluna não apresentar variação nas forças resultantes mesmo com a variação da carga empregada no exercício sugere que a interferência da CE, nos valores de força musculares e articulares se reduz nos níveis mais superiores da coluna.

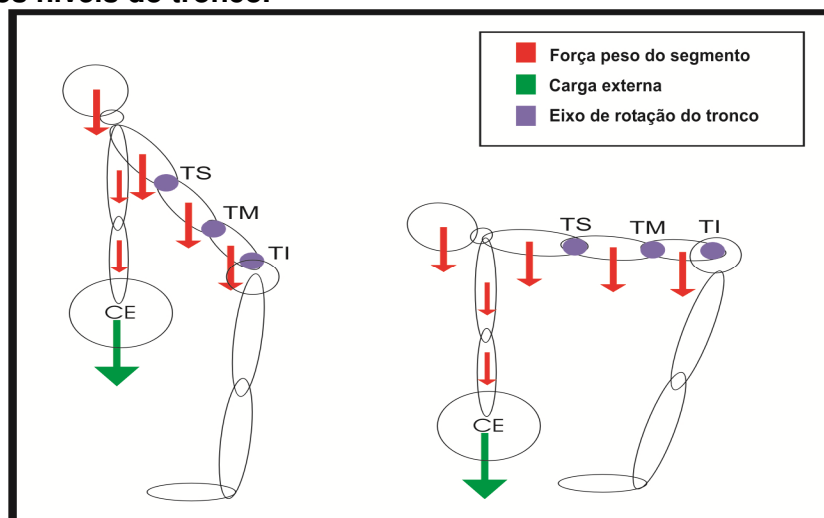
Os resultados demonstram que as relações FM/CE e FA/CE apresentam, em TM e TI, valores crescentes com o decréscimo da carga do exercício. Por exemplo, a FM/CE no tronco médio é de  $4 \pm 1,79$  a 75%1RM, de  $5,98 \pm 1,71$  a 50%1RM e de  $9,94 \pm 2,67$  a 25%1RM. Outro exemplo são os resultados, no tronco inferior, da relação FA/CE que chegam a  $6,12 \pm 1,28$  a 75%1RM, a  $7,22 \pm 1,72$  a 50%1RM e  $11,24 \pm 2,91$  a 25%1RM. É importante salientar que o incremento nos valores absolutos, como no caso da FA no tronco inferior, não é intenso quanto o acréscimo

da carga externa; e isso faz com que a razão entre FA/CE seja decrescente com o acréscimo da carga externa.

## 5.6 INFLUÊNCIA DA CARGA EXTERNA

Ao analisarmos o esquema simplificado a seguir (figura 8), podemos compreender a ação das forças peso de cada segmento e também da carga externa. Nos resultados do presente estudo, foi possível perceber que nem sempre o incremento da intensidade da carga externa provocou resultados também crescentes de força muscular e articular. Contudo, os valores obtidos nos diferentes níveis do tronco, para uma mesma carga, apresentaram um padrão de comportamento crescente, sendo sempre os valores maiores no tronco inferior, os valores medianos no tronco médio e os valores menores no tronco superior.

**Figura 8 – Esquema que mostra de forma simplificada estrutura similar à do MM3D e a localização das forças peso dos segmentos, força peso da carga externa e os eixos de rotação dos níveis do tronco.**



Plamondon et al. (2004) avaliaram o exercício de extensão de coluna com e sem a carga de 45N e os parâmetros de fadiga muscular captados pelo método de EMG indicaram que não houve diferença com o incremento da carga. Este achado

vem ao encontro dos dados do presente estudo, onde é possível perceber que a interferência da carga externa parece se reduzir nos níveis mais baixos da coluna, justamente o nível que apresenta as cargas mais altas de força muscular e articular.

Tal padrão de comportamento dos resultados remete à ideia de que a variação da carga externa não promove influência maior do que a influência exercida pelas forças peso das estruturas corporais (cabeça, membros superiores e a parcela do tronco relativa a cada nível estudado) sobre os resultados de força, conforme dados encontrados por Plamondon et al., (2004). Neste sentido, especula-se que um praticante da modalidade *stiff* teria uma relação direta baixa entre as forças impostas às estruturas musculares e articulares do seu tronco e o aumento da intensidade da carga de execução do exercício.

## 6. CONCLUSÃO

Os resultados do presente estudo permitem concluir que:

Não existem diferenças entre os valores absolutos de força muscular e força articular durante o exercício *stiff* quando executado com as diferentes cargas analisadas.

Foi possível perceber que quanto mais baixo o nível do tronco, maiores os valores absolutos de força muscular e articular para uma mesma carga, nas três cargas analisadas.

Existem diferenças entre os valores de força muscular e articular normalizados pela carga externa, nos troncos médio e inferior, ao executar o *stiff* com 25%1RM e 75%1RM. Também foram encontradas diferenças significativas entre os valores de força muscular e articular normalizados pela carga externa, no tronco inferior, ao executar o *stiff* com 25%1RM e 50%1RM.

## 6.1. LIMITAÇÕES E PERSPECTIVAS FUTURAS

Dada a complexidade das estruturas musculoesqueléticas envolvidas no corpo humano, principalmente na coluna vertebral, existem limitações e simplificações necessárias para esta tentativa de representação da realidade. Não obstante, os resultados obtidos através dos modelos matemáticos têm servido de grande valia para a compreensão do movimento humano.

Dentre as possíveis limitações deste estudo, destacam-se a ausência da plataforma de força e o controle apenas visual da não flexão de joelhos durante a execução do gesto.

O uso da plataforma de força seria importante para um controle das entradas cinéticas dos membros inferiores em contraponto aos dados de cinemetria que fornecem dados a partir da carga externa e parte superior do corpo.

Já o controle da flexão de joelhos com obstrução do mesmo traria um padrão maior ao movimento analisado, mas optou-se por permitir que os sujeitos executassem o movimento de forma natural para evitar outras interferências no padrão de movimento como compensações por falta de equilíbrio durante o gesto.

Como perspectiva fica a intenção de aprofundar mais a análise da influência da carga externa e da influência do peso do tronco nos resultados de força muscular e articular nos três níveis estudados.



## 7. REFERÊNCIAS

ABDEL-AZIZ; KARARA (1971). Direct linear transformation from comparator coordinates into objects space coordinates in close-range photogrammetry. Proceedings of the Symposium on Close-Range Photogrammetry (pp1-18). Falls Church, VA: American Society of Photogrammetry. In: ALLARD, P.; STOKES, I.A.F.; BLANCHI, J.P. **Three- Dimensional Analysis of Human Movement. Human Kinetics**, p. 3-17, 1995.

AMADIO, A.C.; BAUMANN, W. Aspects of the methodology to determine the internal forces of the locomotor system. *Brazilian Journal of Biomechanics*, ano 1, n. 1, p. 7-14, 2000.

AMADIO, A. C. Características Metodológicas da Biomecânica aplicadas à análise do movimento humano. In: BARBANTI, V. *et al.* (orgs). **Esporte e Atividade Física: Interação entre rendimento e qualidade de vida**. São Paulo: Manole, p. 27-49. 2002.

AN, K.N.; KAUFMAN, K.R.; CHAO, E.Y-S. **Estimation of Muscle and Joint Forces**, in: ALLARD, P.; STOKES, I.A.F.; BLANCHI, J.P. **Three-Dimensional Analysis of Human Movement**. Human Kinetics, p. 201-214, 1995.

ARJMAND, N., D. GAGNON, PLAMONDON A.; SHIRAZI-ADL A.; LARIVIÈRE C.; A comparative study of two trunk biomechanical models under symmetric and asymmetric loadings. *Journal of biomechanics* v. 43, n. 3, p. 485-491, 2010.

BARROS, R. M.; LEITE, N.; FIGUEROA, P.J. Desenvolvimento e avaliação de um sistema para análise tridimensional de movimentos humanos. *Rev. Bras. de Eng. Biom.* v. 15, n. 1-2, p. 79-86, 1999.

BAZRGARI, B.; SHIRAZI-ADL, A.; ARJMAND, N. Analysis of squat and stoop dynamic liftings: muscle forces and internal spinal loads. *Eur Spine J.* v. 16, p. 687–699, 2007.

BAECHLE, T.R.; GROVES, B.R. **Treinamento de força: passos para o sucesso**. 2. ed. Porto Alegre: Artmed, 2000.

BARROS, R. M.; LEITE, N.; FIGUEROA, P.J. Desenvolvimento e avaliação de um sistema para análise tridimensional de movimentos humanos. *Rev. Bras. de Eng. Biom.* v. 15, n. 1-2, p. 79-86, 1999.

BERGMANN, G., F. GRAICHEN, et al., (1993). "Hip joint loading during walking and running, measured in two patients." *J Biomech* 26(8): 969-90.

BÜCLHER, P.; RAMANIRAKA, N.A.; RAKOTOMANANA, L.R.; IANNOTTI, J.P. FARRON, A. A finite element model of the shoulder: application to the comparison of normal and osteoarthritic joints. *Clinical Biomechanics*, 17, 630-639, 2002.

BURDORF, A. Work-related Musculoskeletal Disorders. *National Academy. The Annals of Occupational Hygiene*, v. 44, n. 3, p. 237, 2000

CAILLIET, R. *Síndrome da dor lombar*. Porto Alegre: ARTMED, 2001. 343 p.

CHAFFIN, D. B.; ANDERSSON, G. B. J.; MARTIN J. B. *Biomecânica ocupacional*. Belo Horizonte: Editora Ergo, p. 579, 2001.

D'LIMA, D. D., C. P. TOWNSEND, et al., (2005). "An implantable telemetry device to measure intra-articular tibial forces." *J Biomech* 38(2): 299-304.

DOLAN, P; KINGMA, I.; DE LOOZE, M. P.; VAN DIEEN, J. H.; TOUSSAINT, H. M.; BATEN C. T. M. ADAMS M. A. Measuring inertial forces acting on the lumbar spine during lifting. In: *11ª Conference of the ESB*, Toulouse, France, p. 120, 1998.

ERDEMIR, A.; McLEAN, S.; HERZOG W.; van den BOGERT, A. Model-based estimation of muscle forces exerted during movements. *Clinical Biomechanics*. v. 22, p. 131–154, 2007.

EKENMAN, I., K. HALVORSEN, et al., (1998). "Local bone deformation at two predominant sites for stress fractures of the tibia: an in vivo study." *Foot Ankle Int* 19(7): 479-84.

FERGUSON, S. A.; MARRAS, W. S. A literature review of low back disorder surveillance measures and risk factors. *Clinical of Biomechanics*, v. 12, n. 4, p.211-226, 1997

FERGUSON, S. A.; MARRAS, W. S.; BURR, D. L.; DAVIS, K. G.; GUPTA, P. Differences in motor recruitment and resulting kinematics between low back pain patients and asymptomatic participants during lifting exertions. *Clinical of Biomechanics*, v. 19, n. 10, 2004.

FIGUEROA, P. J.; LEITE, N. J.; BARROS, R. M. L. A flexible software for tracking of markers used in human. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, v. 72, n. 2, p. 155-165, 2003.

GAGNON, D.; LARIVIÈRE, C.; LOISEL, P. Comparative ability of EMG, optimization, and hybrid modelling approaches to predict trunk muscle forces and lumbar spine loading during dynamic sagittal plane lifting. *Clinical Biomechanics*, v. 16, nº. 5, p. 359-372, 2001.

GRANATA, K. P.; MARRAS, W. S. AND FATHALLAH, F. A. A method for measuring external loads during dynamic lifting exertions. *Journal of Biomechanics*,v. 29, n.9,p. 1219-1222, 1996.

GRANATA, K.P.; MARRAS, W.S. An EMG-assisted model of trunk loading during free-dynamic lifting. *Journal of Biomechanics*, v. 28, n. 11, p. 1309-1317, 1995.

HERZOG, W., J. M. ARCHAMBAULT, et al., (1996). "Evaluation of the implantable force transducer for chronic tendon-force recordings." **J Biomech** 29(1): 103-9.

HUGHES, R. Effect of optimization criterion on spinal force estimates during asymmetric lifting. **Journal of Biomechanics**, v. 33, p. 225-229. 2000

JÄGER, M.; LUTTMANN, A. Assessment of low-back load during manual material handling. **13<sup>o</sup> Triennial Congress of the International Journal of Industrial Ergonomics**, v. 23, n. 4, p. 331-337, 1999.

KAUFMAN, K. R., N. KOVACEVIC, et al., (1996). "Instrumented implant for measuring tibiofemoral forces." **J Biomech** 29(5): 667-71.

KINGMA, I.; VAN DIËËN, J. H. Lifting over an obstacle: effects of one-handed lifting and hand support on trunk kinematics and low back loading. **Journal of Biomechanics**, v. 37, n. 2, p. 249-255, 2004.

KINGMA, I.; BATEN, C.T.M.; DOLAN, P.; TOUSSAINT, H. M.; VAN DIEËËN, J.H.; DE LOOZE, M. P.; ADAMS, M. A. Lumbar loading during lifting: a comparative study of three measurement techniques. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 11, n. 5, p. 337-345, 2001.

KOMI, P. V., A. BELLI, et al., (1996). "Optic fibre as a transducer of tendomuscular forces." **Eur J Appl Physiol Occup Physiol** 72(3): 278-80.

LA TORRE. Desenvolvimento de um macromodelo biomecânico tridimensional da coluna vertebral durante tarefas de levantamento. Dissertação (Mestrado em Ciências do movimento humano) - Programa de Pósgraduação da Escola de Educação Física, UFRGS, Brasil, [2009].

LA TORRE, M.; MELO, M.O.; PASINI, M.; ARAÚJO, L.D.; CANDOTTI, C.T.; LOSS, J.F. Cálculo das Forças Internas na Coluna Lombar pela Técnica da Dinâmica Inversa. **Revista Brasileira de Ciências do Esporte**, v. 29, n. 2, p. 7-254, 2008.

LARIVIÈRE, C.; GAGNON, D. The L5-S1 joint moment sensitivity to measurement errors in dynamic 3D multisegment lifting models. **Human Movement Science**, v. 18, n. 4, p. 573-587, 1999

LINDBECK, L. Dynamic, semidynamic and static analyses of heavy lifting: three approaches applied to sack handling. **Clinical Biomechanics**, v. 10, n. 8. p. 407-412. 1995

LOSS, J. F. Efeitos de parâmetros inerciais obtidos através de diferentes procedimentos na determinação de forças e torques articulares resultantes. Tese de Doutorado - Programa de Pós-Graduação de Engenharia Mecânica, UFRGS, Brasil, [2001].

LOSS, J.F.; CERVIERI, A.; SOARES, D.; SCARRONE, F.; ZARO, M.A.; VAN DEN BOGERT, A.J. Cálculo de forças e momentos articulares resultantes pelo método da

dinâmica inversa. **Revista Brasileira de Ciências do Esporte**, v. 23, n. 3, p. 93-104, 2002.

LOSS J, SOARES D, CAÑEIRO J, ALDABE D, RIBEIRO D, GANDOLFI L. O uso da dinâmica inversa e situações envolvendo cadeia cinética aberta. **Rev. Bras. Biomecânica**. Ano 7, n.12, 2006.

LOSS, et al.. Sincronismo entre Cinemetria e Eletromiografia. In: **Anais do VII Congresso Brasileiro de Biomecânica**, Campinas, p. 453-456, 1997.

McGILL, S.M. and NORMAN, R.W. Partitioning of the L4-L5 dynamic moment into disc, ligamentous and muscular components during lifting. **Spine**, v. 11, n. 7, p. 666-677. 1988.

MERODE, S.A.Z.; Forças Internas na Coluna Vertebral Durante a Execução de Exercícios Resistidos. Monografia (graduação em Educação Física Bacharelado) – Escola de Educação Física, UFRGS, Brasil, 2010.

NACHEMSON, A. Back pain: Delimiting the problem in the next millennium. **International Journal of Law and Psychiatry**, v. 22, n. 5-6, p. 473- 490, 1999

NACHEMSON, A.; MORRIS, J. M. In vivo measurements of intradiscal pressure discometry, a method for the determination of pressure in the lower lumbar discs. **Journal of Bone and Joint Surgery American**, v. 46, p. 1077-1092, 1964.

NACHEMSON, A.; MORRIS, J. M. Lumbar discometry. Lumbar intradiscal pressure measurements in vivo. **Lancet**, v. 281, n. 7291, p. 1140-1142, 1963.

NIGG, B.M.; HERZOG, W. **Biomechanics of the Musculo-Skeletal System**. John Wiley & Sons Ltda, 1994.

POLGA, D.J. et. al.. Measurement of In vivo intradiscal pressure in healthy Thoracic intervertebral discs. **Spine**, v. 29, n. 12, p. 1320-1324, 2004.

RIBEIRO, D.C. Implementação de um modelo para cálculo das forças proximais e momentos proximais resultante para o membro superior. 2006. p. 128. Dissertação (Mestrado em Ciências do movimento humano) - Programa de Pós Graduação da Escola de Educação Física, UFRGS, Brasil, (2006).

RIBEIRO, D.C.; LOSS, J. F. Assessment of the propagation of uncertainty on link segment model results. **Motor Control**, v. 14, p. 411-423, 2010.

ROHLMANN, A., G. BERGMANN, et al., (1997). "Comparison of loads on internal spinal fixation devices measured in vitro and in vivo." **Med Eng Phys** 19(6): 539-46.

ROHLMANN, A.; BAUER, L.; ZANDER, T.; BERGMANN, G. WILKE, H.J. Determination of trunk muscle forces for flexion and extension by using a validated finite element model of the lumbar spine and measured in vivo data. **Journal of Biomechanics**, v.39, p. 981-989. 2006.

ROLF, C., P. WESTBLAD, et al., (1997). "An experimental in vivo method for analysis of local deformation on tibia, with simultaneous measures of ground reaction forces, lower extremity muscle activity and joint motion." **Scand J Med Sci Sports** 7(3): 144-51.

SIMON. M. H.; BROGMUS, G. E.; COURTNEY, T. K. Low back pain (LBP) and lifting technique - A review. **International Journal of Industrial Ergonomics**, v. 19, n. 1, p. 59-74, 1997.

STOKES I. A. F.; GARDNER-MORSE M. Quantitative anatomy of the lumbar musculature. **Journal of Biomechanics**, v. 32, n. 3, p. 311-6, 1999.

STRAIT, L. A.; INMAN, V. T.; RALSTON, H. J. Sample illustrations of physical principles selected from physiology and medicine. **American Journal Physics**, v. 15, p. 375-382, 1947.

VAN DEN BOGERT, A. J.; READ, L.; NIGG, B. M. A method for inverse dynamic analysis using accelerometry. **Journal of Biomechanics**, v. 29, n. 7, p. 949-954, 1996.

VAN DIEËN, J. H.; HOOZEMANS, M. J. M.; TOUSSAINT, H. M. Stoop or squat: a review of biomechanical studies on lifting technique. **Clinical Biomechanics**, v. 14, n. 10, p. 685-696, 1999

WILKE, H. J.; NEEF, P.; CAIMI, M.; HOOGLAND, T.; CLAES, L. E. New in vivo measurements of pressures in the intervertebral disc in daily life. **Spine**, v. 24, n. 8, p. 755- 62, 1999.

WILKE, H.J.; NEEF, P.; HINZ, B.; SEIDEL, H.; CLAES L. Intradiscal pressure together with anthropometric data – a data set for the validation of models. **Clinical Biomechanics**, v. 16, n. 1, p. 111-26, 2001.

WINTER DA, *Biomechanics and motor control of human movement*, 3rd Hoboken, N.J.: Wiley, 2005.

WU G. et al. ISB Recommendation on Definitions of Joint Coordinate System of Various Joints for the Reporting of Human Joint Motion – Part II: Shoulder, Elbow, Hand and Wrist. **Journal of Biomechanics**, v.38, p 981-92. 2005.

WU G. et al. ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion – part I: ankle, hip, and spine. **Journal of Biomechanics**, v.35. n. 4, p. 543-8. 2002.

ZANDER, T.; ROHLMANN, A. CALISSE, J.; BERGMANN G. Estimation of muscle forces in the lumbar spine during upper-body inclination. **Clinical Biomechanics**, v.16, Supplement 1. p. 73-80. 2001

ZATSIORSKY, V.M. *Kinetics of Human Motion*. **Human Kinetics**, 2002.

## 8.ELEMENTOS PÓS TEXTUAIS

### 8.1 Termo de Consentimento Livre Esclarecido (TCLE)

Você está sendo convidado a participar de um estudo sobre a biomecânica de exercícios de musculação, o qual pretende investigar as forças impostas à coluna vertebral durante a execução dos mesmos. Neste sentido, pedimos que você leia atentamente este termo e esclareça suas dúvidas antes de consentir, com sua assinatura, a sua participação.

#### **Objetivo Geral**

Comparar Força Muscular e Força Articular impostas nos três segmentos da coluna vertebral, por meio de um macromodelo biomecânico tridimensional (MM3D), durante a realização dos exercícios resistidos: agachamento com barra nas costas (AC), agachamento com barra na frente (AF), flexão de quadris Stiff (FS), rosca bíceps (RB), elevação lateral (EL) e elevação frontal (EF), com diferentes intensidades de carga.

#### **Procedimentos:**

Ao participante será solicitado participar de uma coleta de dados cinéticos e cinemáticos, seguindo os seguintes passos:

**1ª sessão:** (duração: aproximadamente 20 minutos)

01. Leitura e assinatura deste Termo de consentimento livre esclarecido.
02. Coleta de dados antropométricos de estatura e massa utilizando uma fita métrica fixada na parede e uma balança digital.
03. Apresentação dos exercícios rosca bíceps e agachamento com barra, com execução dos mesmos para sua familiarização.

**2ª sessão:** (duração: aproximadamente 20 minutos)

01. Teste de força máxima dinâmica dos exercícios da primeira sessão. O teste é realizado da seguinte forma: são executadas de 1 a 3 tentativas para determinação da carga máxima que você consegue realizar entre uma e dez repetições completas dos exercícios selecionados. Caso haja mais que uma tentativa por exercício, o intervalo entre elas é de 5 minutos.

**3ª sessão** (duração: aproximadamente 2 horas)

01. Posicionamento de marcadores reflexivos com o uso de fita dupla face em pontos de referência anatômicos.
02. Participação do protocolo de coleta que consiste em realizar os exercícios selecionados. O intervalo entre cargas será de 3 minutos e entre exercícios de 10 minutos. Serão coletados dados de força e será feita a filmagem do exercício.

Todos os procedimentos para aquisição dos dados serão realizados no Laboratório de Pesquisa do Exercício da Escola de Educação Física da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, com duração aproximada de 120 minutos.

**Riscos e Benefícios do Estudo:**

Primeiro: Nenhuma das etapas do teste o expõe a situações constrangedoras.

Segundo: Este estudo não oferece benefícios diretos para o participante, entretanto, as conclusões advindas deste trabalho auxiliarão em estudos futuros.

**Confidencialidade:**

Ficará resguardado ao pesquisador responsável e protegidas de revelação não autorizada o uso das informações recolhidas. Depois de concluída a pesquisa os resultados serão armazenados para futuras consultas, mas sem possibilidade de identificação do participante.

**Voluntariedade:**

A recusa do indivíduo em participar do estudo será respeitada, podendo a coleta ser interrompida a qualquer momento, a critério do indivíduo participante.

**Novas informações:**

A qualquer momento, o participante poderá requisitar informações sobre o estudo, através de contato com o pesquisador.

Responsável:

Jefferson Fagundes Loss, Ph.D.

Universidade Federal do Rio Grande do Sul

Programa de Pós-graduação em Ciências do Movimento Humano.

Rua Felizardo, 750 – Bairro Jardim Botânico / POA – RS

Telefone:(51)33085822

Comitê de Ética em Pesquisa da UFRGS

Telefone:(51)3308 3629

Salienta-se que, em caso de sinistro será realizada ligação imediata para SAMU (telefone 192).

**DECLARAÇÃO**

Eu, \_\_\_\_\_, tendo lido as informações oferecidas acima e tendo sido esclarecido das questões referentes ao estudo declaro que desejo participar livremente do presente estudo.

Assinatura \_\_\_\_\_ Data \_\_\_\_\_.