

SAMUEL ANTONIO ZIEGER MERODE

**FORÇAS INTERNAS NA COLUNA VERTEBRAL DURANTE A EXECUÇÃO DE
EXERCÍCIOS RESISTIDOS**

TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO

**UFRGS
Porto Alegre, RS, BRASIL
2010**

**FORÇAS INTERNAS NA COLUNA VERTEBRAL DURANTE A EXECUÇÃO DE
EXERCÍCIOS RESISTIDOS**

SAMUEL ANTONIO ZIEGER MERODE

**Orientador : Jefferson Loss
Porto Alegre, RS - BRASIL**

RESUMO

Introdução: O conhecimento das cargas internas durante atividades de vida diária e em certos eventos esportivos pode orientar profissionais de educação física, médicos e fisioterapeutas nas atividades de prescrição de exercícios, diagnóstico, tratamento e reabilitação de lesões, respectivamente. A compreensão das cargas internas durante a realização de exercícios resistidos, por exemplo, é de grande importância para prescrição de um treinamento adequado, bem como para a proteção das estruturas articulares e musculares envolvidas. A realização de exercícios resistidos para o desenvolvimento da força muscular de membros inferiores e superiores pode submeter a coluna vertebral a altas cargas, as quais podem gerar danos as estruturas do sistema musculoesquelético. **Objetivo:** O objetivo do presente estudo foi comparar as forças internas na coluna vertebral por meio da utilização de um modelo biomecânico durante a execução de diferentes exercícios resistidos: agachamento com barra nas costas, agachamento com barra à frente, *stiff*, elevação lateral, elevação frontal e rosca bíceps. **Metodologia:** Um indivíduo saudável do sexo masculino (23 anos, 174 cm, 73 kg) realizou exercícios de: agachamento com barra nas costas, agachamento com barra à frente, *stiff*, elevação lateral, elevação frontal e rosca bíceps, com velocidade de execução controlada e carga de 25% da 1RM estimada. Durante a realização dos exercícios foram coletados simultaneamente dados de dinamometria e cinemetria 3D, os quais foram utilizados como variáveis de entrada juntamente com os parâmetros antropométricos em um modelo biomecânico tridimensional, baseado nas técnicas da dinâmica inversa e otimização para o cálculo das forças articular e muscular resultantes em três regiões da coluna vertebral: tronco superior (T8-T9), tronco médio (L2-L3) e tronco inferior (L5/S1). **Resultados:** Os resultados indicam altas forças articulares e musculares nos exercícios de *stiff*, agachamento segurando a barra pela frente, agachamento com barra nas costas na região do tronco inferior

(L5/S1), com valores máximos de 4166 N, 5719 N e 2316 de força articular respectivamente, e 4909 N, 6365 N e 2053 de força muscular, respectivamente. Os exercícios de membros superiores comparados aos de membros inferiores apresentaram picos máximos menores. Nos exercícios de elevação frontal, elevação lateral e rosca bíceps os valores máximos de força articular cegaram a 2092 N, 1347 N e 1506 N, respectivamente, e de força muscular de 1758 N, 1013 N, 1133 N, respectivamente. As FA e FM apresentadas nesse estudo mostram que esses exercícios de musculação colocam a coluna sobre altas forças internas, além disso o estudo possibilita a comparação entre os exercícios. Os dados apresentados servem como suporte para educadores físicos planejarem um treinamento de força, principalmente para pessoas que apresentam disfunções musculoesqueléticas e as propensas a lesões na coluna vertebral.

Palavras chaves: Exercício resistido, forças internas, coluna vertebral.

SUMÁRIO

| | | |
|-----------|--|----|
| 1. | INTRODUÇÃO | 12 |
| 1.1. | OBJETIVO | 14 |
| 2. | REVISÃO DE LITERATURA | 15 |
| 2.1 | FORÇAS NA COLUNA EM EXERCÍCIOS RESISTIDOS..... | 22 |
| 3. | MATERIAIS E MÉTODOS | 25 |
| 3.1. | CARACTERIZAÇÃO DA PESQUISA..... | 25 |
| 3.2. | PARTICIPANTE | 25 |
| 3.3. | DEFINIÇÃO OPERACIONAL DAS VARIÁVEIS | 25 |
| 3.3.1. | Parâmetros Cinéticos | 25 |
| 3.3.2. | Parâmetros Cinemáticos | 27 |
| 3.4. | INSTRUMENTOS..... | 27 |
| 3.5. | PROTOCOLO DE AQUISIÇÃO:..... | 28 |
| 3.5.1. | Exercícios resistidos utilizados | 31 |
| 3.5.2. | Parâmetros Cinemáticos | 33 |
| 3.5.3. | Parâmetros Cinéticos | 35 |
| 3.5.4. | Sincronização dos sistemas | 35 |
| 3.5.5. | Parâmetros antropométricos..... | 36 |
| 3.6. | ANALISE E TRATAMENTO DOS DADOS..... | 37 |
| 3.6.1. | Dinamometria | 37 |
| 3.6.2. | Cinemetria | 38 |
| 3.6.3. | Utilização do Macromodelo Biomecânico Tridimensional (MM3D) 38 | |
| 3.6.3.1. | Sistema de Coordenadas Global e Local: | 42 |
| 3.6.3.2. | Dados de saída do MM3D | 42 |
| 4. | RESULTADOS e discussão | 44 |
| 4.1. | Força Muscular Resultante..... | 44 |

| | |
|---------------------------------------|-----------|
| 4.2. Força articular resultante | 50 |
| 5. CONCLUSÃO | 57 |
| 6. REFERÊNCIAS..... | 58 |

LISTA DE EQUAÇÕES

Equação 1 - Equações de movimento de newton-euler.....16

Equação 2 – Equação para normalização das forças articulares e musculares....42

LISTA DE FIGURAS

| | |
|---|----|
| Figura 1 - Execução dos exercícios escolhidos no ambiente de coleta. Agachamento com a barra nas costas, agachamento segurando a barra pela frente, rosca bíceps neutra, stiff, elevação frontal com halteres, elevação lateral com halteres..... | 32 |
| Figura 2 - Visualização da amostra pelas cinco câmeras distribuídas no ambiente da coleta..... | 33 |
| Figura 3 - Diagrama de blocos representando a seqüência de etapas do procedimento de cálculo da F_m e F_a | 38 |
| Figura 4 – Força muscular no tronco inferior durante a realização dos exercícios..... | 44 |
| Figura 5 – Força muscular normalizada no tronco inferior durante a realização dos exercícios..... | 46 |
| Figura 6 – Força articular no tronco inferior durante a realização dos exercícios..... | 50 |
| Figura 7 – Força articular normalizada no tronco inferior durante a realização dos exercícios..... | 52 |

LISTA DE QUADROS

| | |
|--|----|
| QUADRO 1 - Quadro de fator de correção relativa para 1RM estimado (Lombardi, 1989)..... | 28 |
| QUADRO 2 - Protocolo para colocação dos marcadores reflexivos (Wu <i>et al.</i> 2002; Wu <i>ET al.</i> 2005) citado por LA TORRE 2009..... | 29 |
| QUADRO 3 - Descrição dos referenciais anatômicos proximais e distais (ZATSIORSKY, 2002)..... | 35 |
| QUADRO 4 - Descrição dos Parâmetros antropométricos (ZATSIORSKY, 2002)... | 37 |

LISTA DE TABELAS

| | |
|--|----|
| TABELA 1 - Cargas utilizadas para cada exercício | 28 |
| TABELA 2 - Pico máximo normalizado e máximo de FM calculados pelo MM3D nos três segmentos da coluna vertebral e respectivo ângulo de ocorrência..... | 46 |
| TABELA 3 - Pico máximo normalizado e máximo de FA calculados pelo MM3D nos três segmentos da coluna vertebral e respectivo ângulo de ocorrência..... | 51 |

LISTA DE ABREVIATURAS

| | |
|-------|---|
| CE | Carga externa |
| FA | Força articular |
| FI | Força interna |
| FM | Força Muscular |
| FAP | Força articular de base (parado, em pé) |
| FMP | Força muscular de base (parado, em pé) |
| FRD | Força de reação distal |
| FRP | Força de Reação proximal |
| FRS | Força de reação do solo |
| IDP | Pressão intradiscal |
| MP | Momento proximal líquido |
| MR | Momento proximal resultante |
| RM | Repetições máximas |
| SAGSF | Agachamento segurando a barra pela frente |
| SAGT | Agachamento com a barra nas costas |
| SB | Rosca bíceps neutra |
| SEF | Elevação frontal com halteres |
| SEL | Elevação lateral |
| SST | Stiff |

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 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). Naquela ocasião os resultados demonstraram que, na posição sentada, por exemplo, a IDP é 40% maior quando comparada à posição ereta.

O método direto necessita processo cirúrgico invasivo, o que esbarra em questões éticas, dificultando pesquisas com esse método, tornando necessários o desenvolvimento e utilização do método indireto. 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. No entanto, 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, na década de 40, 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. 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 num ângulo de 12° com a coluna, fornecendo apenas a força articular na região lombar.

Atualmente, 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.

1.1. OBJETIVO

Comparar as forças internas na coluna vertebral por meio da utilização de um modelo biomecânico durante a execução de diferentes exercícios resistidos: agachamento com barra nas costas, agachamento segurando a barra pela frente, stiff, elevação lateral com halteres, elevação frontal com halteres, rosca bíceps neutra.

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, 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 representação físico-matemática dos segmentos corporais envolvidos no movimento avaliado, em busca do entendimento de 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:

Equação 1

$\Sigma \mathbf{F}$ = 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;
- desta forma, os resultados fornecidos de força de reação e momento proximal são resultados líquidos. Estes resultados de força de reação não se referem às forças de contato entre as superfícies cartilaginosas (WINTER, 2005).

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; Lavière, 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 cinemática, 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.

Após, Wilke et al em 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 freqüentemente para a obtenção das forças internas (tanto pressão interdiscal 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 926 N em T12-L1 (sem carga) e 2416 N (com carga de 180 N), 1445 N 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 2315 N (com carga de 180 N), 1374 N em L2-L3 (sem carga) e 2922 N (com carga de 180 N). E na articulação entre L5-S1 a força de compressão estimada foi de 2159 N (sem carga) e 4023 N (com carga de 180 N). 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 (120 N), de 3325 ± 372 N (modelamento baseado na técnica de otimização linear dupla) de 3827 ± 1498 N (modelo auxiliado por EMG) e de 3798 ± 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 3200 N 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 2125 N a 100° de flexão. Já durante o levantamento de uma barra de 5,2 kg encontraram valores de compressão em L5-S1 de 610 N a 90 cm de altura da carga e 850 N a 180 cm de altura para o modelo uniarticular (L5-S1) da coluna vertebral combinado com otimização por eletromiografia. E valores de 800 N a 90 cm de altura e 1350 N a 180 cm 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 fletidos 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).

Percebe-se a relevância de estudos nesta área, e a importância do aprofundamento e conhecimento do comportamento destas estruturas e forças em atividades diversas. Mesmo com a implementação de vários modelos biomecânicos da coluna vertebral apresentando boa acurácia, poucos estudos os aplicaram para exercícios de musculação.

3. MATERIAIS E MÉTODOS

3.1. CARACTERIZAÇÃO DA PESQUISA

Essa pesquisa caracteriza-se como *Ex Post Facto* no modelo comparativo de corte transversal.

3.2. PARTICIPANTE

Participou do estudo um indivíduo saudável do sexo masculino, sem histórico de patologias na coluna vertebral, idade de 23 anos, altura de 1,74 m, massa corporal de 74 kg.

3.3. DEFINIÇÃO OPERACIONAL DAS VARIÁVEIS

Este estudo utilizou as variáveis conforme o modelo utilizado, subdivididas em parâmetros cinéticos e cinemáticos, como descrito a seguir.

3.3.1. Parâmetros Cinéticos

Momento proximal líquido (MP): momento total produzido em uma articulação, sendo, portanto, a soma dos momentos das estruturas passivas e ativas. O Momento proximal líquido é estimado por meio da resolução das equações de movimento de Newton-Euler (ZATSIORSKY, 2002 e WINTER, 2005).

Momento proximal resultante (MR): momento resultante de todos os momentos proximais líquidos. Obtido pela raiz quadrada do somatório das

componentes X,Y e Z dos momentos proximais líquidos elevados ao quadrado, nas articulações dos segmentos da coluna vertebral (LA TORRE, 2009);

Carga Externa (CE): dificuldade imposta pelo implemento externo exercida nos membros superiores ou acima da vértebra c7, por um equipamento de musculação. Calculada a partir dos dados cinemáticos do objeto e do conhecimento da massa do objeto (LA TORRE, 2009);

Força de Reação do Solo (FRS): força externa exercida nos membros inferiores em contato com o solo. Mensurada por meio de uma Plataforma de Força AMTI (modelo OR6-5:50,8x46,4 cm).

Força de reação proximal (FRP): resultado líquido das forças musculares e articulares sobre a articulação proximal. Essas forças são calculadas indiretamente, a partir das equações de movimento de *Newton-Euler* (ZATSIORSKY, 2002 e WINTER, 2005).

Força de reação distal (FRD): resultado líquido das forças musculares e articulares sobre a articulação distal. Essas forças são calculadas indiretamente, a partir das equações de movimento de *Newton-Euler* (ZATSIORSKY, 2002 e WINTER, 2005).

Força articular (FA): força resultante que atua nas articulações intervertebrais dos três segmentos da coluna (tronco superior, médio e inferior). Essa força é resultante de três componentes: a componente vertical (FAy), que atua no eixo longitudinal da coluna (força compressiva), a componente médio-lateral (FAz) e a componente pósterio-anterior (FAx), que atuam na direção transversal ao eixo longitudinal (forças de cisalhamento). Esses componentes são calculados por meio de um modelo de distribuição baseado na técnica de otimização, o qual distribui a força e momento proximal líquido calculado por meio da técnica de modelamento de segmentos articulados associada à *solução inversa* (LA TORRE, 2009). Esta variável foi considerada dependente.

Força muscular (FM): força exercida pelos músculos extensores do tronco, representada por vetores atuando nos três segmentos da coluna, obtidas por meio

de um modelo de distribuição da força e momento proximal líquido calculado pela técnica de MSA-3D, baseado em técnicas de otimização (LA TORRE, 2009). Esta variável foi considerada dependente.

3.3.2. Parâmetros Cinemáticos

Exercícios resistidos: exercícios de musculação elegidos para análise neste estudo. Os exercícios analisados foram: agachamento com barra nas costas, rosca bíceps neutra, agachamento segurando a barra pela frente, elevação frontal com halteres, *stiff* e elevação lateral com halteres. Esta variável foi considerada independente.

Deslocamento linear: variação linear da posição de um determinado segmento, obtida a partir da técnica de cinemetria 3D;

Deslocamento angular: variação angular da posição de um determinado segmento, obtida a partir da técnica de cinemetria 3D;

Velocidade linear: deslocamento linear de determinado segmento em um intervalo de tempo. Obtida, matematicamente, por meio do cálculo da primeira derivação do deslocamento linear;

Velocidade angular: deslocamento angular de determinado segmento em um intervalo de tempo. Obtida, matematicamente, por meio do cálculo da primeira derivação do deslocamento angular;

Aceleração linear: variação da velocidade linear em um intervalo de tempo, obtida por meio do cálculo da derivada segunda do deslocamento linear.

Aceleração angular: variação da velocidade angular em um intervalo de tempo, obtida por meio do cálculo da derivada segunda do deslocamento angular.

3.4. 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;
- Gravador;
- Cinco notebooks;
- Cinco Câmeras de vídeo (JVC GR-DVL 9800);
- Cinco refletores;
- Cinco tripés;
- Calibrador Tridimensional, da marca Peak Performance®;
- 69 marcadores reflexivos em formato de esfera, com 15 a 20 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);
- Barra de musculação (1.5m)
- 2 barras de musculação (0,4m)
- Anilhas

3.5. PROTOCOLO DE AQUISIÇÃO:

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 pesquisa foi aprovada no comitê de ética com número 2007728 na reunião número 13 ata número 93 de reunião 30/08/2007.

Três dias precedentes ao dia de coleta, foi aplicado o teste de 1RM estimado para posterior determinação da carga de 25% da 1RM, a qual foi utilizada na coleta.

Este teste proposto por Beacle e Graves, 2000, seguiu os seguintes passos: (1) primeira tentativa no exercício realizando o maior número de repetições possível; (2) se for maior que 10 repetições redimensionar o peso para 10 repetições, dando intervalo de 3 min. entre séries (3) repetir o procedimento até que o indivíduo não ultrapasse as 10 repetições, estimando a carga de 1RM de acordo com a tabela proposta por Lombardi (1989). O teste de 1 RM estimado fornece uma carga submáxima e o número de repetições realizadas com a mesma. Estes valores são multiplicados pelo fator de correção (Quadro 1), fornecendo a 1 RM estimada (Lombardi, 1989)

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 |

Anteriormente ao dia de coleta o participante realizou uma familiarização com os exercícios do procedimento de coleta. No dia de coleta foram colocados no participante 60 marcadores reflexivos (Quadro 2) exatamente como no modelo utilizado. Além destes foram colocados dois marcadores no objeto a ser levantado (equipamento da musculação) e 4 marcadores reflexivos na plataforma de força. Estes marcadores reflexivos foram confeccionados com esferas de isopor com 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 2 - Local para colocação dos marcadores reflexivos (Wu *et al.* 2005).

| 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 5º metacarpo direito e esquerdo | QMCD, QMCE |
| Extremidade distal do 2º metacarpo direito e esquerdo | SMCD, SMCE |

D, E – lado direito e lado esquerdo, respectivamente.

Após todos os pontos posicionados, o indivíduo realizou os exercícios propostos, com 5 repetições cada (para evitar qualquer influência de fadiga muscular na execução), com tempo de 3 segundos para cada fase (concêntrica e excêntrica), respeitando a seguinte ordem dos exercícios: Agachamento com a barra nas costas, Bíceps Halter, Agachamento Segurando a Barra a Frente do corpo, Elevação Frontal, Stiff, Elevação Lateral. Para o controle do tempo foi utilizado metrônomo digital. O tempo de intervalo entre os exercícios foi de no mínimo 1 minuto. A Tabela 1 apresenta os exercícios com as respectivas cargas utilizadas.

Tabela 1 – Cargas utilizadas para cada exercício.

| Exercício | Código | Carga 25% (kg) |
|---|--------|--------------------|
| Agachamento com barra nas costas | sagt | 28 |
| Rosca Bíceps Neutra | sb | 10 |
| Agachamento segurando Barra pela Frente | sagsf | 28 |
| Elevação Frontal com Halteres | sef | 6 |
| Stiff | sst | 28 |
| Elevação Lateral com Halteres | sel | 6 |

3.5.1. Exercícios resistidos utilizados

Agachamento com a barra nas costas: um dos exercícios mais comuns para treinar membros inferiores na musculação. Posição inicial em pé, com médio afastamento lateral dos pés, a barra de musculação (carga externa) apoiada nas costas na linha de T2, mãos segurando a barra. A execução do exercício consiste na flexo/extensão do quadril, joelhos (até 90°) e flexão dorsal e plantar até posição inicial do tornozelo, procurando deixar os joelhos alinhados e não ultrapassando a linha dos pés (Figura 1a).

Rosca bíceps neutra: para melhor digitalização das imagens, esse exercício não foi realizado como habitual na sala de musculação. Posição inicial em pé com

médio afastamento lateral dos pés, halteres nas mãos com a articulação rádio-ulnar em posição neutra. O exercício consiste na flexo/extensão do cotovelo. A carga total foi dada pela soma da carga em cada uma das mãos (Figura 1b)..

Agachamento segurando a barra pela frente: esse exercício assemelha-se bastante ao agachamento com a barra nas costas, porém desta vez a barra é segurada com as mãos a frente do corpo (Figura 1c).

Elevação Frontal: em pé com médio afastamento lateral dos pés, rádio-ulnar em posição neutra e halteres nas mãos. O exercício consiste na flexo/extensão do ombro (até 90°). A carga total foi dada pela soma da carga em cada uma das mãos (Figura 1d).

Stiff: Posição inicial em pé com médio afastamento lateral dos pés, joelhos em pequena flexão, segurando a barra à frente do corpo. O exercício consiste na flexo/extensão do quadril (até 100°), o que acaba gerando leve flexão e extensão da coluna (Figura 1e).

Elevação Lateral: posição inicial em pé, com médio afastamento lateral dos pés, rádio-ulnar em posição neutra, halteres nas mãos. O exercício consiste na abdução e adução do ombro (até 90°) com 30° de flexão horizontal do ombro (Figura 1f).

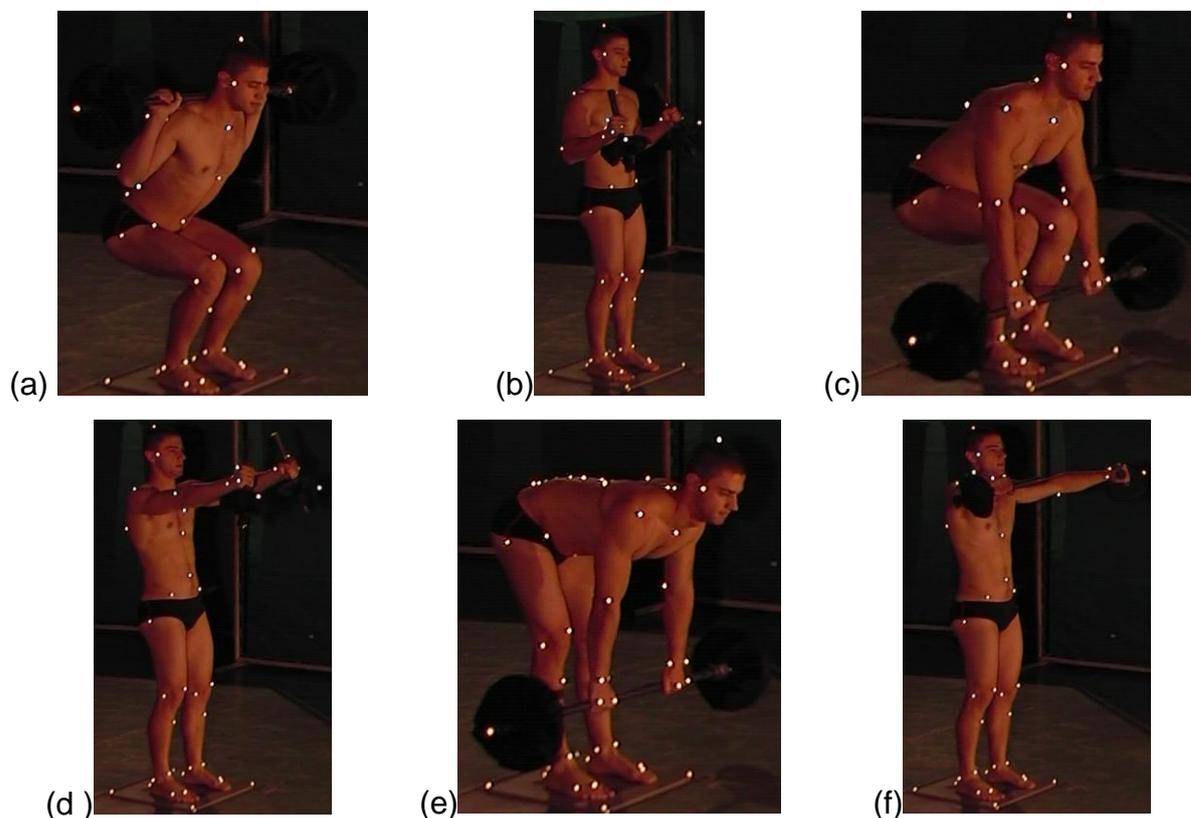


Figura 1 – Execução dos exercícios escolhidos no ambiente de coleta. (a) Agachamento com a barra nas costas, (b) Agachamento segurando a barra pela frente, (c) Rosca Bíceps Neutra, (d) Stiff, (e) Elevação Frontal com Halteres e (f) Elevação Lateral com Halteres.

3.5.2. Parâmetros Cinemáticos

Os parâmetros cinemáticos foram adquiridos por meio da utilização de um 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. Esses pontos brancos em contraste com um fundo escuro, destacam os pontos de interesse na atividade filmada (BARROS *et al.* 1999).

O sistema de vídeo completo utilizado para a coleta das imagens foi composto de cinco câmeras de vídeo digital (JVC GR-DVL 9800) (Figura 19), com uma frequência de amostragem 25 Hz (25 *frames* por segundo), tempo de abertura das câmeras (*shutter*) ajustado em 1/250, iluminação direcionada por 5 equipamentos refletores e *software* Dvideow.

As cinco câmeras foram posicionadas em diferentes localizações no ambiente de coleta, de tal maneira que, ao longo de todo o evento, todos os marcadores fossem filmados por pelo menos 2 câmeras, para tornar possível posterior reconstrução tridimensional espacial de todos os segmentos avaliados. A Figura 2 apresenta as imagens da disposição das câmeras no ambiente de coleta..

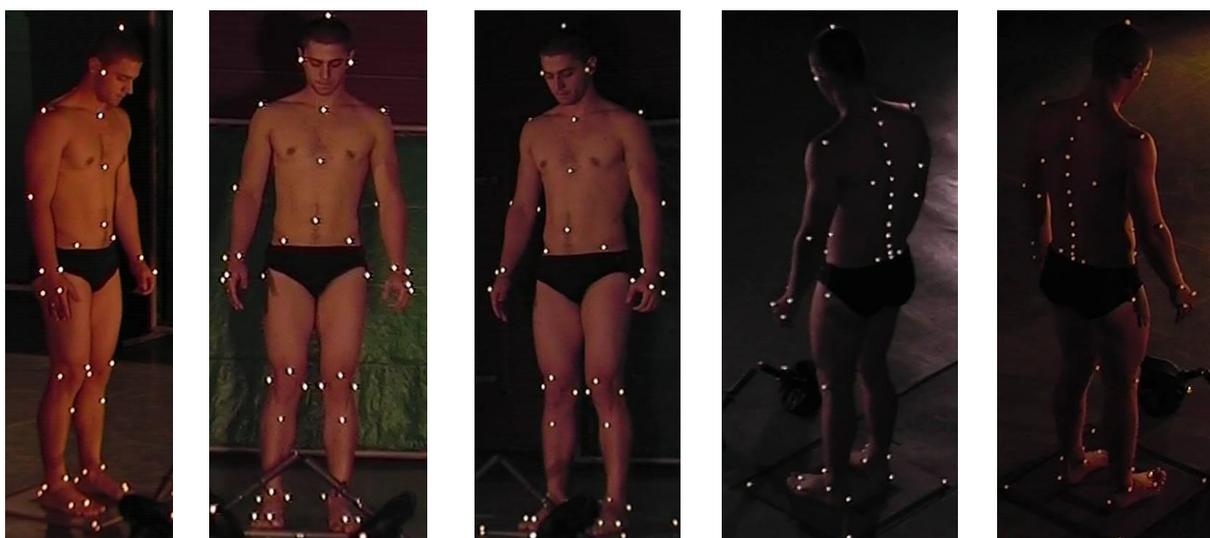


Figura 2 – Visualização da amostra pelas cinco câmeras distribuídas no ambiente da coleta.

Para que todas as câmeras iniciassem a gravação simultaneamente, todas foram ligadas a notebooks, no qual um foi considerado o servidor, que por meio de uma intranet, ao ser ativado o servidor para gravação, todos eram ativados automaticamente (LA TORRE 2009).

3.5.3. Parâmetros Cinéticos

A recolha dos parâmetros cinéticos foi realizado por meio do cálculo da força peso do objeto a partir dos dados de cinemetria e do conhecimento da massa do objeto a ser levantado. Uma plataforma de força AMTI (modelo OR6-5:50,8x46,4 cm), à base de *strain-gauges*, conectada a um condicionador de sinais (*Computer Boards*, modelo CIO-EXP-GP de 8 canais), e um computador pentium R III 900 MHz, dotado de um Conversor A/D (16 bits, *Computer Boards*), a uma taxa de amostragem de 1000 Hz. O *Software Computer-based Oscillograph and Data Aquisition System* – CODAS (DATAQ instruments inc.Ohio, USA) foi utilizado para recolha dos dados dinamométricos.

Para recolha dos dados cinéticos o indivíduo foi posicionado com os dois pés sobre a plataforma de força, sendo os dados da plataforma divididos igualmente entre os dois membros inferiores para fins de entrada de dados no macromodelo.

3.5.4. Sincronização dos sistemas

A sincronização dos sistemas de medida utilizados foi necessária, porque a coleta envolveu sistemas de medição independentes, cinemetria e dinamometria, que operam concomitantemente, mas que funcionam em bases de tempo independentes. Essa sincronização foi realizada por meio da utilização de um sistema eletrônico de sincronização que consiste de um circuito eletrônico com alimentação própria que fornece, simultaneamente, um sinal elétrico (mV), para o sistema de recolha dos parâmetros cinéticos e um sinal luminoso, para o sistema de recolha dos parâmetros cinemáticos, possibilitando assim, a sincronização das informações cinéticas e cinemáticas (LOSS *et al.* 1997).

3.5.5. Parâmetros antropométricos.

Os parâmetros de massa e centro de massa, necessários para utilização da técnica da dinâmica inversa, seguiram exatamente ao 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 e estatura) do indivíduo analisado e das informações de comprimento dos segmentos corporais obtidas por meio da cinemática 3D (Quadro 4).

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 3).

Quadro 3 - Descrição dos referenciais anatômicos proximais e distais (ZATSIORSKY, 2002)

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

Quadro 4 - Descrição dos Parâmetros antropométricos (ZATSIORSKY, 2002)

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

3.6. ANALISE E TRATAMENTO DOS DADOS

3.6.1. Dinamometria

O processamento e filtragem do sinal de dinamometria foi realizado utilizando o *software* MATLAB. A determinação da freqüência de corte utilizada foi realizada por meio da técnica de análise de resíduos (WINTER, 2005). O filtro digital utilizado foi um filtro *Butterworth* com valores de freqüência de corte em torno de 3 Hz. Após filtrados os sinais de dinamometria coletados a uma amostragem de 1000 Hz, foram sub-amostrados para uma taxa de amostragem de 50 Hz, para posterior sincronização com os dados de cinemetria.

3.6.2. Cinemetria

Após a coleta os dados foram digitalizados utilizando o sistema para análises cinemáticas *Digital Video For Biomechanics* – Windows 32 bits (Dvideow). O primeiro passo foi o desentrelaçamento das imagens ampliando de 25 Hz (quadros/s) para 50 Hz (campos/s).

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 Abdek-Aziz, Karara (1971), (FIGUEROA, LEITE, BARROS, 2003).

Os dados de posição, obtidos pela reconstrução espacial, foram utilizados como variáveis de entrada no modelo, após filtragem com o filtro digital *Butterworth* com frequência de corte de 3 Hz, por meio de rotinas desenvolvidas no *software* MATLAB.

3.6.3. 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. Na Figura 3 está representada a seqüência de etapas do procedimento de cálculo das forças musculares e articulares nos troncos inferior, médio e superior.

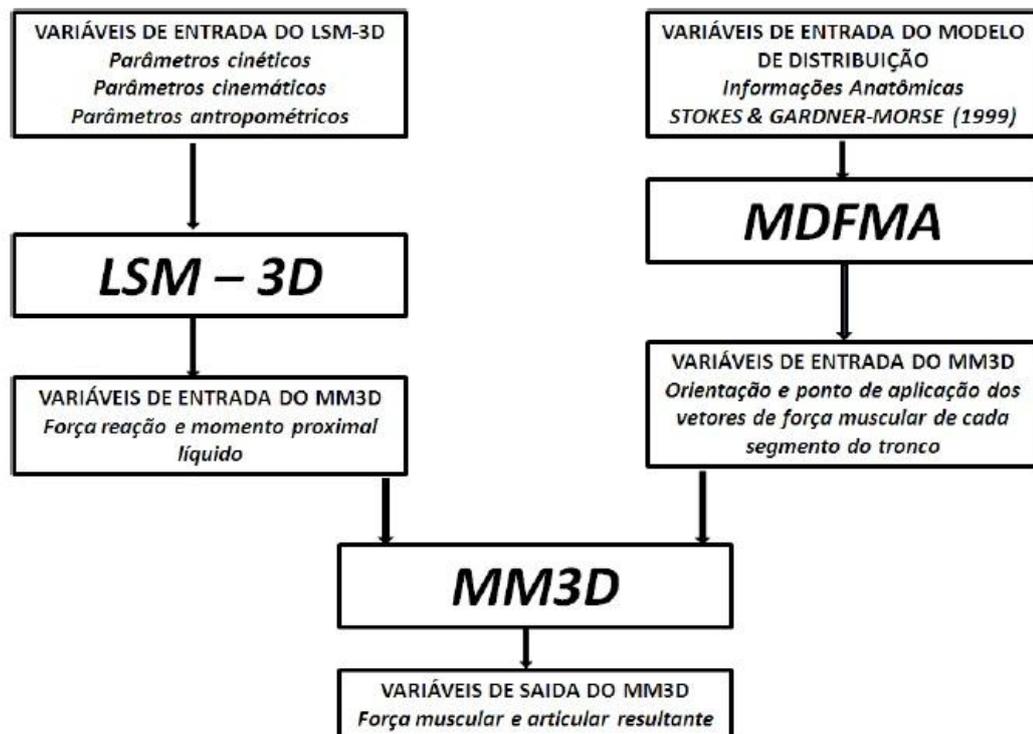


Figura 3 - Diagrama de blocos representando a seqüência de etapas do procedimento de cálculo da FM e FA (LA TORRE, 2009).

O cálculo das forças internas durante os exercícios, é implementado a partir da estruturação de um macromodelo biomecânico semi-analítico, o qual é baseado na associação da técnica de modelamento de segmentos articulados (*LSM*) (ZATSIORSKY, 2002; WINTER, 2005) e um modelo de distribuição baseado em procedimentos de otimização (CHAFFIN, ANDERSSON, MARTIN, 2001).

O *LSM* 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 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

(cabeça, pés, pernas, coxas, mãos, antebraços, braços e parte superior, média e inferior do tronco) (ZATSIORSKY, 2002).

O modelamento do corpo em um conjunto de segmentos rígidos conectados associado à técnica da *dinâmica inversa* possibilita, a partir de informações cinéticas, cinemáticas e antropométricas coletadas durante a execução dos exercícios o cálculo das forças e momentos resultantes líquidos na articulação proximal de cada segmento (ZATSIORSKY, 2002; WINTER, 2005).

Para o cálculo das forças e momentos resultantes líquidos na articulação proximal de cada segmento do modelo biomecânico proposto são assumidos os seguintes aspectos (WINTER 2005):

- 1) cada segmento tem massa fixa e localizada em um único ponto no seu centro de massa (CM),
- 2) a localização do CM é fixa durante todo o movimento,
- 3) as articulações são do tipo “*dobradiça*” com seu eixo de rotação fixo, livres de atrito,
- 4) o momento de inércia do segmento é constante durante todo o movimento
- 5) o comprimento de cada segmento é constante em todo o movimento.

Em uma segunda etapa do modelo utilizado, 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 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 T8-T9, 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. Assim, a partir destas informações disponíveis, por meio de rotinas no *software* MATLAB[®], as quais fornecem os resultados de força muscular (FM) dos principais músculos eretores da coluna vertebral, bem como a força articular (FA) nas três regiões da coluna vertebral durante a realização dos exercícios.

Para o cálculo das FM e FA, as informações obtidas 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 modelo, 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 foi 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 foi 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 foi utilizada para implementação de três vetores de força muscular resultante no modelo de distribuição, 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.

3.6.3.1. Sistema de Coordenadas Global e Local:

Para descrição do movimento no espaço foram 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 será posicionado de tal maneira que, durante a filmagem dos gestos, 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 visa 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.

3.6.3.2. Dados de saída do MM3D

As forças articular e muscular foram referidas ao ângulo articular da articulação mais importante envolvida nos exercícios (articulação coxo-femoral para SST, SAGSF, SAGT; articulação gleno-umeral para SEL e SEF; articulação do cotovelo para SB). As demais informações fornecem os valores de Força Muscular (FM) e Força Articular (FA) nos três segmentos da coluna vertebral: tronco superior (T8 - T9), tronco médio (L2 - L3) e tronco inferior (L5 - S1). Desta forma obtêm-se a

informação da força em determinado ângulo articular, podendo ter com clareza a informação do instante em que as forças ocorrem.

. Com a intenção de salientar o efeito do exercício sobre as forças na coluna (muscular e articular), foi subtraído dos valores calculados um valor de referência correspondente ao valor da força muscular ou articular da posição em pé e sem carga alguma. O valor resultante desta subtração foi ainda normalizado a partir da carga externa, de forma a expressar os valores de força como percentual da carga externa. Estes procedimentos estão expressos nas equações 2 e 3:

$$FMN = \frac{FM - FMP}{CE} * 100\% \quad (2)$$

$$FAN = \frac{FA - FAP}{CE} * 100\% \quad (3)$$

Onde:

FMN = Força Muscular Normalizada

FM = Força Muscular

FMP = Força Muscular de Base (parado sem carga na posição em pé)

CE = Carga Externa

FAN = Força Articular Normalizada

FA = Força Articular

Essa estratégia foi assumida para identificar o aumento das forças decorrentes da carga externa levantada e do padrão de movimento dos exercícios, sem a influência das forças na coluna resultantes da força peso dos segmentos corporais na posição em pé.

4. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Para cada exercício foi escolhida uma articulação de referência para apresentação dos valores de força. A Tabela 2 apresenta os exercícios e as respectivas articulações escolhidas com os valores médios da amplitude angular.

Tabela 2 – Articulações escolhidas com os valores médios de amplitude angular.

| Exercício | Articulação | Amplitude média angular |
|-----------|--------------|-------------------------|
| SST | Coxo-femoral | 10° a 113° de flexão |
| SAGT | Coxo-femoral | 3° a 114° de flexão |
| SAGSF | Coxo-femoral | 13° a 146° de flexão |
| SEF | Gleno-umeral | 14° a 80° de flexão |
| SEL | Gleno-umeral | 5° a 84° de abdução |
| SB | Úmero-radial | 3° a 110° de flexão |

4.1. FORÇA MUSCULAR RESULTANTE

A Figura 4 apresenta os resultados de força muscular dos eretores da coluna do T1 (L5 – S1) no % da amplitude angular para os 6 exercícios realizados, expressos em valores absolutos (N). Os dados são calculados pela média das 5 repetições realizadas. Como todos os exercícios realizados partem da posição em pé e posteriormente fazem um movimento que distanciam a carga externa (CE) e a força peso de alguns segmentos corporais da coluna vertebral, eles apresentam comportamento semelhante: maiores forças musculares presentes nos maiores ângulos da execução, apresentando picos no final da fase concêntrica e início da excêntrica.

Os exercícios que chegam a maiores valores de força muscular são os de membro inferior, principalmente o agachamento segurando a barra pela frente (SAGSF) e o *stiff* (SST). Esses dois já iniciam com forças musculares acima dos demais bem por que partem com a barra segurada a frente do corpo. O SAGSF

apresenta uma zona linear entre 40 e 60% da execução, que pode ser explicada pela manutenção da distância perpendicular da barra ao TI nessa fase do exercício.

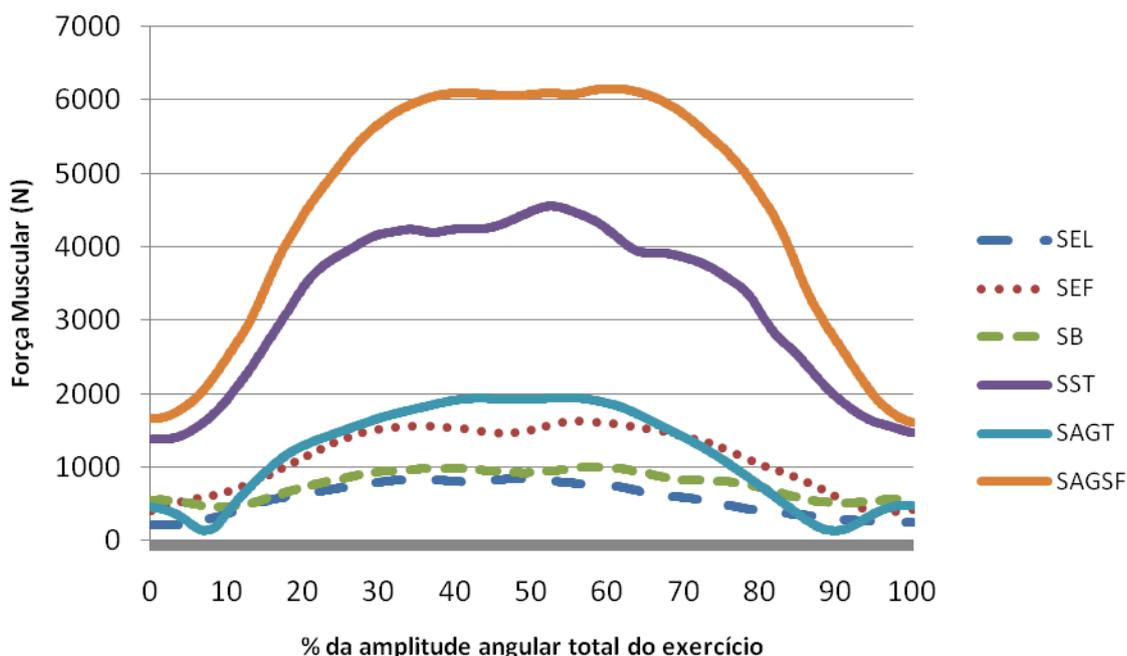


Figura 4 – Força muscular no tronco inferior durante a realização dos exercícios.

O agachamento com a barra nas costas (SAGT) apresenta leve decréscimo de força muscular no início (10%) e fim (90%) do movimento, que são instantes onde existe uma antepulsão pélvica que diminui a distância perpendicular da carga externa e o eixo de rotação do TI. Dos exercícios de membro superior, o que chama bastante a atenção é a elevação frontal (SEF). Este exercício exige força muscular dos eretores no TI bastante elevada, em alguns instantes, até igual ao SAGT. Mesmo que o SEF seja realizado com carga externa muito inferior ao SAGT, o seu padrão de movimento tem a característica de distanciar bastante a carga externa do TI, o que faz com que pequenas cargas gerem grandes FM.

A elevação lateral (SEL) e o rosca bíceps (SB) apresentam forças musculares parecidas, dentre os exercícios escolhidos foram os que apresentaram menores

valores brutos de FM no TI. Os valores de SB ainda são ligeiramente maiores que os de SEL, talvez explicado pela maior carga externa utilizada e pelo exercício consistir de uma flexo/extensão do cotovelo, enquanto o SEL é uma abdução/adução do ombro, um movimento que não afasta muito a CE do TI.

A Figura 5 apresenta os dados de FM normalizado pela CE no TI. Dessa forma de visualização pode-se ter com mais clareza qual a influência do padrão do movimento do exercício e da CE na FM no TI, já que para esse cálculo foi retirada a força muscular da posição em pé e normalizado pela carga externa. A SEF demonstrou valores bem elevados na FM normalizado da musculatura eretora da coluna no TI, ou seja, um pequeno aumento da carga externa utilizada vai acarretar um grande aumento (4000 vezes aproximadamente) na FM. Isso se deve, como já discutido, ao padrão de movimento desse exercício, levando a CE a uma distância perpendicular bastante elevada do TI. Todos exercícios de membros superiores, utilizados nesse trabalho, apresentaram valores bastante altos comparados aos de MI quando normalizados pela CE. Porém são exercícios que envolvem grupos musculares menores que dificilmente chegariam a FM brutas na magnitude que chegam SAGSF e o SST.

O SAGSF novamente está no topo das FM no TI dos exercícios de MI, dessa vez normalizados. Isso demonstra que cada acréscimo da CE irá repercutir 2000 vezes mais, aproximadamente, na FM do TI. Com isso, ao realizá-lo com CE maior, 70% de 1 RM por exemplo, que é comum em uma sala de musculação, os valores brutos de força na coluna vertebral iriam subir vertiginosamente. Não muito diferente disso é o que ocorre com o SST.

O SAGT mostra alguns valores negativos no início e no final do movimento, uma resposta da antepulsão pélvica, como foi discutido. Os valores são negativos pois demonstra que esse padrão de movimento e a CE não exigem uma FM do TI naqueles instantes. Bem pelo contrário, devem exigir força muscular dos flexores da coluna para poder manter o equilíbrio. Porém o modelo biomecânico utilizado não avalia as forças dos músculos abdominais, logo quando o padrão de movimento e a

CE geram um momento extensor, o modelo não comporta. Sendo assim, o modelo é eficaz para demonstrar o resto do movimento do SAGT, que é o objetivo desse estudo.

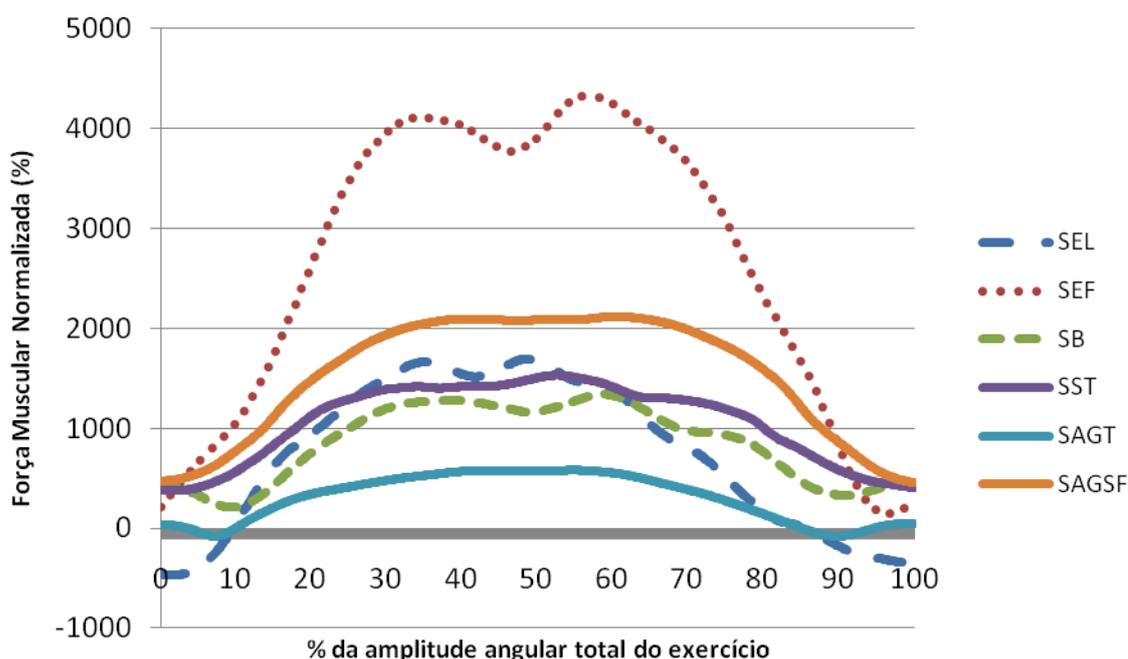


Figura 5 – Força muscular normalizada no tronco inferior durante a realização dos exercícios.

A Tabela 3 apresenta os picos máximos normalizados e máximos de FM calculados pelo MM3D nos três segmentos da coluna vertebral e respectivo ângulo de ocorrência. O pico máximo bruto encontrado foi de 6365N no tronco inferior no exercício de agachamento segurando a barra pela frente com flexão da articulação coxo-femoral de 133°. O segundo maior valor foi no *stiff de* 4909N no mesmo segmento da coluna e também com grande flexão da articulação coxo-femoral (122°). Esses valores são resposta do padrão de movimento e capacidade de força que caracteriza os exercícios. Considerando que o eixo de rotação no TI está localizado em L5-S1, todos dois exercícios colocam a carga externa e a força peso

da parte superior do corpo a uma grande distância perpendicular, e ainda, a capacidade de produção de força pelos músculos envolvidos é maior, comparado aos exercícios de SEL, SEF e SSB, isso justifica os altos valores de força muscular bruto nos dois exercícios (SST E SAGSF). As maiores forças em SAGSF comparadas ao SST, provavelmente ocorrem pela maior flexão coxo-femoral ocorrida em SAGSF.

Tabela 3 – Pico máximo normalizado e máximo de FM calculados pelo MM3D nos três segmentos da coluna vertebral e respectivo ângulo de ocorrência.

| Exercício | Segmento da CV | Pico Máximo de FM Normalizado (%) | Pico Máximo de FM Bruto (N) | Ângulo (graus) |
|-----------|----------------|-----------------------------------|-----------------------------|----------------|
| SST | TS | 444 | 1333 | 92 |
| | TM | 1293 | 3827 | 122 |
| | TI | 1628 | 4909 | 122 |
| SAGT | TS | 37 | 194 | 114 |
| | TM | 283 | 985 | 114 |
| | TI | 620 | 2053 | 104 |
| SAGSF | TS | 838 | 2391 | 118 |
| | TM | 1426 | 4120 | 145 |
| | TI | 2192 | 6365 | 133 |
| SEF | TS | 3897 | 1238 | 70 |
| | TM | 4665 | 1580 | 70 |
| | TI | 4782 | 1758 | 71 |
| SEL | TS | 2858 | 932 | 77 |
| | TM | 3242 | 1161 | 77 |
| | TI | 2251 | 1013 | 76 |
| SB | TS | 2176 | 731 | 76 |
| | TM | 2632 | 982 | 84 |
| | TI | 2658 | 1133 | 83 |

Dentre os exercícios de membros superiores, o que apresentou maior pico máximo de FM foi o SEF, chegando a 1758N no TI em 71° de flexão do ombro. Todos exercícios apresentaram as maiores FM no TI, TM e TS respectivamente. A

única exceção é a SEL, o único exercício que não acontece no plano sagital, e que não envolve grande afastamento frontal da carga externa.

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*, a qual assemelhasse do exercícios SAGSF. Os valores de pico de força muscular estimados por McGill e Norman (1988), foram de aproximadamente 3360 N. Esse resultado de F_M 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. Os valores do presente estudo para a articulação L5-S1 são maiores com uma carga externa semelhante (28 Kg), porém o movimento não tem o mesmo padrão, o que dificulta uma comparação direta.

Os resultados de FM dos eretores da coluna, estimados por La Torre *et al.* (2008) foram de aproximadamente 3600 N 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 tarefa de levantamento tem o movimento bastante parecido com o exercício SST, porém a carga utilizada é menor (de 18,5 Kg). Dessa maneira, valores de FM estimados por La Torre *et al.* (2008) foram inferiores aos calculados no presente estudo para o SST. A maior magnitude de FM encontrada é atribuída a diferenças na carga externa, sendo esta menor no estudo de La Torre *et al.* (2008).

O comportamento de aumento da FM enquanto aumentam os graus de flexão do quadril nos exercícios de MI, também é apresentado pelos estudos citados acima.

São poucos estudos encontrados que avaliam a força muscular da coluna vertebral em exercícios de musculação. Na comparação dos valores obtidos por tarefas de levantamento os dados conferem uma coerência. O modelo biomecânico utilizado neste trabalho, de La Torre (2009), utilizou as tarefas de levantamento para comparar seus resultados com a literatura, onde obteve boa avaliação e resultados fiéis.

4.2. FORÇA ARTICULAR RESULTANTE

A força articular (FA) estimada pelo MM3D representa uma força de compressão exercida pelas estruturas articulares e ligamentares no segmento avaliado. A Figura 6 apresenta os dados médios das 5 repetições realizadas da FA no percentual angular dos exercícios. Todos exercícios apresentam mesmo comportamento, de aumentar da FA conforme aumentam as distâncias perpendiculares da CE e da força peso de alguns segmentos corporais, A FA é bastante semelhante nos instantes iniciais e finais (posição em pé) dos exercícios, que são valores semelhantes aos encontrados na literatura. 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 800 N de força de compressão na postura ereta. Alguns valores de FA estão acima do referido por Sato, Kikuchi e Yonezawa (1999), acontecimento explicado pela carga externa segurada nesses instantes (inicial e final).

O *rancking* dos exercícios que causaram maior FA segue o comportamento das FM. O SAGSF apresenta valores acima de 5000N entre 30 e 75% da amplitude angular, obtendo o pico máximo de 5619N em 117° de flexão do quadril (Tabela 4). Para o SST (o segundo colocado na FA) os valores ficam acima de 3000N entre 30 e 70% da amplitude angular, obtendo o pico máximo de 4166N em 122° de flexão do quadril (Tabela 4).

Os valores encontrados nesses exercícios de MI podem ser comparados a tarefas de levantamento realizadas por Bazrgari, Shirazi-Ald e Arjmand (2007), avaliaram tarefas dinâmicas de levantamento nas técnicas de *squat* (semelhante ao SST) e *stoop* (semelhante ao SAGSF), por meio de um modelo de elementos finitos da região tóracolombar. As tarefas avaliadas que foram realizadas com carga de 180 N estimaram para a técnica de *stoop* os seguintes valores de pico máximo de compressão: 2416 N em T12-L1, 3383 N em L2-L3 e 4831 N em L5-S1. Na técnica de *squat* com carga os valores de força de compressão foram de 2315 N em T12-L1, 2922 N em L2-L3 e 4023 N em L5-S1. A magnitude das cargas é diferente, mesmo por que a CE é diferente, porém os resultados mostram semelhança no *ranking* das forças musculares em L5 – S1. La Torre *et al.* (2008), em uma análise bidimensional com um modelo músculo-esquelético, estimaram valores de FA em L5-S1 para diferentes tarefas de levantamento. Na técnica de levantamento com flexão do quadril e joelhos estendidos (semelhante ao SST) os autores obtiveram valores de 3600 N de FA.

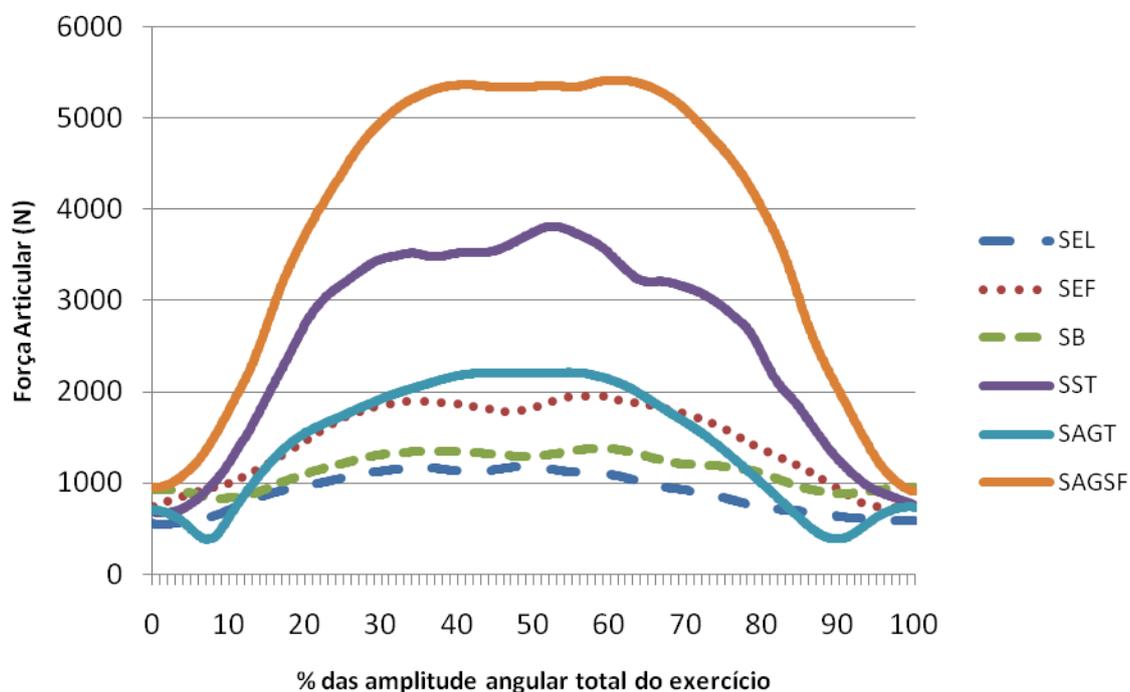


Figura 6 – Força articular no tronco inferior durante a realização dos exercícios.

No exercício SAGT, conforme ocorrer na FM existe um decréscimo da FA no TI nas fases inicial e final do movimento, por que a carga externa está atrás do eixo de rotação da articulação. A ausência de músculos flexores da coluna no modelo impossibilita valores precisos nesses instantes, porém todo o restante do movimento, a fase mais importante, a CE fica em posição que o modelo está preparado para receber.

Os exercícios de membros superiores acarretam FM no TI inferiores ao SAGSF e o SST. O SEF apresenta valores de FM no TI próximos, e em muitos instantes iguais, aos do exercício SAGT. O SB e o SEL estão muito parecidos quanto as suas forças musculares no TI, e se apresentam como os exercícios que menos causam compressão discal entre L5–S1 dos exercícios realizados.

A Figura 7 apresenta os dados de FA normalizado pela CE no TI. Dessa forma de visualização pode-se ter com mais clareza qual a influência do padrão do movimento do exercício e da CE na FA no TI, já que para esse cálculo foi retirada a

força articular da posição em pé e normalizado pela carga externa. A SEF demonstrou valores bem elevados na FA normalizada no TI, ou seja, um pequeno aumento da carga externa utilizada vai acarretar um grande aumento (mais de 4000 vezes aproximadamente) na FA.

Esse exercício realmente se destaca entre os demais, por apresentar esses valores percentuais elevados. Os valores acompanham as respostas da FM normalizada e provavelmente ocorrem pela grande distância perpendicular da CE e da força peso de alguns segmentos corporais em relação ao TI. E, como o resultado da FA é próximo do SAGT, logo bastante alta comparado aos outros exercícios de membros superiores, e a CE é bastante baixa (3Kg), quando a FA é normalizada pela CE os valores chegam a esse patamar.

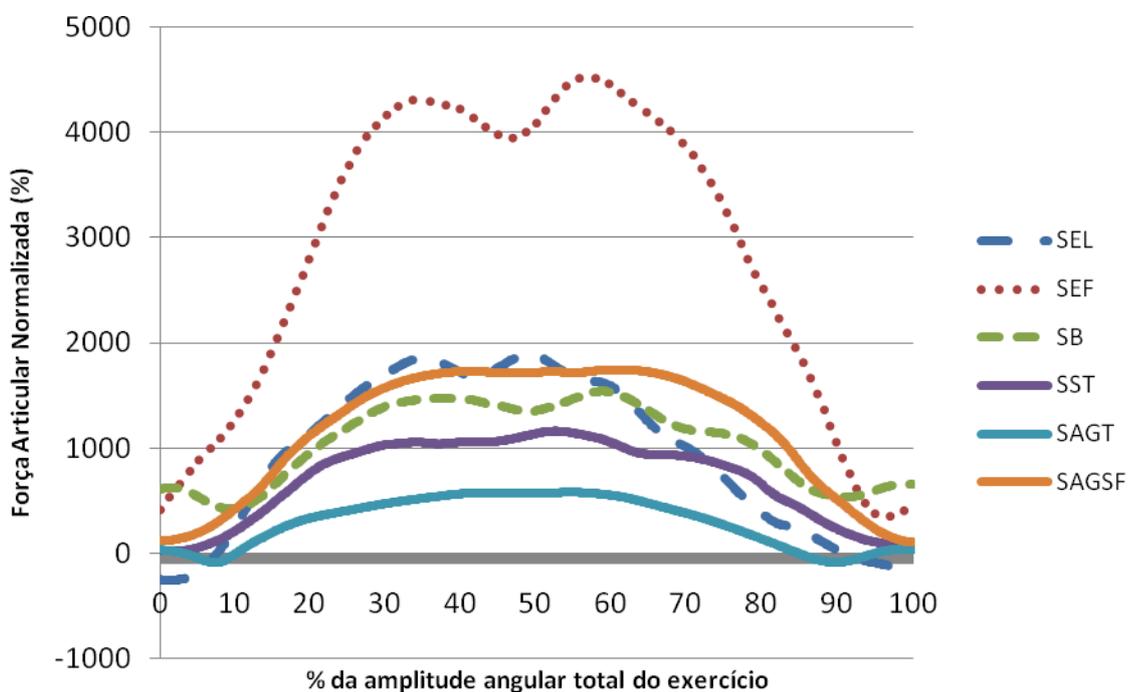


Figura 7 – Força articular normalizada no tronco inferior durante a realização dos exercícios.

Os exercícios, quando analisados pela FA normalizada, seguem a seguinte ordem de magnitude: SEF (em 1º lugar), SAGSF e SEL(em 2º lugar), SST (em 3º lugar) e SAGT (em 4º lugar). Os exercícios de MI são os que envolvem grupos musculares maiores e com mais capacidade de produção de força, logo são capazes de sustentar cargas externas mais elevadas, o que irá aumentar muito a FA na coluna vertebral, principalmente o SAGSF, que chega a 1819% da carga externa de FA no TI a 117° de flexão do quadril (tabela 4).

A Tabela 4 apresenta os picos máximos normalizados e máximos de FA calculados pelo MM3D nos três segmentos da coluna vertebral e respectivo ângulo de ocorrência. Os resultados de pico máximo e mínimo da FA durante todas os exercícios apresentaram um comportamento crescente de magnitude do TS ao TI. O único exercício que não seguiu esse padrão foi a SEL.

São poucos os estudos que analisam as FA na coluna vertebral durante exercícios de musculação. Porém os estudos referidos e o próprio modelo utilizado, mostram valores de FA e FM que mostram similaridade aos outros modelos e medidas diretas de outros autores.

A maioria dos estudos traz as informações de FM e FA na coluna vertebral sob condições de levantamentos, de pegar algo no solo e atividades de vida diária. Segundo Fathallah, Marras e Parnianpour (1998) os movimentos que, com mais frequência, causam o desenvolvimento de lesões na coluna vertebral são as flexões anteriores do tronco. Pequenos graus de flexão anterior do tronco podem ser considerados um fator de médio e alto risco, principalmente em circunstâncias de inclinação anterior do tronco acima de 15° combinadas a atividades de levantamento.

Todos os exercícios de membros inferiores apresentados nesse estudo, sujeitam o corpo humano a flexões de quadril acima de 15° e ainda com sustentação de carga. O SAGSF e o SST, por exemplo, colocam a carga a frente do corpo, movimento semelhante aos levantamentos avaliados, porém com cargas mais elevadas.

Os discos vertebrais lombares durante tarefas de levantamento, quando submetidos a altas e contínuas cargas compressivas, cedem lentamente diminuindo sua altura (ADAMS, DOLAN, 1996). A diminuição da altura causa uma redução da capacidade intrínseca do disco intervertebral de resistência ao momento flexor imposto durante tarefas de levantamento. Sendo que esta reação fisiológica das unidades de movimento vertebrais aumenta sua susceptibilidade a lesões (CHAFFIN, ANDERSSON, MARTIN, 2001).

Tabela 4 – Pico máximo normalizado e máximo de FA calculados pelo MM3D nos três segmentos da coluna vertebral e respectivo ângulo de ocorrência.

| Exercício | Segmento da CV | Pico Máximo de FA Normalizado (%) | Pico Máximo de FA Bruto (N) | Ângulo (graus) |
|-----------|----------------|-----------------------------------|-----------------------------|----------------|
| SST | TS | 252 | 817 | 92 |
| | TM | 1014 | 3166 | 122 |
| | TI | 1264 | 4166 | 122 |
| SAGT | TS | 26 | 182 | 114 |
| | TM | 279 | 1092 | 114 |
| | TI | 615 | 2316 | 104 |
| SAGSF | TS | 530 | 1564 | 147 |
| | TM | 1146 | 3471 | 145 |
| | TI | 1819 | 5619 | 117 |
| SEF | TS | 4057 | 1305 | 70 |
| | TM | 4873 | 1760 | 70 |
| | TI | 4982 | 2092 | 71 |
| SEL | TS | 3008 | 996 | 77 |
| | TM | 3439 | 1338 | 77 |
| | TI | 2450 | 1347 | 76 |
| SB | TS | 2467 | 837 | 76 |
| | TM | 2965 | 1199 | 83 |
| | TI | 2992 | 1506 | 83 |

As FA e FM apresentadas nesse estudo mostram que muitos dos exercícios de musculação (resistidos), colocam a coluna sobre altas forças internas. Nesse trabalho, foram utilizadas 25% da carga de 1RM para todos exercícios, e mesmo assim o SAGT, o SST, o SAGSF e o SEF apresentaram forças internas semelhantes

ou maiores aos estudos que investigam levantamentos. Infelizmente, a partir dos dados analisados não é possível prever qual será a força muscular e articular na coluna vertebral com % de 1RM maiores.

Além disso, normalmente, os exercícios escolhidos são realizados em aulas de ginástica que perduram 1 hora aproximadamente. Segundo Burgess-Limerick (2003), a magnitude das forças compressivas durante um único levantamento de carga, provavelmente não seja um fator causador de lesão, o mais provável é que a lesão ocorra devido ao efeito cumulativo da repetição do gesto.

A causa da degeneração do disco intervertebral é o enfraquecimento do tecido ocorrendo principalmente da herança genética, idade, comprometimento nutricional e do histórico de carregamento (Michael et al. 2006). Cabe aos educadores físicos tomarem conhecimento das forças internas decorrentes dos exercícios, e a diferença entre eles, para poder tomar a escolha correta no planejamento dos treinamentos dos alunos/atletas.

5. CONCLUSÃO

Os resultados desse estudo demonstram altas forças musculares e articulares, principalmente no tronco inferior L5-S1, nos exercícios de agachamento com a barra pela frente, stiff, agachamento com a barra nas costas e elevação frontal, respectivamente. Rosca bíceps e elevação lateral apresentam FA e FM menores que os demais exercícios e que os relatados em estudos que avaliam os levantamentos (AVDs). Essas informações são importantes para o planejamento de treinamentos físicos, principalmente quando com públicos específicos: idosos, pessoas com lesões na coluna vertebral e pessoas com desvios posturais severos.

Mesmo com as limitações do modelo, a comparação entre exercícios possibilitou análises comparativas. Não foram encontrados na literatura valores de força nos três segmentos do tronco sob as condições impostas nesse estudo para realizar uma comparação. Entretanto, as comparações com movimentos semelhantes realizados por outros autores mostraram coerência nos dados apresentados.

Mais estudos são necessários para identificar as cargas com diferentes percentuais de 1 RM e com mais exercícios, para averiguar possíveis alterações do padrão de movimento e, principalmente, qual a repercussão nos valores de forças internas na coluna vertebral.

6. REFERÊNCIAS

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.

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, 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.

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.

BURGUESS-LIMERICK, R. Squat, stoop, or something in between? *International Journal of Industrial Ergonomics*, v. 31, n. 3, p. 143-148, 2003.

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

DALLA VECHIA, E; DUARTE, M.; AMADIO, A.C. Proposta de um modelo metodológico para a determinação de forças internas do aparelho locomotor humano In: Anais do VII Congresso Brasileiro de Biomecânica, Campinas, p. 189-194, 1997.

DALLA VECHIA, E .; DUARTE, M.; SERRÃO, J.C.; RODRIGUEZ, M.D.; AMADIO, A.C. Aspectos metodológicos para a determinação de cargas internas no segmento inferior humano. In: Anais do VIII Congresso Brasileiro de Biomecânica, Florianópolis, p. 269-274, 1999.

DOLAN, P.; ADAMS, M. A. Recent advances in lumbar spinal mechanics and their significance for modeling. *Clinical Biomechanics*, v. 16, n. 1, p. S8-S16, 2001

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.

FATHALLAH, F. A.; MARRAS, W. S.; PARNIANPOUR, M. The role of complex, simultaneous trunk motions in the risk of occupation-related low back disorders. *Spine*, v. 23, n. 9, p. 1035-1042, 1998.

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, n^o. 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.

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

KINGMA, I.; BATEN, C.T.M.; DOLAN, P.; TOUSSAINT, H. M.; VAN DIEËN, 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.

KINGMA, I.; LOOZE, M.P.; TOUSSAINT, H.M.; KLIJNSMA, H.G.; BRUIJNEN T.B.M. Validation of a full body 3-D dynamic linked segment model. *Human Movement Science*, v. 15, n. 6, p. 833-860, 1996.

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.; 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.

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.

Michael A. Adams, and Peter J. Roughley. What is Intervertebral Disc Degeneration, and What Causes It? *Spine*. Volume 31, Number 18, pp 2151–2161. 2006,

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 Pósgraduação da Escola de Educação Física, UFRGS, Brasil, [2006].

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.

SATO, K.; KIKUCHI, S.; YONEZAWA, T. *In vivo* intradiscal pressure measurement in healthy individuals and in patients with ongoing back problems. **Spine**, v. 24, n. 23, p. 2468-2474, 1999.

STOKES I. A. F.; GARDNER-MORSE M. Quantitative anatomy of the lumbar musculature. **Journal of Biomechanics**, v. 32, n. 3, p. 311-316, 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- 762, 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. 111-126, 2001.

WINTER DA, *Biomechanica 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 981-992. 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. 543-548. 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.

Apêndice A - Termo de Consentimento Informado (TCI).

Você está sendo convidado a participar de um estudo sobre técnicas de pesquisa em Biomecânica, o qual pretende investigar forças internas, durante o ato de levantar um objeto do solo com 20% da massa corporal, em cinco diferentes técnicas. Neste sentido, pedimos que você leia este termo e esclareça suas dúvidas antes de consentir, com sua assinatura, a sua participação.

Objetivo do Estudo:

Desenvolver um modelo matemático que permita quantificar as forças musculares e articulares na coluna vertebral.

Objetivo do estudo:

Desenvolver um macromodelo biomecânico tridimensional, no qual a coluna vertebral seja constituída de três segmentos móveis (tronco superior, médio e inferior), que possibilite estimar as forças internas, musculares e articulares nos três segmentos, durante a realização de diferentes técnicas de levantamento de objetos do solo.

Procedimentos:

Participar de uma pré-avaliação, que consta de um treino para a realização das técnicas propostas para o ato de levantar objetos do solo;

Participar de uma filmagem para uma análise cinemática dos movimentos executados. Onde serão fixados com fitas adesivas marcadores reflexivos, no corpo;

Serão também mensuradas: sua estatura, com um estadiômetro, a massa corpórea, com uma balança eletrônica, e os comprimentos dos segmentos, com fita métrica.

Participar do protocolo que consiste em realizar o levantamento de um objeto do solo, com 20% da massa corporal, em três diferentes técnicas de levantamento aleatoriamente:

(1) com as articulações dos joelhos e cotovelos estendidas e realizando apenas uma flexão da articulação do quadril; realizando simultaneamente uma flexão das articulações do quadril e joelhos, mantendo os cotovelos estendidos;

(2) realizando simultaneamente uma flexão das articulações dos joelhos, quadril e cotovelos.

Todos os procedimentos para aquisição dos dados serão realizados no LAPEX-UFRGS, tendo a duração aproximada de 1:30hs (uma hora e trinta minutos).

Riscos e Benefícios do Estudo:

Primeiro: Nenhuma das etapas do teste oferece risco à sua saúde, tão pouco 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.

Voluntariedade:

A recusa do indivíduo em participar do estudo será sempre respeitada, possibilitando que seja interrompido a rotina de avaliação a qualquer momento, a critério do indivíduo participante.

Novas informações:

A qualquer momento, o participante poderá requisitar informações esclarecedoras 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

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 _____.