

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

Guilherme Auler Brodt

**DIFERENÇAS NA ESTIMATIVA DO TORQUE MUSCULAR MÁXIMO DE
EXTENSÃO DE JOELHO UTILIZANDO PARÂMETROS DA LITERATURA E
PARÂMETROS MENSURADOS DIRETAMENTE DE INDIVÍDUOS COM
MAIS DE 55 ANOS**

Professor Orientador:
Jefferson Fagundes Loss

PORTO ALEGRE

2013

Guilherme Auler Brodt

**DIFERENÇAS NA ESTIMATIVA DO TORQUE MUSCULAR MÁXIMO DE
EXTENSÃO DE JOELHO UTILIZANDO PARÂMETROS DA LITERATURA E
PARÂMETROS MENSURADOS DIRETAMENTE DE INDIVÍDUOS COM
MAIS DE 55 ANOS**

**Dissertação de Mestrado apresentada
ao Programa de Pós-Graduação em
Ciências do Movimento Humano da
Escola de Educação Física da
Universidade Federal do Rio Grande do
Sul como requisito parcial para a
obtenção do título de Mestre em
Ciências do Movimento Humano
Orientador: Prof. Jefferson Fagundes
Loss**

PORTO ALEGRE

2013

CIP - Catalogação na Publicação

Brodth, Guilherme Auler

Diferenças na estimativa do torque muscular máximo de extensão de joelho utilizando parâmetros da literatura e parâmetros mensurados diretamente de indivíduos com mais de 55 anos / Guilherme Auler Brodth. -- 2012.

101 f.

Orientador: Jefferson Fagundes Loss.

Dissertação (Mestrado) -- Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Escola de Educação Física, Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano, Porto Alegre, BR-RS, 2012.

1. Biomecânica. 2. Idosos. 3. Torque Muscular. 4. Modelos biomecânicos. I. Loss, Jefferson Fagundes, orient. II. Título.

Guilherme Auler Brodt

**DIFERENÇAS NA ESTIMATIVA DO TORQUE MUSCULAR MÁXIMO DE
EXTENSÃO DE JOELHO UTILIZANDO PARÂMETROS DA LITERATURA E
PARÂMETROS MENSURADOS DIRETAMENTE DE INDIVÍDUOS COM MAIS DE
55 ANOS**

Conceito Final:

Aprovado em de de

BANCA EXAMINADORA

Professor Doutor Marco Aurélio Vaz – Universidade Federal do Rio Grande do Sul

Professora Doutora Claudia Silveira Lima - Universidade Federal do Rio Grande do Sul

Professora Doutora Mônica De Oliveira Melo – Universidade de Caxias do Sul

Orientador – Professor Doutor Jefferson Fagundes Loss – Universidade Federal do Rio
Grande do Sul

AGRADECIMENTOS

Nunca fui bom em solenidades e não foi durante o mestrado em que aprendi a ser formal. De acordo com meu orientador, eu ainda nem aprendi a ler, então as formalidades da escrita e do comportamento ainda estão longe de mim. No entanto espero que todas as pessoas que estão presentes nesta lista de agradecimentos saibam o quanto foram essenciais para toda a minha formação. A confecção deste trabalho foi só uma consequência de uma série de experiências vivenciadas durante meus 6 (primeiros) anos de ESEF (Escola de Educação Física da UFRGS) e 5 anos e meio de BIOMECH (Grupo de Investigação da Mecânica do Movimento Humano – ESEF – UFRGS) Quando cito cada nome quero também que estas pessoas saibam sinceramente que às valorizo, pois sempre fui um observador e tento aprender ao máximo com as pessoas a minha volta. Estes aprendizados não se limitam somente a aprendizados teóricos ou acadêmicos, mas de como ser quem eu sou hoje. Independentemente do resultado do dia da defesa espero que saibam que tudo isso que você viram, veem e verão em mim ou em meu trabalho é em parte culpa de vocês.

Então vamos aos nomes e à sua respectiva culpa principal...

Jefferson Fagundes Loss, esse cara me ensinou tanta coisa que eu precisaria de outra dissertação para mencionar tudo, mas conhece-lo e vivenciar tantos momentos com ele foi um privilégio, graças a ele sei que é possível ser alguém extremamente capaz mesmo sem perder os ânimos. Muitos dos que saíram do grupo dizem e eu concordo plenamente: *“o jeffe é como um pai que te ensina e brinca, mas é dele que vem os maiores ensinamentos e a mijada que mais dói...”*. Valeu, meu jovem, por me aguentar por tanto tempo e me fazer me apaixonar pela biomecânica.

Marco Aurélio Vaz, excelente professor que de alguma forma me suportou nas disciplinas e nas conversas em sala de aula e corredores. Ainda aceitou ser banca no meu deste mestrado..., que coragem! Realmente aprendi muito como ser ético com ele além de como controlar os ânimos mesmo quando a situação é de muito estresse.

Claudia Lima, com ela aprendi cinesiologia, mas aprendi ainda como ser acolhedor e exigente ao mesmo tempo. Durante minha formação v nela um dos grandes exemplos de pessoa receptiva, humilde e ao mesmo tempo talentosa e detentora de um grande conhecimento.

Mônica de Oliveira Melo, essa foi a responsável por grande parte da minha formação desde a iniciação científica. Se hoje sei trabalhar em pesquisas é graças a ele que conseguiu tirar de um graduando em educação física descabelado e distraído um potencial para ser

mestre em ciências do movimento humano e professor universitário. Não sei como me aguentou por tanto tempo e nunca me mandou praqueres lugares. Espero que continue a acreditar em mim pois depois do jeffe ela foi a pessoa que mais confiou em minhas capacidades.

Marcelo La Torre, uma ótima palavra que define o latorre é “amigo”. Ele não mede esforços para ajudar a todos a sua volta mesmo cheio das mais inúmeras tarefas. Logo que entrei na pesquisa segui seu exemplo ajudando todos que precisaram de mim.

Lara Elena Gomes, para agradecer a esta menina não tenho palavras... simplesmente ela é a chata mais legal que eu conheci, nadamos muitos metros juntos e tomei muitas broncas dela também. Muito obrigado por me mostrar como estar sempre preparado para enfrentar os desafios cotidianos que a pesquisa envolve. Quando eu crescer quero ser que nem a Lara.

Débora Cantergi, uma menina que a gente quase confunde com a Lara, ela é tão prestativa que as vezes esquece dela mesma. Detalhista e divertida o suficiente para ser uma grande companhia no laboratório e me aguentar mesmo sendo grosso como eu sou.

Joelly Manhnic Toledo, a maior alemoa, pesquisadora, amiga e companheira, literalmente. Diversos momentos pensei como alcança-la em suas realizações.

Flávia Martinez, essa mulher é tão divertida e tão inteligente que chega a ser uma incoerência. Gostaria de ter mais oportunidades de trabalhar e aprender com ela. Muito obrigado por me incentivar a seguir em gente sempre.

Luca Boeira, Esse rapaz consegue ser mais distraído que eu. Mas mesmo assim é muito talentoso. Espeto ter ensinado alguma coisa para ele nesse tempo em que estivemos trabalhando juntos. Espero também que ele não tenha aprendido a ser enrolado como eu. Saiba que foi essencial para a conclusão dessa dissertação.

Artur Bonezi dos Santos, cara mais engraçado do grupo, mesmo quando a sala 222 estava desmoronando em mau humor geral ele conseguia levantar os ânimos da galera.

Julia Collares Vanassi, gringa mais gringa que já conheci, no sentido mais amplo das palavras, seja lá o que elas signifiquem. Foi focada o suficiente para não deixar que minhas palhaçadas estragassem o seu dia.

Yumie Okuyama da Silva, japa mais afu que já vi. Sempre tão ativa e disposta que não tinha como ficar parado só de falar com ela.

Obrigado também Mariana Tonietto, Alessandra Fayh Paulitsch, Gláucia Andreza Kronbauer, Leonardo Alexandre Peyré Tartaruga, Luis Felipe Silveira, Maicon Pasini. Aos demais que posso ter esquecido, me desculpem mas vocês sabem como eu sou.

Agradecimentos especiais à Evelyn de Abreu Maciel, que é a nega velha que me aguenta, que está do meu lado em tantos momentos, me lembra de tudo que esqueço, inclusive de quem sou. Uma menina linda que fez tanto por mim, me ajuda e me apoia tanto que não sei se teria conseguido seguir em frente nesse mestrado sem seu apoio. Espero continuarmos tão bem juntos por muito mais tempo.

Agradecimentos muitíssimo especiais para Carmen Auler, minha mãe, minha amiga, minha referência. Aquela que foi mãe no sentido mais maravilhoso da palavra. Companheira, paciente e prestativa o tempo todo. Me aguentou sozinha em casa por todos estes anos. Essa é a maior responsável pelo meu caráter hoje, Obrigado mãezinha.

PS.: Erros ortográficos a parte, e pessoas esquecidas, escrevi os agradecimentos antes de imprimir a dissertação no computador da gráfica, então não deu muito tempo de planejar o que vem aqui.

RESUMO

Diferenças na estimativa do torque muscular máximo de extensão de joelho utilizando parâmetros da literatura e parâmetros mensurados diretamente de indivíduos com mais de 55 anos

Guilherme Auler Brodt

Professor Orientador Jefferson Fagundes Loss

Contextualização: Uma das formas de conhecimento da função muscular se dá por meio de modelos biomecânicos que utilizam parâmetros como área de secção transversa fisiológica (ASTF), comprimento de fascículo e ângulo de penetração para a mensuração da força isométrica máxima dos músculos. Os modelos biomecânicos normalmente empregam arquitetura de cadáveres e ignoram as características específicas da população estudada. Por esta razão, podem ser imprecisos na estimativa. **Objetivo:** Comparar o torque isométrico máximo de extensão de joelho de mulheres com mais de 55 anos com a estimativa de torque utilizando modelo biomecânico, utilizando parâmetros de cadáveres e utilizando parâmetros musculares mensurados diretamente. **Metodologia:** Quinze voluntárias com idade superior a 55 anos realizaram contrações voluntárias máximas isométricas (CVMI) de extensão de joelho em quatro ângulos (15°, 45°, 75° e 105°). Foram coletadas imagens de ultrassonografia de ASTF, comprimento de fascículo e ângulo de penetração dos músculos do quadríceps. Esses parâmetros foram utilizados no modelo de Arnold *et al.* (2010) para estimar o torque individual das voluntárias nas mesmas condições da CVMI. Os resultados de torque experimental, torque estimado individual (arquitetura individual) e torque estimado genérico (arquitetura dos cadáveres) foram comparados por meio de ANOVA de Friedman ($\alpha < 0,05$) e desdobramento *post-hoc* de Wilcoxon, índice de significância corrigido de $\alpha < 0,0167$ foi adotado após correção de Bonferroni. Além disso, foi realizada a análise gráfica de Bland-Altman (1986), regressão linear, índice de correlação intraclassa (ICC) e erro RMS para identificar qual técnica se assemelha mais ao torque experimental. **Resultados e Discussão:** O torque estimado individualmente previu corretamente o torque experimental nos ângulos de 45°, 75° e 105°. O torque estimado genérico previu corretamente o torque experimental nos ângulos 75° e 105°. Ambas as estimativas apresentaram tendências de superestimar os valores experimentais. Sendo que o torque estimado individual apresentou menor erro RMS e menor ICC. Após a correção da distância perpendicular muscular utilizada no modelo pela apresentada por Krevolin, Pandey e Pearce (2004) para mulheres, o pico do torque estimado individualmente apresentou-se no mesmo ângulo do torque coletado (75°). **Conclusão:** A estimativa com dados de arquitetura individualizados aumenta o grau de acerto da técnica em um dos ângulos coletados, entretanto, a correlação entre os dados experimentais e aqueles oriundos do modelo individualizado não foi maior que aquela obtida entre os dados experimentais e os dados oriundos do modelo genérico.

Palavras Chave: modelos biomecânicos, área de secção transversa, momento, fibras, Opensim

ABSTRACT

Differences on estimated moment of knee extension using parameters from the literature and directly measured parameters of over 55 years womens

Guilherme Auler Brodt

Professor Orientador Jefferson Fagundes Loss

Background: One way to know the muscle function is by biomechanical models that use parameters such as physiological cross-sectional area (PCSA) , fascicle length and penation angle for the estimation maximum isometric muscle force. Biomechanical models typically employ generic architecture parameters from cadaveric studies and ignore the specific characteristics of the studied population. For this reason, the estimation may be inaccurate.

Objective: Compare the maximum isometric knee extension moment in women over 55 years with the estimated moment using a biomechanical model, using: (1) muscle parameters from cadaveric studies and (2) muscle parameters measured directly. **Methods:** Fifteen volunteers aged over 55 years did maximum isometric voluntary contraction (MIVC) of knee extension at four angles (15°, 45°, 75° and 105°). Ultrasound images of PCSA, fascicle length and penation angle of the quadriceps femoris muscles were acquired. These parameters were used in the model of Arnold *et al.* (2010) to estimate the individual voluntary moment of the same conditions of MIVC. The experimental moments were compared with the estimated moment and with generic architecture, collected from cadaveric studies (Ward *et al.*, 2009). The results experimental moment, individual estimated moment (individual architecture) and generic estimated moment (architecture from cadavers form Ward *et al.*, (2009)) were compared using Friedman's ANOVA ($\alpha < 0.05$) and Wilcoxon's post-hoc ($\alpha < 0.0167$ - Bonferroni's correction). Furthermore, the following analysis were performed: graphical analysis and Bland-Altman (1986), linear regression, intraclass correlation coefficient (ICC) and RMS error to identify which technique is more similar to the experimental moment. **Results and Discussion:** The moment estimated individually correctly predicted the experimental moment at 45°, 75° and 105°. The generic moment estimation agreed with the experimental moment at 75° and 105°. Both estimations presented tendencies to overestimate the experimental moment. The individual estimation presented lower RMS error and lower ICC. After correction of the muscle moment arm used in the model for the presented by Krevolin , Pandy and Pearce (2004) , the peak angle of estimated moment was presented at the same angle of the experimental moment (75°). **Conclusion:** The estimate with individualized data architecture increases the degree of agreement in one of the angles. However, the correlation between the experimental data and those from the individualized model was not greater than that obtained by the generic estimation.

Key words: biomechanical models, cross-sectional area, moment, fibers, Opensim.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

- Figura 1:** *Screenshot* da Interface Gráfica de Usuário do *OpenSim*. Acima alguns dos modelos osteomusculares disponíveis para o *software*, e, em destaque no canto inferior esquerdo, o modelo de membros inferiores de Delp *et al.* (1990).23
- Figura 2:** Esquema do modelo de atuador musculotendíneo do tipo Hill, mostrando fibras musculares em série com o tendão. Na fibra muscular, estão representados o elemento contrátil e o componente elástico muscular em paralelo que juntos geram a força do músculo (FM). A força muscular passiva (FPM) é dada em função de sua rigidez não linear (k). A força muscular ativa (FAM) é uma função do comprimento da fibra muscular (ℓM) e da velocidade de contração muscular (vM), enquanto a força do tendão (FT) é dada em função do comprimento do tendão (ℓT). Ângulo de penação (α). Comprimento total musculotendíneo (ℓMT). Adaptado de Zajac (1989), Buchanan *et al.* (2004) e Delp *et al.* (2007).26
- Figura 3:** Relação força-comprimento da fibra muscular. Propriedades estáticas da função força-comprimento do tecido muscular que é considerada nos modelos musculares no *OpenSim*. O ponto destacado no gráfico representa o ponto de força muscular isométrica máxima ($F0m$) e de comprimento ótimo da fibra ($\ell 0m$). Figura adaptada de Zajac (1989). .28
- Figura 4:** Relação força comprimento do tendão. Curva genérica utilizada nos modelos musculares no *OpenSim* da força passiva do tendão normalizada pela força isométrica máxima muscular em função da deformação relativa ao tendão. No eixo horizontal, está representado o comprimento do tendão em repouso ($\ell 0T$) até 3,3% de aumento em seu comprimento. Figura adaptada de Zajac (1989).30
- Figura 5:** Rede de polígonos que representa a superfície óssea. A seta preta indica a direção da atuação da força do tendão patelar. Linha tracejada indica linha paralela que passa o centro de rotação da articulação. Dp : distância perpendicular do tendão patelar. Figura adaptada de Pandy e Andriacchi (2010).32
- Figura 6:** Representação da geometria óssea dos músculos: (a) dos membros inferiores; (b) do grupo muscular quadríceps femoral; (c) do reto femoral, representado como o modelo de Hill.33
- Figura 7:** Representação esquemática da área de secção transversa fisiológica dos músculos Bíceps Braquial, vasto lateral e Glúteo Máximo. Figura adaptada de Lieber e Friéden (2000).36

Figura 8: Exemplos de obtenção de ASTA a partir da técnica de (A) Ressonância Magnética (MORSE; DEGENS; JONES, 2007) e a partir das técnicas de sobreposição de imagens com ultrassonografia (B – E) em que (B) representa Imagem Composta (SIPILA; SUOMINEN, 1991b), (C) Sobreposição Simples (REEVES; MAGANARIS; NARICI, 2004), (D) Sobreposição Simples com sonda de campo estendido (NOORKOIV; NOSAKA; BLAZEVIICH, 2010) e (E) Imagem composta com a utilização de Ultrassom Panorâmico (SCOTT <i>et al.</i> , 2012).	43
Figura 9: Representação esquemática das etapas da coleta de dados. Todas as etapas foram realizadas no mesmo dia em um único turno. No item (e), a ordem da execução das etapas foi aleatória.	51
Figura 10: Posicionamento dos eletrodos dos músculos bíceps femoral (a) e semitendíneo (b)	53
Figura 11: Marcações para orientação da sonda do ecógrafo para coleta da área de secção anatômica (ASTA) a 60% do comprimento da coxa. A 50%, a marcação para mensuração da arquitetura muscular dos músculos vasto lateral (VL), vasto intermédio (VI), reto femoral (RF). Já a 25%, está a marcação para o posicionamento da sonda para captura do vasto medial (VM).	54
Figura 12: Imagens coletadas pelo equipamento de ultrassonografia e reconstruídas de maneira que formam a área de secção anatômica do quadríceps, procedimento adaptado de Morse, Degens e Jones (2007). (a) Posicionamento do indivíduo durante a coleta das imagens, joelho permanece em 90° de flexão e com o pé apoiado sobre o dinamômetro para descomprimir os tecidos moles da coxa no banco do dinamômetro, seta preta indica o percurso realizado manualmente com a sonda de campo estendido para coleta de todas as imagens necessárias para reconstrução da ASTF. No destaque, na parte inferior da imagem, é possível visualizar os marcadores e a marcação pelo perímetro da coxa; (b) Imagens avulsas resultantes da coleta; (c) Processo de reconstrução por sobreposição com a sonda de campo estendido. (d) Resultado após a marcação dos limites de cada músculo para cálculo da área da imagem.	55
Figura 14: Fluxograma das variáveis de entrada necessárias para o cálculo da área de secção transversa fisiológica.	58
Figura 15: Fluxograma das variáveis de entrada necessárias para a individualização do modelo. Os torques apresentados na Figura 13 são calculados após a escala do modelo e inserção dos parâmetros de arquitetura.	59

Figura 13: Fluxograma das etapas de análise de dados para aquisição do torque estimado. Nas caixas cinzas estão as variáveis de parâmetros musculares e tendíneos necessárias para a estimativa do torque. Nos quadrados tracejados estão presentes as variáveis de arquitetura que também foram coletadas individualmente e que dão origem ao torque estimado individual. A força muscular ativa e passiva são calculadas em função do comprimento muscular e a força passiva do tendão é calculada em função do comprimento de tendão.	60
Figura 16: Coativação média dos flexores de joelho adquirida durante as CVMIs de extensão, normalizadas pela ativação máxima flexora encontrada na CVMi de flexão de joelho.....	62
Figura 17: Gráfico com as força musculares médias estimadas pelo modelo para cada indivíduo. Linha preta representa a força muscular ativa e a linha cinza representa a força muscular passiva. A área sombreada circundando cada linha representa seu respectivo desvio padrão.....	64
Figura 18: Resultados de Torque mensurado (losango); Torque estimado com os dados de arquitetura específicos dos indivíduos, em que a linha contínua preta representa a média e as linhas contínuas cinzas representam \pm desvio-padrão; Torque estimado com os dados de arquitetura muscular genéricos oriundos de cadáveres (linha tracejada). Asteriscos indicam diferença ($p < 0,0167$) entre o torque mensurado e torque estimado genérico, sustentado indica diferença ($p < 0,0167$) entre torque mensurado e torque estimado individual.	65
Figura 19: Resultado da regressão linear de torque mensurado e estimado individual. A linha contínua representa a linha de igualdade e a linha tracejada indica a regressão linear. E_{RMS} : Erro <i>root mean square</i> . ICC: Índice de correlação intraclass.	66
Figura 20: Resultado da regressão linear de torque mensurado e estimado genérico. A linha contínua representa a linha de igualdade e a linha tracejada indica a regressão linear. E_{RMS} : Erro <i>root mean square</i> . ICC: Coeficiente de correlação intraclass.....	66
Figura 21: Gráfico de análise gráfica de Bland e Altman (1986) do torque estimado individual menos experimental pela média das técnicas. Linha tracejada representa a regressão linear dos pontos. Linhas cinzas representam o intervalo de 95% de confiança.	67
Figura 22: Gráfico de análise gráfica de Bland e Altman (1986) do torque estimado individual menos experimental pela média das técnicas. Linha tracejada representa a regressão linear dos pontos. Linhas cinzas representam o intervalo de 95% de confiança.	68
Figura 23: Comparação qualitativa das distâncias perpendiculares do tendão patelar utilizadas no presente modelo (Linha preta – Arnold <i>et al.</i> (2010)) e proposta por Krevolin, Pandy e Pearce (2004) que foram utilizadas para aprimorar os resultados do modelo.	69

Figura 24: Resultado de torque estimado pelo modelo de Arnold *et al.* (2010) semelhante ao ilustrado na figura 14 (linha contínua) e resultado de estimativa do torque utilizando a distância perpendicular de Krevlin, Pandy e Pearce (2004). DP: distância perpendicular.....69

LISTA DE EQUAÇÕES

$F_{mt} = f(v)f(\ell)a(t)F_{0m}$ Equação 1	26
$F_{Am} = fA\ell F_{0m} a(t)$ Equação 2.....	28
$F_{Pm} = fP\ell F_{0m}$ Equação 3.....	29
$F_m = F_{Am} + F_{Pm}$ Equação 4.....	29
$\epsilon_t = \ell t - \ell st \ell st$ Equação 5.....	31
$F_{0M}(N) = PCSA \text{ cm}^2 \times \text{Tensão Específica (Ncm}^2)$ Equação 6	36
$PCSA \text{ cm}^2 = Vol. \text{ Musc. cm}^3 \times \text{cosseno } \alpha \text{Comp. de fascículo cm}$ Equação 7	37
$CA = EMGBFCVMBF + EMGSTCVMST2$ Equação 8.....	50
$ASTF = a4 + b3 + c2 + d \times (\ell f\hat{e}mur - z) \times ASTAax2 + bx2 + cx + d\ell f$ Equação 99	58

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Resultados de arquitetura muscular expressos em média \pm desvio padrão para as variáveis: comprimento de fascículo (CF), ângulo de penação (AP), área de secção transversa anatômica (ASTA) e área de secção transversa fisiológica (ASTF). Além disso, está expressa a força isométrica máxima (FIM) resultante da ASTF multiplicada pela tensão específica média de 61 N/cm^2 (Wickiewicz et al., 1983) utilizada no presente estudo. N.A. indica parâmetros não apresentados. Todos os resultados estão apresentados para o presente estudo e para o estudo de Ward et al, (2009) o qual representa os dados de arquitetura genéricos do modelo com exceção da ASTA que não é apresentada no estudo de Ward et al, (2009). Asteriscos representam $p < 0,05$63

LISTA DE ABREVIATURAS

- ASTA – Área de secção transversa anatômica
ASTF – Área de secção transversa fisiológica
 $a(t)$ - Nível de atividade muscular
ANOVA – Análise de variância
CVMI – Contração voluntária máxima isométrica
cm – centímetros
et al. – e colaboradores
EMG – Eletromiografia
 F^M - Força muscular total
 F_P^M Força muscular passiva
 F_A^M - Força muscular ativa
 F^T - Força do tendão
 $f_P(\ell)$ - Função do comprimento da fibra
 $f_P(t)$ - Função do comprimento do tendão
ICC – Coeficiente de correlação intraclasse
 k - Rigidez não linear
kg - quilogramas
 ℓ^M Comprimento muscular
 ℓ^T - é dada em função do comprimento do tendão
N – Newtons
Nm – Newtons-metro
m – Metros
RMS – *Root mean square*
 v^M - Velocidade de contração muscular

SUMÁRIO

1.	INTRODUÇÃO.....	13
2.	OBJETIVOS.....	17
2.1.	Objetivo Geral	17
2.2.	Objetivos Específicos	17
3.	HIPÓTESE EXPERIMENTAL	18
4.	REFERENCIAL TEÓRICO	19
4.1.	Contextualização da análise de forças por meio de modelos biomecânicos.....	19
4.2.	O OpenSim.....	21
4.3.	Modelamento Muscular.....	23
4.3.1.	DIMENSIONAMENTO MUSCULAR	24
4.3.2.	DINÂMICA MUSCULAR	25
4.3.2.1.	<i>Força em função do comprimento</i>	<i>27</i>
4.3.2.2.	<i>Modelamento Tendíneo</i>	<i>30</i>
4.3.3.	GEOMETRIA MUSCULOESQUELÉTICA	31
4.3.1	PARÂMETROS PARA O MODELAMENTO	34
4.3.3.1.	<i>Força Isométrica Máxima</i>	<i>35</i>
4.3.3.2.	<i>Comprimento de fascículo</i>	<i>37</i>
4.3.3.3.	<i>Comprimento de repouso do tendão</i>	<i>38</i>
4.3.3.4.	<i>Ângulo de Penação</i>	<i>40</i>
4.3.3.5.	<i>Área de secção transversa anatômica</i>	<i>40</i>
4.4.	Estimativa das forças musculares.....	44
5.	MATERIAIS E MÉTODOS	47
5.1.	População e amostra	47
5.1.1.	CÁLCULO AMOSTRAL.....	47
5.1.2.	CRITÉRIOS DE INCLUSÃO	48

5.1.3. CRITÉRIOS DE EXCLUSÃO	48
5.2. Definição operacional das variáveis	48
5.2.1. VARIÁVEIS INDEPENDENTES:.....	48
5.3. Protocolo de avaliação	51
5.4. Lista Materiais.....	52
5.4.1. INTRODUÇÃO E PREPARAÇÃO	52
5.4.2. COLETA DAS IMAGENS DE ULTRASSONOGRRAFIA	53
5.4.3. FASE DE PRÉ-TESTE	56
5.4.4. FASE DE TESTE.....	56
5.4.4.1. Torque experimental e arquitetura.....	56
5.5. Análise de dados	57
5.5.1. ARQUITETURA MUSCULAR	57
5.5.2. ELETROMIOGRAFIA.....	57
5.5.3. TORQUE ISOMÉTRICO MÁXIMO	57
5.5.3.1. Torque Isométrico Máximo Estimado Genérico.....	57
5.5.3.2. Torque isométrico Máximo Estimado Individual	58
5.5.3.3. Torque isométrico Mensurado.....	61
5.6. Análise estatística	61
6. RESULTADOS	62
7. DISCUSSÃO.....	70
8. CONCLUSÃO	77
REFERÊNCIAS.....	78
APÊNDICES	89
8.1. Apêndice 1 - Termo de consentimento livre e esclarecido.....	89
8.2. Apêndice 2 – Autorização para realização de coletas na UCS.....	92
8.3. Apêndice 3 – Cadastro do projeto no sistema UFRGS.....	93
8.4. Apêndice 3 – Carta de aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa UFRGS.....	94

1. INTRODUÇÃO

De acordo com a Organização Mundial da Saúde (OMS, 2013), o crescimento da população de idosos é uma tendência mundial. Prova disso, é que o número de idosos no mundo tem crescido acima do número de pessoas em qualquer outra faixa etária (BOERMA *et al.*, 2010) e a expectativa de vida nunca foi tão alta na história da humanidade (FRONTERA, 2006). No Brasil, esta tendência se repete; a população de pessoas com mais de 65 anos também está em constante crescimento e, segundo o Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE), o número de idosos no Brasil tem crescido a taxas acima da população em geral.

Por exemplo, em 1990, a população brasileira era de aproximadamente 147 milhões de pessoas, dos quais os idosos eram apenas 6 milhões, representando 4,2% da população. Já em 2010, o total da população era 192 milhões de habitantes, onde 11 milhões tinham mais de 65 anos, o que representa 6,1% da população. Enquanto a população brasileira cresceu 30%, o número de idoso quase dobrou (aumento de 91%). Segundo uma projeção feita pelo IBGE em 2025, a população de idosos dobrará, e, em 2050, serão 39 milhões, o que representará 16% da população, ou seja, haverá quase quatro vezes mais idosos do que há hoje.

Do ponto de vista fisiológico, envelhecimento pode ser definido como a soma de todas as mudanças que ocorrem em um organismo vivo com o passar do tempo (WEINERT e TIMIRAS, 2003). Uma das principais mudanças decorrentes do envelhecimento é a perda significativa na função, força e estrutura musculoesquelética, além da diminuição dos níveis de massa muscular (LAURETANI *et al.*, 2003; ABELLAN VAN KAN, 2009). Essas mudanças graduais são também conhecidas como processo de sarcopenia.

Além disso, a literatura tem documentado que com o envelhecimento seguido pela sarcopenia, há incidência de limitações funcionais, dentre elas o caminhar (IEZZONI *et al.*, 2001). Ainda, de acordo com Frontera (2006), muitos pacientes idosos acreditam que se tornar fisicamente dependente é o maior dos temores, pois para a maioria deles envelhecer não é um problema, mas perder a independência funcional é inaceitável. Para desacelerar essa perda significativa das capacidades funcionais é necessário o conhecimento preciso da função muscular para então desenvolver planos de reabilitação e treinamento físicos ótimos projetados direta e especificamente para as necessidades do indivíduo.

Uma das formas de conhecimento da função muscular se dá por meio de modelos biomecânicos computacionais. Todavia, esta técnica possui algumas limitações quanto às propriedades musculares que são utilizadas para a estimativa da força muscular. Diversos estudos, apresentados na literatura, propõem parâmetros para o cálculo da função muscular (WICKIEWICZ *et al.*, 1983; FRIEDERICH e BRAND, 1990; WARD *et al.*, 2009). Esses dados são considerados genéricos, pois, ao adotá-los em um modelo biomecânico, as propriedades musculares específicas do indivíduo ou grupo de indivíduos são ignoradas, o que pode ser uma grande limitação.

O conhecimento preciso da função muscular permite melhorar o diagnóstico e, por conseguinte no tratamento de pacientes com deficiências de locomoção e em atividades de vida diária. Pode auxiliar na compreensão dos mecanismos de lesão muscular e, conseqüentemente, na elaboração de estratégias para a prevenção de lesões durante o treinamento (ANDREWS; HARRELSON e WILK, 2002). Além disso, também podem auxiliar no projeto de próteses para a substituição de articulações e em muitos outros problemas neurológicos e ortopédicos. Desse modo, o conhecimento das forças musculares durante atividades de vida diária poderá melhorar a tomada de decisão clínica.

A avaliação não invasiva da função musculoesquelética tem sido um dos maiores objetivos dos pesquisadores em biomecânica. Para essa avaliação, modelos computacionais tem se mostrado importantes ferramentas capazes de estimar *in-vivo* a função muscular (PANDY; ANDRIACCHI, 2010). Para que o modelo músculo esquelético computacional seja confiável, é necessário que represente matematicamente o comportamento fisiológico da contração muscular. Um modelo bastante conhecido que estima a força muscular é o modelo proposto por Hill (1938). Esse modelo utiliza parâmetros fisiológicos coletados de diversos estudos para a estimativa das forças musculares (ZAJAC; GORDON, 1989, BUCHANAN *et al.*, 2004). Ainda, o modelo de Hill caracteriza-se por ser poderosa ferramenta que dá resultados satisfatórios para a maioria das aplicações, que utiliza parâmetros fisiológicos conhecidos para a estimativa das forças, como força isométrica máxima, comprimento muscular, comprimento do fascículo, comprimento do tendão e ângulo de penação (BUCHANAN *et al.*, 2004).

Diversos modelos computacionais têm sido criados para a análise biomecânica. Por exemplo, há modelos computacionais que analisam as forças e torques musculares e articulares na coluna vertebral (PANJABI, 1998; ARJMAND *et al.*, 2009), nos membros inferiores (NEPTUNE, KAUTZ e ZAJAC, 2001; LLOYD e BESIER, 2003; BLEMKER e DELP, 2006) e nos membros superiores (PRAAGMAN *et al.*, 2000; MURRAY e

JOHNSON, 2004). No entanto, todos esses modelos possuem uma limitação em comum: utilizam parâmetros fisiológicos genéricos citados na literatura para a estimativa das forças musculares, isto é, empregam valores médios coletados de cadáveres, ignorando as características fisiológicas específicas da população estudada (PANDY e ANDRIACCHI, 2010).

Diversos estudos já mencionaram que diferenças nas propriedades musculares utilizadas como parâmetros para a estimativa da força muscular em modelos biomecânicos são capazes de alterar significativamente as respostas do modelo (BRAND, PEDERSEN e FRIEDERICH, 1986; RAIKOVA e PRILUTSKY, 2001; THELEN, 2003; SCOVIL e RONSKY, 2006; REDL, GFOEHLER e PANDY, 2007). A consequência prática disso é que, se os modelos forem imprecisos na estimativa da força muscular, o diagnóstico de qual músculo está afetando uma determinada atividade pode ser errado e, por conseguinte, o tratamento de pacientes com deficiências em tais atividades, como a locomoção, será prejudicado. Ainda, a interpretação dos mecanismos de uma determinada lesão muscular a partir de um modelo impreciso pode afetar na elaboração de estratégias para o tratamento e prevenção dessas lesões, além de outras situações em que a tomada de decisão clínica pode ser auxiliada pelo conhecimento das forças musculares (ANDREWS; HARRELSON; WILK, 2002).

Um ambiente propício para o desenvolvimento e implementação de modelos em voga atualmente é o *OpenSim* (DELP *et al.* 2007), um dos modelos mais atuais para este ambiente é o modelo elaborado por Arnold *et al.* (2010). Contudo, assim como os modelos apresentados anteriormente, este utiliza dados de arquitetura muscular de cadáveres, o que pode não representar uma estimativa precisa do torque efetivo realizado.

Dessa forma, tendo em vista a grande variação nas propriedades musculares citadas na literatura, bem como o fato de que as propriedades musculares mudam em função da idade e nível de atividade física (THELEN, 2003; REDL, GFOEHLER e PANDY, 2007), o presente estudo será desenvolvido para responder a seguinte questão de pesquisa: Qual a diferença entre o torque muscular isométrico máximo de extensão de joelho medido em mulheres com mais de 55 anos e (i) o torque muscular isométrico máximo de extensão de joelho estimado por meio de um modelo biomecânico genérico utilizando os parâmetros de cadáveres e (ii) entre o torque muscular isométrico máximo de extensão de joelho estimado a partir de parâmetros de arquitetura individuais?

Uma vez que a estimativa das forças musculares pode auxiliar diretamente na prescrição de exercícios, uma prescrição imprecisa pode alterar os resultados de um

tratamento ou treinamento. A maior contribuição do presente estudo será responder se os parâmetros individuais podem alterar significativamente a estimativa dos torques musculares oriundas de dados genéricos da literatura e se, com esses dados, o modelo se aproximará mais dos resultados de torque obtidos experimentalmente.

2. OBJETIVOS

A partir da contextualização levantada anteriormente e da questão de pesquisa supracitada, pode-se formular os seguintes objetivos:

2.1. Objetivo Geral

Comparar o torque isométrico máximo de extensão de joelho de mulheres com mais de 55 anos com a estimativa de torque utilizando modelo biomecânico.

2.2. Objetivos Específicos

- Estimar a força máxima isométrica de extensão de joelho por modelo biomecânico utilizando parâmetros musculares da literatura
- Estimar a força máxima isométrica de extensão de joelho por modelo biomecânico utilizando parâmetros mensurados diretamente de voluntárias com mais de 55 anos.
- Estimar o torque muscular isométrico máximo de extensão de joelho por modelo biomecânico utilizando parâmetros musculares da literatura
- Estimar o torque muscular isométrico máximo de extensão de joelho por modelo biomecânico utilizando parâmetros mensurados diretamente de voluntárias com mais de 55 anos.
- Comparar o torque isométrico máximo de extensão de joelho de mulheres com mais de 55 anos com a estimativa de torque utilizando parâmetros de cadáveres;
- Comparar o torque isométrico máximo de extensão de joelho de mulheres com mais de 55 anos com a estimativa do torque utilizando parâmetros musculares mensurados diretamente.

3. HIPÓTESE EXPERIMENTAL

Considerando o fato de que a maior parte dos estudos encontrados na literatura estimou a força muscular utilizando como parâmetros para o cálculo valores médios das propriedades musculares ao invés das propriedades específicas dos indivíduos (FRIGO, PAVAN e BRUNNER, 2009; ARNOLD *et al.*, 2010; STEELE *et al.*, 2010), especula-se que estas estimativas podem não representar realmente a força realizada pelo indivíduo durante a tarefa (THELEN, 2003), principalmente, quando esse indivíduo pertence a uma população em que as propriedades musculares são alteradas pelo envelhecimento. Além disso, uma das principais mudanças decorrentes do envelhecimento é a perda significativa na função, força e estrutura musculoesquelética, processo conhecido como sarcopenia (LAURETANI *et al.*, 2003; ABELLAN VAN KAN, 2009). Esse processo altera diretamente as propriedades musculares, diminuindo a força isométrica máxima realizada da população idosa.

Diante do exposto, ao introduzir no modelo muscular computacional as propriedades musculares individuais dos sujeitos voluntários desse estudo, a seguinte hipótese experimental foi formulada:

- *Serão encontradas diferenças entre o torque isométrico máximo medido experimental e o torque isométrico máximo estimado com os parâmetros médios propostos pela literatura e parâmetros individuais, sendo que o torque isométrico máximo estimado individualmente será mais exato e o torque isométrico máximo estimado com os parâmetros da literatura que irá superestimar o torque medido experimental.*

4. REFERENCIAL TEÓRICO

Os modelos biomecânicos computacionais são poderosas ferramentas que permitem entender o funcionamento mecânico de estruturas biológicas como músculos e ossos, bem como suas interações para gerar movimentos voluntários. Os músculos são os “geradores” de força do corpo humano, e saber o quanto cada um produz de força em determinadas tarefas é altamente benéfico para a prescrição de exercícios terapêuticos e de treinamento físico mais precisos. No entanto, alguns cuidados devem ser tomados na utilização destes modelos em populações como a de idosos. Para compreender esse tema e como ele tem se desenvolvido na comunidade científica, a presente revisão de literatura abordará os seguintes tópicos: (1) Contextualização à análise de forças por meio de modelos biomecânicos; (2) *OpenSim*; (3) Modelamento Muscular e (4) Estimativa das forças musculares.

4.1. Contextualização da análise de forças por meio de modelos biomecânicos

Na análise e investigação do movimento humano, a biomecânica pode estudar os fenômenos físicos que atuam externamente ao sistema biológico em questão, neste caso, o corpo humano. Exemplos destes fenômenos ou forças são: a força gravitacional, a força de reação do solo e a força de contato, que são variáveis normalmente observáveis diretamente. Por outro lado, a biomecânica também pode envolver a investigação das forças internas – forças transmitidas pelas estruturas biológicas internas do corpo – tais como: forças musculares, forças nos tendões, ligamentos, ossos e cartilagens articulares (AMADIO e BAUMANN, 2000).

Essas forças podem ser medidas a partir de métodos diretos e indiretos. Segundo Erdemir *et al.* (2007), a medição direta das forças internas, como a muscular, está limitada a procedimentos invasivos. Ainda, conforme Winter (2005), há uma grande dificuldade na determinação de forças internas pelo método direto, devido à necessidade de introdução cirúrgica de transdutores de força no corpo humano. Apesar disso, alguns pesquisadores já realizaram esses procedimentos em estruturas internas como o ligamento cruzado anterior (BEYNNON e FLEMING, 1998).

Komi (1990) e Finni, Komi e Lukkariniemi (1998) apontam que há grande variabilidade em mensurações diretas das forças musculares entre os sujeitos analisados, o que compromete a proficuidade dos dados, e ressaltam que foram encontrados resultados bastante diferentes das curvas clássicas obtidas de ensaios clínicos em músculos isolados tanto nos estudos em humanos quanto nos realizados em animais. Esses autores justificam afirmando que as condições nas quais os músculos são avaliados em situações isoladas *in vitro* são muito diferentes das condições *in vivo*.

Outra limitação desses estudos é que não são capazes de avaliar a relação entre a tensão do tendão analisado e os demais músculos agonistas, antagonistas ou sinergistas que transpassam a articulação ou auxiliam no gesto analisado (PANDY e; ANDRIACCHI, 2010). Devido a estas desvantagens, as forças internas são frequentemente estimadas por meio do método indireto em estudos realizados com seres humanos.

Já o método indireto utiliza modelos que objetivam representar a estrutura corporal desejada de forma simplificada em relação à realidade (WINTER, 2005). Essas simplificações podem representar limitações ou restrições dos modelos, porém não reduzem sua relevância para a compreensão do movimento humano. Diferentes tipos de modelos biomecânicos podem ser utilizados, sendo adaptados e estruturados de acordo com a análise desejada (NIGG; HERZOG, 2005). Por exemplo, um modelo permite analisar as variáveis do sistema de interesse e estimar como elas se relacionam. Desse modo, a partir de um modelo são obtidas informações sobre a relação entre causa e efeito (HERZOG, 1996; NIGG; HERZOG, 1999).

Os modelos biomecânicos computacionais são formados por um conjunto de equações matemáticas que incorporam a geometria e as propriedades físicas das estruturas que estão sendo representadas. Nesses modelos, são fornecidos parâmetros de entrada oriundos de estudos com cadáveres, de dados coletados em animais ou voluntários humanos, ou ainda de informações da literatura (PANJABI, 1998). Existem dois meios mais frequentes para o desenvolvimento de modelos biomecânicos computacionais observados na literatura: o primeiro é a criação independente de modelos biomecânicos por meio de *softwares* de cálculo genéricos como o *Matlab*®, ou por meio de pacotes de modelamento que fornecem ferramentas desenvolvidas especialmente para a biomecânica, tais como SIMM, *OpenSim*, *AnyBody*, entre outros (KELLY, 2008).

Diversos modelos computacionais têm sido criados para a análise biomecânica da distribuição de forças e torques na coluna vertebral (PANJABI, 1998; ARJMAND *et al.*, 2009), nos membros inferiores (NEPTUNE; KAUTZ; ZAJAC, 2001; LLOYD e BESIER,

2003; BLEMKER; DELP, 2006), nos membros superiores (PRAAGMAN *et al.*, 2000; MURRAY; e JOHNSON, 2004) e para avaliar a coordenação muscular (MUNIH e; KRALJ, 1997; RAASCH *et al.*, 1997), entre outros diversos fatores que podem ser avaliados por meio de modelos biomecânicos computacionais.

No entanto, todos esses modelos possuem limitações em comum: (I) difícil ou nenhum acesso ao ambiente de trabalho (*software*) utilizado para gerar os modelos, muitas vezes com valores elevados para a compra; (II) não compartilhamento (livre acesso) do código fonte dos modelos desenvolvidos; (III) especificidade elevada, ou seja, os modelos não são reaplicáveis aos mais variados objetivos ou contextos de pesquisa; (IV) a linguagem de programação utilizada não é padronizada. Dessa forma, esses fatores vão de encontro à nova tendência global de compartilhamento de informações e comunicação entre pesquisadores, a fim de abreviar a “burocratização do conhecimento” e acelerar novos avanços científicos.

Uma iniciativa que teve por objetivo o compartilhamento do conhecimento desenvolvido na área de biomecânica foi a criação do *software* OpenSim (DELP *et al.*, 2007). O *OpenSim* é um *software* que permite livre acesso dos usuários ao desenvolvimento de modelos musculoesqueléticos e a criação de simulações dinâmicas de movimento. Além disso, fornece uma plataforma na qual a comunidade biomecânica pode construir arquivos de simulações que podem ser trocados, testados, analisados e melhorados sem necessidade de permissão, por meio da colaboração de múltiplas instituições que adquirirem esse *software* gratuito.

4.2. O OpenSim

O OpenSim é um pacote de simulação disponível gratuitamente que permite a construção, compartilhamento e análise de modelos computacionais do sistema osteomuscular e simulações dinâmicas do movimento. Sua primeira versão foi apresentada à comunidade científica durante a Conferência da Sociedade Americana de Biomecânica em 2007. Desde o seu lançamento, muitos pesquisadores passaram a utilizar o *software* em uma grande variedade de aplicações incluindo: pesquisa biomecânica, projeto de dispositivos médicos, pesquisa em ortopedia e reabilitação, pesquisa em neurociência, projetos e análise ergonômica, ciências do esporte, animação computadorizada, pesquisa em robótica e educação (ANDERSON *et al.*, 2010).

O *software* fornece uma plataforma na qual a comunidade científica pode construir uma biblioteca de simulações que podem ser trocadas, testadas, analisadas e melhoradas por meio de uma colaboração multidisciplinar. Para isso, a base do *software* básico foi escrito em C++, e a interface gráfica do usuário (Figura 1) foi escrita em Java, duas linguagens amplamente difundidas na engenharia de *software*, o que permite a criação de *plug-ins*¹. A partir da interface gráfica do usuário, pode-se analisar os modelos e simulações existentes e desenvolver novos modelos e simulações (ANDERSON *et al.*, 2010).

O OpenSim inclui uma ampla variedade de recursos. Algumas das características que mais se destacam são:

- Plotar diretamente os resultados das análises feitas no *software*;
- Dimensionar o tamanho de um modelo musculoesquelético;
- Realizar análises de cinemática inversa para cálculo dos ângulos articulares;
- Realizar análises da dinâmica inversa para calcular os momentos e forças externas e internas;
- Dinâmica direta para gerar simulações de movimento.

Entre os vários recursos que o *software* proporciona (veja para mais detalhes Delp *et al.*, 1990 e Anderson *et al.*, 2010), o cálculo das forças musculares é sempre feito a partir de um modelo de um atuador musculotendíneo padrão do programa. Isso torna os modelos utilizados dentro do *software* genéricos o suficiente para serem aplicados aos mais variados objetivos ou contextos de pesquisa, facilmente compartilhados *on-line* (simtk.org), com linguagem de programação padronizada e simples (linguagem *java* que pode ser facilmente editada em qualquer editor *.xml) e, o mais importante, é que todos esses recursos são disponibilizados gratuitamente (DELP *et al.* 1990; ANDERSON *et al.* 2010).

¹ Entende-se *Plug-in* como um programa de computador secundário, mais leve, usado para adicionar funções a outros programas maiores, provendo alguma funcionalidade especial ou muito específica. Geralmente, é utilizado para suprir uma demanda específica do programador. Permitindo que desenvolvedores de *software* externos estendam as funcionalidades do programa maior (LEACH, 1999).

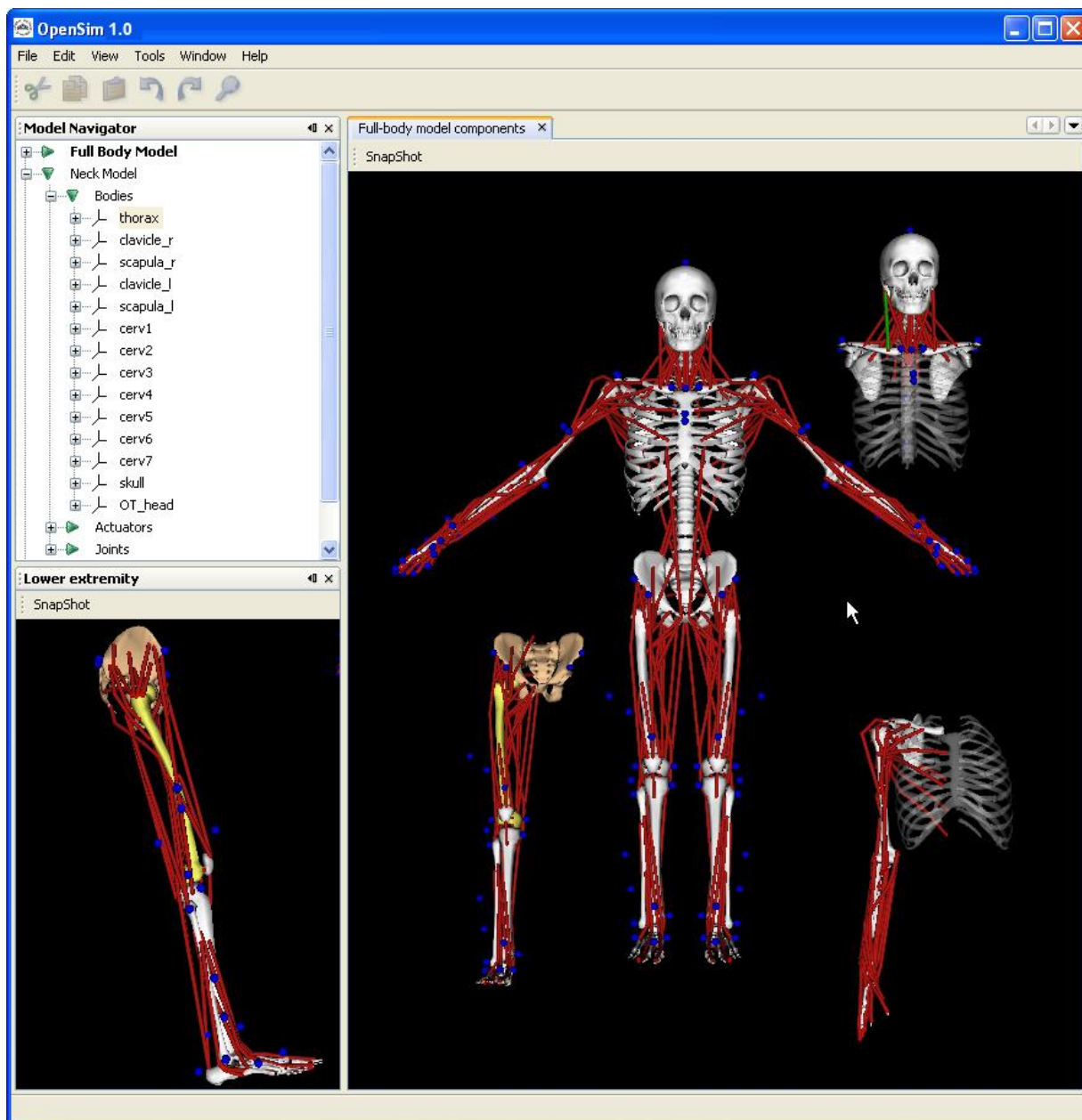


Figura 1: Screenshot da Interface Gráfica de Usuário do *OpenSim*. Acima alguns dos modelos osteomusculares disponíveis para o *software*, e, em destaque no canto inferior esquerdo, o modelo de membros inferiores de Delp *et al.* (1990).

4.3. Modelamento Muscular

Um músculo, ou “atuador musculotendíneo” como é chamado nos modelos musculoesqueléticos, é o elemento presente no modelo responsável por gerar força. Ou seja, é o componente atuante do modelo musculoesquelético. Seu comportamento é definido

especificando a geometria e as propriedades dinâmicas de geração de força individuais de cada músculo (DELP, 1990). Essas informações permitem escalar o comportamento genérico muscular para o comportamento mais próximo ao do músculo em questão.

Apesar da dificuldade em obter clinicamente informações pertinentes sobre a função dos músculos esqueléticos, informações acerca do comportamento muscular individual possuem inúmeras aplicabilidades. O conhecimento preciso das forças musculares pode melhorar o diagnóstico e tratamento de pacientes com deficiências para se movimentar. No tratamento de neuropatologias como paralisia cerebral, clínicos poderiam “ver” qual músculo é responsável pelo padrão anormal de movimento e de marcha, e aquele músculo poderia ser diretamente selecionado para a cirurgias.

A quantificação das forças musculares pode auxiliar na compreensão dos mecanismos de lesão muscular e, conseqüentemente, na elaboração de estratégias para a prevenção de lesões durante o treinamento desportivo (ANDREWS; HARRELSON; WILK, 2002). Em um atleta com uma lesão de esforço recorrente, seria possível "ver" as cargas impostas sobre ossos e articulações durante o movimento, e como (ou se) essas cargas são alteradas durante o processo de reabilitação a fim de minimizar o estresse estrutural (ERDEMIR *et al.*, 2007).

O modelo utilizado neste estudo será o modelo de Delp *et al.* (1990) adaptado mais recentemente por Arnold *et al.* (2010). Atualmente, esse é o modelo mais completo disponível para o ambiente OpenSim, sendo que todos os modelos para esse ambiente estão todos disponíveis *on-line* no site do Centro Nacional de Computação Biomédica Canadense (<https://simtk.org/home/opensim> acessado em 8 de setembro de 2013). Estes modelos são atualizados periodicamente por seus criadores e colaboradores. Além disso, quaisquer pesquisadores podem inscrever seus projetos nessa rede para colaborar com o desenvolvimento, a implementação e o aprimoramento de modelos biomecânicos computacionais de quaisquer espécies.

O modelo mais recente de membros inferiores para ambiente OpenSim é o modelo de Arnold *et al.* (2010). Foi desenvolvido com base em dados de arquitetura muscular de 21 cadáveres (item 0) publicados no estudo de Ward *et al.* (2009). O modelo inclui 44 músculos tipo-Hill (item 4.3.2), representações geométricas dos ossos e dos caminhos musculares pelas articulações (Item 0) que resultam nas distâncias perpendiculares (para extensores de joelho) publicados por Spoor e van Leeuwen (1992).

4.3.1. DIMENSIONAMENTO MUSCULAR

Para que estas análises sejam possíveis, é necessário cuidado extra na precisão dos valores estimados e dos parâmetros fisiológicos musculares adotados no modelo, pois eles têm efeitos significativos sobre os resultados de modelagem e simulação (GONZALEZ; BUCHANAN; DELP, 1997).

Graças à homogeneidade estrutural e à disposição dos componentes musculares na fibra muscular, o tipo de modelo e o comportamento dos atuadores podem ser representados com as mesmas funções para todos os músculos, ou seja, basta utilizar os parâmetros próprios de cada músculo para que as funções musculares (por exemplo: força-comprimento ou força-velocidade) se dimensionem para o músculo em questão (ZAJAC, 1989). Então, a seguir serão mencionados apenas os comportamentos genéricos musculares.

4.3.2. DINÂMICA MUSCULAR

Para que o modelo musculo esquelético seja confiável, é necessário um modelo que represente matematicamente o comportamento fisiológico da contração muscular. Um modelo bastante conhecido que estima a força muscular por meio de pontes cruzadas é o modelo muscular do tipo Huxley (HUXLEY, 1957; HUXLEY;SIMMONS, 1971; ZAHALAK, 1986), que é bastante complexo e tem sido utilizado em diversos estudos para análise do comportamento muscular (BEELER; REUTER, 1977; VENDELIN *et al.*, 2000). Nesse modelo, a dinâmica muscular é regida por múltiplas equações diferenciais, o que faz com que o modelo demande muito processamento computacional e, conseqüentemente, consuma muito tempo para aquisição da força de muitos músculos simulados simultaneamente (BUCHANAN *et al.*, 2004).

Por essa razão, muitos pesquisadores que desenvolvem modelos musculoesqueléticos de grande complexidade, isto é, com muitos atuadores musculotendíneos, têm optado por utilizar o modelo muscular do tipo Hill, de natureza fenomenológica, o qual é uma ferramenta poderosa que dá resultados satisfatórios para a maioria das aplicações. Uma vantagem significativa de modelos do tipo Hill é que a dinâmica da contração é regida por apenas uma equação diferencial por músculo, fazendo a modelagem do sistema de músculos computacionalmente viável (BUCHANAN *et al.*, 2004).

As propriedades isométricas de geração de força dos músculos do modelo específico são derivadas dimensionando o modelo muscular genérico baseado no modelo muscular de

Hill (HILL, 1938). O arranjo geral do modelo muscular do tipo Hill (ZAJAC;GORDON, 1989) utilizado nos modelos no OpenSim está representado na Figura 2. O modelo de Hill consiste fundamentalmente de um tendão e da fibra muscular. O tendão possui apenas o componente elástico em série com a fibra muscular. Já a fibra muscular é composta tanto por um componente elástico quanto por um componente contrátil (ZAJAC; GORDON, 1989; DELP, 1990; DELP *et al.*, 2007).

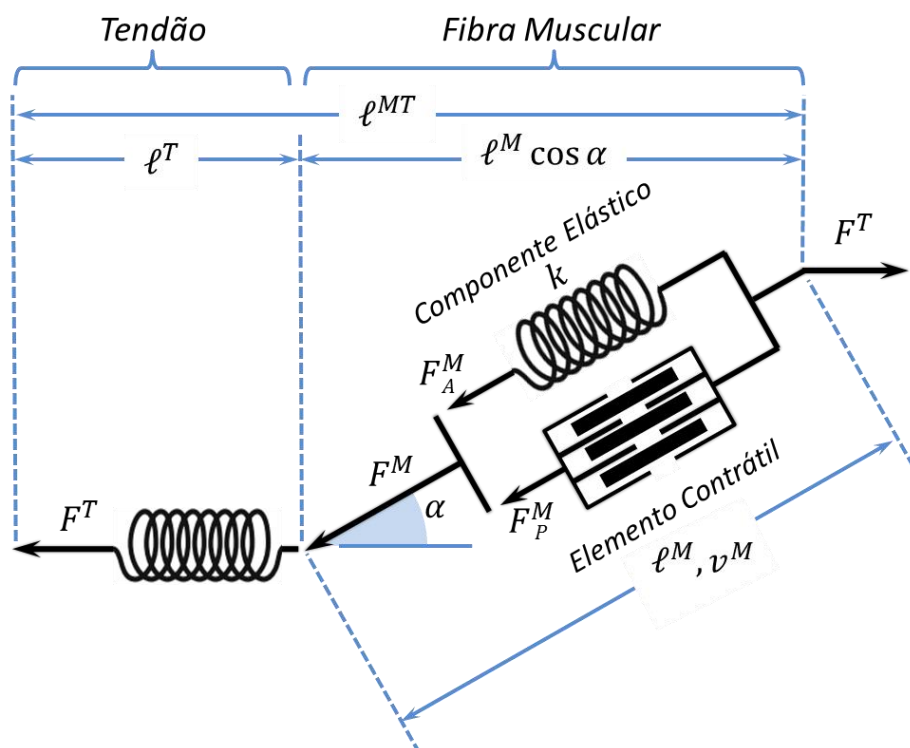


Figura 2: Esquema do modelo de atuador musculotendíneo do tipo Hill, mostrando fibras musculares em série com o tendão. Na fibra muscular, estão representados o elemento contrátil e o componente elástico muscular em paralelo que juntos geram a força do músculo (F^M). A força muscular passiva (F_P^M) é dada em função de sua rigidez não linear (k). A força muscular ativa (F_A^M) é uma função do comprimento da fibra muscular (ℓ^M) e da velocidade de contração muscular (v^M), enquanto a força do tendão (F^T) é dada em função do comprimento do tendão (ℓ^T). Ângulo de penação (α). Comprimento total musculotendíneo (ℓ^{MT}). Adaptado de Zajac (1989), Buchanan *et al.* (2004) e Delp *et al.* (2007).

O modelo de Hill é usado para estimar a força que pode ser gerada pelos elementos contráteis das fibras musculares, com a função geral representada abaixo:

$$F^m(t) = f(v)f(\ell)a(t)F_0^m$$

Equação 1

Em que, $F^m(t)$ é a força muscular em função do tempo; $f(v)$ é a força da fibra dependente da velocidade normalizada; $f(\ell)$ é a força da fibra dependente do comprimento de fibra normalizado; $a(t)$ é a ativação muscular em função do tempo; F_0^m é a força máxima isométrica da fibra muscular. Essa função é inerente a todos as unidades músculotendíneas do modelo biomecânico utilizado no presente estudo.

4.3.2.1. Força em função do comprimento

Para compreender a dinâmica da contração presente no modelo, é interessante descrever a relação entre a força muscular e comprimento. A partir dessa ideia, a parte contrátil (ativa) do músculo produz um pico de força (F_0^M) quando os sarcômeros estão em um tamanho ideal, ou seja, quando há sobreposição ideal dos miofilamentos de actina e miosina. Quando o músculo está em um comprimento diferente ao comprimento ideal ele não pode gerar tanta força, e a sua força máxima potencial irá diminuir (HUXLEY, 1957; HUXLEY; SIMMONS, 1971).

Músculos humanos atingem os valores máximos de força quando os sarcômeros estão em um comprimento de 2,8 μm (WALKER;SCHRODT, 1974). Dessa forma, quando a maioria dos sarcômeros dentro de uma fibra muscular está nesse comprimento, e ocorre o pico de força da fibra, F_0^M , é dito que a fibra está no comprimento ótimo da fibra (ℓ_0^M) (BUCHANAN *et al.*, 2004).

A Figura 3 apresenta as curvas genéricas do comportamento da força pelo comprimento das fibras musculares utilizadas nos modelos biomecânicos projetados para o *software* OpenSim. O elemento contrátil e o componente elástico muscular em paralelo geram juntos a força do músculo (F^M). A força muscular passiva (F_P^M) é dada em função de sua rigidez não linear (k) e a força muscular ativa (F_A^M) é uma função do comprimento da fibra muscular (ℓ^M).

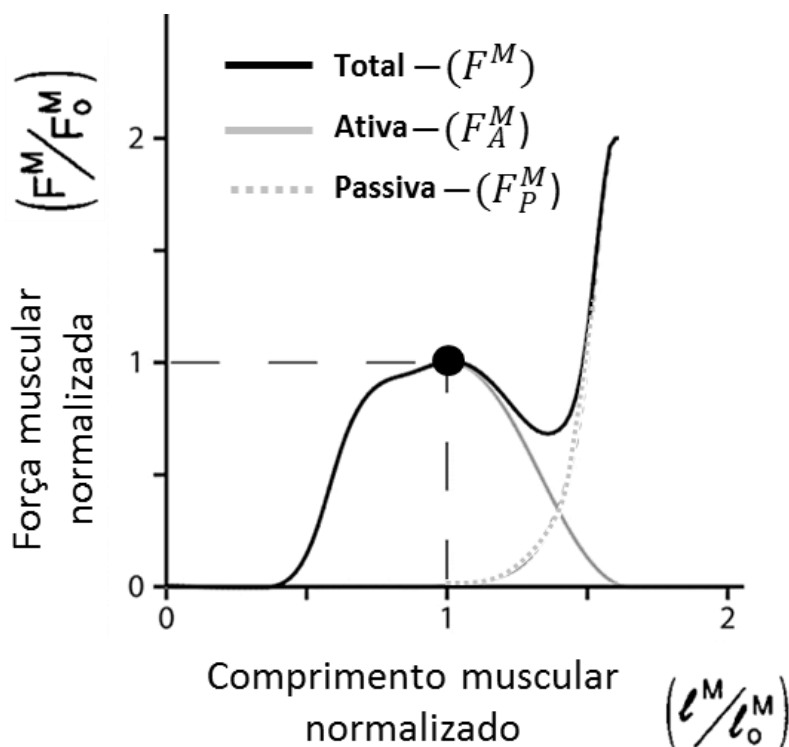


Figura 3: Relação força-comprimento da fibra muscular. Propriedades estáticas da função força-comprimento do tecido muscular que é considerada nos modelos musculares no *OpenSim*. O ponto destacado no gráfico representa o ponto de força muscular isométrica máxima (F_0^m) e de comprimento ótimo da fibra (l_0^m). Figura adaptada de Zajac (1989).

Matematicamente, é mais útil considerar as funções de força em unidades adimensionais, como mostrado para a relação de força-comprimento na Figura 3. Pode-se assumir que os músculos produzem zero de força quando seu comprimento é inferior a aproximadamente 50% ou superior a 150% do seu comprimento ótimo, l_0^m , conforme ilustrado acima (ZAJAC, 1989).

Além disso, a curva está normalizada pela força muscular isométrica máxima (F_0^m), e o comportamento que ela assume é definido pela força muscular ativa comprimento-dependente ($f_A(l)$) (ZAJAC, 1989; BUCHANAN *et al.*, 2004):

Equação 2

Em que, F_A^m é a força muscular representada pela parte ativa da relação força-comprimento; $a(t)$ é o nível de atividade muscular, que varia de 0 (nenhuma ativação) a 1

(ativação tetânica). É interessante observar que o pico de força muscular (F_0^m) pode ser redimensionado quando $a(t)$ é menor que 1.

A força muscular passiva, F_P^m , no músculo ocorre devido à elasticidade do tecido que está em paralelo com o elemento contrátil (Figura 3). Desse modo, as forças passivas são muito pequenas quando as fibras musculares estão muito mais curtas do que os seus comprimentos de fibra ótima, ℓ_0^m , e aumentam muito após o ℓ_0^m . Conseqüentemente, a força passiva possui comportamento exponencial dado em função do comprimento da fibra, $f_P(\ell)$, e normalizada pelo pico de força muscular (F_0^m), dada pela equação de Zajac (1989):

$$F_P^m = f_P(\ell)F_0^m \quad \text{Equação 3}$$

Em que, F_P^m é a força muscular total, $f_P(\ell)$ é a função do comprimento da fibra e F_0^m é o pico de força muscular. Então, a força muscular total, F^m , é a soma dos componentes ativos (F_A^m) e passivos (F_P^m), como mostra o modelo, e é representada graficamente na Figura 3. Essa curva pode ser dimensionada para qualquer músculo e é dada pela equação:

$$F^m = F_A^m + F_P^m \quad \text{Equação 4}$$

Em que, F^m é a força máxima muscular, F_A^m é a força máxima ativa e F_P^m é a força máxima passiva. É importante destacar que F^m nessa equação assume apenas os componentes isométricos presentes na relação força-comprimento muscular. No entanto, em situações dinâmicas, a força muscular depende também da velocidade da contração, podendo apresentar comportamentos diferentes (HUXLEY, 1957). No presente estudo, não será levado em consideração o comportamento força-velocidade muscular uma vez que serão analisadas apenas contrações isométricas. As equações 2, 3 e 4 supracitadas são etapas processadas diretamente no modelo e, então, multiplicadas pela distância perpendicular do tendão patelar para aquisição do torque de extensão de joelho.

4.3.2.2. Modelamento Tendíneo

Uma vez que o tendão está em série com o músculo, qualquer força que passa pelo músculo também deve passar pelo tendão e vice-versa. Por essa razão, a força na fibra muscular não pode ser considerada sem analisar como ela é afetada pela força do tendão (BUCHANAN *et al.*, 2004).

O comportamento do tendão foi assumido como tendo um comportamento elástico. Assim, abaixo do comprimento de repouso do tendão (ℓ_0^T), o tendão não oferece nenhuma resistência. Contudo, acima do comprimento de repouso do tendão, ele gera uma força proporcional à distância que é estirado (ZAJAC, 1989).

Para escalar sua curva genérica para um atuador musculotendíneo específico basta o valor do pico de força isométrico (F_0^M) e o tamanho do tendão em repouso (ℓ_0^T) da fibra muscular específica. Mais uma vez, para normalizar a curva para permitir o dimensionamento para diferentes músculos, o módulo de elasticidade é dividido pela deformação do tendão no pico de força isométrica, F_0^M , o que dá um módulo de elasticidade normalizado de 37,5 (ZAJAC, 1989 - Figura 4).

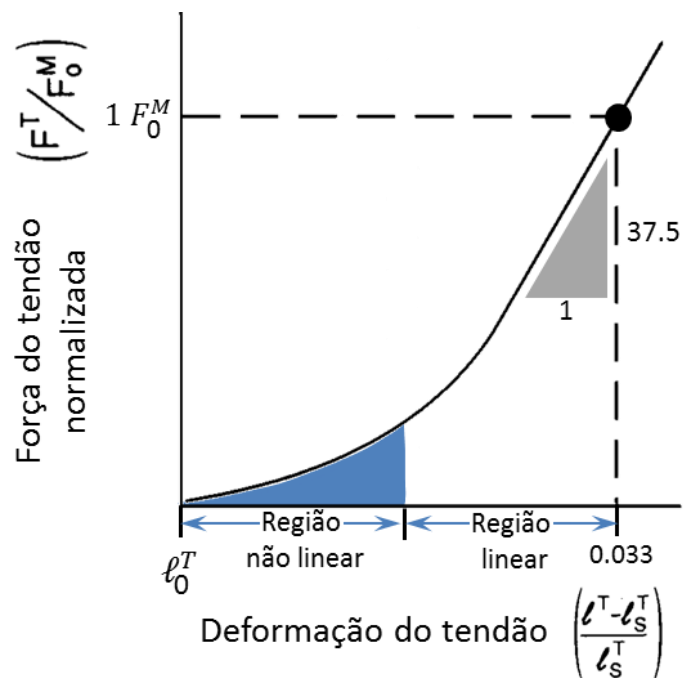


Figura 4: Relação força comprimento do tendão. Curva genérica utilizada nos modelos musculares no OpenSim da força passiva do tendão normalizada pela força isométrica máxima muscular em função da deformação relativa ao tendão. No eixo horizontal, está representado o comprimento do tendão em repouso (ℓ_0^T) até 3,3% de aumento em seu comprimento. Figura adaptada de Zajac (1989).

De acordo com Zajak (1989), a deformação do tendão pode ser definida como:

$$\varepsilon^t = \frac{\ell^t - \ell_0^t}{\ell_s^t}$$

Equação 5

Em que, ε^t é a deformação do tendão relativa ao seu comprimento de repouso, ℓ_0^t , e ℓ^t é o comprimento bruto do tendão. Deve-se destacar novamente que só há estresse no tendão a partir do momento que a deformação é maior do que o comprimento de repouso do tendão.

4.3.3. GEOMETRIA MUSCULOESQUELÉTICA

Para a representação da superfície óssea, cada osso está representado como uma rede de polígonos (Figura 5), onde cada intersecção entre os polígonos possui coordenadas tridimensionais especificadas a partir da digitalização de ossos humanos (DELP *et al.*, 1990). Essas coordenadas foram usadas para representar no modelo de membros inferiores de Delp *et al.*, (1990) todos os ossos da pelve, coxa, perna e pé na interface gráfica do OpenSim.

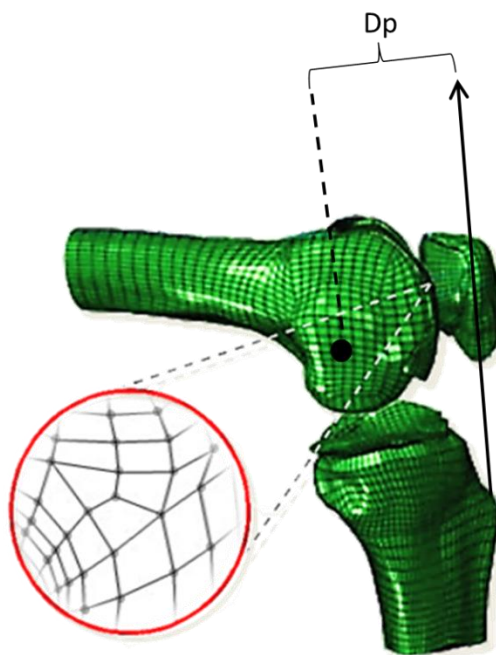


Figura 5: Rede de polígonos que representa a superfície óssea. A seta preta indica a direção da atuação da força do tendão patelar. Linha tracejada indica linha paralela que passa o centro de rotação da articulação. Dp: distância perpendicular do tendão patelar. Figura adaptada de Pandy e Andriacchi (2010).

Já a geometria de um atuador musculotendíneo tenta representar fidedignamente o percurso muscular através das articulações. Esse percurso deve levar em conta como os comprimentos musculares e distâncias perpendiculares mudam em função do ângulo articular (BUCHANAN *et al.*, 2004). Deve-se ressaltar que os músculos não se comportam como uma linha reta durante a mudança do ângulo articular. Os percursos musculares são definidos graficamente.

Esse percurso é construído por uma série de pontos (coordenadas tridimensionais) conectados por segmentos lineares, que representam o músculo propriamente dito (Figura 6). Nesse modelo, cada ponto é fixo em um segmento corporal, e é expresso no sistema de coordenadas daquele segmento (DELP, 1990; DELP *et al.*, 2007). Na Figura 6b é possível visualizar a musculatura do quadríceps em destaque e, em destaque da Figura 6c, o reto femoral representado como um modelo muscular de Hill, com origem na espinha ilíaca anteroinferior e inserido na tuberosidade da tíbia via patela e tendão patelar.

Um mínimo de dois pontos (origem e inserção) é necessário para definir o caminho muscular (DELP *et al.*, 2007). Dentro do *software* OpenSim, cada músculo é representado por um ou mais modelos de Hill independentes, como é o caso do glúteo máximo que é

dividido em três porções devido à sua grande área de fixação. Os pontos da geometria muscular podem ser editados, adicionados ou excluídos de forma a contornar articulações conforme o caminho muscular desejado, permitindo customizações de acordo com as necessidades do estudo (DELP *et al.*, 2007; ANDERSON *et al.*, 2010).

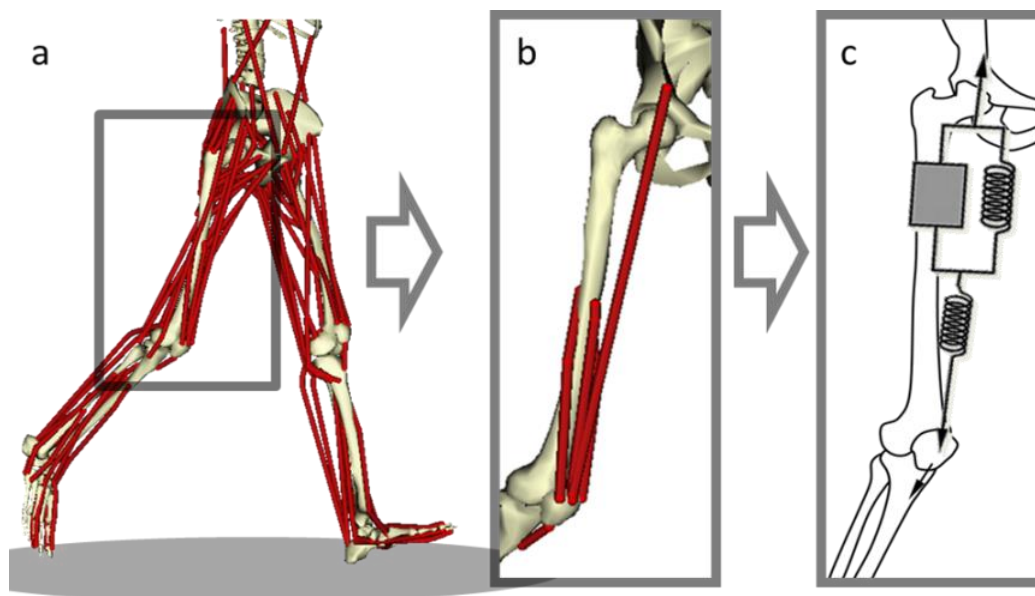


Figura 6: Representação da geometria óssea dos músculos: (a) dos membros inferiores; (b) do grupo muscular quadríceps femoral; (c) do reto femoral, representado como o modelo de Hill.

A geometria dos ossos associadas à geometria do caminho muscular resultam no comportamento da distância perpendicular muscular pela amplitude de movimentos. Normalmente, os modelos tentam reproduzir as distâncias perpendiculares apresentadas em estudos em cadáveres anteriormente publicados (HOLZBAUR; MURRAY; DELP, 2005; DELP *et al.*, 2007; CHRISTOPHY *et al.*, 2011; MODENESE; PHILLIPS; BULL, 2011). Os músculos do quadríceps do modelo de Arnold *et al.* (2010) utilizado no presente estudo representam proximamente a distância perpendicular apresentada por Spoor e van Leeuwen (1992), em que a distância perpendicular de um espécime cadavérico (mulher de 89 anos) foi estimada.

Outros estudos mais recentes, com mais cadáveres e com técnicas mais modernas de estimativa da distância perpendicular têm sido publicados. Para isso, é necessário conhecer o centro de rotação da articulação em questão e a linha de ação da força muscular para a aferição da distância perpendicular. No entanto, de acordo com Krevolin *et al.*, (2004)

poucos estudos realmente utilizam o centro de rotação articular corretamente. Ao invés disso utilizam superfícies ósseas como referência para o centro de rotação ou então pregos rígidos que fixam o centro de rotação articular em um ponto específico determinado *a priori*. Krevolin et al., (2004).

Outra questão relevante é que a distância perpendicular pode ser diferente entre os sexos, devido à anatomia óssea possuir diferenças entre os sexos. Por este motivo, no presente estudo, além das simulações com o modelo de Arnold *et al.* (2010) que utiliza as distâncias perpendiculares musculares propostas por Spoor e van Leeuwen (1992), serão realizadas adaptações no modelo, introduzindo a distâncias perpendicular muscular proposta por Krevolin et al. (2004) que, conforme a revisão de literatura realizada, foi o único estudo que estimou os centros articulares matematicamente (de 6 cadáveres, 3 masculinos e 3 femininos) e diferenciou a distância perpendicular de acordo com os sexos.

4.3.1 PARÂMETROS PARA O MODELAMENTO

Os parâmetros utilizados nos modelos são também conhecidos como a arquitetura muscular. A arquitetura da musculatura esquelética pode ser definida como a disposição das fibras musculares em um dado músculo (GANS, 1982). A arquitetura é capaz de determinar a capacidade funcional do músculo (BODINE, ROY e MEADOWS, 1982; POWELL, ROY e KANIM, 1984). Então, como essas informações acerca da arquitetura são as importantes determinantes da função muscular, o desenvolvimento de modelos musculoesqueléticos e as decisões tomadas para procedimentos cirúrgicos dependem que esses parâmetros sejam precisos (WARD *et al.*, 2009).

Todas as equações desenvolvidas para descrever a dinâmica da capacidade de produção de força muscular são funções normalizadas (BUCHANAN *et al.*, 2004). Para dimensionar essas equações para diferentes músculos, é necessário incluir no modelamento os parâmetros fisiológicos específicos que caracterizam suas propriedades musculares individuais (ZAJAC, 1989; BUCHANAN *et al.*, 2004; DELP *et al.*, 2007), ou seja, os parâmetros de arquitetura muscular. Estes são: força isométrica máxima (F_0^M), comprimento ótimo de fibra (ℓ_0^M), comprimento de tendão em repouso (ℓ_0^T), ângulo de penação no comprimento ótimo de fibra (α_0) (DELP *et al.*, 2007).

Os parâmetros que definem a produção de força propostos pelo modelo de Hill (HILL, 1938; ZAJAC, 1989) foram adaptados por Delp *et al.* (1990), Schutte *et al.* (1993) e Thelen

et al. (2003) para que fossem facilmente editados no ambiente OpenSim e levassem em conta todas as propriedades apresentadas anteriormente.

Apesar de outros parâmetros físicos, tais como massa muscular, volume muscular e outros parâmetros metabólicos, como a distribuição do tipo de fibra influenciar substancialmente as propriedades contráteis, nenhum prevê a função muscular tão bem como a arquitetura muscular (FRIDÉN; LIEBER, 2002). Inclusive Ward *et al.* (2009) explicam que a massa e o volume (dois dos parâmetros mais comumente medidos) são pobres preditores da função muscular, mas muitas vezes são interpretados como importantes para tal.

De acordo com Ward *et al.* (2009), é muito importante ter dados de alta fidelidade com a realidade e precisos de arquitetura muscular para serem usados em aplicações específicas como modelos ortopédicos e musculoesqueléticos aplicados a comunidades específicas e suas particularidades.

4.3.3.1. Força Isométrica Máxima

A força isométrica máxima (F_0^M), conhecida também no estudo das fibras musculares individualmente como tensão muscular tetânica máxima, corresponde ao pico de força que um músculo pode produzir em seu comprimento ótimo de força (POWELL; ROY; KANIM, 1984; ZAJAC, 1989; LIEBER; FRIDÉN, 2000). A força isométrica máxima está relacionada diretamente com a área de secção transversa fisiológica (ASTF), ilustrada na Figura 7.

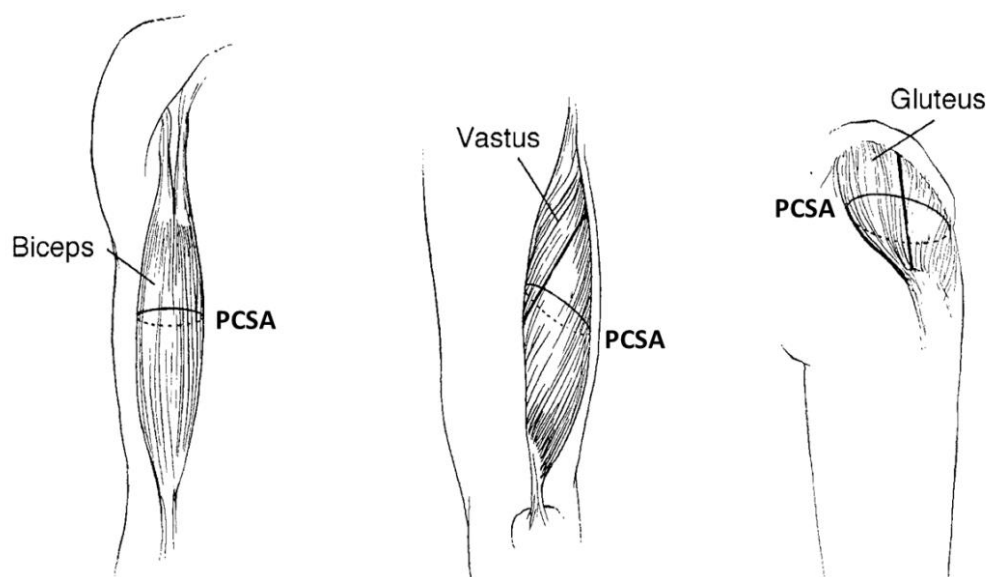


Figura 7: Representação esquemática da área de secção transversa fisiológica dos músculos Bíceps Braquial, vasto lateral e Glúteo Máximo. Figura adaptada de Lieber e Friéden (2000).

Músculos com maior ASTF produzem uma força isométrica máxima maior, pois possuem um maior número de elementos contráteis em paralelo (SPECTOR; GARDINER; ZERNICKE, 1980; AKAGI *et al.*, 2008). Além disso, os músculos possuem um stress máximo (considerando stress como sendo uma grandeza de força por unidade de área), também conhecido em alguns estudos como tensão específica (POWELL; ROY; KANIM, 1984; BUCHANAN *et al.*, 2004). Então, para calcular a força isométrica máxima basta multiplicar a ASTF pela tensão específica muscular, como demonstra a Equação 6 (POWELL; ROY; KANIM, 1984):

$$F_0^M (\text{N}) = PCSA (\text{cm}^2) \times \text{Tensão Específica} (\text{N}/\text{cm}^2) \quad \text{Equação 6}$$

Nessa equação, há uma grandeza de área multiplicada por uma força por área, resultando em uma força total conhecida como força isométrica máxima. É visível que a força isométrica máxima é tão dependente da ASTF quanto da tensão específica.

A ASTF é o único parâmetro de arquitetura muscular que é diretamente proporcional à força isométrica máxima muscular. A ASTF dificilmente é a área de secção transversa efetiva medida em algum plano anatômico tradicional. Teoricamente, a ASTF representa a soma de todas as áreas de secção de todas as fibras musculares dentro do músculo (LIEBER; FRIDÉN, 2000).

Ela pode ser calculada conforme a equação adaptada de Powel *et al.* (1984):

$$PCSA (cm^2) = \frac{Vol. Musc.(cm^3) \times \cos \alpha}{Comp. de fascículo (cm)} \quad \text{Equação 7}$$

Em que, o volume muscular será adquirido pela método proposto por Morse, Degens e Jones (2007) e α representa o ângulo de penetração do músculo.

Já a tensão específica representa a força que o músculo pode gerar por unidade de ASTF. Esse parâmetro é adquirido de espécimes musculares de cadáveres, ao normalizar a tensão máxima produzida pelo tecido muscular por sua área de secção transversa (LARSSON; LI; FRONTERA, 1997). Os valores de tensão específica utilizados nos modelos em OpenSim variam bastante devido à grande variabilidade desses valores entre os estudos, que se deve ao fato dos estudos utilizarem cadáveres de diferentes faixas etárias (DELP *et al.*, 1990; LARSSON; LI; FRONTERA, 1997). Assim, o valor utilizado no modelo de membros inferiores foi de 61 N/cm² proposto por Wickiewicz *et al.* (1983), pois é o valor que melhor expressa a tensão específica fisiológica (DELP, 1990; HOLZBAUR; MURRAY; DELP, 2005).

4.3.3.2. Comprimento de fascículo

O comprimento de fascículo muscular (ℓ^f) corresponde ao comprimento do tecido fascicular desde sua origem até sua inserção nas duas aponeuroses musculares (NARICI *et al.*, 1996; KAWAKAMI; ICHINOSE; FUKUNAGA, 1998). Esse parâmetro pode ser adquirido *in vivo* por meio de diversas técnicas de captura de imagens biológicas como: ultrassonografia (NARICI *et al.*, 1996; ICHINOSE *et al.*, 1998) tomografia computadorizada e ressonância magnética (SPOOR; LEEUWEN, 1992; MAGANARIS; BALZPOULOS; SARGEANT, 1999).

O comprimento de fascículo muscular é responsável por dimensionar a curva genérica da relação força-comprimento muscular (ZAJAC, 1989). Contudo, deve-se tomar cuidado para não confundir o comprimento de fascículo muscular com o comprimento muscular (ℓ^m) propriamente dito, que é definido como a distância da origem da parte mais proximal até a inserção mais distal das fibras musculares, embora, em alguns músculos, eles possuem o

mesmo valor quando o ângulo de penação igual a zero (LIEBER, 1992). É importante recordar que o comprimento muscular propriamente está explicado no capítulo de geometria musculotendínea como o percurso muscular (item 0).

4.3.3.3. Comprimento de repouso do tendão

O comprimento de repouso do tendão (ℓ_0^T) representa o comprimento em que o tendão se encontra sem nenhuma tensão aplicada sobre ele, ou seja, não está gerando força passiva (ZAJAC, 1989). É um parâmetro, normalmente, difícil de medir e pouco relatado na literatura (MANAL; BUCHANAN, 2004). O comprimento de repouso do tendão é a tradução literal para a expressão comumente utilizada em modelos biomecânicos da língua inglesa *Tendon Slack Length*. Está representada na Figura 2 como comprimento do tendão (ℓ^T). No entanto, é medida especificamente no ângulo em que não há qualquer tipo de força passiva oferecida pelo tendão e, ao mesmo tempo, esse tendão não está “com folga”, ou seja, ele apresenta um comprimento inferior àquele que oferece força passiva.

O momento em que a unidade músculo tendínea oferece zero de força passiva (HOY; ZAJAC; GORDON, 1990) é o momento em que, em um dado ângulo articular do joelho, a musculatura do quadríceps não oferece resistência contra a flexão. Ainda, para que seja considerado, o comprimento de repouso do tendão precisa ser medido desde as junções miotendíneas – distal e proximal – até a junção entre o tendão e o osso o qual se origina ou está inserido.

Para que a estimativa de forças seja possível, deve-se possuir um comprimento de repouso do tendão para cada músculo. No caso do quadríceps, é necessário um comprimento de repouso do tendão para cada porção. Muitos estudos, que não fazem referência ao cálculo da força muscular, utilizam uma unidade passiva tendínea do quadríceps que possui fácil identificação, o tendão patelar (GELLHORN; MORGENROTH; GOLDSTEIN, 2012). Sua localização anatômica, do ápice da patela até tuberosidade da tíbia, permite o acesso e a mensuração unidade músculo tendínea de uma forma relativamente simples.

No entanto, apesar do comprimento do tendão patelar ser uma importante medida para a identificação de condições adversas como patela alta, patela baixa (LANCOURT e CRISTINI, 1975) e instabilidade patelar (NEYRET *et al.*, 2002), este comprimento não é suficiente para as estimativas realizadas pelo modelo. Para as estimativas realizadas pelo modelo são necessários também os demais comprimentos do tendão quadriciptal, como: o

tendão do vasto lateral ($\ell_{0_{vl}}^T$), do vasto medial ($\ell_{0_{vm}}^T$), do vasto intermédio ($\ell_{0_{vi}}^T$) e do reto femoral ($\ell_{0_{rf}}^T$). Entende-se, então, como comprimento do tendão quadriciptal, a distância entre a junção miotendínea de cada porção do quadríceps até a patela, somada ao tamanho da patela e ao tendão patelar.

Diversos estudos já desenvolveram técnicas sofisticadas de estimativa do comprimento de tendão, tais como algoritmos de otimização (NAM; UHM, 2011), método numérico de estimativa a partir da arquitetura e comprimento muscular (MANAL; BUCHANAN, 2004), escala linear com relação ao tamanho do indivíduo (WINBY; LLOYD; KIRK, 2008), entre outras formas. Scovil e Ronsky (2006), por meio de uma revisão de literatura, encontraram variação de 43,00 a 41,00 cm para o comprimento de repouso do tendão quadriciptal. No entanto, Nam e Uhm (2011), ao testarem múltiplos valores de comprimento de repouso do tendão ($\ell_{0_M}^T$) para otimizar a estimativa da força muscular, encontraram possíveis variações que poderiam chegar de 11,86 a 34,60 cm. Essa faixa de valores é bastante distante dos valores apresentados na literatura até então e citados por Scovil e Ronsky em 2006.

A fim de estimar a importância da variabilidade desse parâmetro para o cálculo de forças, análises têm sido realizadas com o intuito de verificar como alterações ou perturbações no comprimento de repouso do tendão podem afetar o resultado final do modelo. Por exemplo, a partir da análise da sensibilidade, é possível constatar que os modelos musculares Tipo-Hill são muito sensíveis a tais perturbações, em que a variação percentual dos resultados do modelo (*output*) são maiores que a perturbação percentual dos parâmetros (pode ser associado ao erro de medida) (SCOVIL; RONSKY, 2006).

Usando uma escala que apresenta os seguintes (1) níveis nenhuma influência, (2) pequena influência, (3) grande influência, (4) extrema influência, Nam e Uhm (2011) testaram a influência de erros de até 10% na medida de todos os parâmetros supracitados apresentados nessa dissertação até o momento. Foi constatado que todos estes parâmetros possuem de pequena a grande influência sobre o resultado das estimativas de força, com exceção do comprimento de repouso do tendão que é o único parâmetro com extrema influência (capaz de alterar em até 5 vezes o valor final de pico de torque). Além disso, pequenas alterações podem alterar profundamente o ângulo em que ocorre o pico de produção de força dos músculos (HOY; ZAJAC; GORDON, 1990).

Métodos para a mensuração não invasiva das propriedades passivas da unidade músculo tendínea demandam mais estudos. De acordo com Nordez *et al.* (2010) e Hoang,

Herbert e Gandevia (2007), até o presente momento, apenas um autor desenvolveu técnicas apropriadas para a medida do comprimento de repouso do tendão e que não utilizasse apenas medidas indiretas, entretanto, isso só foi realizado para o músculo gastrocnêmio (HOANG *et al.*, 2005).

Não foram encontrados estudos que tenham utilizado procedimentos metodológicos semelhantes para o tendão do quadríceps. Portanto, o grande poder de alteração dos resultados de força muscular e a carência de técnicas eficazes para a medida do comprimento de tendão em repouso tornam inviável a medida dessas propriedades. Desse modo, no presente estudo, foram utilizados os valores de comprimento de repouso do tendão propostos por Lee, Uhm e Nam (2008), por serem os valores encontrados que mais se aproximam das estimativas de torque isométrico máximo muscular das medidas realizadas diretamente.

4.3.3.4. *Ângulo de Penação*

O ângulo de penação é medido por meio da determinação do ângulo médio dos fascículos na face superficial do músculo em relação ao eixo de geração de força do músculo. Mesmo que ele não seja igual em toda a fibra (LIEBER; FRIDÉN, 2000; WARD *et al.*, 2009), o erro associado a essa mudança é muito pequeno para influenciar a equação de estimativa da força isométrica máxima (LIEBER; FRIDÉN, 2000). Esse parâmetro pode ser adquirido *in vivo* por meio de técnicas de captura de imagens biológicas como a ultrassonografia.

Em comparação com um músculo de fibras paralelas, o comprimento da fibra de um músculo penado será menor resultando em menos sarcômeros em série, e, conseqüentemente, terá mais sarcômeros em paralelo. Isto confirmando o fato de que a maioria dos músculos penados possui maior ASTF (GANS, 1982).

4.3.3.5. *Área de secção transversa anatômica*

Como apresentado na secção 0, para o cálculo da força isométrica máxima é necessário conhecer a área de secção transversa fisiológica (ASTF), e a melhor maneira de obter tal informação é a partir da área de secção transversa anatômica (ASTA). A ASTA possui várias utilidades já documentadas há muito tempo na literatura, por exemplo, está

associada aos efeitos de programas de treinamento de força (YOUNG et al., 1983), de imobilização, de destreinamento e envelhecimento (SIPILA; SUOMINEN, 1991a) e de um programa de fisioterapia (STOKES; YOUNG, 1986).

Mesmo assim, há muito se sabe que a maneira mais precisa de realizar tal estimativa é a partir da utilização de técnicas de ressonância magnética (WALTON, 1997) que apresentam elevadíssima resolução e permitem distinguir diferentes tecidos facilmente e diferentes compartimentos musculares (MORSE, DEGENS; JONES, 2007) (Figura 8a). No entanto, essa técnica possui valor muito elevado e demanda muito tempo para que a coleta de imagens seja realizada. Por esse motivo, diversos autores têm procurado técnicas não invasivas mais rápidas e baratas para mensuração da ASTA muscular.

A imagem de ultrassom tem sido amplamente utilizada como técnica não invasiva de avaliação quantitativa do tecido muscular (SIPILA; SUOMINEN, 1991b), porém o campo de aquisição de imagem desse equipamento costuma ser restrito a poucos centímetros quadrados. Essa limitação o torna uma ferramenta pouco funcional quando a intenção do pesquisador é adquirir imagens de grandes estruturas ou de grandes áreas do corpo humano. Por este motivo, têm sido documentadas, na literatura, diversas técnicas e tentativas de aquisição de imagens maiores e mais complexas com o auxílio do ultrassom (SIPILA; SUOMINEN, 1991b; NOORKOIV; NOSAKA; BLAZEVIICH, 2010; SCOTT *et al.*, 2012).

Assim, foi buscada, na literatura, a maior quantidade possível de artigos que apresentassem em sua metodologia técnicas para mensuração da ASTA muscular de todos os músculos do quadríceps por meio da ultrassonografia. Grande parte das técnicas utilizadas consiste do mesmo princípio da Sobreposição de Imagens, em que diversas imagens são sobrepostas a fim de formar uma imagem maior de forma que abranja todas as estruturas de interesse. Alguns equipamentos de ultrassonografia possuem a capacidade de sobrepor imagens automaticamente pelo próprio *hardware* do ecógrafo, sendo que essa técnica é descrita como Imagem Composta (IC) (Figura 8b), em que múltiplas imagens capturadas se sobrepõem automaticamente conforme a superfície capturada (SIPILA; SUOMINEN, 1991b), permitindo, assim, a formação de uma imagem maior que apresenta um maior número de estruturas de interesse. Contudo, essa técnica demanda equipamentos já adaptados com este sistema próprio para a montagem das imagens compostas.

Uma segunda técnica, aparentemente a mais utilizada, é a Sobreposição Simples (SS) (Figura 8c), em que as imagens são coletadas por sonda de campo reduzido uma a uma por toda a superfície de interesse (no caso do quadríceps, o perímetro da coxa) e exportadas do sistema ultrassom para outro ambiente de análises de imagens em computador e, então, são

manualmente sobrepostas (REEVES; MAGANARIS; NARICI, 2004) formando uma imagem contendo as estruturas de interesse. No entanto, essa forma de análise possui um certo viés de quem está analisando e necessita de muito treinamento do indivíduo para que possua repetibilidade adequada.

Com o avanço das sondas utilizadas nos ultrassons, foi possível aprimorar essa última técnica e desenvolver a Sobreposição Simples de imagens com sonda de campo estendido (Figura 8d) que melhora drasticamente a qualidade de imagem e facilita a diferenciação dos tecidos (NOORKOIV; NOSAKA; BLAZEVIK, 2010). Essa técnica é idêntica à Sobreposição Simples, mas a sonda utilizada durante as coletas das imagens é uma sonda de campo estendido, capaz de capturar uma área maior em cada imagem gravada.

A técnica mais recente de sobreposição de imagens encontrada na literatura, até a elaboração do presente estudo, é denominada Imagem Composta com a utilização de Ultrassom Panorâmico (ICUP) (SCOTT *et al.*, 2012). Essa técnica consiste na utilização de um ultrassom que realiza a coleta de dados e agrupa as imagens diretamente no equipamento de ultrassom, fornecendo imagens muito nítidas e com alta precisão. No entanto, também demandam equipamentos de alto valor.

O objetivo das técnicas supracitadas é a medição mais precisa possível da área de secção anatômica muscular, aproximando-se ao máximo da ressonância magnética que é considerada o padrão ouro. Desse modo, várias dessas técnicas já foram comparadas com a ressonância magnética. Reeves, Maganaris e Narici (2004), ao comparar os resultados de sua técnica de Sobreposição Simples de imagens para medição da ASTA com a ressonância magnética, encontraram um índice de correlação intraclassa (ICC) de 0,998 a 0,999 e um coeficiente de variação (CV) entre 0,8% e 2,1% entre as medidas. Já Noorkoiv, Nosaka e Blazevik (2010) encontraram um ICC entre 0,951 e 0,998 e um CV de 0,6 a 2,7% ao comparar a sobreposição simples de imagens com sonda de campo estendido com a ressonância magnética. Por fim, Scott *et al.* (2012), com a técnica de imagem composta com a utilização de ultrassom Panorâmico, encontraram um ICC de 0,946 a 0,986 e um CV 2,8% a 3,8%.

A partir dos ICCs e CVs apresentados, é possível perceber a pequena diferença entre as técnicas, mesmo com equipamentos de qualidade tecnológica tão diferenciada. Devido aos resultados apresentados, em que as imagens de ASTA coletadas por meio de ultrassom possuem forte correlação com as imagens de ressonância magnética e a tecnologia disponível no laboratório onde foi desenvolvido o estudo, optou-se pela utilização da técnica de

Sobreposição Simples de imagens com sonda de campo estendido para a medição ASTA dos músculos do quadríceps.

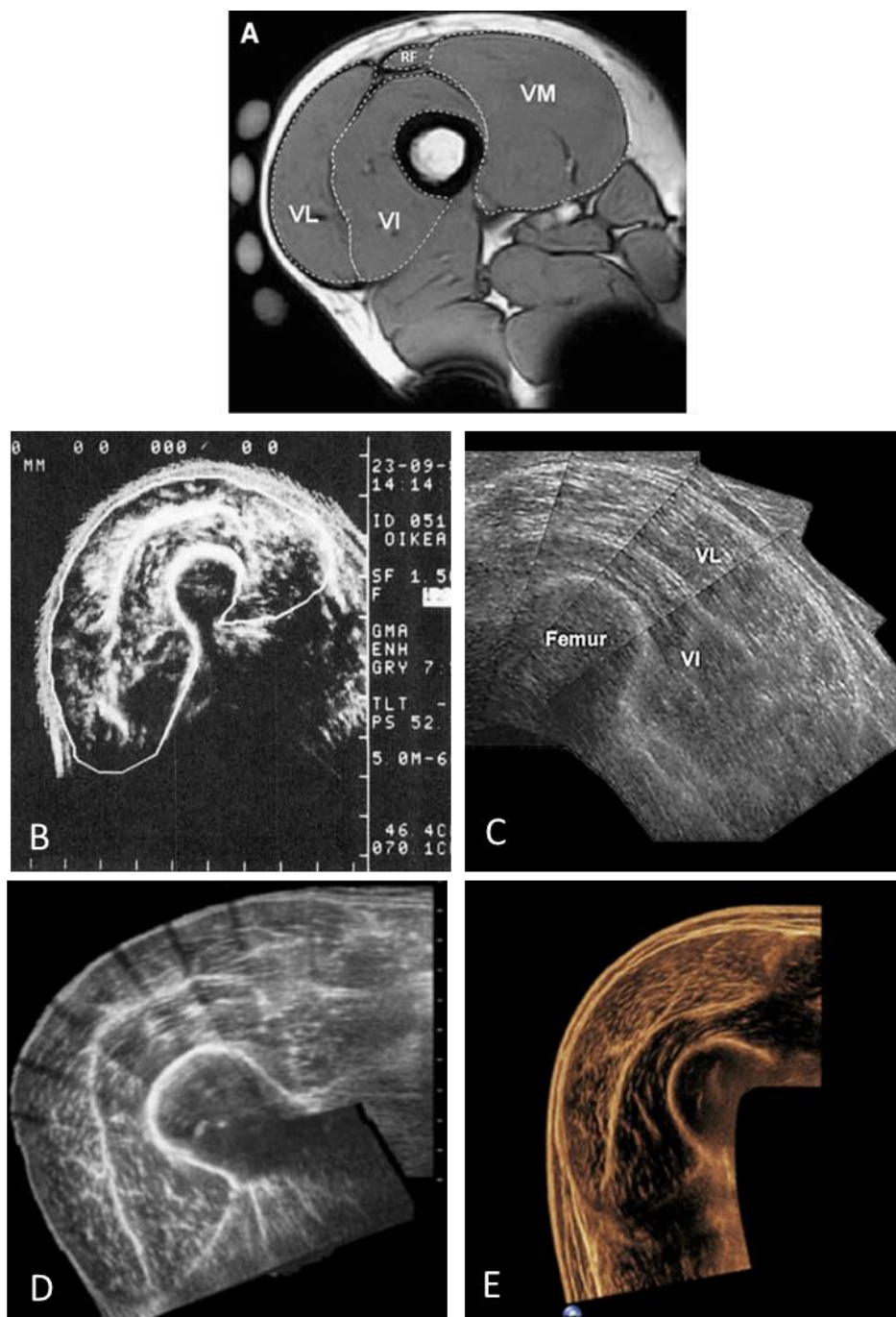


Figura 8: Exemplos de obtenção de ASTA a partir da técnica de (A) Ressonância Magnética (MORSE; DEGENS; JONES, 2007) e a partir das técnicas de sobreposição de imagens com ultrassonografia (B – E) em que (B) representa Imagem Composta (SIPILA; SUOMINEN, 1991b), (C) Sobreposição Simples (REEVES; MAGANARIS; NARICI, 2004), (D) Sobreposição Simples com sonda de campo estendido (NOORKOIV; NOSAKA; BLAZEVIČH, 2010) e (E) Imagem composta com a utilização de Ultrassom Panorâmico (SCOTT *et al.*, 2012).

4.4. Estimativa das forças musculares

Segundo Erdemir *et al.* (2010) e Fleming e Beynon (2004), um dos problemas clássicos e mais desafiadores na biomecânica é a medição ou estimativa da força muscular. Tanto do ponto de vista clínico quanto acadêmico, esse é um problema extremamente relevante. O fato das propriedades fisiológicas musculares serem necessárias para o cálculo da força muscular torna esses modelos dependentes dessas propriedades e, conseqüentemente, faz com que a fonte dessas propriedades deva ser meticulosamente selecionada para garantir uma estimativa mais precisa (SCOVIL; RONSKY, 2006; REDL; GFOEHLER; PANDY, 2007).

Por outro lado, a maioria dos modelos biomecânicos para estimativa das forças musculares utiliza valores genéricos para as propriedades musculares, isto é, adotam os mesmos parâmetros para o cálculo independente do indivíduo que está sendo avaliado (PANDY; ANDRIACCHI, 2010). Esses parâmetros são normalmente coletados de espécimes cadavéricos, que normalmente podem não corresponder às características da população estudada (DE OLIVEIRA; MENEGALDO, 2010), pois os espécimes cadavéricos utilizados nos estudos para determinação da arquitetura muscular podem não representar as características do grupo estudado (HOLZBAUR, MURRAY e DELP, 2005; WARD *et al.*, 2009).

Uma das primeiras tentativas de avaliar a estimativa muscular utilizando diferentes propriedades musculares foi a de Brand, Pedersen, e Friederich em estudo publicado em 1986. Eles compararam a estimativa da força muscular dos membros inferiores durante a marcha utilizando diferentes valores de ASTF. Para o cálculo das forças musculares, foram modelados 47 atuadores musculotendíneos dos membros inferiores somados a técnicas de otimização não-linear (PIERRYNOWSKI, 1982). A ASTF de cada um dos 47 atuadores musculotendíneos foi retirada de dois espécimes cadavéricos e dos valores relatados por Pierrynowski (1982), criando três conjuntos de soluções para o cálculo. As três soluções foram qualitativamente semelhantes, apresentando o mesmo comportamento; porém, algumas vezes, a força muscular variou de 2 a 8 vezes. Concluiu-se que a estimativa é muito sensível aos pressupostos assumidos pelo modelo como a ASTF, podendo ser pouco confiável (BRAND; PEDERSEN; FRIEDERICH, 1986).

Nesse mesmo contexto, em 2001, Raikova e Prilutsky propuseram que uma das razões possíveis para a discrepância nos resultados de força muscular de modelos musculares em diversos estudos poderia ser o devido ao fato de que os autores utilizam diferentes conjuntos de parâmetros musculares do modelo, o que poderia afetar substancialmente as forças previstas. Nesse estudo, o objetivo foi investigar sistematicamente a sensibilidade da solução ótima das forças musculares para os parâmetros musculares, ASTF e distância perpendicular muscular do modelo (de nove atuadores musculotendíneos dos membros inferiores), utilizando abordagem analítica. Os resultados analíticos revelaram que, em geral, a força ideal de cada músculo depende de uma forma muito complexa dos parâmetros do modelo. Desvios dos valores nominais dos parâmetros (ASTF e distância perpendicular muscular) dentro de uma faixa fisiologicamente viável afetaram a magnitude das forças em várias vezes conforme as alterações nos parâmetros. Foi concluído que as divergências na literatura sobre os valores da estimativa muscular baseada em modelos podem ser potencialmente explicadas pelas diferenças nos parâmetros empregados no modelo (RAIKOVA; PRILUTSKY, 2001).

Holzbaaur (2005), ao perceber que as propriedades musculares de tensão específica recolhidas da literatura não permitiam uma estimativa da força muscular máxima que se assemelhasse às medidas *in-vivo* diretas apresentadas em outros estudos, utilizou valores diferentes de tensão específica para cada grupo muscular a fim de tornar os resultados do seu modelo mais fidedigno com as mensurações de força máxima diretas. Isso foi feito com base em estudos que encontraram diferentes medidas de tensão específica em diferentes grupos cadavéricos e que propõem que como cada grupo muscular possui intensidades de uso diferentes durante a vida cotidiana, talvez a tensão específica também fosse alterada entre os grupos musculares.

Além dos estudos citados anteriormente, outros estudos mais recentes (TATE *et al.*, 2006; REDL; GFOEHLER; PANDY, 2007) geraram perturbações artificiais de até 50% nos parâmetros utilizados pelos modelos que se mostraram bastante sensíveis, em que as diferenças relativas nas respostas fornecidas pelos modelos foram maiores que as perturbações. Essas diferenças foram encontradas tanto em simulações de capacidade máxima de produção de força quanto durante movimentos como a marcha.

A geração de simulações que representem com precisão o movimento de adultos de idade avançada requerem modelos que levem em conta as mudanças nas propriedades musculares que ocorrem com o envelhecimento. O único estudo encontrado que leva em conta as propriedades musculares de idosos foi o de Thelen (2003). Esse estudo teve o objetivo ajustar os parâmetros dos modelos musculotendíneos do tipo Hill para refletir as

mudanças na mecânica muscular relacionadas à idade e comparar se as respostas encontradas no modelo ajustado se assemelham com os resultados encontrados para a força máxima observados nos idosos. Assim, Thelen (2003) realizou uma revisão de literatura apresentando a necessidade de ajustes para o modelamento por causa da desativação muscular prolongada, da redução na velocidade de contração máxima, da rigidez muscular passiva maior e da redução da força isométrica máxima muscular, observadas em idosos.

Com as mudanças relacionadas à idade incorporadas ao modelo, contrações isométricas e isocinéticas dos flexores e extensores de tornozelo foram simuladas (THELEN, 2003). Como resultado, o modelo apresentou que, em altas velocidades, a redução na força isométrica máxima muscular seria mais de 40% menor em idosos em comparação com adultos jovens e saudáveis. Essas perdas excedem a perda de 30% na força isométrica máxima admitida no modelo. Assim, esses resultados mostram ser ainda mais importante ajustar os parâmetros dos modelos quando simulando movimentos altamente dinâmicos. Não obstante, esse estudo não levou em conta as propriedades musculares específicas dos indivíduos voluntários do estudo, apenas ajustou as propriedades de maneira teórica conforme a literatura.

Com base na revisão apresentada, fica clara a necessidade da verificação precisa dos parâmetros e propriedades utilizados nos modelos. Logo, para que as estimativas de força máxima sejam precisas, é imprescindível o desígnio deste estudo de comparar a força muscular máxima estimada por modelo biomecânico de membros inferiores em mulheres com mais de 55 anos utilizando parâmetros de arquitetura muscular específicos dos indivíduos e parâmetros de arquitetura genéricos recolhidos na literatura. Especula-se que estas informações de arquitetura podem tornar mais exata a estimativa do torque isométrico máximo.

5. MATERIAIS E MÉTODOS

5.1. População e amostra

5.1.1. CÁLCULO AMOSTRAL

Considerando que a questão central do estudo é referente à estimativa do torque muscular, e que não foram encontrados estudos que tenham estimado individualmente o momento máximo de extensão de joelho, o cálculo do tamanho amostral foi realizado com base em valores de torque máximo ($248,0 \pm 50,0$ Nm) de extensão de joelho de estudos prévios (Erskine et al., 2011). Foi considerado um torque médio de 300 Nm para os valores estimados, considerando que há uma expectativa de superestimação, considerando ainda o mesmo desvio do estudo Erskine *et al.*, (2011). O tamanho de efeito esperado com base nestes valores de torque foi de 1,04. Adotou-se um erro de probabilidade de 10%, e um desenho de estatística teste t. Com base nos parâmetros apresentados o tamanho da amostra estimado foi de 22.

Então, a fim de tornar o cálculo amostral mais próximo do contexto do presente estudo, após a coleta de 5 indivíduos o número amostral foi recalculado. Foram utilizados os valores até então coletados de torque experimental e torque estimado ($106,9 \pm 21,0$ Nm para torque experimental e $170,0 \pm 91,7$ Nm para o torque estimado). Adotando-se o mesmo tamanho de efeito grande e erro de probabilidade do teste anterior. O resultado do número amostral foi de 15 indivíduos para prover um poder de 80%.

A amostra desse estudo foi composta por 18 voluntárias (20% a mais que estimado inicialmente). Durante as etapas do projeto os dados de três voluntárias tiveram de ser descartadas devido a problemas no sistema de aquisição de imagens de arquitetura, resultando então em uma amostra de 15 voluntárias com idade média de 65 ± 5 anos, estatura de $1,61 \pm 0,06$ m, massa de 66 ± 7 kg e comprimento médio de fêmur de $40,7 \pm 2$ cm. A amostra foi intencional e não probabilística, além de voluntária.

5.1.2. CRITÉRIOS DE INCLUSÃO

Os critérios de inclusão de indivíduos adotados foram de que os indivíduos fossem do sexo feminino e possuísem idade igual ou superior a 55 anos e de locomoção autônoma (sem dispositivos auxiliares para a marcha).

5.1.3. CRITÉRIOS DE EXCLUSÃO

Foram excluídas as voluntárias que apresentassem: incapacidade de compreender e atender a comando verbal simples; sintomas de artrose, artrite, osteoartrite e osteoartrose sintomáticas; amputações e/ou uso de próteses em membros inferiores; sequelas de acidente vascular encefálico; doença de Parkinson; fraturas em membros inferiores e/ou coluna após os 60 anos; doença coronariana grave; labirintopatia incapacitante; neuropatia diagnosticada e deformidade nos pés ou joelhos.

Seriam excluídas do estudo as voluntárias que apresentassem coativação elevada. Para tal, seriam excluídas do estudo as voluntárias que apresentassem atividade eletromiográfica média dos músculos flexores de joelho (semitendíneo e bíceps femoral) superior a 35% da CVMI. O valor de 35% foi adotado em estudos prévios (MACALUSO *et al.* 2002; DE VITO *et al.*, 2003) considerado como sendo um valor normal de coativação em indivíduos com mais de 55 anos.

5.2. Definição operacional das variáveis

5.2.1. VARIÁVEIS INDEPENDENTES:

- Ângulo de penação: O ângulo de penação é medido por meio da determinação do ângulo médio de três fascículos em relação ao eixo de geração de força do músculo (LIEBER; FRIDÉN, 2000; WARD *et al.*, 2009), neste estudo considerado como a a

linha da superfície profunda muscular. Mensurado a partir de imagens capturadas com imagem de ultrassom com a sonda em paralelo às fibras musculares localizada no ventre muscular dos músculos vasto lateral, reto femoral, e vasto medial. Para o vasto intermédio, foi mensurado na superfície anterior a 50% do comprimento da coxa (a distância entre o trocânter maior do fêmur até a fenda articular entre os côndilos do fêmur e tíbia) conforme apresentado nos trabalhos de Blazevich, Gill e Zhou (2006) e O'Brien *et al.* (2010b). Nos ângulos em que não foi possível capturar o ângulo de penação devido ao comprimento elevado dos fascículos, o mesmo foi estimado pela equação proposta por Blazevich, Gill e Zhou (2006).

- Comprimento do fascículo: O comprimento de fascículo muscular (ℓ^f) corresponde ao comprimento do tecido fascicular desde sua origem até sua inserção nas duas aponeuroses musculares. Foi mensurado a partir de imagens capturadas com imagem de ultrassom com a sonda em paralelo as fibras musculares localizada no ventre muscular dos músculos vasto lateral, reto femoral, e vasto medial. Para o vasto intermédio foi mensurado na superfície anterior a 50% do comprimento da coxa (a distância entre o trocânter maior do fêmur até a fenda articular entre os côndilos do fêmur e tíbia). Todas as medidas foram obtidas com a sonda em paralelo às fibras musculares.
- Tensão específica: Definido como a força que o músculo produz por unidade de área. Utilizou-se o valor medido proposto por Wickiewicz *et al.* (1983) de 61 N/cm² na estimativa do torque isométrico máximo
- Volume muscular: É o volume total dos músculos vasto lateral, reto femoral, vasto medial e vasto intermédio (expresso em cm³). Foi estimado a partir da ASTA medida por ultrassom e com a equação proposta por Morse, Degens e Jones (2007).
- Área de secção transversa fisiológica: É a área de secção perpendicular à direção dos fascículos, representada em cm². Foi estimada a partir da equação proposta por Powel *et al.* (1984) e adaptada por Morse, Degens e Jones (2007).

- Comprimento muscular: É a distância entre a origem (junção ósseo-tendínea) mais proximal do músculo até a inserção mais distal do mesmo. Foi estimada ao dimensionar o modelo biomecânico às medidas da estatura dos indivíduos.
- Comprimento do tendão: O comprimento de repouso do tendão (ℓ_0^T) representa o comprimento em que o tendão se encontra sem nenhuma tensão aplicada sobre ele, ou seja, não está gerando força passiva (ZAJAC, 1989). Estimado ao escalar o modelo biomecânico às medidas da estatura dos indivíduos.
- Coativação antagonista: Definida como a atividade eletromiográfica média percentual dos músculos flexores de joelho (semitendíneo e bíceps femoral). Calculada a partir da seguinte equação:

$$CA = \frac{\overline{EMG_{BF}}/CVM_{BF} + \overline{EMG_{ST}}/CVM_{ST}}{2}$$

Equação 8

Onde: $\overline{EMG_{BF}}$ e $\overline{EMG_{ST}}$ são as médias das atividades eletromiográficas dos músculos bíceps femoral e semitendíneo em cada CVMI de extensão. CVM_{BF} e CVM_{ST} são os valores de atividade elétrica dos músculos bíceps femoral e semitendíneo encontrados durante a CVMI de flexão.

- Força ativa: Força estimada que representa a força gerada pelos componentes ativos musculares. Estimada pelo modelo a partir das equações de Hill apresentadas no referencial teórico.
- Força passiva: Força estimada que representa a força gerada pelos componentes passivos musculares. Estimada pelo modelo a partir das equações de Hill apresentadas no referencial teórico.
- Força total: Força estimada que representa a soma entre a força muscular passiva e a força muscular ativa.
- Torque muscular: Tendência de rotação do segmento perna sobre o eixo da articulação de joelho gerada pela ação dos músculos extensores de joelho.

Representado pela força muscular total dos extensores de joelho multiplicado pela distância perpendicular muscular do quadríceps.

5.3. Protocolo de avaliação

Os testes da avaliação foram realizados junto no Setor de Plasticidade Neuromuscular do Laboratório de Pesquisa do Exercício da Universidade Federal do Rio Grande do Sul. O tempo médio das coletas de dados foi de duas horas. Para facilitação do entendimento da estrutura do protocolo de coleta foi elaborado um esquema da coleta ilustrado na Figura 9.

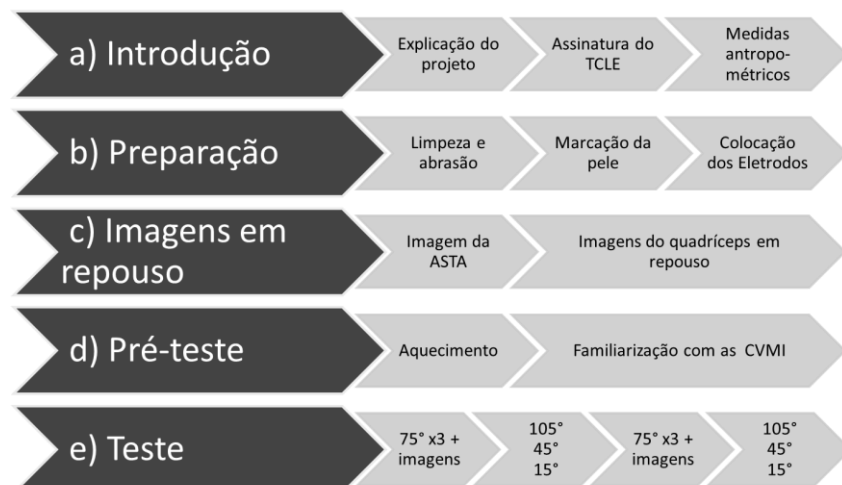


Figura 9: Representação esquemática das etapas da coleta de dados. Todas as etapas foram realizadas no mesmo dia em um único turno. No item (e), a ordem da execução das etapas foi aleatória.

5.4. Lista Materiais

Item	Descrição
1.	Eletromiógrafo 8 canais (AMT-8, Bortec Biomedical Ltd., Canadá)
2.	Eletrodos de superfície passivos (Ag/AgCl Meditrace, Canadá)
3.	Placa conversora analógico-digital (DI-720 16 bits, Dataq Instruments Inc. Akron, Ohio-USA)
4.	Condicionador de sinais (DI-205, Dataq Instruments Inc. Akron, Ohio-USA)
5.	Dinamômetro isocinético (Biodex Medical System, Shirley – NY, USA)
6.	Ecógrafo B-mode (SSD 4000, 51 Hz, ALOKA Inc., Tokyo, Japan)
7.	Sonda de arranjo linear (60 mm linear array 7,5 MHz - ALOKA Inc., Tokyo, Japan)
8.	Fita métrica (Instituto São Paulo, São Paulo, Brasil)

5.4.1. INTRODUÇÃO E PREPARAÇÃO

No primeiro momento, ao chegar ao laboratório, os indivíduos foram apresentados aos procedimentos de coleta e lhes foi entregue e lido junto com os participantes o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (Apêndice 1). Em seguida foram computadas as medidas antropométricas para a caracterização da amostra - estatura, massa corporal, comprimento do fêmur e perímetro da coxa - (Figura 9a). Após, os sujeitos foram posicionados em decúbito dorsal na maca; neste momento a pele do indivíduo foi limpa com álcool, raspada com lâmina de barbear e marcada nos locais dos eletrodos (Figura 10) e colocados os eletrodos conforme recomendado pelo *Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles* (SENIAM).

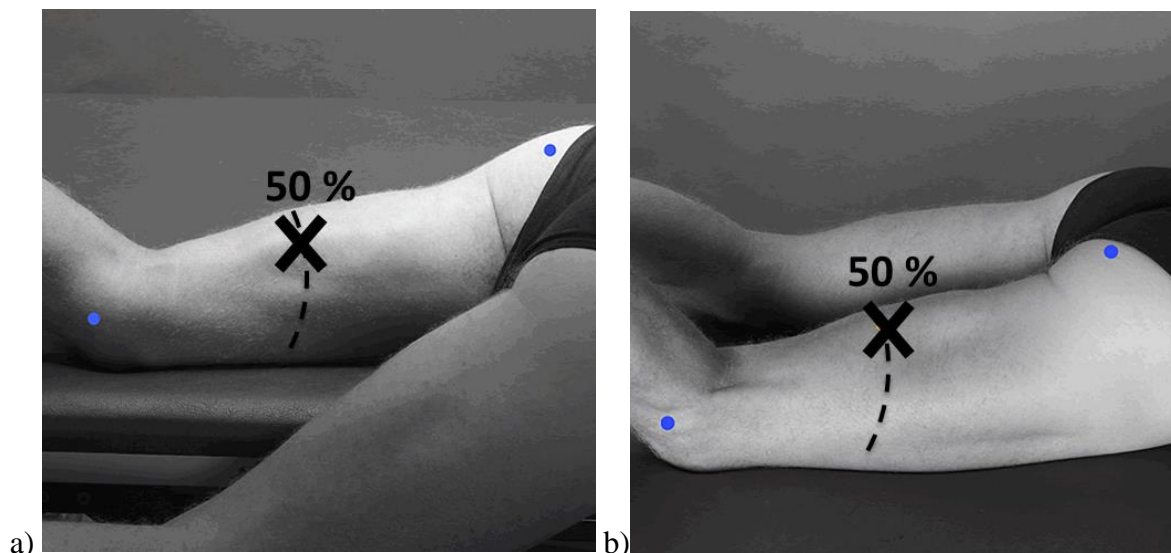


Figura 10: Posicionamento dos eletrodos dos músculos bíceps femoral (a) e semitendíneo (b)

5.4.2. COLETA DAS IMAGENS DE ULTRASSONOGRAFIA

Após a colocação dos eletrodos, a pele foi marcada nos comprimentos de 50% e 60% do comprimento da coxa para coleta das imagens de arquitetura em repouso (Figura 9c). Já na Figura 11, é possível verificar o posicionamento da sonda de ecografia para coleta da arquitetura muscular em repouso e durante as contrações dos quatro músculos do quadríceps conforme recomendação de Blazeovich, Gill e Zhou (2006), em 50% do comprimento do fêmur para vasto lateral, vasto intermédio e reto femoral e a 25% do comprimento do fêmur para o músculo vasto medial. A coleta da área de secção transversa anatômica foi realizada conforme recomendado por Morse, Degens e Jones (2007) a 60% do comprimento do fêmur.

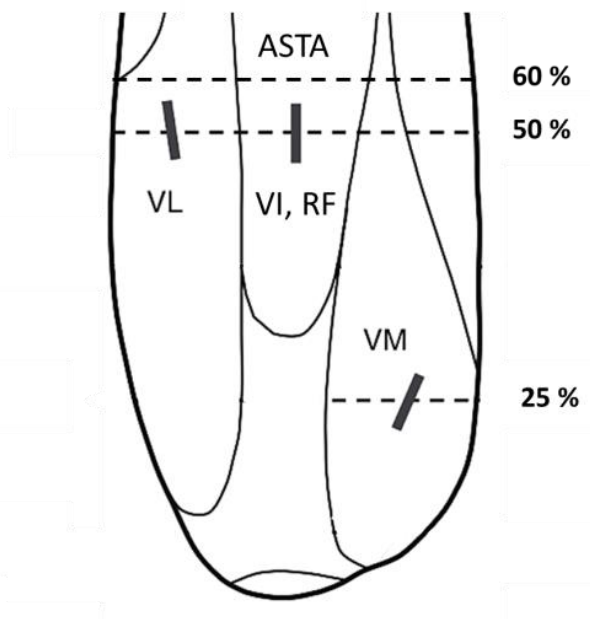


Figura 11: Marcações para orientação da sonda do ecógrafo para coleta da área de secção anômica (ASTA) a 60% do comprimento da coxa. A 50%, a marcação para mensuração da arquitetura muscular dos músculos vasto lateral (VL), vasto intermédio (VI), reto femoral (RF). Já a 25%, está a marcação para o posicionamento da sonda para captura do vasto medial (VM).

Então, o indivíduo foi posicionado no dinamômetro isocinético. O banco do dinamômetro foi ajustado para que o centro articular do eixo do joelho estivesse alinhado com o centro do eixo do braço do dinamômetro. O banco foi posicionado a 85° e o joelho foi posicionado a 75° de extensão para a aquisição das imagens da arquitetura muscular em repouso. Três imagens foram coletadas para cada posicionamento da sonda totalizando nove imagens em repouso.

Para a coleta da ASTA dos músculos do quadríceps, foram gravadas sucessivas imagens da superfície da coxa que foram posteriormente reconstruídas conforme proposto por Noorkoiv, Nosaka e Blazevich (2010). Primeiramente, a participante permaneceu sentado sobre a cadeira do dinamômetro isocinético, porém, nessa posição, existe a possibilidade de haver deformação dos tecidos moles devido à força exercida pelo peso corporal sobre a perna contra a superfície do banco. Essa deformação poderia prejudicar a qualidade das imagens coletadas por ultrassonografia. A fim de diminuir o erro oriundo de possíveis deformações dos tecidos moles da coxa, o pé da voluntária foi apoiado sobre o braço do dinamômetro isocinético para que a perna ficasse levemente levantada e a coxa descomprimida ao perder o contato com o banco (Figura 12). Marcadores (tiras de fita esparadrapo com aproximadamente 5 cm x 0,3 cm) foram posicionados sobre a pele da voluntária

perpendicularmente à linha de 60% (local de captura da ASTA; Figura 12a no destaque), sendo que houve uma distância de 5 cm entre cada marcador. Essas tiras foram utilizadas como marcadores que geraram uma sombra sobre a imagem e permitiram a identificação de um local em comum entre cada duas imagens.

Após a marcação e colocação dos marcadores, gel de transmissão foi aplicado sobre todo o perímetro da coxa. A colocação do gel tem o objetivo de melhorar o acoplamento acústico e de facilitar o deslizar da sonda continuamente sobre a pele sem interrupções, permitindo que a imagem permanecesse nítida durante todo o trajeto. Foi mantida uma pressão consistente e mínima com a sonda sobre a pele para evitar a compressão dos músculos (SCOTT *et al.*, 2012).

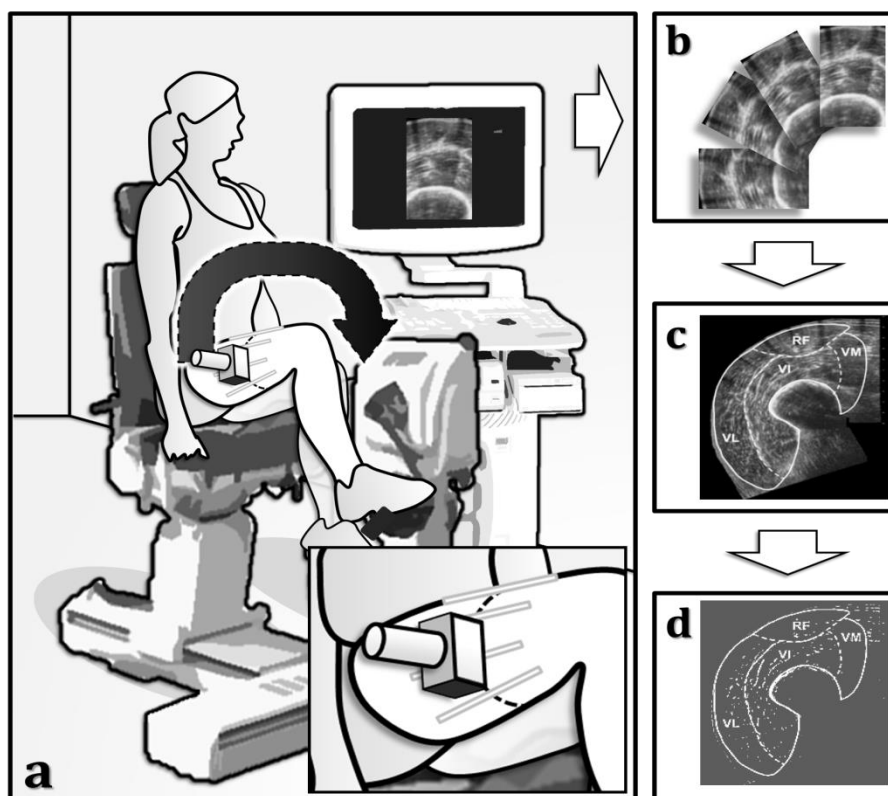


Figura 12: Imagens coletadas pelo equipamento de ultrassonografia e reconstruídas de maneira que formam a área de secção anatômica do quadríceps, procedimento adaptado de Morse, Degens e Jones (2007). (a) Posicionamento do indivíduo durante a coleta das imagens, joelho permanece em 90° de flexão e com o pé apoiado sobre o dinamômetro para descomprimir os tecidos moles da coxa no banco do dinamômetro, seta preta indica o percurso realizado manualmente com a sonda de campo estendido para coleta de todas as imagens necessárias para reconstrução da ASTF. No destaque, na parte inferior da imagem, é possível visualizar os marcadores e a marcação pelo perímetro da coxa; (b) Imagens avulsas resultantes da coleta; (c) Processo de reconstrução por sobreposição com a sonda de campo estendido. (d) Resultado após a marcação dos limites de cada músculo para cálculo da área da imagem.

5.4.3. FASE DE PRÉ-TESTE

Durante a etapa denominada de pré-teste (Figura 9d), foram realizadas duas séries de 15 repetições de extensão de joelho como aquecimento específico da articulação do joelho e musculatura do quadríceps. Após o aquecimento específico, foram realizadas cerca de três contrações voluntárias isométricas submáximas para a familiarização das voluntárias com esse tipo de exercício.

5.4.4. FASE DE TESTE

5.4.4.1. *Torque experimental e arquitetura*

Para coleta do torque experimental de cada voluntária foram realizadas as contrações voluntárias máximas isométricas (CVMI) dos extensores de joelho (Figura 9e). As CVMIs foram realizadas na seguinte ordem: (I) três CVMIs de extensão a 75° com coleta simultânea de arquitetura e EMG (para avaliar coativação); (II) uma CVMI nos ângulos de 15°, 45°, e 105° em ordem aleatória sem coleta simultânea de imagens de arquitetura e com EMG; e (III) uma CVMI de flexão de joelho a 90° para normalização da EMG. Entre cada contração, foi permitido um intervalo de dois minutos, a fim de evitar os efeitos de fadiga muscular.

Os procedimentos para determinação da arquitetura (ângulo de penetração e comprimento de fascículos) muscular seguiram procedimentos semelhantes aos já descritos na literatura (MIYATANI *et al.*, 2004; BLAZEVIK *et al.*, 2009; MENEGALDO; OLIVEIRA, 2009; DE OLIVEIRA; LUPORINI MENEGALDO, 2010 utilizando um equipamento de ecografia B-mode (SSD 4000, 51 Hz, ALOKA Inc., Tokyo, Japan) e uma sonda de campo estendido em arranjo linear (60 mm linear array 7,5 MHz - ALOKA Inc., Tokyo, Japan).

5.5. Análise de dados

5.5.1. ARQUITETURA MUSCULAR

A partir das imagens coletadas com ultrassonografia, todas as informações de arquitetura utilizadas no modelo, ASTA, ângulo de penação e comprimento de fascículo, foram medidas no *software Image-J* versão 1.46r. Em cada imagem foi buscado até três fascículos em seu comprimento completo, de aponeurose profunda a aponeurose superficial. A ASTA foi medida a partir da sobreposição das imagens coletadas transversalmente ao sentido da coxa, conforme ilustrado na Figura 12-b, 12-c e 12-d.

5.5.2. ELETROMIOGRAFIA

As informações de eletromiografia do grupo flexor do quadril foi analisada do software MATLAB (versão 2013b) com os filtros passa-banda ideal (5-500 Hz) e Butterworth digital (4ª ordem, 20 a 450 Hz). Após, estes sinais foram normalizados pela CVMI de flexão.

5.5.3. TORQUE ISOMÉTRICO MÁXIMO

5.5.3.1. Torque Isométrico Máximo Estimado Genérico

Para o torque isométrico máximo estimado Genérico, uma simulação foi executada em ambiente OpenSim 2.4.0. O *setup* do modelo foi determinado para estimar o momento máximo de extensão de joelhos. Para isso, o modelo realiza a estimativa da força muscular total (F^m) que é a força máxima passiva (F_p^m) mais força máxima ativa (F_A^m) (Equações 1 a

4) e, então, multiplica a força muscular total pela distância perpendicular do tendão patelar utilizada no modelo.

5.5.3.2. Torque isométrico Máximo Estimado Individual

Para a estimativa do torque máximo individual, primeiramente a área de secção transversa fisiológica foi calculada a partir da equação de regressão de Morse *et al.*, (2007) (Figura 13) conforme realizado em estudos prévios (MENEGALDO; FLEURY; WEBER, 2006; MENEGALDO; OLIVEIRA, 2009; DE OLIVEIRA; LUPORINI MENEGALDO, 2010; NAM; UHM, 2011).

$$ASTF = \frac{(a/4+b/3+c/2+d) \times (\ell^{fêmur} - z) \times \frac{ASTA}{ax^2+bx^2+cx+d}}{\ell^f} \quad \text{Equação 9}$$

Em que ASTF é a área de secção transversa fisiológica. As letras de *a* a *d* representam as constantes de regressão para o cálculo da ASTF de cada um dos músculos. $\ell^{fêmur}$ é o comprimento do fêmur. ℓ^f é o comprimento dos fascículos. *x* é o comprimento da coxa em que a área de secção transversa anatômica foi coletada. *z* é o tamanho relativo do músculo em relação ao comprimento do fêmur específico para cada músculo.

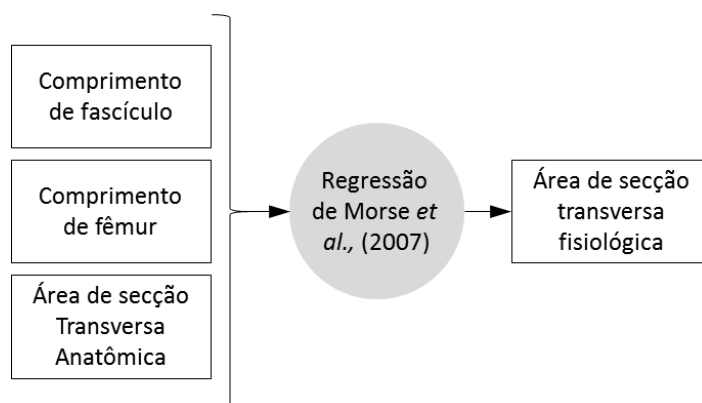


Figura 13: Fluxograma das variáveis de entrada necessárias para o cálculo da área de secção transversa fisiológica.

O modelo foi escalado para cada indivíduo de forma que o tamanho do fêmur do modelo representasse o tamanho do fêmur das voluntárias. Assim, a partir desse passo, foram criados 15 modelos escalados. O escalamento dos modelos permitiu que o comprimento muscular e as distâncias perpendiculares do modelo fossem adaptados ao mais próximo daquele apresentado pelo indivíduo.

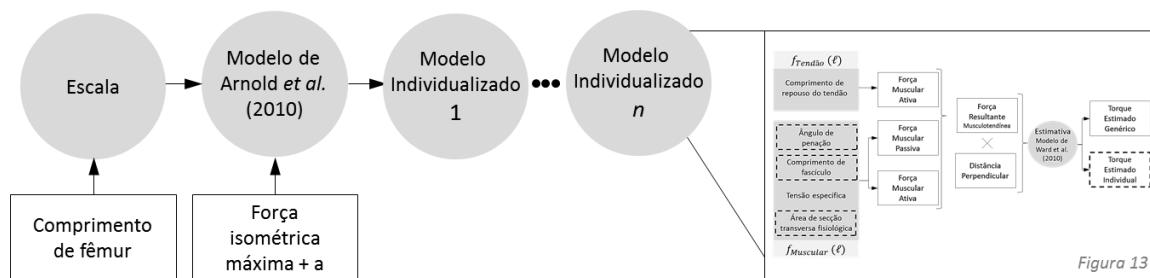


Figura 14: Fluxograma das variáveis de entrada necessárias para a individualização do modelo. Os torques apresentados na Figura 15 são calculados após a escala do modelo e inserção dos parâmetros de arquitetura.

A ASTF foi utilizada para calcular a força isométrica máxima de cada um dos músculos. A força isométrica máxima foi estimada no software *Microsoft Office Excel 2010 for Windows* (versão 14.0) ao multiplicar a ASTF pela tensão específica. Ao se multiplicar uma área (ASTF; expressa em cm^2) por uma tensão (tensão específica muscular; expressa em N/cm^2), tem-se a força máxima gerada por um músculo ativamente.

A força isométrica máxima, o ângulo de penação e o comprimento de fascículos específicos dos músculos (vasto lateral, reto femoral, vasto medial e vasto intermédio) foram todos em seus respectivos modelos escalados, assim gerando modelos com geometria muscular e geometria óssea individualizados para cada voluntário. Então, repetiram-se os passos apresentados no item anterior para estimativa do torque isométrico máximo de cada indivíduo.

Os dados de arquitetura foram utilizados para a estimativa do torque (Figura 15). A partir do protocolo experimental, três resultados de torque foram adquiridos: torque isométrico máximo coletado das CVMIs, torque isométrico estimado genérico e torque isométrico máximo estimado individual.

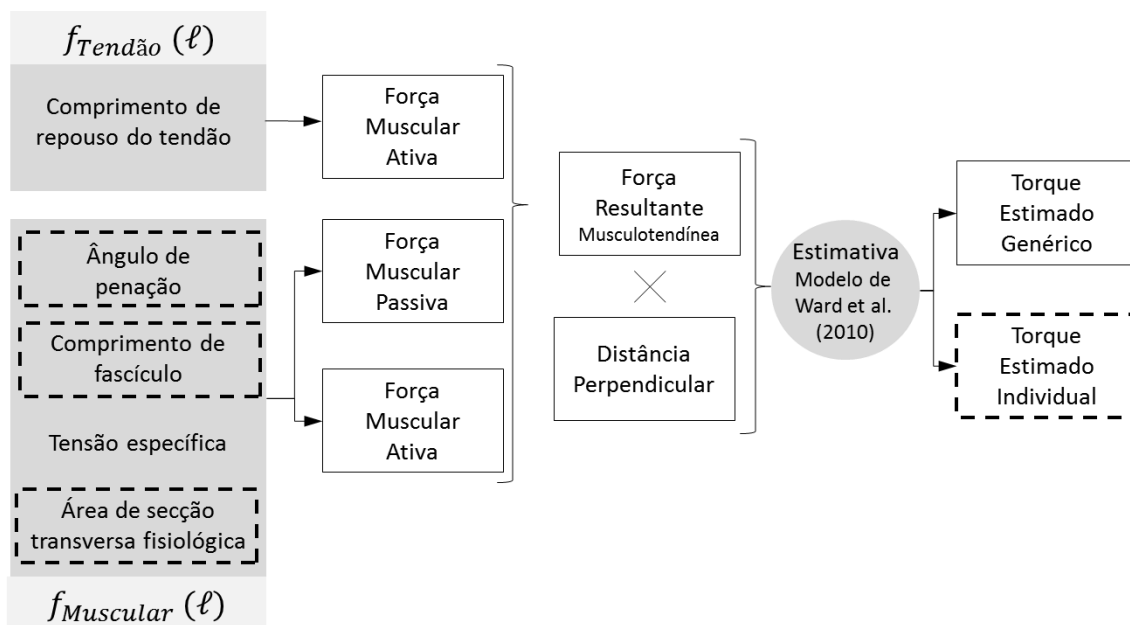


Figura 15: Fluxograma das etapas de análise de dados para aquisição do torque estimado. Nas caixas cinzas estão as variáveis de parâmetros musculares e tendíneos necessárias para a estimativa do torque. Nos quadrados tracejados estão presentes as variáveis de arquitetura que também foram coletadas individualmente e que dão origem ao torque estimado individual. A força muscular ativa e passiva são calculadas em função do comprimento muscular e a força passiva do tendão é calculada em função do comprimento de tendão.

Nos casos em que o modelamento resultou em inconsistências matemáticas (valores de força ou torque não fisiológicos ou com comportamentos inconcebíveis) devido aos valores de arquitetura muscular fora da faixa aceita prevista para os cálculos do modelo, a arquitetura muscular de repouso seria a segunda opção. Ainda, se esta inconsistência continuasse com a arquitetura coletada em repouso no modelo, o valor de arquitetura que resultou nessa inconsistência foi substituído *a priori* pelo valor do modelamento genérico. Essa situação aconteceu para o comprimento de fascículo do músculo vasto lateral de apenas um dos indivíduos. O indivíduo apresentou comprimento de fascículo de 19 cm que resultou em comportamentos de torques não correspondentes com o restante das simulações.

Após as simulações terem sido rodadas, os torques isométricos máximos para toda a ADM de extensão de joelho foram obtidos. Contudo, para fins de comparação com os dados experimentais, apenas os torques nos ângulos de 15°, 45°, 75° e 105° foram computados.

5.5.3.3. Torque isométrico Mensurado

Os valores de pico do torque das CVMI realizados nos ângulos de 15°, 45°, 75° e 105° de cada indivíduo foram computados a partir da matriz de dados fornecida pelo dinamômetro isocinético para posterior análise estatística.

5.6. Análise estatística

O resultado do teste de *Shapiro-Wilk* não confirmou a normalidade dos dados de torque estimado individual, torque estimado genérico e torque coletado. Então foi adotada estatística não paramétrica equivalente à ANOVA para medidas repetidas, a ANOVA de Friedman (FIELD, 2005) para identificar se haviam diferenças entre as variáveis testadas. Após, foi aplicado o desdobramento *post-hoc* de Wilcoxon para identificar onde estavam as diferenças encontradas. Todo o procedimento estatístico descrito foi realizado conforme as recomendações de Field (2005). Para a ANOVA de Friedman foi adotado um índice de significância $\alpha < 0,05$, já para o *post-hoc* de Wilcoxon foi aplicada a correção do índice de significância de Bonferroni onde o α foi dividido pelo número de comparações possíveis (neste caso três comparações possíveis²). Portanto, para os *post-hocs* de Wilcoxon o índice de significância adotado foi $\alpha < 0,05/3$ ou $\alpha < 0,0167$.

Afim descrever e de verificar a semelhança dos dados de arquitetura individuais das voluntárias com a arquitetura dos cadáveres foi realizado um teste t de *student* para amostras independentes. O índice de significância adotado foi de $\alpha < 0,05$. O *software* utilizado para todas as análises citadas foi o SPSS 17.0.

Ainda, os torques estimados (genérico e individual) foram comparados ao torque mensurado por meio das técnicas exploratórias de regressão linear e análise gráfica de Bland & Altman (1986). Foi feito também o erro *root mean square* entre os torques mensurados e o torque estimado para avaliar a magnitude da diferença entre as medidas, além do índice de correlação intraclasse para avaliar a correlação entre os conjuntos de medidas.

² Comparação 1: torque estimado individual *versus* torque estimado genérico; comparação 2: torque estimado individual *versus* torque experimental e; comparação 3: torque estimado genérico *versus* torque experimental.

6. RESULTADOS

Nenhum dos indivíduos coletados apresentou atividade eletromiográfica média dos flexores de joelho (Figura 16) superior a 35% da CVMI de flexão. Portanto, não foi necessário excluir indivíduos devido a esse critério de corte.

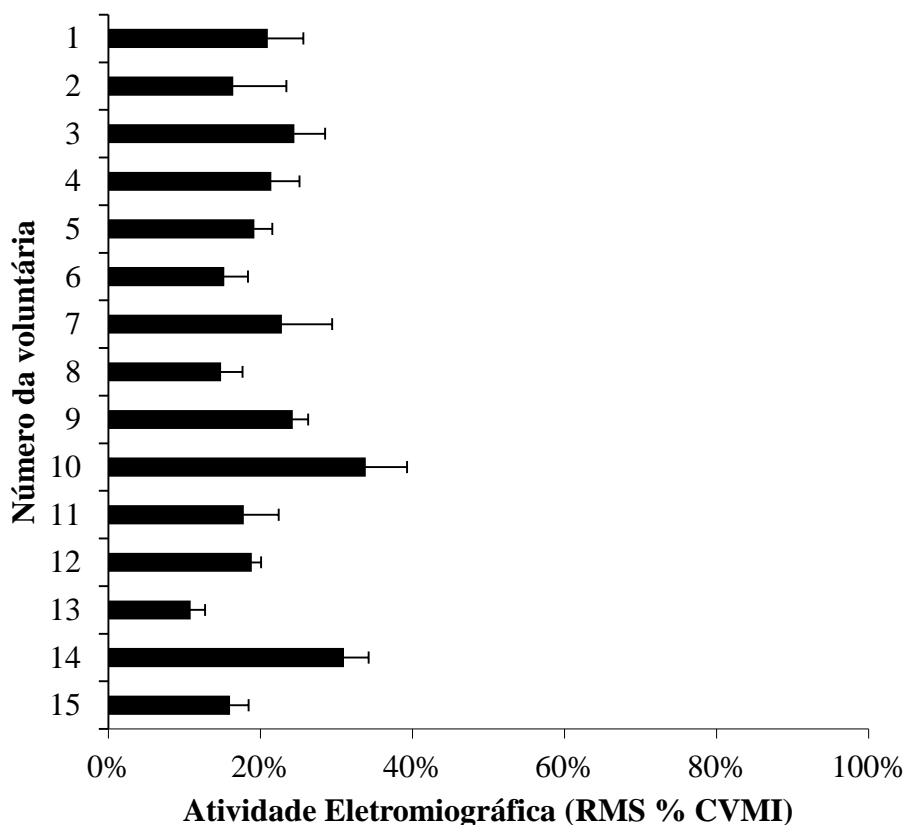


Figura 16: Coativação média dos flexores de joelho adquirida durante as CVMI de extensão, normalizadas pela ativação máxima flexora encontrada na CVMI de flexão de joelho.

Os resultados de arquitetura muscular média do presente estudo divergiram dos apresentados no modelo genérico (Tabela 1), principalmente, para o músculo vasto intermédio que apresentou todas as suas características de arquitetura divergentes da utilizado no modelo, oriundas do estudo de Ward *et al.* (2009). Apesar do estudo de Ward *et al.* (2009) não apresentar resultados de ASTA, os dados de ASTF são apresentados e, a partir dessa área, é possível calcular o torque isométrico máximo de cada músculo, ao multiplicar pela tensão específica.

Tabela 1: Resultados de arquitetura muscular expressos em média \pm desvio padrão para as variáveis: comprimento de fascículo (CF), ângulo de penetração (AP), área de secção transversa anatômica (ASTA) e área de secção transversa fisiológica (ASTF). Além disso, está expressa a força isométrica máxima (FIM) resultante da ASTF multiplicada pela tensão específica média de 61 N/cm² (Wickiewicz et al., 1983) utilizada no presente estudo. N.A. indica parâmetros não apresentados. Todos os resultados estão apresentados para o presente estudo e para o estudo de Ward et al, (2009) o qual representa os dados de arquitetura genéricos do modelo com exceção da ASTA que não é apresentada no estudo de Ward et al, (2009). Asteriscos representam $p < 0,05$.

	Reto Femoral		Vasto Intermédio		Vasto Lateral		Vasto Medial	
	Estudo	Ward <i>et al.</i>	Estudo	Ward <i>et al.</i>	Estudo	Ward <i>et al.</i>	Estudo	Ward <i>et al.</i>
CF (cm)	11,9 \pm 2,8	7,6*	8,4 \pm 2,5	9,9*	10,0 \pm 3,2	9,9	9,1 \pm 3,2	9,7
AP (graus)	11,3 \pm 3,2	13,9*	10,4 \pm 5,5	4,5*	11,0 \pm 2,1	18,4*	17,6 \pm 7,3	29,6*
ASTA (cm ²)	6,7 \pm 1,8	N.A.	12,9 \pm 3,4	N.A.	17,8 \pm 4,6	N.A.	5,09 \pm 1,41	N.A.
ASTF (cm ²)	11,7 \pm 3,5	13,5	42,6 \pm 29,3	16,7*	43,19 \pm 15,4	35,1	22,37 \pm 8,68	20,6
FIM (N)	294,1 \pm 87,7	337,5	1064,7 \pm 732,3	417,5*	1079,6 \pm 385,6	877,5	559,1 \pm 217,1	515,0

Descrição dos resultados de força muscular ativa e força muscular passiva média obtida a partir da estimativa de torque isométrico máximo individual (Figura 12).

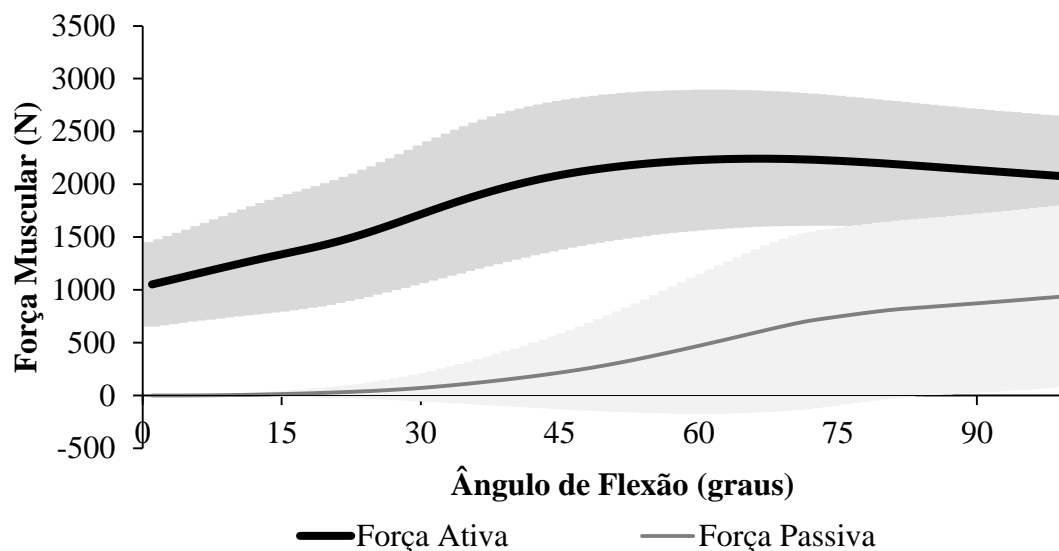


Figura 17: Gráfico com as força musculares médias estimadas pelo modelo para cada indivíduo. Linha preta representa a força muscular ativa e a linha cinza representa a força muscular passiva. A área sombreada circundando cada linha representa seu respectivo desvio padrão.

Os resultados de torque experimental foram semelhantes aos torques estimados (genérico e individual) nos ângulos de 75° ($\chi^2(2)=4$, $p=0,135$) e de 105° ($\chi^2(2)=2,41$, $p=0,257$), demonstrando que ambas as técnicas de estimativa se assemelharam ao torque experimental. A ANOVA de Friedman apresentou diferenças nos ângulos de 15 graus ($\chi^2(2)=16$, $p=0,00$) e de 45 graus ($\chi^2(2)=13,28$, $p=0,01$). O *post-hoc* de Wilcoxon foi utilizado para encontrar estas diferenças nos ângulos de 15 e 45 graus. No ângulo de 15 graus tanto o torque estimado genérico quanto o torque estimado individual foram diferentes do torque experimental ($p=0,013$ e $p=0,001$ respectivamente). No ângulo de 45 graus o torque estimado genérico foi diferente ao torque experimental, enquanto o torque estimado individualmente foi igual ao torque experimental (Figura 18).

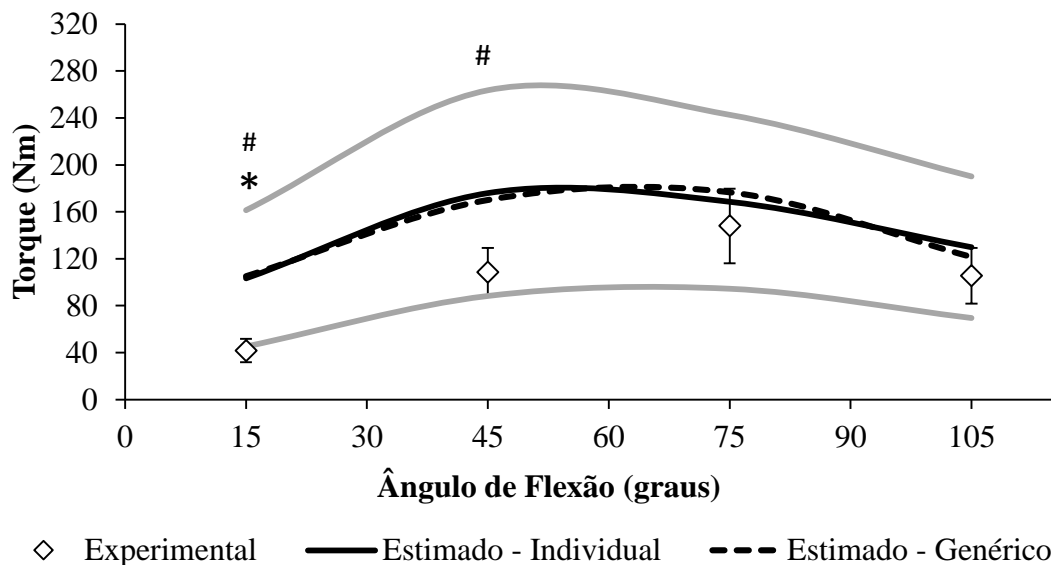


Figura 18: Resultados de Torque mensurado (losango); Torque estimado com os dados de arquitetura específicos dos indivíduos, em que a linha contínua preta representa a média e as linhas contínuas cinzas representam \pm desvio-padrão; Torque estimado com os dados de arquitetura muscular genéricos oriundos de cadáveres (linha tracejada). Asteriscos indicam diferença ($p < 0,0167$) entre o torque mensurado e torque estimado genérico, sustenido indica diferença ($p < 0,0167$) entre torque mensurado e torque estimado individual.

O Erro RMS entre o torque estimado individual e o torque mensurado (Figura 19) foi de $43,7 \pm 29,5$ N, inferior ao E_{RMS} apresentado pelo torque estimado genérico (Figura 20) de $46,2 \pm 24,1$ N. A regressão linear ilustra a tendência do erro conforme os valores de torque isométrico máximo aumentam ou diminuem.

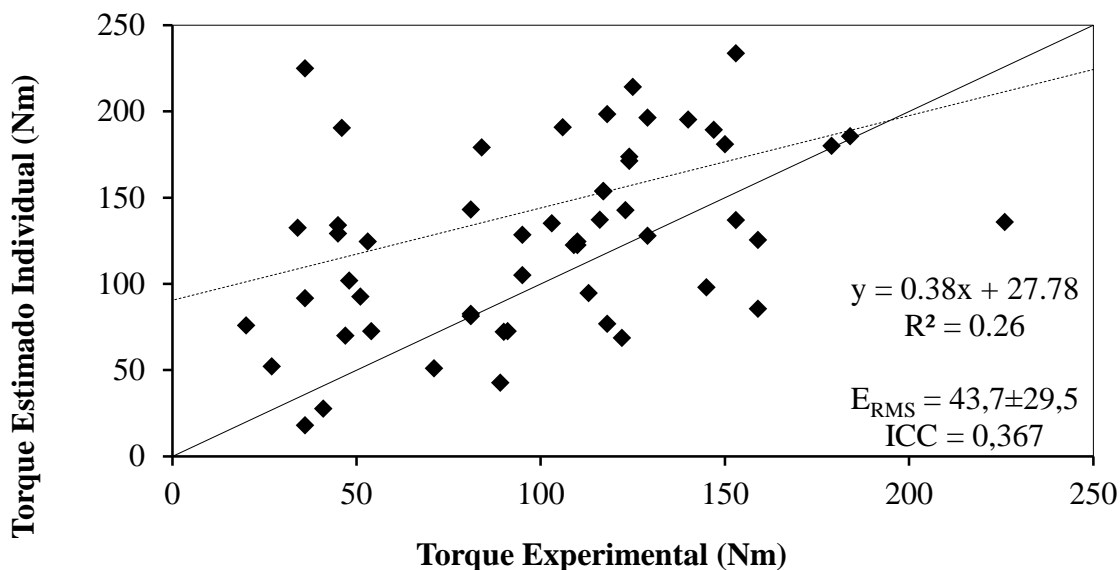


Figura 19: Resultado da regressão linear de torque mensurado e estimado individual. A linha contínua representa a linha de igualdade e a linha tracejada indica a regressão linear. E_{RMS} : Erro *root mean square*. ICC: Índice de correlação intraclasse.

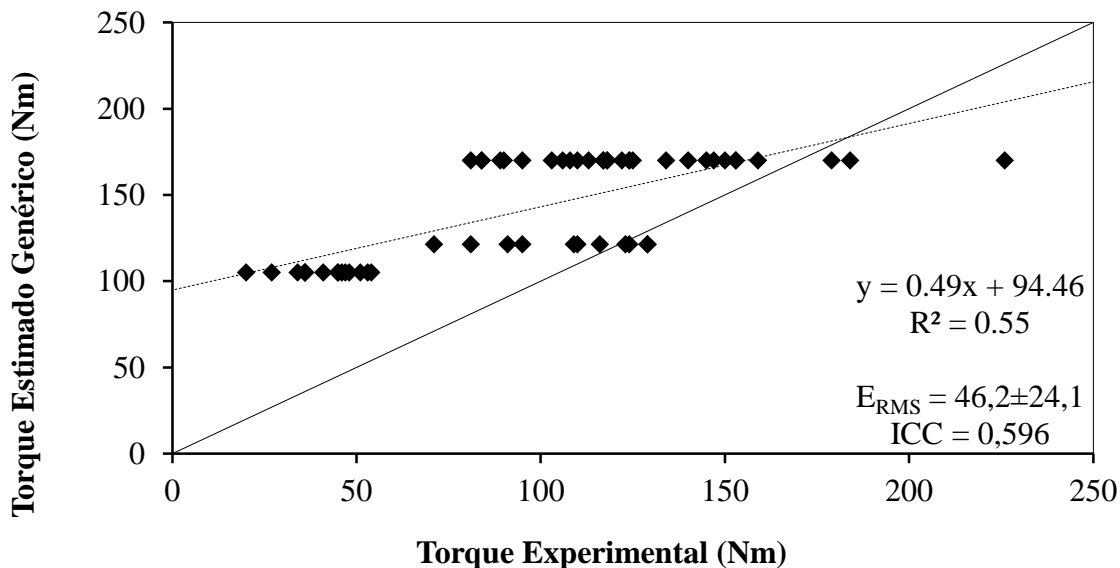


Figura 20: Resultado da regressão linear de torque mensurado e estimado genérico. A linha contínua representa a linha de igualdade e a linha tracejada indica a regressão linear. E_{RMS} : Erro *root mean square*. ICC: Coeficiente de correlação intraclasse.

A análise gráfica de Bland e Altman (1986) apresentou uma diferença média negativa de 43,5 Nm na comparação entre torque mensurado e estimado individual (Figura 21), o que

significa que os valores estimados tendem a ser em média 43,5 Nm superiores ao torque mensurado. Com intervalo de confiança de 95% de $\pm 141,6$ Nm, configurando um limite superior de 97,8 Nm e limite inferior de -185,5 Nm. Já na comparação entre torque experimental e estimado genérico (Figura 22) a diferença média negativa foi de 42,4 Nm, o que representa que o torque experimental tende a ser em média 42 Nm menor que a estimativa genérica. Com intervalo de confiança de $\pm 60,6$ Nm, o que configura um limite superior de -17,7 Nm e inferior de -103,4 Nm.

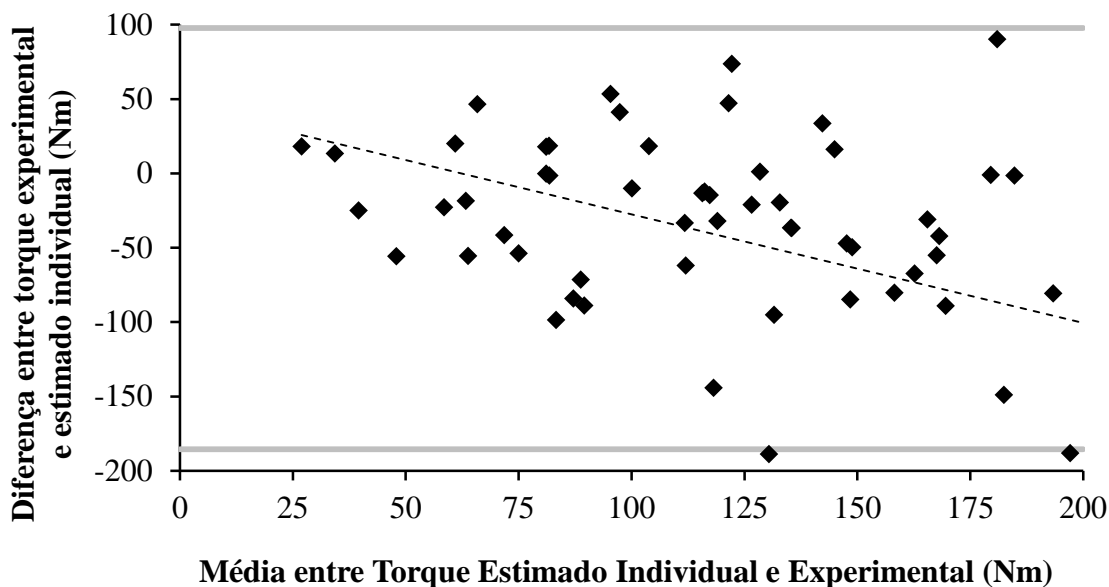


Figura 21: Gráfico de análise gráfica de Bland e Altman (1986) do torque estimado individual menos experimental pela média das técnicas. Linha tracejada representa a regressão linear dos pontos. Linhas cinzas representam o intervalo de 95% de confiança.

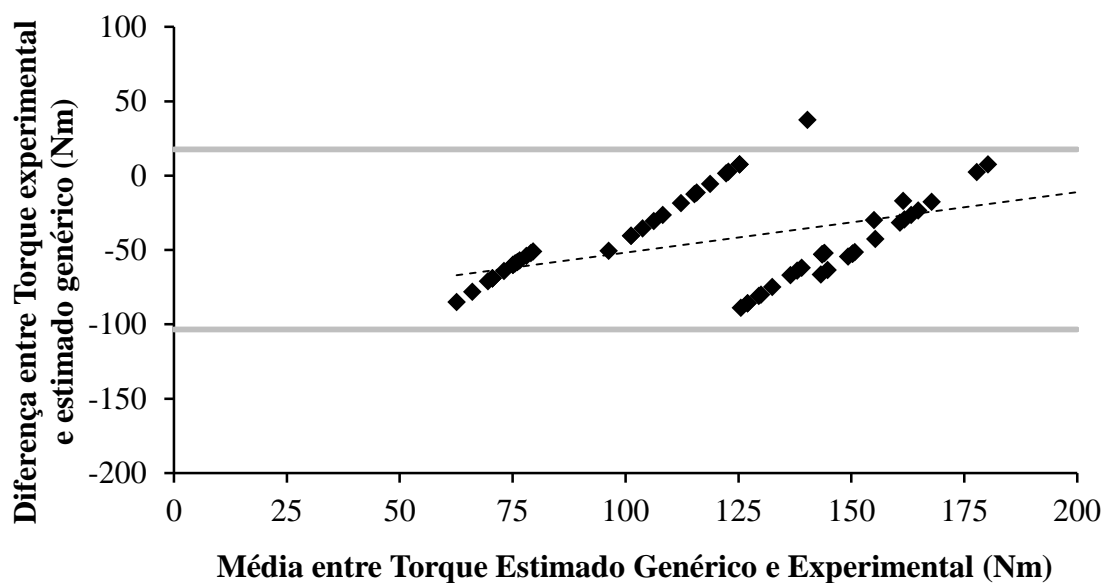


Figura 22: Gráfico de análise gráfica de Bland e Altman (1986) do torque estimado individual menos experimental pela média das técnicas. Linha tracejada representa a regressão linear dos pontos. Linhas cinzas representam o intervalo de 95% de confiança.

A descrição dos resultados de distância perpendicular do modelo de Arnold et al. (2010) e proposta por Krevolin, Pandy e Pearce (2004) para o sexo feminino são apresentadas na Figura 23. Arnold *et al.* (2010) apresenta o pico de distância perpendicular nos 30° já Krevolin, Pandy e Pearce (2004) apresentam o pico de distância perpendicular em 45°.

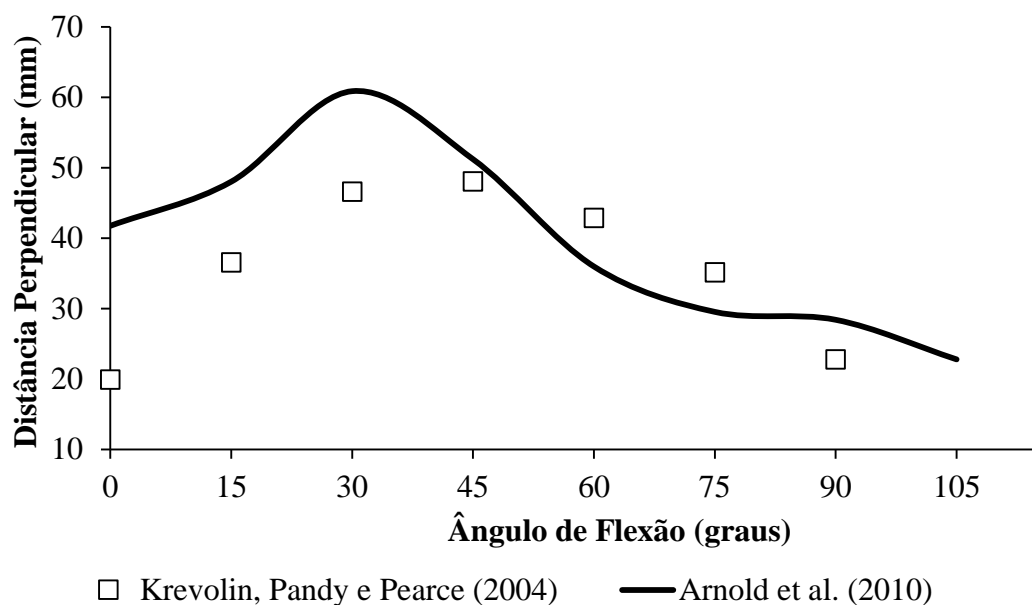


Figura 23: Comparação qualitativa das distâncias perpendiculares do tendão patelar utilizadas no presente modelo (Linha preta – Arnold *et al.* (2010)) e proposta por Krevolin, Pandy e Pearce (2004) que foram utilizadas para aprimorar os resultados do modelo.

Ao adaptar o modelo de Arnold *et al.* (2010), com a distância perpendicular publicada por Krevolin, Pandy e Pearce (2004), o pico de produção de torque é alterado para o ângulo de 75° (Figura 24).

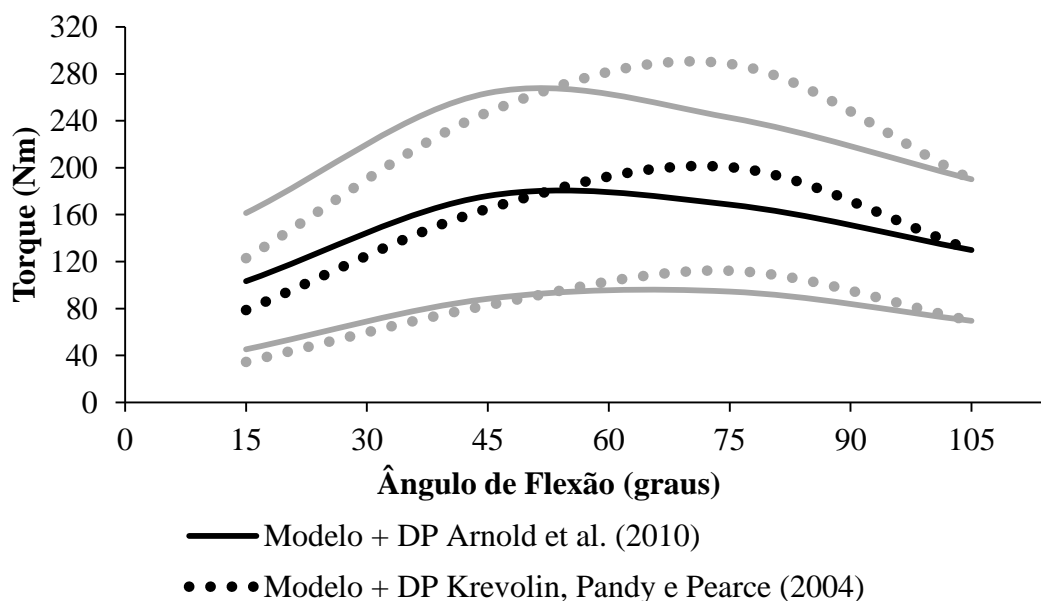


Figura 24: Resultado de torque estimado pelo modelo de Arnold *et al.* (2010) semelhante ao ilustrado na figura 14 (linha contínua) e resultado de estimativa do torque utilizando a distância perpendicular de Krevlin, Pandy e Pearce (2004). DP: distância perpendicular.

7. DISCUSSÃO

Uma das formas de conhecimento da função muscular se dá por meio de modelos biomecânicos, porém essa técnica possui algumas limitações quanto às propriedades musculares que são utilizadas para a estimativa da força. Diversos estudos já mencionaram as propriedades musculares utilizadas como parâmetros para a estimativa da força muscular que são capazes de alterar significativamente suas respostas (BRAND; PEDERSEN; FRIEDERICH, 1986; THELEN, 2003; REDL; GFOEHLER; PANDY, 2007). Como consequência, pode haver modelos imprecisos, o que pode resultar no diagnóstico errôneo de qual músculo está afetando ou participando de uma determinada atividade, por conseguinte, o tratamento e treinamento dos indivíduos, baseados nessas repostas, podem ser equivocados. No caso dos idosos, muitos modelos tentam entender o mecanismo da marcha desses indivíduos, pois esta é uma das principais tarefas funcionais da vida de um indivíduo (IEZZONI *et al.*, 2001; FRONTERA, 2006).

Desse modo, a fim de melhor avaliar os resultados de um modelo biomecânico, o presente estudo teve como objetivo geral: Comparar o torque isométrico máximo de extensão de joelho de mulheres com mais de 55 anos com a estimativa de torque utilizando modelo biomecânico. Diante disso, foi possível hipotetizar que seriam encontradas diferenças entre o torque isométrico máximo estimado individualmente e o torque isométrico máximo estimado genericamente, sendo que o torque isométrico máximo estimado individualmente seria mais exato que o torque isométrico máximo estimado genérico.

A hipótese do estudo foi parcialmente confirmada, pois o torque isométrico máximo estimado individualmente apresentou um erro RMS (Figura 19 e Figura 20) inferior ao à estimativa de torque genérica. No entanto, a diferença média em relação ao torque experimental (Figura 21 e Figura 22) do torque estimado genérico foi inferior à diferença média do torque estimado individual.

Corroborando com a hipótese experimental, ambas as técnicas de estimativa do torque (genérica e individual) apresentaram estimativas superiores, em algum dos ângulos, ao torque coletado (Figura 18). Ambas as estimativas se mostraram divergentes ao torque experimental nos ângulos de 15° ($p < 0,0167$). No ângulo de 45° a estimativa de torque genérica foi diferente do torque experimental ($p < 0,0167$). Nos ângulos de 75° e 105° ambas as técnicas estimaram corretamente ($p > 0,0167$) o toque experimental coletado. Ainda, de acordo com o

resultado da ANOVA de Wilcoxon, ambas as técnicas de mensuração não tiveram diferenças entre si em nenhum dos ângulos. No entanto, o erro RMS para as duas formas (Figura 19 e Figura 20) de estimativa foi elevado, considerando a média de todos os torque experimentais coletados igual a 100,91 N.m tem-se um erro RMS percentual relativo ao torque experimental de 43,3% (estimativa individual) e 45,8% (estimativa genérica).

O fato dos torques estimados terem superestimado o torque experimental reflete diretamente o efeito dos parâmetros utilizados para o cálculo do modelo. A partir da análise dos gráficos da Figura 18 percebe-se que as magnitudes divergem entre si, no entanto, o comportamento das curvas das estimativas é semelhante ao comportamento da curva experimental, portanto o comportamento de relação torque-ângulo das estimativas está de acordo com a relação torque-ângulo experimental. A relação torque-ângulo do modelo é diretamente dependente da distância perpendicular muscular (discutida mais adiante) e da relação força-comprimento dos músculos simulados no modelo. Dentre os parâmetros de arquitetura muscular coletados, o parâmetro que influencia a relação força-comprimento do músculo é o comprimento dos fascículos (ZAJAC, 1989; BUCHANAN et al., 2004). Os valores de comprimento de fascículo do reto femoral e do vasto intermédio coletados foram diferentes dos coletados em cadáveres Ward *et al* (2009 - Tabela 1) o que pode representar uma característica específica deste parâmetro para as voluntárias da presente pesquisa.

O comprimento de fascículo do músculo reto femoral foi maior que o apresentado Ward *et al* (2009) enquanto que o vasto intermédio apresentou menores comprimentos. Uma vez que os cadáveres do estudo de Ward *et al* (2009) possuem idade média de 83 anos é de se esperar que hajam diminuições no comprimento de fascículos devido ao envelhecimento (BARONI *et al.* 2012; KUBO *et al.* 2003). No entanto, diferentemente da condição do comprimento de fascículo coletado em cadáveres ser em repouso, no presente estudo a arquitetura foi coletada no ângulo ótimo de produção de torque durante contração isométrica voluntária máxima. Portanto, é difícil prever qual seria a diferença entre o comprimento de fascículo do presente estudo e do estudo de Ward *et al.* (2009), uma vez que há fatores divergentes influenciando estes resultados: 1 – amostras mais jovens apresentariam comprimentos maiores (BARONI *et al.*, 2012; KUBO *et al.*, 2003) e 2 – músculos contraídos tendem a apresentar fibras em comprimentos menores que músculos relaxados (REEVES; NARICI. 2003). 3 – a arquitetura muscular de cadáveres tende a ser diferente da coletada *in vivo* tanto durante contrações quanto durante repouso (MARTIN *et al.* 2003).

Além do comprimento de fascículo encurtado, espera-se que o ângulo de penação seja maior durante as contrações (REEVES; NARICI. 2003). Reto femoral, vasto medial e vasto

lateral apresentaram ângulo de penação inferior ao dos cadáveres de Ward *et al.* (2009), já o ângulo dos fascículos músculo vasto intermédio foi superior ao ângulo apresentado por Ward *et al.* (2009). Conforme Martin *et al.* (2003) não há diferenças previsíveis entre a arquitetura de cadáveres e a arquitetura *in vivo* seja ela estando relaxada ou contraída. Os autores explicam que o músculo de cadáveres se encontra em um estado intermediário entre o completamente relaxado e o completamente contraído. Isso se deve ao fenômeno chamado *rigor mortis* em que após a morte os músculos entram em uma condição de contração branda e pouco expressiva e de alterações que possam ocorrer durante o embalsamamento do espécime.

No que se refere as diferenças de magnitude na estimativa dos torques, ambas as estimativas de torque não apresentaram diferenças significativas entre si, no entanto nos ângulos mais próximos da extensão de joelho as técnicas tenderam a superestimar o torque experimental coletado durante as CVMs. Os fatores presentes nas equações que são determinantes da magnitude do torque estimado são: 1 – força isométrica máxima (F_0^m na equação 2) e 2 – ativação muscular assumida ($a(t)$ na equação 2), sendo a força isométrica máxima resultante do produto de: (1a) tensão específica e (1b) área de secção transversa fisiológica. Dentre os fatores supracitados apenas a área de secção transversa fisiológica foi adquirida no presente estudo. No entanto, estes parecem estar de acordo com os valores de área de secção transversa fisiológica de estudos prévios (REEVES, NARICI, MAGANARIS; 2003), o que justificaria então este erro apenas nos ângulos finais seria então a ativação $a(t)$ que pode variar em função do ângulo, uma vez que a tensão específica é a mesma independentemente do ângulo. Conforme Pincivero *et al.* (2004) nos ângulos de maior extensão de joelho, e conseqüente encurtamento do quadríceps, possuímos menor capacidade de recrutamento muscular, portanto, como durante todas as simulações a ativação $a(t)$ foi considerada igual a 1, ou seja 100% de ativação, é de se esperar que nos ângulos finais o modelo superestime o torque experimental. A maneira de corrigir isso em estudos futuros seria adaptando o valor de ativação $a(t)$ proporcionalmente a ativação de cada ângulo (os chamados *EMG-driven models*).

Mesmo sem diferenças significativas com os valores experimentais, ambas as estimativas de torque apresentaram elevado erro RMS com tendência para estimativas maiores que os valores experimentais independente do ângulo conforme a análise gráfica de Bland-Altman. O parâmetro que reflete a capacidade intrínseca de produção de força do músculo (força por unidade de área, N/cm^2) nos modelos é a tensão específica. O modelo atual utiliza $61 N/cm^2$ (Wickiewicz *et al.* 1983), no entanto estudos recentes têm apresentado

valores inferiores a este para a tensão específica do quadríceps que vão entre 25,3 N/cm² (REEVES, NARICI, E MAGANARIS, 2004) a 53,7 N/cm² (O'BRIEN *ET AL.* 2010) este parâmetro se alterado traria grandes diferenças aos resultados de estimativa, diminuindo seus valores, no entanto não alterando a exatidão dos valores estimados.

O modelo biomecânico utilizado nesse estudo (ARNOLD *et al.*, 2010) já foi validado para sujeitos jovens (THELEN, 2003), contudo, apenas para a articulação de tornozelo e a sua aplicabilidade para a população de mais velha ainda era incerta. Os resultados das estimativas e do ICC no presente estudo, mostraram que o modelo ainda não é adequado para a estimativa do torque máximo de extensão de joelho de mulheres com mais de 55 anos de idade, e que nem mesmo coletando informações de arquitetura muscular específicas o modelo atinge exatidão satisfatória. Outra das razões prováveis para as estimativas terem sido subestimadas é o fato de o público idoso ter uma capacidade reduzida de produção de torque em relação ao tamanho muscular em comparação com adultos jovens (PÄÄSUKE, ERELINE e GAPEYEVA, 2003). Além disso, perdas de força isométrica nos membros inferiores tendem a ser ligeiramente mais acentuadas que em membros superiores (BROOKS; FAULKNER, 1994). Não obstante, como os parâmetros de arquitetura muscular inseridos ao modelo de Hill são considerados bons preditores da força muscular (BUCHANAN *et al.*, 2004), outros fatores influenciaram a resposta obtida pelo modelo.

Algumas questões quanto às limitações de modelos matemáticos biomecânicos dessa natureza devem ser ressaltadas. Esses modelos não preveem situações de cocontração muscular, além de não considerar forças passivas oriundas de rigidez articular e encurtamento muscular. Essas limitações são enaltecidas neste estudo, pois se sabe que com o envelhecimento tende-se a apresentar alguns padrões diferenciados tanto na estrutura quanto no recrutamento muscular oriundos do processo de sarcopenia e dinapenia, processo complexo de atrofia e hipoplasia muscular, degeneração e perda de função muscular (FRONTERA, 2006).

Estudos mostraram que idosos apresentam altos índices de coativação durante contrações vigorosas (PEREIRA e GONÇALVES, 2011). A coativação configura-se como a ativação simultânea de músculos que circulam uma dada articulação (HORTOBÁGYI *et al.*, 2005) e, no caso do joelho esse fator é importante, pois, um grupo importante que pode contrapor a força exercida pelos músculos do quadríceps são os ísquiotibiais, podendo diminuir de maneira importante o torque isométrico máximo medido pelo dinamômetro isocinético (MACALUSO *et al.* 2002; DE VITO *et al.*, 2003). Os voluntários apresentaram

coativação média de 20,55%, valor inferior a média apresentada em estudos prévios (MACALUSO *et al.* 2002; DE VITO *et al.*, 2003).

Outro fator importante de caráter fisiológico e estrutural recorrente da sarcopenia é a diminuição das fibras tipo II (LEXELL; HENRIKSSON; LARSEN; WINBLAD, 1983; COGGAN *et al.*, 1992; ANDERSEN, 2003). Essas fibras são responsáveis pelos movimentos rápidos e vigorosos e a sua diminuição significativa em relação às fibras de tipo I pode ser responsável por uma menor força por unidade de área exercida pelo músculo (NARICI; MAFFULLI, 2010). Conseqüentemente, fica clara a necessidade de mais estudos para verificar o quão bem os parâmetros de arquitetura muscular representam realmente a função muscular visto que o envelhecimento pode gerar alterações relacionadas no desenvolvimento de força muscular e, conseqüentemente, do torque, ainda não completamente compreendidos.

Uma característica dos torques estimados que chama a atenção ao analisar os dados é o fato deles não coincidirem com ângulo de pico dos torques experimentais. Três fatores são capazes de causar esse tipo de erro na estimativa: (I) os parâmetros de arquitetura musculares coletados; (II) o tipo de modelamento muscular e (III) o tipo modelamento articular. Como os parâmetros musculares foram coletados diretamente e estão dentro da faixa de valores fisiológicos é pouco provável que esta fosse a razão. Quanto ao tipo de modelamento muscular utilizado, o modelo Tipo-Hill (ou *Hill-Type*) este é um modelo considerado clássico e é amplamente difundido nos mais diversos modelos de estimativa de força muscular por reproduzir eficientemente o comportamento fisiológico muscular (RAASCH *et al.*, 1997; LLOYD e BESIER, 2003; ARNOLD *et al.*, 2010; CHRISTOPHY *et al.*, 2011; MENEGALDO e OLIVEIRA, 2012). Ainda, a força muscular ativa e a força muscular passiva apresentadas na Figura 17 possuem comportamento e magnitude semelhante a estudos prévios que estimaram experimentalmente essas duas componentes da força muscular resultante (LINDAHL, MOVIN e RINGQVIST, 1969; ICHINOSE *et al.*, 1997). Então, restaria o tipo de modelamento da geometria articular. Esse é representado pelas superfícies ósseas e pela distância perpendicular dos músculos em questão, nesse caso, a distância do tendão patelar. Existem estimativas mais específicas de distância perpendicular para mulheres como a apresentada por Krevolin, Pandy e Pearce (2004; Figura 23). Logo, ao adaptar o modelo de Ward *et al.* (2010) com a distância perpendicular Krevolin, Pandy e Pearce (2004), este apresentou o pico no ângulo de 75°, assim como os torques experimentais (Figura 24).

Mesmo as estimativas não tendo diferenças significativas, um problema é recorrente: como garantir que os indivíduos realmente estejam realizando sua capacidade máxima de

produção de força? De acordo com Reeves, Narici, e Maganaris (2004) e Maganaris, Baltzopoulos, e Sargeant (1998), a única forma de adquirir essa condição seria a partir de contrações chamadas supramáximas tetânicas que eliminariam esse problema, a partir da máxima ativação artificial do músculo por meio do nervo femoral. Este é um procedimento que pode causar desconforto considerável, algo eticamente questionável, principalmente, na população idosa. Frente a isso, cai-se num problema circular, em que não é possível estimar a tensão específica muscular precisa de idosos e, com isso, a força e o torque isométrico máximo podem ser subestimados, assim como ocorreu nos resultados do presente estudo.

O presente estudo buscou tornar a estimativa de torque isométrica máxima mais próxima do torque isométrico máximo efetivamente realizado por voluntárias com mais de 55 anos. Para isso, foram utilizados parâmetros específicos de arquitetura muscular. No entanto, diferentemente do encontrado para indivíduos jovens por Thelen *et al.* (2003) que alcançou estimativas mais precisas com os parâmetros de arquitetura, o presente estudo não foi capaz de estimar com exatidão o torque efetivamente realizado pelas voluntárias (sem diferença significativa no entanto, elevado erro RMS), concluindo que esse modelo não é completamente factível com a população de mulheres com mais de 55 anos. Provavelmente, condições como diminuição das fibras tipo II, inibição muscular, rigidez articular e encurtamento muscular podem ter influenciado os resultados. No entanto, partindo do Princípio Occam³: não se deve aumentar, para além do que é necessário, a complexidade do modelo a fim de explicar seus dados (VALERO-CUEVAS 2005; PETERKA 2003), a solução lógica mais simples para explicar os resultados do modelo seriam de que as voluntárias não fizeram a força máxima atingível pelo músculo, seja por auto-proteção ou por má coordenação.

Mesmo com essas limitações, foi possível adaptar o modelo para que ele fosse capaz de atingir o mesmo comportamento de desenvolvimento de torque muscular pela ADM mesmo sem prever a sua magnitude.

Como principais limitações, cabe ressaltar a estimativa do volume muscular que seria mais precisa por meio de múltiplas imagens de ressonância magnética e a falta de um valor confiável de tensão específica para a populações de idosos. Portanto, para futuros estudos, sugere-se, previamente, o cálculo da tensão específica específico da população alvo, além da medida dos fatores limitantes da produção de força, como a rigidez articular, força passiva da

³ Do Latim “*Pluralitas non est ponenda neccesitate sine*” (pluralidade não deve ser colocada sem necessidade)

musculatura antagonista e da influência do tipo de fibra predominante na capacidade máxima de produção de força muscular.

8. CONCLUSÃO

A força ativa máxima isométrica de extensão de joelho obtida por modelo biomecânico utilizando parâmetros musculares da literatura foi de: 2612,0 N (15°), 3692,0 N (45°), 4376,8 N (75°) e 4188,9 N (105°). Para a força passiva foram encontrados valores de 56,0 N (15°), 732,7 N (45°), 1821,3 (75°) e 1972,1 N (105°).

A força ativa máxima isométrica de extensão de joelho estimada por modelo biomecânico utilizando parâmetros individuais foi de: 1355,9±549,9 N (15°), 2102,5±702,3 N (45°), 2222,7±614,3 N (75°) e 2071,9±566,5 N (105°). Para a força passiva foram encontrados resultados de 16,2±27,2 N (15°), 229,8±359,9 N (45°), 746,8±830,3 N (75°) e 943,5±858,3 N (105°).

O torque muscular isométrico máximo experimental apresentado pelas voluntárias foi de: 41,3±9,7 Nm (15°), 106,9±21,0 Nm (45°), 146,3±31,3 Nm (75°) e 107,1±23,6 Nm (105°). Para a estimativa genérica de 105,10 Nm (15°), 170,00 Nm (45°), 176,55 Nm (75°) e 121,50 Nm (105°). O momento estimado individual foi de 102,5±29,2 Nm (15°), 176,1±44,9 Nm (45°), 168,7±38,1 Nm (75°) e 129,6±33,1 Nm (105°).

Confirmando parcialmente a hipótese do estudo, foram encontradas diferenças entre o torque isométrico máximo medido e o torque isométrico máximo estimado com os parâmetros genéricos apresentados pela literatura e parâmetros individuais, sendo que, no ângulo de 45°, o torque isométrico máximo estimado individualmente foi mais exato que o torque isométrico máximo estimado com os parâmetros da literatura. Nos demais ângulos de flexão de joelho avaliados, 15°, 75° e 105° não houve diferença entre as estimativas obtidas através de parâmetros individualizados e parâmetros genéricos. Ainda, ambas as estimativas de torque isométrico máximo não apresentaram diferença significativa em relação aos torques medidos nos ângulos de 75° e 105°, e ambas as estimativas de torque isométrico máximo superestimaram os valores de torque medido no ângulo de 15°.

REFERÊNCIAS

ABELLAN VAN KAN, G. Epidemiology and consequences of sarcopenia. **Journal of Nutrition, Health and Aging**, v. 13, n. 8, p. 708-712, 2009.

ABRAMSON, J. H. WINPEPI (PEPI-for-Windows): computer programs for epidemiologists. **Epidemiologic Perspectives & Innovations**, v. 1, n. 6, 2004.

ABRAMSON, J. H. WINPEPI updated: Computer programs for epidemiologists, and their teaching potential. **Epidemiologic Perspectives and Innovations**, v. 8, n. 1, 2011.

AKAGI, R.; KANEHISA, H.; KAWAKAMI, Y.; FUKUNAGA, T. Establishing a new index of muscle cross-sectional area and its relationship with isometric muscle strength. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 22, n. 1, p. 82-87, 2008.

AMADIO, A. C.; BAUMANN, W. Aspects of the methodology to determine the internal forces of the locomotor system. **Revista Brasileira de Biomecânica**, v. 1, n. 1, p. 7-14, 2000.

ANDERSEN, J. L. Muscle fibre type adaptation in the elderly human muscle. **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports**, v. 13, n. 1, p. 40-47, 2003.

ANDERSON, F.; GUENDELMAN, E.; HABIB, A.; HAMNER, S.; HOLZBAUR, K.; JOHN, C.; KU, J.; LIU, M.; LOAN, P.; REINBOLT, J.; SETH, A.; DELP, S. **OpenSim User Guide - Release 2.2** Stanford: Stanford University, 2010.

ANDREWS, J. R.; HARRELSON, G. L.; WILK, K. E. **Reabilitação física das lesões desportivas**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2002.

ARJMAND, N.; GAGNON, D.; PLAMONDON, A.; SHIRAZI-ADL, A.; LARIVIÃˆRE, C. Comparison of trunk muscle forces and spinal loads estimated by two biomechanical models. **Clinical Biomechanics**, v. 24, n. 7, p. 533-541, 2009.

ARNOLD, E. M.; WARD, S. R.; LIEBER, R. L.; DELP, S. L. A model of the lower limb for analysis of human movement. **Annals of biomedical engineering**, v. 38, n. 2, p. 269-279, 2010.

BARONI, B. M.; GEREMIA, J. M.; RODRIGUES, R.; BORGES, M. K.; JINHA, A.; HERZOG, W.; VAZ, M. A. Functional and morphological adaptations to aging in knee extensor muscles of physically active men. **Journal of applied biomechanics**, v. 29, n. 5, p. 535-542, 2013.

BEELER, G. W.; REUTER, H. Reconstruction of the action potential of ventricular myocardial fibres. **Journal of Physiology**, v. 268, n. 1, p. 177-210, 1977.

BEYNNON, B. D.; FLEMING, B. C. Anterior cruciate ligament strain in-vivo: A review of previous work. **Journal of biomechanics**, v. 31, n. 6, p. 519-525, 1998.

BLAZEVIČH, A. J.; COLEMAN, D. R.; HORNE, S.; CANNAVAN, D. Anatomical predictors of maximum isometric and concentric knee extensor moment. **European Journal of Applied Physiology**, v. 105, n. 6, p. 869-878, 2009.

BLAZEVIČH, A. J.; GILL, N. D.; ZHOU, S. Intra- and intermuscular variation in human quadriceps femoris architecture assessed in vivo. **Journal of Anatomy**, v. 209, n. 3, p. 289-310, 2006.

BLEMKER, S. S.; DELP, S. L. Rectus femoris and vastus intermedius fiber excursions predicted by three-dimensional muscle models. **Journal of biomechanics**, v. 39, n. 8, p. 1383-1391, 2006.

BODINE, S. C.; ROY, R. R.; MEADOWS, D. A. Architectural, histochemical, and contractile characteristics of a unique biarticular muscle: The cat semitendinosus. **Journal of Neurophysiology**, v. 48, n. 1, p. 192-201, 1982.

BOERMA, T.; ABOUZAHAR, C.; HO, J.; HOSSEINPOOR, A.; MAHANANI, A. W. **World health statistics 2010**. World Health Organization. 2010

BRAND, R. A.; PEDERSEN, D. R.; FRIEDERICH, J. A. The sensitivity of muscle force predictions to changes in physiologic cross-sectional area. **Journal of biomechanics**, v. 19, n. 8, p. 589-596, 1986.

BROOKS, S. V.; FAULKNER, J. A. Skeletal muscle weakness in old age: Underlying mechanisms. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 26, n. 4, p. 432-439, 1994.

BUCHANAN, T. S.; LLOYD, D. G.; MANAL, K.; BESIĆER, T. F. Neuromusculoskeletal modeling: Estimation of muscle forces and joint moments and movements from measurements of neural command. **Journal of Applied Biomechanics**, v. 20, n. 4, p. 367-395, 2004.

CHRISTOPHY, M.; FARUK SENAN, N. A.; LOTZ, J. C.; O'REILLY, O. M. A Musculoskeletal model for the lumbar spine. **Biomechanics and Modeling in Mechanobiology**, p. 1-16, 2011.

COGGAN, A. R.; SPINA, R. J.; KING, D. S.; ROGERS, M. A.; BROWN, M.; NEMETH, P. M.; HOLLOSZY, J. O. Histochemical and enzymatic comparison of the gastrocnemius muscle of young and elderly men and women. **Journals of Gerontology**, v. 47, n. 3, p. B71-B76, 1992.

DE OLIVEIRA, L. F.; LUPORINI MENEGALDO, L. Individual-specific muscle maximum force estimation using ultrasound for ankle joint torque prediction using an EMG-driven Hill-type model. **Journal of biomechanics**, v. 43, n. 14, p. 2816-2821, 2010.

DE VITO, G.; MCHUGH, D.; MACALUSO, A.; RICHES, P. E. Is the coactivation of biceps femoris during isometric knee extension affected by adiposity in healthy young humans? **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 13, n. 5, p. 425-431, 2003.

DELP, S.; ANDERSON, F.; ARNOLD, A.; LOAN, P.; HABIB, A.; JOHN, C.; GUENDELMAN, E.; THELEN, D. OpenSim: Open-source software to create and analyze

dynamic simulations of movement. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 54, n. 11, p. 1940-1950, 2007.

DELP, S.; LOAN, J.; HOY, M.; ZAJAC, F.; TOPP, E.; ROSEN, J.; CENTER, V.; ALTO, P. An interactive graphics-based model of the lower extremity to study orthopaedic surgical procedures. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 37, n. 8, p. 757-767, 1990.

DELP, S. L. **Surgery simulation : a computer graphics system to analyze and design musculoskeletal reconstructions of the lower limb**. 1990. Doutorado Dept. of Mechanical Engineering, Stanford University, Stanford.

ERDEMIR, A.; MCLEAN, S.; HERZOG, W.; VAN DEN BOGERT, A. J. Model-based estimation of muscle forces exerted during movements. **Clinical Biomechanics**, v. 22, n. 2, p. 131-154, 2007.

ERSKINE, R. M.; JONES, D. A.; MAFFULLI, N.; WILLIAMS, A. G.; STEWART, C. E.; DEGENS, H. What causes in vivo muscle specific tension to increase following resistance training? **Experimental Physiology**, v. 96, n. 2, p. 145-155, 2011.

ERSKINE, R. M.; JONES, D. A.; WILLIAMS, A. G.; STEWART, C. E.; DEGENS, H. Inter-individual variability in the adaptation of human muscle specific tension to progressive resistance training. **European Journal of Applied Physiology**, v. 110, n. 6, p. 1117-1125, 2010.

ERSKINE, R. M.; WILLIAMS, A. G.; JONES, D. A.; STEWART, C. E.; DEGENS, H. Do PTK2 gene polymorphisms contribute to the interindividual variability in muscle strength and the response to resistance training? A preliminary report. **Journal of Applied Physiology**, v. 112, n. 8, p. 1329-1334, 2012.

ESFORMES, J. I.; NARICI, M. V.; MAGANARIS, C. N. Measurement of human muscle volume using ultrasonography. **European Journal of Applied Physiology**, v. 87, n. 1, p. 90-92, 2002.

FIELD ANDY P.; *Discovering statistics using SPSS: (and sex, drugs and rock 'n' roll) ed.*: Sage Publications, p 779.2005

FINNI, T.; KOMI, P. V.; LUKKARINIEMI, J. Achilles tendon loading during walking: Application of a novel optic fiber technique. **European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology**, v. 77, n. 3, p. 289-291, 1998.

FRIDÉN, J.; LIEBER, R. L. Mechanical considerations in the design of surgical reconstructive procedures. **Journal of biomechanics**, v. 35, n. 8, p. 1039-1045, 2002.

FRIEDERICH, J. A.; BRAND, R. A. Muscle fiber architecture in the human lower limb. **Journal of Biomechanics**, v. 23, p. 91-95, 1990.

FRIGO, C.; PAVAN, E.; BRUNNER, R. A dynamic model of quadriceps and hamstrings function. **Gait & posture**, v. 31, n. 1, p. 100-103, January 2010 2009.

FRONTERA, W. R. Aging muscle. **Critical Reviews in Physical and Rehabilitation Medicine**, v. 18, n. 1, p. 63-93, 2006.

GANS, C. Fiber architecture and muscle function. **Exercise and Sport Sciences Reviews**, v. 10, p. 160-207, 1982.

GELLHORN, A. C.; MORGENROTH, D. C.; GOLDSTEIN, B. A Novel Sonographic Method of Measuring Patellar Tendon Length. **Ultrasound in Medicine and Biology**, v. 38, n. 5, p. 719-726, 2012.

GONZALEZ, R. V.; BUCHANAN, T. S.; DELP, S. L. How muscle architecture and moment arms affect wrist flexion-extension moment. **Journal of Biomechanics**, v. 30, p. 705-712, 1997.

HERZOG, W. Force-sharing among synergistic muscles: theoretical considerations and experimental approaches. **Exercise and Sport Sciences Reviews**, v. 24, n. 1, p. 173, 1996.

HILL, A. V. The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. **Proceedings of the Royal Society of London. Series B**, n. 126, p. 136-195, 1938.

HOANG, P. D.; GORMAN, R. B.; TODD, G.; GANDEVIA, S. C.; HERBERT, R. D. A new method for measuring passive length-tension properties of human gastrocnemius muscle in vivo. **Journal of biomechanics**, v. 38, n. 6, p. 1333-1341, 2005.

HOANG, P. D.; HERBERT, R. D.; GANDEVIA, S. C. Effects of eccentric exercise on passive mechanical properties of human gastrocnemius in vivo. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 39, n. 5, p. 849-857, 2007.

HOLZBAUR, K. R. S.; MURRAY, W. M.; DELP, S. L. A model of the upper extremity for simulating musculoskeletal surgery and analyzing neuromuscular control. **Annals of biomedical engineering**, v. 33, n. 6, p. 829-840, 2005.

HORTOBÁGYI, T.; WESTERKAMP, L.; BEAM, S.; MOODY, J.; GARRY, J.; HOLBERT, D.; DEVITA, P. Altered hamstring-quadriceps muscle balance in patients with knee osteoarthritis. **Clinical Biomechanics**, v. 20, n. 1, p. 97-104, 2005.

HOY, M. G.; ZAJAC, F. E.; GORDON, M. E. A musculoskeletal model of the human lower extremity: The effect of muscle, tendon, and moment arm on the moment-angle relationship of musculotendon actuators at the hip, knee, and ankle. **Journal of biomechanics**, v. 23, n. 2, p. 157-169, 1990.

HUXLEY, A. F. Muscle structure and theories of contraction. **Progress in Biophysical Chemistry**, v. 7, p. 255-318, 1957.

HUXLEY, A. F.; SIMMONS, R. M. Proposed mechanism of force generation in striated muscle. **Nature**, v. 233, n. 5321, p. 533-538, 1971.

ICHINOSE, Y.; H., K.; ITO, M.; KAWAKAMI, Y.; FUKUNAGA, T. Morphological and functional differences in the elbow extensor muscle between highly trained male and female athletes. **European Journal of Applied Physiology**, v. 78, p. 109-114, 1998.

IEZZONI, L. I.; MCCARTHY, E. P.; DAVIS, R. B.; SIEBENS, H. Mobility difficulties are not only a problem of old age. **Journal of General Internal Medicine**, v. 16, n. 4, p. 235-243, 2001.

INFANTOLINO, B. W.; GALES, D. J.; WINTER, S. L.; CHALLIS, J. H. The validity of ultrasound estimation of muscle volumes. **Journal of Applied Biomechanics**, v. 23, n. 3, p. 213-217, 2007.

KAWAKAMI, Y.; ICHINOSE, Y.; FUKUNAGA, T. Architectural and functional features of human triceps surae muscles during contraction. **Journal of Applied Physiology**, n. 85 p. 398-404, 1998.

KELLY, J. W. **An Investigation and Expansion of Musculoskeletal Modeling and Analysis Techniques**. 2008. (Master of Science in Electrical Engineering). Electrical Engineering, North Carolina State University, Raleigh, North Carolina.

KOMI, P. V. Relevance of in vivo force measurements to human biomechanics. **Journal of biomechanics**, v. 23, n. SUPPL. 1, p. 23-34, 1990.

KREVOLIN, J. L.; PANDY, M. G.; PEARCE, J. C. Moment arm of the patellar tendon in the human knee. **J Biomech**, v. 37, n. 5, p. 785-8, May 2004.

KUBO, K.; KANEHISA, H.; AZUMA, K.; ISHIZU, M.; KUNO, S. Y.; OKADA, M.; FUKUNAGA, T. Muscle architectural characteristics in young and elderly men and women. **International Journal of Sports Medicine**, v. 24, n. 2, p. 125-30, Feb 2003.

LANCOURT, J. E.; CRISTINI, J. A. Patella alta and patella infera. Their etiological role in patellar dislocation, chondromalacia, and apophysitis of the tibial tubercle. **Journal of Bone and Joint Surgery - Series A**, v. 57, n. 8, p. 1112-1115, 1975.

LARSSON, L.; LI, X.; FRONTERA, W. R. Effects of aging on shortening velocity and myosin isoform composition in single human skeletal muscle cells. **American Journal of Physiology - Cell Physiology**, v. 272, n. 2 41-2, p. C638-C649, 1997.

LAURETANI, F.; RUSSO, C. R.; BANDINELLI, S.; BARTALI, B.; CAVAZZINI, C.; DI IORIO, A.; CORSI, A. M.; RANTANEN, T.; GURALNIK, J. M.; FERRUCCI, L. Age-associated changes in skeletal muscles and their effect on mobility: An operational diagnosis of sarcopenia. **Journal of Applied Physiology**, v. 95, n. 5, p. 1851-1860, 2003.

LEACH, R. **Introduction to Software Engineering**. 1. Boca Raton: CRC Press, 1999. 448

LEE, W. E.; UHM, H. W.; NAM, Y. S. Estimation of tendon slack length of knee extension/flexion muscle. 2008. p.925-928.

LEXELL, J.; HENRIKSSON LARSEN, K.; WINBLAD, B. Distribution of different fiber types in human skeletal muscles: Effects of aging studied in whole muscle cross sections. **Muscle and Nerve**, v. 6, n. 8, p. 588-595, 1983.

LI, M.; TROMP, J.; VITÁNYI, P. Sharpening Occam's razor. **Information Processing Letters**, v. 85, n. 5, p. 267-274, 2003.

LIEBER, R. L. **Skeletal muscle structure and function: implications for physical therapy and sports medicine**. Baltimore: Williams & Wilkins, 1992.

LIEBER, R. L.; FRIDÉN, J. Functional and clinical significance of skeletal muscle architecture. **Muscle and Nerve**, v. 23, n. 11, p. 1647-1666, 2000.

LLOYD, D. G.; BESIER, T. F. An EMG-driven musculoskeletal model to estimate muscle forces and knee joint moments in vivo. **Journal of biomechanics**, v. 36, n. 6, p. 765-776, 2003.

MARTIN, D. C.; MEDRI, M. K.; CHOW, R. S.; OXORN, V.; LEEKAM, R. N.; AGUR, A. M.; MCKEE, N. H. Comparing human skeletal muscle architectural parameters of cadavers with in vivo ultrasonographic measurements. *Journal of Anatomy*, v. 199, n. Pt 4, p. 429-34, Oct 2001.

MACALUSO, A.; NIMMO, M. A.; FOSTER, J. E.; COCKBURN, M.; MCMILLAN, N. C.; DE VITO, G. Contractile muscle volume and agonist-antagonist coactivation account for differences in torque between young and older women. *Muscle & Nerve*, v. 25, n. 6, p. 858-863, 2002.

MAGANARIS, C. N.; BALZOPoulos, V.; SARGEANT, A. J. Changes in the tibialis anterior tendon moment arm from rest to maximum isometric dorsiflexion: in vivo observation in man. **Clinical Biomechanics**, v. 14, p. 661-666, 1999.

MANAL, K.; BUCHANAN, T. S. Subject-specific estimates of tendon slack length: A numerical method. **Journal of Applied Biomechanics**, v. 20, n. 2, p. 195-203, 2004.

MENEGALDO, L. L.; FLEURY, A. D. T.; WEBER, H. I. A 'cheap' optimal control approach to estimate muscle forces in musculoskeletal systems. **Journal of biomechanics**, v. 39, n. 10, p. 1787-1795, 2006.

MENEGALDO, L. L.; OLIVEIRA, L. F. The influence of modeling hypothesis and experimental methodologies in the accuracy of muscle force estimation using EMG-driven models. **Multibody System Dynamics**, v. 28, n. 1-2, p. 21-36, 2012.

MENEGALDO, L. L.; OLIVEIRA, L. F. D. Effect of muscle model parameter scaling for isometric plantar flexion torque prediction. **Journal of biomechanics**, v. 42, n. 15, p. 2597-2601, 2009.

MIYATANI, M.; KANEHISA, H.; ITO, M.; KAWAKAMI, Y.; EUKUNAGA, T. The accuracy of volume estimates using ultrasound muscle thickness measurements in different muscle groups. **European Journal of Applied Physiology**, v. 91, n. 2-3, p. 264-272, 2004.

MIYATANI, M.; KANEHISA, H.; KUNO, S.; NISHIJIMA, T.; FUKUNAGA, T. Validity of ultrasonograph muscle thickness measurements for estimating muscle volume of knee extensors in humans. **European Journal of Applied Physiology**, v. 86, n. 3, p. 203-208, 2002.

MODENESE, L.; PHILLIPS, A. T. M.; BULL, A. M. J. An open source lower limb model: Hip joint validation. **Journal of biomechanics**, v. 44, n. 12, p. 2185-2193, 2011.

MORSE, C. I.; DEGENS, H.; JONES, D. A. The validity of estimating quadriceps volume from single MRI cross-sections in young men. **European Journal of Applied Physiology**, v. 100, n. 3, p. 267-274, 2007.

MUNIH, M.; KRALJ, A. Modelling muscle activity in standing with considerations for bone safety. **Journal of biomechanics**, v. 30, n. 1, p. 49-56, 1997.

MURRAY, I. A.; JOHNSON, G. R. A study of the external forces and moments at the shoulder and elbow while performing every day tasks. **Clinical Biomechanics**, v. 19, n. 6, p. 586-594, 2004.

NAM, Y.; UHM, H. W. Tendon slack length and its effect on muscle force-generation characteristics. **Journal of Mechanics in Medicine and Biology**, v. 11, n. 2, p. 445-456, 2011.

NARICI, M. V.; BINZONI, T.; HILTBRAND, E.; FASEL, J.; TERRIER, F.; CERRETELLI, P. In vivo human gastrocnemius architecture with changing joint angle at rest and during graded isometric contraction. **Journal of Physiology**, n. 496, p. 287-297, 1996.

NARICI, M. V.; MAFFULLI, N. Sarcopenia: Characteristics, mechanisms and functional significance. **British Medical Bulletin**, v. 95, n. 1, p. 139-159, 2010.

NEPTUNE, R. R.; KAUTZ, S. A.; ZAJAC, F. E. Contributions of the individual ankle plantar flexors to support, forward progression and swing initiation during walking. **Journal of biomechanics**, v. 34, n. 11, p. 1387-1398, 2001.

NEYRET, P.; ROBINSON, A. H. N.; LE COULTRE, B.; LAPRA, C.; CHAMBAT, P. Patellar tendon length - The factor in patellar instability? **Knee**, v. 9, n. 1, p. 3-6, 2002.

NIGG, B. M.; HERZOG, W. **Biomechanics of the musculo-skeletal system**. Wiley New York, 1999.

NIGG, B. M.; HERZOG, W. **Biomechanics of the Musculo-Skeletal System**. 2. Chichester: John Wiley e Sons, 2005. 643

NOORKOIV, M.; NOSAKA, K.; BLAZEIVICH, A. J. Assessment of quadriceps muscle cross-sectional area by ultrasound extended-field-of-view imaging. **European Journal of Applied Physiology**, v. 109, n. 4, p. 631-639, 2010.

NORDEZ, A.; FOURÉ, A.; DOMBROSKI, E. W.; MARIOT, J. P.; CORNU, C.; MCNAIR, P. J. Improvements to Hoang et al.'s method for measuring passive length-tension properties of human gastrocnemius muscle in vivo. **Journal of biomechanics**, v. 43, n. 2, p. 379-382, 2010.

O'BRIEN, T. D.; REEVES, N. D.; BALZPOULOS, V.; JONES, D. A.; MAGANARIS, C. N. In vivo measurements of muscle specific tension in adults and children. **Experimental Physiology**, v. 95, n. 1, p. 202-210, 2010a.

O'BRIEN, T. D.; REEVES, N. D.; BALZPOULOS, V.; JONES, D. A.; MAGANARIS, C. N. Muscle-tendon structure and dimensions in adults and children. **Journal of Anatomy**, v. 216, n. 5, p. 631-642, 2010b.

PÄÄSUKE, M.; ERELIN, J.; GAPEYEVA, H. Age-related differences in knee extension rate of isometric force development and vertical jumping performance in women. **Journal of Sports Medicine and Physical Fitness**, v. 43, n. 4, p. 453-458, 2003.

PANDY, M. G.; ANDRIACCHI, T. P. **Muscle and joint function in human locomotion**. 12: 401-433 p. 2010.

PANJABI, M. M. Cervical spine models for biomechanical research. **Spine**, v. 23, n. 24, p. 2684-2700, 1998.

PEREIRA, M. P.; GONÇALVES, M. Muscular coactivation (CA) around the knee reduces power production in elderly women. **Archives of Gerontology and Geriatrics**, v. 52, n. 3, p. 317-321, 2011.

PETERKA, R. J. Simplifying the complexities of maintaining balance. **IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine**, v. 22, n. 2, p. 63-8, Mar-Apr 2003.

PIERRYNOWSKI, M. R. **A physiological model for the solution of individual muscle forces during normal human walking**. 1982. (Ph.D. Thesis). Simon Fraser University, Vancouver, British Columbia.

PIJNAPPELS, M.; VAN DER BURG, J. C. E.; REEVES, N. D.; VAN DIEËN, J. H. Identification of elderly fallers by muscle strength measures. **European Journal of Applied Physiology**, v. 102, n. 5, p. 585-592, 2008.

PINCIVERO, D.M., SALFETNIKOV, Y., CAMPY, R.M., COELHO, A.J., Angle and Gender Specific Quadriceps Femoris Muscle Recruitment and Knee Extensor Torque. **Journal of Biomechanics** v.11 n.37 1689-1697, 2004.

POWELL, P. L.; ROY, R. R.; KANIM, P. Predictability of skeletal muscle tension from architectural determinations in guinea pig hindlimbs. **Journal of Applied Physiology Respiratory Environmental and Exercise Physiology**, v. 57, n. 6, p. 1715-1721, 1984.

PRAAGMAN, M.; STOKDIJK, M.; VEEGER, H. E. J.; VISSER, B. Predicting mechanical load of the glenohumeral joint, using net joint moments. **Clinical Biomechanics**, v. 15, n. 5, p. 315-321, 2000.

RAASCH, C. C.; ZAJAC, F. E.; MA, B.; LEVINE, W. S. Muscle coordination of maximum-speed pedaling. **Journal of biomechanics**, v. 30, n. 6, p. 595-602, 1997.

RAIKOVA, R. T.; PRILUTSKY, B. I. Sensitivity of predicted muscle forces to parameters of the optimization-based human leg model revealed by analytical and numerical analyses. **Journal of biomechanics**, v. 34, n. 10, p. 1243-1255, 2001.

REDL, C.; GFOEHLER, M.; PANDY, M. G. Sensitivity of muscle force estimates to variations in muscle-tendon properties. **Human Movement Science**, v. 26, n. 2, p. 306-319, 2007.

REEVES, N. D.; MAGANARIS, C. N.; NARICI, M. V. Ultrasonographic assessment of human skeletal muscle size. **European Journal of Applied Physiology**, v. 91, n. 1, p. 116-118, 2004.

REEVES, N. D.; NARICI, M. V. Behavior of human muscle fascicles during shortening and lengthening contractions in vivo. **Journal of Applied Physiology**, v. 95, n. 3, p. 1090-6, Sep 2003.

REEVES, N. D.; NARICI, M. V.; MAGANARIS, C. N. Effect of resistance training on skeletal muscle-specific force in elderly humans. **Journal of Applied Physiology**, v. 96, n. 3, p. 885-892, 2004.

SCHUTTE, L.; RODGERS, M.; ZAJAC, F.; GLASER, R.; CENTER, V.; ALTO, P. Improving the efficacy of electrical stimulation-induced leg cycleergometry: an analysis based on a dynamic musculoskeletal model. **IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering**, v. 1, n. 2, p. 109-125, 1993.

SCOTT, J. M.; MARTIN, D. S.; PLOUTZ-SNYDER, R.; CAINE, T.; MATZ, T.; ARZENO, N. M.; BUXTON, R.; PLOUTZ-SNYDER, L. Reliability and Validity of Panoramic Ultrasound for Muscle Quantification. **Ultrasound in Medicine & Biology**, v. 38, n. 9, p. 1656-1661, 2012.

SCOVIL, C. Y.; RONSKY, J. L. Sensitivity of a Hill-based muscle model to perturbations in model parameters. **Journal of biomechanics**, v. 39, n. 11, p. 2055-2063, 2006.

SENIAM, P. **Surface ElectroMyoGraphy for Non-Invasive Assessment of Muscles**. Disponível em: <Erro! A referência de hiperlink não é válida.. Acessado em: 07 março 2012

SIPILA, S.; SUOMINEN, H. Ultrasound imaging of the quadriceps muscle in elderly athletes and untrained men. **Muscle and Nerve**, v. 14, p. 527-533, 1991a.

SIPILA, S.; SUOMINEN, H. Ultrasound imaging of the quadriceps muscle in elderly athletes and untrained men. **Muscle Nerve**, v. 14, n. 6, p. 527-33, Jun 1991b.

SPECTOR, S. A.; GARDINER, P. F.; ZERNICKE, R. F. Muscle architecture and force-velocity characteristics of cat soleus and medial gastrocnemius: Implications for motor control. **Journal of Neurophysiology**, v. 44, n. 5, p. 951-960, 1980.

SPOOR, C. W.; LEEUWEN, J. L. V. Knee muscle moment arms from MRI and from tendon travel. **Journal of biomechanics**, v. 25, p. 201-206, 1992.

SPOOR, C. W.; VAN LEEUWEN, J. L. Knee muscle moment arms from MRI and from tendon travel. **Journal of Biomechanics**, n. 25, p. 201-206, 1992.

STEELE, K. M.; SETH, A.; HICKS, J. L.; SCHWARTZ, M. S.; DELP, S. L. Muscle contributions to support and progression during single-limb stance in crouch gait. **Journal of biomechanics**, v. 43, n. 11, p. 2099-2105, 2010.

STOKES, M.; YOUNG, A. Measurement of quadriceps crosssectional area by ultrasonography: a description of the technique and its applications in physiotherapy. **Physiotherapy and Practice**, n. 2, p. 31-36, 1986.

TATE, C. M.; WILLIAMS, G. N.; BARRANCE, P. J.; BUCHANAN, T. S. Lower extremity muscle morphology in young athletes: An MRI-based analysis. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 38, n. 1, p. 122-128, 2006.

THELEN, D.; ANDERSON, F.; DELP, S. Generating dynamic simulations of movement using computed muscle control. **Journal of biomechanics**, v. 36, n. 3, p. 321-328, 2003.

THELEN, D. G. Adjustment of muscle mechanics model parameters to simulate dynamic contractions in older adults. **Journal of Biomechanical Engineering**, v. 125, n. 1, p. 70-77, 2003.

VALERO-CUEVAS, F. J. An integrative approach to the biomechanical function and neuromuscular control of the fingers. **Journal of Biomechanics**, v. 38, n. 4, p. 673-84, Apr 2005.

VENDELIN, M.; BOVENDEERD, P. H. M.; ARTS, T.; ENGELBRECHT, J.; VAN CAMPEN, D. H. Cardiac mechanoenergetics replicated by cross-bridge model. **Annals of biomedical engineering**, v. 28, n. 6, p. 629-640, 2000.

WALKER, S. M.; SCHRODT, G. R. I segment lengths and thin filament periods in skeletal muscle fibers of the Rhesus monkey and the human. **The Anatomical Record**, v. 178, p. 63-81, 1974.

WALTON, J. M. Measurement of the quadriceps femoris muscle using magnetic resonance and ultrasound imaging. **British Journal of Sports Medicine**, v. 31, n. 1, p. 59-64, 1997.

WARD, S. R.; ENG, C. M.; SMALLWOOD, L. H.; LIEBER, R. L. Are current measurements of lower extremity muscle architecture accurate? **Clinical orthopaedics and related research**, v. 467, n. 4, p. 1074-1082, 2009.

WEINERT, B. T.; TIMIRAS, P. S. Invited review: Theories of aging. **Journal of Applied Physiology**, v. 95, n. 4, p. 1706-1716, 2003.

WICKIEWICZ, T. L.; ROY, R. R.; POWELL, P. L.; EDGERTON, V. R. Muscle architecture of the human lower limb. **Clinical orthopaedics and related research**, v. No. 179, p. 275-283, 1983.

WINBY, C. R.; LLOYD, D. G.; KIRK, T. B. Evaluation of different analytical methods for subject-specific scaling of musculotendon parameters. **Journal of biomechanics**, v. 41, n. 8, p. 1682-1688, 2008.

WINTER, D. **Biomechanics and Motor Control of Human Movement**. 3. New Jersey: John Wiley & Sons, 2005.

YOUNG, A.; STOKES, M.; ROUND, J. M.; EDWARDS, R. H. T. The effect of high-resistance training on the strength and cross sectional area of the human quadriceps. **European Journal of Clinical Investigation**, v. 13, p. 411-417, 1983.

ZAHALAK, G. I. Comparison of the mechanical behavior of the cat soleus muscle with a distribution-moment model. **Journal of Biomechanical Engineering**, v. 108, n. 2, p. 131-140, 1986.

ZAJAC, F. E. Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control. **Crit Rev Biomed Eng**, v. 17, p. 359-411, 1989.

ZAJAC, F. E.; GORDON, M. E. Determining muscle's force and action in multi-articular movement. **Exercise and Sport Sciences Reviews**, v. 17, p. 187-230, 1989.

APÊNDICES

8.1. Apêndice 1 - Termo de consentimento livre e esclarecido

Prezado(a) participante:

Considerando a Resolução nº 196, de 10 de outubro de 1996, do Conselho Nacional de Saúde, gostaríamos de convidá-lo (a) para participar da pesquisa intitulada: *DIFERENÇAS NA ESTIMATIVA DA FORÇA MUSCULAR MÁXIMA DE EXTENSÃO DE JOELHO UTILIZANDO PARÂMETROS DA LITERATURA COMPARATIVAMENTE AO USO DE PARÂMETROS MENSURADOS DIRETAMENTE DE INDIVÍDUOS IDOSOS.*

O objetivo deste estudo será comparar a estimativa da força máxima muscular máxima de extensão de joelho utilizando características musculares obtidas da literatura com o uso de características musculares mensuradas diretamente de indivíduos idosos. *Assim, pedimos que você leia este documento e esclareça suas dúvidas antes de consentir com a sua participação.*

Procedimentos:

Você participará do presente estudo sendo submetido às seguintes avaliações: 01) medição da massa corporal total (kg); 02) medição da estatura (metros); 03) medição da circunferência da coxa da perna dominante, 03) medição do tamanho da coxa, 04) análise por imagem de ultrassom dos músculos da coxa e 05) realização de três movimentos do exercício de extensões de joelho em um aparelho que mede sua força (dinamômetro isocinético) realizando sua força máxima.

O período total em que você participará desta pesquisa será de aproximadamente duas horas, sendo que a coleta de dados será realizada no CENTRO CLÍNICO DE SAÚDE E MEDICINA DO ESPORTE da UNIVERSIDADE DE CAXIAS DO SUL. Nos dias a ser agendado. Para seu conhecimento, a medida de massa corporal total e será realizada por meio de uma balança e a medida de estatura será realizada com uma fita métrica fixada na parede. A medida da circunferência da coxa será realizada simplesmente com uso de uma fita métrica posicionada no centro da coxa. Para isso, é importante que você esteja usando vestimentas leves (camisetas e bermudas) e possa ficar descalço no momento da avaliação. Os movimentos de extensão de joelhos (esticar) serão realizados com a força máxima possível, posicionado sentado no dinamômetro isocinético, equipamento extremamente seguro e que é construído nos mais altos padrões de qualidade.

Riscos e benefícios do estudo

Primeiro: Considerando a característica dos instrumentos de coleta de informações, podemos garantir que os procedimentos da coleta em si não oferecem riscos elevados à sua saúde, tão pouco o (a) expõe a situações constrangedoras. Você usará trajes esportivos, como camiseta, bermuda e tênis, que serão fornecidos

caso não os possua. No entanto, você poderá sentir algum desconforto no momento ou após as extensões de joelho com força máxima, o que é natural e até mesmo esperado, devido ao esforço necessário, mas esse desconforto deverá passar em no máximo dois dias.

Segundo: Caso ocorra algum acidente não previsto, como entorse de alguma articulação ou junta, como torcer o joelho ou o tornozelo por exemplo, durante as extensões de joelho com força máxima. Ou você sentir algum desconforto alto e de longa duração, tontura ou dor após a realização da avaliação, ou ainda no caso de ocorrer algum acidente serão tomadas todas as providências necessárias como atendimento imediato ou eventual transporte, caso necessário, para algum atendimento especializado.

Terceiro: O projeto não prevê benefícios diretos aos participantes, apenas indiretos. Primeiro, a partir dos resultados obtidos neste estudo pretende-se contribuir para a pesquisa relacionada à estimativa de forças musculares, uma vez que esta técnica é uma importante ferramenta para a prescrição de exercícios de treinamento e tratamento. *Isso será feito por meio da submissão e publicação de um artigo científico.* Segundo, após a conclusão da pesquisa, um relatório individual (por participante) contendo os principais resultados do presente estudo (força atingida, massa corporal e estatura) o será encaminhado.

Indenizações e ressarcimentos

O pesquisador se responsabiliza por quaisquer indenizações que possam ocorrer por consequência de acidentes, ainda que sejam imprevistos e tenham um risco mínimo de ocorrer. Importante esclarecer que o projeto não prevê ressarcimentos referentes a pagamentos pela participação, nem mesmo despesas relacionadas à passagem, alimentação ou vestimentas necessárias a coleta de dados.

Confidencialidade:

Se estiver de acordo em participar, garantimos que sua identidade será sigilosamente preservada e que as informações por você fornecidas serão administradas unicamente por nós pesquisadores, e por nós serão arquivadas durante cinco (05) anos, e utilizadas em publicações relacionadas exclusivamente com este estudo, e com os objetivos mencionados anteriormente. Findado o período de cinco anos, todos os registros de suas informações serão devidamente e definitivamente descartados (incinerados e apagados).

Voluntariedade:

Cabe ressaltar que sua participação é voluntária você poderá deixar de participar a qualquer momento. Assim, fica resguardada e garantida sua liberdade de interromper a participação no estudo em qualquer momento, sem que isso incida em qualquer tipo de inconveniente ou prejuízo para você, seja este prejuízo pessoal, acadêmico ou profissional.

A qualquer momento, o participante poderá requisitar informações esclarecedoras sobre o estudo, através de contato com o pesquisador responsável, professor Dr. Jefferson Fagundes Loss da Escola de Educação Física da Universidade Federal do Rio Grande do Sul (ESEF-UFRGS) no telefone (51) 3308-5822, seu aluno Guilherme Auler Brodt no telefone (51) 9113-8090, e/ou com o Comitê de Ética em Pesquisa da UFRGS pelo telefone (51) 3308-3629.

Porto Alegre, _____ / _____ / _____

Nome do participante: _____

Prof. Dr. Jefferson Fagundes Loss

Obs.: O presente instrumento, baseado no item IV das Diretrizes e Normas Regulamentadoras para a Pesquisa em Saúde, do Conselho Nacional de Saúde (Resolução 196/96), será assinado em duas vias de igual teor, ficando uma via em poder do participante e a outra com o pesquisador responsável.

8.2. Apêndice 2 – Autorização para realização de coletas na UCS



UNIVERSIDADE DE CAXIAS DO SUL

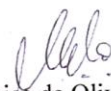
Of.02 /12


Caxias do Sul, 12 de março de 2012.

A U T O R I Z A Ç Ã O

Autorizamos o acadêmico Guilherme Auler Brodt a realizar a etapa de coleta e análise de dados referente ao projeto intitulado **DIFERENÇAS NA ESTIMATIVA DO TORQUE MUSCULAR MÁXIMO DE EXTENSÃO DE JOELHO UTILIZANDO PARÂMETROS DA LITERATURA COMPARATIVAMENTE AO USO DE PARÂMETROS MENSURADOS DIRETAMENTE DE INDIVÍDUOS IDOSOS** no Instituto de Medicina do Esporte de Ciências Aplicadas ao Movimento Humano, utilizando toda a infraestrutura disponível.

Atenciosamente,


Prof.ª Mônica de Oliveira Melo
Coordenadora dos Cursos de Licenciatura e
de Bacharelado em Educação Física


Prof.ª Olga Sergueevna Tairova
Coordenadora do Instituto de Medicina do Esporte
e Ciências Aplicadas ao Movimento Humano

CIDADE UNIVERSITÁRIA
Rua Francisco Getúlio Vargas, 1130 – B. Petrópolis – CEP 95070-560 – Caxias do Sul – RS – Brasil
Ou: Caixa Postal 1352 – CEP 95020-972 – Caxias do Sul – RS – Brasil
Telefone / Telefax (54) 3218 2100 – www.ucs.br
Entidade Mantenedora: Fundação Universidade de Caxias do Sul – CNPJ 88 648 761/0001-03 – CGCTE 029/0089530

Gráfica Ebema - 130033

8.3. Apendice 3 – Cadastro do projeto no sistema UFRGS

Pesquisador: Jefferson Fagundes Loss	
Dados do Projeto de Pesquisa	
Projeto Nº: 21740 Título: Diferenças na estimativa da força muscular máxima de extensão de joelho utilizando parâmetros da literatura comparativamente ao uso de parâmetros mensurados diretamente de indivíduos idosos	
Área do Conhecimento: Educação Física Início: 01/03/2011 Previsão de conclusão: 31/12/2013 Situação: projeto em andamento	
Origem: Escola de Educação Física Departamento de Educação Física Projeto Isolado com linha temática NULL	
Objetivo: Objetivo Geral: Comparar a estimativa de torque e de força muscular máxima de extensão de joelho utilizando parâmetros da literatura com o uso de parâmetros mensurados diretamente de indivíduos idosos. Objetivos Específicos: « Comparar modelo biomecânico de membros inferiores utilizando parâmetros da literatura com o uso de parâmetros mensurados diretamente de indivíduos idosos. « Comparar o torque muscular máximo de extensão de joelho estimadas por modelo biomecânico de mensurados diretamente de indivíduos idosos.	
Equipe UFRGS	
Nome: Marco Aurelio Vaz Participação: Pesquisador Início: 22/12/2011	
Nome: Jefferson Fagundes Loss Participação: Coordenador Início: 01/03/2011	
Nome: Jean Marcel Geremia Participação: Aluno de Mestrado Início: 22/12/2011	
Nome: Monica De Oliveira Melo Participação: Aluno de Doutorado Início: 22/12/2011	
Nome: Guilherme Auler Eredit Participação: Aluno de Graduação Início: 01/03/2011	
Equipe Externa	
Nome: Olga Tairova Instituição: Universidade De Caxias Do Sul Participação: Pesquisador Início: 01/08/2012	
Anexos	
Projeto Completo Data de Envio: 28/03/2012	
Documento de Aprovação Data de Envio: 23/12/2011	
Folha de Rosto para Pesquisa Envolvendo Seres Humanos Data de Envio: 23/12/2011	
Formulário de Encaminhamento do Protocolo de Pesquisa Data de Envio: 23/12/2011	
Concordância de Instituição Data de Envio: 28/03/2012	
Avaliações	
Comissão de Pesquisa de Educação Física - Aprovado em 22/12/2011	Visualizar Parecer
Comitê de Ética em Pesquisa da UFRGS - Aprovado em 19/04/2012	Visualizar Parecer
Bolsas	
Projeto associado à bolsa BIC UFRGS-REUNI no período 01/08/2012 a 31/07/2013 Bolsista LUCAS BDEIRA no período de 01/08/2012 até 31/07/2013	
	Retornar Imprimir

8.4. Apêndice 3 – Carta de aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa UFRGS



U F R G S
UNIVERSIDADE FEDERAL
DO RIO GRANDE DO SUL

PRÓ-REITORIA DE PESQUISA
Comitê De Ética Em Pesquisa Da Ufrgs



CARTA DE APROVAÇÃO

Comitê De Ética Em Pesquisa Da Ufrgs analisou o projeto:

Número: 21740

Título: Diferenças na estimativa da força muscular máxima de extensão de joelho utilizando parâmetros da literatura comparativamente ao uso de parâmetros mensurados diretamente de indivíduos idosos

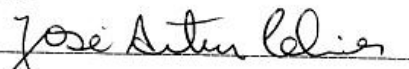
Pesquisadores:

Equipe UFRGS:

JEFFERSON FAGUNDES LOSS - coordenador desde 01/03/2011
MARCO AURELIO VAZ - pesquisador desde 22/12/2011
GUILHERME AULER BRODT - Aluno de Graduação desde 01/03/2011
JEAN MARCEL GEREMIA - Aluno de Mestrado desde 22/12/2011
MONICA DE OLIVEIRA MELO - Aluno de Doutorado desde 22/12/2011

Comitê De Ética Em Pesquisa Da Ufrgs aprovou o mesmo , em reunião realizada em 19/04/2012 - Sala 01 de reuniões do Gabinete do Reitor, 6º andar do prédio da Reitoria, por estar adequado ética e metodologicamente e de acordo com a Resolução 196/96 e complementares do Conselho Nacional de Saúde.

Porto Alegre, Terça-Feira, 24 de Abril de 2012



JOSE ARTUR BOGO CHIES
Coordenador da comissão de ética