

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

Guilherme Auler Brodt

**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**

Orientador:

Jefferson Fagundes Loss

PORTO ALEGRE

2011

Guilherme Auler Brodt

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

**MONOGRAFIA APRESENTADA
COMISSÃO DE GRADUAÇÃO DA
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA
DA UNIVERSIDADE FEDERAL DO
RIO GRANDE DO SUL COMO
REQUISITO PARCIAL PARA
OBTENÇÃO DA GRADUAÇÃO DE
LICENCIATURA EM EDUCAÇÃO
FÍSICA.**

Orientador: Prof. Jefferson Fagundes Loss

PORTO ALEGRE

2011

Guilherme Auler Brodt

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

Conceito final:

Aprovado em de de

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr.- UFRGS

Prof. Dr.- UFRGS

Orientador - Prof. Dr.- UFRGS

AGRADECIMENTOS

Agradeço formalmente ao professor Marco Aurélio Vaz e sua equipe por fornecerem os dados utilizados neste trabalho.

RESUMO

Contextualização: Uma das formas de conhecimento da função muscular se dá por meio de modelos musculares biomecânicos computacionais (MMB) que utilizam parâmetros como área de secção transversa fisiológica (ASTF), comprimento de fascículo (CF) e ângulo de penação para a mensuração da força isométrica máxima de cada músculo. Os MMB normalmente empregam valores médios coletados de cadáveres, ignorando as características fisiológicas específicas da população estudada. **Objetivo:** *comparar o torque isométrico máximo de extensão de joelhos, em indivíduos idosos com a estimativa de torque e de força máxima muscular máxima de extensão de joelho utilizando parâmetros mensurados diretamente e com parâmetros da literatura.* **Metodologia:** 16 voluntários idosos com idade média de 59 ± 8 anos realizaram cinco contrações isométricas máximas de extensão de joelho em quatro ângulos (30° , 45° , 60° , 75° e 90°). Além disso, foram coletadas imagens de ressonância magnética dos membros inferiores, e de ultrassom do vasto lateral, com os quais foi possível estimar os três parâmetros necessários do músculo vasto lateral além da ASTF e CF dos demais músculos do quadríceps. **Resultados:** Os valores de torque isométrico máximo estimado com parâmetros fisiológicos propostos pela literatura aproximaram-se mais dos valores de torque coletados diretamente quando comparados com os valores estimados individualmente. **Considerações finais:** O modelo superestima a produção de força máxima dos voluntários, uma vez que este foi desenvolvido para sujeitos normais e a amostra deste estudo foi composta por idosos. O modelo tem limitações ao não considerar forças contrárias oriundas de encurtamento muscular e cocontrações de antagonistas, comuns nesta população.

ABSTRACT

Background: One common way to know muscular function is by computational biomechanics muscle models (BMM), that use physiological cross-section area (PCSA), fascicle length (FL) and pennation angle to estimate the maximum isometric moment for each muscle. The input for these BMM usually are mean values obtained from cadaveric specimens that ignore specific characteristics from the studied population. **Objective:** compare the experimental knee extensor maximum isometric moment (KMiso) with the KMiso estimated with specific parameters measured individually and with the KMiso estimated with literature proposed parameters. **Methodology:** the data obtained from sixteen elderly volunteers, mean age of 59 ± 8 years, that performed five maximum voluntary isometric contraction at knee angle of 30° , 45° , 60° , 75° and 90° , and magnetic resonance images data of the lower limbs and ultrasound images from vastus lateralis which were used to estimate the architecture parameters needed for the model. **Results:** The KMiso estimated with literature proposed parameters were closed to the experimental KMiso when compared with estimated with specific parameter measured individually, but both significantly overestimated the experimental KMiso. **Conclusions:** the BMM estimate higher values of KMiso independently of the parameters used. This model was created for normal subjects whereas the elderly people have specific characteristics that the model do not consider during the estimations. Such limitations like muscle shortening and increased antagonist coactivations common in the elderly population create opposite forces that are ignored by the model.

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).....20
- 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 forças 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 que 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).23
- Figura 3:** Propriedades estáticas da função força comprimento do tecido muscular que é considerada nos modelos musculares em OpenSim. Onde o ponto destacado no gráfico representa o ponto de força muscular isométrica máxima ($F0m$) e de comprimento ótimo da fibra ($\ell 0m$). Adaptado de Zajac (1989).25
- Figura 4:** Curva genérica utilizada nos modelos musculares em OpenSim da força passiva do tendão normalizada pela força isométrica máxima muscular em função da deformação relativa do tendão. No eixo horizontal está representado do comprimento de tendão em repouso ($\ell 0T$) até 3,3% de aumento em seu comprimento. Adaptado de Zajac (1989).27
- Figura 5:** Rede de polígonos que representa a superfície óssea. Adaptado de Pandey e Andriacchi (2010).....28
- 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.29
- Figura 7:** Representação esquemática da área de secção transversa fisiológica dos músculos Bíceps Braquial, Vasto Lateral e Glúteo Máximo. (adaptado de Lieber e Friéden (2000)).....30
- Figura 8:** Imagem da interface de usuário do software OpenSim onde é possível editar o atuador musculo-tendíneo, na aba parâmetros (em destaque com o círculo) estão os valores de força isométrica máxima, comprimento ótimo de fibra e ângulo de penação (em destaque com as setas).....41
- Figura 9:** Torque isométrico máximo (TIM) experimental, estimado para cada indivíduo e estimado com os valores de arquitetura muscular de Ward *et al.* (2009). (Linhas tracejadas

indicam o desvio padrão para o TIM estimado. **a.**: indica diferenças entre TIM experimental e o TIM estimado. **b.**: indica diferenças entre o TIM estimado pela literatura e o TIM experimental ($P < 0,05$).....48

Figura 10: Gráfico do Torque Estimado com Parâmetros da Literatura menos Experimental pela média das técnicas. Linha escura representa a diferença média entre as técnicas. Linhas cinzas representam o intervalo de 95% de confiança. Destacados nos gráficos estão os valores referentes a cada ângulo analisado.50

Figura 11: Gráfico do Torque Estimado com Parâmetros Específicos menos Experimental. A Linha escura representa a diferença média entre as técnicas. Linhas cinza representam o intervalo de 95% de confiança.....51

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 1 - Área de Secção Transversa Anatômica, Volume, Ângulo de Penação e Comprimento do Fêmur adquiridos experimentalmente e seus respectivos valores adquiridos da Literatura de Ward <i>et al.</i> (2009). (N.A.: Indica os itens que não adquiridos. *: valores de comprimento de fascículo experimentais apresentados in situ, e valores de comprimento de fascículo da literatura já normalizados pelo comprimento ótimo de sarcômero. RF: Reto Femoral. VI: Vasto Intermédio. VL: Vasto Lateral. VM: Vasto Medial. Quad.: Quadríceps)	40
Tabela 2 - Modelo de tabela para a apresentação dos resultados.	42
Tabela 3 - Série de dados de input para o parâmetro ângulo de penação utilizado no modelo	44
Tabela 4 – Índice de comprimento de fascículo por comprimento muscular apresentado por Ward <i>et al.</i> (2009).....	45
Tabela 5 - Comprimento Muscular, Comprimento de fascículos e Comprimento Ótimo de fascículos obtidos para cada indivíduo e da literatura (Ward <i>et al.</i> 2009)	46
Tabela 6 – Área de secção transversa fisiológica e força isométrica máxima estimadas individualmente e obtida da Literatura	47

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	12
2. OBJETIVOS	15
2.1. OBJETIVO GERAL.....	15
2.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS	15
3. HIPÓTESE EXPERIMENTAL.....	15
4. REFERENCIAL TEÓRICO.....	16
4.1. CONTEXTUALIZAÇÃO À ANÁLISE DE FORÇAS POR MEIO DE MODELOS BIOMECÂNICOS.....	17
4.2. O OPENSIM.....	19
4.3. MODELAMENTO MUSCULAR	21
4.3.1. Dimensionamento Muscular	22
4.3.2. Dinâmica Muscular	22
4.3.2.1. Força em função do comprimento.....	24
4.3.2.2. Modelamento Tendíneo.....	26
4.3.3. Geometria Musculoesquelética.....	27
4.3.1 Parâmetros para o modelamento	29
4.3.3.1. Força Isométrica Máxima.....	30
4.3.3.2. Comprimento de fibra Muscular	32
4.3.3.3. Comprimento de Repouso do Tendão	32
4.3.3.4. Ângulo de Penação.....	32
4.4. ESTIMATIVA DAS FORÇAS MUSCULARES	33
5. MATERIAIS E MÉTODOS.....	35
5.1. TIPO DE ESTUDO	35
5.2. ASPECTOS ÉTICOS	36
5.2.1. Amostra	36
5.2.2. Critérios de Inclusão.....	36

5.2.3. Critérios de EXCLUSÃO.....	36
5.3. DEFINIÇÃO OPERACIONAL DAS VARIÁVEIS.....	37
5.3.1. Variáveis independentes:	37
5.3.2. Variáveis dependentes:.....	38
5.4. ANÁLISE DE DADOS	38
5.5. ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	42
6. RESULTADOS E DISCUSSÃO	42
6.1. PRÉ-PROCESSAMENTO	43
6.1.1. I – Ângulo de Penação	43
6.1.2. II – Comprimento Ótimo de Fascículo	45
6.1.3. III – Área de Secção Transversa Fisiológica	46
6.2. COMPARAÇÃO ENTRE OS MÉTODOS	47
6.2.1. Torque isométrico máximo	47
6.2.2. Análise de Bland & Altman (1986)	49
7. CONCLUSÃO	52
8. REFERÊNCIAS	ERRO! INDICADOR NÃO DEFINIDO.

1. INTRODUÇÃO

De acordo com Organização Mundial da Saúde (OMS) o crescimento da população de idosos é uma tendência mundial. Prova disso, é que o número de idosos tem crescido acima do número de pessoas em qualquer outra faixa etária (BOERMA *et al.*, 2010). 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. Em 1990, a população brasileira era de aproximadamente 147 milhões de pessoas, onde 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, teremos quase quatro vezes mais idosos do que temos 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). É 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). Estas 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 esta perda significativa das capacidades funcionais é necessário o conhecimento preciso da função muscular para então desenvolver planos de reabilitação e propostas treinamento físico 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; no entanto, 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). Estes dados são considerados genéricos, pois ao adotá-los em um modelo biomecânico está se ignorando as propriedades musculares específicas do indivíduo, ou grupo de indivíduos, alvo do estudo, o que pode ser uma grande limitação.

O conhecimento preciso da função muscular permite melhorar o diagnóstico e, por conseguinte o tratamento de pacientes com deficiências de locomoção e em atividades de vida diário. Pode também 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 de auxiliar no projeto de próteses para a substituição de articulações. Além disso muitos outros problemas neurológicos e ortopédicos, onde o conhecimento das forças musculares durante atividades de vida diária faz-se necessário e poderia melhorar a tomada de decisão clínica.

Avaliação não invasiva da função músculo-esquelética tem sido um dos maiores objetivos dos pesquisadores em biomecânica. Para esta avaliação, modelos computacionais tem se mostrado importantes ferramentas capazes de estimar *in-vivo* a função muscular (PANDY e ANDRIACCHI, 2010). Desde o primeiro modelo musculoesquelético (PAUL, 1966) o desenvolvimento de modelos mais precisos acelerou muito nos últimos 10 anos devido ao crescente aumento no poder de processamento computacional e a programação de algoritmos mais robustos (VICECONTI *et al.*, 2006; DELP *et al.*, 2007).

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 (HILL, 1938). Este modelo utiliza parâmetros fisiológicos coletados de diversos estudos para a estimativa das forças musculares (BUCHANAN *et al.*, 2004; ZAJAC; GORDON, 1989). O modelo de Hill caracteriza-se por ser poderosa ferramenta que dá resultados satisfatórios para a maioria das aplicações (BUCHANAN *et al.*, 2004).

Diversos modelos computacionais têm sido criados para a análise biomecânica. Análise das 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 BESIÉ, 2003; BLEMKER e DELP, 2006), nos membros superiores (PRAAGMAN *et al.*, 2000; MURRAY e JOHNSON, 2004) são alguns dos exemplos de modelos computacionais que têm sido utilizados. No entanto, todos estes 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, ao interpretar os 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).

Por isso, tendo em vista a grande variação nas propriedades musculares citadas na literatura, bem como o fato de que as propriedades musculares mudarem 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 da força muscular máxima estimada por modelo biomecânico de membros inferiores durante a extensão de joelhos utilizando os parâmetros de arquitetura muscular específicos de idosos comparativamente a parâmetros de arquitetura genéricos encontrados na literatura?*

A maior contribuição do presente estudo será responder se estes parâmetros individuais podem alterar significativamente a estimativa das forças musculares oriundas de dados genéricos da literatura. 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.

Desse modo, para responder a questão apresentada acima, o presente projeto delineará uma metodologia que será apresentada a seguir e tem como objetivo geral: comparar a força muscular máxima estimada por modelo biomecânico de membros inferiores em idosos, utilizando como parâmetros de modelamento as propriedades musculares específicas dos indivíduos e parâmetros de arquitetura genéricos disponíveis na literatura.

2. OBJETIVOS

2.1. 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.

Comparar o torque isométrico máximo de extensão de joelhos, em indivíduos idosos com a estimativa de torque e de força máxima muscular máxima de extensão de joelho utilizando parâmetros mensurados diretamente com parâmetros da literatura.

2.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Estimar o **torque muscular isométrico máximo** de extensão de joelhos com parâmetros de arquitetura muscular adquiridos da literatura
- Estimar o **torque muscular isométrico máximo** de extensão de joelhos com parâmetros de arquitetura muscular adquiridos experimentalmente
- Comparar o **torque muscular** máximo de extensão de joelho estimado por modelo biomecânico de membros inferiores utilizando parâmetros da literatura com o uso de parâmetros mensurados diretamente de indivíduos idosos.
- Comparar o **torque muscular isométrico máximo** de extensão de joelhos experimental dos indivíduos idosos com o torque muscular isométrico máximo estimado

3. HIPÓTESE EXPERIMENTAL

Considerando o fato de que a maior parte dos estudos encontrados na literatura estimaram 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 com a mesma precisão a força realizada pelo indivíduo durante a tarefa, principalmente quando este indivíduo pertence a uma população onde as propriedades musculares são alteradas decorrentes de fatores externos como o envelhecimento (THELEN, 2003),

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). Este 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 deste estudo, a seguinte hipótese experimental foi formulada:

- *Serão encontradas diferenças na força isométrica máxima estimada individualmente com os resultados da força isométrica máxima estimada com os parâmetros médios propostos pela literatura, sendo que essas diferenças representarão uma estimativa mais precisa do torque isométrico máximo dos indivíduos adquiridos experimentalmente.*

4. REFERENCIAL TEÓRICO

Os modelos biomecânicos computacionais são poderosas ferramentas que permitem entender o funcionamento mecânico de estruturas biológicas como músculos e ossos e 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 de maneira mais precisa. No entanto alguns cuidados devem ser tomados na utilização destes modelos em populações como a de idosos. Para compreender este tema e como ele tem se desenvolvido na comunidade científica foi escrita essa revisão de literatura, a qual abrangeu os seguintes tópicos: (1) Contextualização à análise de forças por meio de modelos biomecânicos. (2) OpenSim. (3) Modelamento Muscular. (4) Estimativa das forças musculares.

4.1. CONTEXTUALIZAÇÃO À ANÁLISE DE FORÇAS POR MEIO DE MODELOS BIOMECÂNICOS

Na análise e investigação do movimento humano, a biomecânica externa, estuda os fenômenos físicos que atuam externamente ao sistema biológico em questão, neste estudo, o corpo humano. Exemplos destes fenômenos ou forças são: a força gravitacional, força de reação do solo e força de contato, que são variáveis, normalmente, observáveis diretamente. Já a biomecânica interna se preocupa com as forças internas, ou seja, 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, esta 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. Alguns pesquisadores já realizaram estes procedimentos em estruturas como o ligamento cruzado anterior (BEYNNON e FLEMING, 1998) para forças ligamentares e no caso de forças musculares o transdutor deve ser inserido diretamente no tendão (ERDEMIR *et al.*, 2007). Finni, Komi e Lukkariniemi (1998) e Komi (1990) apontam que há grande variabilidade em mensurações diretas das forças musculares entre os sujeitos analisados, o que compromete a proficiência dos dados, e ressaltam que nos estudos em humanos, assim como nos realizados em animais, foram encontrados resultados bastante diferentes das curvas clássicas obtidas de ensaios clínicos em músculos isolados. Esses autores justificam afirmando que as condições a que os músculos são aplicados em situações isoladas, *in vitro*, são muito diferentes das condições *in vivo*. Outra limitação destes 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 através 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). Estas 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 e HERZOG, 2005). Um modelo permite analisar as variáveis do sistema de interesse e estimar como elas se relacionam. A partir de um modelo são obtidas informações sobre a relação entre causa e efeito (HERZOG, 1996; NIGG e 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. Nestes 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, a primeira é a criação independente de modelos biomecânicos através de softwares de cálculo genéricos como o *Matlab*® ou através de pacotes de modelamento que fornecem ferramentas desenvolvidas especialmente para a biomecânica (ex.: 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 e ZAJAC, 2001; LLOYD e BESIÉ, 2003; BLEMKER e DELP, 2006), nos membros superiores (PRAAGMAN *et al.*, 2000; MURRAY e JOHNSON, 2004), 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 estes 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. 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 da área de 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.

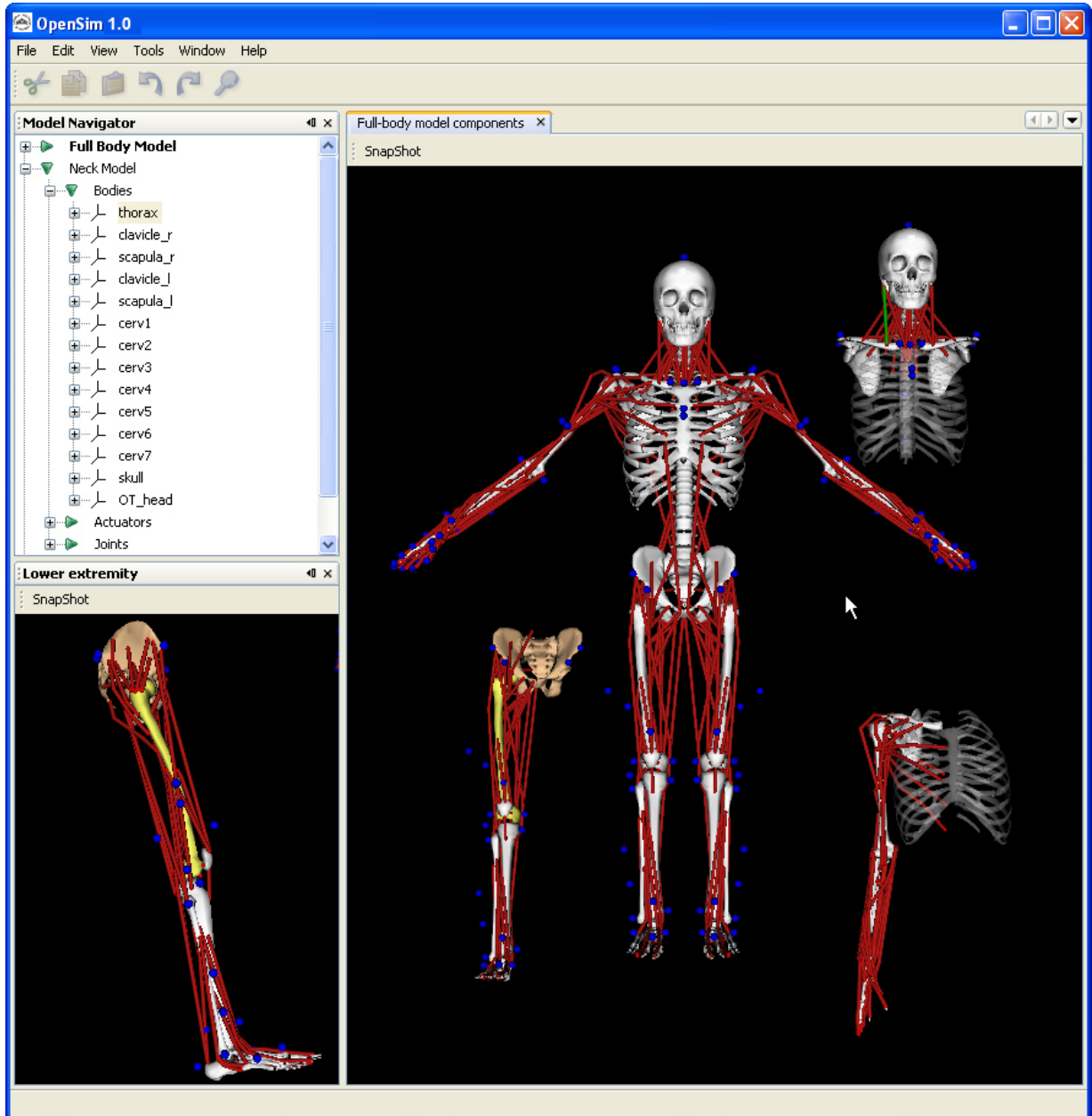
4.2. O OPENSIM

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 a comunidade científica durante a Conferência da Sociedade Americana de Biomecânica em 2007. Desde o seu lançamento, milhares de 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 através da colaboração multidisciplinar. Para isso, a base do software básico foi escrito em linguagem 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).

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 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).



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

- Realização de análises de cinemática inversa para cálculo dos ângulos articulares
- Realização de análises da dinâmica inversa para calcular os momentos e forças externas e internas
- Dinâmica direta para gerar simulações de movimento

Dentre os vários recursos que o software proporciona (veja Delp *et al.* (1990) Anderson *et al.* (2010) para mais detalhes), 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 estes recursos são disponibilizados gratuitamente (DELP *ET AL.* 1990; ANDERSON *ET AL.* 2010).

4.3. MODELAMENTO MUSCULAR

Um músculo, ou “atuador músculo-tendíneo” (AMT) 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 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, então aquele músculo poderia ser diretamente selecionado para a cirurgia.

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 e WILK, 2002). Em um atleta com uma lesão de esforço recorrente, seria possível “ver” as cargas serem 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).

Informações precisas dos padrões de sobrecarga incididos em músculos e ossos também podem auxiliar no projeto de próteses para a substituição de articulações. E na engenharia de tecidos, pesquisadores poderiam saber com mais precisão quais tecidos moles estão danificadas em consequência de lesões (PANDY e ANDRIACCHI, 2010), além de muitos outros problemas neurológicos e ortopédicos, onde o conhecimento das forças musculares poderia melhorar a tomada de decisão clínica.

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 tem efeitos significativos sobre os resultados de modelagem e simulação (GONZALEZ, BUCHANAN e DELP, 1997).

Graças à homogeneidade estrutural e 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.

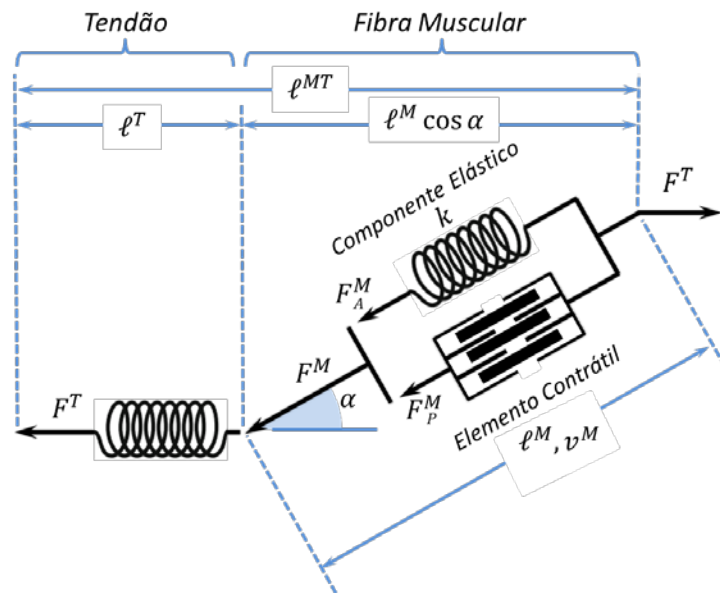
4.3.2. Dinâmica Muscular

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 e SIMMONS, 1971; ZAHALAK, 1986), que é bastante complexo e tem sido utilizado em diversos estudos para análise do comportamento muscular (BEELER e REUTER, 1977; VENDELIN *et al.*, 2000). Neste modelo, a dinâmica muscular é regida por múltiplas equações diferenciais, isso 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 esta 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, 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 de AMT 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 e GORDON, 1989) utilizado nos modelos em 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 e GORDON, 1989; DELP, 1990; DELP *et al.*, 2007).

Figura 2: Esquema do modelo de atuador musculotendíneo do tipo Hill adaptado. 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 forças 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 que 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:

$$F^m(t) = f(v)f(\ell)a(t)F_0^m \quad (\text{Equação 1})$$

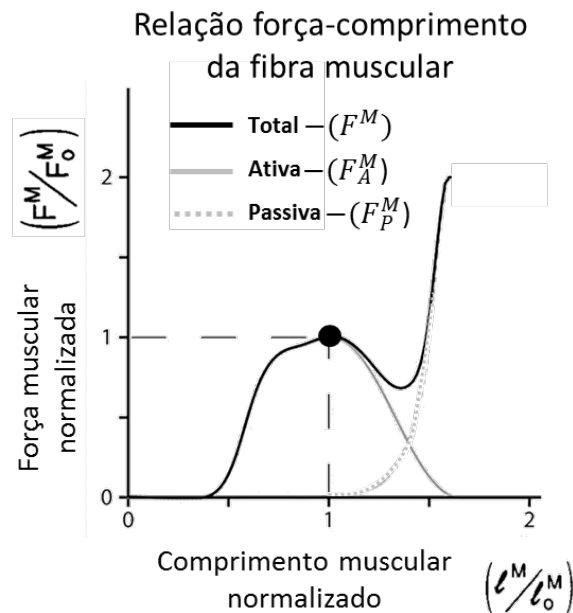
Onde; $F^m(t)$ = força muscular em função do tempo. $f(v)$ = força da fibra dependente da velocidade normalizada. $f(\ell)$ = força da fibra dependente do comprimento de fibra normalizado. $a(t)$ = ativação muscular em função do tempo. F_0^m = força máxima isométrica da fibra muscular.

4.3.2.1. Força em função do comprimento

Para compreender a dinâmica da contração presente no modelo devemos começar por descrever a relação entre a força muscular e comprimento. 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 e SIMMONS, 1971). Músculos humanos atingem os valores máximos de força quando os sarcômeros estão em um comprimento de $2,8 \mu\text{m}$ (WALKER e SCHRODT, 1974). Quando a maioria dos sarcômeros dentro de uma fibra muscular estão neste comprimento, e ocorre o pico de força da fibra, F_0^M , é dito que a fibra está no comprimento da fibra ótima (ℓ_0^M) (BUCHANAN *et al.*, 2004).

A Figura 3 apresenta as curvas genéricas do comportamento da força pelo comprimento para as fibras musculares utilizadas nos modelos biomecânico projetados para o software OpenSim. O elemento contrátil e o componente elástico muscular em paralelo que juntos geram a forças 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 o comprimento da fibra muscular (ℓ^M).

Figura 3: Propriedades estáticas da função força comprimento do tecido muscular que é considerada nos modelos musculares em OpenSim. Onde 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). Adaptado 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).

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

$$F_A^m = f_A(\ell) F_0^m a(t) \quad (\text{Equação 2})$$

Onde 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). Perceba 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 que ocorre devido à elasticidade do tecido que está em paralelo com o elemento contrátil. 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 sobem muito após o ℓ_0^m . 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).

$$F_p^m = f_p(\ell)F_0^m \quad (\text{Equação 3})$$

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 da Figura 2 e é representada graficamente na Figura 3. Esta curva pode ser dimensionada para qualquer músculo e é dada pela equação.

$$F^m = F_A^m + F_p^m \quad (\text{Equação 4})$$

Perceba que F^m nesta equação leva 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). Neste estudo não será levado em consideração o comportamento força-velocidade muscular uma vez que serão analisadas apenas contrações isométricas.

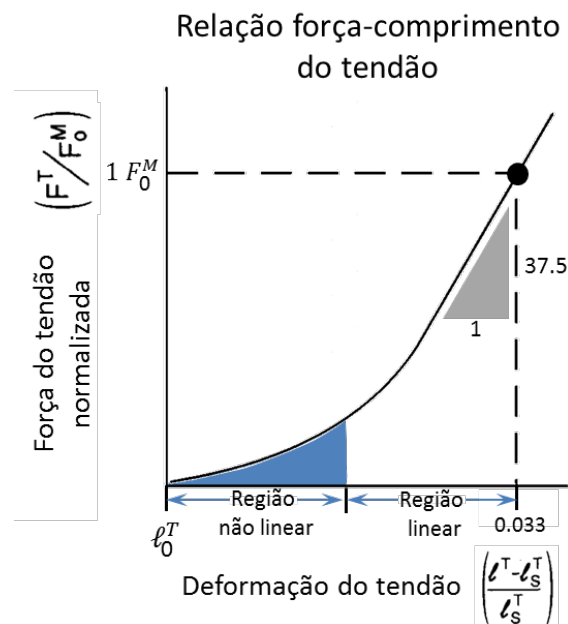
4.3.2.2. Modelamento Tendíneo

Uma vez que o tendão está em série com o músculo, qualquer força que passa pelo musculo também deve passar pelo tendão, e vice-versa. Por esta 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. Abaixo do comprimento de repouso do tendão (ℓ_0^T) o tendão não oferece nenhuma resistência. No entanto, 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 possuir o pico de força isométrico (F_0^M) e o tamanho do tendão em repouso (ℓ_0^T) desta 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: Curva genérica utilizada nos modelos musculares em OpenSim da força passiva do tendão normalizada pela força isométrica máxima muscular em função da deformação relativa do tendão. No eixo horizontal está representado do comprimento de tendão em repouso (ℓ_0^T) até 3,3% de aumento em seu comprimento. Adaptado de Zajac (1989).



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

$$\varepsilon^t = \frac{\ell^t - \ell_s^t}{\ell_s^t} \quad (\text{Equação 5})$$

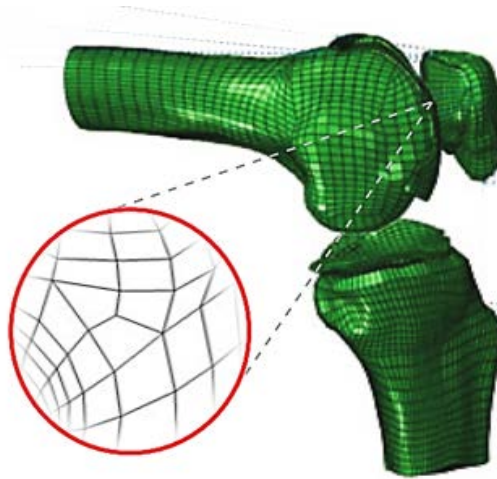
Onde, ε^t é a deformação do tendão relativa ao seu comprimento de repouso, ℓ_0^T , e ℓ^T é o comprimento bruto do tendão. Deve-se destacar novamente que só há estresse no tendão a partir do momento que a deformação é maior do que o comprimento de tendão relaxado.

4.3.3. Geometria Musculoesquelética

Para a representação da superfície óssea, cada osso foi representado como uma rede de polígonos, 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 Delp (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. Adaptado de Pandy e Andriacchi (2010).



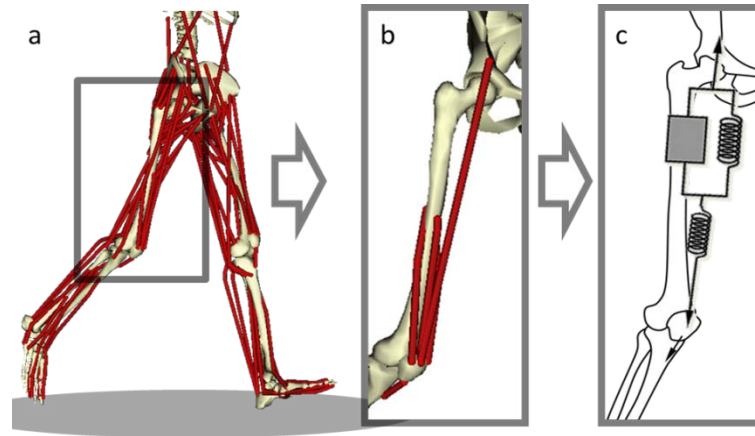
Já a geometria de um atuador musculotendíneo tenta representar fidedignamente o percurso muscular através das articulações. Este percurso deve levar em conta como os comprimentos musculares e distâncias perpendiculares mudam em função do ângulo articular (BUCHANAN *et al.*, 2004). Deve-se ressaltar que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

Este percurso é construído por uma série de pontos (coordenadas tridimensionais) conectados por segmentos lineares, que representam o músculo propriamente dito (Figura 6). Onde, 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.



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 estas informações acerca da arquitetura muscular são as principais determinantes da função muscular, o desenvolvimento de modelos musculoesqueléticos e as decisões tomadas para procedimentos cirúrgicos dependem que estes 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 estas 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.

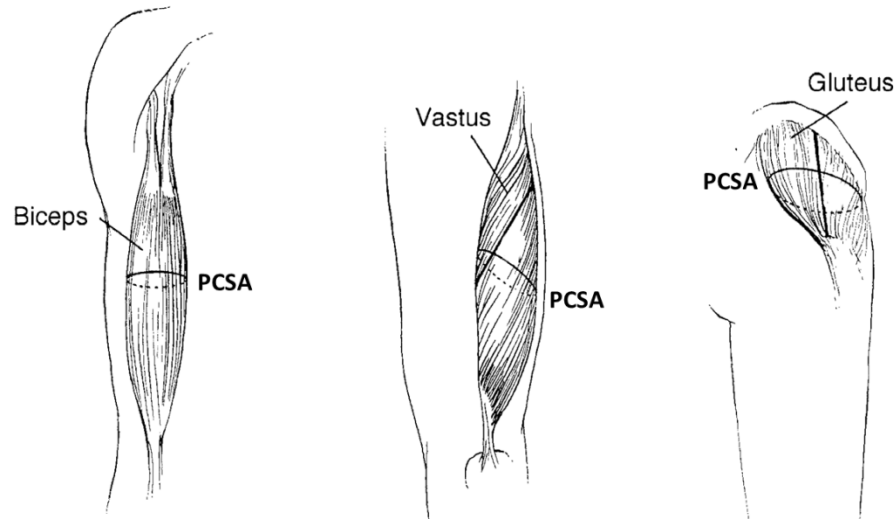
Apesar de outros parâmetros físicos, tais como massa muscular, volume muscular e outros parâmetros metabólicos, como a distribuição do tipo de fibra influenciar substancialmente as propriedades contráteis, nenhum prevê a função muscular tão bem como a arquitetura muscular (FRIDÉN e LIEBER, 2002). Inclusive Ward *et al.* (2009) dizem 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 e KANIM, 1984; ZAJAC, 1989; LIEBER e FRIDÉN, 2000). A força isométrica máxima esta relacionada diretamente com a área de secção transversa fisiológica (ASTF), ilustrada na Figura 7. Músculos com maior ASTF produzem uma força isométrica máxima pois possuem um maior número de elementos contráteis em paralelo (SPECTOR, GARDINER e 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 e KANIM, 1984; BUCHANAN *et al.*, 2004).

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



Então, para calcular a força isométrica máxima basta multiplicar a ASTF pela tensão específica muscular, como demonstra a Equação 7 (POWELL, ROY e KANIM, 1984):

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

Nesta equação temos 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 a 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 e FRIDÉN, 2000).

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

$$PCSA (\text{cm}^2) = \frac{Massa\ Muscular\ (g) \times \cos \alpha}{\rho (\text{g}/\text{cm}^3) \times Comprimento\ Muscular\ (cm)} \quad (\text{equação 7})$$

Onde: ρ representa a densidade muscular ($1056 \text{ g}/\text{cm}^3$ para músculos de mamíferos) e α representa o ângulo de penação do músculo.

Já a tensão específica representa a força que o músculo pode gerar por unidade de ASTF. Este 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 e FRONTERA, 1997). Os valores de tensão específica utilizados nos modelos em OpenSim variam bastante devido a grande variabilidade destes valores entre os estudos, que se deve ao fato dos estudos utilizarem cadáveres de diferentes faixas etárias (DELP *et al.*,

1990; LARSSON, LI e FRONTERA, 1997). Então o valor utilizado no modelo de membros inferiores foi de 61 N/cm^2 proposto por Wickiewicz *et al.* (1983).

4.3.3.2. *Comprimento de fibra Muscular*

O comprimento da fibra muscular (ℓ^M) corresponde ao comprimento do tecido fascicular desde sua origem até sua inserção nas duas aponeuroses musculares (NARICI *et al.*, 1996; KAWAKAMI, ICHINOSE e FUKUNAGA, 1998). Este parâmetro pode ser adquirido *in vivo* através de diversas técnicas de captura de imagens biológicas: como ultrassonografia, tomografia computadorizada e ressonância magnética (SPOOR e LEEUWEN, 1992; MAGANARIS, BALZOPoulos e SARGEANT, 1999). O comprimento da fibra muscular é responsável por dimensionalizar a curva genérica da relação força-comprimento muscular (ZAJAC, 1989). Deve-se tomar cuidado para não confundir o comprimento da fibra muscular com o comprimento muscular propriamente dito que é definido como a distância da origem da parte mais proximal até a inserção mais distal das fibras musculares, pois em poucos músculos eles possuem o mesmo valor, caso dos músculos com ângulo de penação igual a zero (LIEBER, 1992), o comprimento muscular propriamente esta explicado no capítulo de geometria musculotendínea como o percurso muscular (item 4.3.1, página 29).

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 uma parâmetro normalmente difícil de medir e pouco relatado na literatura (MANAL e BUCHANAN, 2004).

Este é um parâmetro de grande importância dentro do modelamento musculotendíneo, pois ele ira dimensionalizar a curva genérica de força-comprimento do tendão. Além disso, este dado precisa ser bastante preciso pois pequenas variações no comprimento de repouso do tendão de um atuador musculotendíneo específico pode alterar drasticamente a estimativa de força produzida pelo atuador (LLOYD e BESIER, 2003; MANAL e BUCHANAN, 2004).

4.3.3.4. *Ângulo de Penação*

O ângulo de é medido através da determinação do ângulo médio das fibras na face superficial do músculo em relação ao eixo de geração de força do músculo (LIEBER e FRIDÉN, 2000; WARD *et al.*, 2009). Mesmo que ele não seja igual em toda a fibra o erro associado a essa mudança é muito pequeno para influenciar a equação de estimativa de Força Isométrica Máxima (LIEBER e FRIDÉN, 2000). Este parâmetro pode ser adquirido *in vivo* através de diversas 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).

4.4. ESTIMATIVA DAS FORÇAS MUSCULARES

Segundo Erdemir *et al.* (2010) e Fleming e Beynnon (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, este é um problema extremamente relevante. O fato de propriedades fisiológicas musculares serem necessárias para o cálculo da força muscular torna estes modelos dependentes dessas propriedades, e conseqüentemente faz com que a fonte destas propriedades deva ser meticulosamente selecionada para garantir uma estimativa pois precisa (SCOVIL e RONSKY, 2006; REDL, GFOEHLER e PANDY, 2007). No entanto, 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 e ANDRIACCHI, 2010). Estes parâmetros são normalmente coletados de espécimes cadavéricos, que normalmente podem não corresponder às características da população estudada (DE OLIVEIRA e LUPORINI 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 foram de Brand, Pedersen, e Friederich em estudo publicado em 1986. Neste estudo eles compararam a estimativa da força muscular dos membros inferiores durante a marcha utilizando diferentes valores de área de secção transversa fisiológica. Para o cálculo das forças musculares foram modelados 47 atuadores

musculotendíneos dos membros inferiores somados a técnicas de otimização não-linear (PIERRYNOWSKI, 1982). A área de secção transversa fisiológica de cada um dos 47 atuadores musculotendíneos foram retiradas 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, no entanto, algumas vezes a força muscular variou de 2 a 8 vezes. Concluiu-se que a estimativa é muito sensível aos pressupostos assumidos pelo modelos como a área de secção transversa fisiológica podendo ser pouco confiável (BRAND, PEDERSEN e FRIEDERICH, 1986).

Neste mesmo contexto, em 2001, Raikova e Prilutsky propunham que uma das razões possíveis para a discrepância nos resultados de força muscular de modelos musculares em diversos estudos poderia ser que os autores utilizam diferentes conjuntos de parâmetros musculares do modelo, o que poderia afetar substancialmente as forças previstas. Neste estudo, o objetivo foi investigar sistematicamente a sensibilidade da solução ótima das forças musculares para os parâmetros musculares; área de secção transversa fisiológica 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 modelos. Desvios dos valores nominais dos parâmetros (área de secção transversa fisiológica e distância perpendicular muscular) dentro de uma faixa fisiologicamente viável afetaram a magnitude das forças em várias vezes conforme as alterações nos parâmetros. Concluiu-se 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 e 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 fidedignos 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 e PANDY, 2007) geraram perturbações artificiais de até

50% nos parâmetros utilizados pelos modelos que se mostraram bastante sensíveis, onde as diferenças relativas nas respostas fornecidas pelos modelos foram maiores que as perturbações. Estas 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 estes ajustes às respostas encontradas no modelo se assemelham com os resultados encontrados para a força máxima observados idosos. Assim, Thelen (2003) realizou uma revisão de literatura apresentando a necessidade de ajustes para o modelamento devido à desativação muscular prolongada, uma redução na velocidade de contração máxima, rigidez muscular passiva maior e 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. 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. Estas perdas excedem a perda de 30% na força isométrica máxima admitida no modelo. Assim, mostrando ser ainda mais importante ajustar os parâmetros dos modelos quando simulando movimentos altamente dinâmicos.

No entanto este estudo não leva em conta as propriedades musculares específicas dos indivíduos voluntários do estudo, apenas ajusta as propriedades de maneira teórica conforme a literatura.

Esta série de estudos ilustra a necessidade da verificação precisa dos parâmetros e propriedades utilizados nos modelos. Então para que as estimativas de força máxima sejam precisas vê-se imprescindível o desígnio deste estudo de comparar a força muscular máxima estimada por modelo biomecânico de membros inferiores em idosos utilizando parâmetros de arquitetura muscular específicos dos indivíduos e parâmetros de arquitetura genéricos recolhidos na literatura.

5. MATERIAIS E MÉTODOS

5.1. TIPO DE ESTUDO

Este trabalho caracteriza-se por ser um estudo do tipo ex-post-facto, no modelo descritivo-comparativo, sendo o método de abordagem dedutivo-hipotético.

5.2. ASPECTOS ÉTICOS

Não há conflito de interesses na realização do presente estudo. Ainda, o presente projeto se configura por não conter atividades de risco ou procedimentos invasivos a participantes. Pois, trata-se de estudo comparativo, onde a amostra são dados oriundos de um banco de dados de estudos fundamentados nos preceitos dos principais documentos científicos que estabelecem diretrizes para pesquisas que envolvem seres humanos. Os projetos seguiram as disposições da resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde, com os termos de consentimento livre esclarecido (TCLE) e aprovação do comitê de ética e pesquisa da UFRGS. O qual incorpora sob a ótica do indivíduo e suas coletividades, os quatro referenciais básicos da bioética: autonomia, não maleficência, beneficência e justiça, bem como visaram assegurar os direitos e deveres que dizem respeito à comunidade científica, aos participantes da pesquisa e ao Estado

5.2.1. Amostra

Tendo em vista o objetivo do estudo como a comparação da estimativa do torque isométrico máximo de idosos com dois tipos de variável de entrada em um modelo biomecânico. A amostra deste estudo foi composta pelos dados de arquitetura de 16 voluntários idosos, com idade de $59,1 \pm 8$ anos, massa de $79,5 \pm 16,1$ quilogramas e estatura de $156,0 \pm 7,1$ centímetros, de ambos os sexos. A amostra foi não probabilística voluntária. Estes dados foram fornecidos pelo grupo de Grupo de Pesquisa em Biomecânica e Cinesiologia da Universidade Federal do Rio Grande do Sul.

5.2.2. Critérios de Inclusão

Os critérios de inclusão de indivíduos adotados neste estudo foram: o indivíduo possuir idade igual ou superior a 50 anos, de ambos os sexos e de locomoção autônoma (sem dispositivos auxiliares para a marcha).

5.2.3. Critérios de EXCLUSÃO

foram excluídos os idosos que apresentavam: incapacidade de compreender e atender a comando verbal simples; amputações e/ou uso de próteses em membros; 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.

5.3. DEFINIÇÃO OPERACIONAL DAS VARIÁVEIS

5.3.1. Variáveis independentes:

- **Ângulo de penação:** 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.
- **Comprimento do fascículo:** 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 Oblíquo. 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 tibia). Todas com a sonda em paralelo as fibras musculares.
- **Tensão específica:** Definido como a força que o músculo produz por unidade de área. Foi utilizado o valor medido proposto por Wickiewicz *et al.* (1983) de 61 N/cm².
- **Volume muscular:** O volume total dos músculos; vasto lateral, reto femoral, vasto medial oblíquo e vasto intermédio (expresso em cm³) será estimado a partir da espessura muscular com a equação proposta por Miyatani *et al.* (2004).
- **Área de secção transversa fisiológica:** Área de secção perpendicular à direção dos fascículos, representada em cm², foi estimada a partir da equação proposta por Powel *et al.* (1984).

- Comprimento da muscular: Definido como 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 de estatura dos indivíduos.
- Comprimento do tendão: Foi estimado ao dimensionar o modelo biomecânico às medidas de comprimento muscular dos indivíduos, a partir das proporções músculo/tendão apresentadas por Lee, Uhm e Nam (2008).
- Comprimento do Fêmur: caracterizou-se pela distância entre o trocânter maior do fêmur até o epicôndilo lateral.
- Volume Muscular do Quadríceps: Adquirido a partir da soma das áreas de secção transversas anatômicas dos músculos do quadríceps multiplicada pelo número de imagens vezes a distância entre cada uma das imagens.

5.3.2. Variáveis dependentes:

- Força total: Força estimada que representa a soma entre a força muscular passiva e a força muscular ativa.
- Torque muscular: Representado pela força muscular total de todos os músculos integrantes do grupo muscular de extensores de joelho multiplicada pelas respectivas distâncias perpendiculares musculares.

5.4. ANÁLISE DE DADOS

Os valores de média e desvio padrão foram utilizados para analisar as variáveis antropométricas (estatura, massa corporal total e comprimento de coxa), idade, como uma forma de caracterizar a amostra. Além disso, a estatura do indivíduo foi utilizada para dimensionar (DELP *et al.*, 2007) o modelo. A dimensionalização consistiu em alterar o tamanho dos elementos anatômicos do modelo a partir das medidas antropométricas, conforme descrito no Referencial Teórico (página 22).

As propriedades musculares adquiridas a partir das coletas foram: volume muscular dos músculos do quadríceps, área de secção transversa anatômica dos músculos do

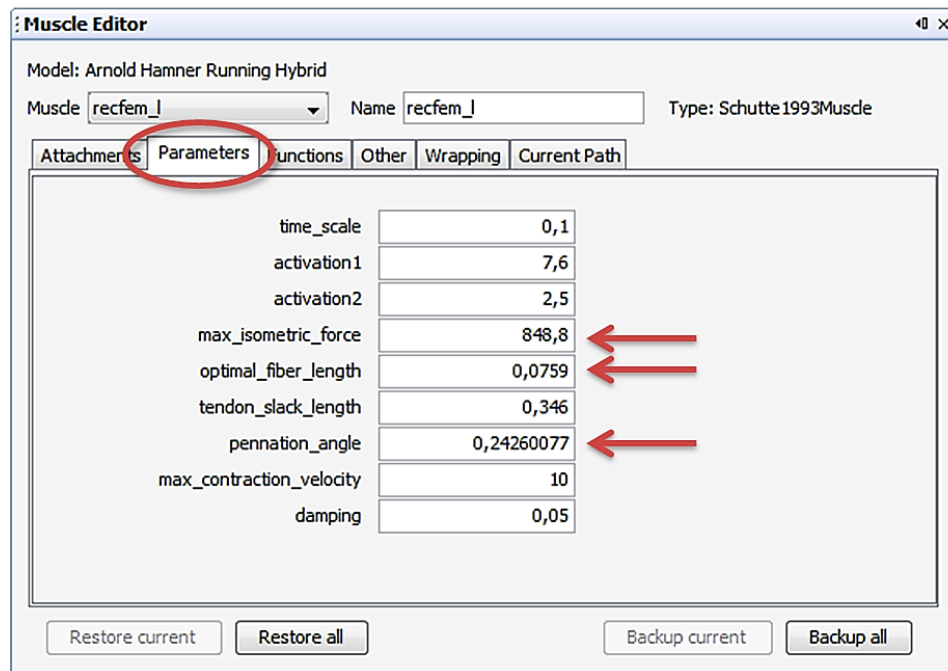
quadríceps, área de secção transversa fisiológica do vasto lateral e ângulo de penetração do vasto lateral. (dados apresentados na tabela 1).

Tabela 1 - Área de Secção Transversa Anatômica, Volume, Ângulo de Penação e Comprimento do Fêmur adquiridos experimentalmente e seus respectivos valores adquiridos da Literatura de Ward *et al.* (2009). (N.A.: Indica os itens que não adquiridos. *: valores de comprimento de fascículo experimentais apresentados in situ, e valores de comprimento de fascículo da literatura já normalizados pelo comprimento ótimo de sarcômero. RF: Reto Femoral. VI: Vasto Intermédio. VL: Vasto Lateral. VM: Vasto Medial. Quad.: Quadríceps)

Sujeito	Área de Secção Transversa Anatômica (cm ²)				Quad.	Volume (cm ³)				Ângulo de Penação (graus)				Comprimento do Femur (cm)	Comprimento de Fascículo (cm) *			
	RF	VI	VL	VM		RF	VI	VL	VM	RF	VI	VL	VM		RF	VI	VL	VM
1	7,8	18,0	14,8	10,8	595,7	73,4	114,1	249,4	158,8	N.A.	N.A.	10,4	N.A.	44,8	N.A.	N.A.	7,3	N.A.
2	4,4	16,4	20,2	11,4	643,6	79,3	123,2	269,5	171,6	N.A.	N.A.	9,0	N.A.	44,4	N.A.	N.A.	6,3	N.A.
3	6,6	21,3	19,8	14,9	819,0	100,9	156,8	342,9	218,4	N.A.	N.A.	9,0	N.A.	44,3	N.A.	N.A.	11,3	N.A.
4	6,4	15,3	18,2	8,2	687,6	84,7	131,7	287,9	183,4	N.A.	N.A.	13,8	N.A.	43,9	N.A.	N.A.	7,0	N.A.
5	7,2	17,1	26,0	13,1	723,2	89,1	138,5	302,8	192,8	N.A.	N.A.	12,7	N.A.	44,6	N.A.	N.A.	6,7	N.A.
6	6,8	16,3	22,3	16,3	825,1	101,6	158,0	345,5	220,0	N.A.	N.A.	12,7	N.A.	44,6	N.A.	N.A.	6,7	N.A.
7	11,6	27,0	24,4	28,0	1256,9	154,8	240,7	526,2	335,1	N.A.	N.A.	9,4	N.A.	44,3	N.A.	N.A.	10,5	N.A.
8	8,3	21,3	21,4	19,0	916,1	112,9	175,4	383,5	244,3	N.A.	N.A.	7,2	N.A.	42,8	N.A.	N.A.	10,7	N.A.
9	7,6	19,6	23,3	17,6	1024,0	126,1	196,1	428,7	273,0	N.A.	N.A.	9,3	N.A.	44,5	N.A.	N.A.	8,6	N.A.
10	5,7	15,9	10,0	13,7	565,0	69,6	108,2	236,6	150,7	N.A.	N.A.	10,6	N.A.	44,3	N.A.	N.A.	8,6	N.A.
11	7,6	15,1	11,3	14,0	716,5	88,3	137,2	300,0	191,1	N.A.	N.A.	8,7	N.A.	45,5	N.A.	N.A.	11,8	N.A.
12	5,3	16,0	23,6	13,6	825,1	101,6	158,0	345,5	220,0	N.A.	N.A.	7,1	N.A.	40,4	N.A.	N.A.	11,3	N.A.
13	6,0	20,5	13,3	13,7	722,3	89,0	138,3	302,4	192,6	N.A.	N.A.	9,0	N.A.	44,6	N.A.	N.A.	6,2	N.A.
14	4,1	12,4	11,0	7,2	476,7	58,7	91,3	199,6	127,1	N.A.	N.A.	9,3	N.A.	44,3	N.A.	N.A.	7,9	N.A.
15	6,9	19,5	11,6	9,6	609,6	75,1	116,7	255,2	162,5	N.A.	N.A.	13,2	N.A.	44,3	N.A.	N.A.	7,7	N.A.
16	7,8	18,7	21,4	14,5	807,7	99,5	154,7	338,2	215,4	N.A.	N.A.	7,2	N.A.	47,5	N.A.	N.A.	9,5	N.A.
Média	6,9	18,1	18,3	14,1	763,4	94,0	146,2	319,6	203,6	N.A.	N.A.	9,9	N.A.	44,3	N.A.	N.A.	8,6	N.A.
±DP	±1,7	±3,4	±5,4	±4,9	±190,8	±23,5	±36,5	±79,9	±50,9	N.A.	N.A.	±2,2	N.A.	±1,4	N.A.	N.A.	±2,0	N.A.
Literatura	3,2	1,3	11,1	10,2	850,2	104,7	162,8	356,0	226,7	13,9	4,5	18,4	29,6	N.A.	7,6	9,9	9,9	9,7

As imagens de arquitetura selecionadas foram pré-processadas no programa *Microsoft Excel* Versão 14.0 (*Microsoft Office Professional Plus 2010* ®), onde foram adquiridos os valores numéricos de ângulo de penação comprimento de fascículo, espessura muscular e ângulo de penação. Estas propriedades têm sido historicamente utilizadas para a estimativa da força muscular. Com as equações apresentadas anteriormente foi possível calcular a área de secção transversa fisiológica muscular e então a força isométrica máxima no comprimento ótimo de fibra. Os valores foram adicionados ao software OpenSim como ilustra a Figura 8.

Figura 8: Imagem da interface de usuário do software OpenSim onde é possível editar o atuador musculo-tendíneo, na aba parâmetros (em destaque com o círculo) estão os valores de força isométrica máxima, comprimento ótimo de fibra e ângulo de penação (em destaque com as setas).



Os resultados de força isométrica máxima para toda a ADM de extensão de joelhos foram estimados com os valores dos parâmetros coletados de cada indivíduo. Após a estimativa de força isométrica máxima com os valores dos parâmetros coletados de cada indivíduo, a força isométrica máxima foi estimada novamente com os valores propostos por Ward *et al.* (2009) que serão considerados como os propostos pela literatura, por ser o estudo que utilizou a maior amostra (maior número de cadáveres) encontrada na bibliografia científica.

5.5. ANÁLISE ESTATÍSTICA

Todas as análises estatísticas foram realizadas no software SPSS 17.0. Os resultados de torque isométrico máximo (TIM) estimados individualmente foram comparados com os resultados do torque isométrico máximo estimados com os parâmetros médios propostos pela literatura por meio de teste t para amostras pareadas com nível de significância adotado foi 0,05.

Além disso, será realizada análise gráfica proposta por Bland & Altman (1986), uma técnica de avaliação da concordância entre duas técnicas de medida. Consistido da construção de um gráfico da diferença entre as técnicas pela média da medida das técnicas.

6. RESULTADOS E DISCUSSÃO

A tabela supracitada apresenta todas as informações adquiridas diretamente, no entanto, para obtenção dos demais dados de entrada necessários para as estimativas do modelo, foi necessária a realização de uma série de estimativas. Estas estimativas foram categorizadas no item “6.1 PRÉ-PROCESSAMENTO” apresentadas a seguir separadamente por cada uma das medidas de *input* e separadas em: **(I) ângulo de penação, (II) comprimento ótimo de fascículos e (III) área de seção transversa fisiológica**. Este item destaca-se por ser parte integrante dos resultados e por possuir desenvolvimento metodológico fundamental para a realização do trabalho. Além disso, para melhor compreensão dos resultados apresentados para os parâmetros, estes serão sempre apresentados para os 16 voluntários e em seguida os valores propostos pela Literatura apresentados por Ward *et al.* (2009), conforme apresentado na tabela 1 seguindo o seguinte modelo (tabela 2):

Tabela 2 - Modelo de tabela para a apresentação dos resultados.

Sujeitos	Variável Análisa
	Músculos
1	Valores individuais
...	
16	
Média±DP	Média ± Desvio Padrão dos Valores Individuais
Literatura	Valores de Ward <i>et al.</i>

6.1. PRÉ-PROCESSAMENTO

6.1.1. I – Ângulo de Penação

A partir da coleta de dados foram adquiridos os dados de ângulo de penação do músculo Vasto Lateral. Em um estudo realizado com 31 voluntários fisicamente ativos que utilizou técnicas de imagem de ultrassom para medir a espessura do músculo, ângulo de penação e comprimento do fascículo dos quatro músculos do quadríceps *in vivo*, neste estudo foi hipotetizado que a arquitetura relativa de um músculo “parente” ou de função semelhante poderia ser usado, para estimar a arquitetura de um outro (BLAZEVIK, GILL e ZHOU, 2006). Para isso, foi calculado um valor de arquitetura do quadríceps todo por quatro métodos diferentes. Independentemente do método utilizado, a arquitetura absoluta ou relativa de um músculo não poderia ser usada como uma indicadora da arquitetura do quadríceps todo.

Então, como apresentado no estudo de Blazeovich, Gill e Zhou (2006) não é possível estimar esta propriedade de arquitetura muscular a partir das demais informações disponíveis. Com isso durante as simulações foram utilizados os valores de ângulo de penação apresentados por Ward *et al.* (2009), pois os demais ângulos não foram mensurados. Portanto os ângulos de penação por indivíduo ficaram compostos da seguinte maneira (Tabela 3).

Tabela 3 - Série de dados de input para o parâmetro ângulo de penação utilizado no modelo

Sujeito	Ângulo de Penação (graus)			
	RF	VI	VL	VM
1	13,9	4,5	10,4	29,6
2	13,9	4,5	9,0	29,6
3	13,9	4,5	9,0	29,6
4	13,9	4,5	13,8	29,6
5	13,9	4,5	12,7	29,6
6	13,9	4,5	12,7	29,6
7	13,9	4,5	9,4	29,6
8	13,9	4,5	7,2	29,6
9	13,9	4,5	9,3	29,6
10	13,9	4,5	10,6	29,6
11	13,9	4,5	8,7	29,6
12	13,9	4,5	7,1	29,6
13	13,9	4,5	9,0	29,6
14	13,9	4,5	9,3	29,6
15	13,9	4,5	13,2	29,6
16	13,9	4,5	7,2	29,6
Média±DP	13,9 ±0	4,5 ±0	9,91 ±2,15	29,6 ±0
Ward <i>et al.</i> (2009)	13,9	4,5	18,4	29,6

Felizmente, o ângulo de penação não é um dos parâmetros mais determinantes na estimativa da força isométrica máxima (BAMMAN *et al.*, 2000; FUKUNAGA *et al.*, 2001; BLAZEVIICH *et al.*, 2009). Pois, este representa apenas o ângulo em que os fascículos fazem força entre as aponeuroses e é dependente de seu seno como mostra a seguinte equação (FUKUNAGA *et al.*, 2001):

$$FM = ASTF \times Tensão\ Específica \times Cos(\hat{A}ngulo\ de\ penação) \quad (\text{Equação 8})$$

Onde, FM é força muscular, ASTF é a Área de secção transversa fisiológica, então mesmo que ele não apresente grandes variações o erro associado a essa mudança é muito pequeno para influenciar a equação de estimativa de força (LIEBER e FRIDÉN, 2000; FUKUNAGA *et al.*, 2001; REDL, GFOEHLER e PANDY, 2007).

6.1.2. II – Comprimento Ótimo de Fascículo

Ward e colaboradores (2009) mostraram que existe uma relação entre o comprimento total do músculo (distância entre a sua origem miotendínea mais proximal até sua junção miotendínea mais distal) e o comprimento do fascículo, esta relação foi chamada de razão de comprimento muscular. Esta razão gera um índice capaz de estimar o comprimento de fascículo ao multiplicar o comprimento muscular por ele. Estes índices são:

Tabela 4 – Índice de comprimento de fascículo por comprimento muscular apresentado por Ward *et al.* (2009)

$$\text{Índice} = \frac{\text{Comprimento de fascículo}}{\text{Comprimento Muscular}}$$

RF	VI	VL	VM
0,21	0,24	0,38	0,22

No entanto, como nenhum dos músculos do quadríceps se estende por todo o comprimento do fêmur, as distâncias entre a extremidade distal do fêmur até a junção miotendínea dos músculos individuais (comprimento muscular, sem considerar o comprimento dos tendões), foram adquiridos como percentual do comprimento do fêmur. Estes percentuais foram determinados a partir de imagens de ultrassonografia no estudo de Morse, Degens e Jones (2007). De acordo com os autores, o reto femoral representa 78%, o vasto intermédio 89%, o vasto lateral 80% e o vasto medial 91% do comprimento do fêmur. Então, a partir do tamanho do fêmur de cada um dos indivíduos o comprimento muscular foi estimado. No entanto, como citado anteriormente é necessário que o comprimento de fascículo esteja em seu comprimento ótimo para que o modelo possa processar os cálculos. Então conforme apresentado por Delp *et al.* (1990), e Ward *et al.* (2009), os valores de comprimento de fascículos foram normalizados pelo comprimento ótimo de sarcômero de 2,7 μ m (LIEBER, LJUNG e FRIDÉN, 1997).

Assim, temos os seguintes comprimentos musculares e fasciculares para cada indivíduo (Tabela 5).

Tabela 5 - Comprimento Muscular, Comprimento de fascículos e Comprimento Ótimo de fascículos obtidos para cada indivíduo e da literatura (Ward *et al.* 2009)

Sujeito	Comprimento Muscular (cm)				Comprimento de fascículos (cm)				Comprimento Ótimo de fascículos (cm)			
	RF	VI	VL	VM	RF	VI	VL	VM	RF	VI	VL	VM
1	30,4	39,8	35,8	40,7	6,3	9,5	7,3	8,9	7,1	11,8	9,2	10,8
2	30,2	39,5	35,5	40,4	6,3	9,4	6,2	8,8	7,0	11,8	7,9	10,7
3	30,1	39,4	35,5	40,3	6,3	9,4	11,2	8,8	7,0	11,7	14,2	10,6
4	29,8	39,0	35,1	39,9	6,6	9,3	7,0	8,7	6,9	11,6	8,8	10,5
5	30,3	39,6	35,6	40,5	6,3	9,5	6,6	8,9	7,1	11,8	8,4	10,7
6	30,3	39,6	35,6	40,5	6,3	9,5	6,6	8,9	7,1	11,8	8,4	10,7
7	30,1	39,4	35,5	40,3	6,3	9,4	10,5	8,8	7,0	11,7	13,2	10,6
8	29,1	38,1	34,3	39,0	6,1	9,1	10,6	8,5	6,8	11,3	13,4	10,3
9	30,3	39,6	35,6	40,5	6,3	9,5	8,6	8,9	7,0	11,8	10,8	10,7
10	30,1	39,4	35,5	40,3	6,3	9,4	8,5	8,8	7,0	11,7	10,8	10,9
11	30,9	40,5	36,4	41,4	6,5	9,7	11,7	9,1	7,2	12,0	14,8	10,8
12	27,5	36,0	32,3	36,8	5,7	8,6	11,3	8,0	6,4	10,7	14,2	9,7
13	30,3	39,7	35,7	40,6	6,3	9,5	6,1	8,9	7,1	11,8	7,7	10,7
14	30,1	39,5	35,5	40,3	6,3	9,4	7,9	8,8	7,0	11,7	9,9	10,7
15	30,1	39,4	35,4	40,3	6,3	9,4	7,7	8,8	7,0	11,7	9,7	10,6
16	32,3	42,3	38,0	43,2	6,7	10,1	9,5	9,5	7,5	12,6	12,0	11,4
Média	30,1	39,4	35,5	40,3	6,3	9,5	8,6	8,8	7,0	11,8	10,8	10,7
±DP	±0,9	±1,2	±1,1	±1,2	±0,1	±0,2	±1,9	±0,2	±0,2	±0,3	±2,4	±0,3
Literatura	36,2	41,2	27,3	43,9					7,6	9,9	9,9	9,7

6.1.3. III – Área de Secção Transversa Fisiológica

A área de secção transversa fisiológica, um dos parâmetros de arquitetura muscular mais representativos da força muscular foi calculada a partir da equação de Powel *et al.* (1984) apresentada na página 24. Então, para calcular a força isométrica máxima basta multiplicar a ASTF pela tensão específica muscular (61 N/cm^2), como demonstra a Equação 7 (Powell, Roy e Kanim, 1984) apresentada na página 31. Portanto, temos como resposta para dados de entrada no modelo os seguintes valores de Área de secção transversa fisiológica muscular e força isométrica máxima.

Tabela 6 – Área de secção transversa fisiológica e força isométrica máxima estimadas individualmente e obtida da Literatura

Sujeito	Área de Secção Transversal Fisiológica (cm ²)				Força Isométrica Máxima Muscular (N)			
	RF	VI	VL	VM	RF	VI	VL	VM
1	11,1	11,9	33,6	15,4	680,0	725,7	2047,4	940,4
2	12,1	12,9	42,3	16,8	740,2	789,9	2580,8	1023,7
3	15,5	16,5	30,1	21,4	944,1	1007,5	1833,4	1305,6
4	13,1	14,0	39,7	18,2	800,7	854,4	2423,3	1107,3
5	13,6	14,5	44,3	18,8	829,3	884,9	2704,6	1146,8
6	15,5	16,6	50,6	21,4	946,1	1009,6	3085,7	1308,4
7	23,8	25,3	49,3	32,8	1448,8	1546,0	3007,6	2003,6
8	17,9	19,1	35,7	24,8	1092,6	1165,9	2179,2	1511,0
9	19,3	20,6	49,1	26,6	1175,4	1254,3	2997,2	1625,5
10	10,7	11,4	27,1	14,8	651,3	695,0	1654,6	900,7
11	13,2	14,1	25,2	18,2	804,4	858,4	1536,7	1112,5
12	17,1	18,2	30,2	23,6	1043,0	1113,0	1842,7	1442,4
13	13,6	14,5	48,4	18,8	827,1	882,7	2954,0	1143,9
14	9,0	9,6	24,9	12,5	549,3	586,2	1521,9	759,7
15	11,5	12,3	32,1	15,9	702,9	750,1	1956,9	972,1
16	14,2	15,2	35,2	19,7	868,6	926,9	2148,7	1201,3
Média	14,5	15,4	37,4	20,0	881,5	940,7	2279,7	1219,1
±DP	±3,7	±3,9	±9,0	±5,1	±225,2	±240,4	±549,8	±311,5
Literatura	13,5	16,7	35,1	20,6	823,5	1018,7	2141,1	1256,6

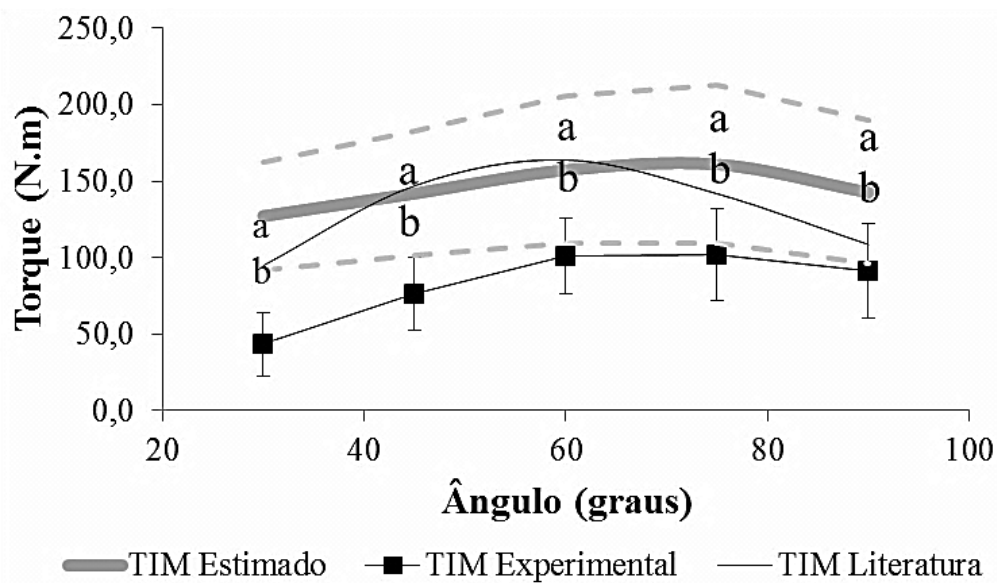
6.2. COMPARAÇÃO ENTRE OS MÉTODOS

6.2.1. Torque isométrico máximo

A figura 9 ilustra os resultados para a estimativa do torque isométrico máximo experimental, estimado para cada indivíduo e estimado com os valores de arquitetura muscular de Ward *et al.* (2009). Todos os *Testes-T de Student* realizados para cada um dos cinco ângulos analisados apresentaram $p < 0,05$, indicando diferenças tanto na comparação experimental-estimado (comparação entre o torque isométrico máximo experimental e o

torque isométrico máximo estimado) quanto na comparação experimental-literatura (comparação entre o torque isométrico máximo experimental e o torque isométrico máximo estimado com parâmetros de arquitetura de Ward *et al.* (2009)).

Figura 9: Torque isométrico máximo (TIM) experimental, estimado para cada indivíduo e estimado com os valores de arquitetura muscular de Ward *et al.* (2009). (Linhas tracejadas indicam o desvio padrão para o TIM estimado. **a.**: indica diferenças entre TIM experimental e o TIM estimado. **b.**: indica diferenças entre o TIM estimado pela literatura e o TIM experimental ($P < 0,05$))



Estes resultados mostram que as estimativas, sejam com parâmetros de arquitetura genéricos ou com parâmetros individuais, superestimam o torque isométrico máximo, pois independente do ângulo analisado, as estimativas foram sempre maiores. O modelo biomecânico utilizado neste estudo (DELP *et al.*, 1990; ARNOLD *et al.*, 2010) já foi validado para sujeitos jovens (THELEN, 2003); no entanto, sua aplicabilidade para a população de idoso ainda era incerta. Uma das razões prováveis para as estimativas terem sido subestimadas se dá ao fato de o público idoso ter uma capacidade reduzida de produção de torque 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 nos membros inferiores em comparação aos membros superiores (BROOKS e FAULKNER, 1994). No entanto, como os parâmetros de arquitetura muscular inseridos ao modelo de Hill são considerados bons preditores da força muscular (BUCHANAN *et al.*, 2004) outros fatores provavelmente influenciaram a resposta obtida pelo modelo.

Algumas questões quanto às limitações de modelos matemáticos biomecânicos desta natureza devem ser ressaltadas. Estes modelos não preveem situações de cocontração muscular, além de não considerar forças passivas oriundas de rigidez articular e encurtamento muscular. Estas limitações são enaltecidas neste estudo, pois se sabe que os idosos tendem a apresentar alguns padrões diferenciados tanto na estrutura quanto no recrutamento muscular oriundos do processo de sarcopenia, processo complexo de atrofia e hipoplasia muscular, degeneração e perda de função muscular.

Estudos mostraram que idosos apresentam altos índices de coativação durante contrações vigorosas (PEREIRA e GONÇALVES, 2011), este fator é importante, pois esta configura-se como a ativação simultânea de músculos que circulam uma dada articulação (HORTOBÁGYI *et al.*, 2005) e, no caso do joelho, um grupo importante que pode contrapor a força exercida pelos músculos do quadríceps são os ísquio-tibiais, podendo diminuir de maneira importante o torque isométrico máximo exercido pelos voluntários.

Outro fator importante de caráter fisiológico estrutural recorrente da sarcopenia é a diminuição das fibras tipo II (LEXELL, HENRIKSSON LARSEN e WINBLAD, 1983; COGGAN *et al.*, 1992; ANDERSEN, 2003). Estas fibras são responsáveis pelos movimentos rápidos e vigorosos e 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 e MAFFULLI, 2010).

Consequentemente, 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 consequentemente torque. Ainda, propõe-se para estudos futuros o desenvolvimento de fatores de correção que corrijam o torque isométrico máximo desenvolvido pelos indivíduos.

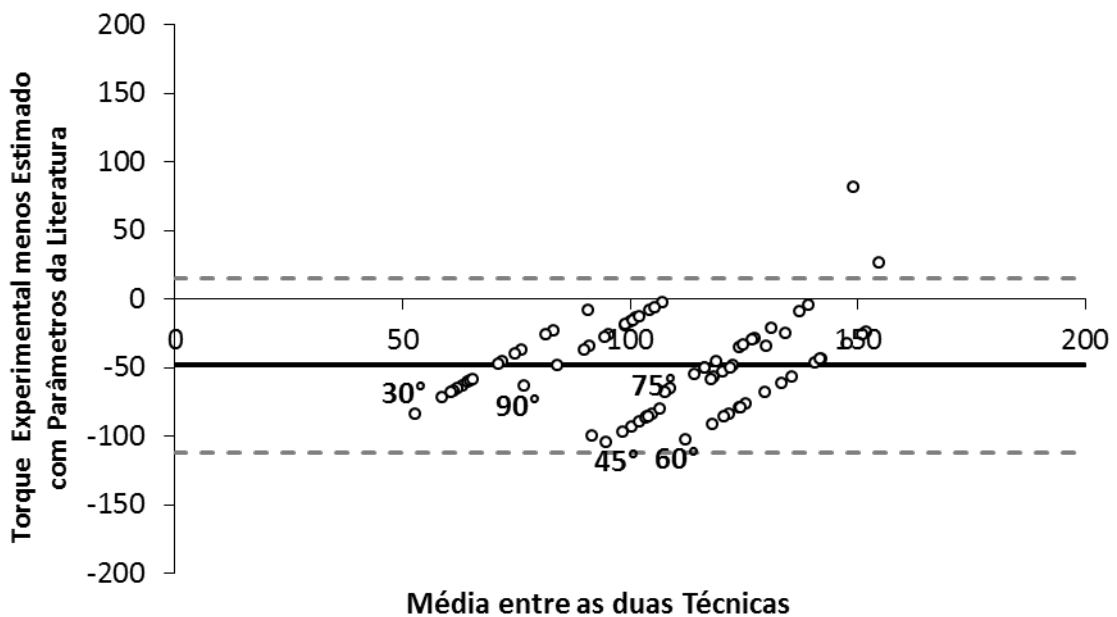
6.2.2. Análise de Bland & Altman (1986)

No âmbito das ciências da saúde é frequente a necessidade de comparação entre novas técnicas de medida e técnicas já estabelecidas (BLAND e ALTMAN, 1986; 1995). Então, é frequentemente necessário ver se os métodos concordam suficientemente para que seja possível correlacioná-los ou até mesmo substituí-los. A técnica gráfica de avaliação de concordância proposta por Bland e Altman (1986) tem sido amplamente utilizada para a comparação de métodos clínicos de medida (BLAND e ALTMAN, 1995). Este método

consiste da construção de um gráfico da diferença entre as técnicas (eixo vertical) pela média entre elas (eixo horizontal) para cada medida, ou indivíduo.

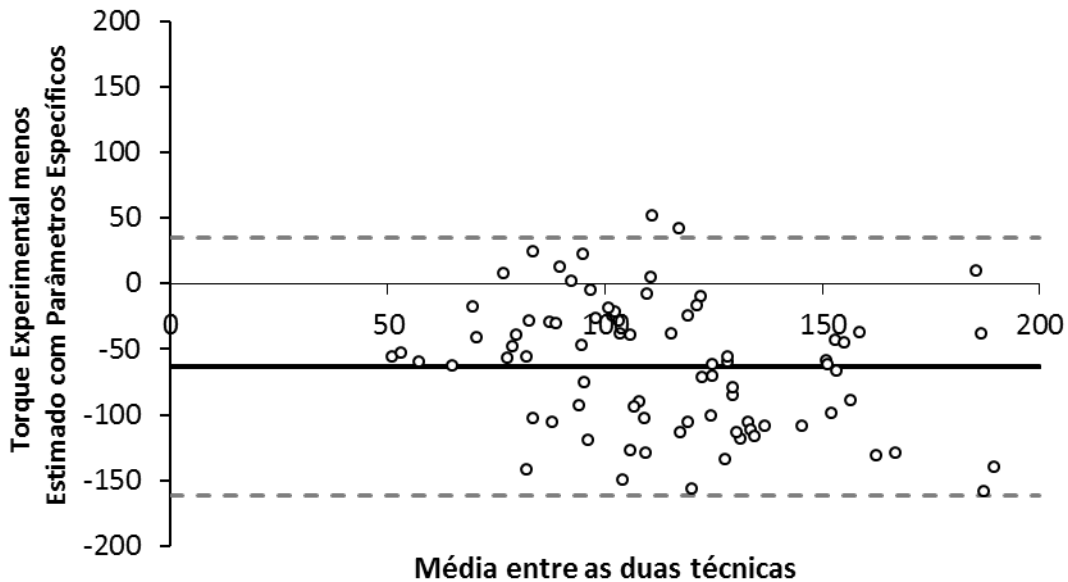
As figuras 10 e 11 apresentam os resultados da técnica gráfica de avaliação de concordância proposta por Bland e Altman (1986). Na figura 10 percebe-se que a diferença média entre o Torque isométrico máximo Estimado com Parâmetros da Literatura e o torque Experimental foi de - 48,4 N.m, com desvio padrão de $\pm 31,8$ N.m configurando um intervalo de confiança de 95% de -112,1 N.m (média menos 2 desvios padrões) a 15,2 N.m (média mais 2 desvios padrões).

Figura 10: Gráfico do Torque Estimado com Parâmetros da Literatura menos Experimental pela média das técnicas. Linha escura representa a diferença média entre as técnicas. Linhas cinzas representam o intervalo de 95% de confiança. Destacados nos gráficos estão os valores referentes a cada ângulo analisado.



Já a figura 11 apresenta os resultados da avaliação de concordância (BLAND E ALTMAN, 1986) para o Torque Estimado com Parâmetros Específicos menos torque isométrico Experimental. Nota-se que diferença média entre as técnicas foi de -63,2 N.m, com desvio padrão de $\pm 49,2$, configurando um intervalo de confiança de 95% entre -61,7 N.m e 35,2 N.m.

Figura 11: Gráfico do Torque Estimado com Parâmetros Específicos menos Experimental. A Linha escura representa a diferença média entre as técnicas. Linhas cinza representam o intervalo de 95% de confiança.



Ao avaliar os gráficos conforme as recomendações de Bland e Altman (1986 e 1995), é possível perceber que ambas as técnicas utilizadas para a estimativa do torque isométrico máximo possuem diferenças médias entre as técnicas com valores predominantemente negativos, ou seja, corroborando com a discussão supracitada, onde a simulação superestimou o torque realizado pelos indivíduos idosos. Onde, o torque isométrico máximo estimado com Parâmetros Específicos apresentou uma diferença média menor, isto é, foi mais próximo do torque isométrico máximo Experimental, também concordando com a análise anteriormente apresentada.

Ainda, a avaliação entre o torque experimental e o Estimado com Parâmetros Específicos apresentou um intervalo de confiança maior (distância entre as linhas de +2dps e -2dps) do que a avaliação entre o torque experimental e o estimado com Parâmetros da Literatura, com valores de 197,0 N.m e 127,3 N.m respectivamente. Isso representa uma maior variância na simulação realizada com parâmetros específicos em comparação com a simulação com valores propostos pela literatura. Blazeovich *et al.* (2009) estimaram o torque isométrico máximo com parâmetros de arquitetura muscular específicos dos indivíduos por meio de equações de regressão apresentando o coeficiente de correlação (r^2) como indicador de concordância e encontraram fortes relações ($r^2 = 0,7$) entre o torque isométrico máximo estimado a partir da área de secção transversa e o torque isométrico máximo experimental. No

entanto, este método de medida não é o mais adequado para a comparação entre métodos de medida utilizados em Ciências da Saúde, pois este mede a força da relação entre as variáveis e não a concordância entre elas. (BLAND e ALTMAN, 1986; 1995). Por tanto, os autores podem ter encontrado fortes concordâncias entre os parâmetros de arquitetura, no entanto, as correlações não são apresentadas e poderiam alterar a interpretação dos resultados se fossem exibidas.

Não obstante, apesar do gráfico de Torque isométrico máximo Estimado com Parâmetros da Literatura e o torque Experimental apresentar menor variação, ao observar a estimativa para cada ângulo percebe-se que eles apresentam um comportamento ascendente, e com elevada correlação, o que, segundo Bland e Altman (1995) indica um erro tendencioso, ou seja, em situações com torques muito baixos ou muito altos as diferenças tendem a aumentar induzindo o resultado a erros nestas faixas. Já no gráfico ilustrado na figura 11 o erro é aleatório o que evita induções tendenciosas.

7. CONCLUSÃO

Neste estudo foi simulado o torque isométrico máximo de indivíduos idosos utilizando parâmetros de arquitetura muscular individuais e propostos pela literatura, e comparados com o torque isométrico máximo coletado experimentalmente. A hipótese foi de que seriam encontradas diferenças na força isométrica máxima estimada individualmente com os resultados da força isométrica máxima estimada com os parâmetros médios propostos pela literatura, sendo que essas diferenças representariam uma estimativa mais precisa do torque isométrico máximo dos indivíduos adquiridos experimentalmente. No entanto, ambas as estimativas foram superiores aos torques experimentais e o torque isométrico máximo estimado com parâmetros propostos pela literatura foi mais próximo do experimental do que o com parâmetros específicos, contrariando a hipótese inicial do estudo. Especula-se outros fatores devem ser inseridos no modelo matemático de simulação biomecânica, como contrações e forças passivas que se opõem a força da musculatura agonista e tornariam os resultados mais precisos.

8. REFERÊNCIAS

- ABELLAN VAN KAN, G. Epidemiology and consequences of sarcopenia. **Journal of Nutrition, Health and Aging**, v. 13, n. 8, p. 708-712, 2009.
- 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.; LARIVIÈRE, 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.
- BAMMAN, M. M.; NEWCOMER, B. R.; LARSON-MEYER, D. E.; WEINSIER, R. L.; HUNTER, G. R. Evaluation of the strength-size relationship in vivo using various muscle size indices. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 32, n. 7, p. 1307-1313, 2000.
- 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.
- BLAND, J. M.; ALTMAN, D. G. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. **Lancet**, v. 1, n. 8476, p. 307-310, 1986.
- BLAND, J. M.; ALTMAN, D. G. Comparing methods of measurement: Why plotting difference against standard method is misleading. **Lancet**, v. 346, n. 8982, p. 1085-1087, 1995.

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.; ABOUZHR, 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.; BESIÉR, 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.

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.

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.

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.

FUKUNAGA, T.; MIYATANI, M.; TACHI, M.; KOUZAKI, M.; KAWAKAMI, Y.; KANEHISA, H. Muscle volume is a major determinant of joint torque in humans. **Acta Physiologica Scandinavica**, v. 172, n. 4, p. 249-255, 2001.

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

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.

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.

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.

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.

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.

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.

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.

LIEBER, R. L.; LJUNG, B. O.; FRIDÉN, J. Intraoperative sarcomere length measurements reveal differential design of human wrist extensor muscles. **Journal of Experimental Biology**, v. 200, n. 1, p. 19-25, 1997.

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.

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.

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.

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.

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

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.

PAUL, J. P. Forces transmitted by joints in the human body. **Proceedings of the Institute of Mechanical Engineering**, v. H 181, p. 1-15, 1966.

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.

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.

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.

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.

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.

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.

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.

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.

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.

VICECONTI, M.; TESTI, D.; TADDEI, F.; MARTELLI, S.; CLAPWORTHY, G. J.; VAN SINT JAN, S. Biomechanics modeling of the musculoskeletal apparatus: Status and key issues. **Proceedings of the IEEE**, v. 94, n. 4, p. 725-738, 2006.

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.

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.

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

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.