



ANÁLISE DA COATIVAÇÃO E COMPARTILHAMENTO DE TORQUE DO TRÍCEPS  
SURAL EM IDOSOS POR MODELO *EMG-DRIVEN*

Débora Rodrigues de Oliveira Verneque

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica, COPPE, da Universidade Federal do Rio de Janeiro, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre em Engenharia Biomédica.

Orientadores: Luciano Luperini Menegaldo  
Liliam Fernandes de Oliveira

Rio de Janeiro  
Abril de 2014

ANÁLISE DA COATIVAÇÃO E COMPARTILHAMENTO DE TORQUE DO  
TRÍCEPS SURAL EM IDOSOS POR MODELO EMG-*DRIVEN*

Débora Rodrigues de Oliveira Verneque

DISSERTAÇÃO SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DO INSTITUTO ALBERTO  
LUIZ COIMBRA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA DE ENGENHARIA (COPPE)  
DA UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE DOS  
REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE EM  
CIÊNCIAS EM ENGENHARIA BIOMÉDICA.

Examinada por:

---

Prof. Luciano Luporini Menegaldo, D.Sc

---

Prof. Clynton Lourenço Corrêa, D.Sc

---

Prof. Marcos Duarte, D.Sc

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL

ABRIL DE 2014

Verneque, Débora Rodrigues de Oliveira

Análise da coativação e compartilhamento de torque do tríceps sural em idosos por modelo *emg-driven* / Débora Rodrigues de Oliveira Verneque. – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2014.

XIII, 71 p.: il.; 29,7 cm.

Orientador: Luciano Luporini Menegaldo

Liliam Fernandes de Oliveira

Dissertação (mestrado) – UFRJ/ COPPE/ Programa de Engenharia Biomédica, 2014.

Referências Bibliográficas: p. 59-64.

1. Envelhecimento. 2. Músculos da perna. 3. Modelo Muscular *EMG-driven*. I. Menegaldo, Luciano Luporini *et al.* II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Biomédica. III. Título.

## Dedicatória

Dedico este trabalho aos meus pais, exemplos de superação, que me deram os alicerces para uma vida de felicidades. Vocês são o motivo da minha conquista!

## Agradecimentos

Agradeço a Deus, em todas suas formas e atribuições, representando a energia que nos guia ao caminho da felicidade, do bem e da paz! Obrigada por todos os obstáculos dos anos mais difíceis e intensos de minha vida!

Agradeço ao apoio total e incondicional de meus pais, razão da busca dos meus sonhos. Nosso amor move meu mundo para estar sempre presente mesmo na distância! Obrigada por serem vocês!

Agradeço tanto e sempre, ao carinho de meus preciosos amigos de ontem, de hoje e os de sempre, por tornarem o meu “todo o dia” mais feliz! E ao meu irmão, por me apoiar e estar sempre esperando o melhor de mim!

Em especial, agradeço o companheirismo de alguns amigos que participaram diretamente nesta etapa, me aceitando quando nervosa e me amando mesmo com meu jeito ansioso de ser: Niedja, Raphaela e Wênio.

Presto aqui minha gratidão aos companheiros do mestrado, das dolorosas horas de estudos, por dividirem minha vida e tudo o que pude crescer em uma etapa tão rica. Em especial, às meninas do grupo mais animado do PEB, Aline, Carol, Bia, Kelynha, Let’s, Lili, Nath, Quequel e Vivi, o murmurinho dos corredores nunca será o mesmo! Obrigada a todas e a cada uma que em momentos específicos auxiliaram em minha formação.

Aos queridos parceiros João Catunda, Alcendino Neto e Leonardo Neumamm pelos auxílios em rotinas, reuniões e correções gerais, o que aprendi com vocês não faz parte de livros. E a uma pessoa que neste “início do fim” foi um anjo, me ajudando em todas as horas, meu amigo cubano Aldo Cabezas, obrigada!

Aos amigos do LEP, onde fui muito bem recebida, e aos meus companheiros de laboratório por dividirmos nosso espaço virtual nas reuniões de quarta!

Agradeço a pessoas essenciais para todo o funcionamento do PEB, os queridos Alexandre Jacobina e Luciano T. Kagami, dispostos a tornar nosso ambiente saudável e amigável sem medir esforços para atender a quem estivesse precisando.

Aos meus orientadores, devo muito, pela compreensão e ajuda, me aceitando mesmo em minhas limitações e dificuldades inerentes a esta caminhada. Ao Luciano Menegaldo pela ponderação, calma e praticidade. À querida Liliam pelo discernimento,

carinho e dedicação a cada parte da pesquisa de todos seus “filhos”. Vocês foram parte essencial para este trabalho, obrigada!

A todos os professores do mestrado, que se tornaram amigos e souberam dividir a nobreza de seus conhecimentos. Somando com vocês, multipliquei conhecimentos para dividir no futuro!

Ao Jailton Thuler e os acadêmicos que auxiliaram com o grupo de idosas, vocês foram muito importantes! E claro, um especial agradecimento a todas as participantes das coletas, todas vocês que solícitas em ceder parte do seu tempo e disposição para compor o grupo que estudamos aqui, muito obrigada!

E a todos aqueles que de algum modo fizeram parte da trajetória que percorri, ajudando em sorrisos, trabalhos e na vida, minha sincera gratidão! Tudo o que sou é parte das experiências que vivi até aqui!

Resumo da Dissertação apresentada à COPPE/UFRJ como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Mestre em Ciências (M.Sc.)

ANÁLISE DA COATIVAÇÃO E COMPARTILHAMENTO DE TORQUE DO  
TRÍCEPS SURAL EM IDOSOS POR MODELO EMG-*DRIVEN*

Débora Rodrigues de Oliveira Verneque

Abril/2014

Orientadores: Luciano Luporini Menegaldo

Liliam Fernandes de Oliveira

Programa: Engenharia Biomédica

O envelhecimento leva a alterações neuromusculares e nos padrões de controle motor. O objetivo deste estudo foi quantificar a distribuição do torque isométrico do tornozelo entre os componentes do músculo tríceps sural (TS), bem como a coativação do seu principal antagonista, o tibial anterior (TA). Grupo de idosas e jovens foi instruído a realizar degraus de flexão plantar isométrica a 10 e 40% do torque máximo (CVM) em um dinamômetro isocinético. Sinais de torque e eletromiográficos (EMG) foram adquiridos sincronicamente, fornecendo às voluntárias a imagem da curva de torque a seguirem. As forças foram estimadas a partir dos sinais de EMG, empregando um modelo da mecânica muscular guiado pelo EMG (EMG-*driven*), e utilizada na estimativa de torque articular total. O erro médio quadrático entre o torque estimado e medido foi calculado. Ambos os grupos mantiveram o compartilhamento das forças do TS, seguindo gastrocnêmios lateral (GL), medial (GM) e Sóleo em ordem crescente de contribuição (degrau 10%: GL=17,5%, GM=23%, Sóleo=60%; degrau 40%: GL=13,5%, GM=27%, Sóleo=59,5%). O grupo idoso (GI) reduziu 37,5% do pico de torque para flexão plantar e 21% para flexão dorsal, em relação ao jovem (GJ). O GI aumentou a coativação do TA a 10% da CVM (P=0,04). Concluiu-se que não houve diferença significativa no compartilhamento de torque do tornozelo entre jovens e idosas, estimado pelo modelo EMG-*driven*.

Abstract of Dissertation presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Master of Science (M.Sc.)

COACTIVATION AND TORQUE SHARING ANALYSIS OF TRICEPS SURAE ON  
ELDERLY BY EMG-DRIVEN MODEL

Débora Rodrigues de Oliveira Verneque

April/2014

Advisors: Luciano Luporini Menegaldo

Liliam Fernandes de Oliveira

Department: Biomedical Engineering

Aging leads to neuromuscular disorders and affect the motor control patterns. The aim of this study was to quantify the distribution of isometric ankle torque among the components of triceps surae muscle (TS), as well as the coactivation of its main antagonist, the tibialis anterior (TA). Two groups, one of elderly and other of young women were instructed to perform isometric plantar flexion contractions at 10 and 40% of maximum torque (MVC) in an isokinetic dynamometer. Electromyography (EMG) and torque signals were synchronously collected providing a torque curve protocol to be followed. Forces were estimated by EMG signals with a model of muscle mechanics driven by EMG (EMG-driven) and used to estimate the total joint torque. The root mean square error between the estimated and measured torque was calculated. Both groups maintained their force sharing pattern among TS componentes followed the crescent order of contribution: lateral gastrocnemius (LG), medial (GM) and soleus (10% MVC: GL = 17.5 %, GM = 23% Soleus= 60%; 40% MVC: GL = 13.5%, GM = 27%, Soleus = 59.5%). The elderly group (EG) decreased 37,5% of the peak plantar flexion torque and 21% of dorsiflexion, compared to the young (YG). The EG increased coactivation contribution of TA 10 % of MVC case (P = 0,04). It was concluded that there was no significant difference in ankle torque sharing patterns between young and elder women, estimated by EMG-driven model.

## ***Sumário***

1	Introdução.....	1
2	Objetivos.....	4
2.1	Objetivo Geral .....	4
2.2	Objetivos Específicos .....	4
3	Fundamentos Teóricos.....	5
3.1	Definições básicas das características morfofisiológicas músculo-tendínea .....	5
3.2	Métodos de estimação da força muscular.....	13
4	Materiais e Métodos .....	19
4.1	Desenho do Estudo .....	19
4.2	Local .....	20
4.3	Amostra .....	20
4.4	Materiais .....	21
4.5	Protocolo.....	23
4.6	Análise estatística .....	32
5	Resultados.....	35
6	Discussão .....	51
6.1	Efeitos do envelhecimento no torque articular .....	51
6.2	Efeitos do envelhecimento no compartilhamento de torque .....	52
6.3	Efeitos do envelhecimento na ativação e coativação muscular .....	54
6.4	Limitações do estudo .....	56
7	Conclusões.....	58
8	Referências Bibliográficas.....	59
	Apêndice A.....	65
	Apêndice B.....	66
	Apêndice C.....	67
	Apêndice D.....	71

## *Lista de Símbolos*

<b>Símbolo</b>	<b>Significado</b>
TS	Músculo Tríceps sural
TA	Músculo Tibial anterior
SOL	Músculo Sóleo
GL	Músculo Gastrocnêmio lateral
GM	Músculo Gastrocnêmio medial
sEMG	Eletromiografia de superfície
EMG	Eletromiografia
SNC	Sistema Nervoso Central
$L^{ST}$	Comprimento do tendão relaxado
AP ou $\alpha$	Ângulo de Penação muscular
CF	Comprimento da fibra muscular
AST	Área de secção transversa anatômica do músculo
ASTF	Área de secção transversa fisiológica do músculo
P	Densidade muscular
CVM	Contração voluntária máxima
UMs	Unidades Motoras
$u(t)$	Excitação neural
$a(t)$	Ativação neural
$\underline{a}(t)$	Ativação muscular
$F^T$	Força do componente tendíneo
$L^T$	Comprimento do componente contrátil
$L^{MT}$	Comprimento do componente músculo-tendíneo
$v^M$	Velocidade de contração do elemento contrátil
$v^{MT}$	Velocidade de contração do elemento músculo-tendíneo
$K^T$	Rigidez do componente tendíneo
$K^{pe}$	Rigidez do elemento elástico em paralelo ao músculo
B	Propriedades do elemento viscoso em paralelo ao músculo
C	Propriedades do elemento contrátil

<b>Símbolo</b>	<b>Significado</b>
K <sub>1</sub>	Tempo de ativação muscular
K <sub>2</sub>	Tempo de deativação muscular
RMS	Root mean square (Raíz média quadrática)
TCLE	Termo de consentimento livre e esclarecido
GI	Grupo Idosos
GJ	Grupo Jovens
F <sub>max</sub>	Força máxima
conversor A/D	Conversor analógico digital
$\sigma$ esp	Tensão específica
T max	Torque máximo coletado do dinamômetro isocinético
r(aq)	Braço de momento do tendão de aquiles
TM <sub>max</sub>	Torque máximo medido pelo dinamômetro isocinético em cada degrau de manutenção do torque submáximo
TM	Torque medido pelo dinamômetro isocinético em cada instante avaliado
TS	Torque estimado pelo modelo EMG- <i>driven</i> em cada instante avaliado
SD	Desvio padrão do torque medido pelo dinamômetro isocinético
CV	Coefficiente de variação do torque medido pelo dinamômetro isocinético
SW	Teste de normalidade de Shapiro-Wilk

## *Lista de Figuras*

<b>Figura</b>	<b>Descrição</b>	<b>Página</b>
01	Esquema multifatorial das causas do envelhecimento na qualidade da contração muscular	11
02	Esquema de modelo muscular proposto por Menegaldo, 1997.	17
03	Eletromiógrafo multicanais OT Bioelettronica	22
04	Posicionamento do indivíduo e aparatos do laboratório	24
05	Interface do protocolo de <i>biofeedback</i> visualizado no dinamômetro isocinético	25
06	Interface do modelo EMG- <i>driven</i> , determinação do <i>offset</i>	27
07	Interface do modelo EMG- <i>driven</i> , filtragem dos sinais	27
08	Interface do modelo EMG- <i>driven</i> , determinação da força máxima da CVM	28
09	Interface do modelo EMG- <i>driven</i> , após inserção dos sinais	28
10	Interface do modelo EMG- <i>driven</i> , demonstrando o EMG normalizado de cada componente	29
11	Interface do modelo EMG- <i>driven</i> , determinação dos parâmetros para cálculo das forças	30
12	Esquema de processamento dos dados por modelo EMG- <i>driven</i>	31
13	Série temporal exemplificando os torques estimado e medido ao longo do tempo	35
14	Média do compartilhamento de torque por degraus submáximos	38

<b>Figura</b>	<b>Descrição</b>	<b>Página</b>
15	Comportamento do EMG normalizado dos idosos a 40% da CVM	39
16	Média do pico para flexão plantar entre os grupos	40
17	Média do pico para flexão dorsal entre os grupos	40
18	Comportamento do EMG normalizado a 10% da CVM, entre os grupos	41
19	Comportamento do EMG normalizado a 40% da CVM, entre os grupos	42
20	Comportamento do torque estimado a 10% da CVM, entre os grupos	43
21	Comportamento do torque estimado a 40% da CVM, entre os grupos	44
22	Comportamento do desvio padrão do torque medido, entre os grupos	45
23	Box plot do coeficiente de variação do torque medido a 40% da CVM, para grupo dos idosos	46
24	Comportamento do coeficiente de variação do torque medido, entre os grupos	46
25	Comportamento do coeficiente de variação a 10% da CVM	47
26	Comportamento do coeficiente de variação a 40% da CVM	48
27	Média do compartilhamento de torque por intensidade	49
28	Média do torque estimado por intensidade	50

## ***1 Introdução***

Ao longo dos anos, o Brasil está mudando rapidamente sua estrutura etária, reduzindo a proporção de crianças e jovens e aumentando a de idosos, bem como sua expectativa de vida. De acordo com projeção da Organização Mundial de Saúde, entre o período de 1960 e 2025, o grupo de idosos no Brasil deverá crescer quinze vezes enquanto a população total crescerá cinco vezes. Essa mudança vem ocorrendo de forma acelerada e, em breve, teremos pirâmides etárias semelhantes às dos países europeus (IBGE, 2008).

O comprometimento gerado pelo envelhecimento do sistema muscular atua de forma diferenciada em cada organismo, mas parece estar atrelado diretamente a fatores nutricionais, metabólicos e níveis de atividade física dos indivíduos (NARICI *et al.*, 2005; VANDERVOORT, 2002). Segundo Chow (2000), o sexo feminino é mais susceptível aos efeitos deletérios dessa etapa da vida.

Junto ao envelhecimento do organismo, modificações funcionais são encadeadas por processos fisiológicos (AAGARD, 2010). A perda de motoneurônios espinhais por apoptose (NAIR, 2005), alterações nos padrões de ativação e coativação muscular (ENOKA *et al.*, 2003), além das modificações na arquitetura das estruturas que compõem o músculo dos idosos, culminam na redução do controle ao movimento. Verifica-se ainda a perda de força muscular e a diminuição da quantidade de atividade desempenhada, sendo esta mais dispendiosa para o organismo (MIAN *et al.*, 2006, MORSE *et al.*, 2005a, Tracy, 2007).

Os efeitos da idade contribuem ainda com alterações nos músculos, de formas variadas, quanto às suas funções e localização. Durante a marcha, os músculos distais dos membros inferiores tendem a ser mais afetados que os proximais (FRANZ, KRAM, 2013).

Nos músculos da perna, o envelhecimento gera comprometimentos que podem modificar a coordenação entre os flexores plantares e dorsais do tornozelo, importantes segundo sua função de controle da postura ortostática, troca de decúbito e marcha (MORSE *et al.*, 2005b; NAGAI *et al.*, 2011). Por ser responsável por mais de 90% do movimento de plantiflexão (MENEGALDO, OLIVEIRA, 2011) o músculo tríceps sural (TS) é muito estudado, juntamente com seu principal antagonista o tibial anterior (TA) (JESUNATHADAS *et al.*, 2012).

As causas da redução da atividade muscular no idoso permanecem controversas, sendo normalmente associadas à diminuição da capacidade de força da fibra muscular, considerada como a tensão específica (MORSE *et al.*, 2005a). Outros autores, porém, sugerem que tal capacidade é mantida sem alterações em comparação com jovens (KLEIN *et al.*, 2001). A coativação muscular, definida como a ativação da musculatura antagonista do movimento avaliado, aparenta estar aumentada com a senilidade (MACALUSO *et al.*, 2002), possivelmente como mecanismo para aumentar a estabilidade articular em compensação ao aumento da complacência do tendão dos idosos (NARICI *et al.*, 2005). Os questionamentos a respeito da ativação e coativação muscular permanecem pouco explorados para os músculos do tornozelo (MORSE *et al.*, 2004; NAGAI *et al.*, 2011), sendo observada a redução da ativação do TS sem influência na coativação do TA (MORSE *et al.*, 2004).

Além da redução da força muscular, verifica-se o aumento da flutuação da força produzida em torno de um nível submáximo sustentado por um período de tempo (ENOKA *et al.*, 2003), bem como para desempenhar uma tarefa motora voluntária, entre idosos comparados a jovens (JESUNATHADAS *et al.*, 2010). As manifestações desse fenômeno variam em relação ao grupamento muscular, ao tipo de contração e ao nível de atividade física do indivíduo. Porém, quando se apresenta, a flutuação da força tende a ser maior em baixas intensidades de contração (ENOKA *et al.*, 2003), ou em contrações rápidas (CHRISTOU, CARLTON, 2001).

Dentre os métodos que avaliam a flutuação da força e o controle do movimento, a eletromiografia de superfície (sEMG) tem sido bastante empregada, por permitir o monitoramento da atividade eletromiográfica de forma não invasiva. Métodos tradicionais de processamento incluem a análise espectral e da amplitude do traçado, usados principalmente para medir o nível de fadiga, força e ativação musculares (DE LUCA, 1997).

A medida direta da força muscular é ainda um desafio da ciência biomecânica, já que os métodos de medição direta apresentam caráter invasivo e dificuldades éticas (FLEMING, BEYNNON, 2004).

A inferência a partir da EMG quanto à força de cada componente muscular deve ser ponderada pelas relações mecânicas e arquitetura de cada músculo (BOTTER *et al.*, 2011).

Na busca de alternativas para melhorar a estimativa da força muscular a partir da EMG, modelos matemáticos vêm sendo criados.

Um dos métodos indiretos para a estimação da força é o modelo *EMG-driven*, que converte o sinal eletromiográfico em força muscular a partir de processamento matemático baseado em um modelo físico equivalente do músculo (LANGENDERFER *et al.*, 2005; LLOYD, BESIER, 2003; MENEGALDO, OLIVEIRA, 2009; SHAO *et al.*, 2009). Essa modelagem leva em conta parâmetros fisiológicos equivalentes aos elementos de um modelo a parâmetros concentrados, normalmente baseado no trabalho seminal de Hill (HILL, 1938). Tal abordagem é utilizada na avaliação dos padrões de distribuição das forças dos músculos em torno de uma articulação, ou estratégias musculares instituídas em quadros patológicos (DE OLIVEIRA, MENEGALDO, 2012; LLOYD, BESIER, 2003). Sua aplicação com a presente metodologia, para os efeitos do envelhecimento, não foi encontrada.

O grupamento muscular do TS apresenta fácil acessibilidade para medição do sinal EMG de seus componentes (DE OLIVEIRA, MENEGALDO, 2012) e a distribuição de forças desse grupo muscular em jovens saudáveis já está relatada na literatura (DE OLIVEIRA, MENEGALDO, 2012, 2010; MENEGALDO, OLIVEIRA, 2009, 2011). As influências do envelhecimento no compartilhamento do torque articular de tornozelo incluem problemática divergente e pouco explorada, devido a estudos que encontram redução na força muscular máxima para flexão plantar (MORSE *et al.*, 2004, 2005), com ou sem alteração da força máxima de flexão dorsal (JESUNATHADAS *et al.*, 2010; KENT-BRAUN, ALEXANDER, 1999; TRACY, 2007 ), no entanto, não incluem análise da participação individual dos músculos que agem na articulação do tornozelo.

A utilização de modelo *EMG-driven* para o conhecimento da distribuição das forças e padrões de ativação e coativação no movimento de flexão plantar, em indivíduos idosos, pode desempenhar papel importante na elaboração de novas terapêuticas destinadas aos cuidados preventivos deste grupo, à medida que tal movimento é essencial em movimentos cotidianos de manutenção do ortostatismo, trocas de decúbito e marcha (NAGAI *et al.*, 2011).

## ***2 Objetivos***

### ***2.1 Objetivo Geral***

Determinar o nível de coativação e o compartilhamento de torque do tornozelo, de idosos e jovens do sexo feminino, em contração isométrica para flexão plantar, por modelo EMG-*driven*.

### ***2.2 Objetivos Específicos***

- Avaliar e comparar o compartilhamento de torque do tornozelo em idosas e jovens saudáveis, em baixa e média intensidades de força, por meio de modelo EMG-*driven*;
- Analisar a coativação muscular do tibial anterior, entre idosas e jovens, durante degrau submáximo de flexão plantar;
- Comparar a variabilidade do torque realizado ao final dos degraus de contração mantida, entre jovens e idosas.

### ***3 Fundamentos Teóricos***

Para o desempenho de um movimento o sistema nervoso central (SNC) transmite impulsos nervosos aos músculos, que reagem gerando forças aos tendões. Estes, aliados às outras estruturas que compõe a articulação, transmitem aos ossos tal força capaz de gerar o deslocamento da estrutura na ação requerida (SHADMEHR, KRAKAUER, 2008). Desta maneira, a interface entre o sistema esquelético e SNC ocorre por meio dos músculos e tendões. (ZAJAC, 1989)

O estudo das estruturas do sistema musculoesquelético é importante para a avaliação do comportamento fisiológico de suas interações, para a compreensão de alterações advindas de quadros patológicos ou naturais e a criação de estratégias de controle motor (MANAL, BUCHANAN, 2013). Tanto na avaliação quanto na intervenção de alterações músculo-esqueléticas modelagens implícitas ou explícitas são abordadas (ZAJAC, 1989).

#### ***3.1 Definições básicas das características morfológicas músculo-tendínea***

A estrutura de ligação entre o osso e o músculo é o tendão (NARICI *et al.*, 2005). Esse componente é responsável por transmitir a força gerada pela contração da estrutura musculotendínea e possui propriedades complexas (ZAJAC, 1989) e distintas das musculares (REEVES *et al.*, 2005).

Dentro das análises de modelos e propriedades da estrutura tendínea, considera-se o tendão com duas porções. Uma externa diretamente ligada ao osso, e uma região interna correspondente à aponeurose do músculo, sendo sugerida mesma rigidez (força/comprimento do tendão relaxado) para ambas (ZAJAC, 1989). O comprimento do tendão relaxado ( $L^{ST}$ ), parâmetro utilizado nos modelos tendíneos, é medido na posição de alongamento onde o tendão inicia a geração de força (ZAJAC, 1989). Em modelos musculares acionados por eletromiografia o comprimento do tendão relaxado mostrou-se um importante parâmetro na predição das forças musculares (DE OLIVEIRA, MENEGALDO, 2012).

A área de secção transversa do componente tendíneo também é um parâmetro importante para seu funcionamento à medida que está ligado à capacidade de energia que

consegue transferir ao osso (MAGNUSSON *et al.*, 2003). No entanto, um aumento neste parâmetro pode estar vinculado a modificações em seus componentes estruturais, podendo não se relacionar diretamente no aumento de resistência ou geração de força (NARICI *et al.*, 2005).

A rigidez do tendão é uma propriedade que está diretamente ligada à capacidade de distensão do material. Um aumento na rigidez do tendão pode reduzir sua capacidade de distensão e favorecer sua ruptura. Um tendão mais complacente, no entanto, dificultaria a atuação muscular em seu comprimento ótimo para geração de força máxima.

A estrutura muscular, por sua vez, é composta por fibras agrupadas em bandas, denominadas fascículos, e organizadas entre a região proximal e distal dos tendões (KAWAKAMI *et al.*, 1998). O arranjo das fibras musculares em relação ao eixo de geração de força define a arquitetura do músculo esquelético, (LIEBER, FRIDEN, 2000) sendo os valores da arquitetura muscular os melhores preditores de sua função (WARD *et al.*, 2009). Dentre eles, o ângulo de penação e o comprimento da fibra estão diretamente relacionados à capacidade de geração de força do músculo (LIEBER, FRIDEN, 2000).

Alguns músculos possuem suas fibras em arranjo paralelo, com sua região média maior que as extremidades, e seu eixo de força no sentido da inserção de seu tendão. Tais músculos são chamados fusiformes (DANGELO, FATTINI, 2002). Outros possuem suas fibras inclinadas a um certo grau, realizando uma força muscular superior à força transmitida aos ossos através dos tendões. Estes são os chamados músculos peniformes ou penados. Neles, os fascículos são organizados obliquamente em relação aos tendões. Tal angulação (o ângulo de penação - AP), mensurada pelo ângulo agudo entre a inserção do fascículo e a aponeurose interna do músculo, modifica-se durante a contração, mesmo que isométrica, e determina seu eixo de geração de força (KAWAKAMI *et al.*, 1998; LIEBER, FRIDEN, 2000).

O comprimento da fibra (CF) também desempenha papel importante nas relações de comprimento-tensão e força-velocidade, e está mais relacionado à resposta do músculo em velocidade de contração. Define o número de sarcômeros em série do músculo e é proporcional à sua excursão máxima (LIEBER, FRIDEN, 2000).

A área de secção transversa (AST) de um músculo é definida como a região de um corte transversal neste (KAWAKAMI *et al.*, 1998). Naqueles classificados como fusiformes, a AST é equivalente ao somatório das áreas transversais de todas suas fibras, coincidindo com a chamada área de secção transversa fisiológica (ASTF). A ASTF é

diretamente proporcional à capacidade de geração de força máxima do músculo (LIEBER, FRIDEN, 2000). Seu cálculo considera a massa muscular, o ângulo de penação e o comprimento da fibra, sendo aplicável tanto a músculos penados quanto fusiformes, sendo definida pela equação abaixo (POWELL *et al.*, 1984):

$$ASTF(cm^2) = \frac{\text{massa muscular}(g) \times \text{cossenoAP}}{\rho (g/cm^3) \times CF (cm)}, \quad (1)$$

onde  $\rho$  é a densidade muscular pré-estabelecida como 1,056 g/cm<sup>3</sup> para músculos de mamíferos.

Outro parâmetro muscular relacionado à capacidade de força máxima é a tensão específica de um músculo (LIEBER, FRIDEN, 2000). Esta grandeza se corresponde à razão entre a força máxima do músculo e a ASTF.

Além da classificação quanto à arquitetura de suas fibras, os músculos podem ser identificados segundo a sua atuação. O músculo efetor principal em um movimento é chamado músculo agonista e aquele que age para regular a velocidade ou potência da execução do principal, se opondo à ação do agonista, denominado de antagonista. Ainda, existem os músculos sinergistas que atuam na estabilização das articulações para eliminar movimentos indesejados produzidos pelos agonistas (DANGELO, FATTINI, 2002). Para que um movimento ocorra de forma controlada, ambos devem atuar em conjunto.

No tornozelo, vários músculos atuam na realização de tarefas importantes como a troca de decúbito, o controle da marcha e da postura ortostática. O músculo tríceps sural é o principal sinergista e responsável por mais de 90% do movimento da flexão plantar dessa articulação e seu principal antagonista é o tibial anterior (DE OLIVEIRA, MENEGALDO, 2012; KAWAKAMI *et al.*, 1998). A coordenação entre os componentes desse conjunto de músculos permite a execução adequada dos movimentos correspondentes. Marcos fisiológicos, como o envelhecimento, tendem a comprometer inicialmente a musculatura distal dos membros inferiores (FRANZ, KRAM, 2013).

O TS é composto por três músculos de diferentes arquiteturas: os gastrocnêmios lateral e medial e o músculo sóleo. Tanto em relação ao tamanho de suas fibras, como à área de secção transversa, ângulo de penação, composição das fibras e atuação, eles se diferenciam (KAWAKAMI *et al.*, 1998).

O músculo sóleo é um músculo uniarticular, antigravitacional e um dos mais fortes do membro inferior (baseado em sua ASTF) (KAWAKAMI *et al.*, 1998; WARD *et*

*al.*, 2009). Sendo considerado um dos mais importantes que atuam na articulação do tornozelo (WARD *et al.*, 2009), é constituído principalmente de fibras de contração lenta, sendo classificado como músculo tônico. Sua grande ASTF e o reduzido CF torna-os aptos para gerar grandes forças em pequenas excursões (LIEBER, FRIDEN, 2000).

Os músculos gastrocnêmicos são biarticulares, atuando nas articulações do joelho e tornozelo. Por serem fásicos, isto é, músculos que atuam em contrações rápidas, aumentam sua contribuição em maiores intensidades de força. O gastrocnêmico lateral (GL) possui maior comprimento de fibra (fascículo), conferindo maior velocidade de contração. O componente medial (GM), por sua vez, é constituída de fibras com menor comprimento e maiores ângulos de penação, apresentando maior capacidade de geração de força por agrupar um maior número de fibras em paralelo (KAWAKAMI *et al.*, 1998). A ASTF do GM é descrita sendo 2,5 vezes maior que a do GL e seu volume, 1,7 vezes (FUKUNAGA *et al.*, 2001). As relações constitutivas de força-comprimento e força-velocidade podem ser, em parte, influenciadas pela composição de suas fibras. Porém, por possuírem composição parecida, as principais diferenças entre dois gastrocnêmios são devidas às diferenças arquiteturais desses músculos (LEXELL, DOWNHAM, 1992).

O tibial anterior, com sua função principal de flexão dorsal do tornozelo, é essencial para esquivar obstáculos durante a fase de balanço da marcha (TRACY, 2007). Este músculo, possui grande número de fibras de contração lenta (MAGANARIS *et al.*, 2001) e sua ASTF é pequena, aliado a seu pequeno ângulo de penação e grande CF, são pertinentes à sua função de grandes amplitudes de movimento e pequena capacidade de geração de força (LIEBER, FRIDEN, 2000).

### 3.1.1 Efeitos do envelhecimento na mecânica músculo-tendínea

Segundo Narici *et al.* 2004, o envelhecimento é uma das causas de perda da função muscular, assim como outros fatores tais como a imobilidade e o desuso, e leva a perda de fibras musculares, principalmente de contração rápida.

A diminuição da força muscular classificada como dinapenia tende a ocorrer previamente à diminuição da massa muscular em si, a chamada sarcopenia (CLARK, MANINI, 2008). Essa redução da força é mais agravada quando comparada à redução da massa muscular ou área de secção transversa, que também ocorrem no envelhecimento (MORSE *et al.*, 2005).

Em geral, o máximo de força é avaliado pelo máximo torque articular atingido em um movimento controlado durante uma contração voluntária máxima (CVM). O torque articular é normalmente analisado segundo sua razão com a massa muscular (calculada a partir da ASTA). Esse valor permite interpretar os dados de força de acordo com o tamanho do músculo (MACALUSO *et al.*, 2002).

As variações quanto à capacidade de geração da força nos membros dos idosos são mais influenciadas pelas diferenças na arquitetura muscular do que nos tipos de fibras, mesmo que essas levem ao aumento da velocidade do movimento (KAWAKAMI *et al.*, 1998; MAGANARIS *et al.*, 1998). A redução da massa muscular com o envelhecimento parece estar fortemente relacionada à redução na força muscular mas, aparentemente, a força decai mais do que a massa em si (MORSE *et al.*, 2004).

Com a idade, mudanças no comprimento da fibra muscular estão relacionadas à redução no número de fibras em séries em um sarcômero. O ângulo de penetração da fibra muscular é reduzido, fato normalmente associado ao menor número de fibras em paralelo. Como resultado final, observa-se uma redução na força total de execução do movimento (MIAN *et al.*, 2007). Ao mesmo tempo, a redução na tensão específica de cada fibra muscular, encontrada por Morse *et al.* (2005) em ratos idosos, tende a tornar o músculo mais complacente e, por consequência, menos responsivo às forças (NARICI *et al.*, 2008; NARICI *et al.*, 2004).

Em relação ao tendão, Maganaris *et al.* (2001) encontraram um aumento de aproximadamente 15% da complacência do tendão do gastrocnêmio de idosos comparados a jovens. Ainda, Magnusson *et al.* (2003) relataram um tendão mais espesso e menos suscetível à ruptura, também pela redução no nível de atividade desempenhada pelo idoso. Dentro desse raciocínio, Narici, Maganaris e Reeves (2005) relataram dois fatores importantes dessas modificações, sendo a necessidade do músculo contrair mais pela maior distensão tendínea (tornando a ação muscular menos efetiva) e uma maior dificuldade em transmitir forças rápidas dos músculos aos ossos, contribuindo para a redução da velocidade do movimento dos idosos.

Morse *et al.* (2005) descreveram uma perda relativa significativa na ASTF dos componentes do TS de idosos, comparados a jovens. O músculo sóleo, responsável por mais 60% da ASTF do TS, não apresentou diferenças estatisticamente significativas na sua proporção. Desta maneira, a redução na área muscular, maior para os gastrocnêmios, não alterou a divisão no músculo como um todo. Aparentemente, a perda na ASTF do TS foi proporcionalmente distribuída entre seus componentes.

A razão entre a CVM/ASTA diminui nos idosos pela redução do pico de força e a massa, aliado a outras alterações neurais e mecânicas (MACALUSO *et al.*, 2002). A redução da força máxima, quantificada pela CVM, pode abordar a análise da qualidade da contração muscular ou a normalização de variáveis correspondentes (NARICI *et al.*, 2005). Assim, sugere-se que essas modificações na arquitetura muscular sejam responsáveis por 50% da perda funcional do músculo. As alterações arquiteturais são dependentes da rigidez do tendão do idoso, à medida que este transmite as forças advindas do elemento contrátil que está conectado em série (NARICI *et al.*, 2005).

A massa muscular nos idosos pode atingir valores 60% menores aos sessenta anos de idade, comparados à segunda década de vida (LEXELL *et al.*, 1988). Essas alterações são mais pronunciadas nos músculos distais dos membros inferiores (FRANZ, KRAM, 2013), onde existe um aumento da complacência do tendão de Aquiles (MAGNUSSON *et al.*, 2003) e redução na ativação da musculatura agonista da flexão plantar (MORSE *et al.*, 2004). Alguns autores encontraram ainda um aumento na coativação do TA (MACALUSO *et al.*, 2002; NAGAI *et al.*, 2011).

### 3.1.2 Modificações neuromusculares com o envelhecimento

As modificações neuromusculares advindas da idade, podem ser observadas a partir da quarta década de vida (NAIR, 2005), sendo que a perda de massa muscular e redução na força evidencia-se a partir da quinta década (LINDLE *et al.*, 1997).

O envelhecimento leva a uma perda gradual dos motoneurônios inferiores por apoptose (NAIR, 2005). Essa redução, aliada a outros fatores bioquímicos, bem como a reinervação das fibras desnervadas por ramos colaterais dos neurônios motores sobreviventes, resulta na formação de grandes unidades motoras (UMs). A formação dessas grandes unidades motoras pode estar relacionada à alterações na manutenção de força e controle motor fino (AAGARD *et al.*, 2010) a partir das modificações na modulação entre ativação e coativação muscular, que permanecem descritas sem unanimidade para os idosos (NAGAI *et al.*, 2011).

As modificações nas fibras musculares, que sofrem apoptose e geram a sarcopenia, tornam a velocidade do movimento menor com a idade, principalmente devido ao comprometimento das fibras de contração rápida (LIEBER, FRIDEN, 2000; OCHALA *et al.*, 2004). Possivelmente, novas estratégias de controle motor advém da manutenção do padrão de recrutamento muscular, sendo encontrados estudos em que os

idosos conseguem manter uma eficiência biomecânica aproximada a dos jovens (ENOKA *et al.*, 2003), inclusive durante a marcha (MONACO, MICERA, 2012).

Os músculos distais dos membros inferiores são bastante estudados por sofrerem perdas de força e alterações funcionais (FRANZ, KRAM, 2013), apresentando redistribuição das forças dos músculos da perna para os do quadril (DE VITA, HORTOBÁGYI, 2000). No entanto, o real mecanismo de compensação dos agravos neuromusculares do envelhecimento permanece divergente (NAGAI *et al.*, 2011), possivelmente pela influência variável do envelhecimento em cada grupamento muscular (VANDERVOORT, 2002) além da falta de uniformidade na avaliação.

O envelhecimento compreende modificações musculares, tendíneas e neurais que, em conjunto, desencadeiam a perda da “qualidade do músculo”, compreendida como a diminuição de sua força em relação à sua AST. No entanto, os acometimentos podem apresentar-se variáveis à medida em que envolvem fatores metabólicos, nutricionais, neurais e musculares, também modificáveis de acordo com o nível de atividade física desempenhada pelo indivíduo (NARICI *et al.*, 2005; NAIR, 2005; VANDERVOORT, 2002). O esquema abaixo demonstra uma cascata de fatores que contribuem para a perda da força muscular pelo envelhecimento (Figura 1).

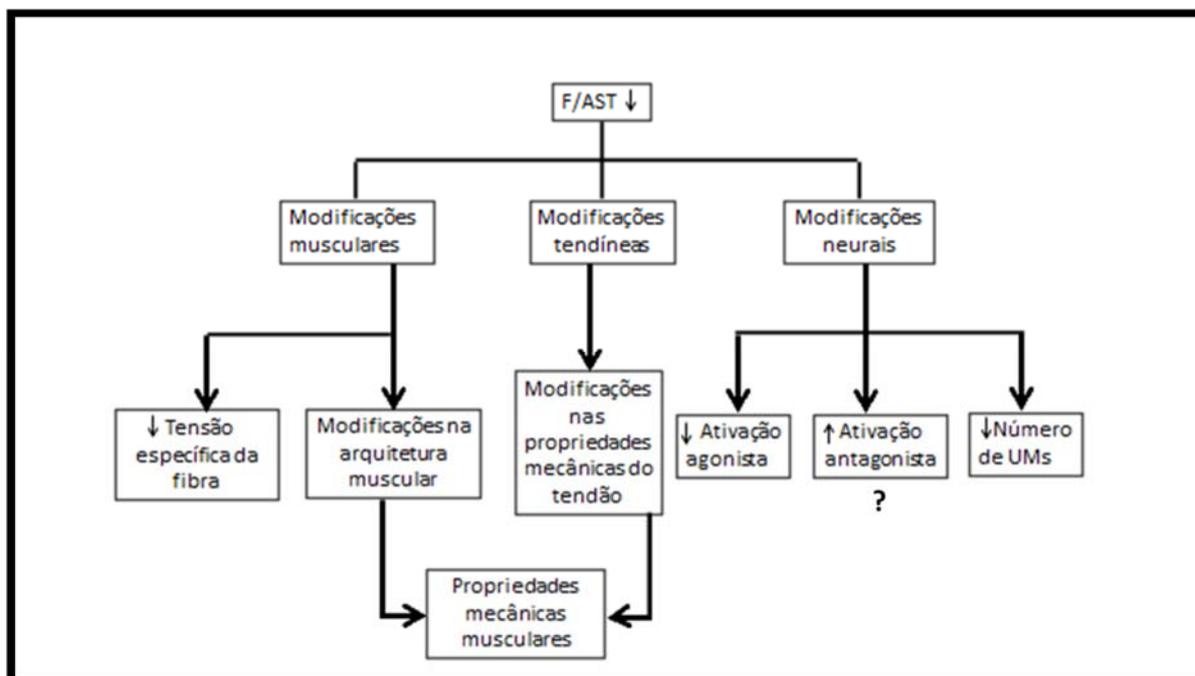


Figura 1: Esquema multifatorial das causas de redução da força muscular com o envelhecimento (F/AST) (Adaptado de Narici; Maganaris e Reeves, 2005).

Lindle *et al.* (1997) demonstraram que existe uma perda de força em contrações isométricas, concêntricas ou excêntricas na musculatura do quadril em mulheres idosas, comparadas às jovens ou ao sexo masculino. Dessa maneira, as modificações na forma de recrutamento muscular tendem a ocorrer no sentido de facilitar os movimentos, gerando menor gasto energético (MORSE *et al.*, 2005). No entanto, ainda não está totalmente claro o quanto desta redistribuição dos músculos da perna se deve às alterações neuromusculares ou à perda de força em si (FRANZ, KRAM, 2013).

### 3.1.3 Efeitos do envelhecimento na coativação muscular

As modificações no número de UMs advindas do envelhecimento, com perda de muitas e reinervação por ramos colaterais das que permanecem, são associadas à formação de grandes unidades motoras que tendem a gerar novas formas para manutenção de força e controle motor fino (AAGARD *et al.*, 2010).

As diferenças na modulação da taxa de disparos dos impulsos nervosos das UMs, nos músculos agonistas e antagonistas a um movimento, contribuem para alterações no desempenho de uma tarefa (AAGARD, *et al.*, 2010; NAIR, 2005; MONACO, MICERA, 2012). No entanto, as modificações em nível de ativação são variáveis em cada músculo, e devem ser interpretadas em relação com a sua arquitetura e função que desempenha (NARICI *et al.*, 2008).

Mesmo que não seja esperada uma perda de mobilidade pela modificação na coativação neuromuscular, o seu aumento nos músculos antagonistas à flexão plantar ocorre com a idade durante a marcha (FRANZ, KRAM, 2013). Essa estratégia pode representar uma alternativa para aumentar a rigidez articular do tornozelo, prevenindo quedas ou desequilíbrios (NAGAI *et al.*, 2011).

Esse aumento da coativação com o envelhecimento permanece pouco explorado (MORSE *et al.*, 2004). No entanto, Nagai *et al.* (2011) evidenciaram um aumento da coativação antagonista dos flexores dorsais, durante o controle da postura ortostática. Mas Morse *et al.*, 2005 observaram apenas uma redução da capacidade de ativação agonista para flexão plantar, sem aumento da coativação antagonista (MORSE *et al.*, 2005) em avaliação de contração isométrica.

Existe assim a necessidade de melhor compreensão da relação entre a coativação e o equilíbrio muscular para se gerar novas estratégias terapêuticas para os idosos (NAGAI *et al.*, 2011).

Outra forma de quantificar o equilíbrio entre os músculos para a execução de uma tarefa é a observação da variabilidade da força. Para a realização de uma contração mantida, o membro a realizar a tarefa executa o movimento com uma força muscular que varia em torno de uma média. Essa variação na amplitude da força pode ser quantificada em termos absolutos com o desvio padrão da força, ou em termos relativos, como o coeficiente de variação da mesma. Esses índices têm se mostrado diferentes entre jovens e idosos, tanto para contrações isométricas quanto dinâmicas (ENOKA *et al.*, 2003).

Dentro das formas de avaliação da coativação antagonista em um movimento, a EMG é muito utilizada. Aparentemente, a amplitude do traçado eletromiográfico dos músculos antagonistas parece permitir melhores inferências sobre a variabilidade do movimento que a do músculo agonista para dorsiflexão do tornozelo. Pelo menos em contrações concêntricas, segundo Jesunathadas, Rudroff e Enoka (2010). Em relação à contração isométrica, a avaliação de agonistas e antagonistas permite a compreensão do controle motor para a manutenção do movimento (MORSE *et al.*, 2005), levando em consideração as modificações arquiteturais de cada um. Assim, a ativação dos músculos de uma articulação reflete estratégias de controle motor para superar alterações de força e estabilidade.

Os principais fatores que aparentam influenciar na flutuação da força com o envelhecimento são a variabilidade e a modulação comum da taxa de disparos das UMs em ambos os músculos, agonista e antagonista, de uma tarefa (ENOKA *et al.*, 2003, MONACO, MICERA, 2012).

### ***3.2 Métodos de estimação da força muscular***

Para medir diretamente a força de cada músculo em uma ação é necessária a inserção de sensores intramusculares, com evidentes implicações de ordem ética. Assim, a medição direta da força muscular compõe um desafio da biomecânica (FLEMING, BEYNNON, 2004) e o uso de modelos matemáticos associados às medidas fisiológicas é capaz de informar sobre os comportamentos mecânicos das estruturas (MANAL, BUCHANAN, 2013).

Medidas do torque articular são utilizadas no meio científico e clínico para estimar a função muscular, sendo a dinamometria isocinética um dos métodos utilizados (DROUIN *et al.*, 2004; MORSE *et al.*, 2004). A dinamometria isocinética também é uma importante ferramenta para treinamento e reabilitação muscular, sendo utilizados os movimentos com velocidade controlada para tais finalidades. Dentro das pesquisas é uma técnica efetiva de aferição do torque articular e seu uso está comumente associado a outro método, considerando seu resultado como o torque real gerado pela articulação (DROUIN *et al.*, 2004).

As forças musculares ocorrem em torno de um eixo instantaneamente fixo - o eixo articular- gerando um torque articular (LIEBER, FRIDEN, 2000). A força total em um tendão comum a vários músculos (p.ex. tríceps sural e quadríceps femoral), somada com forças de outros tendões, multiplicadas pelos respectivos braços de momento, geram um torque articular. Medindo-se o torque total, não é possível, *a priori*, saber qual é a participação de cada componente.

Diversos autores buscam desenvolver técnicas não invasivas que permitam boas inferências da força muscular individual, mesmo que indiretas. Tais técnicas podem ser baseadas nas relações entre EMG e força (ENOKA *et al.*, 2003; FARINA *et al.*, 2010; RISSANEN *et al.*, 2007) e métodos de processamento por dinâmica inversa (MANAL, BUCHANAN, 2013) ou direta (MENEGALDO, OLIVEIRA, 2009, 2011).

A eletromiografia é uma técnica muito utilizada por permitir a captação do sinal elétrico muscular, conferindo um dado sobre a capacidade de ativação do músculo. A EMG pode ser empregada em estudos da fisiologia muscular *in vivo*, no diagnóstico diferencial e no monitoramento de diversas desordens motoras (LANDULPHO *et al.*, 2002) além do emprego da técnica para a observação de alterações geradas pelo envelhecimento, como a redução da força muscular durante tarefas simples (MORSE *et al.*, 2004; KUO *et al.*, 2011) ou alterações na estratégia motora empregada em tarefas complexas como a marcha (MIAN *et al.*, 2006; MONACO, MICERA, 2012).

### 3.2.1 Eletromiografia

Vastamente utilizada em estudos científicos, a eletromiografia é uma forma de captação do potencial elétrico gerado pelos músculos durante uma contração muscular. Os sinais são detectados após transitarem das vias motoras superiores e atingirem a zona de inervação, por onde é transmitido em direções opostas (DE LUCA, 1997). Por meio da

análise do padrão de ativação ao longo de algum movimento, pode-se determinar a função muscular, em evento marcado por sequência cronológica (MERLETTI, PARKER, 2004). Com o traçado eletromiográfico pode-se ainda inferir sobre estratégias de controle motor, além de análises da força e o estado da dinâmica muscular, quando associado a outras metodologias de processamento (FARINA *et al.*, 2010; MANAL, BUCHANAN, 2013).

Os sinais podem ser adquiridos por eletrodos introduzidos no ventre muscular ou fixados à pele (MERLETTI, PARKER, 2004). As configurações de eletrodos utilizadas são a monopolar, bipolar ou matrizes de eletrodos. Cada metodologia utilizada precisa estar atrelada ao objetivo da pesquisa a ser realizada. No entanto, uma das formas mais comumente descritas é a análise eletromiográfica (EMG) bipolar, onde o traçado observado corresponde à diferença do potencial de ação entre dois pontos musculares (MORSE *et al.*, 2004; NAGAI *et al.*, 2011; OCHALA *et al.*, 2004; TRACY, 2007).

Em todas as formas de captação, o padrão observado representa a soma dos potenciais de ação que podem ser detectados em uma determinada superfície muscular compreendida entre os eletrodos (RISSANEN *et al.*, 2007). Os cuidados para o uso da técnica requerem que a região de colocação seja diferente da zona de inervação (onde o sinal é rebatido para ambos os lados e tende a se anular), que a distância intereletrodos seja de, no mínimo, 20 milímetros, evitando o *crossstalk* (frequências dos sinais elétricos de músculos adjacentes ao estudado), e tamanho do eletrodo compatível com volume de detecção desejado (HERMENS, STEGEMAN, [SD]; MERLETTI, PARKER, 2004). O volume de detecção pode ser compreendido como o volume de captação dos sinais entre os eletrodos, e está relacionado à profundidade de atenuação do sinal. O sinal mioelétrico normalmente possui componentes de frequência entre 10 e 500 Hz, podendo variar de acordo com a forma de captação dos eletrodos. Em geral, usam-se equipamentos com uma frequência de amostragem próxima de 2 KHz para garantir a coleta de toda potência do sinal (OCHALA *et al.*, 2004).

Métodos tradicionais de processamento do EMG incluem a análise espectral e da amplitude do traçado, usados principalmente para medir o nível de fadiga, força e ativação muscular (DE LUCA, 1997). No entanto, entre o nível de excitação muscular e a força exercida pelo mesmo, existem parâmetros não lineares e individuais que devem ser considerados para a conversão da força a partir da EMG (BOTTER *et al.*, 2011). Acrescente-se, ainda, considerações arquiteturais dos músculos, que estão diretamente ligadas à sua geração de força (KAWAKAMI *et al.*, 1998).

### 3.2.2 Modelos musculares EMG-driven

A medição das forças aplicadas em uma articulação para um determinado movimento e a forma como cada componente que influencia nessas forças atua é importante para compreender as funções das articulações, as patologias e os agravos nas estruturas fisiológicas do organismo (LLOYD, BESIER, 2003).

Os modelos acionados por EMG, ou EMG-driven, têm sido amplamente utilizados (LLOYD, BESIER, 2003; SHAO *et al.*, 2009). Esta modelagem considera um conjunto de equações baseadas em um modelo físico viscoelástico equivalente, permitindo estimar a força muscular a partir do sinal eletromiográfico adquirido de cada músculo (LANGENDERFER *et al.*, 2005; LLOYD, BESIER, 2003; MENEGALDO, OLIVEIRA, 2009; SHAO *et al.*, 2009). Esta abordagem possibilita estimar a força que cada músculo exerce individualmente, num determinado movimento ou tarefa motora articular (LLOYD, BESIER, 2003; MENEGALDO, OLIVEIRA, 2009; SHAO *et al.*, 2009).

Esses modelos utilizam como entrada o sinal bruto de EMG de cada componente muscular. O sinal de EMG é inicialmente retificado e filtrado em um passa-baixa de 2Hz, tendo seu envelope extraído. Esse sinal é a excitação neural  $u(t)$  do modelo, que é inserido na dinâmica da ativação e gerando a ativação  $a(t)$ . Esse sinal é a variável de entrada da dinâmica da contração (BUCHANAN *et al.*, 2004).

A transformação entre excitação e ativação é descrita pela equação 2. As constantes de tempo  $K_1$  e  $K_2$  dependem dos tempos de ativação e desativação (PIAZZA, DELP, 1996). Antes da solução da equação diferencial da dinâmica da ativação, utiliza-se uma transformação algébrica entre a ‘ativação neural’  $a(t)$  e a ‘ativação muscular’  $\underline{a}(t)$ , de maneira que as baixas ativações podem ser majoradas em relação às altas, respeitando uma condição observada experimentalmente entre EMG e força. O grau de majoração é determinado por um parâmetro ‘A’, conforme descrito por Manal e Buchanan (2003).

$$\dot{\underline{a}} = (u - \underline{a})(k_1 u + k_2) \quad (2)$$

O cálculo final da força muscular ocorre após a inserção da ativação na dinâmica da contração, regidas pelas equações da força do componente tendíneo ( $F^T$ ) e

comprimento do componente contrátil ( $L^M$ ), que consideram o ângulo de penação ( $\alpha$ ) e a velocidade de contração do componente contrátil ( $v^M$ ) e músculo-tendíneo( $v^{MT}$ ):

$$\begin{aligned}\dot{\tilde{F}}^T &= \tilde{k}^T (\tilde{v}^{MT} - \tilde{v}^M \cos \alpha) \\ \dot{\tilde{L}}^M &= \tilde{v}^M\end{aligned}\tag{3}$$

O modelo muscular EMG-driven proposto por Menegaldo (1997) adapta-se para qualquer comportamento do músculo, e está baseado no modelo muscular proposto inicialmente por Hill (1938), sofrendo modificações por Zajac em 1989. A esta modelagem muscular incorpora os elementos elástico e viscoso em paralelo ao elemento contrátil e todos, em série ao tendão, segundo a figura abaixo:

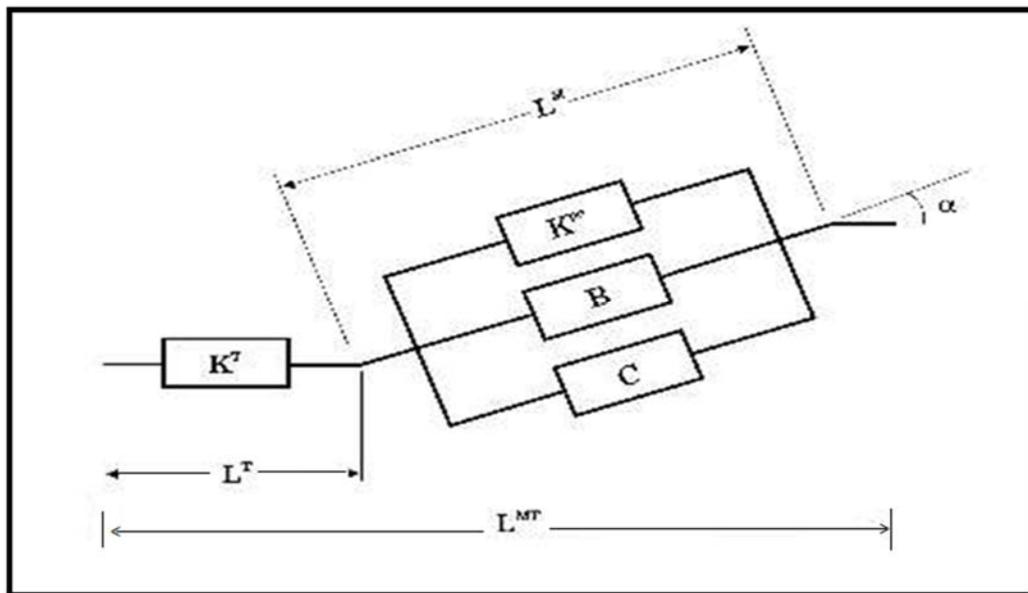


Figura 2: Modelo muscular proposto por Menegaldo (1997), onde o comprimento do elemento músculo tendíneo ( $L^{MT}$ ) é dependente do comprimento do elemento tendíneo ( $L^T$ ) e do elemento contrátil ( $L^M$ ) em relação ao ângulo de penação ( $\alpha$ ).  $K^T$  é o elemento elástico em série (tendão),  $K^{pe}$  o elemento elástico em paralelo,  $B$  o elemento viscoso e  $C$  o elemento contrátil.

Essa técnica foi utilizada e validada para o torque isométrico de tornozelo e joelho de indivíduos saudáveis (DE OLIVEIRA, MENEGALDO, 2010, 2012; MENEGALDO, OLIVEIRA, 2009, 2011).

Os parâmetros comumente utilizados para integração das equações diferenciais do modelo são valores descritos na literatura, obtidos por medidas *in vivo* ou coletados em cadáveres. No entanto, com intuito de melhorar a predição dos modelos nos indivíduos, alguns autores (DE OLIVEIRA, MENEGALDO, 2010; LLOYD, BESIER, 2003; MENEGALDO, OLIVEIRA, 2009) buscam alternativas. Assim, a estimação de quatro principais parâmetros através de ultrassonografia mostrou melhora na predição da força (DE OLIVEIRA, MENEGALDO, 2012). Tais parâmetros são o comprimento do tendão relaxado e do elemento contrátil, o ângulo de penação e a força máxima gerada pelo músculo, obtida a partir do cálculo da ASTF.

O protocolo básico que vem sendo empregado em estudos com modelos EMG-*driven* consiste na coleta simultânea de curvas de torque isométrico articular através de dinamometria e eletromiografia. Os sinais de EMG são processados e utilizados como sinais de excitação (entrada) do modelo da dinâmica muscular, calculando-se o torque articular total pelo produto da força resultante da integração numérica do modelo pelos braços de momento dos atuadores musculares, utilizando as equações de regressão propostas por Menegaldo *et al.*, (2004).

A medida de ajuste entre as curvas de torque são feitas através da média RMS (*Root Mean Square* – Raíz Média Quadrática) entre a saída do modelo e a do dinamômetro. Todas as técnicas experimentais, analíticas e computacionais já estão desenvolvidas, disponíveis e implementadas em um aplicativo (EMGDM-FE – EMG *Driven Model Force Estimator*) utilizado pela equipe do presente estudo (MENEGALDO *et al.*, 2014).

Modelos EMG-*driven* vêm sendo utilizados em indivíduos saudáveis (LLOYD, BESIER, 2003) e na instituição de quadros patológicos (MANAL, BUCHANAN, 2013; SHAO *et al.* 2009) mas a comunicação entre os clínicos e pesquisadores ainda é restrita, tornando os clínicos desacreditados de sua aplicação (MANAL, BUCHANAN, 2013).

A distribuição da força de cada componente muscular chamado compartilhamento de torque (*torque sharing*) pela modelagem em questão, já havia sido estudada para jovens saudáveis do sexo masculino. O compartilhamento de torque foi medido em contrações isométricas para o joelho e tornozelo, com melhor predição em maiores intensidades de excitação muscular (DE OLIVEIRA, MENEGALDO, 2012).

A análise por modelo EMG-*driven* em contração isométrica, considerando os grupos de mulheres jovens e idosas deste trabalho, não foram encontradas na literatura, podendo se apresentar como tema para novas linhas de pesquisa.

## ***4 Materiais e Métodos***

### ***4.1 Desenho do Estudo***

Foi realizado estudo transversal do tipo observacional, constando da análise dos sinais eletromiográficos do músculo tríceps sural (com captação do sinal elétrico em seus componentes, sóleo e gastrocnêmios lateral e medial) e de seu principal antagonista, o músculo tibial anterior. Cada sinal captado foi observado, filtrado e realizada análise do trecho de importância para cada etapa.

A contração avaliada foi do tipo isométrica, com testes máximos para flexão plantar e dorsal do tornozelo. Houve ainda, a execução de degraus de contrações mantidas em níveis submáximos aos obtidos na CVM apenas para plantiflexão.

O músculo tibial anterior foi abordado como o único dorsiflexor, por ser o maior antagonista do tríceps sural. Este foi utilizado na análise da coativação muscular, nos movimentos de flexão plantar, considerando os valores eletromiográficos normalizados pelo máximo (CVM flexão dorsal). Os valores de compartilhamento de torque desse músculo foram considerados como análise de cocontração isto é, o torque muscular contrário ao exercido pelos componentes do TS.

Os protocolos de força aplicados foram visualmente guiados, com o torque sendo exibido em uma tela à frente do indivíduo testado, demonstrando linhas de cores diferentes entre o valor de torque executado e o desejado, quando necessário.

Cada indivíduo foi avaliado segundo idade, peso, altura e aferição da pressão arterial. Ainda, foram colhidos dados sobre a história patológica pregressa e o nível de atividade física, com preenchimento de formulário constando de tais dados. Todas as coletas foram realizadas após a leitura e assinatura do termo de consentimento livre e esclarecido (TCLE) (Apêndice C) e, para os idosos, após o questionário Mini Mental validado para o português (BRUCKI *et al.*, 2003) para observação da compreensão da execução da tarefa requerida (Apêndice A).

O presente projeto foi aprovado no comitê de ética em pesquisa da UFRJ, segundo parecer número 529.392, sendo parte de um projeto que abrange outras análises seguintes a esta, com o uso da metodologia aqui proposta.

## **4.2 Local**

Os dados foram coletados no Laboratório de Análise do Movimento Humano e Fisiologia do Exercício, do Programa de Engenharia Biomédica, da Universidade Federal do Rio de Janeiro (UFRJ). O espaço físico de nosso laboratório comportou 2 testes por dia, com duração entre 2 a 4 horas.

O presente estudo contou com a colaboração da equipe projeto Equilíbrio e Movimento (Pequim) da Escola de Educação Física e Desportos EEFD/UFRJ- Campus Praia Vermelha, para orientação, requisição dos participantes e encaminhamento dos mesmos ao laboratório.

## **4.3 Amostra**

Um total de 20 indivíduos, do sexo feminino, participou do experimento proposto. Não houve perda amostral devido aos critérios de exclusão e nem pelo ponto de corte do questionário Mini-mental. No grupo das idosas (GI) (N=11, 74 anos  $\pm$  5,29) estavam todas inseridas em um programa de atividade física aeróbica com frequência de pelo menos duas participações semanais, por aproximadamente 50 minutos. O grupo jovem (GJ) (N=9, 25,78 anos  $\pm$  4,06) foi pareado quanto ao sexo, mas não quanto ao nível de atividade física. O grupo controle foi composto por jovens sedentárias, buscando reduzir os efeitos benéficos da atividade física na força e atividade elétrica muscular.

*Crítérios de exclusão:* Foram excluídos os sujeitos que apresentassem distúrbios na compreensão e execução de tarefas verbalmente requeridas, avaliados segundo o Mini Mental (ponto de corte de 21 pontos); Presença de comprometimento ortopédico que comprometesse o teste de força, como prótese, amputação ou perda de movimento, no tornozelo direito, e/ou aqueles que se recusaram a assinar o TCLE.

Ainda, os idosos foram excluídos no caso de apresentem uma das contra-indicações estabelecidas pelo American College of Cardiology e pela American Heart Association (ACC/AHA) (GIBBONS *et al.*, 2002) apresentadas na Tabela 1. Todas as informações foram colhidas no momento da avaliação inicial dos indivíduos, segundo os relatos por eles informados.

Tabela 1. Contra-indicações para teste de esforço

Contra-Indicações	
<b>Absolutas</b>	<b>Relativas*</b>
Infarto Agudo do Miocárdio (IAM)	Estenose valvar moderada
Arritmias cardíacas sintomáticas com comprometimento hemodinâmico	Anormalidades eletrolíticas
Angina pectoris instável	Hipertensão arterial severa
Estenose aórtica severa sintomática	Taquiarritmias/Bradiarritmias
Falência cardíaca sintomática	Cardiomiopatia hipertrófica
Embolia Pulmonar aguda	Distúrbios mentais
Miocardite aguda	Alto grau de bloqueio átrio-ventricular
Dissecção aórtica aguda	

\*As contra-indicações relativas podem ser suprimidas pelos benefícios promovidos pelo exercício (ACC/AHA, 2002).

#### **4.4 Materiais**

##### 4.4.1 Eletromiógrafo EMG USB

O equipamento é um amplificador multicanal para sEMG OT Bioelettronica (Torino, TO-Itália) (Figura 3), que permite a captação e gravação dos sinais adquiridos via USB a um microcomputador com versão Windows Xp.

As especificações técnicas incluem ganho selecionável de até 10000 V/V, fator de rejeição de modo comum maior que 96 dB, rejeição total de ruído menor que 0,8  $\mu\text{V}_{\text{RMS}}$  e conversor analógico-digital com resolução de 12 bits.

As vias de captação dos dados são adaptadas em quatro saídas para acoplamento dos cabos, com possibilidade da aquisição simultânea de 16 sinais em cada canal. Apenas uma saída foi utilizada, com a análise bipolar de quatro músculos. A frequência de amostragem foi de 2048 Hz.

Os dados originados nas aquisições foram processados pelo aplicativo MATLAB® (versão 7.8.0.347, R2009a, Massachusetts - EUA) para obtenção dos sinais eletromiográficos, filtragem e introdução no modelo EMG-*driven*.

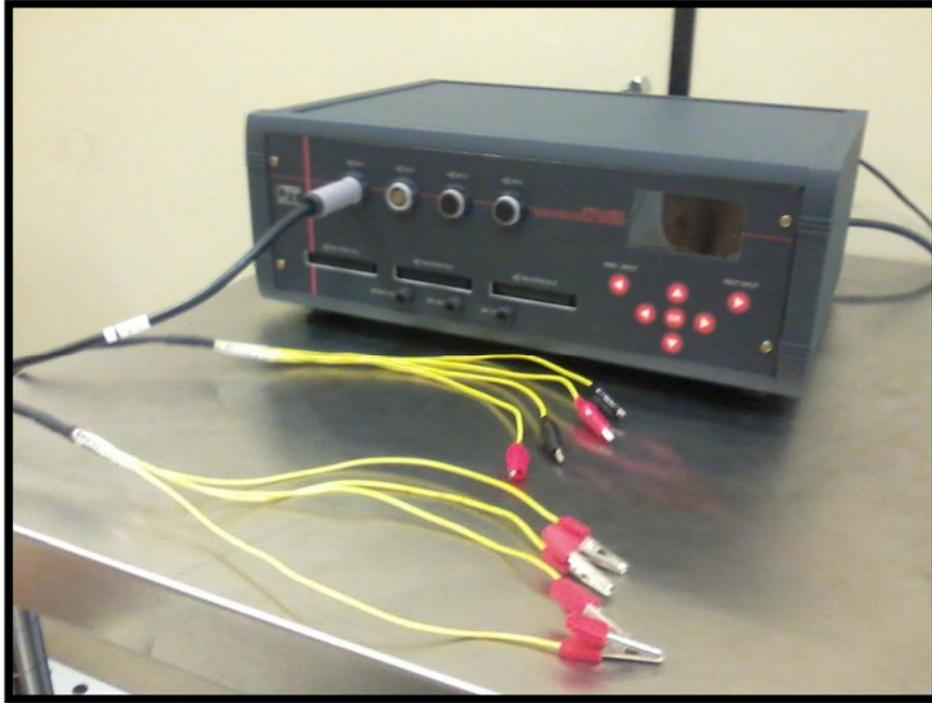


Figura 3: Eletromiógrafo EMG USB - OT Bioelettronica (Torino, TO-Itália).

#### 4.4.2 Biodex™ Sistema Isocinético

Os sinais de torque foram obtidos no dinamômetro Biodex™ *System 4 Pro*® (Biodex™ *Medical Systems Inc., Shirley, NY, USA*) a uma frequência de amostragem de 100Hz, conectado a um microcomputador dedicado, operando junto a uma plataforma de posicionamento para o pé, advinda de fábrica.

Após o término de cada teste, junto aos sinais captados pelo eletromiógrafo, os sinais de torque, ângulo e velocidade advindos do dinamômetro foram sincronicamente inseridos em um mesmo programa de captação dos dados de EMG e salvos em conjunto via saída auxiliar do OT.

A tela do dinamômetro foi posicionada sempre em frente ao indivíduo, assegurando que o mesmo estivesse visualizando os traçados de torque alvo demonstrados na tela.

## **4.5 Protocolo**

Foram realizadas todas as calibrações e preparos orientados de fábrica em cada equipamento em uso. Para facilitar a compreensão da sequência das etapas realizadas, cada parte foi detalhada e descrita abaixo.

### **4.5.1 Preparação dos indivíduos**

Cada indivíduo, depois de selecionado, foi encaminhado ao local dos testes, seguindo para leitura e assinatura do termo de consentimento livre e esclarecido (TCLE).

Após esta etapa, foram realizadas as mensurações de peso, altura e coleta de dados individuais em planilha para o estudo. Em seguida, o grupo dos idosos foi submetido à avaliação cognitiva para compreensão dos comandos verbais segundo o mini mental.

Posteriormente foi feita a marcação dos pontos de colocação e afiação dos eletrodos, segundo recomendações SENIAM de posicionamento (HERMENS, STEGEMAN, [SD]), garantindo uma distância intereletrodos máxima de 2 centímetros e evitando a zona de inervação dos músculos. Essa região foi evitada com a utilização da matriz de eletrodo seco do equipamento eletromiográfico utilizado, sendo avaliada acima de cada área demarcada e escolhida região diferente da zona de inervação, quando visualizada.

Para reduzir a impedância do tecido, foram tomados os devidos procedimentos de tricotomia e limpeza da região de colocação dos eletrodos, com água e sabão (HERMENS, STEGEMAN [SD]). Os eletrodos passivos, adesivos condutivos hidrogel, Kendal™ (*Mansfield, USA*) foram utilizados e a faixa de referência foi posicionada no tornozelo contralateral do indivíduo.

Após a colocação dos eletrodos e os procedimentos éticos e instrumentais organizados, os indivíduos foram posicionados no assento do Biodex™ com regulagem individual, de forma a manter o membro inferior direito alinhado ao equipamento de dinamometria, com centro articular (região intermaleolar) posicionado no eixo do movimento e o membro inferior esquerdo livre. O joelho direito esteve estendido e o pé acoplado à plataforma, firmemente seguro por faixas (Figura 4).

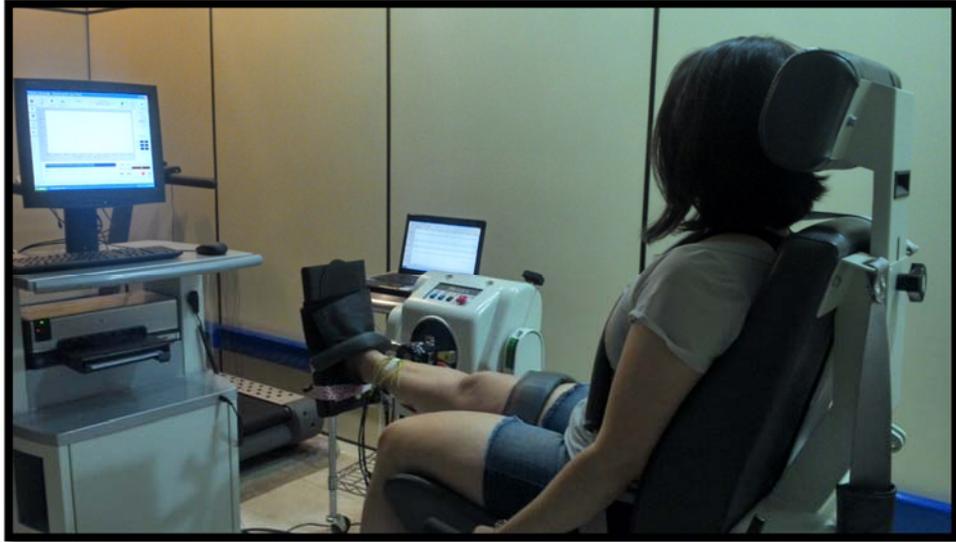


Figura 4: Posicionamento do indivíduo e aparatos do laboratório.

#### 4.5.2 Testes de força

Seguindo o procedimento, os indivíduos foram instruídos à familiarização com os movimentos de flexão plantar e dorsal do pé e aparatos visuais dispostos no laboratório. A seguir iniciaram os procedimentos de coleta da CVM e teste com *feedback* visual em manutenção da contração em 10 e 40% da CVM respectivamente, detalhados abaixo.

##### **4.5.2.1- Contração voluntária máxima (CVM)**

Foi requisitada contração voluntária máxima por duas repetições de cada flexão (plantar e dorsal). Cada execução foi associada a estímulo auditivo e visual (comando auditivo padronizado da terapeuta e visualização da curva de torque na tela do dinamômetro). O período de cada contração esteve entre 4 a 5 segundos, com relaxamento de 60 segundos entre as repetições (ENOKA *et al.*, 2003, MENEGALDO, OLIVEIRA, 2011).

##### **4.5.2.2 - Degraus submáximos**

Os testes de manutenção do torque em níveis submáximos da CVM constaram de contrações isométricas a 10 e 40% da CVM, com *feedback* visual do protocolo de degrau descrito a seguir.

Após o cálculo dos valores de torque a serem seguidos e ajuste desta curva na tela do Biodex™, os indivíduos foram orientados a manterem o torque nos níveis requeridos pelos primeiros 40 segundos (s), seguido por 10 s de manutenção do torque em repouso, totalizando 50 s de teste (Figura 5). O número de execuções dos testes foi individual, até que o indivíduo atingisse manutenção no valor de torque desejado por, pelo menos, 3 segundos próxima à curva de torque desejado. Nenhum dos indivíduos ultrapassou 5 execuções de cada degrau. O degrau avaliado foi o último coletado para cada indivíduo.

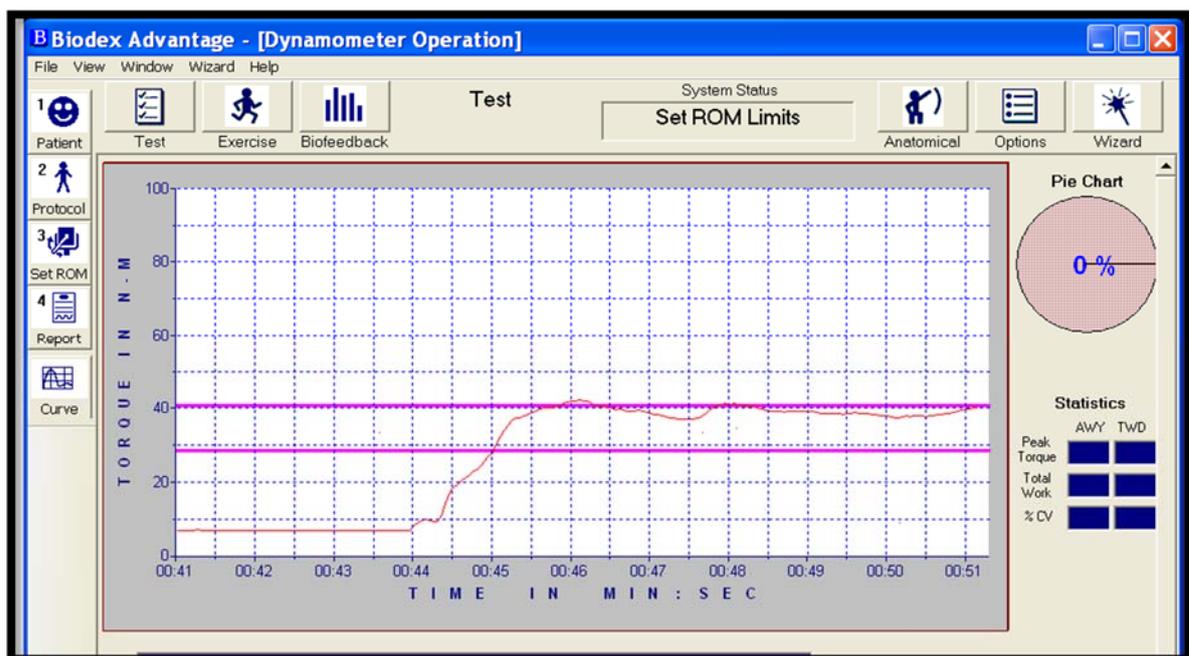


Figura 5: Exemplo da execução de um protocolo de manutenção de torque submáximo. A linha vermelha é aquela realizada pelo indivíduo e a marcação rosa, superior, é a linha de marcação do torque a ser seguido.

#### 4.5.3 Tratamento dos dados

Os sinais de torque ângulo e velocidade advindos do dinamômetro, coletados sincronicamente à EMG de cada componente muscular e salvos em um mesmo arquivo do software do eletromiógrafo, foram convertidos em formato “.mat” para posterior processamento. Os sinais gravados no HD do Biodex™ foram considerados na comparação com os mesmos dados adquiridos no arquivo salvo em “.mat”.

Observou-se que o torque do dinamômetro, estabelecido como padrão ouro para o torque executado do indivíduo, mantinha um offset em relação ao mesmo coletado pelo *software* do eletromiógrafo. Após avaliação de todos os dados, foi possível traçar uma

curva de regressão linear (utilizando o método dos mínimos quadrados) entre os valores, para que ambos, na mesma frequência de amostragem, pudessem ser inseridos na modelagem. O erro entre os valores de torque mostrou-se linear, podendo representar o peso do membro no ângulo mensurado. Assim, após esta etapa, o torque executado pelo indivíduo passou a ser aquele corrigido antes do processamento do modelo.

#### 4.5.4 EMG-driven Force Estimator

O *Software* desenvolvido por Menegaldo *et al.* (2014) e utilizado pelo presente grupo de pesquisa, compôs as ferramentas para análise e processamentos dos sinais coletados. Tal estimativa foi descrita anteriormente e encontra-se em sua primeira utilização na comparação entre idosos e jovens do sexo feminino. Para sua utilização, posteriormente às coletas e tratamento dos dados, os arquivos foram carregados e processados segundo etapas pré-estabelecidas e embutidas no *software* EMGD-FE. Os resultados obtidos foram explorados segundo a necessidade da pesquisa e analisados estatisticamente.

##### 4.5.4.1- Processamento dos dados no *software* EMGDM-FE v1r5

Dentro do modelo, cada arquivo constando do torque do Biodex™ (corrigido) e dos sinais eletromiográficos, foi carregado e inserido no cálculo inicial da força máxima. Este valor foi processado a partir da área selecionada como máximo torque obtido da CVM de flexão plantar, região próxima de 1s de manutenção do torque máximo, após determinação do nível basal do sinal e posterior filtragem dos dados. Estas etapas podem ser visualizadas abaixo (Figuras 6, 7, 8 e 9).

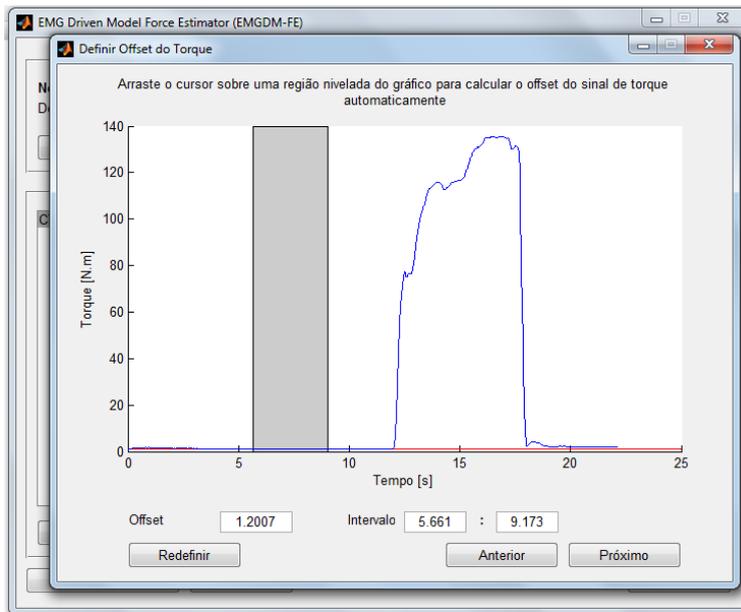


Figura 6- Determinação do nível basal (*offset*) do sinal de CVM inserido

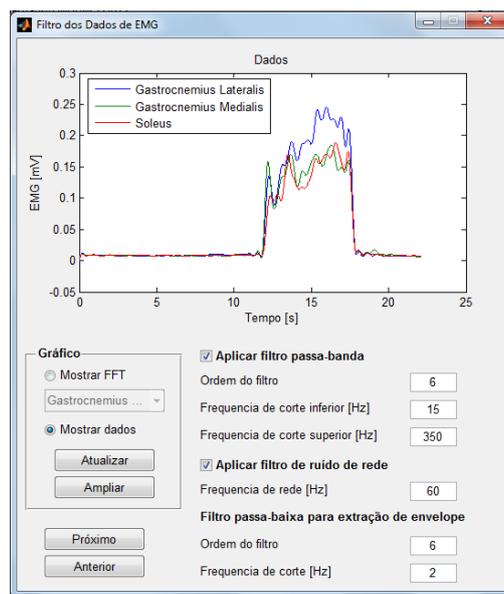


Figura 7- Filtragem dos dados inseridos no modelo EMG-driven

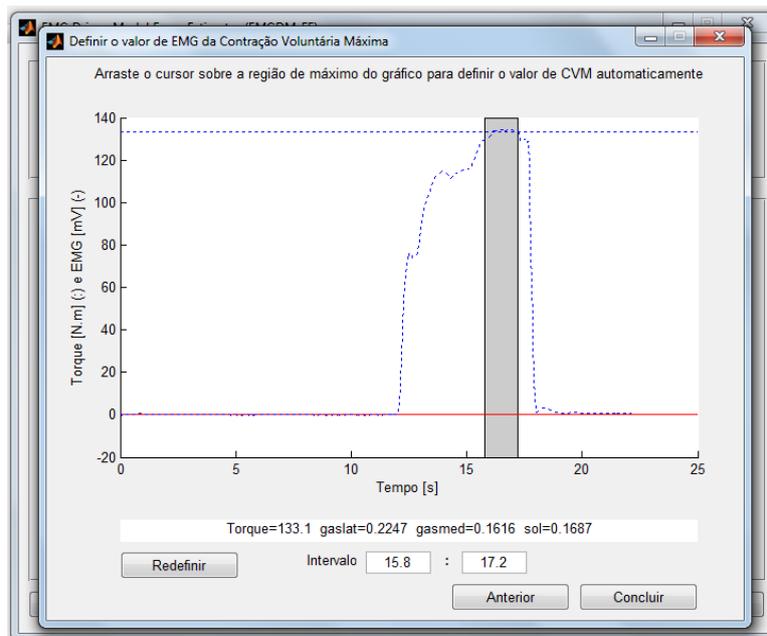


Figura 8- Cálculo da força máxima no sinal de CVM avaliado.

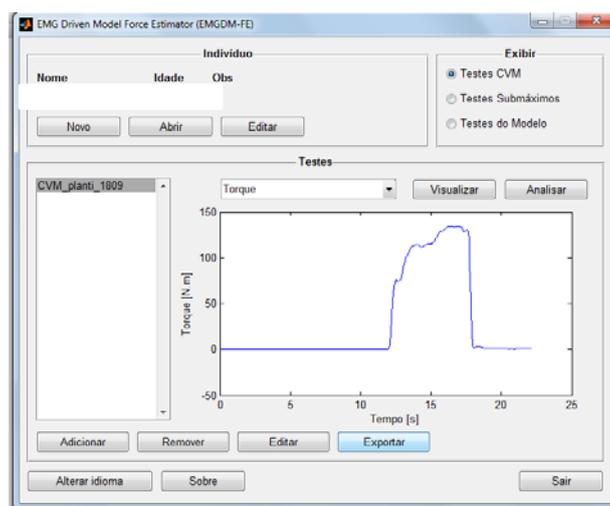


Figura 9- Interface do modelo após cálculo da força máxima na CVM, para início do processamento dos degraus e posterior cálculo do modelo.

Junto à eletromiografia dos componentes musculares, o modelo foi capaz de determinar a excitação máxima para cada um. Após o cálculo da participação de cada músculo do TS na CVM de flexão plantar, a mesma modelagem foi realizada com o músculo TA para a CVM de flexão dorsal.

Inseridos à modelagem, cada variável analisada foi processada para os degraus submáximos da CVM, passando pelas mesmas etapas de inserção dos sinais EMG de cada músculo e filtragem dos sinais de CVM (Figura 10). Ambos, EMG submáximos do

TS e TA, foram normalizados segundo aquele advindo da CVM em que participou como agonista.

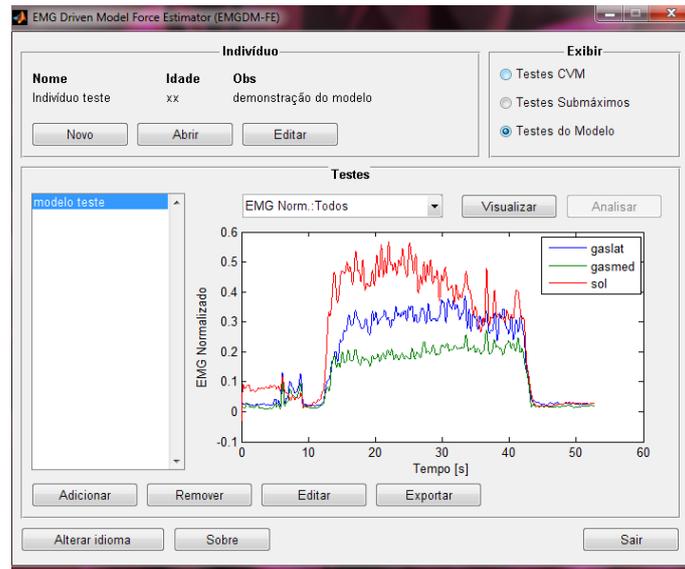


Figura 10- Interface do EMG normalizado de cada componente do músculo tríceps sural após processamento inicial.

Seguinte às aferições dos sinais de excitação e ativação, segundo as etapas do modelo, a dinâmica da contração muscular foi calculada segundo as equações que regem o modelo e considerando os parâmetros inseridos nele (Figura 11). Diversos parâmetros foram considerados de estudos descritos na literatura e provenientes, principalmente, de análises em cadáveres com idade avançada, ou constando de dados fisiológicos descritos na literatura. Aqueles modificados durante a presente metodologia foram os braços de momento de cada músculo avaliado (obtidos no OpenSim - DELP *et al.*, 2007) e as ASTF dos mesmos (WARD *et al.*, 2009).

Dois parâmetros foram individualmente ajustados dentro da modelagem utilizada, sendo eles a tensão específica da fibra muscular e o parâmetro de não linearização da ativação neural ( $A$ ), que calcula a “ativação neural” do modelo.

A tensão específica ( $\sigma_{esp}$ ) foi considerada segundo o pico de torque obtido no Biodex™, seguindo a fórmula abaixo:

$$\sigma_{esp} = \frac{F_{max}}{ASTF(TS)} \quad (4)$$

Sendo a ASTF do TS considerada segundo a soma das médias das áreas de secção transversa fisiológica dos três componentes do músculo tríceps sural, estabelecidos por Ward *et al.* (2009) e a  $F_{max}$  calculada segundo a equação abaixo:

$$F_{max} = \frac{T_{max}}{r(aq)} \quad (5)$$

Onde,  $T_{max}$  é o pico de torque atingido pelo indivíduo durante a CVM de flexão plantar e  $r(aq)$  é o braço de momento do tendão de Aquiles, considerado apenas um valor para o TS, sendo o do braço de momento do gastrocnêmio medial, obtido no OpenSim (DELP *et al.*, 2007).

O parâmetro A tende a gerar melhor adaptação da curva entre os torques exercido pelo indivíduo e estimado pelo modelo. Este parâmetro, atuando como um ganho sensível permite um ajuste fino dos valores analisados. Ele busca atuar entre a dinâmica da excitação e a da ativação como um dado de comportamento próximo ao fisiológico, majorando valores de baixas excitações e linearizando valores altos de excitação (MENEGALDO, OLIVEIRA, 2011). O parâmetro A ótimo para cada indivíduo variou entre 0,01 e 0,1. Em 58% (7) dos idosos no degrau de 10% da CVM e em 67% (8) destes a 40% da CVM o valor de A foi modificado. No grupo das jovens, 55,5% (5) tiveram o valor de A alterado na contração de 10%, sendo essa proporção de 89% (8) no degrau de 40% da CVM. O parâmetro não foi utilizado quando o modelo superestimou os valores de torque.

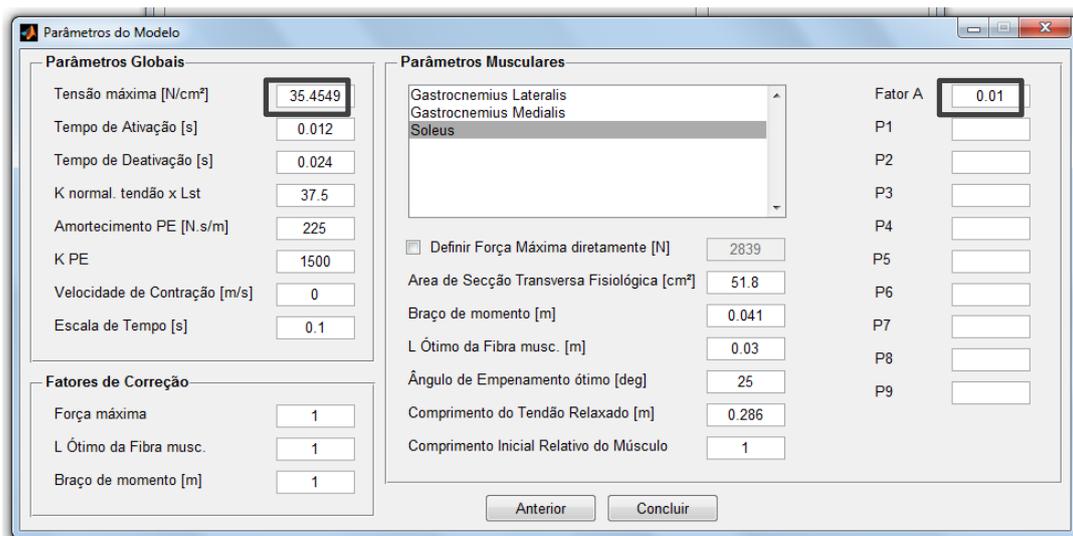


Figura 11– Parâmetros do modelo EMG-driven para cada músculo, destacados os parâmetros individualmente modificados na metodologia proposta.

Os valores de saída do modelo passaram por posterior processamento no *software* Matlab™, considerados apenas os 15 segundos finais de cada degrau para todos os sinais, descartando a fase transitória do controle de movimento.

O torque estimado total do modelo foi calculado segundo a soma dos valores obtidos para o torque de cada componente do tríceps sural e considerando o torque do tibial anterior como contrário ao movimento (cocontração) durante as manutenções de torque em valores submáximos. No esquema abaixo, todas as etapas do modelo podem ser observadas, incluindo a visualização do cálculo do erro do modelo.

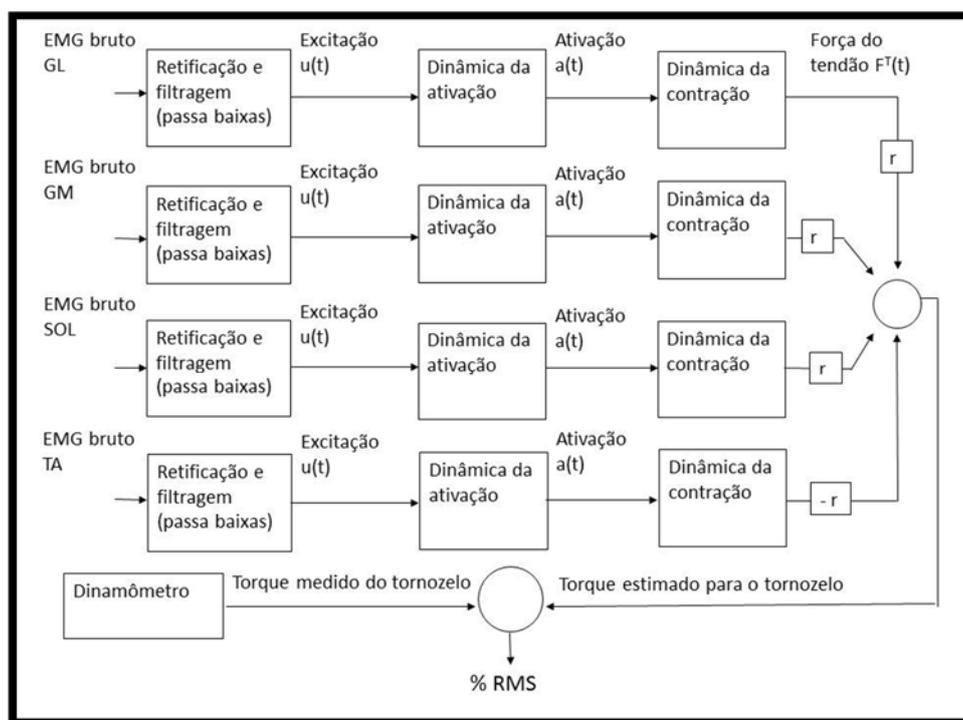


Figura 12 - EMG para processamento da força muscular e torque articular por modelo EMG-driven.

(Adaptado de MENEGALDO, OLIVEIRA, 2011).

O erro médio quadrático foi utilizado no cálculo entre o torque estimado pelo modelo e o torque medido pelo Biodex™ (torque medido), e foi obtido segundo a equação abaixo.

$$RMSE(\%) = \frac{1}{TM_{max}} \sqrt{\sum_{i=1}^N \frac{(TM(i) - TS(i))^2}{N}} \times 100\% \quad (6)$$

Onde  $TM$  é o torque medido pelo Biodex™,  $TM_{max}$  é o maior valor obtido no degrau avaliado,  $TS$  é o torque estimado pelo modelo e  $N$  é número de amostras avaliadas.

#### ***4.6 Análise estatística***

As variáveis medidas no presente estudo foram:

- Idade dos indivíduos (Idade): valores de idade relatados pelos indivíduos no questionário preliminar aos testes de força;
- Pico de torque para flexão plantar e flexão dorsal (pico P e pico D): valor máximo de torque em cada movimento (flexão plantar e dorsal) medido pelo dinamômetro para cada CVM;
- Compartilhamento de torque de cada componente do TS e TA em percentuais (Sol, GL, GM e TA - 10 e 40 %): representam os valores percentuais de participação de cada componente, inseridos nas etapas do modelo, e estimados nos últimos 15s de cada degrau. Vale ressaltar que os valores advindos do TA foram considerados negativos no cálculo da distribuição das forças.
- Torque estimado pelo modelo (TestSol, TestGL, TestGM, TestTA - 10 e 40%): valores de torque estimados pelo modelo para cada componente do tríceps sural e tibial anterior, segundo parâmetros de arquitetura e fisiologia musculares inseridos no mesmo e obtidos para cada intensidade;
- EMG normalizado (EMGSol, EMGGL, EMGGM, EMGTA - 10 e 40%): valores de EMG envelopados e normalizados pelos obtidos na CVM de cada tarefa. Representa a excitação de cada músculo na tarefa avaliada e a coativação para o TA durante a flexão plantar mantida;
- Média do erro nas manutenções a 10 e a 40% da CVM (Erro 10 e Erro 40): Erro médio entre o torque estimado pelo modelo e o medido pelo dinamômetro;
- Percentual do erro médio quadrático entre os torques medido e estimado pelo modelo (RMS10 e RMS40): valores calculados segundo a equação (6), descrita anteriormente, e calculados individualmente para cada intensidade testada;

- Desvio padrão do torque (SD10 e SD40): Medida de dispersão, quantificando a variação do torque realizado por cada indivíduo, nos 15 s finais de cada degrau (10 e 40% da CVM), em Nm, segundo a fórmula, abaixo:

$$SD = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{X})^2}{n - 1}} \quad (7)$$

Onde  $n$  é o número de valores de torque medidos no intervalo avaliado (15 s),  $x_i$  é o valor no instante avaliado e  $\bar{X}$  a média dos valores de desvio padrão para o indivíduo.

- Coeficiente de variação do torque (CV10 e CV40): Medida adimensional de dispersão, ponderada pela média ( $\bar{X}$ ) do torque realizado nos 15 s finais de cada degrau, dada em percentual de variação. Calculado a partir da equação:

$$CV = \frac{SD}{\bar{X}} \times 100 \quad (8)$$

Após avaliação observacional das variáveis e delineamento das estratégias de análise, foram realizados os testes estatísticos.

Os dados foram avaliados quanto à normalidade, usando o teste de Shapiro-Wilk (SW), considerando um nível de significância de 5% (P valor=0,05). Dentro da normalidade, alguns valores mantinham dependência em sua classificação, com divergências nos resultados de normalidade. Em geral, os dados não atenderam aos quesitos para aplicação da análise de variância, quais sejam: erros independentes, com distribuição aproximadamente normal (com média  $\mu$  e variância constante). Assim optou-se pelo uso de testes não paramétricos que não exigem tais pressuposições e podem ser utilizados com facilidade neste tipo de trabalho.

Dentro da observação da distribuição das variáveis, quando observados *outliers*, os dados foram reavaliados com a exclusão destes.

Todas as variáveis foram testadas segundo sua influência inter e intragrupos considerando as diferentes intensidades de manutenção de torque, quando possível. Para as avaliações de variáveis dependentes com um grau de liberdade, o teste não paramétrico

de Wilcoxon foi utilizado. Para modelos cujas variáveis classificatórias apresentam mais de um grau de liberdade, como o compartilhamento de torque entre os quatro músculos observados, foram avaliadas pelo teste Kruskal-Wallis, com post-hoc de Bonferroni para comparação das diferenças. Dentro das análises intergrupos, de variáveis independentes, o teste-t foi utilizado para as que assumiram suas premissas e, quando observadas em relação a outras variáveis relacionadas que não assumiram normalidade, o teste de Mann-Whitney foi abordado. Cada valor relativo ao teste utilizado foi apresentado junto ao valor P (nível de significância) para comprovar as diferenças segundo probabilidade para erro tipo I e tipo II.

As variáveis pico P e pico D foram as únicas avaliadas segundo o teste-t, por atenderem aos pressupostos para aplicação deste teste e não estarem atreladas a outras variáveis.

As análises estatísticas e alguns gráficos foram realizados no *software* SPSS, versão 20.0 (IBM Corporation, Chicago, USA), outras tabelas e gráficos foram realizados no Excel (Microsoft Excel 97-2003) e, caso não mostradas ao longo do texto seguem em anexo (Apêndice B e D). Os valores dos gráficos com diferenças estatisticamente significativas estão sinalizados, representando um P valor  $< 0,05$ .

## 5 Resultados

O resultado final da resposta dos torques de cada indivíduo pode ser exemplificado pela figura a seguir, onde os valores de torque estimado, medido pelo dinamômetro e estimado para cada músculo podem ser observados a 10 (esquerda) e 40% (direita) da CVM, para indivíduos aleatórios.

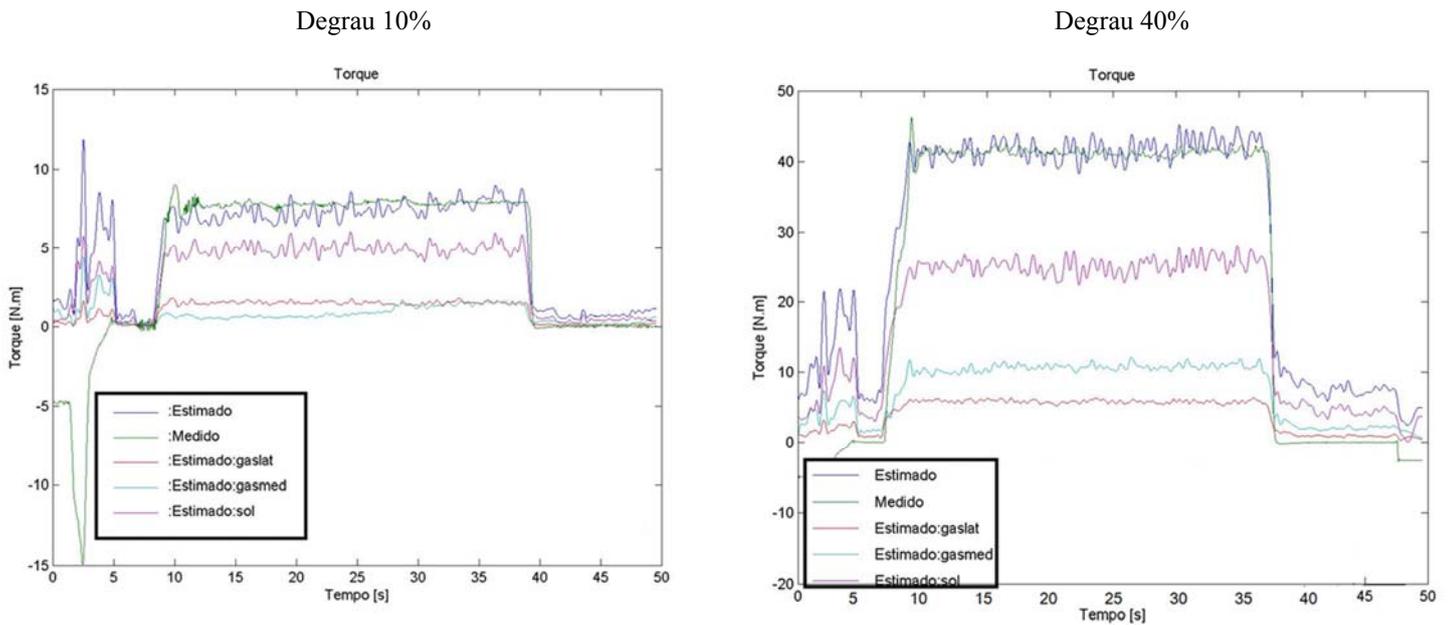


Figura 13 – Série temporal do protocolo submáximo realizado pelos indivíduos. À esquerda o protocolo a 10% da CVM e à direita ao nível médio de contração. O torque executado pelo indivíduo está demonstrado em verde, o estimado total pelo modelo em azul, o roxo para o músculo sóleo, ciano para gastrocnêmio medial e vermelho para gastrocnêmio lateral. Este perfil exemplifica indivíduos aleatórios.

Com relação à distribuição dos dados, algumas variáveis foram positivas para o teste e outras não, separadas quanto aos grupos. Esses valores podem ser visualizados nas Tabelas 2 e 3, expostas abaixo.

Tabela 2 – Descrição dos níveis de significância para teste de normalidade (Shapiro-Wilk) do grupo idoso.

Os valores com nível de significância abaixo de 5% estão sinalizados com \*.

Grupo Idoso					
Variável:	P valor	Nível de significância	Variável:	P valor	Nível de significância
	Teste SW			Teste SW	
pico D	0,195		TA 40	0,669	
pico P	0,292		RMS 40	0,009	*
Sol 10	0,434		Erro 40	0,033	*
GL 10	0,301		EMG Sol 40	0,585	
GM 10	0,111		EMG GL 40	0,503	
TA 10	0,018	*	EMG GM 40	0,663	
EMG Sol 10	0,347		EMG TA 40	0,23	
EMG GL 10	0,208		Test Sol 40	0,856	
EMG GM 10	0,393		Test GL 40	0,764	
EMG TA 10	0,142		Test GM 40	0,607	
Test Sol 10	0,038	*	Test TA 40	0,65	
Test GL 10	0,602		CV 10	0,099	
Test GM 10	0,77		SD 10	0,042	*
Test TA 10	0,032	*	RMS 10	<0,001	*
Sol 40	0,418		Erro 10	0,007	*
GL 40	0,693		CV 40	<0,001	*
GM 40	0,165		SD 40	0,002	*

\* Significativo ao nível de 5% de probabilidade

Tabela 3 – Descrição dos níveis de significância para teste de normalidade (Shapiro-Wilk) do grupo dos

juvens. Os valores com nível de significância abaixo de 5% estão sinalizados com \*.

Grupo Jovem					
Variável:	P valor	Nível de significância	Variável:	P valor	Nível de significância
	Teste SW			Teste SW	
pico D	0,796		TA 40	0,012	*
pico P	0,854		rms 40	0,1	
Sol 10	0,251		erro 40	0,299	
GL 10	0,29		EMG Sol 40	0,736	
GM 10	0,441		EMG GL 40	0,761	
TA 10	0,295		EMG GM 40	0,224	
EMG Sol 10	0,183		EMG TA 40	0,083	
EMG GL 10	0,908		Test Sol 40	0,33	
EMG GM 10	0,599		Test GL 40	0,379	

EMG TA 10	0,043	*	Test GM 40	0,036	*
Test Sol 10	0,847		Test TA 40	0,09	
Test GL 10	0,34		CV 10	0,231	
Test GM 10	0,008	*	SD 10	0,791	
Test TA 10	0,119		rms 10	0,034	*
Sol 40	0,536		erro 10	0,178	
GL 40	0,216		CV 40	<0,001	*
GM 40	0,517		SD 40	<0,001	*

\* Significativo ao nível de 5% de probabilidade

Segundo os resultados do teste de normalidade, podemos inferir que pelo menos um valor, relativo a intensidade ou entre os grupos, correspondente ao EMG normalizado, compartilhamento de torque, torque estimado, erro do modelo ou flutuação do torque não segue distribuição normal. Os únicos valores mantidos com distribuição normal foram aqueles das variáveis de pico de torque, para flexão plantar e dorsal máximas.

Seguinte aos testes de normalidade, as variabilidades intragrupos foram testadas para o compartilhamento de torque, o torque estimado pelo modelo e o EMG normalizado, dos quatro músculos avaliados. Foi utilizado o teste de Kruskal-Wallis, com post hoc de Bonferroni.

O compartilhamento de torque de ambos os grupos se comportaram de maneira diferente entre os músculos. Esses valores estatisticamente significativos confirmam maior contribuição do músculo sóleo e menor distribuição de força para seu antagonista (TA) durante manutenção da flexão plantar (Figura 14). Os músculos gastrocnêmios não satisfizeram aos critérios de diferenças, sendo suas contribuições nos degraus de 10 e 40% estatisticamente iguais para os idosos, e apenas a 10% para os jovens. Na manutenção do torque a 40% da CVM do grupo jovem, todos os músculos distinguiram entre si em suas participações (10% da CVM: GI  $\chi^2_{(3)}=34,76$ , P valor<0,01; GJ  $\chi^2_{(3)}=29,64$ , P valor<0,01; 40% da CVM: GI  $\chi^2_{(3)}=36,33$ , P valor<0,01; GJ  $\chi^2_{(3)}=32,84$ , P valor<0,01).

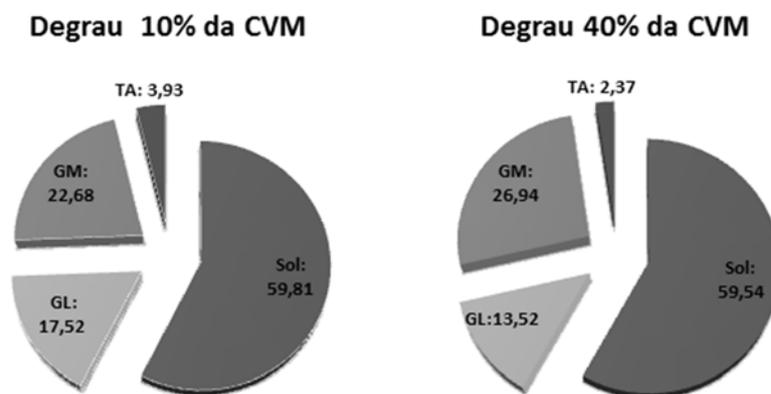


Figura 14- Média do compartilhamento de torque de todos os indivíduos para cada intensidade de manutenção do torque. O torque do músculo TA é considerado contrário ao movimento avaliado. A união das participações gera o torque final no degrau avaliado.

O torque estimado dos idosos também variou significativamente para os músculos (10% da CVM:  $\chi^2_{(3)}=32,87$ , P valor<0,01; 40% da CVM:  $\chi^2_{(3)}=36,92$ , P valor<0,01). No entanto, os músculos gastrocnêmios lateral (GL) e medial (GM) foram negativos para diferenças, como também GL e TA. O músculo sóleo apresentou maior torque que os demais (P post hoc <0.01). Para o GJ as diferenças entre os músculos se mantiveram estatisticamente significativas (10% da CVM:  $\chi^2_{(3)}=29,34$ , P valor<0,01; 40% da CVM:  $\chi^2_{(3)}=32,52$ , P valor<0,01), mas se apresentaram distintas entre os músculos em cada degrau. Novamente o Sol realizou maior torque em todas as condições, mas o GL foi igual ao GM a 10% e igual ao tibial anterior, a 40% da CVM.

Os dados de EMG normalizado de todos os músculos também apresentaram diferenças significativas, dentro do GI e GJ (GI: 10% da CVM:  $\chi^2_{(3)}=20,97$ , P valor<0,01; 40% da CVM:  $\chi^2_{(3)}=24,49$ , P valor<0,01; GJ: 10% da CVM:  $\chi^2_{(3)}=20,62$ , P valor<0,01; 40% da CVM:  $\chi^2_{(3)}=20,81$ , P valor<0,01). O comportamento desta variável tanto para as jovens quanto para as idosas segue diferença significativa para o TA entre todos outros como exemplificado na Figura 15. No entanto, diferente dos demais, a 10% da CVM do grupo das idosas, os músculos sóleo e GM não apresentaram diferenças em sua ativação, e neste mesmo degrau, GL e TA também apresentaram valores estatisticamente iguais.

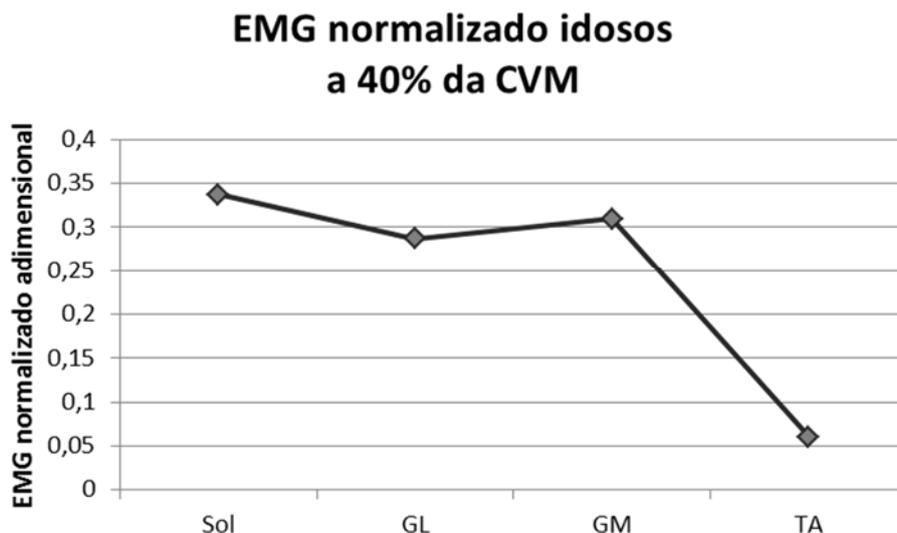


Figura 15- Comportamento das médias da variável EMG normalizado para o grupo idoso no degrau de 40% da CVM. Esta visualização demonstra a diferença, estatisticamente significativa, na ativação do músculo TA perante os demais músculos. Sol=Sóleo; GL=Gastrocnêmio Lateral; GM=Gastrocnêmio Medial; TA=Tibial Anterior.

Nas avaliações internas aos grupos os erros médios (%RMS) não obtiveram diferença significativa. No entanto, os erros médios foram diferentes em relação às intensidades de força, em cada grupo (%RMS GI:  $Z_c = -1,867$ ; P valor= 0,06; %RMS GJ:  $Z_c = -1,125$ ; P valor= 0,26; Erro médio GI:  $Z_c = -2,04$ ; P valor= 0,04; Erro médio GJ:  $Z_c = -2,31$ ; P valor= 0,021). Também avaliados segundo o teste não paramétrico de Wilcoxon, os coeficientes de variação do torque não demonstraram diferenças para idosas ou jovens dentro das intensidades, mas a variável desvio padrão em ambos foi estatisticamente diferente (SD GI:  $Z_c = -2,31$ ; P valor= 0,021; SD GJ:  $Z_c = -2,66$ ; P valor<0,01; CV GI:  $Z_c = -1,60$ ; P valor= 0,1; CV GJ:  $Z_c = -1,26$ ; P valor= 0,2).

Verificando as diferenças intergrupos, as variáveis de torque máximo de flexão plantar foram estatisticamente significativas segundo o teste-t (pico P:  $T_c = -3,814$ , P valor= 0,001). A média do torque máximo das idosas correspondeu a 62,5% daquela encontrada para os jovens (Figura 16).

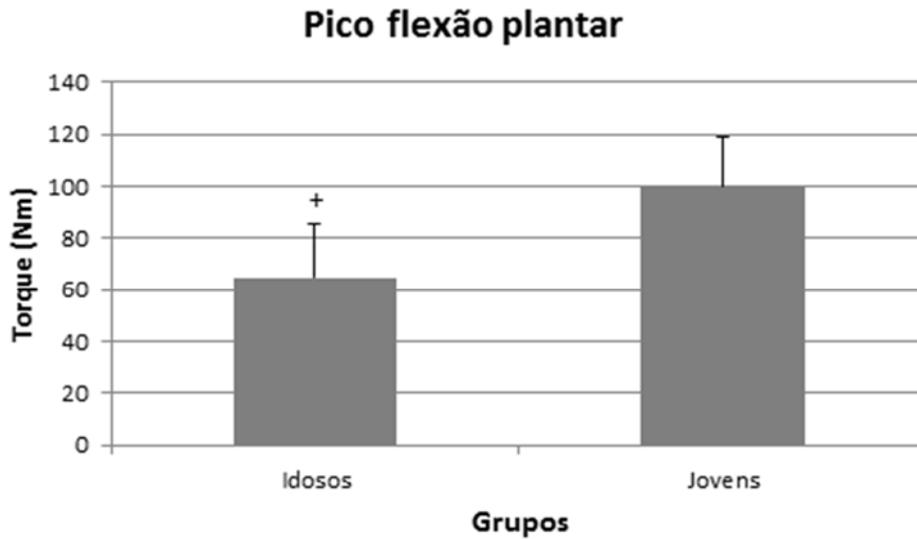


Figura 16- Média do pico de torque para flexão plantar entre grupos, o símbolo + significa diferenças estatisticamente significativa entre os grupos ( $p < 0,05$ ).

Para o pico de torque na flexão dorsal das idosas, a diferença estatisticamente significativa se manteve e foi comprovada a partir do teste t (pico D:  $T_c = -2,254$ , P valor =  $0,037$ ), estando 21% reduzido em comparação ao torque médio das jovens (Figura 17).

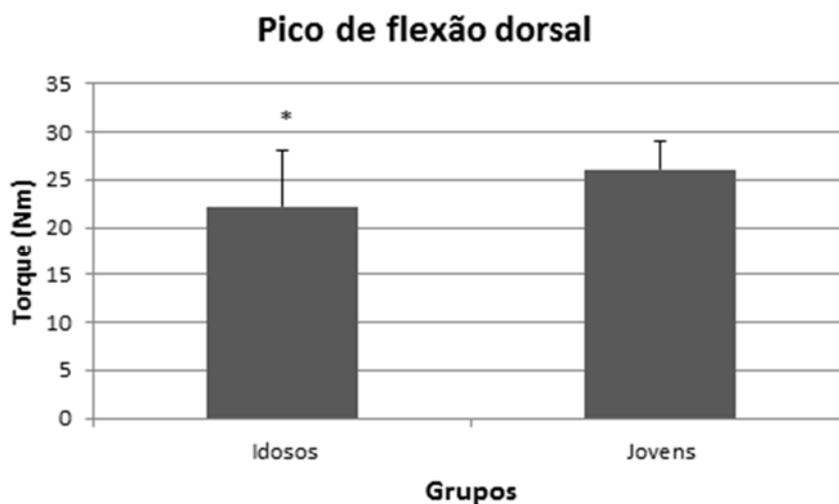


Figura 17- Média e desvio padrão do pico de torque para flexão dorsal entre grupos, o símbolo \* destaca a diferença significativa entre os grupos ( $p < 0,05$ ).

Os valores de compartilhamento de torque e EMG normalizado dos quatro músculos estudados não apresentaram diferenças estatisticamente significativas ( $P > 0,05$ ) entre os grupos, em cada intensidade, exceto a variável EMG TA 10 ( $Z_c = -2,016$ ,  $P$  valor = 0,04) que destaca aumento na coativação antagonista das idosas (Figura 18).

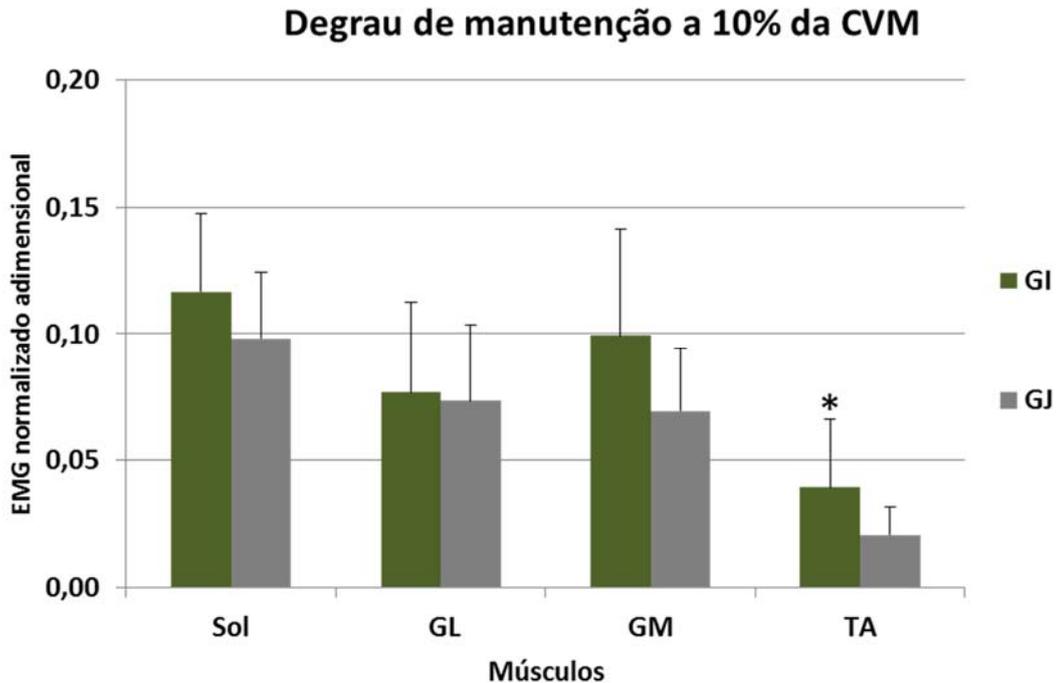


Figura 18- Valores médios e desvio padrão do EMG normalizado a 10% da CVM, entre os grupos, o símbolo \* representa o P valor para TA=0,04. Sol=Sóleo; GL=Gastrocnêmio Lateral; GM=Gastrocnêmio Medial; TA=Tibial Anterior; GI= Grupo Idosos; GJ=Grupo Jovens.

A eletromiografia normalizada no degrau a 40% da CVM não apresentou diferença significativa entre os grupos (Figura 19). Seus valores entre os componentes do TS se mantiveram pouco variáveis na análise intragrupos.

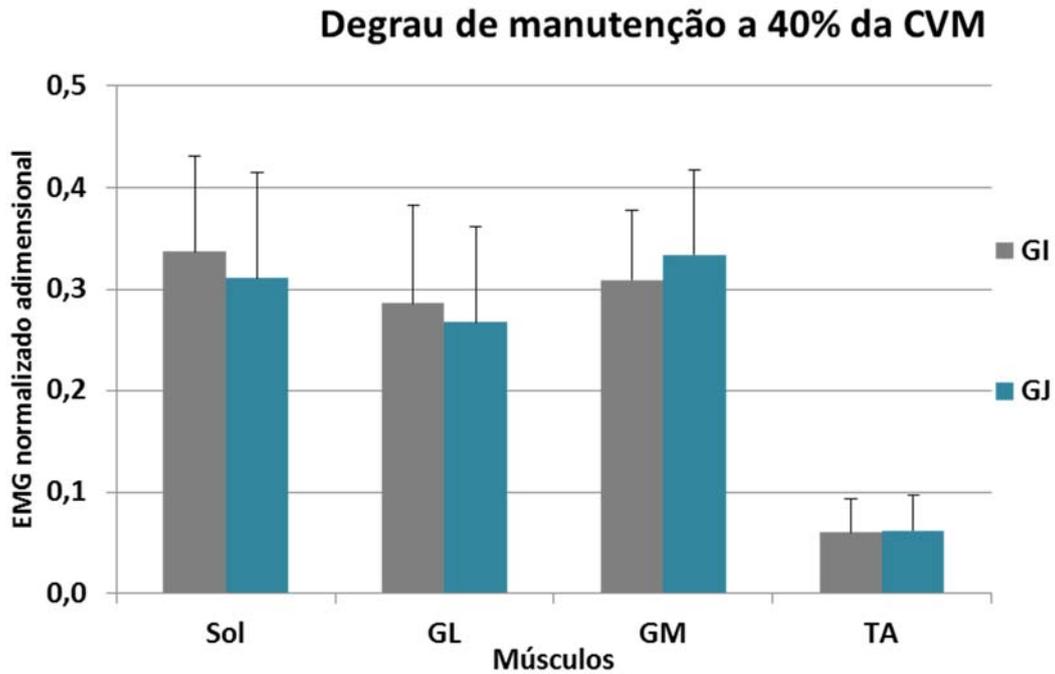


Figura 19- valores médios e desvio padrão do EMG normalizado a 40% da CVM, entre os grupos. Sol=Sóleo; GL=Gastrocnêmio Lateral; GM=Gastrocnêmio Medial; TA=Tibial Anterior; GI= Grupo Idosos; GJ=Grupo Jovens.

Os valores de torque estimado para cada componente muscular na intensidade de 10% não apresentaram diferenças entre os grupos (Sol:  $Z_c = -1,78$ , P valor= 0,07; GL:  $Z_c = -1,25$ , P valor= 0,2; GM:  $Z_c = -0,34$ , P valor= 0,73; TA:  $Z_c = -1,14$ , P valor= 0,25) (Figura 20).

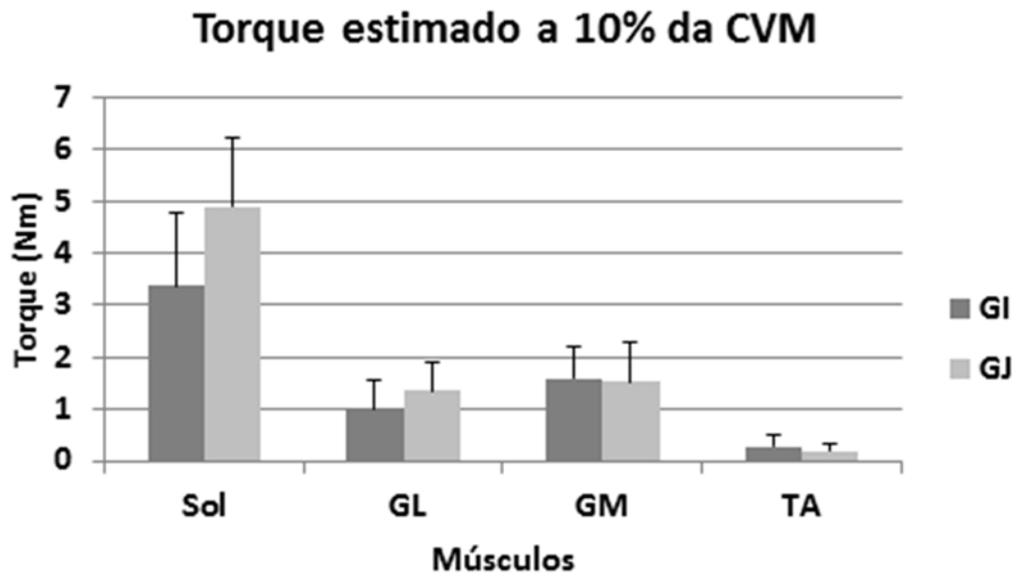


Figura 20- Torque estimado pelo modelo EMG-driven em degrau de manutenção a 10% da CVM sem diferenças entre os grupos. Sol=Sóleo; GL=Gastrocnêmio Lateral; GM=Gastrocnêmio Medial; TA=Tibial Anterior; GI= Grupo Idosos; GJ=Grupo Jovens.

No entanto, a 40% da CVM, o músculo considerado para a flexão plantar (TS) demonstrou valores de torque estatisticamente maiores (Sol:  $Z_c = -2,545$ , P valor= 0,011; GL:  $Z_c = -2,393$ , P valor=0,017; GM:  $Z_c = -2,393$ , P valor=0,017) para os jovens (Figura 21).

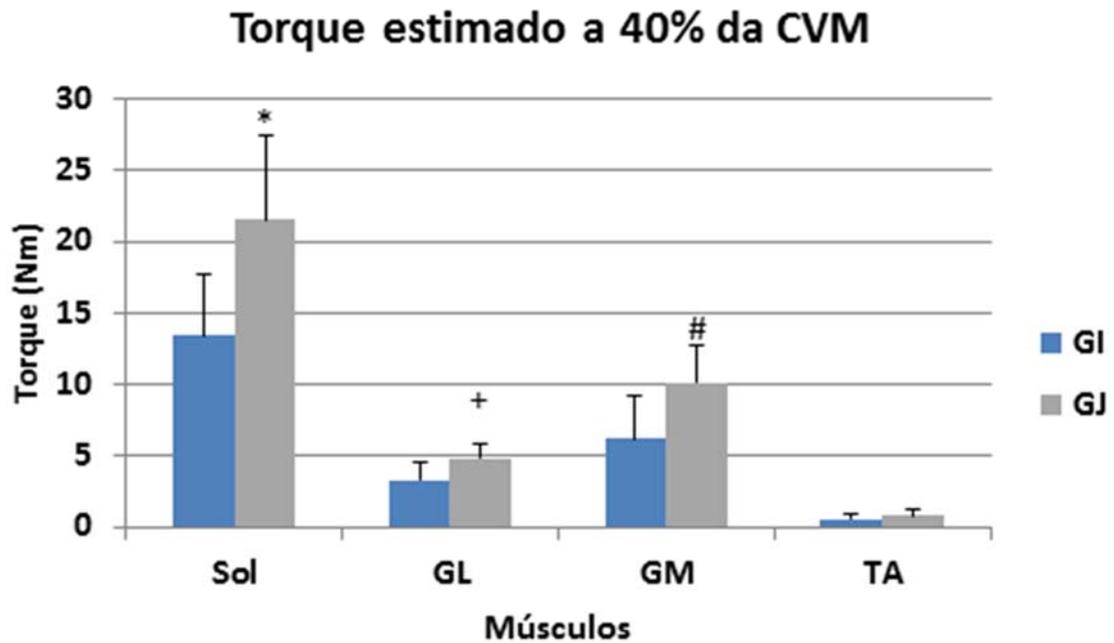


Figura 21- Torque estimado pelo modelo EMG-driven em degrau de manutenção a 40% da CVM. P valor <0,05 para Sol, GL e GM entre os grupos. Sol=Sóleo; GL=Gastrocnêmio Lateral; GM=Gastrocnêmio Medial; TA=Tibial Anterior; GI= Grupo Idosos; GJ=Grupo Jovens.

Dentro da avaliação da flutuação do torque medido entre GJ e GI, foram encontrados valores estatisticamente significativos apenas no degrau a 10% da CVM para o desvio padrão (Figura 22) comprovados segundo teste de Mann-Whitney (SD\_10:  $Z_c = -3,229$ ; P valor < 0,01; SD\_40:  $Z_c = -1,785$ ; P valor = 0,074).

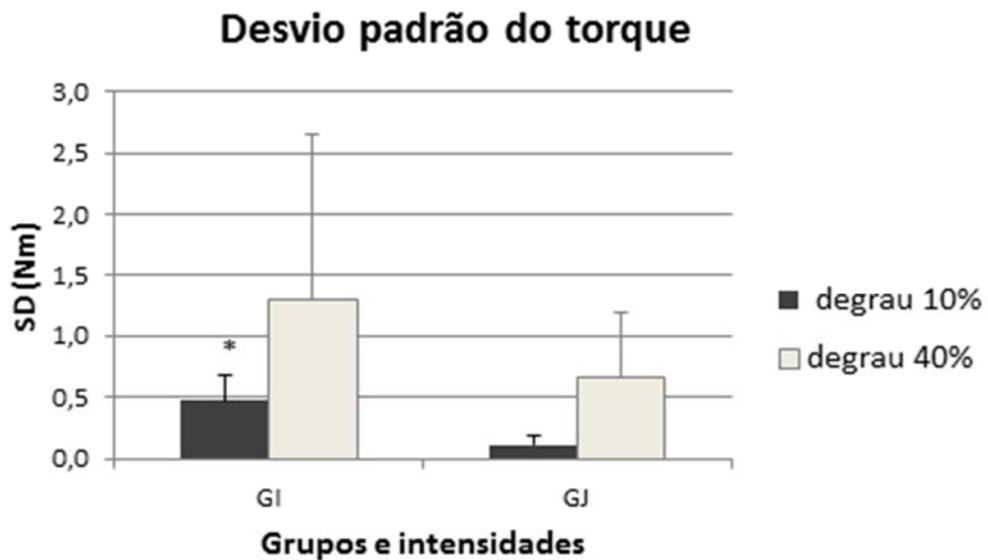


Figura 22- Desvio padrão do torque nos degraus de manutenção a 10 e 40% da CVM, o símbolo \* significa diferença estatisticamente significativa entre os grupos no degrau a 10% da CVM. Sol=Sóleo; GL=Gastrocnêmio Lateral; GM=Gastrocnêmio Medial; TA=Tibial Anterior.

Ainda na flutuação do torque medido, o coeficiente de variação no grupo a 40% da CVM apresentou um valor *outlier* dentro do grupo dos idosos, certificado no *box plot* (Figura 23). Sem este valor, as diferenças significativas entre os grupos (Figura 24), que existiam para ambas as intensidades, foi mantida apenas no degrau a 10% do torque máximo (CV\_10:  $Z_c = -3,077$ ; P valor= 0,002; CV\_40:  $Z_c = -1,909$ ; P valor= 0,056).

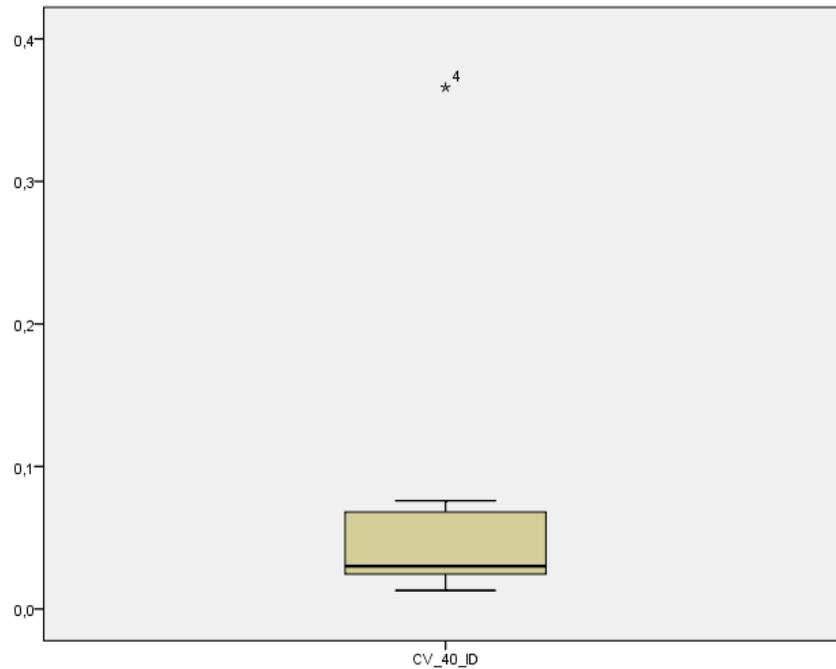


Figura 23- *Box plot* do coeficiente de variação a 40% do grupo dos idosos, um valor representa um *outlier*, com necessidade de exclusão para compreensão das diferenças.

### Coeficiente de Variação do torque

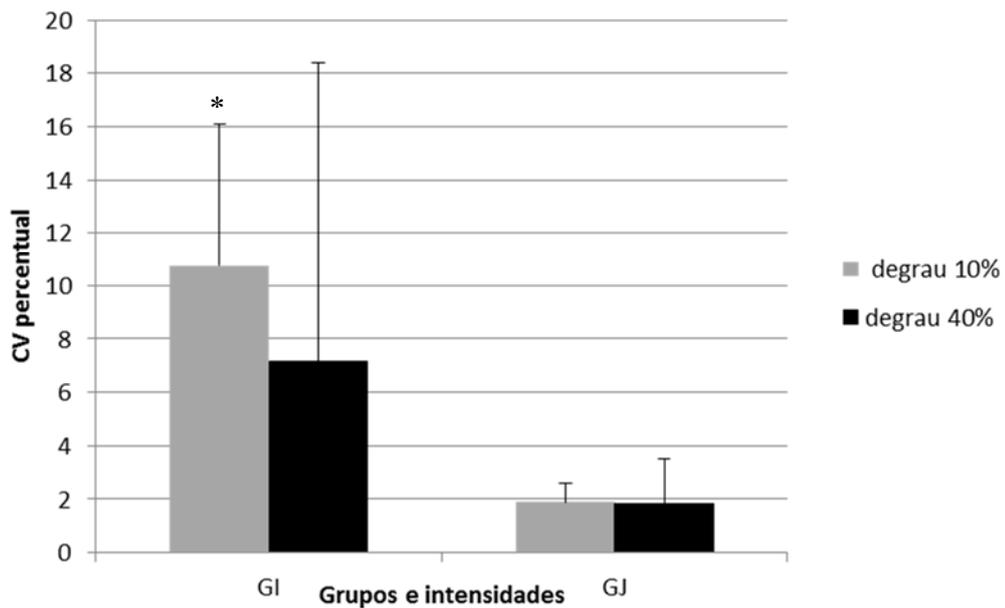


Figura 24- Coeficiente de variação dos torques entre os grupos e intensidades de manutenção do torque. O símbolo \* significa P valor < 0,05 entre os grupos na baixa intensidade de manutenção do torque. GI= Grupo Idosos; GJ=Grupo Jovens.

E observando os gráficos de dispersão, podemos reforçar os resultados demonstrados acima para o degrau a 10% da CVM (Figura 25) e a 40% (Figura 26).

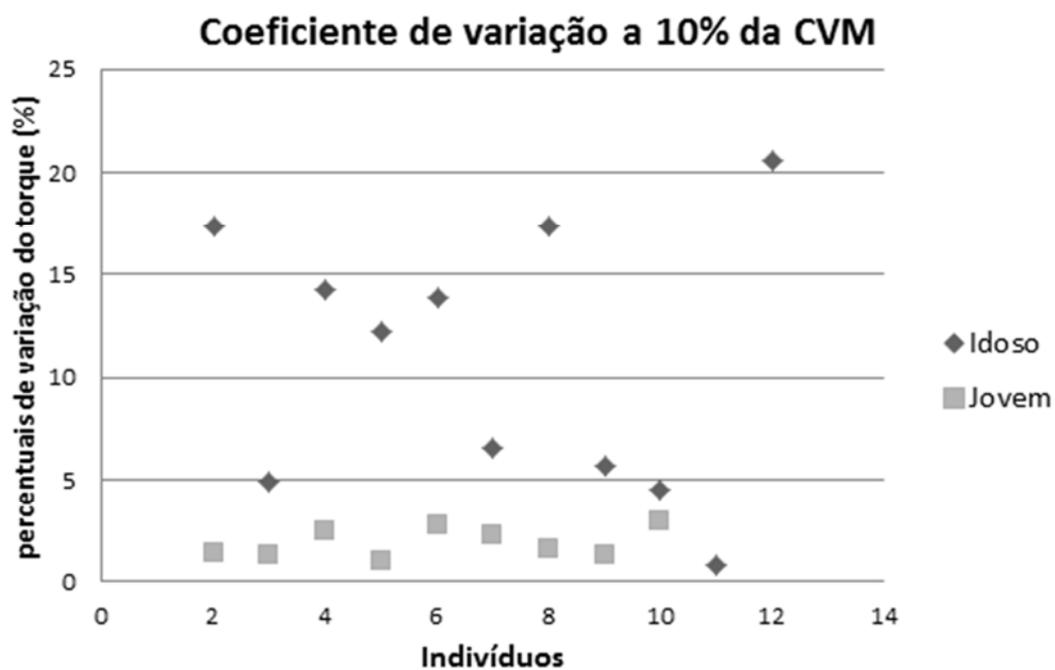


Figura 25- Coeficiente de variação no degrau de baixa intensidade de manutenção do torque submáximo,  $P < 0,05$  entre os grupos.

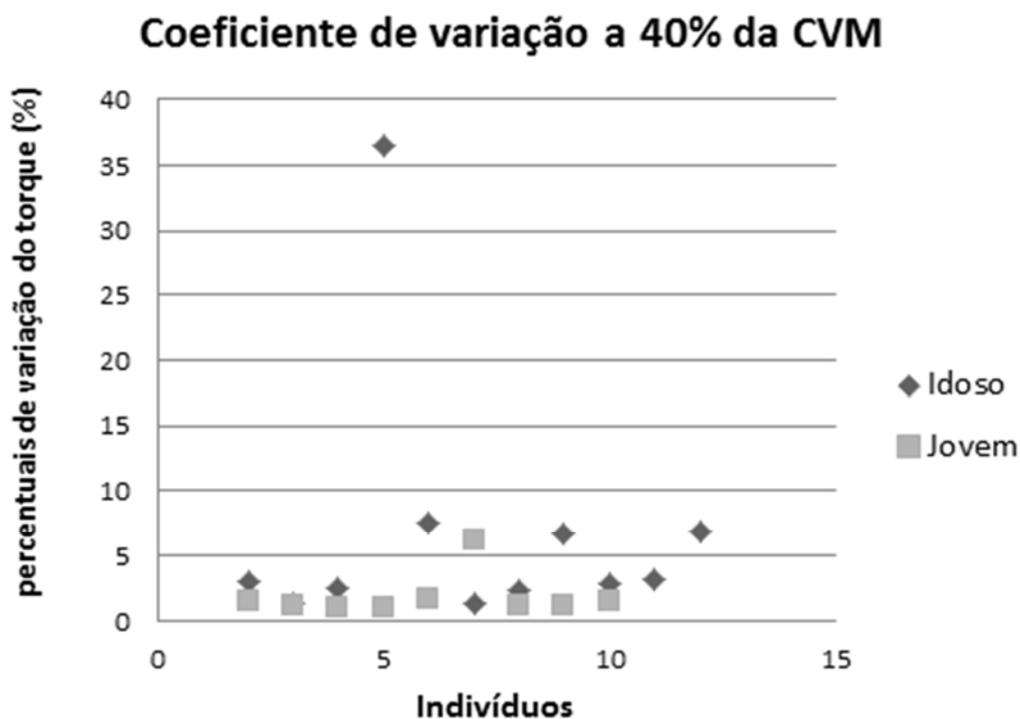


Figura 26- Coeficiente de variação no degrau de média intensidade de manutenção do torque submáximo, demonstrando o *outlier*, retirado na análise estatística.

O erro médio e %RMS (Tabela 4) em avaliação intergrupos, em cada intensidade, não apresentaram valores estatisticamente diferentes (RMS\_10:  $Z_c = -0,798$ ; P valor=0,42; RMS\_40:  $Z_c = -0,72$ ; P valor=0,5; erro\_10:  $Z_c = -0,76$ ; P valor=0,45; erro\_40:  $Z_c = -0,57$ ; P valor=0,6), essa ausência de significância estatística pode representar um erro similar entre os grupos.

Tabela 4- Erro médio quadrático do modelo para cada grupo e intensidade de força (10 e 40 % da CVM).

Grupos	% RMS (10)	% RMS (40)
Idosos	18,82 ± 7,88	11,90 ± 6,26
Jovens	21,62 ± 20,06	11,12 ± 6,78

Após as avaliações para os efeitos das variáveis entre cada grupo, as intensidades de contração foram testadas para o compartilhamento, o EMG normalizado e os torques estimados.

O compartilhamento de torque apresentou diferença significativa em relação às intensidades para o músculo gastrocnêmio lateral ( $Z_c = -2,191$ ,  $P$  valor= 0,028), estando aumentado a 10% (Figura 27). Nos demais músculos a intensidade não apresentou efeito para diferenças.

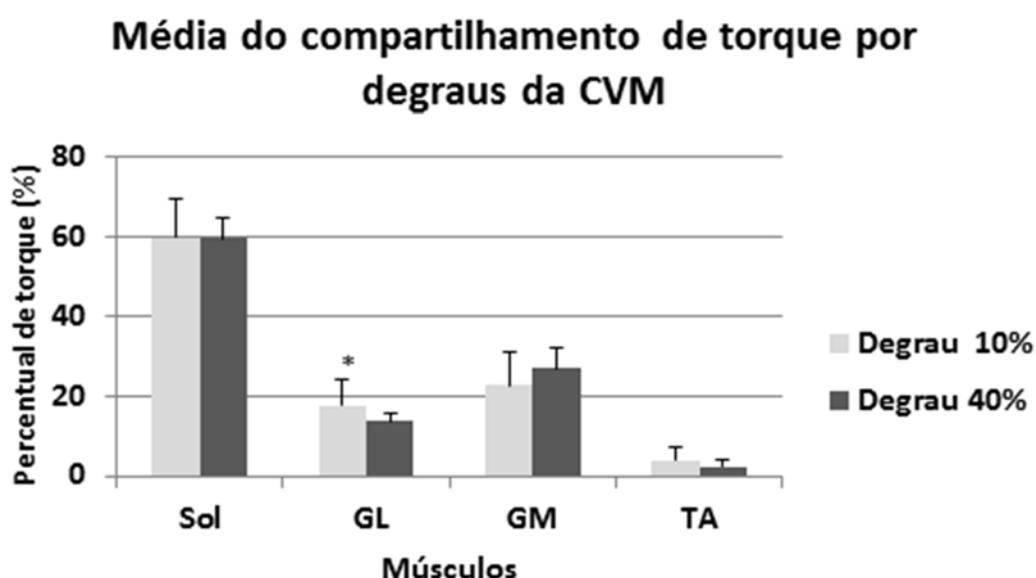


Figura 27- Média total do compartilhamento de torque para todos os indivíduos segundo degraus de manutenção do torque. O símbolo \* significa  $P$  valor < 0,05 para GL entre as intensidades de manutenção do torque. Sol=Sóleo; GL=Gastrocnêmio Lateral; GM=Gastrocnêmio Medial; TA=Tibial Anterior.

O traçado eletromiográfico (EMG normalizado) aumentou significativamente em todos os músculos na maior intensidade de contração (EMG Sol:  $Z_c = -5,383$ ,  $P < 0,01$ ; EMG GL:  $Z_c = -5,275$ ,  $P < 0,01$ ; EMG GM:  $Z_c = -5,383$ ,  $P < 0,01$ ; EMG TA:  $Z_c = -3,45$ ,  $P = 0,001$ ).

Seguindo mesmo comportamento, os valores de torque submáximos estimados pelo modelo apresentaram diferenças significativas para todos os músculos entre as intensidades de contração. Entre os grupos, os componentes do tríceps sural das jovens aumentaram sua participação significativamente (Figura 28).

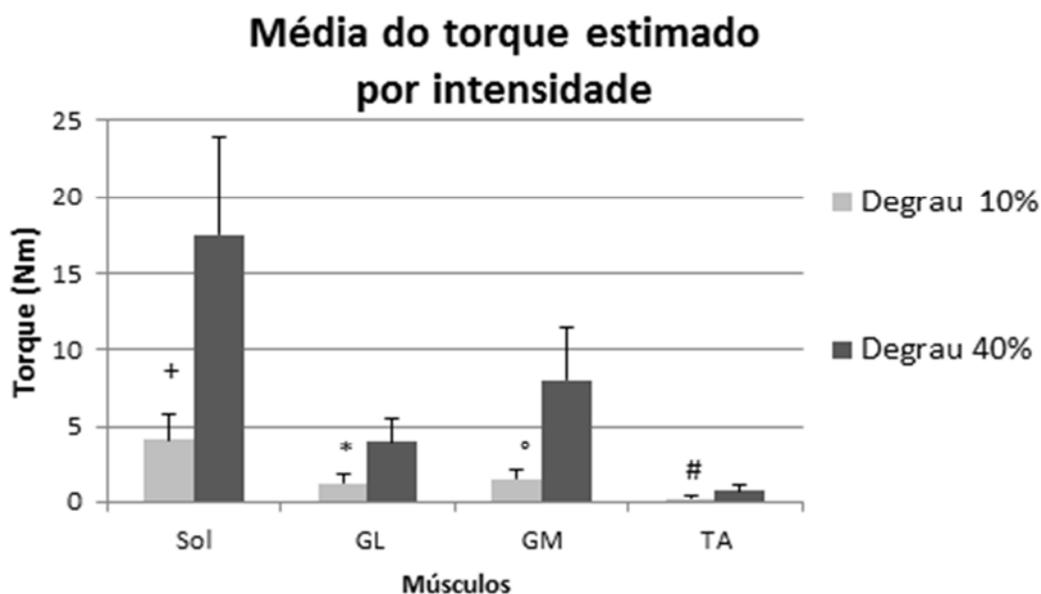


Figura 28- Médias dos torques estimados por degrau submáximo da CVM e seus valores de significância segundo teste de Mann-Whitney para cada músculo, os símbolos demonstram diferença estatisticamente significativa para todos os músculos nas intensidades. Sol=Sóleo; GL=Gastrocnêmio Lateral; GM=Gastrocnêmio Medial; TA=Tibial Anterior.

O percentual do erro médio quadrático calculado pelo modelo foi estatisticamente menor para o degrau a 40% da CVM ( $Z_c = -2,002$ ,  $P = 0,045$ ) assim como o erro médio ( $Z_c = -3,192$ ,  $P = 0,001$ ). Observamos que os valores de %RMS do modelo foram similares entre os grupos e distintos quanto às intensidade. Estes valores seguem comportamento encontrado em outros estudos, onde o modelo se adapta melhor às maiores intensidades de contração (DE OLIVEIRA, MENEGALDO, 2012).

## **6 Discussão**

Com base nos resultados obtidos pode-se sugerir que o envelhecimento está acompanhado de modificações variáveis na estrutura muscular (VANDERVOORT, 2002), que tendem a gerar novas estratégias de controle motor no intuito de manter a eficiência do movimento, com menor gasto energético (MIAN *et al.*, 2007). Esse raciocínio segue as suposições de NARICI *et al.* (2005) do aumento da coativação para aumento da rigidez articular, além do recrutamento dos músculos proximais do membro inferior pelo comprometimento nos músculos distais (NAGAI *et al.*, 2011) e as alterações arquiteturais do componente músculo-tendíneo advindas do envelhecimento (ENOKA *et al.*, 2003).

Para cada variável avaliada os resultados podem ser analisados a partir de estudos prévios e seguem abaixo.

### **6.1 Efeitos do envelhecimento no torque articular**

A média do pico de torque máximo para flexão plantar das idosas estudadas foi menor do que para as jovens. Este resultado é similar aos encontrados por Mian, *et al.*, (2007), Tracy, (2007), Morse *et al.* (2005a). Essa redução da atuação dos músculos plantiflexores pode estar influenciada pela diminuição na capacidade de ativação das unidades motoras, somadas ao aumento da coativação da musculatura antagonista ao movimento de flexão plantar (JESUNATHADAS *et al.*, 2010), além da redução da força aliada à sarcopenia das fibras musculares dos idosos. (THOM *et al.*, 2007)

No entanto, salienta-se que não há unanimidade para os valores máximos do torque para flexão dorsal, onde alguns autores encontraram diminuição (JESUNATHADAS *et al.*, 2010) sem confirmação deste dado por Tracy e Jane e Alexander (KENT-BRAUN, ALEXANDER, 1999; TRACY, 2007). A redução na geração do torque máximo dorsiflexor, encontrada nesse estudo, poderia ser explicada pela perda de massa muscular atrelada à redução do ângulo de penação muscular e, juntos, associados à diminuição do número de fibras em série, comprometendo diretamente na mecânica de geração da força do músculo (MIAN *et al.*, 2007), fato que também ocorre nos plantiflexores e pode ser minimizado pelo treinamento de força muscular (ENOKA *et al.*, 2003). No entanto, alguns autores rebatem essa informação

pela possibilidade de um menor efeito do envelhecimento no músculo TA (ENOKA *et al.*, 2003).

Em relação à média do torque submáximo total dos indivíduos, os valores estimados pelo modelo foram maiores para o TS no degrau a 40% da CVM, demonstrando maior utilização deste músculo para a geração de maior intensidade de força. Entretanto, o músculo tibial anterior, atuando como antagonista, também esteve aumentado na maior intensidade de força podendo estar ligado a um aumento no torque antagonista pelo aumento da necessidade de estabilização e força para flexão plantar. Entre os degraus submáximos, no entanto, o torque estimado para cada componente do TS esteve aumentado para os jovens na média intensidade, ou seja, a ativação das fibras musculares recrutadas foi suficiente para gerar maior força relativa em cada componente comparado aos idosos. Esse achado é suportado pela dinapenia relativa ao envelhecimento, mas não é demonstrado para o músculo TA. Aparentemente, o número de unidades motoras que inervam o TA não reduz com a mesma proporção do TS (JESUNATHADAS *et al.*, 2010), podendo comprometer menos a geração de força deste músculo, e segundo Vandervoort (2002) os efeitos do envelhecimento são multifatoriais e podem estar alterados entre diferentes músculos. Ao mesmo tempo, esse mecanismo de manutenção dos valores de torque para a cocontração não acompanharam o comportamento da coativação, reforçando os questionamentos da inferência direta entre torque e ativação muscular (FARINA *et al.*, 2010).

Entretanto, a comprovada redução da ativação das UMs existente com a idade pode estar diretamente atrelada à redução da força final no movimento, encontrada no presente estudo. Pois a redução na frequência de disparo das UMs decorre da diminuição da excitabilidade dos motoneurônios inferiores (KLASS *et al.*, 2008) e possivelmente do aumento do número de fibras com características de contração lenta (AAGAARD *et al.*, 2002), advindos do envelhecimento. No entanto, Nair (2004), também refere um aumento na reinervação das fibras mantidas por unidades motoras lentas, implicando em redução na velocidade de contração, podendo objetivar a manutenção dos níveis de ativação ou recrutamento muscular.

## ***6.2 Efeitos do envelhecimento no compartilhamento de torque***

Contrário à perda de força, o percentual do compartilhamento de torque dos músculos agonistas para flexão plantar não se alterou entre os grupos. Os valores permaneceram com um padrão crescente entre o gastrocnêmio lateral, medial e sóleo, como descrito em outros estudos (OLIVEIRA, MENEGALDO, 2009, 2012) para jovens. Tal avaliação sugere a manutenção na distribuição das forças em uma articulação com o envelhecimento.

Nas diferentes intensidades testadas, o músculo gastrocnêmio lateral foi mais participativo no degrau de maior torque, pertinente à sua função e arquitetura muscular. Mesmo os idosos, que apresentam perdas em fibras de contração rápida (AAGARD, 2010), mantiveram a mesma proporção na distribuição das forças em cada degrau submáximo mesmo na redução total do torque gerado. Esse achado suporta os resultados de Morse *et al.* (2005), que relataram a perda proporcionalmente distribuída na ASTF dos idosos. Estes mesmos autores observaram que a proporção de participação de cada componente do TS na ASTF total do músculo se manteve constante mesmo quando há uma redução significativa nos gastrocnêmios dos idosos. Além do relato de Reeves *et al.* (2005), que sugerem que a perda das fibras musculares dos idosos pode não ser seletiva às fibras de contração rápida, o que tenderia a não gerar alterações na participação dos gastrocnêmios no tornozelo.

O compartilhamento de torque do músculo dorsiflexor também não apresentou diferenças para grupos ou intensidades, refletindo um mesmo percentual de participação no torque total de flexão plantar. Isso sugere que, independente das modificações mecânicas e neurais, os idosos podem se comportar como os jovens na atuação de alguns movimentos (ENOKA *et al.*, 2003), desconsiderando as relações de flutuação da força para o desempenho da tarefa.

Não obstante, a participação do TA como agonista ao movimento, não apresentou efeito de grupo no estudo de Tracy (2007) sustentando a hipótese que este músculo pode sofrer menor influência com o envelhecimento (JESUNATHADAS *et al.*, 2010), possivelmente por sua ação principal em atividades de baixos níveis de força e maiores deslocamentos (LIEBER, FRIDEN, 2000). No entanto, esses estudos não avaliaram o compartilhamento do torque articular entre os componentes musculares envolvidos.

### ***6.3 Efeitos do envelhecimento na ativação e coativação muscular***

Os valores de excitação muscular, segundo o EMG normalizado, não foram diferentes entre os grupos. Esse resultado diverge de Morse *et al.* (2004), que relataram redução na ativação dos flexores plantares de idosos em comparação aos jovens. Nesse mesmo estudo, porém, os valores de coativação para o tibial anterior como antagonista, não foram diferentes entre os grupos.

Partindo para uma observação subjetiva do gráfico de EMG normalizado (Figuras 18 e 19), observa-se um aumento no recrutamento do músculo tríceps sural dos idosos, sem que este valor consiga gerar maiores torques. Resultado que não encontra respaldo na estatística escolhida.

No presente estudo, a coativação foi maior apenas na baixa intensidade (10% da CVM). Nagai *et al.* (2011) também encontraram aumento na coativação do TA para a manutenção da postura ortostática de idosos. Além disso, outros estudos relatam coativação aumentada com o envelhecimento na musculatura da coxa em isometria ou durante a marcha (MACALUSO *et al.*, 2002; MIAN *et al.*, 2006). Morse *et al.* (2004) observaram a ativação e coativação do TS e TA em isometria para a CVM não encontrando aumento nos níveis de coativação. Tais achados encontram consistência no aumento da variação do torque dos idosos apenas em baixas intensidades de força (ENOKA *et al.*, 2003) assim a coativação dos idosos poderia estar aumentada como estratégia de controle da manutenção da rigidez articular (NARICI *et al.*, 2005). Possivelmente, esta estratégia não seria necessária em maiores níveis de ativação pelo aumento na frequência de disparos das UMs, junto ao maior número de unidades recrutadas tendendo a amenizar a variabilidade do torque (ENOKA *et al.*, 2003).

Aparentemente o aumento da coativação representa um incremento da rigidez articular, em compensação à redução no ângulo de penação, da tensão específica da fibra muscular (MORSE *et al.*, 2005) e o aumento da complacência do tendão (NARICI *et al.*, 2005), que culminam na redução da força e coordenação do movimento dos idosos (ENOKA *et al.*, 2003; NAGAI *et al.*, 2011).

#### **6.3.1- Envelhecimento na variabilidade do movimento**

Alguns estudos relatam que em comparação aos jovens, a capacidade de um idoso controlar uma ação muscular está comprometida, podendo ou não influenciar no desempenho final da tarefa (JESUNATHADAS *et al.*, 2010; MONACO, MICERA, 2012). A perda da coordenação em contrações mantidas pode não estar ligada à redução da força muscular, mas sim a um aumento da variabilidade motora.

O aumento na utilização do músculo antagonista ao movimento com o envelhecimento, relatado em diversos estudos, levaria a um aumento da rigidez articular para a realização adequada da tarefa, compensando a redução do controle motor (TRACY, 2002). Para quantificar a qualidade do controle motor, o coeficiente de variação da força na execução de uma tarefa isométrica, proposto por Enoka *et al.* (2003), para o primeiro interósseo digital e os extensores de joelho, apresentou diferenças significativas apenas em baixos níveis de força ( $\leq 20\%$  da CVM) entre jovens e idosos saudáveis. Esse mesmo raciocínio pode sustentar o aumento da coativação apenas em baixas intensidades de força e coeficiente de variação, encontrados no presente trabalho.

Em relação ao desvio padrão do torque, foi observado aumento nos valores do grupo dos idosos no degrau de 10% da CVM. O coeficiente de variação do torque também esteve aumentado para os idosos na baixa intensidade, mas um valor destoante dos demais foi observado na manutenção a 40% do torque máximo, sendo comprovado como *outlier* e excluído da amostra. Os valores da variável CV foram dispersos no grupo dos idosos para a baixa intensidade, podendo ser visualizados na Figura 25. No entanto, no degrau a 40% da CVM (Figura 26), percebe-se claramente o *outlier*. Removido este, a amostra passa a não apresentar diferença estatisticamente significativa entre os grupos, segundo o teste de Mann-Whitney.

Desta maneira, segundo estudo de Enoka *et al.* (2003), os valores de coeficiente de variação apresentam-se aumentados apenas em baixas intensidades, acompanhando o desvio padrão, que também se manteve variável somente na baixa intensidade de força. Enoka *et al.* (2003) relatam que atividades acima de 20% da CVM não apresentam aumento nos coeficientes de variação do torque, para os idosos, em movimento controlado nas mãos. No entanto, Christou e Carlton (2001) não encontraram diferenças no CV de idosos e jovens em contrações mantidas, mas apenas em contrações isométricas rápidas no movimento de extensão da perna.

O comportamento do indivíduo diferente dos demais, no presente estudo, pode representar uma especificidade da articulação avaliada por ser comumente utilizada em

atividades de força e não de precisão. Mas não reflete o comportamento do grupo avaliado.

Assim, dentro das modificações estruturais com o envelhecimento, o treinamento muscular já é demonstrado como fator responsável por reverter os comprometimentos musculares que culminam na redução da força (ENOKA *et al.*, 2003). Novos treinamentos de coordenação e controle motor, também baseados em baixos níveis de força e coordenação podem auxiliar na manutenção da funcionalidade dos idosos.

#### ***6.4 Limitações do estudo***

A eletromiografia bipolar capta sinais de uma parte limitada do músculo, na medida em que o impulso nervoso possui distribuição variável ao longo do comprimento muscular (YAMADA *et al.*, 1987). Essa forma de análise da ativação muscular ainda é muito utilizada por sua viabilidade, seu baixo custo e a facilidade de interpretação, além da análise comparativa devido a sua vasta utilização. No entanto, como em outras formas de captação de sinais, essa observação deve ser controlada e a região de colocação dos eletrodos deve evitar a região da zona de inervação para que o sinal seja interpretado corretamente. O uso de matrizes de eletrodos ou vetores em futuros estudos poderá elucidar um padrão de distribuição espacial da ativação neural nestes músculos.

Outra limitação é o tamanho da amostra, já que se trata de um grupo com alterações fisiológicas e funcionais multifatoriais (NAIR, 2005; REEVES *et al.*, 2005; VANDERVOORT, 2002), necessitando do controle de variáveis endócrinas, neurais e comportamentais para uma análise mais específica. Em relação à amostra, se faz importante inferenciar a necessidade de estudo de idosos sedentários por representarem a maioria dessa população e mais afetados quanto aos efeitos fisiológicos desta etapa. No presente estudo, o uso de idosos ativos pode representar uma limitação, justificada pela dificuldade de mobilidade do grupo sedentário.

O erro de reconstrução do torque obtido através do modelo *EMG-driven* foi comparável ao obtido em outros estudos com a mesma metodologia. Sua redução poderia ser obtida com a utilização de parâmetros musculares individuais, coletados por ultrassom (DE OLIVEIRA, MENEGALDO, 2012). No entanto, o comportamento de melhor predição dos valores para maiores intensidades de excitação pode representar uma necessidade de refinamento da dinâmica de ativação neural para baixas intensidades.

O torque estimado está distribuído entre os principais músculos que atuam na tarefa testada. Outros músculos, como o fibular longo, curto e o tibial posterior são também flexores plantares, mas a dificuldade de acessibilidade à eletromiografia superficial, adicionada a pequena participação que desempenham no movimento (KAWAKAMI *et al.*, 1998; LIEBER, FRIDEN, 2000), dificultam sua inclusão no modelo articular.

## ***7 Conclusões***

Conclui-se que o compartilhamento de torque das idosas e mulheres jovens testadas, para o movimento de manutenção da flexão plantar em baixo e médio níveis de torque, não se modifica. Isso sugere que o organismo tende a criar estratégias para manter a eficiência do movimento no envelhecimento. Porém, a força máxima para a contração isométrica se encontra reduzida nas idosas, tanto para a flexão plantar, quanto para a dorsal, fato atribuível à sarcopenia e aos comprometimentos neurais advindos do envelhecimento.

O aumento da coativação do TA para baixas intensidades de força pode representar uma estratégia de controle, aumentando a rigidez articular para compensar o aumento da complacência do tendão de Aquiles. A variabilidade do torque submáximo foi aumentada nas idosas, também em baixas intensidades, apresentando maior coeficiente de variação do que o grupo de jovens. O aumento da coativação em baixa intensidade, junto ao aumento dos valores de coeficiente de variação e desvio padrão do torque, apenas nesta intensidade, pode representar uma estratégia de controle motor adaptada pelas idosas para movimentos com menor requisição de força.

O modelo *EMG-driven* foi capaz de estimar a distribuição das forças entre os componentes do TS e TA, para os dois grupos estudados, durante a flexão plantar isométrica mantida em nível baixo e médio, estando mais bem adaptado a maiores níveis de ativação.

## 8 Referências Bibliográficas

- AAGAARD, P.; SUETTA, C.; CASEROTTI, P., *et al.* “Role of the nervous system in sarcopenia and muscle atrophy with aging: strength training as a countermeasure” *Scand J Med Sci Sports*, v.20, pp.49-64, 2010.
- AMERICAN COLLEGE OF SPORTS MEDICINE, “ACSM's guidelines for exercise testing and prescription”, *Lippincott Williams & Wilkins*, 7 ed. Baltimore, 2006.
- BOTTER, A.; MARATEB, H.; AFSHARIPOUR, B., *et al.* “Solving EMG-force relationship using Particle Swarm Optimization” *33rd Annual International Conference of the IEEE EMBS*, 2011.
- BRUCKI, S. M.; NITRINI, R.; CARAMELLI, P., *et al.* “Sugestões para o uso do mini-exame do estado mental no Brasil” *Arq. Neuropsiquiatr.*, v. 61, n.3B, pp.777-81, 2003.
- BUCHANAN, T.S.; LLOYD, D.; MANAL, K., *et al.* “Neuromusculoskeletal modeling: Estimation of muscle forces and joint moments and movements from measurements of neural command” *Journal of Applied Biomechanics*, v.20, n.4, pp.367-395. 2004.
- CHOW, R. S.; MEDRI, M. K.; MARTIN, D. C., *et al.* “Sonographic studies of human soleus and gastrocnemius muscle architecture: gender variability” *Eur J Appl Physiol.*, v.82, pp.236-244, 2000.
- CHRISTOU, E. A.; CARLTON, L.G. “Old adults exhibit greater motor output variability than young adults only during rapid discrete isometric contractions” *Journal of gerontology*, v.56<sup>a</sup>, n.12, pp.B524-B532, 2001.
- CLARK, B.C.; MANINI, T. M. “Sarcopenia ≠ Dynapenia” *Journal of Gerontology*, v.63A, n.8, pp.829-834, 2008.
- DANGELO, J.; FATTINI, C. *Anatomia Humana - Sistêmica e Segmentar*. 2<sup>a</sup> Ed. Editora Atheneu. Rio de Janeiro. Cap. IV, pp.304-98, 2002.
- DE LUCA, C. J. “The use of surface electromyography in biomechanics” *Journal of applied biomechanics*, v.13, pp.135-163, 1997.
- DE OLIVEIRA, L. F.; MENEGALDO, L. 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, pp.2816-2821, 2010.
- DE OLIVEIRA, L. F.; MENEGALDO, L. L. “Input error analysis of an EMG-driven muscle model of the plantar flexors” *Acta of bioengineering and biomechanics*, v.14, n.2, pp.75, 2012.
- DE VITA, P.; HORTOBÁGYI, T.; “Age causes a redistribution of joint torques and powers during gait” *J Appl Physiol.*, v.88, pp.1804-1811, 2000.

- DELP, S.L.; ANDERSON, F.C.; ARNOLD, A.S., *et al.* "OpenSim" *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, v.54, n.11, pp.1940-1950, Nov. 2007
- DROUIN, J.; VALOVICH-MC LEOD, T.C.; SHULTZ, S.J., *et al.* "Reliability and validity of the Biodex system 3 pro isokinetic dynamometer velocity, torque and position measurements" *Eur J Appl Physiol*, v.91, pp.22-29, 2004.
- ENOKA, R.M.; CHRISTOU, E.A.; HUNTER, S.K., *et al.* "Mechanisms that contribute to differences in motor performance between young and old adults" *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v.13, pp.1-12, 2003.
- FARINA, D.; HOLOBAR, A.; MERLETTI, R., *et al.* "Decoding the neural drive to muscles from the surface electromyogram" *Clinical Neurophysiology*, v.121, pp.1616-1623, 2010.
- FLEMING, B. C.; BEYNNON, B. D. "In vivo measurement of ligament/tendon strains and forces: a review". *Annals of biomedical engineering*, v.32, n.3, pp.318-328, 2004.
- FRANZ, J. R.; KRAM, R. "How does age affect leg muscle activity/coactivity during uphill and downhill walking?" *Gait & Posture*, v.37, pp.378-384, 2013.
- FUKUNAGA, T.; MYATANI, M.; TACHI, M., *et al.* "Muscle volume is a major determinant of joint torque in humans" *Acta Physiol Scand.*, v.172, pp.249-255, 2001.
- GIBBONS, R. J., ABRAMS, J., CHATTERJEE, K. *et al.*, 2002, "ACC/AHA 2002 guideline update for the management of patients with chronic stable angina - summary article: a report of the American College of Cardiology / American Heart Association task force on practice guidelines" *Journal of American College of Cardiology*, v.41, pp.159-68, 2002.
- HERMENS, H.J.; STEGEMAN, D.F. Standards for surface electromyography: the European project "Surface EMG for non-invasive assessment of muscles (SENIAM)". Disponível em: <http://www.med.uni-jena.de/motorik/pdf/stegeman.pdf> Acesso em: 22 Jun 2013, 16:50:10.
- HILL, A. The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. *Proceedings of the Royal Society of London Series B*, 1938.
- INSTITUTO BRASILEIRO DE GEOGRAFIA E ESTATÍSTICA "Coordenação de população e indicadores sociais, projeções da população do Brasil por sexo e faixa etária" Revisão 2008, Rio de Janeiro, IBGE, 2010.
- JESUNATHADAS, M.; KLASS, M.; DUCHATEAU, J., *et al.* "Discharge properties of motor units during steady isometric contractions performed with the dorsiflexor muscles" *J Appl Physiol.*, v.112, pp.1897-1905, 2012.
- JESUNATHADAS, M.; RUDROFF, T.; ENOKA, R. M. "Changes in muscle fascicles of tibialis anterior during anisometric contractions are not associated with motor-output variability of the ankle dorsiflexors in young and old adults" *Eur J Appl Physiol.*, v.110, pp.1175-1186, 2010.

KAWAKAMI, Y.; ICHINOSE, Y; FUKUNAGA, T. "Architectural and functional features of human triceps surae muscles during contraction" *J. Appl. Physiol.*, v.85, n.2, pp.398-404, 1998.

KENT-BRAUN, J. A.; ALEXANDER, V. NG. "Specific strength and voluntary muscle activation in young and elderly women and men" *J. Appl. Physiol.*, v.87, n.1, pp.22-29, 1999.

KLASS, M; BAUDRY, S.; DUCHATEAU, J. "Age-related decline in rate of torque development is accompanied by lower maximal motor unit discharge frequency during fast contractions" *Appl Physiol*, v.104, pp.739-746, 2008.

KLEIN, C. S.; RICE, C. L.; MARSH, G. D. "Normalized force, activation, and coactivation in the arm muscles of young and old men" *J Appl Physiol.*, v.91, pp.1341-1349, 2001.

KUO, F. C.; KAO, W. P.; HONG, C. Z. "Squat-to-reach task in older and young adults: Kinematic and electromyographic analyses" *Gait & Posture*, v.33, pp.124-129, 2011.

LANDULPHO, A. B.; SILVA, W. A. B.; SILVA, F. A. "Eletromiografia e eletrosonografia no monitoramento das desordens temporomandibulares: relato de caso clínico" *Rev. paul. odontol*, v.25, n.1, pp.4-8, 2002.

LANGENDERFER, J.; LASCALZA, S.; MELL, A., *et al.* "An EMG-driven model of the upper extremity and estimation of long head biceps force" *Computers in biology and medicine*, v.35, n.1, pp.25-39, 2005.

LEXELL, J.; DOWNHAM, D. "What is the effect of ageing on type 2 muscle fibres?" *Journal of the Neurological Sciences*, v.07, pp.250-251, 1992.

LEXELL, J.; TAYLOR, C. C.; SJÖSTRÖM, M. "What is the cause of the ageing atrophy? Total number, size and proportion of different fiber types studied in whole vastus lateralis muscle from 15- to 83-year-old men" *Journal of the Neurological Sciences*, v.84, pp.275-294, 1988.

LIEBER, R.; FRIDEN, J. "Functional and clinical significance of skeletal muscle architecture" *Muscle & Nerve*, V.23, pp.1647-1666, 2000

LINDLE, R. S.; METTER, E. J.; LYNCH, N. A., *et al.* "Age and gender comparisons of muscle strength in 654 women and men aged 20-93 yr" *J. Appl. Physiol.*, v.83, n.5, pp.1581-1587, 1997.

LLOYD, D. G.; BESIÉ, 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.

MACALUSO, A.; NIMMO, M.A.; FOSTER, J. E., *et al.* "Contractile muscle volume and agonist-antagonist coactivation account for differences in torque between young and older women" *Muscle & Nerve*, v. 25, pp. 858-863, 2002.

- MAGANARIS, C. N.; BALZOPoulos, V.; SARGEANT, A. J. "In vivo measurements of the triceps surae complex architecture in man: implications for muscle function" *Journal of Physiology*, v.512, n.2, pp.603-614, 1998.
- MAGANARIS, C. N.; BALZOPoulos, V.; SARGEANT, A. J. "In Vivo Specific tension of human skeletal muscle" *J Appl Physiol.*, v.90, pp.865-872, 2001.
- MAGNUSSON, S.P.; BEYER, N.; ABRAHAMSEN, H., *et al.* "Increased cross-sectional area and reduced tensile stress of the achilles tendon in elderly compared with young women" *Journal of Gerontology*, v.58(A), n.2, pp.123-127, 2003.
- MANAL, K., BUCHANAN, T.S. "One-parameter neural activation to muscle activation model: estimating isometric joint moments from electromyograms" *J. Biomech.*, v.36, pp.1197-1202, 2003.
- MANAL, K.; BUCHANAN, T.S. "An Electromyogram-Driven Musculoskeletal Model of the Knee to Predict in Vivo Joint Contact Forces During Normal and Novel Gait Patterns" *Journal of Biomechanical Engineering*, v.135, pp.1-7, 2013.
- MENEGALDO, L.L.; OLIVEIRA L.F.; MINATO, K.K. "EMG-FE an open-source graphical user interface for estimating muscle forces in the lower limb using an EMG-driven model" *Journal of Biomedical Engineering OnLine*, 2014, aceito.
- MENEGALDO, L. L.; DE TOLEDO FLEURY, A.; WEBER, H. I. "Moment arms and musculotendon lengths estimation for a three-dimensional lower-limb model" *Journal of biomechanics*, v.37, n.9, pp.1447-1453, 2004.
- MENEGALDO, L. L.; OLIVEIRA, L. F. "Effect of muscle model parameter scaling for isometric plantar flexion torque prediction" *Journal of biomechanics*, v.42, n.15, pp.2597-2601, 2009.
- MENEGALDO, L. L.; OLIVEIRA, L. F. "The influence of modeling hypothesis and experimental methodologies in the accuracy of muscle force estimation using EMG-driven models" *Multibody System Dynamics*, pp.1-16, 2011.
- MENEGALDO, L.L. "Modelagem Matemática, Simulação e Controle Artificial da Postura em Seres Humanos" Dissertação de Mestrado, *Faculdade de Engenharia Mecânica*, Unicamp, 1997.
- MERLETTI, R.; PARKER, P. "Physiology, engineering, and noninvasive applications" *IEEE Press Series on Biomedical Engineering*, -Wiley-IEEE Press, 2004.
- MIAN, O.S.; THOM, J.M.; ARDIGO, L.P., *et al.* "Gastrocnemius muscle-tendon behaviour during walking in young and older adults" *Acta Physiol.*, v.189, pp.57-65, 2007.
- MIAN, O.S.; THOM, J.M.; ARDIGO, L.P., *et al.* "Metabolic cost, mechanical work, and efficiency during walking in young and older men" *Acta Physiol.*, v.186, pp.127-139, 2006.

MONACO, V.; MICERA, S. "Age-related neuromuscular adaptation does not affect the mechanical efficiency of lower limbs during walking" *Gait & Posture*, v.36, pp.350-355, 2012.

MORSE, C.I.; THOM, J. M.; MARK, G.D., *et al.* "Reduced plantarflexor specific torque in the elderly is associated with a lower activation capacity" *Eur J Appl Physiol*, v.92, pp.219-226, 2004.

MORSE, C.I.; THOM, J. M.; REEVES, N. D., *et al.* "In vivo physiological cross-sectional area and specific force are reduced in the gastrocnemius of elderly men" *J Appl Physiol*, v.99, pp.1050-1055, 2005a.

MORSE, C.I.; THOM, J.M.; BIRCH, K.M., *et al.* "Changes in triceps surae muscle architecture with sarcopenia" *Acta Physiol Scand.*, v.183, pp.291-298, 2005b.

NAGAI, K.; YAMADA, M.; UEMUDA, K., *et al.* "Differences in muscle coactivation during postural control between healthy older and young adults" *Archives of Gerontology and Geriatrics*, v.53, pp.338-343, 2011.

NAIR, K.S. "Aging muscle" *Am J Clin Nutr*, v.81, pp.953-63, 2005.

NARICI, M.V.; MAFFULLI, N.; MAGANARIS, C. N. "Ageing of human muscles and tendons" *Disability and Rehabilitation*, v.30, pp.1548 -1554, 2008.

NARICI, M.V.; MAGANARIS, C. N; REEVES, N. D. "Myotendinous alterations and effects of resistive loading in old age" *Scand J Med Sci Sports*, v.15, pp.392-401, 2005.

NARICI, M.V.; REEVES, N. D; MORSE, C.I., *et al.* "Muscular adaptations to resistance exercise in the elderly" *J Musculoskel. Neuron. Interact.* v.4, n.2, pp.161-164, 2004.

OCHALA, J.; LAMBERTZ, D.; POUSSON, M., *et al.* "Changes in mechanical properties of human plantar flexor muscles in ageing" *Exp. Gerontol.* v.39, pp.349-358, 2004.

PIAZZA, S.J., DELP, S.L. "The influence of muscles on knee flexion during the swing phase of gait" *J. Biomech.*,v.29, pp.723-733, 1996.

POWELL, P. L.; ROLAND R. R.; KANIM, P., *et al.* "Predictability of skeletal muscle tension from architectural determinations in guinea pig hindlimbs" *J. Appl. Physiol. Respirat. Environ. Exercise Physiol.*, v.57, n.6, pp.1715-1721, 1984.

REEVES, N. D.; NARICI, M.V.; MAGANARIS, C. N. "Myotendinous plasticity to ageing and resistance exercise in humans" *Exp Physiol.*, v.91, n.3, pp.483-498, 2005.

RISSANEN, S. *et al.* "Analysis of surface EMG signal morphology in Parkinson's disease" *Physiological measurement*, v.28, n.12, pp.1507, 2007.

SENIAM. Disponível em: <http://www.seniam.org/> Acesso em: 22 Jun 2013, 16:45:23.

SHADMEHR, R.; KRAKAUER, J. W. "A computational neuroanatomy for motor control" *Experimental Brain Research*, v.185, n.3, pp.359-381, 2008.

SHAO, Q.; BASSET, D.N.; MANAL, K., *et al.* “An EMG-driven model to estimate muscle forces and joint moments in stroke patients” *Computers in biology and medicine*, v.39, n.12, pp.1083, 2009.

THOM, J. M.; MORSE, C. I.; BIRCH, K. M., *et al.* “Influence of muscle architecture on the torque and power-velocity characteristics of young and elderly men” *Eur J Appl Physiol.*, v.100, pp.613-619, 2007.

TRACY, B.L. “Force control is impaired in the ankle plantarflexors of elderly adults” *EUR J Appl Physiol*, v.101, pp.629-636, 2007.

VANDERVOORT, A. A. “Aging of the human neuromuscular system” *Muscle & Nerve*, v.25, pp.17-25, 2002.

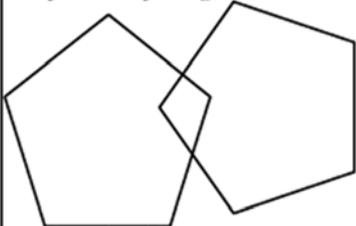
WARD, S.R.; CAROLYN, M.; SMALLWOOD, L.H., *et al.* “Are Current Measurements of Lower Extremity Muscle Architecture Accurate?” *Clin Orthop Relat Res.*, v.467, pp.1074-1082, 2009.

YAMADA, M; KUMAGAI, K.; UCHIYAMA, A. “The distribution and propagation pattern of motor unit action potentials studied by multi-channel surface EMG” *Electroencephalography and clinical Neurophysiology*, v.67, pp.395-401, 1987.

ZAJAC, F. “Muscle and tendon: Properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control” *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, v.17, n.4, pp.359-411. 1989.

## Apêndice A-Mini exame do estado mental

**Quadro 1** – Miniexame do estado mental (MEEM)

Orientação temporal (5 pontos)	Qual a hora aproximada?
	Em que dia da semana estamos?
	Que dia do mês é hoje?
	Em que mês estamos?
	Em que ano estamos?
Orientação espacial (5 pontos)	Em que local estamos?
	Que local é este aqui?
	Em que bairro nós estamos ou qual é o endereço daqui?
	Em que cidade nós estamos?
	Em que estado nós estamos?
Registro (3 pontos)	Repetir: CARRO, VASO, TIJOLO
Atenção e cálculo (5 pontos)	Subtrair: $100-7 = 93-7 = 86-7 = 79-7 = 72-7 = 65$
Memória de evocação (3 pontos)	Quais os três objetos perguntados anteriormente?
Nomear 2 objetos (2 pontos)	Relógio e caneta
REPETIR (1 ponto)	“Nem aqui, nem ali, nem lá”
Comando de estágios (3 pontos)	Apanhe esta folha de papel com a mão direita, dobre-a ao meio e coloque-a no chão
Escrever uma frase completa (1 ponto)	Escrever uma frase que tenha sentido
Ler e executar (1 ponto)	Feche seus olhos
Copiar diagrama (1 ponto)	Copiar dois pentágonos com interseção 

Fonte: Brucki SMD, Nitrini R, Caramelli P, Bertolucci PHF, Okamoto JH. Sugestões para o uso do mini-exame do estado mental no Brasil. Arq Neuropsiquiatr. 2003; 61(3B):777-81.

**Apêndice B** - Tabela da análise descritiva dos dados, médias e desvio padrão das variáveis por grupo.

Grupo Idosos (GI):					
variável:	média:	Desvio padrão:	variável:	média:	Desvio padrão:
Idade (anos)	74,00	5,29	CV 40 (ad)	7,14	11,27
Pico dorsi (Nm)	22,22	5,89	SD 40 (Nm)	1,29	1,36
Pico planti (Nm)	65,00	20,25	RMS 10 (%)	18,82	7,88
CV 10 (ad)	10,76	5,34	Erro médio 10 (Nm)	0,72	2,53
SD 10 (Nm)	0,48	0,21	RMS 40 (%)	11,90	6,26
Tensão específica	19,12	5,98	Erro médio 40 (Nm)	-2,78	3,33

Grupo Jovens (GJ):					
variável:	média:	Desvio padrão:	variável:	média:	Desvio padrão:
Idade (anos)	25,78	4,06	CV 40 (ad)	1,82	1,70
Pico dorsi (Nm)	26,11	2,93	SD 40 (Nm)	0,67	0,53
Pico planti (Nm)	99,87	19,11	RMS 10 (%)	21,62	20,06
CV 10 (ad)	1,90	0,71	Erro médio 10 (Nm)	0,72	1,41
SD 10 (Nm)	0,11	0,07	RMS 40 (%)	11,11	6,78
Tensão específica	29,21	5,62	Erro médio 40 (Nm)	-3,11	3,43

## **Apêndice C- TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO**

Você está sendo convidado (a) para participar, como voluntário (a), em uma pesquisa intitulada: “**ESTUDO DO CONTROLE DOS MÚSCULOS DA PERNA EM PESSOAS COM DOENÇA DE PARKINSON**”. A sua participação não é obrigatória e você poderá desistir de fazer parte da pesquisa a qualquer momento.

Fica garantido o sigilo das informações e, em caso de recusa você não será penalizado (a) de forma alguma.

### **INFORMAÇÕES SOBRE A PESQUISA:**

Título do Projeto: “**ESTUDO DO CONTROLE DOS MÚSCULOS DA PERNA EM PESSOAS COM DOENÇA DE PARKINSON**”.

Pesquisador Responsável: Prof. Luciano Luporini Menegaldo

Telefones para contato: (21) 8414-5820, (21) 2562-8616

Pesquisadores participantes:

Débora Rodrigues de Oliveira Verneque

Telefone para contato: (21) 8180-6046

Liliam Fernandes de Oliveira

Telefone para contato: (21) 2562-8573

- Justificativa do estudo:

A doença de Parkinson (DP) dificulta alguns movimentos. É um dos movimentos mais importantes para as pessoas é o andar, que depende dos músculos da perna. Como a doença é mais comum em pessoas mais velhas, é importante entender melhor o que acontece nos músculos das pessoas com e sem a doença, para criar tratamentos melhores.

- Objetivo principal:

O objetivo deste estudo é ver se a forma que os músculos da perna geram a força é diferente em pessoas com e sem doença de Parkinson.

- Como será o teste?

O teste começa com a leitura e entendimento deste documento, seguindo uma etapa de avaliação e medidas pessoais (com uso do questionário Mini mental, coletas do peso, altura e pressão arterial).

- Questionário Mini mental: é um teste rápido para ver se a pessoa entende o pedido do (a) pesquisador (a).
- Peso, altura e pressão arterial: serão medidos pelo mesmo pesquisador, usando os mesmos aparelhos para todas as pessoas.

Tempo total: +/- 20 minutos.

Depois disso, você ficará deitado e marcaremos quatro locais onde rasparemos os pelos da região, limparemos com bucha, água e sabão e colocaremos adesivos com gel (eletrodos de superfície) em oito pontos da sua perna direita. Esta parte deve demorar 10 minutos. Antes de colocar os eletrodos, utilizaremos um equipamento para medir estruturas internas de seu músculo.

O equipamento de ultrassom será utilizado para observar o músculo de forma mais interna. É uma técnica não-invasiva, ou seja, será colocada parte do equipamento junto a uma camada de gel em cima da sua perna, e deslizado suavemente para a captação da imagem. Após essa etapa, será analisada cada imagem coletada para encontrar parâmetros da arquitetura do músculo, que ajudam a definir a força que seu músculo é capaz de realizar.

Em seguida, em uma sala preparada para o teste, você sentará em uma cadeira confortável e colocaremos faixas, para você não mexer o corpo todo, na hora de fazer força. Você ficará sentado (a) com a perna direita esticada, o pé firme no apoio do equipamento e a perna esquerda livre.

A força será feita empurrando e puxando o pé direito, sendo 5 testes no total, e cada um explicado pelo (a) pesquisador (a) antes de começar. Esta etapa pode demorar até 40 minutos.

Após os testes, seus dados serão analisados para encontrarmos as forças feitas pelos seus músculos.

Em alguns casos, poderemos usar um equipamento de ultrassom em seu músculo, para melhorar nosso resultado.

- O que deverá ser feito para o teste?

Você não precisará deixar de tomar nenhum dos medicamentos que você já esteja usando. E deverá estar vestindo uma roupa confortável, que deixe suas pernas descobertas. Caso precise, existem bermudas para empréstimo no Laboratório onde será feito o teste.

- Outras informações:

Você poderá sentir desconforto durante a preparação para colocar os eletrodos (adesivos com gel), para isso estaremos atentos à sua sensibilidade.

Nos testes de força, caso sinta cansaço, pararemos imediatamente e só o retomaremos se você se sentir capaz e os profissionais de saúde do estudo garantirem através de avaliação que você pode continuar.

Nenhuma das técnicas gera risco de choque ou dor, e a qualquer momento você pode informar a desistência ao teste.

Não há benefício direto com a participação no estudo. Mas os profissionais de saúde podem responder suas dúvidas a qualquer momento.

Todo o protocolo deve durar entre uma a duas horas.

Garantia de acesso: em qualquer etapa do estudo, você poderá falar com o profissional responsável e garantimos a liberdade de retirada do consentimento a qualquer momento, sem perder ou mudar qualquer tratamento que esteja fazendo na Instituição.

Os resultados dos exames e a avaliação de seus prontuários, caso necessário, serão de utilizados apenas pelos pesquisadores do projeto e dos profissionais que acompanhem você, sem que outras pessoas tenham contato.

É garantida a proteção contra qualquer tipo de discriminação e ou estigmatização.

É seu direito saber os resultados da pesquisa, quando em estudos abertos, ou de resultados conhecidos pelos pesquisadores.

Despesas e compensações: Ocorrerá ressarcimento, ou seja, pagamento de taxas que você gaste para a participação no estudo. Se ocorrerem outros gastos, eles serão absorvidos pelo orçamento da pesquisa, sem que você ganhe qualquer quantia financeira para a participação no trabalho.

Em caso de algum acidente, causado pelo estudo (nexo causal comprovado), o participante tem direito a tratamento médico na instituição, além das indenizações legais.

Direito de confidencialidade: As informações serão estudadas em conjunto com as de outros indivíduos, não sendo divulgado o nome de nenhum participante.

Estarão presentes durante o estudo até um avaliador e dois auxiliares, sendo pelo menos um deles do mesmo sexo que você. Isto serve para diminuir qualquer constrangimento pelo uso da roupa necessária.

Mantemos o compromisso de nos preocupar com seu bem-estar do início ao fim do estudo, assim, pedimos que você se comprometa em dar informações verdadeiras durante a avaliação.

Seu nome não será divulgado nos resultados, as informações ficarão arquivadas por 5 anos e descartadas após esse período.

O termo será assinado depois do esclarecimento de toda e qualquer dúvida que você apresentar.

Você receberá uma cópia desse documento e a outra ficará com o pesquisador responsável. Ainda, você (ou seu representante legal) e o pesquisador responsável deverão rubricar todas as folhas desse TCLE e assinar na última.

Este projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa do Hospital Universitário Clementino Fraga Filho – CEP/HUCFF – Rua Professor Rodolpho Paulo Rocco, nº 255 – Cidade Universitária/ Ilha do Fundão – Sala 01D-46/ 1º andar, pelo telefone 2562-2480, de segunda à sexta, de 8 às 15hs, ou através do e-mail: cep@hucff.ufrj.br. Se você tiver alguma consideração e dúvida sobre ética da pesquisa, entre em contato com o CEP.

#### CONSENTIMENTO DA PARTICIPAÇÃO DA PESSOA COMO SUJEITO

**Acredito ter sido suficientemente informado a respeito das informações sobre o estudo acima, que li ou que foram lidas para mim.**

**Segundo esclarecimento com o(a) pesquisador(a) \_\_\_\_\_, sobre esse estudo, ficaram claros para mim quais são os objetivos, os procedimentos a serem realizados, seus desconfortos e riscos, as garantias de confidencialidade e de esclarecimentos permanentes. Ficou claro também que minha participação é isenta de despesas e que tenho garantia do acesso a tratamento hospitalar quando necessário. Assim, concordo voluntariamente em participar deste estudo e poderei retirar o meu consentimento a qualquer momento, antes ou durante o mesmo, sem penalidades, prejuízo ou perda de qualquer benefício que eu possa ter adquirido, ou no meu atendimento nesta Instituição.**

Rio de Janeiro, \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_

Nome: \_\_\_\_\_

Assinatura do sujeito ou responsável: \_\_\_\_\_

Pesquisador responsável:

\_\_\_\_\_  
Prof. Luciano L. Menegaldo

data: \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_

**Apêndice D-** Tabelas das análises descritivas para compartilhamento de torque, EMG normalizado e Torque estimado, médias e desvio padrão das variáveis por grupo.

Compartilhamento de Torque (%)																
	GI								GJ							
	Degrau de manutenção a 10% da CVM				Degrau de manutenção a 40% da CVM				Degrau de manutenção a 10% da CVM				Degrau de manutenção a 40% da CVM			
	Sol	GL	GM	TA	Sol	GL	GM	TA	Sol	GL	GM	TA	Sol	GL	GM	TA
média	55,9381	17,0621	26,9997	4,6854	59,6554	13,9107	26,4335	2,3351	63,0777	17,4617	19,4609	2,518	58,573	13,314	28,1132	2,2822
desvio padrão	9,331	8,7522	7,787	3,5358	5,2102	2,7946	4,8137	1,3545	9,4598	5,6209	5,7182	1,9313	5,5374	1,1874	5,7628	1,6223
N	11	11	11	11	11	11	11	11	9	9	9	9	9	9	9	9

EMG normalizado (adimensional)																
	GI								GJ							
	Degrau de manutenção a 10% da CVM				Degrau de manutenção a 40% da CVM				Degrau de manutenção a 10% da CVM				Degrau de manutenção a 40% da CVM			
	Sol	GL	GM	TA	Sol	GL	GM	TA	Sol	GL	GM	TA	Sol	GL	GM	TA
média	0,1166	0,0768	0,0993	0,0394	0,3372	0,2868	0,3094	0,0603	0,0982	0,0734	0,0694	0,0207	0,3113	0,2684	0,334	0,0621
desvio padrão	0,0308	0,0355	0,0422	0,0266	0,0942	0,0964	0,0686	0,0328	0,0261	0,0299	0,0249	0,011	0,1034	0,0931	0,083	0,0352
N	11	11	11	11	11	11	11	11	9	9	9	9	9	9	9	9

Torque Estimado (Nm)																
	GI								GJ							
	Degrau de manutenção a 10% da CVM				Degrau de manutenção a 40% da CVM				Degrau de manutenção a 10% da CVM				Degrau de manutenção a 40% da CVM			
	Sol	GL	GM	TA	Sol	GL	GM	TA	Sol	GL	GM	TA	Sol	GL	GM	TA
média	3,3766	1,013	1,5964	0,2635	13,4182	3,2187	6,2494	0,5217	4,8882	1,3536	1,5363	0,1827	21,5683	4,8459	10,1073	0,8013
desvio padrão	1,4124	0,5462	0,6123	0,2128	4,272	1,3897	2,9259	0,2971	1,3334	0,5668	0,7452	0,1407	5,9121	1,0382	2,6879	0,4937
N	11	11	11	11	11	11	11	11	9	9	9	9	9	9	9	9