



PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO PARANÁ
ESCOLA POLITÉCNICA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM TECNOLOGIA EM SAÚDE
DISSERTAÇÃO DE MESTRADO

LINDOMAR MINEIRO

**INFLUÊNCIA DA GORDURA SUBCUTÂNEA NO SINAL MECANOMIOGRÁFICO
EM DIFERENTES PERCENTUAIS DE FORÇA**

CURITIBA
2014

LINDOMAR MINEIRO

**INFLUÊNCIA DA GORDURA SUBCUTÂNEA NO SINAL
MECANOMIOGRÁFICO EM DIFERENTES PERCENTUAIS DE FORÇA**

Dissertação de Mestrado apresentado ao Programa de Pós-Graduação em Tecnologia em Saúde (PPGTS), da Escola Politécnica da Pontifícia Universidade Católica do Paraná, como requisito parcial à obtenção do grau de mestre.

Orientador: Prof. Dr. Eduardo Mendonça Scheeren

Co-Orientador: Prof. Dr. Eduardo Borba Neves

**CURITIBA
2014**



Pontifícia Universidade Católica do Paraná
Escola Politécnica
Programa de Pós-Graduação em Tecnologia em Saúde

PUCPR
GRUPO MARISTA

**ATA DE DEFESA DE DISSERTAÇÃO DE MESTRADO
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM TECNOLOGIA EM SAÚDE**

DEFESA DE DISSERTAÇÃO Nº 190

ÁREA DE CONCENTRAÇÃO: TECNOLOGIA EM SAÚDE

Aos 22 dias do mês de julho de 2014, no auditório Tristão de Ataíde, realizou-se a sessão pública de Defesa da Dissertação: **"Influência da gordura subcutânea no sinal mecanomiográfico em diferentes percentuais de força"**, apresentada pelo aluno **Lindomar Mineiro** sob orientação do **Prof. Dr. Eduardo Mendonça Scheeren** e coorientação do **Prof. Dr. Eduardo Borba Neves**, como requisito parcial para a obtenção do título de **Mestre em Tecnologia em Saúde**, perante uma Banca Examinadora composta pelos seguintes membros:

Prof. Dr. Eduardo Mendonça Scheeren, PUCPR (Orientador e presidente)	<u>Eduardo Scheeren</u> (assinatura)	<u>Aprovado</u> (Aprov/Reprov.)
Prof. Dr. Percy Nohama, PUCPR (Examinador)	<u>P.N.</u> (assinatura)	<u>Aprovado</u> (Aprov/Reprov.)
Profª. Drª. Vera Lúcia da Silveira Nantes Button, UNICAMP (Examinador)	<u>Vera Lúcia da Silveira Nantes Button</u> (assinatura)	<u>Aprovado</u> (Aprov/Reprov.)

Início: 14:00 Término: 16:15

Conforme as normas regimentais do PPGTS e da PUCPR, o trabalho apresentado foi considerado aprovado/reprovado, segundo avaliação da maioria dos membros desta Banca Examinadora.

Observações: Cumprir todas as exigências apontadas pelos membros da banca durante a arguição. O orientador fica responsável por conferir se todos os ajustes foram realizados

O aluno está ciente que a homologação deste resultado está condicionada: (I) ao cumprimento integral das solicitações da Banca Examinadora, que determina um prazo de 60 dias para o cumprimento dos requisitos; (II) entrega da dissertação em conformidade com as normas especificadas no Regulamento do PPGTS/PUCPR; (III) entrega da documentação necessária para elaboração do Diploma.

ALUNO: Lindomar Mineiro [assinatura]
(assinatura)

[assinatura]
Profª. Drª. Marcia Regina Cubas,
Coordenadora do PPGTS PUCPR



RESUMO

A mecanomiografia (MMG) é uma técnica não invasiva que registra as vibrações mecânicas dos músculos esqueléticos por meio de sensores posicionados sobre a pele. Entretanto os sinais originados dos músculos podem sofrer interferência de líquidos, gordura e pele, existentes entre músculo e sensor. O objetivo do presente estudo foi analisar a influência de diferentes espessuras de dobras cutâneas (DC) e sua relação com a atenuação do sinal de MMG em diferentes percentuais de força do músculo reto femoral (RF). **Materiais e Métodos:** Participaram desta pesquisa 17 masculinos (idade = $24,47 \pm 2,57$ anos, altura = $1,72 \pm 0,05$ m, peso corporal = $77 \pm 16,2$ kg). Foi executado teste de força isométrica para obtenção da contração voluntária máxima (CVM) e valores submáximos de 40% da CVM (40%) e 70% da CVM (70%). O sistema de MMG empregado no estudo possui sensor triaxial, o músculo avaliado foi o reto femoral (RF). Para a análise dos sinais de MMG foram utilizados parâmetros numéricos de referências temporais *Root Mean Square* (RMS) e cruzamento de base (ZC). No domínio da frequência o parâmetro analisado foi a mediana da frequência (MDF). Os resultados para o teste *Mann-Whitney* para a comparação da média dos grupos $G < 25$ e $G > 30$ demonstraram significância para os parâmetros $RMS_{CVM(Z)}$ ($p = 0,0331$) e $MDF_{CVM(Y)}$ ($p = 0,033$). Os resultados obtidos com o coeficiente de *Spearman* demonstraram correlação para $RMS_{40\%(X)}$ ($p = 0,071$), $ZC_{70\%(Z)}$ ($p = 0,717$) e $MDF_{CVM(Z)}$ ($p = -0,761$). O intervalo de 5 min entre as repetições evitou os prováveis efeitos da fadiga, portanto, considera-se que a atenuação do sinal em função do aumento da gordura não provém da diminuição da vibração das unidades motoras fadigadas, mas da atuação da gordura como um filtro atenuador dos componentes de frequência. Conclui-se que maiores camadas de gordura corporal atuam como um filtro passa-baixa, especificamente nos locais sob os sensores de MMG.

Palavras-chave: Força Muscular. Mecanomiografia. Dobras Cutâneas.

ABSTRACT

Mechanomyography (MMG) is a noninvasive technique that registers the mechanical vibration of skeletal muscles by sensors placed on the skin. However, the muscle signals can suffer interference from liquid, fat and skin, existing between muscle and sensor. The aim of this study was to analyze the influence of different skinfold thickness and its relation to the attenuation of the MMG signal strength at different percentages of the rectus femoris (RF). Materials and Methods: It was analyzed 17 male (age = 24.47 ± 2.57 years, height = 1.72 ± 0.05 m, weight = 77 ± 16.2 kg). It was performed knee extension isometric strength testing for maximum voluntary contraction (MVC) and submaximal values of 40% MVC (40%) and 70% MVC (70%). The MMG system employed in the study has triaxial sensor, RF was the muscle assessed. For the MMG signals analyses were used time domain parameters Root Mean Square (RMS) and Zero-Crossing (ZC) and in the frequency domain median frequency (MDF). The results for the Mann-Whitney test to compare the average of the groups $G < 25$ and $G > 30$ showed significance for the $RMS_{CVM(Z)}$ ($p = 0,0331$) and $MDF_{CVM(Y)}$ ($p = 0,033$) parameters. The results obtained with the Spearman coefficient demonstrated correlation for $RMS_{40\%(X)}$ ($p = 0,071$), $ZC_{70\%(Z)}$ ($p = 0,717$) and $MDF_{CVM(Z)}$ ($p = -0,761$). The interval of 5 min between retries avoided the likely effects of fatigue, therefore it is considered that the signal attenuation due to the increased fat reduction is not from the vibration of the fatigued motor units, but the role of fat as a filter attenuation of frequency components. It concludes that higher corporal fat acts as a low-pass filter, specifically in places under the MMG sensors.

Key-words: Muscle strength. Mechanomyography. Skinfolts.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Tipos de músculos penados e suas arquiteturas	11
Figura 2 - Esquema da estrutura muscular	11
Figura 3 - Esquema da formação de um sarcômero	12
Figura 4 - Foto microscópica do músculo esquelético estriado	13
Figura 5 - Esquema dos músculos que compõem o quadríceps.....	15
Figura 6 - Esquema de uma unidade motora	16
Figura 7 - Número de unidades motoras plotadas em uma escala linear em função da tensão de resposta a uma única contração. Resultados do recrutamento ordenado de UM dos três participantes são identificados.	17
Figura 8 - Esquema da ordem de excitação ou recrutamento das UMs proposto por Henneman e Carpenter (1965) onde o músculo encontra-se relaxado ou sem contração qualquer (A), iniciando uma contração na qual observa-se os padrões de disparos suficientes para excitar e recrutar apenas três UMs (B). Momento de maior excitação das UMs levando a limiares máximos (C).	18
Figura 9 - Esquema da disposição da pele, gordura corporal, músculo e osso nos membros do corpo humano.....	20
Figura 10 - Característica espectral do sinal mecanomiográfico em força (%) e frequência (Hz)	22
Figura 11 - Adipômetro Lange™	27
Figura 12 - Cadeira extensora adaptada.....	28
Figura 13 - Sensor de MMG com acelerômetro desenvolvido por Nogueira-Neto <i>et al.</i> (2008b).....	29
Figura 14 - Representações das três tentativas de obtenção da CVM e os limiares de 40% e 70% da CVM (A). As figuras B e C mostram teoricamente a linha do limiar escolhido para que o voluntário, ao visualiza-la no computador, pudesse executar a contração necessária para chegar e manter-se por maior tempo possível no patamar 70% e/ou 40%.	32
Figura 15 - Sinal de mecanomiografia demonstrativo de um participante onde foi executada a análise visual pelo pesquisador tendo encontrado o pico de torque (A) em seguida efetuou-se a seleção de uma janela de 1 s para análises estatísticas (B).	34
Figura 16 - Sinal MMG de um participante demonstrando o momento em que se obtém a análise visual para constatação do platô na curva de torque e posicionamento da janela de 1 s para análises de parâmetros.....	35
Figura 17 - Média dos valores RMS do sinal mecanomiográfico entre os grupos G < 25 e G > 30 correlacionados com os sinais de MMG do músculo reto femoral.	36
Figura 18 - Média dos valores MDF do sinal mecanomiográfico entre os grupos G < 25 e G > 30 correlacionados com os sinais de MMG do músculo reto femoral.	37

- Figura 19 - Correlação entre os valores de DC e o parâmetro RMS do sinal mecanomiográfico entre os grupos G < 25 (pontos) e G > 30 (triângulos) para as intensidades CVM, 70% e 40% nos eixos X, Y e Z do músculo reto femoral, onde ρ = Coeficiente de Spearman e R2 = intensidade de correlação das variáveis.....38
- Figura 20 - Correlação entre os valores de DC e o parâmetro ZC do sinal mecanomiográfico para os grupos G < 25 (pontos) e G > 30 (triângulos) para as intensidades CVM, 70% e 40% nos eixos X, Y e Z do músculo reto femoral, onde ρ = Coeficiente de Spearman e R2 = intensidade de correlação das variáveis.....39
- Figura 21 - Correlação entre os valores de DC e o parâmetro MDF do sinal mecanomiográfico para os grupos G < 25 (pontos) e G > 30 (triângulos) para as intensidades CVM, 70% e 40% nos eixos X, Y e Z do músculo reto femoral, onde ρ = Coeficiente de Spearman e R2 = intensidade de correlação das variáveis.....40

LISTA DE TABELAS

- Tabela 1 - Dados significativos entre ambos os grupos para os parâmetros de análise RMS e MDF, eixos e intensidades ($p \leq 0,05$) obtidos com o teste de *Mann-Whitney*.37
- Tabela 2 - Resultados obtidos com o coeficiente de *Spearman* (ρ) em correlação com os grupos $G < 25$ e $G > 30$ e gordura corporal usando os parâmetros RMS, ZC e MDF nas intensidades CVM, 70% e 40% CVM nos eixos X, Y e Z. 43

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ACh	Acetilcolina
Ca ⁺⁺	Cálcio
CVM	Contração Voluntária Máxima
DC	Dobra Cutânea
EMG	Eletromiografia
GC	Gordura Corporal
MDF	Mediana da Frequência
MMG	Mecanomiografia
PA	Potencial de Ação
RF	Reto Femoral
RMS	Root Mean Square (Raiz Quadrada Média)
SNC	Sistema Nervoso Central
TCLE	Termo de Consentimento Livre e Esclarecido
UM	Unidade Motora
VI	Vasto Intermédio
VL	Vasto Lateral
VM	Vasto Medial
VMG	Vibromiografia
ZC	<i>Zero-crossing</i> (Cruzamento na linha zero)

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	7
1.1 OBJETIVOS	9
1.1.1 Objetivo geral	9
1.1.2 Objetivos específicos.....	9
2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	10
2.1 FUNÇÃO DO MÚSCULO ESQUELÉTICO.....	10
2.1.1 Estrutura macroscópica do músculo esquelético.....	10
2.1.2 Estrutura microscópica do músculo esquelético.....	12
2.1.3 Teoria da contração muscular	13
2.2 POTENCIAL DE AÇÃO	14
2.3 MÚSCULO RETO FEMORAL	15
2.4 FUNÇÃO NEUROMUSCULAR	16
2.4.1 Recrutamento ordenado de UM	16
2.4.1.1 Regulação de recrutamento de UM.....	18
2.5 GORDURA CORPORAL.....	19
2.6 MECANOMIOGRAFIA.....	21
2.6.1 Breve história da MMG.....	22
2.6.2 MMG X EMG	23
2.6.3 MMG e suas aplicações	23
3 MATERIAIS E MÉTODOS	26
3.1 TIPO DE PESQUISA.....	26
3.2 CRITÉRIOS DE INCLUSÃO.....	26
3.3 CRITÉRIOS DE EXCLUSÃO	26
3.4 POPULAÇÃO E AMOSTRA.....	26
3.5 PROCEDIMENTOS ÉTICOS	27
3.6 INSTRUMENTOS.....	27
3.6.1 Adipômetro	27
3.6.1.1 Medição das dobras cutâneas.....	27
3.6.2 Cadeira Extensora	28
3.6.3 Sistema de mecanomiografia	29
3.6.4 Local de realização dos procedimentos.....	30
3.7 COLETA DE DADOS	30

3.8 PROTOCOLO EXPERIMENTAL.....	31
3.8.1 Contrações voluntárias máximas	31
3.8.2 Contrações voluntárias submáximas	31
3.9 ORGANIZAÇÃO DOS DADOS	33
3.10 ANÁLISE DOS SINAIS.....	33
3.11 PROCEDIMENTO ESTATÍSTICO.....	35
4 RESULTADOS.....	36
5 DISCUSSÃO	41
6 CONCLUSÃO	47
7 SUGESTÃO DE TRABALHOS FUTUROS.....	48
REFERÊNCIAS.....	49
APÊNDICE A – TCLE.....	59
APÊNDICE B – DADOS GERAIS.....	61
ANEXO - CEP	63

1 INTRODUÇÃO

Aproximadamente 40% do corpo é composto de músculos esqueléticos, os quais são responsáveis pelos movimentos diários, como caminhar, correr e falar (KNUTZEN; HAMILL, 2008).

Os músculos são compostos por várias centenas a vários milhares de miofibrilas que variam em tamanho de 10 a 80 μm . As miofibrilas são compostas por sarcômeros, que, por sua vez, são compostos por aproximadamente 1500 filamentos de miosina e 3000 filamentos de actina (GUYTON; HALL, 2006).

Filamentos de actina e miosina são grandes moléculas proteicas polimerizadas, responsáveis pela contração muscular (GUYTON; HALL, 2006; HALL, 2005). O músculo ao contrair produz vibrações que podem ser captadas por um sistema de aquisição de sinais biológicos denominado mecanomiografia (MMG), também conhecida como vibromiografia (VMG) (ORIZIO, 1992), possível devido à evolução tecnológica.

Para Da Rocha *et al.* (2008) a evolução do processamento digital de sinais nas bases de conhecimento científico se dá devido à microeletrônica, principalmente aos microprocessadores. Nos anos 1970 evidenciou-se que técnicas utilizadas para processamento digital de sinais estavam sendo empregadas em diversas áreas como: biomecânica, química, medicina, biologia e todas as áreas que possibilitassem usar um computador digital para processar informações (DA ROCHA *et al.*, 2008).

Com o avanço tecnológico da década de 1970, abrupto crescimento foi notado com as pesquisas na área da bioengenharia. Uma dessas técnicas, segundo Vaz *et al.* (2005), é a MMG, a qual vem sendo utilizada desde os anos 1970 para estudo da função muscular.

A MMG é uma técnica não invasiva que registra as vibrações ou sons produzidos pelo músculo esquelético ao se contrair (CRAMER *et al.*, 2000; ORIZIO *et al.*, 1992; VAZ; HERZOG, 1999). Desse modo, a MMG vem permitindo estudar os eventos mecânicos de um único músculo com excitação e contração *in vivo* (MADELEINE *et al.*, 2001), ou vários músculos ao mesmo tempo (ISLAM *et al.*, 2014). A MMG é comumente usada para pesquisas das propriedades mecânicas, controle motor, fadiga muscular, entre outras aplicações no músculo esquelético humano (VAZ; HERZOG, 1999). Como exemplo, Herzog *et al.* (1994) demonstraram que o sinal MMG pode ser utilizado *on-line* para estimar o exato momento em que a fadiga

muscular ocorre. Em alguns casos, a MMG é aliada da eletromiografia (EMG) (COOPER *et al.*, 2014), entretanto, os sinais EMG são de origem elétrica e MMG são de origem mecânica (KRUEGER *et al.*, 2012).

A EMG é uma técnica amplamente utilizada com a finalidade de medir a ativação elétrica dos músculos (SOUSA *et al.*, 2007; VAZ *et al.*, 1996a), e como a MMG, também é usada para verificar o comportamento das atividades de contração isométrica em protocolos de fadiga muscular. Porém, seus comportamentos são diferenciados à medida da ocorrência da fadiga muscular (SCHEEREN *et al.*, 2008).

Itoh *et al.* (2004) sugerem que tanto a amplitude quanto o conteúdo de frequências do sinal de MMG são úteis na análise dos aspectos neurais e mecânicos da fadiga muscular. Para Scheeren *et al.* (2008) a MMG é uma forma de aquisição de sinais originados de vibrações musculares que ocorrem nos músculos em contração, e, são captadas com o emprego de acelerômetros (sensores) posicionados sobre a pele e direcionados para o músculo analisado. Com a utilização dessa técnica, o sinal da vibração muscular pode ser captado e utilizado para estudar aspectos mecânicos envolvidos na contração muscular voluntária e para avaliar a fadiga muscular (FALLER *et al.*, 2009).

Diferentes percentuais de força foram analisados por Da Matta *et al.* (2005) por meio da MMG, a qual indicou variação na captação dos sinais, o que segundo os autores, indica diferença de atuação muscular em diferentes níveis de contração. Nesse sentido, Vaz *et al.* (1996), em protocolo de indução à fadiga a 70% da contração voluntária máxima (CVM), obteve sinais de MMG que demonstraram diferenças significativas em momentos distintos do protocolo. Em pesquisa com auxílio da MMG usando percentuais de CVM, Scheeren *et al.* (2008) concluíram que o sinal de MMG, no domínio da frequência, apresenta mais de um padrão de comportamento durante o protocolo de fadiga.

A MMG, para Yoshitake *et al.* (2002), surge de um processo que consiste no conjunto dos sinais enviados por um número de Unidades Motoras (UM) recrutadas, sendo que estes sinais podem sofrer interferência da arquitetura do complexo musculotendíneo, pela gordura subcutânea e pele. A camada de gordura pode variar de indivíduo para indivíduo. Considerando a quantidade de gordura que fica entre músculo e sensor, o sinal MMG pode sofrer interferências (JASKÓLSKA *et al.*, 2003).

Considerando que a variação do nível de força, bem como o percentual de gordura subcutânea pode influenciar na captação de sinais biológicos, a questão

norteadora deste estudo é: as maiores camadas de gordura subcutânea podem atuar como um filtro nos sinais de MMG em diferentes percentuais de força?

1.1 OBJETIVOS

1.1.1 Objetivo geral

Tendo em vista o cenário apresentado, propôs-se como objetivo geral desta pesquisa: determinar a influência da gordura corporal no sinal de MMG em diferentes percentuais de força.

1.1.2 Objetivos específicos

Os objetivos específicos do estudo foram:

- a) analisar o sinal mecanomiográfico do músculo reto femoral no domínio do tempo (Root Mean Square - RMS e *Zero-crossing* - ZC) e no domínio da frequência (Mediana da Frequência - MDF);
- b) comparar a vibração mecânica do músculo reto femoral de sujeitos com percentual de gordura inferior a 25 mm e superior a 30 mm em 40%, 70% e 100% da força máxima, com uso do sinal mecanomiográfico.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

O corpo humano é formado por aproximadamente 40% de músculo esquelético, os quais apresentam em sua formação centenas a milhares de fibras que são formadas por subunidades, uma menor que a outra (GUYTON; HALL, 2006).

2.1 FUNÇÃO DO MÚSCULO ESQUELÉTICO

O músculo esquelético constitui a maior massa do corpo humano com capacidade de originar resposta voluntária a estímulos (BASSOLI, 2001) cuja função principal é produzir deslocamento de segmentos corporais (ANGHINAH, 1965).

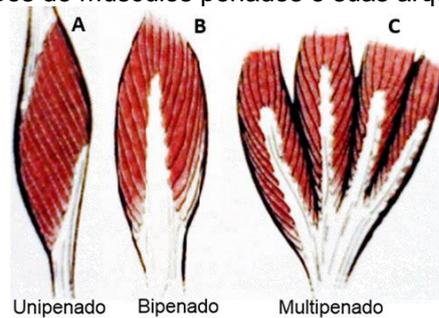
O músculo tem como especialidade a contração. Da contração dos músculos temos a origem do movimento humano. O movimento é usado para interagir com o meio, seja para realizar uma simples caminhada, exercícios, ou mesmo para reabilitação de lesões (KNUTZEN; HAMILL, 2008).

Quando se pensa em músculos, logo se tem a ideia de todo o montante como uma única unidade, por ser a primeira impressão que se tem ao observar um corpo em movimento, embora os músculos esqueléticos pareçam atuar como sendo apenas um, entretanto, o movimento muscular é muito mais complexo que isso (WILMORE; COSTILL, 2001). O músculo atua como uma máquina molecular que transforma energia química em mecânica, tendo como função produzir movimento corporal por meio de suas ações nas articulações (ENOKA, 2000).

2.1.1 Estrutura macroscópica do músculo esquelético

Os músculos estriados esqueléticos possuem uma estrutura que os divide em graus de penação. Os músculos unipenados consistem na ordenação das fibras em uma angulação comum (Figura 1-A), os bipenados possuem duas séries de fibras em ângulos diferentes (Figura 1-B) e os multipenados apresentam muitas séries de fibras com uma variedade de ângulos (Figura 1-C) (ANGHINAH, 1965). Esta arquitetura muscular é o arranjo das fibras em relação ao eixo de geração de força e disposição física dos elementos contráteis do músculo (ENOKA, 2000).

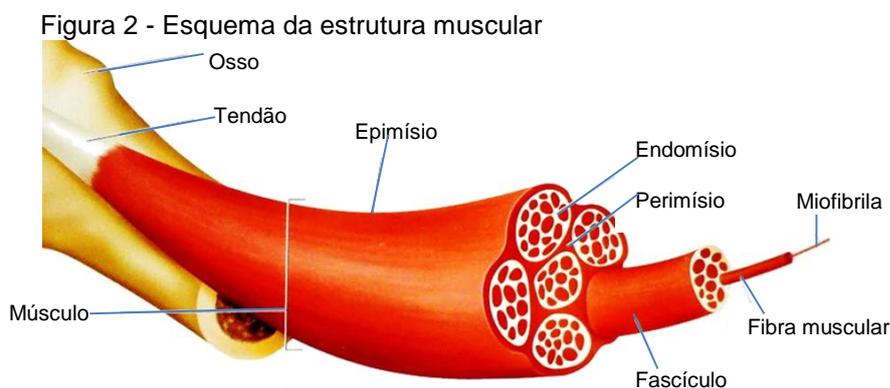
Figura 1 - Tipos de músculos penados e suas arquiteturas



Fonte: adaptado de Knutzen e Hamill (2008)

O músculo estriado esquelético pode ser fracionado em duas partes: o ventre muscular e os tendões/aponeuroses¹ (Figura 2). O ventre muscular é formado pelas proteínas contráteis actina e miosina, e os tendões/aponeuroses são formados pela união dos envoltórios compostos por tecido conectivo, conjuntivo ou fibroso (KRON; SPUDICH, 1986).

A dissecação de um músculo demonstra no primeiro estágio, quando seccionado, o tecido externo denominado epimísio, o qual recobre todo o músculo. Deste corte podem-se observar pequenos feixes de fibras envoltas por uma bainha de tecido conjuntivo denominado perimísio. Assim, ao seccionar o perimísio será possível observar as fibras musculares individuais, as quais são recobertas por uma camada denominada endomísio (Figura 2) (BORG; CAULFIELD, 1980). O prolongamento dessas estruturas que darão origem ao tendão é conceituado por Enoka (2000) como unidade musculotendínea.



Fonte: Wilmore e Costill (2001)

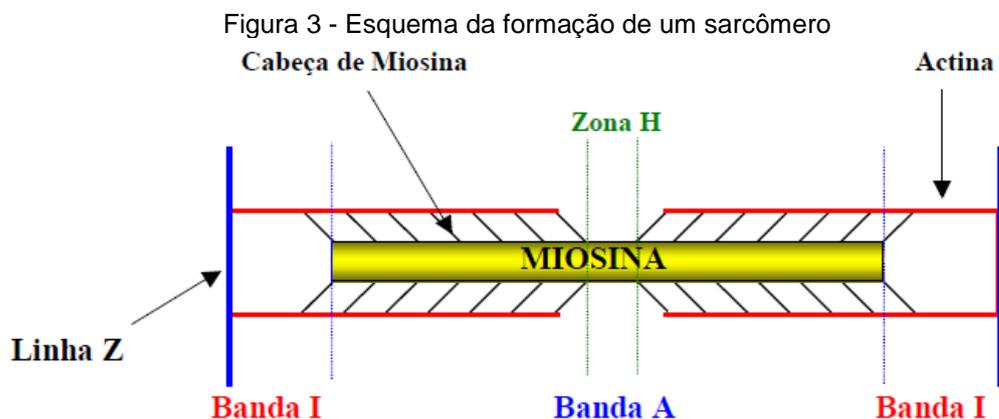
¹ Tendão/Aponeurose: Feixes inelásticos de fibras colágenas que fixam os músculos aos ossos e são posicionadas na direção da aplicação de força (KNUTZEM; HAMILL, 2008).

2.1.2 Estrutura microscópica do músculo esquelético

Analisando o músculo microscopicamente, podem ser vistas (Figura 3) as miofibrilas que são compostas por sarcômeros (menor unidade contrátil do músculo). A delimitação entre essas unidades é feita pelas linhas Z, onde encontram-se as Bandas A (a luz polarizada é anisotrópica quando passa através dessa região), que são compostas por dois filamentos (actina e miosina) e as Bandas I (a luz polarizada é isotrópica quando passa através dessa região), onde são encontrados somente filamentos de actina. O filamento de miosina se projeta à maneira de uma ponte cruzada em direção ao filamento de actina. Ao centro encontra-se a zona H (no meio da Banda A), onde somente filamentos de miosina são encontrados (FOSS *et al.*, 2000; LOEB; GHEZ, 2000).

Para ocorrer a contração muscular, os filamentos de actina de cada extremidade do sarcômero deslizam na direção da miosina, ocorrendo a movimentação das linhas Z na direção das Bandas A, que mantêm seu tamanho original, porém as Bandas I se tornam mais estreitas e a zona H desaparece (ENOKA, 2000; HALL, 2005; HUXLEY; NIEDERGERKE, 1954; HUXLEY; HANSON, 1954; KNUTZEN; HAMILL, 2008; SCHEEREN, 2011; WILMORE; COSTILL, 2001).

A ocorrência do deslizamento dos filamentos de miosina, denominados pontes cruzadas, formam elos físicos com os filamentos de actina durante a contração muscular (LOEB; GHEZ, 2000).



Fonte: Scheeren (2011)

O sistema muscular também tem a capacidade de adaptar-se. Segundo Capitanio *et al.* (2006), o músculo esquelético é um tecido dinâmico com a habilidade intrínseca de se adaptar aos estímulos ambientais como resultado de mudanças de aspecto qualitativas e quantitativas na expressão gênica, sendo esta habilidade definida como plasticidade. Nesse sentido, Schiaffino e Reggiani (1996) relatam que os músculos têm notável capacidade de adaptar seu desempenho em funções como postura, movimento e locomoção.

2.1.3 Teoria da contração muscular

Ao contrário de um simples corpo elástico, o músculo é capaz de ajustar sua força e corresponder precisamente à carga que é experimentada durante seu encurtamento (EDMAN, 1988).

No ano de 1954, pesquisas de alto impacto foram publicadas sobre experimentos feitos no intuito de demonstrar o mecanismo da contração muscular em células animais (HUXLEY; NIEDERGERKE, 1954; HUXLEY; HANSON, 1954).

Huxley e Niedergerke (1954), assim como Huxley e Hanson (1954), por meio da visualização de uma célula em microscópio óptico, observaram padrões estriados nas mesmas. O padrão estriado com zonas claras e escuras representam as proteínas contráteis actina e miosina, respectivamente (Figura 4). Esse padrão estriado foi chamado de banda anisotrópica (não permite a passagem de luz) e isotrópica (permite a passagem da luz), levando os primeiros estudos da área a denominação de Banda A (anisotrópica) e Banda I (isotrópica).

Figura 4 - Foto microscópica do músculo esquelético estriado



Fonte: Huxley e Hanson (1954)

Entre as proteínas contráteis, a de maior densidade é a miosina, o que sugere que a Banda A seja composta por miosina e a Banda I formada por actina, embora esta apresente menor densidade (HUXLEY; NIEDERGERKE, 1954; HUXLEY; HANSON, 1954).

2.2 POTENCIAL DE AÇÃO

Potencial de Ação (PA), segundo Krueger-Beck *et al.* (2010), representa o meio de comunicação do tecido nervoso com outros tecidos, surgindo de vários estímulos físicos, tendo como uma de suas funções a contração muscular, notadamente uma interação direta entre nervos e músculos. Os potenciais de ação são transmitidos e usados pelo sistema nervoso central (SNC) para monitorar o sistema musculoesquelético (LOEB; GHEZ, 2000). Este monitoramento acontece por meio da propagação do PA em dois sentidos principais: do SNC para fora (eferente) e de fora do SNC para dentro (aferente) (GUYTON; HALL, 2006; KRUEGER-BECK *et al.*, 2010).

Como ressaltado por Loeb e Ghuez (2000), o SNC envia sinais eferentes (PA) para o músculo por meio dos motoneurônios, os quais saem da coluna espinal anteriormente, desse modo o SNC recebe a resposta muscular aferente de neurônios sensitivos que se ligam à coluna espinal posteriormente.

A propagação do PA ocorre por meio do axônio oriundo do neurônio motor até sua extremidade, originando a liberação do neurotransmissor denominado acetilcolina (ACh), que encontra-se armazenado em vesículas saculiformes. A ACh é liberada em uma estrutura denominada fenda sináptica, ligando-se a receptores presentes na membrana da célula muscular e promovendo a propagação do PA na célula muscular por meio da despolarização de estruturas conhecidas como túbulos transversos (túbulos t), os quais possuem a função de conduzir o PA até o interior da célula muscular, alcançando o retículo sarcoplasmático (LOEB; GHEZ, 2000).

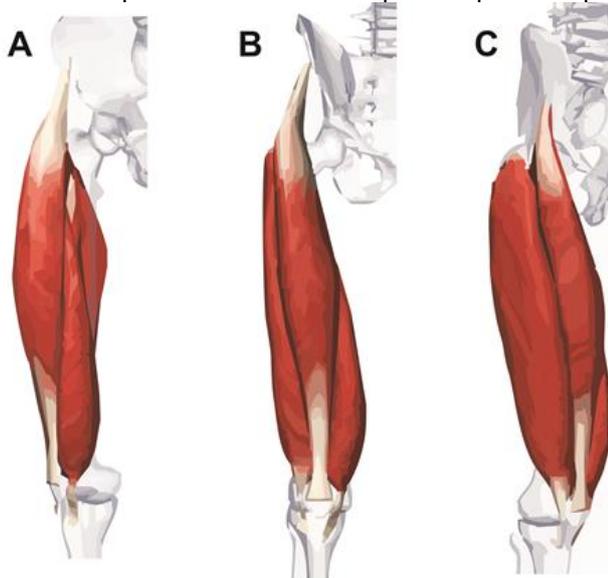
Conhecido como um sistema membranoso e oco, o retículo sarcoplasmático se expande em sacos laterais nas proximidades dos túbulos t com a função de armazenar e liberar íons de cálcio (Ca^{++}), fundamentais para a contração muscular (KRUEGER-BECK *et al.*, 2010).

Por intermédio do PA, o retículo sarcoplasmático libera altas concentrações de cálcio, que irão interagir com a troponina, que é uma proteína contrátil encontrada no sarcômero (MURPHY, 1996).

2.3 MÚSCULO RETO FEMORAL

O músculo reto femoral (RF) (Figura 5-B) é, juntamente com vasto lateral (VL) (Figura 5-C), vasto medial (VM) (Figura 5-A) e vasto intermédio (VI) (fica encoberto pelo músculo RF), a composição do grupo muscular denominado quadríceps femoral, situado na face anterior da coxa. O músculo RF é biarticular com origem na crista ilíaca anteroinferior e se insere na patela por meio do ligamento patelar e na tuberosidade anterior da tíbia. Sua função na articulação coxofemoral é a flexão, e na articulação do joelho a extensão.

Figura 5 - Esquema dos músculos que compõem o quadríceps



Fonte: o autor (2014)

Para Moraes (2003) o RF participa de movimentos como o percurso de flexão/extensão de joelho e Rasch e Burke (1976) relatam que o RF exerce maior ação nos primeiros graus de extensão do joelho que os músculos VL e VM.

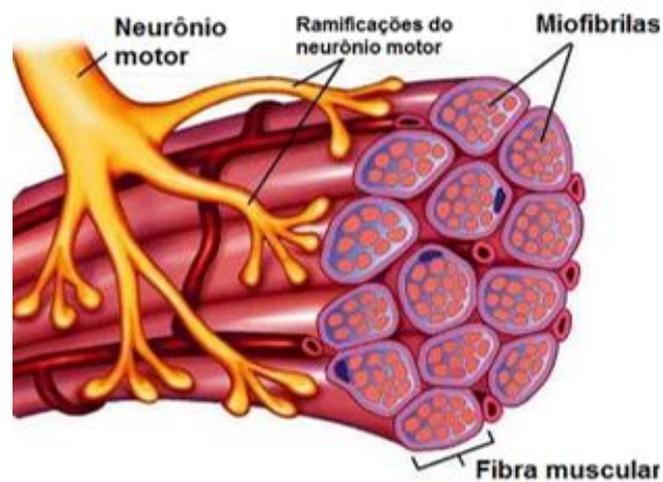
Diversos estudos usaram o RF para aquisição de sinais e análise de força e/ou fadiga (BANKOFF, 2012; COOPER *et al.*, 2014; FALLER *et al.*, 2009; OKANO *et al.*, 2005; SOUSA *et al.*, 2007).

2.4 FUNÇÃO NEUROMUSCULAR

Pode-se dizer que o músculo recebe comandos para se movimentar. Segundo Correia *et al.* (1993), a realização da força muscular (contração muscular) ocorre por meio de uma ativação neuromuscular regulada por UMs ativadas.

Como pode ser visto na figura 6, a UM, menor unidade funcional do músculo, compreende o neurônio motor e as fibras musculares do músculo (TEIXEIRA *et al.*, 2001).

Figura 6 - Esquema de uma unidade motora



Fonte: Koeppen e Stanton (2009)

Essa ativação neuromuscular, segundo Krueger-Beck *et al.* (2010), se origina por meio do PA, produzindo abalos musculares que consistem na resposta de força de uma UM associada a um único impulso elétrico excitatório (GUYTON; HALL, 2006). Para Seki *et al.* (2001), quando ocorre uma única contração produzida por um único abalo mecânico denomina-se *twitch*, e as várias contrações denominam-se tetânicas ou tetania (NEERING *et al.*, 1991).

2.4.1 Recrutamento ordenado de UM

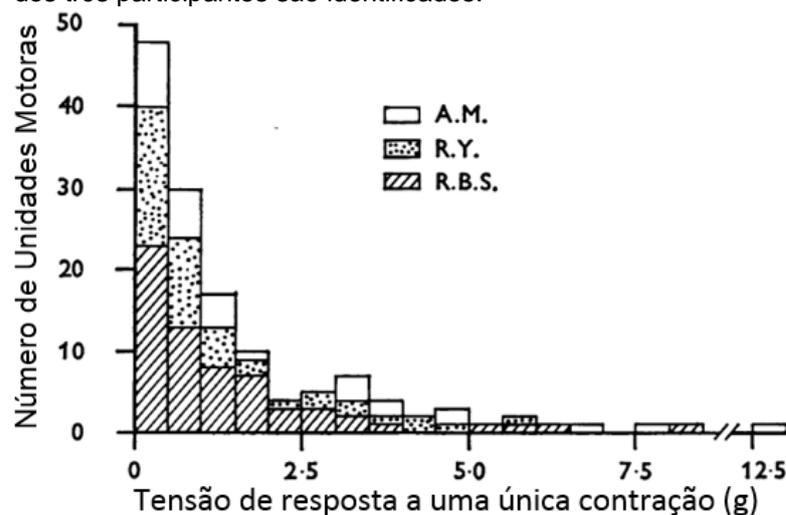
Os relatos sobre o aumento ordenado de UM proposto em trabalhos anteriores levaram Milner-Brown *et al.* (1973) a desenvolverem estudos que revelassem a possibilidade de medir as variações das taxas de disparo que ocorrem quando o nível de força de uma UM fosse aumentada ou diminuída linearmente. As pesquisas

objetivaram determinar quais os parâmetros das UM poderiam variar sistematicamente com o limiar de ativação voluntária e comparar a importância do recrutamento e mudanças na taxa de disparo como mecanismos para alterar o nível de uma contração voluntária.

Milner-Brown *et al.* (1973) descreveram estes resultados tendo como base o músculo interósseo dorsal da mão de três participantes, os quais tentaram manter constante uma baixa taxa de disparo de uma única UM durante a execução de contração voluntária isométrica, na qual a relação média da força de todo o músculo foi feita com o tempo de disparos das UMs. Um transdutor de força de alta sensibilidade, do qual se obteve as medidas de força, foi acoplado por suportes ao polegar e sobre o braço de alavanca para acomodar o bordo lateral do dedo indicador entre a base do dedo e da articulação interfalangeana proximal. Os indivíduos foram orientados a manter a força a um nível adequado apenas para a ativação com descarga constante de uma UM (MILNER-BROWN *et al.*, 1973).

Os resultados obtidos (Figura 7) fornecem a primeira evidência direta de que as unidades motoras (UMs) são recrutadas durante aumento gradativo da contração voluntária de forma ordenada, de acordo com a intensidade de contração que produzem.

Figura 7 - Número de unidades motoras plotadas em uma escala linear em função da tensão de resposta a uma única contração. Resultados do recrutamento ordenado de UM dos três participantes são identificados.



Fonte: modificado de Milner-Brown e Yemm (1973)

Os autores sugerem que parece haver um recrutamento ordenado de UMs sucessivamente maior durante o aumento de contrações voluntárias. Há evidências de que as UMs são recrutadas conforme a contração que elas produzem e isso se dá de forma ordenada, sendo das UMs menores para as UMs maiores, durante o aumento da contração voluntária.

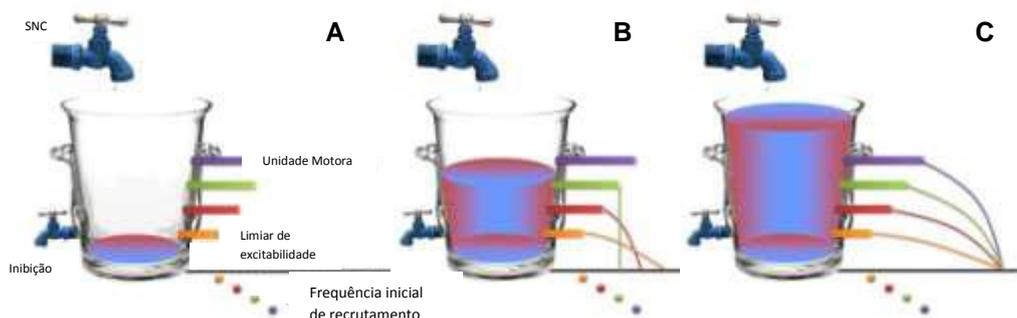
As evidências deste estudo vêm dar suporte aos achados de Henneman e Carpenter (1965), que deram origem à teoria do “princípio do tamanho”.

2.4.1.1 Regulação de recrutamento de UM

O princípio do recrutamento ordenado das UMs (HENNEMAN; CARPENTER, 1965) foi estudado por De Luca e Erim (1994), que identificaram uma regulação de recrutamento de UM. Partindo desse pressuposto, propuseram um esquema hidráulico para explicar o mecanismo fisiológico de recrutamento de UMs.

A figura 8 ajuda a visualizar as propriedades básicas do controle das UMs em decorrência da contração voluntária. Observa-se que a água entrando e saindo do recipiente representa a excitação e inibição das UMs.

Figura 8 - Esquema da ordem de excitação ou recrutamento das UMs proposto por Henneman e Carpenter (1965) onde o músculo encontra-se relaxado ou sem contração qualquer (A), iniciando uma contração na qual observa-se os padrões de disparos suficientes para excitar e recrutar apenas três UMs (B). Momento de maior excitação das UMs levando a limiares máximos (C).



Fonte: Scheeren (2011)

A água que vai se acumulando no recipiente corresponde à rede de excitação ou recrutamento de UMs. A torneira projetada na parte superior representa o SNC e a altura dos canos representa o nível de excitação, momento em que as UMs começam a ficar ativas (limiar de excitação).

O vazamento de cada cano corresponde ao recrutamento de uma determinada UM. O valor da frequência inicial corresponde ao tamanho do fluxo inicial e, com o aumento da quantidade de água (aumento da excitação), a distância do fluxo aumenta de acordo com o aumento da pressão.

A distância percorrida pelo jato de água demonstra a intensidade do padrão de disparo, ou seja, a frequência de ativação de cada UM. Quanto mais longe for o jato, maior será a frequência de excitação. A torneira que fica abaixo à esquerda representa a inibição muscular. De maneira resumida, observa-se que o aumento da força muscular voluntária ocorre pelo recrutamento de novas UMs e também pelo aumento de frequência das UMs ativas.

2.5 GORDURA CORPORAL

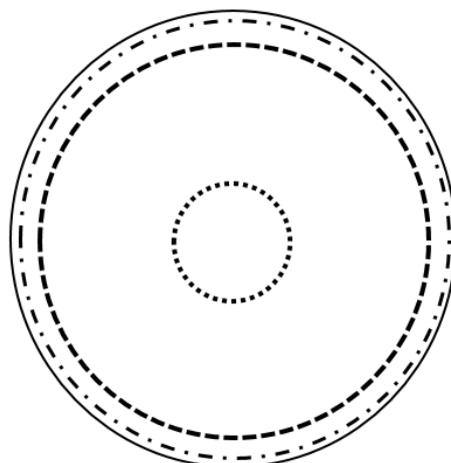
Localizada nas vísceras, tecido subcutâneo (tecido adiposo) e intramuscular (PRINS, 2002), a gordura corporal tem uma série de diferentes substâncias que possuem em comum o fato de não serem solúveis em água (CURI *et al.*, 2001). A gordura corporal também é conhecida como lipídio, que deriva do grego *lipos*, e significa gordura, ésteres formados a partir de ácidos graxos, que se apresentam de forma sólida no corpo humano (WAITZBERG, 2008).

Podem-se atribuir várias funções orgânicas, bioquímicas, estruturais e regulatórias à gordura corporal, como: o isolamento térmico, barreira física ao trauma, armazenamento de energia e secreção de proteínas (PRINS, 2002; TRAYHURN; WOOD, 2005; WAITZBERG, 2008). Alguns lipídios, mesmo em baixa concentração, podem ser cofatores enzimáticos, transportadores de elétrons, pigmentos que absorvem a luz, âncoras hidrofóbicas, agentes emulsificantes, hormônios e mensageiros intracelulares (NELSON; COX, 2011).

A figura 9 mostra a disposição dos tecidos que envolvem o músculo por meio de linhas. A linha contínua simboliza a pele, local onde se posicionam os sensores de MMG, a linha com traços e pontos simboliza a camada de gordura, na sequência a camada muscular (linha tracejada) e, por fim, o osso (contorno pontilhado). Tanto a camada de pele ou gordura, ou densidade muscular podem variar de membro para membro e de indivíduo para indivíduo.

Figura 9 - Esquema da disposição da pele, gordura corporal, músculo e osso nos membros do corpo humano.

Pele — Gordura - · - Músculo - - - - Osso ·····



Fonte: Adaptado de Kuiken *et al.* (2003)

A GC pode ser dividida em gordura essencial e gordura de reserva. A gordura essencial é a que contém componentes essenciais para que o organismo mantenha as funções em equilíbrio (CYRINO; NARDO JÚNIOR, 2012).

A GC de reserva, para Williams (1995), é a gordura acumulada no tecido adiposo subcutâneo. Os autores Durni e Rahaman (1967) já na década de 1960 sugeriram as dobras cutâneas (DC) como um método simples para avaliar quantitativamente o teor de GC, podendo ser usadas em estudos de campo na área da saúde em geral. Nos dias atuais, as DC são amplamente usadas em experimentos que envolvem GC e suas correlações com aquisição de sinais de origem muscular (COOPER *et al.*, 2014; JASKÓLSKA *et al.*, 2003; KRUEGER *et al.*, 2012; KUIKEN *et al.*, 2003).

A GC subcutânea pode causar interferência na captação de sinais de superfície de EMG (KUIKEN *et al.*, 2003) e MMG (JASKÓLSKA *et al.*, 2003).

Em grandes quantidades, o tecido adiposo subcutâneo aumenta a distância entre as fibras musculares de interesse e os eletrodos localizados acima de diferentes músculos, fazendo com que a captação dos sinais seja semelhante entre os músculos vizinhos (LOWERY *et al.*, 2002). Neste sentido, Jaskólska *et al.* (2003) realizaram um estudo com 79 participantes divididos em quatro grupos: (a) 22 jovens do sexo feminino, (b) 22 jovens do sexo masculino; (c) 17 mulheres idosas; e (d) 18 homens idosos, com objetivo de determinar as propriedades de filtragem da DC sobre as características dos sinais de MMG, correlacionando características de espessura da

DC com as variáveis idade e gênero. Os resultados demonstraram que o tecido entre o músculo e a superfície da pele pode atuar como um filtro passa-baixa² nos sinais de MMG, independentemente da idade e/ou gênero.

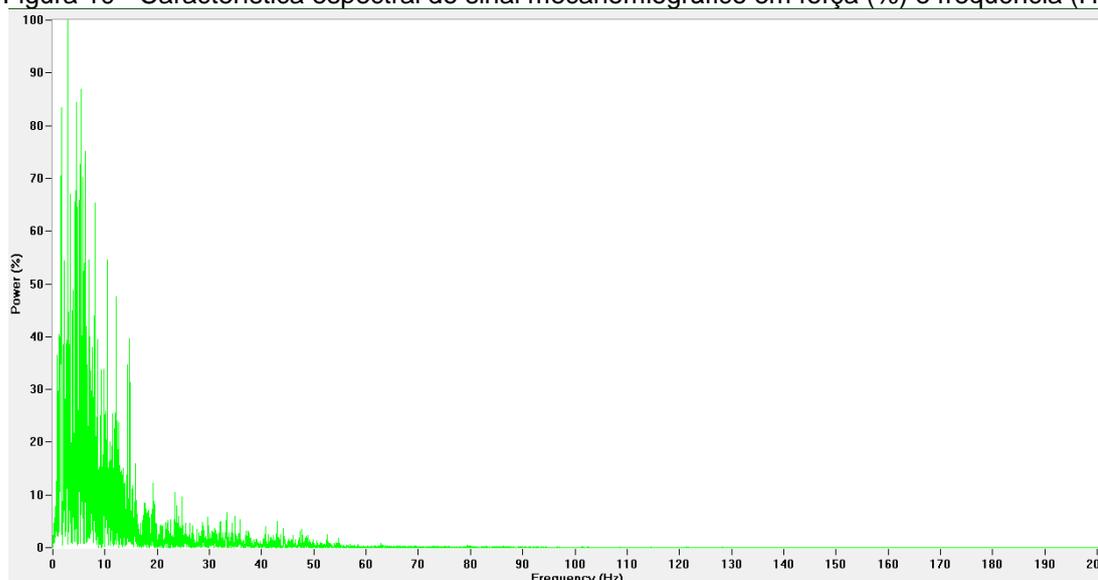
2.6 MECANOMIOGRAFIA

A MMG é uma técnica não invasiva que registra as vibrações ou sons produzidos pelo músculo esquelético ao se contrair (VAZ; HERZOG, 1999).

O som ouvido ao auscultar um músculo esquelético contrair continuamente é geralmente atribuído a certas vibrações do tecido ativo, e possui tal periodicidade a dar origem a um tom de aproximadamente 36 a 40 Hz (HERROUN; YEO, 1885). Em trabalhos posteriores a contração muscular foi descrita por meio de interações cíclicas: ocorre entrelaçamento das proteínas contráteis intracelulares (miosina e actina) (ENOKA, 2000; GUYTON; HALL, 2006; HUXLEY; NIEDERGERKE, 1954; HUXLEY; HANSON, 1954; ROBERTSON *et al.*, 2005) e produz abalos musculares que podem se concentrar principalmente em uma faixa de frequência definida entre 5 e 50 Hz (NEERING *et al.*, 1991), podendo ser medidas (Figura 10) na superfície dos tecidos envolventes por meio da MMG (ALVES-KOTZEV, 2010).

² Filtro passa-baixa: onde todas as frequências maiores que frequência de corte são atenuadas a zero, aplicado para promover uma atenuação dos componentes de frequências e ruído (MARCHETTI; DUARTE, 2006).

Figura 10 - Característica espectral do sinal mecanomiográfico em força (%) e frequência (Hz)



Fonte: o autor (2014)

2.6.1 Breve história da MMG

A MMG é uma técnica relativamente recente, porém, os estudos relacionados ao som muscular já são seculares. Em 1665, Grimaldi, um padre jesuíta que pesquisava a refração da luz e também demonstrava grande interesse pela acústica, relacionou a ocorrência sonora do movimento muscular ao simples gesto de colocar os polegares nos ouvidos, percebendo a ocorrência de um som semelhante a um ruído quando fechou os punhos (OSTER; JAFFE, 1980).

Em relatos feitos por Herroun e Yeo (1885) foram citados vários pesquisadores, os quais especificaram experiências pessoais. Wollaston, no ano de 1810, comparou o som originado do músculo com o estrondo de carroças nas ruas de Londres. Já Erma, em 1812, comparou o som muscular ao de um ronronar de gato. Outro caso foi o de Collongue, no ano de 1860, que adotou a comparação do som oriundo do músculo ao barulho do mar, como o que se ouve ao colocar uma concha marinha tapando a orelha. Posteriormente, no ano de 1863, Haughton adotou meios similares aos de Wollaston e Helmholtz (1866) e definiu o ruído muscular como sendo um tipo de som que ressoa como um tambor produzido por vibrações irregulares dos músculos.

Porém, somente a partir da metade da década de 1970 os estudos na área da MMG aumentaram por meio de pesquisadores como Jorgensem e Lammert em 1976,

Lammert *et al.* no ano de 1976, Oster e Jafe em 1980 e Brozovick e Pollack em 1983 (VAZ, 1996). Na década de 1970, houve também o abrupto crescimento da informatização que evoluiu de forma acelerada, impulsionando os meios de pesquisa (DA ROCHA *et al.*, 2008).

2.6.2 MMG X EMG

A EMG, segundo Krob (2008), vem sendo usada para estudo das funções musculares desde os primórdios do século XIX, o que a consolidou no meio científico por ter qualidade e eficácia. Entretanto, o tempo de estudos feitos com a MMG é relativamente menor quando comparado à EMG, mas as vantagens da MMG podem superar este inconveniente em interfaces homem-máquina, como é o caso de próteses ou exoesqueletos (ORIZIO *et al.*, 2003; SILVA *et al.*, 2005; XIE *et al.*, 2009). A MMG pode ser considerada como reflexo de vibrações mecânicas musculares e os sinais EMG e MMG registrados simultaneamente de um mesmo músculo têm um comportamento similar. Em ambos, a MDF diminui e o valor RMS aumenta com a fadiga (TARATA, 2003).

2.6.3 MMG e suas aplicações

A MMG, como sugerido por Youn e Kim (2010), pode ser aplicada para gravação da vibração muscular que é gerada por mudanças dimensionais em fibras musculares ativas. O som muscular, ou sinais gerados podem ser detectados por vários tipos de transdutores, tais como microfones de condensador, transdutores piezoelétricos e acelerômetros (YOUN; KIM, 2010).

A MMG tem sido utilizada em diversas aplicações, que incluem o controle de próteses (ORIZIO *et al.*, 2003), a indicação do grau de ativação muscular, o monitoramento da fadiga muscular (ORIZIO *et al.*, 2003; TARATA, 2003), bem como o diagnóstico neuromuscular (HU *et al.*, 2007). A MMG, em alguns estudos, tem sido utilizada como ferramenta de obtenção de sinais para a investigação de mecanismos de gradação da força muscular (AKATAKI *et al.*, 2001; DA MATTA *et al.*, 2005; MADELEINE *et al.*, 2001; MORAES, 2010; SCHEEREN, 2011).

Em pesquisa envolvendo 15 homens e 12 mulheres, Da Matta *et al.* (2005) desenvolveram um estudo com o objetivo de caracterizar sinais obtidos por meio do

valor RMS, um parâmetro temporal, e a frequência mediana (MDF), um parâmetro espectral dos abalos musculares em diferentes níveis de força muscular, empregando a MMG. Foi usado um teste de contração voluntária máxima (CVM), que permitiu determinar os percentuais de força (20%, 40%, 60%, 80% da CVM) usando força isométrica por oito segundos cada.

A MDF e RMS foram analisadas nas direções X (perpendicular às fibras) e Y (paralela às fibras). O grupo masculino não apresentou diferenças significativas na variável MDF, porém, o grupo feminino apresentou comportamento semelhante à MDF (Y), sendo apenas observadas diferenças significativas entre 20% da CVM e todas as demais cargas. Quanto ao valor RMS (Y), não houve diferenças significativas entre as cargas para o grupo feminino. Entretanto, houve comportamento crescente com a carga para ambos os grupos, havendo diferenças entre as cargas de 20% e 40% da CVM para o grupo masculino.

Os resultados encontrados corroboram com a teoria do processo de fusão mecânica decorrente do aumento da taxa de disparos dos PAs e, conseqüentemente, do recrutamento ordenado de UMs quando há aumento no nível de contração (AKATAKI *et al.*, 2001; HENNEMAN; CARPENTER, 1965).

Vaz *et al.* (1996b) avaliaram cinco sujeitos em um estudo onde foi aplicado teste de fadiga. Os participantes eram posicionados sentados em uma cadeira extensora adaptada com dinamômetro isocinético, enquanto executavam três CVM isométricas por um período de dois segundos cada, do qual obteve-se o torque máximo (100%) usado para estimar o torque submáximo de 70% da CVM que foi utilizado após dois minutos de intervalo. Com auxílio de um osciloscópio o sujeito visualizava o limiar de 70% e mantinha-se nele pelo maior tempo possível. Do mesmo modo, os voluntários observavam no osciloscópio o início do decréscimo e tentavam manter pelo maior tempo possível até que atingisse 40% da CVM, quando o teste era interrompido. Os sujeitos foram monitorados por um período de mais sessenta minutos após o teste de fadiga, onde executaram contrações isométricas a 70% da CVM por um período de seis segundos a cada cinco minutos.

Ocorreu diminuição da MDF do sinal MMG e retorno aos valores normais durante o protocolo de recuperação, sugerindo uma diminuição tanto na frequência das vibrações musculares, quanto nos tremores fisiológicos com a fadiga nos dois músculos. Quanto aos valores RMS, ocorreu diminuição nos valores para o músculo RF com a fadiga, contrastando com pesquisa do mesmo autor (VAZ *et al.*, 1996b),

que sugere uma diminuição no número de UMs recrutadas e aumento dos valores RMS para os músculos VL, também em fadiga, entrando em contradição a teoria do recrutamento de UM, e sugere a presença de tremor fisiológico. Em seu estudo, Vaz *et al.* (1996b) colocam que pode-se alterar a presença de tremor fisiológico e assim alterar os dados, pois as oscilações corporais são de grande magnitude, tornando mais difícil a captação de sinais em comparação às vibrações musculares.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 TIPO DE PESQUISA

Esta pesquisa caracteriza-se como um estudo de campo, com delineamento transversal, de análise descritiva de cunho quantitativo e qualitativo (DYNIEWICZ, 2009).

3.2 CRITÉRIOS DE INCLUSÃO

Foram critérios de inclusão nessa pesquisa: Ter idade entre 18 a 30 anos, ser do sexo masculino, possuir dobra cutânea do membro a ser analisado (quadríceps) menor que 25 mm ou maior que 30 mm.

3.3 CRITÉRIOS DE EXCLUSÃO

Foram critérios de exclusão desta pesquisa: Histórico de doença neuromuscular e/ou oncológica, ingestão de drogas ou medicamentos que alterem o desempenho neuromuscular, possuir restrição médica à realização dos procedimentos deste estudo e possuir doenças osteomioarticulares.

3.4 POPULAÇÃO E AMOSTRA

A população desse trabalho foi composta por indivíduos saudáveis da grande Curitiba-PR. Para a seleção da amostra, os voluntários foram informados da realização da pesquisa por meio de cartazes afixados em locais de grande circulação na cidade, como a Universidade PUCPR e Quartéis do Exército Brasileiro, informando a necessidade de voluntários para o desenvolvimento da pesquisa.

Participaram desta pesquisa 17 voluntários do sexo masculino (idade = 24,47 \pm 2,57 anos, altura = 1,72 \pm 0,05 m, peso corporal = 77 \pm 16,2 kg) divididos em dois grupos, sendo grupo A de participantes com DC inferior a 25 mm ($G < 25$) e grupo B de participantes com DC superior a 30 mm ($G > 30$).

3.5 PROCEDIMENTOS ÉTICOS

Este estudo respeita a Resolução 466/13 do Conselho Nacional de Saúde, sendo aprovado pelo comitê de ética da Pontifícia Universidade Católica do Paraná (PUCPR) sob o parecer nº 490.521/13. Todos os indivíduos foram informados sobre as etapas e procedimentos a serem realizados durante a pesquisa. Depois de concordarem em participar do estudo, assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE - APÊNDICE).

3.6 INSTRUMENTOS

Os instrumentos utilizados para realização do presente trabalho foram:

3.6.1 Adipômetro

3.6.1.1 Medição das dobras cutâneas

Foi feita coleta de DC por meio de um adipômetro Lange™ (Figura 11), que possui mecânica com pressão constante exercida em qualquer abertura de suas mandíbulas (aproximadamente 10g/mm²), escala de 0 a 60 mm, resolução de 0,1 mm e área de contato (superfície) de 90 mm², segundo o fabricante. As pinças se ajustam para melhor avaliação da prega cutânea e, é de uso constante por pesquisadores na estimativa de DC (CYRINO *et al.*, 2003).

Figura 11 - Adipômetro Lange™



Fonte: o autor (2014)

A DC foi medida para estimativa da gordura localizada no ponto medial da coxa (ventre do músculo RF em 50% da distância entre o trocânter maior, e do côndilo lateral do fêmur) (COOPER *et al.*, 2014). No protocolo utilizado, a medida da DC foi retirada por três vezes no mesmo ponto, e na sequência foi calculada a média das três usando o resultado como medida de referência (ACSM, 2011).

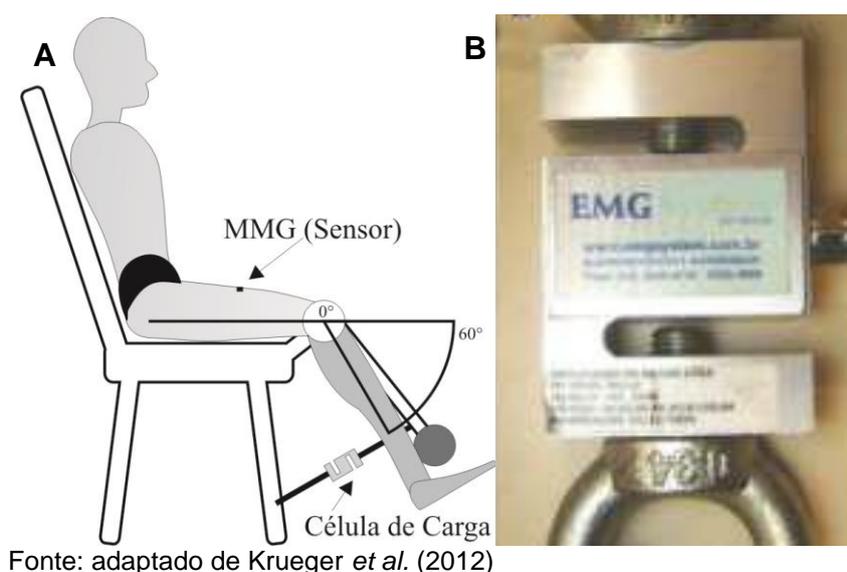
3.6.2 Cadeira Extensora

A cadeira extensora utilizada (Figura 12A) é a adaptação de um equipamento de musculação (flexão e extensão de joelho), na qual foi adicionado encosto ajustável, e local para posicionamento de uma célula de carga (Figura 11B), disponibilizada no Laboratório de Engenharia de Reabilitação (LER) da PUCPR.

A célula de carga (Figura 11B) foi usada para aquisição do torque dos músculos extensores de joelhos, sendo adaptada por meio de uma corrente de aço com uma das extremidades conectada à base fixa da cadeira, e a outra extremidade fixada no braço da cadeira, que se prende à perna do participante ligeiramente proximal em relação aos maléolos (Figura 11A).

Com o auxílio de um goniômetro manual, o ângulo de joelho do participante foi posicionado em 60° (Figura 11A).

Figura 12 - Cadeira extensora adaptada



Fonte: adaptado de Krueger *et al.* (2012)

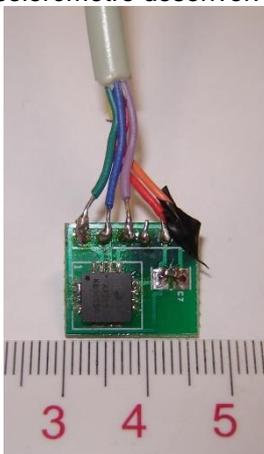
A figura 12A demonstra o participante posicionado na cadeira adaptada de treinamento de força com 70° de inclinação de tronco (BAPTISTA *et al.*, 2009; MINEIRO; SCHEEREN, 2013; SCHEEREN; VAZ, 2003). A linha horizontal (0°) mostra a extensão máxima de joelho e o ângulo de 60° de flexão de joelho para medição de força e local de posicionamento de célula de carga. A figura 12B exibe a foto da célula de carga empregada nos testes.

3.6.3 Sistema de mecanomiografia

O sistema de MMG empregado no estudo foi desenvolvido por Nogueira-Neto *et al.* (2008b) e possui um sensor triaxial *MEMS MMA7260Q* (Freescale Semiconductor Corporation) com sensibilidade de 800 mV/V a 1,5 G (G: aceleração da gravidade) para a aquisição do sinal de MMG (Figura 13).

Na figura 12 pode ser vista a foto de um sensor de captação de sinais de MMG procedentes das contrações musculares voluntárias.

Figura 13 - Sensor de MMG com acelerômetro desenvolvido por Nogueira-Neto *et al.* (2008b)



Fonte: Scheeren (2008)

Utilizou-se um circuito de amplificação com ganho 10x e um filtro passa faixa (*Butterworth*) de 4-40 Hz (KRUEGER *et al.*, 2012; NOGUEIRA-NETO *et al.*, 2008b; PERRY *et al.*, 2001). O sinal foi digitalizado por uma placa *Data Translation™* (DT300) com taxa de amostragem de 1 kHz. O sinal foi registrado por um programa em plataforma *LabVIEW™* (COOPER *et al.*, 2014; NOGUEIRA-NETO *et al.*, 2008b) e foi armazenado em arquivos do tipo *European Data Format* (EDF) em um computador de

mesa (*Intel Pentium*). Para posterior análise dos dados, foi utilizado um computador portátil *Dell (Intel Core i5)*.

Os sinais adquiridos correspondem aos três eixos (X, Y e Z) sendo:

- a) Y (ântero/posterior);
- b) X (médio/lateral);
- c) Z (vertical/linha da gravidade).

3.6.4 Local de realização dos procedimentos

O local de realização dos procedimentos de coleta de dados foi o Laboratório de Engenharia de Reabilitação (LER) da PUCPR, localizada na própria instituição com endereço sendo a Rua Imaculada Conceição, 1155, Bairro Prado Velho, Curitiba/PR.

3.7 COLETA DE DADOS

Inicialmente foi feito um processo de limpeza de pele e raspagem de pelos (assepsia e tricotomia) com o auxílio de lâminas descartáveis e álcool 70%. Em seguida foi medida a DC com uso do adipômetro (Figura 11) no ponto medial da coxa. Como o protocolo sugeriu, a medida da DC foi retirada por três vezes no mesmo ponto, e na sequência calculou-se a média das três, usando o resultado como medida de referência (ACSM, 2011; COOPER *et al.*, 2014). Nesse mesmo ponto foi fixado o sensor de MMG com fita aderente dupla face para captação de sinais da contração muscular do membro inferior dominante (quadríceps) durante todo o protocolo realizado no estudo (Figura 12A).

Previamente ao início dos testes de força, os participantes foram orientados a executarem movimentos de aquecimento específicos de membros inferiores, com ênfase no grupo muscular quadríceps, para promover maior segurança, bem como a familiarização com o equipamento. O protocolo de aquecimento aconteceu cinco minutos antes do teste principal, momento em que o sujeito executou contrações voluntárias submáximas e alongamento do membro a ser analisado. Procedimentos similares de aquecimento foram usados por Beck *et al.* (2005) e Scheeren (2011).

3.8 PROTOCOLO EXPERIMENTAL

3.8.1 Contrações voluntárias máximas

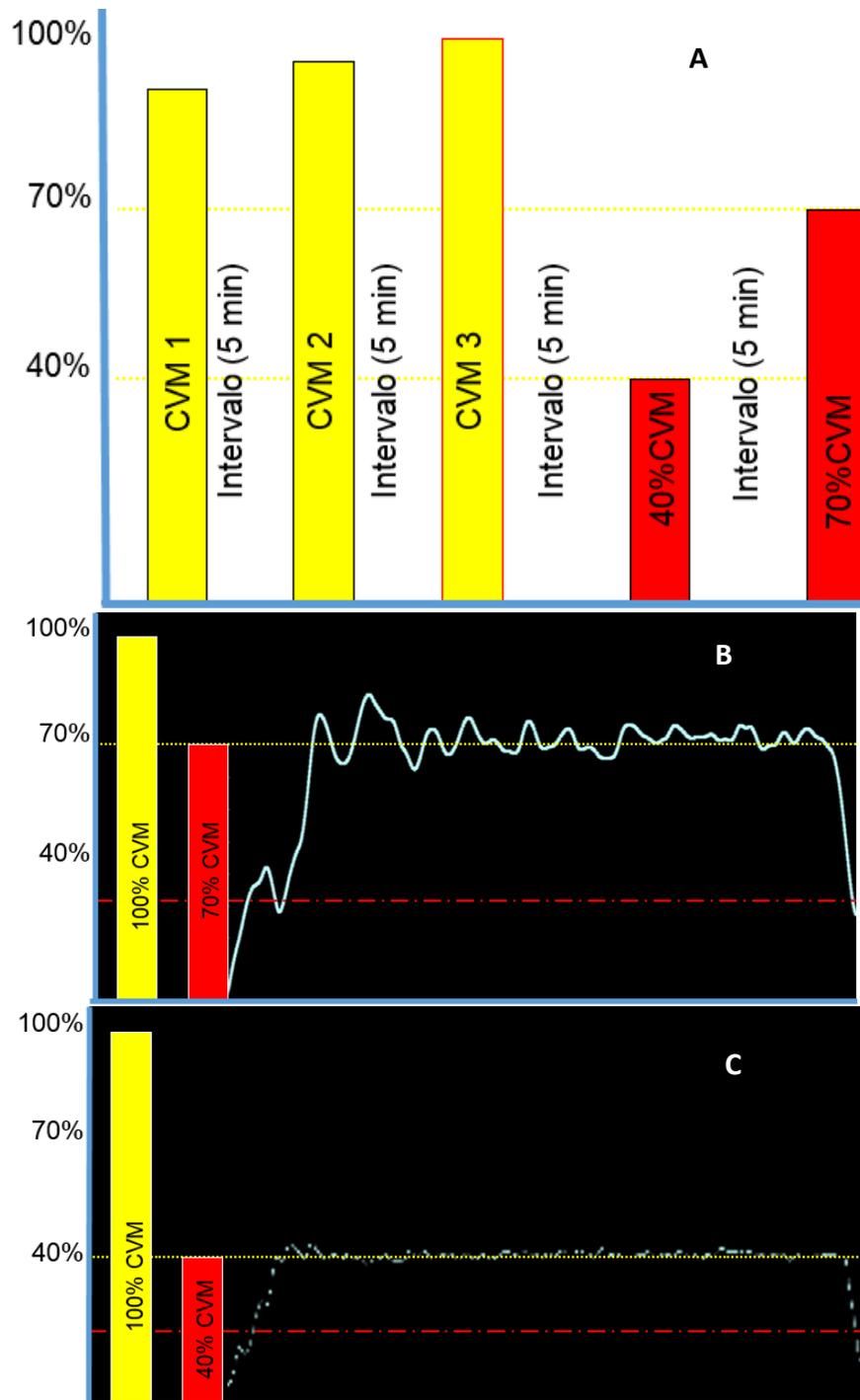
Os participantes foram posicionados em uma cadeira extensora instrumentada com uma célula de carga para medição de força (Figura 12A). O tipo de contração foi isométrica e o joelho foi posicionado em 60° (0° extensão completa). Cada contração durou 5 s e foi dado intervalo de cinco minutos entre as mesmas para evitar possíveis efeitos da fadiga (Figura 14A). Em todas as tentativas de CVM foi dado encorajamento verbal (palavras de ordem para o sujeito alcançar a maior força possível). As tentativas foram classificadas em primeira, segunda e terceira (MINEIRO; SCHEEREN, 2013).

3.8.2 Contrações voluntárias submáximas

A partir do valor obtido do torque durante a CVM (Figura 14A) foi calculado o valor referente ao limiar de 40% CVM (40%) e 70% da CVM (70%) para o protocolo submáximo de fadiga (Figura 14B).

Com o uso de um monitor de vídeo, colocado a 1 m da visão do participante, foi indicada uma linha que representou os limiares que correspondem aos valores de 40% ou 70% (Figura 14C e 14E). Esta linha foi adicionada para que o sujeito, ao visualiza-la na tela de computador, pudesse executar a contração voluntária até que chegasse ao limiar escolhido (40% ou 70%) e, depois de alcançar o limiar escolhido, pudesse manter a contração por 5 s (Figura 14D e 14F).

Figura 14 - Representações das três tentativas de obtenção da CVM e os limiares de 40% e 70% da CVM (A). As figuras B e C mostram teoricamente a linha do limiar escolhido para que o voluntário, ao visualiza-la no computador, pudesse executar a contração necessária para chegar e manter-se por maior tempo possível no patamar 70% e/ou 40%.



Fonte: o autor (2014)

3.9 ORGANIZAÇÃO DOS DADOS

Todos os sinais foram obtidos por sistema computacional que envolve *software* desenvolvido pela plataforma *LabVIEW* e *hardware* desenvolvido pela *National Instruments* e Nogueira-Neto *et al.* (2008a) (mecanomiógrafo e sensor de MMG). Os sinais coletados de cada participante foram armazenados em formato de arquivo digital de dados denominado *EDF*.

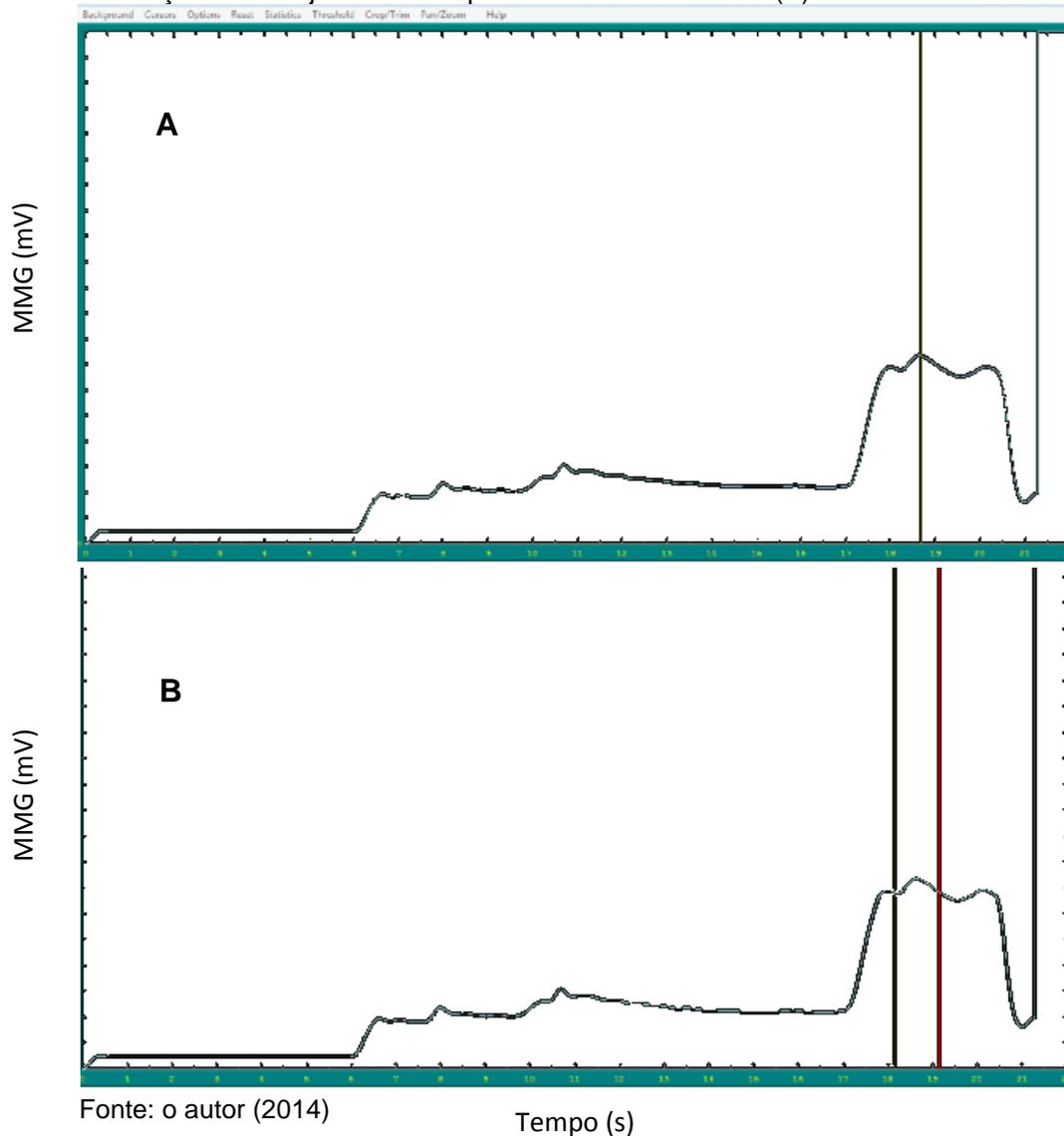
3.10 ANÁLISE DOS SINAIS

Os gráficos foram originados após processo que consistiu em cinco passos, sendo (passo a) escolha do participante, (passo b) escolha da intensidade que se queria analisar, (passo c) processamento dos dados com o programa *MatLab™* versão 8.2.

Para a análise dos dados, foi identificado qual CVM obteve o maior pico de torque (Figura 15A). Tendo identificado a maior CVM, o critério para identificação do pico de torque (Figura 14A) foi por meio de inspeção visual, após a identificação, (a) o cursor foi posicionado exatamente sobre ele e (b) foi anotado o tempo correspondente ao pico. Em seguida, foi realizada a seleção da janela de 1 s (Figura 15B), sendo que cada cursor foi posicionado a 0,5 s do centro do pico de torque (BASSANI *et al.*, 2008; NOGUEIRA-NETO *et al.*, 2010; SCHEEREN, 2011), conseqüentemente, o centro da janela foi equidistante ao pico de torque (Figura 15B). Após a identificação dos tempos que demarcam o início e fim da janela, os mesmos valores temporais foram utilizados para a seleção das três janelas referentes ao sinal mecanomiográfico dos três eixos (X, Y e Z).

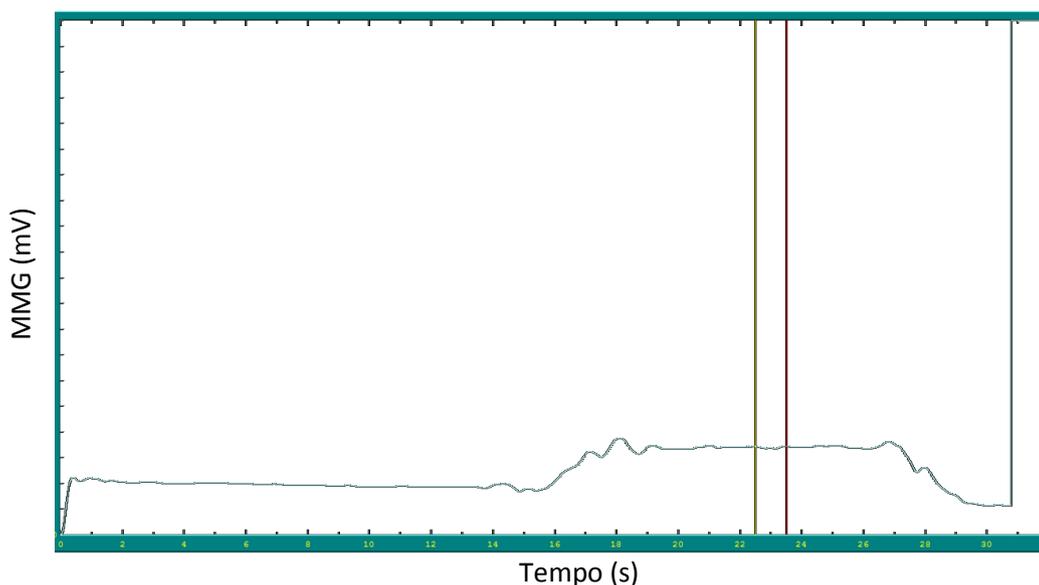
Para a análise dos sinais de MMG foram utilizados parâmetros numéricos (NOGUEIRA-NETO *et al.*, 2009) de referências temporais, RMS, e número de cruzamentos pela linha de base denominada *zero-crossing* (ZC), também chamado neste trabalho de cruzamento de base, e no domínio da frequência o parâmetro analisado foi a mediana da frequência (MDF).

Figura 15 - Sinal de mecanomiografia demonstrativo de um participante onde foi executada a análise visual pelo pesquisador tendo encontrado o pico de torque (A) em seguida efetuou-se a seleção de uma janela de 1 s para análises estatísticas (B).



Para os valores referentes às intensidades de 40% e 70%, foi realizada uma inspeção visual, constatando-se a formação de um platô na curva de torque, onde foi selecionada uma janela de 1s (Figura 16). Foi calculado o módulo a partir do sinal de cada um dos três eixos (X, Y e Z), assim, o sinal de MMG foi apresentado neste estudo sempre alusivo ao módulo.

Figura 16 - Sinal MMG de um participante demonstrando o momento em que se obtém a análise visual para constatação do platô na curva de torque e posicionamento da janela de 1 s para análises de parâmetros.



Fonte: o autor (2014)

Os sinais encontrados, como demonstrado na figura 15, constituem o passo (d) que ocorreu por meio de inspeção visual do pesquisador buscando o momento em que a curva de torque forma um platô. Por fim, o passo (e) onde foi efetuado o posicionamento dos cursores delimitando uma janela de 1 s, para captação de informações contidas nesta área.

3.11 PROCEDIMENTO ESTATÍSTICO

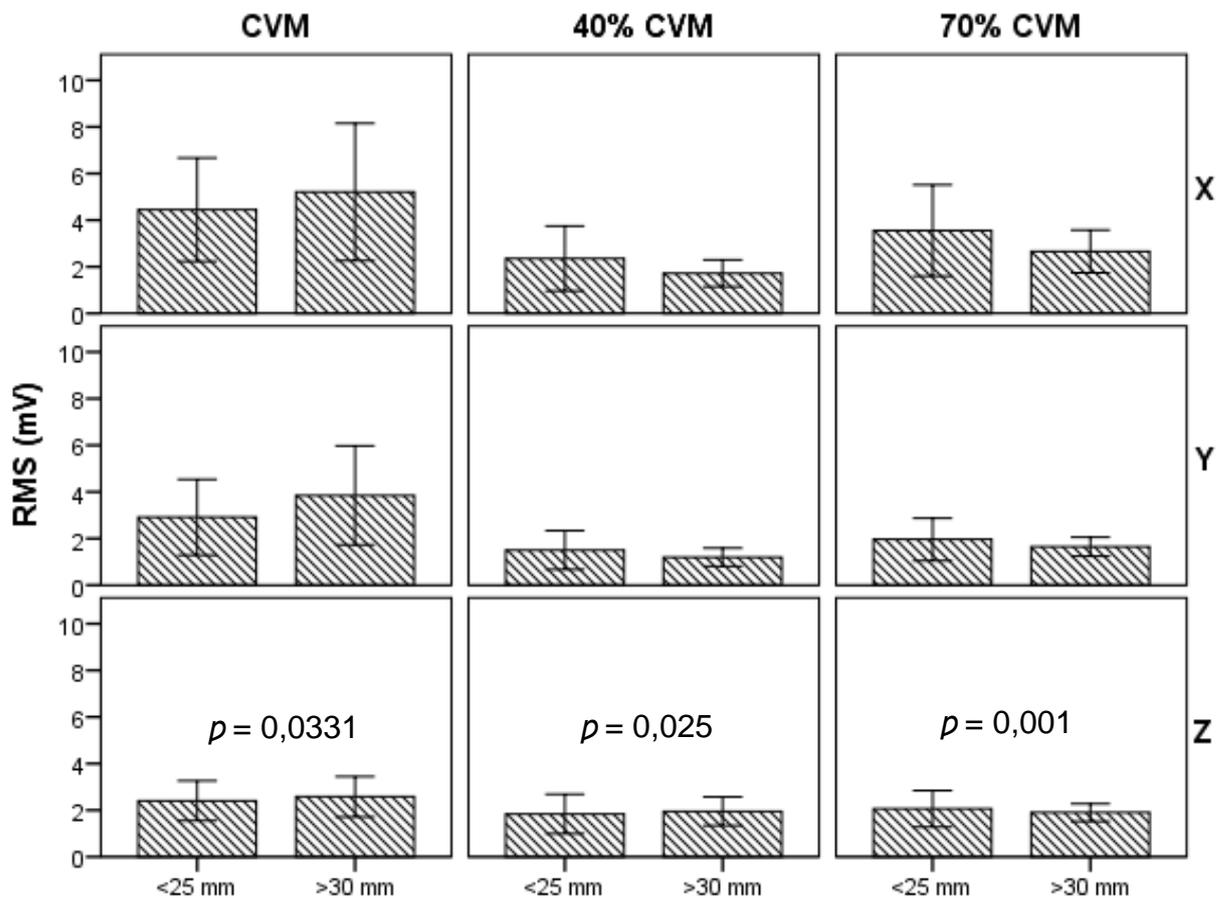
Os procedimentos estatísticos adotados para o estudo foram realizados com o pacote estatístico *IBM® SPSS® Statistics* (versão 20):

- a) o teste não paramétrico de *Shapiro-Wilk* e *Kolmogorov-Smirnov* foi utilizado para a verificação de distribuição Gaussiana dos dados;
- b) o teste *Mann-Whitney* foi usado para analisar possíveis diferenças entre os grupos $G < 25$ e $G > 30$;
- c) o coeficiente de *Spearman* (ρ) foi usado para medir a intensidade da relação entre os grupos.

4 RESULTADOS

Os resultados do teste *Mann-Whitney*, para a comparação da média dos grupos $G < 25$ e $G > 30$ no parâmetro RMS (Figura 17), demonstraram significância para o eixo Z (linha da gravidade) nas intensidades CVM ($p = 0,0331$), 40% ($p = 0,025$) e 70% ($p = 0,001$). Para os eixos X (linha médio/lateral) e Y (linha ântero/posterior) não houve diferença entre os grupos (Tabela 1).

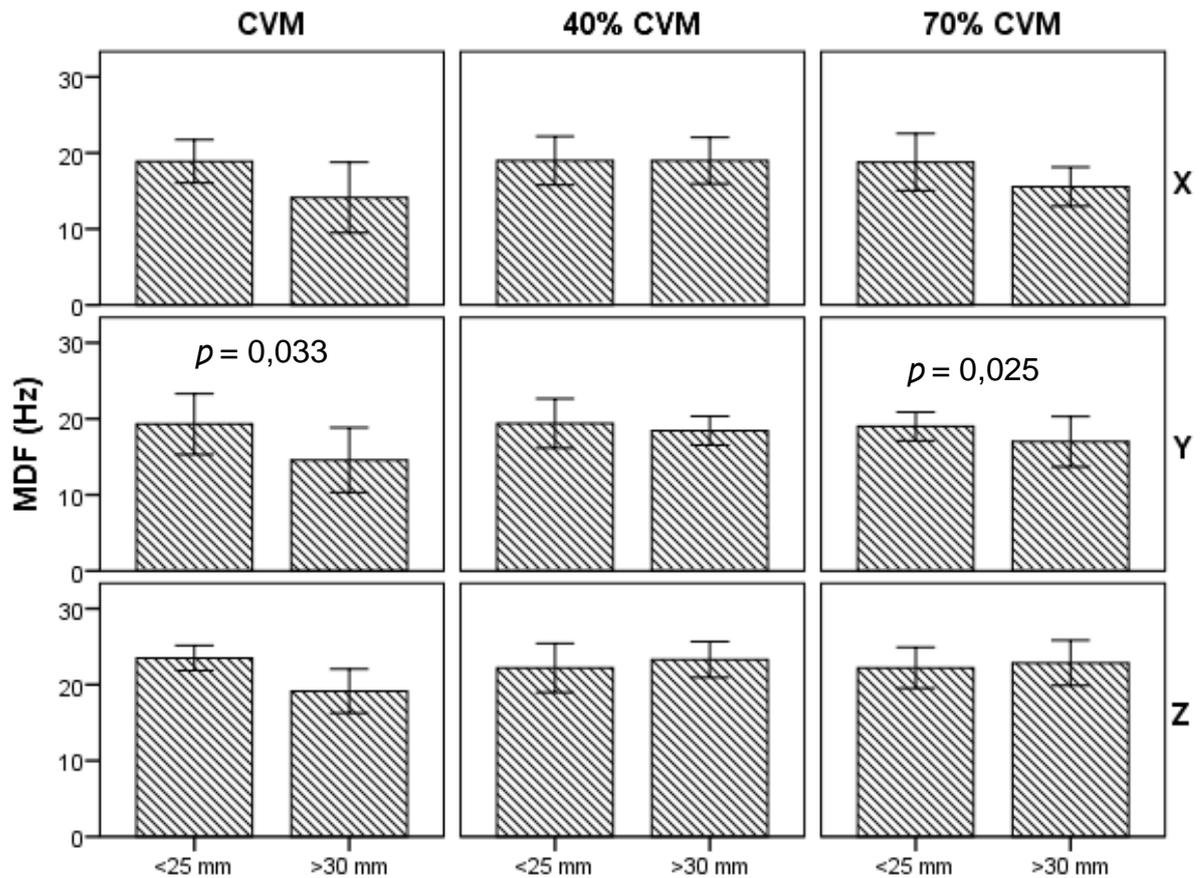
Figura 17 - Média dos valores RMS do sinal mecanomiográfico entre os grupos $G < 25$ e $G > 30$ correlacionados com os sinais de MMG do músculo reto femoral.



Fonte: o autor (2014)

Para o valor MDF, o teste *Mann-Whitney* demonstrou valores significativos somente para o eixo Y (Figura 18) nas intensidades CVM ($p = 0,033$) e 70% ($p = 0,025$), não apresentando diferenças para a intensidade de 40%. No parâmetro ZC, entretanto, o teste *Mann-Whitney* não demonstrou significância em qualquer intensidade e eixo (Tabela 1).

Figura 18 - Média dos valores MDF do sinal mecanomiográfico entre os grupos G < 25 e G > 30 correlacionados com os sinais de MMG do músculo reto femoral.



Fonte: o autor (2014)

Na tabela 1, podem ser visualizados os resultados estatisticamente significativos obtidos por meio de correlação entre os grupos G < 25 e G > 30 e as intensidades CVM, 70% e 40%. Os parâmetros analisados foram RMS, ZC e MDF.

Tabela 1 - Dados significativos entre ambos os grupos para os parâmetros de análise RMS e MDF, eixos e intensidades ($p \leq 0,05$) obtidos com o teste de *Mann-Whitney*.

Parâmetro	Eixo	Intensidade	p (valor de p)
RMS	Z	CVM	0,030
RMS	Z	40%	0,025
RMS	Z	70%	0,001
MDF	Y	CVM	0,033
MDF	Y	70%	0,025
ZC	--	--	--

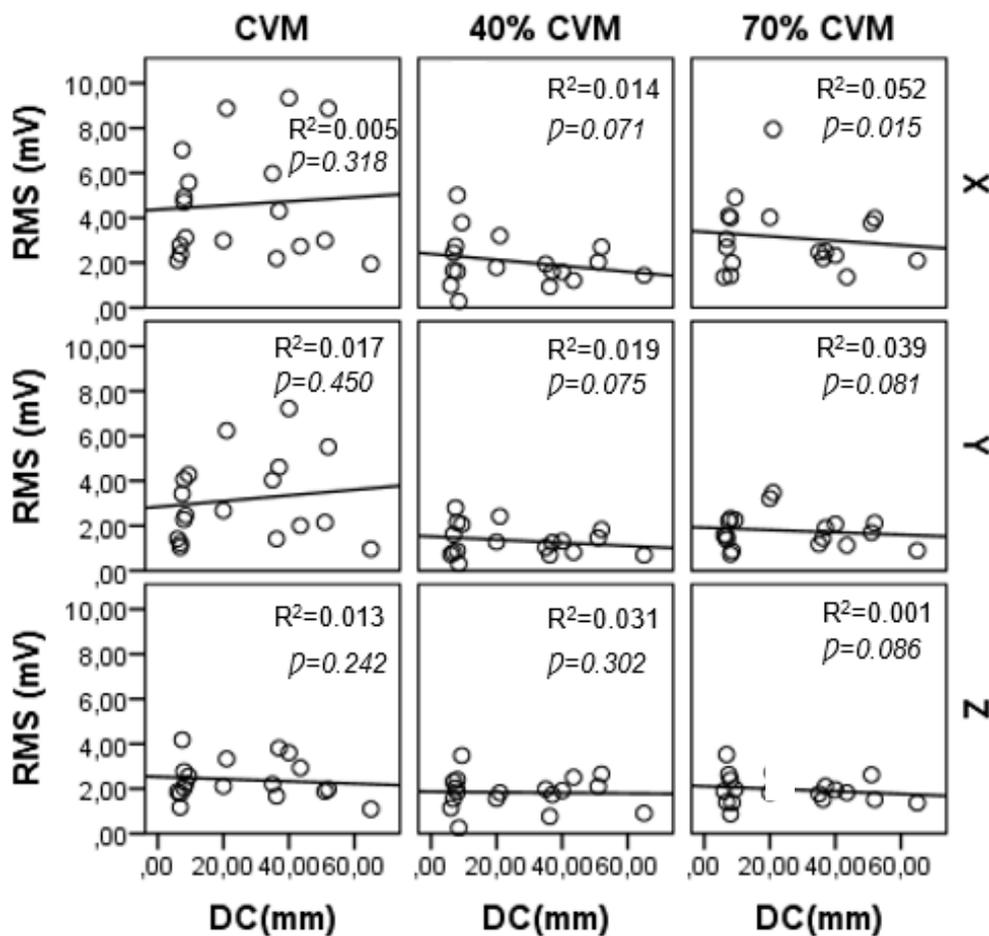
Fonte: o autor (2014)

Pode ser visto na tabela 1 o valor RMS que apresentou significância estatística somente para o eixo Z, demonstrando que houve significância no sinal de MMG na linha da gravidade nas três intensidades (CVM, 70% e 40%). O parâmetro MDF

demonstrou dados significativos para o eixo Y nas intensidades CVM e 70%. Entretanto, não houve valores significativos (--) quanto ao parâmetro ZC para este estudo quando analisado com o teste de *Mann-Whitney* (Tabela 1).

Os resultados do coeficiente de correlação de *Spearman* usado entre DCs e o valor RMS demonstram correlação baixa e média na intensidade CVM, sendo baixa para o eixo X ($p = 0,318$), média no eixo Y ($p = 0,450$) e novamente baixa no eixo Z ($p = 0,242$). O valor RMS para a intensidade 40% no eixo Z ($p = 0,302$) demonstrou correlação baixa e a intensidade 70% valores muito baixos para os três eixos (Figura 19).

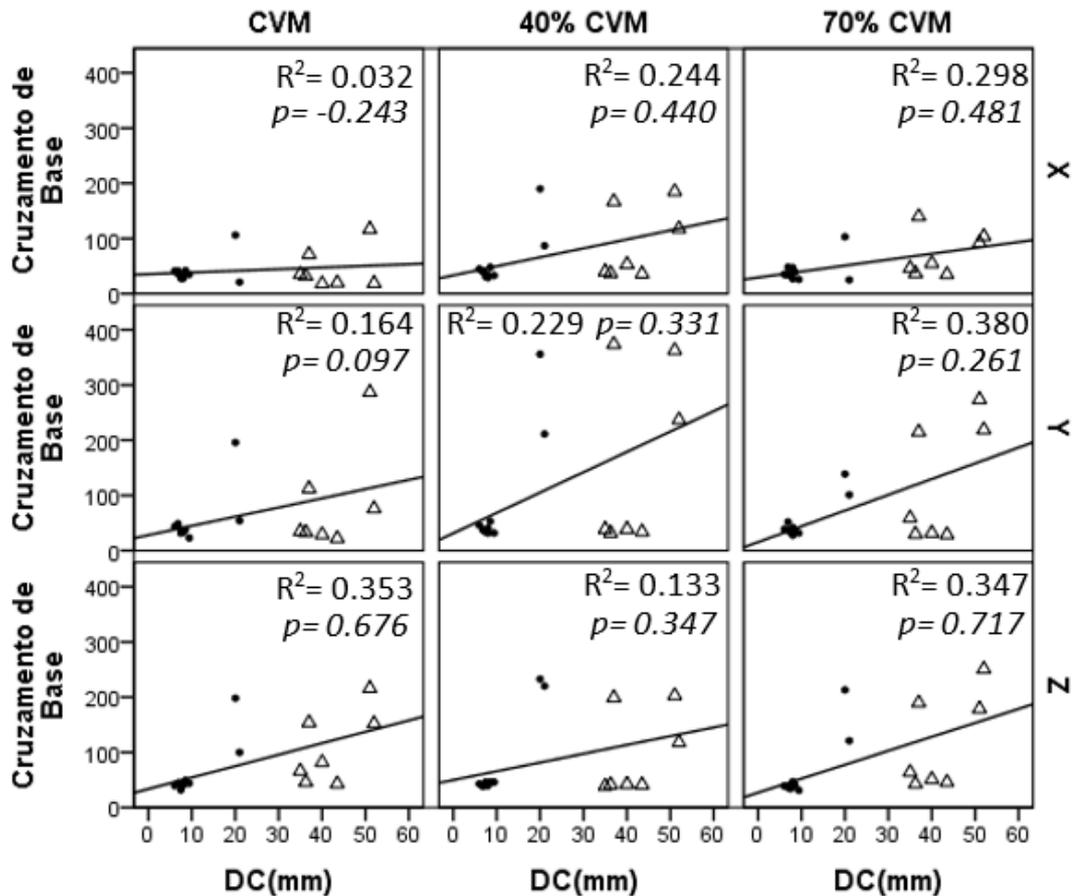
Figura 19 - Correlação entre os valores de DC e o parâmetro RMS do sinal mecanomiográfico entre os grupos G < 25 (pontos) e G > 30 (triângulos) para as intensidades CVM, 70% e 40% nos eixos X, Y e Z do músculo reto femoral, onde ρ = Coeficiente de Spearman e R^2 = intensidade de correlação das variáveis.



Fonte: o autor (2014)

Ao analisar o parâmetro ZC (Figura 20), os valores do coeficiente de *Spearman* foram altos para o eixo Z na CVM (0.676) e a 70% (0.717), indicando que a gordura corporal influencia na captação do sinal de MMG.

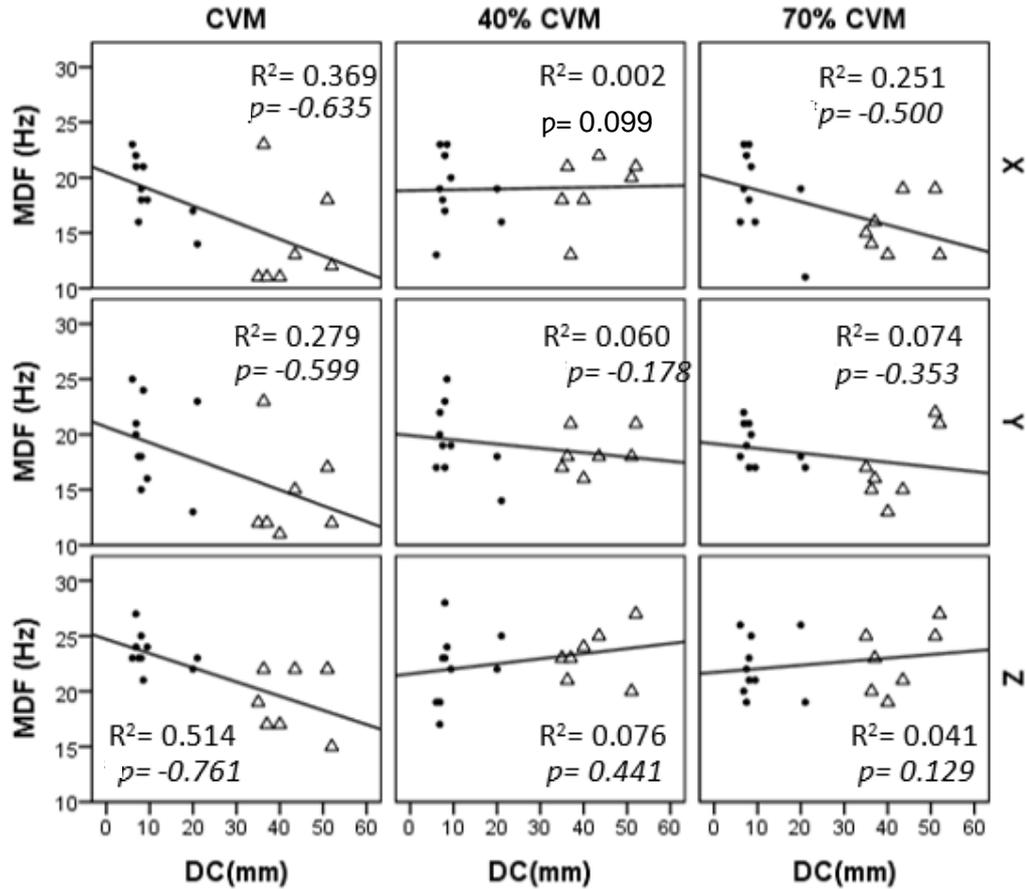
Figura 20 - Correlação entre os valores de DC e o parâmetro ZC do sinal mecanomiográfico para os grupos G < 25 (pontos) e G > 30 (triângulos) para as intensidades CVM, 70% e 40% nos eixos X, Y e Z do músculo reto femoral, onde p = Coeficiente de Spearman e R^2 = intensidade de correlação das variáveis.



Fonte: o autor (2014)

Os resultados da correlação entre MDF e DC com o teste de *Spearman* podem ser observados na figura 21, onde a intensidade CVM demonstrou correlação negativa moderada nos eixos X ($p = -0.635$) e Y ($p = -0.599$), e correlação alta para o eixo Z ($p = -0.761$). O teste de *Spearman* indicou, para a intensidade 40% no eixo Y, correlação baixa negativa ($p = -0.178$) e na intensidade 70% o eixo X demonstrou correlação moderada ($p = -0.500$) e correlação baixa no eixo Y ($p = -0.353$ - Figura 21).

Figura 21 - Correlação entre os valores de DC e o parâmetro MDF do sinal mecanomiográfico para os grupos $G < 25$ (pontos) e $G > 30$ (triângulos) para as intensidades CVM, 70% e 40% nos eixos X, Y e Z do músculo reto femoral, onde ρ = Coeficiente de Spearman e R^2 = intensidade de correlação das variáveis.



Fonte: o autor (2014)

5 DISCUSSÃO

A amplitude dos sinais gerados pelo músculo esquelético pode ser influenciada por fatores como número de unidades motoras (UM) recrutadas (AKATAKI *et al.*, 2004), taxas de disparo das UMs ativas (ORIZIO *et al.*, 2003), distância das UMs dos sensores (MMG), eletrodos (EMG) (BARKHAUS; NANDEDKAR, 1994) e interferência da pele, líquidos e gordura subcutânea (JASKÓLSKA *et al.*, 2003). Estes eventos estão amplamente relatados na literatura, principalmente em estudos com EMG. Porém, a gordura subcutânea também pode interferir em procedimentos feitos com uso da MMG, muito embora as origens de cada sinal sejam de naturezas diferentes (EMG sinal elétrico e MMG sinal mecânico) (KRUEGER *et al.*, 2012).

Para este estudo, os valores de referência temporal RMS de MMG dos grupos $G < 25$ e $G > 30$ obtidos do músculo RF apresentaram diferença estatística com o teste *Mann-Whitney* no eixo Z (linha da gravidade) em CVM ($p = 0,033$), 40% ($p = 0,025$) e 70% ($p = 0,001$) (Figura 16), similares aos dados de Krueger *et al.* (2012) ao compararem diferentes grupos com DC maiores e menores com o teste *Mann-Whitney*.

Os resultados obtidos com o coeficiente de correlação de *Spearman* para os sinais de MMG entre DC e valores RMS (Figura 19) na intensidade CVM nos eixos X ($p = 0,318$), Y ($p = 0,450$) e Z ($p = 0,242$) e na intensidade 40% no eixo Z ($p = 0,302$), indicam interferência na captação de sinais MMG e são resultados similares aos encontrados por Da Matta *et al.* (2005), que, usando sensor biaxial em estudo de sinais de MMG em contração voluntária do músculo bíceps braquial de homens e mulheres em diferentes níveis de força isométrica, obteve para o parâmetro RMS no eixo X valores superiores somente para o grupo masculino, tendo as mulheres demonstrado menores taxas de ativação de UMs, o que os autores atribuíram às maiores camadas de gordura corporal encontradas no grupo feminino, o que pode ter atenuado os sinais de MMG (DA MATTA *et al.*, 2005).

Com o teste de *Spearman* o valor RMS na intensidade 70% demonstrou correlação (baixa negativa) no eixo Z ($p = -0,086$ – Figura 19). Este resultado é similar ao de Krueger *et al.* (2012), que, ao analisarem a influência de diferentes espessuras de DC para o sinal de MMG em CVM, constataram que as maiores camadas de gordura atuam como filtro para o valor RMS no eixo Z, o que indica atenuação do sinal de MMG na linha da gravidade. Para Orizio *et al.* (1989), estas atenuações são

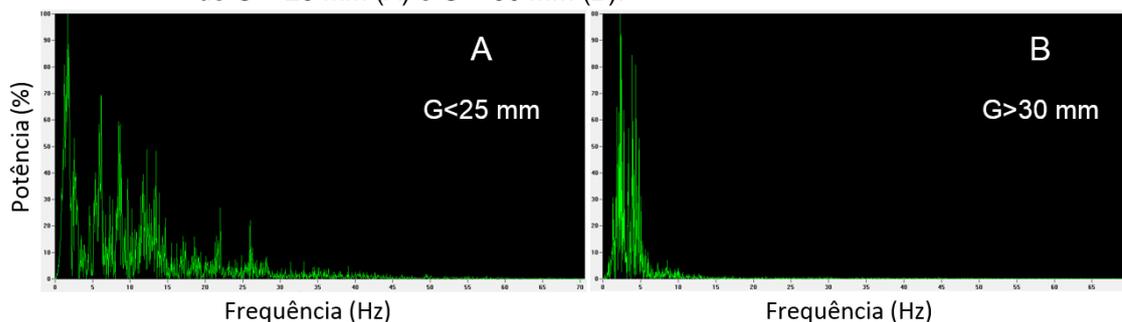
indícios de que a gordura corporal atuou como filtro dos sinais de MMG do músculo analisado. Entretanto, estes resultados diferem dos de Zuniga *et al.* (2010), que, ao analisarem as DCs ao longo do músculo VL, concluíram que não houve interferência das DCs nas características dos sinais de MMG, tanto espectral quanto temporal.

Os resultados deste estudo corroboram com Herda *et al.* (2010), que, ao analisarem o sinal MMG e EMG com o valor RMS entre sujeitos aerobicamente treinados (DC 8.7 mm), praticantes de treino de resistência (DC 15.4 mm) e sedentários (DC 25,4 mm), em testes de contrações isométricas progressivas (5% a 90% da CVM), concluíram que o valor RMS para o grupo aerobicamente treinados foi maior, tanto para MMG quanto para EMG, fato que foi relacionado a maiores espessuras de DCs encontradas entre os grupos de treino de resistência e o grupo de sedentários. A atuação da gordura como filtro foi constatada por Cooper e Herda (2014), com o valor RMS de MMG dos músculos, primeiro interósseo dorsal (DC 4.00 ± 0.65 mm), VL (DC 9.68 ± 3.61 mm) e RF (DC 11.33 ± 4.1 mm) em teste de força progressiva.

O parâmetro ZC não demonstrou significância com o teste *Mann-Whitney* para este estudo, entretanto, houve correlação alta no coeficiente de *Spearman* (Tabela 2) para o eixo Z em CVM ($p = 0,676$) e 70% ($p = 0,717$) (Figura 0), diferentemente aos resultados de Krueger *et al.* (2012), que, ao correlacionarem diferentes DCs com o valor ZC, encontraram correlação muito baixa ($p = 0,02$) para o eixo Z. Os resultados do presente estudo respondem à questão norteadora, que indaga sobre a influência da espessura de gordura subcutânea na alteração do sinal de MMG. Os resultados indicam que a gordura corporal atua como um filtro, uma vez que a diminuição do valor ZC pode ser interpretada como uma diminuição da frequência de vibração mecânica muscular.

De acordo com o protocolo desenvolvido neste estudo, onde foram observados intervalos (5 min) para evitar prováveis efeitos da fadiga, a atenuação do sinal mediante aumento da gordura subcutânea não tem origem na diminuição da vibração das unidades motoras. Mas sim, na impossibilidade de captar todas as frequências de vibração muscular, mesmo em contrações máximas, devido à espessura de gordura que atua como um filtro atenuador dos componentes de frequência. Este fenômeno pode ser visualizado na figura 22, que apresenta o sinal de dois participantes representativos dos grupos ($G < 25$ e $G > 30$) onde é observada a compressão espectral para as baixas frequências para o $G > 30$.

Figura 22 - Espectro de potência do sinal mecanomiográfico representativo de um participante do G < 25 mm (A) e G > 30 mm (B).



Fonte: o autor (2014)

Tabela 2 - Resultados obtidos com o coeficiente de *Spearman* (ρ) em correlação com os grupos G < 25 e G > 30 e gordura corporal usando os parâmetros RMS, ZC e MDF nas intensidades CVM, 70% e 40% CVM nos eixos X, Y e Z.

Intensidade	Eixo	RMS (ρ)	ZC (ρ)	MDF (ρ)
CVM	X	0.318	-0.243	-0.635
	Y	0.450	0.097	-0.599
	Z	0.242	0.676	-0.761
40%	X	-0.071	0.440	0.099
	Y	0.075	0.331	-0.178
	Z	0.302	0.347	0.441
70%	X	0.015	0.481	-0.500
	Y	0.081	0.261	-0.353
	Z	-0.086	0.717	0.129

Fonte: o autor (2014)

Para Nogueira-Neto *et al.* (2013), o ZC foi um bom indicativo somente para descrever o comportamento da força durante um protocolo de fadiga e não para o comportamento da contração muscular. Para os resultados deste estudo, o ZC mostrou-se como um parâmetro de análise sensível à variação do sinal de MMG em função de DC.

Em relação ao domínio da frequência (MDF) entre os grupos G < 25 e G > 30 com o teste *Mann-Whitney*, foram encontrados dados significativos (Figura 18) nas intensidades CVM no eixo Y (linha ântero/posterior, $p = 0,033$) e na intensidade 70%, também no eixo Y ($p = 0,025$).

Na figura 21 podem ser observados valores de correlação de *Spearman* altos (negativos) para o parâmetro MDF (Figura 20) em CVM no eixo X ($\rho = -0.635$), Y ($\rho = -0.599$), e no eixo Z ($\rho = -0.761$), indicando que a gordura atua como um filtro passa-baixa. Também na figura 21, os resultados mostram que houve, para a intensidade

40%, correlação baixa no eixo Y ($p = -0.178$), e correlação moderada na intensidade 70% para o eixo X ($p = -0.500$) e Y ($p = -0.353$) (Tabela 2).

Os resultados encontrados para MDF (Figura 21) corroboram com estudo de Polato *et al.* (2008), que usaram sensor biaxial para avaliar a relação entre o comportamento do sinal de MMG e mediana da frequência (MDF) do músculo bíceps braquial em diferentes níveis de contração isométrica (20%, 40%, 60%, 80% e 100% da CVM) de indivíduos masculinos e femininos. Polato *et al.* (2008) associaram a diminuição do valor RMS do sinal de MMG das mulheres ao fato da camada de gordura subcutânea destes grupos ser maior, similar aos resultados de Da Matta *et al.* (2005).

O coeficiente de *Spearman*, segundo Krueger *et al.* (2012), quando correlacionado MDF com DC, apresentou correlação moderada negativa nos eixos X e Y, indicando que o tecido gordo gerou um filtro passa-baixa nos sinais de MMG do músculo RF. Também corroborando com esses resultados, Jaskólska *et al.* (2003) constataram que a correlação da DC com MDF em ação antagônica do músculo tríceps braquial com maiores espessuras de DC indicaram atenuação dos sinais entre o músculo e a superfície da pele independentemente da idade dos indivíduos.

Na tabela 2 pode ser visto que houve correlação para os parâmetros analisados (RMS, ZC e MDF com DC), principalmente em 70% e CVM, além de 40%. Estes fatos podem ser atribuídos ao aumento da atividade mecânica resultante da somação dos potenciais de ação (PA) de unidades motoras (UM) com o acréscimo de força muscular (YOSHITAKE *et al.*, 2002), mesmo em menores intensidades (AKATAKI *et al.*, 2003).

Os resultados deste estudo ficam mais evidentes no parâmetro MDF, no qual ocorreu atenuação do sinal de MMG no eixo X e também no eixo Y de forma progressiva (conforme houve aumento das intensidades), enquanto que para o eixo Z ocorreu correlação em CVM (Tabela 2). Corroborando com os resultados de Da Matta *et al.* (2005), que observaram comportamento progressivo da MDF, tanto para o eixo X, quanto para Y conforme teve aumento na intensidade da contração, sendo mais acentuado no grupo das mulheres, as quais possuíam maiores DC.

Islam *et al.* (2014) encontraram resultados indicando interferência dos sinais, e os pesquisadores atribuíram a gordura sob o sensor como uma das causas da atenuação dos sinais ao usarem incremento progressivo de força isométrica com objetivo de examinar o grau de interferência do sinal MMG correlacionado aos

músculos extensores dos dedos, extensor ulnar do carpo e flexor ulnar do carpo e perímetros do antebraço de 20 sujeitos.

É encontrado aumento dos sinais de MMG com aumento gradativo da força (intensidade), o que pode ser melhor explicado pelo aumento das vibrações produzidas pelos abalos musculares que acontecem, tanto para a direção médio lateral (eixo X), quanto longitudinal (eixo Y) (MATHESON *et al.*, 1997), quanto na linha da gravidade (eixo Z) (SCHEEREN, 2011).

Foi encontrado para este estudo, valor de atenuação mesmo com incremento de força isométrica (40%, 70% e CVM), tanto para o eixo X, quanto para o eixo Y, e no eixo Z foram encontrados valores aleatórios, mostrando que a gordura está diretamente ligada à atenuação dos sinais, mesmo em maiores intensidades, diferente de Da Matta *et al.* (2005), que encontraram valor RMS superior para o grupo masculino em relação ao grupo feminino no eixo X e atribuíram à maior quantidade de fibras do tipo II encontradas nos masculinos que no grupo feminino.

Neste trabalho, somente sujeitos masculinos participaram, o que indica que as fibras do tipo II podem não ser um indicador seguro para diferenciar valores RMS superiores em grupos com diferentes percentuais de gordura devido ao fato destes resultados mostrarem diferenças substanciais mesmo entre grupos de sujeitos masculinos.

O aumento progressivo evidenciado em MDF no eixo X e Y deve-se ao fato de que também o aumento progressivo de força faz com que a quantidade de UMs ativas aumente. Segundo Milner-Brown *et al.* (1973), as UMs são recrutadas durante aumento gradativo da contração voluntária de forma ordenada, de acordo com a intensidade de contração que produzem.

Segundo Krueger-Beck *et al.* (2010) e Neering *et al.* (1991) esse processo ocorre pela redistribuição de material aquoso presente no sarcoplasma, e os sinais mecânicos gerados deste processo se propagam pelo material entre o músculo e o sensor (DALTON; STOKES, 1993).

Os sinais de MMG são originados no músculo esquelético provenientes das vibrações mecânicas geradas por abalos musculares dos PAs (YOSHITAKE *et al.*, 2002), dos quais a somação com UMs levam à CVM (tetania) (NEERING *et al.*, 1991; SEKI *et al.*, 2001). Neste estudo, as maiores camadas de gordura corporal aumentaram a distância entre sensor e músculo, e os aspectos físicos da gordura

atuaram como um filtro, atenuando o sinal de MMG como mostraram os parâmetros analisados.

6 CONCLUSÃO

Na análise no domínio do tempo os valores do sinal mecanomiográfico, tanto RMS, quanto ZC indicaram diferença entre os grupos ($G < 25$ e $G > 30$), entretanto o eixo Z foi o que mais apresentou diferença entre os grupos. Já no domínio da frequência a MDF do sinal MMG apresentou diferença entre os grupos, sendo o eixo Z o mais representativo.

Em relação ao percentual de força, em todos os níveis analisados (CVM, 70% e 40%) foi observada variação do sinal mecanomiográfico do músculo reto femoral entre os grupos, sendo que para a MDF, a intensidade CVM foi a que apresentou maiores diferenças entre os grupos. Portanto, mesmo em menores taxas de ativação de unidades motoras e propagação de potenciais de ação, os sinais de MMG sofrem interferência por maiores camadas de gordura corporal.

Conclui-se que é importante considerar os efeitos da gordura ao adotar a MMG como ferramenta no uso de aplicações como o controle de próteses, monitoramento da fadiga muscular, diagnóstico neuromuscular, esforço muscular respiratório, entre outros. A gordura subcutânea, como demonstrado neste estudo, interfere na precisão da análise do sinal mecanomiográfico.

7 SUGESTÃO DE TRABALHOS FUTUROS

Para novas pesquisas que envolvam mecanomiografia, sugere-se que a gordura corporal seja um dos critérios analisados para escolha dos pontos de posicionamento do sensor, de modo que seja ajustado o sistema de aquisição de sinais para evitar erros de análise, o que pode ocorrer em casos de diagnósticos clínicos. Novas pesquisas são necessárias com intuito de demonstrar a correlação da gordura corporal em outras intensidades de força e outros percentuais de dobras cutâneas, buscando demonstrar seus efeitos atenuantes no sinal mecanomiográfico, não só em indivíduos masculinos, mas também em indivíduos do gênero feminino. Incentiva-se pesquisas com sensores triaxiais para comparações do efeito da gordura subcutânea entre os eixos X, Y e Z.

REFERÊNCIAS

ACSM, A. C. O. S. M. Recursos do acsm para o personal trainer. **Rio de Janeiro, 1a edição**. v. n. p. 2011.

AKATAKI, K.; MITA, K.; WATAKABE, M.; ITOH, K. Mechanomyogram and force relationship during voluntary isometric ramp contractions of the biceps brachii muscle. **European journal of applied physiology**. v. 84, n. 1-2, p. 19-25, 2001.

_____. Mechanomyographic responses during voluntary ramp contractions of the human first dorsal interosseous muscle. **European journal of applied physiology**. v. 89, n. 6, p. 520-525, 2003.

AKATAKI, K.; MITA, K.; WATAKABE, M. Electromyographic and mechanomyographic estimation of motor unit activation strategy in voluntary force production. **Electromyography and clinical neurophysiology**. v. 44, n. 8, p. 489-496, 2004.

ALVES-KOTZEV, N. L. *Mechanomyography as an access pathway for binary and multifunction control*. 2010. - University of Toronto, 2010.

ANGHINAH, A. Bases anátomo-fisiológicas da motricidade de nível segmentar. **Revista de Medicina**. v. 49, n. 3, p. 149-158, 1965.

BANKOFF, A. D. P. Estudo eletromiográfico dos músculos motores primários da articulação do joelho na mesa romana: Estudo de caso. **Revista Brasileira de Atividade Física & Saúde**. v. 12, n. 1, p. 8-18, 2012.

BAPTISTA, R. R.; SCHEEREN, E. M.; MACINTOSH, B. R.; VAZ, M. A. Low-frequency fatigue at maximal and submaximal muscle contractions. **Braz J Med Biol Res**. v. 42, n. 4, p. 380-385, 2009.

BARKHAUS, P. E.; NANDEDKAR, S. D. Recording characteristics of the surface emg electrodes. **Muscle & nerve**. v. 17, n. 11, p. 1317-1323, 1994.

BASSANI, E.; CANDOTTI, C.; PASINI, M.; MELO, M.; LA TORRE, M. Avaliação da ativação neuromuscular em indivíduos com escoliose através da eletromiografia de superfície. **Rev Bras Fisioter**. v. 12, n. 1, p. 13-19, 2008.

BASSOLI, D. A. *Avaliação dos efeitos do ultra-som pulsado de baixa intensidade na regeneração de músculos esqueléticos com vistas à aplicabilidade em clínica fisioterapêutica*. 2001. - Universidade de São Paulo, 2001.

BECK, T. W.; HOUSH, T. J.; CRAMER, J. T.; WEIR, J. P.; JOHNSON, G. O.; COBURN, J. W.; MALEK, M. H.; MIELKE, M. Mechanomyographic amplitude and frequency responses during dynamic muscle actions: A comprehensive review. **Biomed Eng Online**. v. 4, n. 1, p. 67, 2005.

BORG, T. K.; CAULFIELD, J. B. Morphology of connective tissue in skeletal muscle. **Tissue and Cell**. v. 12, n. 1, p. 197-207, 1980.

CAPITANIO, M.; CANEPARI, M.; CACCIAFESTA, P.; LOMBARDI, V.; CICCHI, R.; MAFFEI, M.; PAVONE, F.; BOTTINELLI, R. Two independent mechanical events in the interaction cycle of skeletal muscle myosin with actin. **Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America**. v. 103, n. 1, p. 87-92, 2006.

COOPER, M. A.; HERDA, T. J. Muscle-related differences in mechanomyography–force relationships are model-dependent. **Muscle & nerve**. v. 49, n. 2, p. 202-208, 2014.

COOPER, M. A.; HERDA, T. J.; VARDIMAN, J. P.; GALLAGHER, P. M.; FRY, A. C. Relationships between skinfold thickness and electromyographic and mechanomyographic amplitude recorded during voluntary and non-voluntary muscle actions. **Journal of Electromyography and Kinesiology**. v. n. p. 2014.

CRAMER, J. T.; HOUSH, T. J.; JOHNSON, G. O.; EBERSOLE, K. T.; PERRY, S. R.; BULL, A. J. Mechanomyographic amplitude and mean power output during maximal, concentric, isokinetic muscle actions. **Muscle & nerve**. v. 23, n. 12, p. 1826-1831, 2000.

CURI, R.; POMPEIA, C.; MYASAKA, C. K.; PROCOPIO, J. **Entendendo a gordura-
os ácidos graxos**. Editora Manole Ltda, 2001.

CYRINO, E. S.; OKANO, A. H.; GLANER, M. F.; ROMANZINI, M.; GOBBO, L. A.; MAKOSKI, A.; BRUNA, N.; MELO, J. C. D.; TASSI, G. N. Impacto da utilização de diferentes compassos de dobras cutâneas para a análise da composição corporal. **Rev Bras Med Esporte**. v. 9, n. 3, p. 21-28, 2003.

CYRINO, E. S.; NARDO JÚNIOR, N. Subsídios para a prevenção e controle da obesidade. **Revista Brasileira de Atividade Física & Saúde**. v. 1, n. 3, p. 15-25, 2012.

DA MATTA, T. T.; PERINI, T. A.; DE OLIVEIRA, G. L.; DOS SANTOS ORNELLAS, J.; LOUZADA, A. A.; MAGALHÃES, J.; IMBIRIBA, L. A.; GARCIA, M. A. C. Interpretação

dos mecanismos de gradação da força muscular através da acelerometria. **Rev Bras Med Esporte**. v. 11, n. 5, p. 306-310, 2005.

DA ROCHA, A. F.; DE CARVALHO, J. L. A.; DE AZEVEDO BERGER, P.; DE OLIVEIRA NASCIMENTO, F. A. Processamento de sinais biológicos. **Informática em Saúde**. v. n. p. 397-426, 2008.

DALTON, P. A.; STOKES, M. J. Frequency of acoustic myography during isometric contraction of fresh and fatigued muscle and during dynamic contractions. **Muscle & nerve**. v. 16, n. 3, p. 255-261, 1993.

DE LUCA, C. J.; ERIM, Z. Common drive of motor units in regulation of muscle force. **Trends in Neurociences**. v. 17, n. 7, p. 299-305, 1994.

DE PEZARAT CORREIA, P. L. C.; SANTOS, P. V. M.-H. F.; VELOSO, A. B. **Electromiografia: Fundamentação fisiológica: Métodos de recolha e processamento: Aplicações cinesiológicas**. 1993.

DURNIN, J.; RAHAMAN, M. The assessment of the amount of fat in the human body from measurements of skinfold thickness. **British Journal of Nutrition**. v. 21, n. 03, p. 681-689, 1967.

DYNIEWICZ, A. M. **Metodologia da pesquisa em saúde para iniciantes**. Difusao Editora, 2009.

EDMAN, K. Double-hyperbolic force-velocity relation in frog muscle fibres. **The Journal of physiology**. v. 404, n. 1, p. 301-321, 1988.

ENOKA, R. M. **Bases neuromecânicas da cinesiologia**. 2. ed. São Paulo: Manole, 2000. 195p.

FALLER, L.; NOGUEIRA NETO, G. N.; BUTTON, V. L.; NOHAMA, P. Muscle fatigue assessment by mechanomyography during application of nmes protocol. **Revista brasileira de Fisioterapia**. v. 13, n. 5, p. 422-429, 2009.

FOSS, M. L.; KETEYIAN, S. J.; TARANTO, G. **Fox: Bases fisiológicas do exercício e do esporte**. Guanabara Koogan, 2000.

GUYTON, A. C.; HALL, J. E. **Tratado de fisiologia médica**. Rio de Janeiro: Elsevier, 2006.

HENNEMAN, S. G.; CARPENTER, D. Functional significance of cell size in spinal motoneurons. **Journal of Neurophysiology**. v. 28, n. p. 560-580, 1965.

HERDA, T. J.; HOUSH, T. J.; FRY, A. C.; WEIR, J. P.; SCHILLING, B. K.; RYAN, E. D.; CRAMER, J. T. A noninvasive, log-transform method for fiber type discrimination using mechanomyography. **Journal of Electromyography and Kinesiology**. v. 20, n. 5, p. 787-794, 2010.

HERROUN, E.; YEO, G. F. Note on the sound accompanying the single contraction of skeletal muscle. **The Journal of physiology**. v. 6, n. 4-5, p. 287-292, 1885.

HERZOG, W.; ZHANG, Y. T.; VAZ, M. A.; GUIMARAES, A.; JANSSEN, C. Assessment of muscular fatigue using vibromyography. **Muscle & nerve**. v. 17, n. 10, p. 1156-1161, 1994.

HU, X.; TONG, K.; LI, L. The mechanomyography of persons after stroke during isometric voluntary contractions. **Journal of Electromyography and Kinesiology**. v. 17, n. 4, p. 473-483, 2007.

HUXLEY, A. F.; NIEDERGERKE, R. Structural changes in muscle during contraction. **Nature**. v. 173, n. p. 971-973, 1954.

HUXLEY, H.; HANSON, J. Changes in the cross-striations of muscle during contraction and stretch and their structural interpretation. **Nature**. v. 173, n. p. 973/976, 1954.

ISLAM, M. A.; SUNDARAJ, K.; AHMAD, R. B.; SUNDARAJ, S.; AHAMED, N. U.; ALI, M. A. Cross-talk in mechanomyographic signals from the forearm muscles during sub-maximal to maximal isometric grip force. **PloS one**. v. 9, n. 5, p. e96628, 2014.

ITOH, Y.; AKATAKI, K.; MITA, K.; WATAKABE, M.; ITOH, K. Time-frequency analysis of mechanomyogram during sustained contractions with muscle fatigue. **Systems and Computers in Japan**. v. 35, n. 1, p. 26-36, 2004.

JASKÓLSKA, A.; BRZENCZEK, W.; KISIEL-SAJEWICZ, K.; KAWCZYSKI, A.; MARUSIAK, J.; JASKÓLSKI, A. The effect of skinfold on frequency of human muscle mechanomyogram. **J Electromyogr Kinesiol**. v. 14, n. 2, p. 217-225, 2003.

KNUTZEN, K. M.; HAMILL, J. Bases biomecânicas do movimento humano. **São Paulo**. v. n. p. 2008.

KOBETIC, R.; TRIOLO, R. J.; MARSOLAIS, E. B. Muscle selection and walking performance of multichannel fes systems for ambulation in paraplegia. **IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering**. v. 5, n. 1, p. 23-29, 1997.

KOEPPEN, B. M.; STANTON, B. A. **Berne & levy physiology**. Elsevier Health Sciences, 2009.

KROB, C. F. O. **Efeito do exercitador facial em crianças respiradoras orais: Avaliação eletromiográfica**. 2008. 123 f. - Universidade Federal de Santa Maria, Santa Maria, 2008.

KRON, S. J.; SPUDICH, J. A. Fluorescent actin filaments move on myosin fixed to a glass surface. **Proceedings of the National Academy of Sciences**. v. 83, n. 17, p. 6272-6276, 1986.

KRUEGER-BECK, E.; SCHEEREN, E.; NOGUEIRA, G. Potencial de ação: Do estímulo à adaptação neural. **Fisioter Mov**. v. 24, n. 3, p. 535-547, 2010.

KRUEGER-BECK, E.; SCHEEREN, E. M.; NOGUEIRA, G. Potencial de ação: Do estímulo à adaptação neural. **Fisioter Mov**. v. 24, n. 3, p. 535-547, 2010.

KRUEGER, E.; SCHEEREN, E. M.; NOGUEIRA-NETO, G. N.; NEVES, E. B.; BUTTON, V. L. S.; NOHAMA, P. Influence of skinfold thickness in mechanomyography features. In: World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering May 26-31, 2012, Beijing, China, 2012. *Banco de papers*. Springer, 2012.

KUIKEN, T.; LOWERY, M.; STOYKOV, N. The effect of subcutaneous fat on myoelectric signal amplitude and cross-talk. **Prosthetics and orthotics international**. v. 27, n. 1, p. 48-54, 2003.

LOEB, G. E.; GHEZ, C. The motor unit and muscle action. **Principles of neural science**. v. n. p. 674-694, 2000.

LOWERY, M.; STOYKOV, N.; TAFLOVE, A.; KUIKEN, T. A multi-layer finite element model of the surface emg signal In, 2002. *Banco de papers*. 2002.

MADELEINE, P.; BAJAJ, P.; SØGAARD, K.; ARENDT-NIELSEN, L. Mechanomyography and electromyography force relationships during concentric, isometric and eccentric contractions. **Journal of electromyography and kinesiology**. v. 11, n. 2, p. 113-121, 2001.

MARCHETTI, P. H.; DUARTE, M. Instrumentação em eletromiografia. **Laboratório de Biofísica, Escola de Educação Física e Esporte. São Paulo: Universidade de São Paulo.** v. n. p. 2006.

MATHESON, G.; MAFFEY-WARD, L.; MOONEY, M.; LADLY, K.; FUNG, T.; ZHANG, Y. Vibromyography as a quantitative measure of muscle force production. **Scandinavian journal of rehabilitation medicine.** v. 29, n. 1, p. 29-35, 1997.

MILNER-BROWN, H. S.; STEIN, R. B.; YEMM, R. The orderly recruitment of human motor units during voluntary isometric contractions. **the Journal of Physiology.** v. 230, n. 2, p. 359-370, 1973.

MINEIRO, L.; SCHEEREN, E. Variação na capacidade de produção de força máxima de extensão de joelho. In: IX Congresso Brasileiro de Atividade Física e Saúde, 2013. *Banco de papers.* Curitiba: 2013.

MORAES, A.; BANKOFF, A.; OKANO, A.; SIMÕES, E.; RODRIGUES, C. Análise eletromiográfica do músculo reto femoral durante a execução de movimentos do joelho na mesa extensora. **R Bras Ci e Mov.** v. 11, n. p. 19-23, 2003.

MORAES, N. N. **Desenvolvimento e implementação de um sensor híbrido não invasivo de eletromiografia e mecanomiografia para registros de potenciais de ação de uma unidade motora.** 2010. 99 f. (Mestrado em Ciências) (Dissertação) - Universidade Federal de Uberlândia,, Uberlândia, 2010.

MURPHY, A. M. Contractile protein phenotypic variation during development. **Cardiovascular research.** v. 31, n. supp1, p. E25-E33, 1996.

NEERING, I.; QUESENBERRY, L.; MORRIS, V.; TAYLOR, S. Nonuniform volume changes during muscle contraction. **Biophysical journal.** v. 59, n. 4, p. 926-933, 1991.

NELSON, D. L.; COX, M. M. Princípios de bioquímica de Lehninger. **Oxidação de aminoácidos e produção de uréia. Cap.** v. 18, n. p. 672-702, 2011.

NOGUEIRA-NETO, G. N.; MÜLLER, R. W.; SALLES, F. A.; NOHAMA, P.; BUTTON, V. L. S. Mechanomyographic sensor: A triaxial accelerometry approach. In: International Joint Conference on Biomedical Engineering Systems and Technology, 2008a. *Banco de papers.* Funchal: 2008a.

_____. Mechanomyographic sensor. In: International Joint Conference on Biomedical Engineering Systems and Technology, 2008b. *Banco de papers.* Funchal: 2008b.

NOGUEIRA-NETO, G. N.; SCHEEREN, E. M.; NOHAMA, P.; BUTTON, V. L. S. Triaxial mechanomyography of the biceps brachii muscle during sustained submaximal isometric contractions. In: World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, 2009. *Banco de papers*. Munich: IFMBE Proceedings, 2009.

NOGUEIRA-NETO, G. N.; SCHEEREN, E. M.; NOHAMA, P.; BUTTON, V. L. S. Triaxial mechanomyography of the biceps brachii muscle during sustained submaximal isometric contractions. In: World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, September 7-12, 2009, Munich, Germany, 2010. *Banco de papers*. Springer, 2010.

_____. The influence of window length analysis on the time and frequency domain of mechanomyographic and electromyographic signals of submaximal fatiguing contractions. **Open Journal of Biophysics**. v. 3, n. p. 178, 2013.

OKANO, A. H.; MORAES, A. C. D.; BANKOFF, A. D. P.; CYRINO, E. S. Respostas eletromiográficas dos músculos vasto lateral, vasto medial e reto femoral durante esforço intermitente anaeróbio em ciclistas. **Motriz**. v. 11, n. 1, p. 11-24, 2005.

ORIZIO, C.; PERINI, R.; VEICSTEINAS, A. Muscular sound and force relationship during isometric contraction in man. **European Journal of Applied Physiology**. v. 58, n. 5, p. 528-533, 1989.

ORIZIO, C. Muscle sound: Bases for the introduction of a mechanomyographic signal in muscle studies. **Critical reviews in biomedical engineering**. v. 21, n. 3, p. 201-243, 1992.

ORIZIO, C.; PERINI, R.; DIEMONT, B.; VEICSTEINAS, A. Muscle sound and electromyogram spectrum analysis during exhausting contractions in man. **European Journal of Applied Physiology**. v. 65, n. 1, p. 1-7, 1992.

ORIZIO, C.; GOBBO, M.; DIEMONT, B.; ESPOSITO, F.; VEICSTEINAS, A. The surface mechanomyogram as a tool to describe the influence of fatigue on biceps brachii motor unit activation strategy. Historical basis and novel evidence. **European Journal of Applied Physiology**. v. 90, n. 3-4, p. 326-336, 2003.

OSTER, G.; JAFFE, J. S. Low frequency sounds from sustained contraction of human skeletal muscle. **Biophysical journal**. v. 30, n. 1, p. 119-127, 1980.

PERRY, S. R.; HOUSH, T. J.; WEIR, J. P.; JOHNSON, G. O.; BULL, A. J.; EBERSOLE, K. T. Mean power frequency and amplitude of the mechanomyographic and electromyographic signals during incremental cycle ergometry. **Journal of Electromyography and Kinesiology**. v. 11, n. 4, p. 299-305, 2001.

POLATO, D.; CARVALHO, M. C. D.; GARCIA, M. A. C. Efeitos de dois parâmetros antropométricos no comportamento do sinal mecanomiográfico em testes de força muscular. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**. v. 14, n. p. 221-226, 2008.

PRINS, J. B. Adipose tissue as an endocrine organ. **Best Practice & Research Clinical Endocrinology & Metabolism**. v. 16, n. 4, p. 639-651, 2002.

RASCH, P. Colaboradores, 1991. **Cinesiologia e Anatomia Aplicada**. v. n. p. 89,

RASCH, P. J.; BURKE, R. K. **Cinesiologia: E anatomia aplicada: A ciência do movimento humano**. 1976.

ROBERTSON, C. I.; GAFFNEY II, D. P.; CHRIN, L. R.; BERGER, C. L. Structural rearrangements in the active site of smooth-muscle myosin. **Biophysical Journal**. v. 89, n. p. 1882-1892, 2005.

SARLABOUS, L.; TORRES, A.; FIZ, J. A.; JANÉ, R. Evidence towards improved estimation of respiratory muscle effort from diaphragm mechanomyographic signals with cardiac vibration interference using sample entropy with fixed tolerance values. **PloS one**. v. 9, n. 2, p. e88902, 2014.

SCHEEREN, E. M.; VAZ, M. A. Fadiga de baixa frequência em contrações concêntricas e excêntricas. In: X Congresso Brasileiro de Biomecânica, 2003. *Banco de papers*. Ouro Preto: 2003.

SCHEEREN, E. M.; NETO, G. N. N.; BUTTON, V. L. D. S. N.; NOHAMA, P. Variação da atividade eletromiográfica e mecanomiográfica do músculo bíceps braquial em exercícios resistidos. In: Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica. Salvador, 2008. *Banco de papers*. 2008.

SCHEEREN, E. M. *Comportamento do sinal mecanomiográfico em contrações voluntárias e estimuladas eletricamente*. 2011. 112 f. (Tese (Doutorado)) - Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Curitiba, 2011.

SCHIAFFINO, S.; REGGIANI, C. Molecular diversity of myofibrillar proteins: Gene regulation and functional significance. **Physiological reviews**. v. 76, n. 2, p. 371-423, 1996.

SEKI, K.; TANIGUCHI, Y.; NARUSAWA, M. Alterations in contractile properties of human skeletal muscle induced by joint immobilization. **The Journal of physiology**. v. 530, n. 3, p. 521-532, 2001.

SILVA, J.; HEIM, W.; CHAU, T. A self-contained, mechanomyography-driven externally powered prosthesis. **Archives of physical medicine and rehabilitation**. v. 86, n. 10, p. 2066-2070, 2005.

SOUSA, C. D. O.; FERREIRA, J. J. D. A.; MEDEIROS, A. C. L. V.; PEREIRA, R. C.; GUEDES, D. T.; ALENCAR, J. F. D. Atividade eletromiográfica no agachamento nas posições de 40°, 60° e 90° de flexão do joelho; electromyographic activity in squatting at 40°, 60° and 90° knee flexion positions. **Rev. bras. med. esporte**. v. 13, n. 5, p. 310-316, 2007.

TARATA, M. T. Mechanomyography versus electromyography, in monitoring the muscular fatigue. **Biomedical Engineering Online**. v. 2, n. 1, p. 3, 2003.

TEIXEIRA, M. J.; YENG, L. T.; KAZIYAMA, H. H. S.; RAMOS, C. A. Fisiopatologia da dor músculo-esquelética physiopatology of the muscleskeletal pain. **Rev. med.(SAo Paulo)**. v. 80, n. ed. esp., pt. 1, p. 63-77, 2001.

TRAYHURN, P.; WOOD, I. Signalling role of adipose tissue: Adipokines and inflammation in obesity. **Biochemical Society Transactions**. v. 33, n. 5, p. 1078-1081, 2005.

VAZ, M. A. Mechanism of muscle vibrations during stimulated and voluntary isometric contractions of mammalian skeletal muscle. v. n. p. 1996.

VAZ, M. A.; HERZOG, W.; ZHANG, Y. T.; LEONARD, T. R.; NGUYEN, H. Mechanism of electrically elicited muscle vibrations in the situ cat soleus muscle. **Muscle & Nerve**. v. 19, n. p. 774-776, 1996a.

VAZ, M. A.; ZHANG, Y. T.; HERZOG, W.; GUIMARAES, A. C.; MACINTOSH, B. R. The behavior of rectus femoris and vastus lateralis during fatigue and recovery: An electromyographic and vibromyographic study. **Electromyography and clinical neurophysiology**. v. 36, n. 4, p. 221-230, 1996b.

VAZ, M. A.; HERZOG, W. A mecanomiografia como técnica não-invasiva para o estudo da função muscular. **Movimento. Porto Alegre. Vol. 5, n. 10,(1999), p. 15-20.** v. n. p. 1999.

VAZ, M. A.; FREITAS, C. D. L. R.; MERLO, A. R. C. Síndrome do túnel do carpo. **Revista brasileira de fisioterapia. São Carlos. Vol. 9, n. 2 (2005), p. 117-122.** v. n. p. 2005.

WAITZBERG, D. L. Ômega-3: O que existe de concreto. **Monografia. Universidade de São Paulo (FMUSP)[sd]**. v. n. p. 2008.

WILLIAMS, M. H. **Nutrition for fitness and sport**. 1995.

WILMORE, J. H.; COSTILL, D. **Fisiologia do esporte e do exercício. Controle cardiovascular durante o exercício**. São Paulo: Manole, 2001.

XIE, H.-B.; ZHENG, Y.-P.; GUO, J.-Y.; CHEN, X.; SHI, J. Estimation of wrist angle from sonomyography using support vector machine and artificial neural network models. **Medical engineering & physics**. v. 31, n. 3, p. 384-391, 2009.

YOSHITAKE, Y.; SHINOHARA, M.; UE, H.; MORITANI, T. Characteristics of surface mechanomyogram are dependent on development of fusion of motor units in humans. **Journal of Applied Physiology**. v. 93, n. 5, p. 1744-1752, 2002.

YOUN, W.; KIM, J. Estimation of elbow flexion force during isometric muscle contraction from mechanomyography and electromyography. **Medical & biological engineering & computing**. v. 48, n. 11, p. 1149-1157, 2010.

ZUNIGA, J. M.; HOUSH, T. J.; CAMIC, C. L.; HENDRIX, C. R.; SCHMIDT, R. J.; MIELKE, M.; JOHNSON, G. O. A mechanomyographic fatigue threshold test for cycling. **Int J Sports Med**. v. 31, n. 09, p. 636-643, 2010.

APÊNDICE A – TCLE

Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

Eu _____ de nacionalidade _____, idade _____ anos, estado civil _____ profissão _____, endereço _____, RG nº _____,

estou sendo convidado a participar de um estudo denominado **ANÁLISE MECANOMIOGRÁFICA DO MÚSCULO RETO FEMORAL EM DIFERENTES PERCENTUAIS DE FORÇA** cujos objetivos e justificativas são: Analisar a vibração mecânica do músculo reto femoral em diferentes percentuais de força por meio do sinal mecanomiográfico verificando se existe variação na captação dos sinais em cada percentual analisado.

A minha participação no referido estudo será no sentido de que por meio do uso de sensores (tendo dimensões não superiores a uma moeda de 25 centavos) que foram posicionados sobre pontos estratégicos de minha coxa para captação de movimento do músculo o qual vai ser enviado para um computador para posterior análise (mecanomiografia), nestes mesmos locais haverá coleta de dobra cutânea para predição da quantidade de gordura localizada nesses pontos.

Recebi, por outro lado, os esclarecimentos necessários sobre os possíveis desconfortos (vermelhidão nos locais de posicionamento dos sensores de mecanomiografia e pressão para aquisição das dobras cutâneas, possível cansaço momentâneo devido a execução de força), porém não haverá riscos ou danos a minha saúde decorrente do estudo, levando-se em conta que é uma pesquisa os resultados somente serão obtidos após a sua realização. Assim, posso ter que vir a passar por um processo de limpeza de pele e raspagem de pelos (antisepsia e tricotomia), sendo necessário este processo haverá uso de um aparelho de gilete descartável e de uso único e exclusivo do avaliado bem como álcool 70%.

Estou ciente de que minha privacidade será respeitada, ou seja, meu nome ou qualquer outro dado ou elemento que possa, de qualquer forma, me identificar, será mantido em sigilo.

Fui informado que exercerei força contínua, para isso ficarei sentado em um aparelho de musculação com o tronco em aproximadamente 90°, partindo desta posição esticarei (movimento de extensão de joelho em aproximadamente 60°) a perna de modo a exercer força contra parte do equipamento encostada em meu tornozelo sendo que não haverá movimentação do aparelho (força isométrica).

Eu informei que não possuo nenhuma doença ou lesão muscular como fraturas, distensões e luxações e não estou fazendo uso de remédios controlados.

Eu confirmo que minha participação é de livre e espontânea vontade, não tendo ocorrido qualquer ameaça ou constrangimento físico e moral para minha participação (anuência) à pesquisa, podendo a qualquer momento interromper os processos de captação de sinais ou execução de força sem ter a necessidade de justificativa da desistência.

Fui informado que não será feito fotos ou filmagens da minha pessoa.

Estou completamente consciente que os sinais obtidos no estudo como, os de força, biomecânicos ou mecanomiográficos serão monitorados pela equipe e armazenados no computador, sendo essas informações mantidas em caráter confidencial, porém estou ciente que esses dados podem ser usados em publicações científicas com fins educativos não requerendo lucros. Autorizo o uso dos dados obtidos para fins de promoção a educação e a ciência.

A equipe de pesquisa informou que os dados obtidos e arquivados sob a responsabilidade dos pesquisadores serão excluídos após a conclusão de todos os processos da pesquisa.

Fui informado que a equipe de pesquisa se responsabiliza pelos custos de meus transportes assim como os riscos que venha a ocorrer quando estiver em trajeto específico para a pesquisa proposta da qual terei os horários agendados previamente.

Eu declaro que minhas dúvidas foram esclarecidas de forma detalhada antes de dar meu consentimento à pesquisa. Ficando aberto a novos esclarecimentos sobre dúvidas que possa vir a ter contatando os membros da equipe a qualquer momento ou tempo, sendo, Lindomar Mineiro (49) 9954 9520, Eduardo M. Scheeren (41) 96437623 e Eduardo B. Neves (41) 91590091.

Em caso de reclamação ou qualquer tipo de denúncia sobre este estudo devo ligar para o CEP PUCPR (41) 3271-2292 ou mandar um *e-mail* para nep@pucpr.br.

Nome completo do participante

Assinatura

Data de nascimento

Local de nascimento

Cidade

Data

Nome completo da testemunha

Assinatura

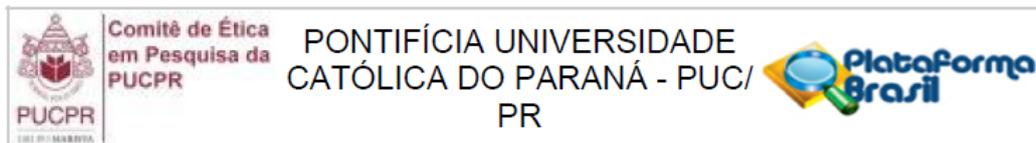
Nome completo do pesquisador responsável

Assinatura

APÊNDICE B – DADOS GERAIS

			RMS			Cruzamento base			MDF		
			Eixos			Eixos			Eixos		
			X	Y	Z	X	Y	Z	X	Y	Z
CVM	DC(mm)	6.00	2.10	1.42	1.86	41.00	43.00	40.00	23.00	25.00	23.00
		6.80	2.78	1.04	1.17	36.00	49.00	44.00	22.00	20.00	27.00
		6.85	2.38	1.22	1.79	41.00	43.00	44.00	21.00	21.00	24.00
		7.45	7.03	3.42	4.18	28.00	32.00	32.00	16.00	18.00	23.00
		8.00	4.81	3.17	2.40	30.00	34.00	42.00	18.50	16.50	24.00
		8.50	3.12	2.47	2.25	42.00	38.00	49.00	21.00	24.00	21.00
		9.40	5.58	4.28	2.55	35.00	23.00	44.00	18.00	16.00	24.00
		20.00	2.99	2.68	2.11	106.00	196.00	198.00	17.00	13.00	22.00
		21.00	8.88	6.24	3.33	21.00	54.00	100.00	14.00	23.00	23.00
		35.00	5.98	4.04	2.20	35.00	35.00	66.00	11.00	12.00	19.00
		36.25	2.19	1.41	1.67	32.00	33.00	46.00	23.00	23.00	22.00
		37.00	4.31	4.61	3.81	71.00	112.00	154.00	11.00	12.00	17.00
		40.00	9.34	7.22	3.61	18.00	29.00	82.00	11.00	11.00	17.00
		43.50	2.73	2.00	2.93	20.00	22.00	43.00	13.00	15.00	22.00
		40% CVM	DC(mm)	51.00	3.00	2.15	1.88	117.00	287.00	216.00	18.00
52.00	8.87			5.52	1.97	19.00	76.00	152.00	12.00	12.00	15.00
65.00	1.95			.96	1.09	40.00	45.00	48.00	11.00	11.00	13.00
6.00	.99			.72	1.14	45.00	46.00	43.00	13.00	17.00	19.00
6.80	1.66			.81	1.54	41.00	38.00	40.00	19.00	20.00	17.00
6.85	2.44			1.62	2.31	40.00	38.00	38.00	23.00	22.00	19.00
7.45	2.74			2.80	2.04	31.00	34.00	46.00	18.00	19.00	23.00
8.00	3.31			1.51	2.13	31.50	36.00	41.50	19.50	20.00	25.50
8.50	.29			.30	.26	48.00	53.00	46.00	23.00	25.00	24.00
9.40	3.78			2.06	3.48	33.00	32.00	46.00	20.00	19.00	22.00
20.00	1.79			1.27	1.56	190.00	356.00	233.00	19.00	18.00	22.00
21.00	3.20			2.42	1.82	87.00	211.00	220.00	16.00	14.00	25.00
35.00	1.94			1.03	1.99	40.00	39.00	39.00	18.00	17.00	23.00
36.25	.94			.70	.76	37.00	32.00	41.00	21.00	18.00	21.00
37.00	1.61			1.25	1.74	167.00	374.00	199.00	13.00	21.00	23.00
40.00	1.58	1.31	1.92	53.00	39.00	42.00	18.00	16.00	24.00		
43.50	1.22	.82	2.50	36.00	34.00	41.00	22.00	18.00	25.00		
51.00	2.04	1.46	2.10	185.00	363.00	203.00	20.00	18.00	20.00		
52.00	2.70	1.83	2.66	118.00	237.00	118.00	21.00	21.00	27.00		
65.00	1.44	.69	.90	33.00	51.00	48.00	10.00	22.00	17.00		
70% CVM	DC(mm)	6.00	1.36	1.57	1.89	35.00	39.00	39.00	16.00	18.00	26.00
		6.80	3.05	1.54	3.53	34.00	38.00	37.00	19.00	22.00	20.00
		6.85	2.69	1.38	1.40	48.00	52.00	38.00	23.00	21.00	.
		7.45	4.09	2.21	2.62	34.00	33.00	34.00	22.00	19.00	20.50
		8.00	2.71	1.53	1.63	37.00	35.00	42.50	20.50	19.00	22.00
		8.50	2.00	.87	1.38	39.00	34.00	41.00	21.00	20.00	25.00
		9.40	4.91	2.26	1.98	26.00	32.00	31.00	16.00	17.00	21.00
		20.00	4.02	3.21	1.83	103.00	139.00	213.00	19.00	18.00	26.00
		21.00	7.94	3.47	2.73	25.00	101.00	121.00	11.00	17.00	19.00
		35.00	2.48	1.18	1.77	46.00	59.00	64.00	15.00	17.00	25.00
		36.25	2.20	1.44	1.52	37.00	30.00	43.00	14.00	15.00	20.00
		37.00	2.50	1.91	2.10	140.00	215.00	190.00	16.00	16.00	23.00
		40.00	2.32	2.08	1.95	55.00	32.00	51.00	13.00	13.00	19.00
		43.50	1.36	1.13	1.82	35.00	29.00	46.00	19.00	15.00	21.00
		51.00	3.76	1.70	2.62	92.00	274.00	179.00	19.00	22.00	25.00
52.00	3.98	2.12	1.51	104.00	219.00	251.00	13.00	21.00	27.00		
65.00	2.10	.90	1.37	36.00	43.00	49.00	21.00	23.00	19.00		

Participantes	DC (mm)	RMS (mV)			Cruzamento base			MDF		
		X	Y	Z	X	Y	Z	X	Y	Z
1	6	1,48	1,24	1,63	40,33	42,67	40,67	17,33	20	22,67
2	6,8	2,5	1,13	2,08	37	41,67	40,33	20	20,67	21,33
3	7,45	4,62	2,81	2,95	31	33	37,33	18,67	18,67	21,67
4	8	2,58	1,89	1,76	28	34	40,33	19,33	16,33	22,33
5	8	4,64	2,25	2,34	37,67	36	43,67	19,67	20,67	25,33
6	8,5	1,8	1,21	1,29	43	41,67	45,33	21,67	23	23,33
7	9,4	4,76	2,87	2,67	31,33	29	40,33	18	17,33	22,33
8	20	2,93	2,39	1,83	133	230,33	214,67	18,33	16,33	23,33
9	21	6,68	4,04	2,62	44,33	122	147	13,67	18	22,33
10	35	3,47	2,08	1,99	40,33	44,33	56,33	14,67	15,33	22,33
11	36,25	1,77	1,18	1,32	35,33	31,67	43,33	19,33	18,67	21
12	37	2,81	2,59	2,55	126	233,67	181	13,33	16,33	21
13	40	4,42	3,54	2,49	42	33,33	58,33	14	13,33	20
14	43,5	1,77	1,32	2,42	30,33	28,33	43,33	18	16	22,67
15	51	2,93	1,77	2,2	131,33	308	199,33	19	19	22,33
16	52	5,18	3,15	2,05	80,33	177,33	173,67	15,33	18	23
17	65	1,83	0,85	1,12	36,33	46,33	48,33	14	18,67	16,33

ANEXO - CEP**PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP****DADOS DO PROJETO DE PESQUISA**

Título da Pesquisa: Análise Mecanomiográfica Do Músculo Reto Femoral Em Diferentes Percentuais De Força.

Pesquisador: Eduardo Mendonça Scheeren

Área Temática:

Versão: 5

CAAE: 15198113.6.0000.0100

Instituição Proponente: Pontifícia Universidade Católica do Parana - PUCPR

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 490.521

Data da Relatoria: 10/12/2013

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

O projeto atende às recomendações deste Comitê.

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

Considerações Finais a critério do CEP:

CURITIBA, 12 de Dezembro de 2013

Assinador por:
NAIM AKEL FILHO
(Coordenador)