

**PROGRAMA DE MESTRADO EM EDUCAÇÃO FÍSICA
UNIVERSIDADE METODISTA DE PIRACICABA - UNIMEP**

**ESTUDO ELETROMIOGRÁFICO E MECANOMIOGRÁFICO DO MÚSCULO
RETO DO ABDOME EM CONTRAÇÃO SUBMÁXIMA PARA INVESTIGAÇÃO
DA FADIGA NEUROMUSCULAR**

Electromyographic and mecanomiographic study of the rectus abdominis in
submaximal contraction for neuromuscular fatigue research

**DAYNA KARINA GOBERNA NODA
Dr. Guanís de Barros Vilela Junior (Orientador)**

**Piracicaba/SP
2015**

**ESTUDO ELETROMIOGRÁFICO E MECANOMIOGRÁFICO DO MÚSCULO
RETO DO ABDOME EM CONTRAÇÃO SUBMÁXIMA PARA INVESTIGAÇÃO
DA FADIGA NEUROMUSCULAR**

Electromyographic and mecanomiographic study of the rectus abdominis in
submaximal contraction for neuromuscular fatigue research

DAYNA KARINA GOBERNA NODA

Dissertação apresentada ao Programa
de Pós-graduação em Educação Física
como parte dos requisitos para
obtenção do título de Mestre em
Educação Física.

Orientador: Dr. Guanis de Barros Vilela Junior

**Piracicaba/SP
2015**

Ficha Catalográfica elaborada pelo Sistema de Bibliotecas da UNIMEP
Bibliotecária: Carolina Segatto Vianna CRB-8/7617

N761e	<p>Noda, Dayna Karina Governa</p> <p>Estudo eletromiográfico e mecanomiográfico do músculo reto do abdome em contração submáxima para investigação da fadiga neuromuscular / Dayna Karina Governa Noda. – 2015.</p> <p>69 f. : il. ; 30 cm.</p> <p>Orientador: Prof. Dr. Guanís de Barros Vilela Junior. Dissertação (mestrado) – Universidade Metodista de Piracicaba, Educação física, 2015.</p> <p>1. Eletromiografia. I. Vilela Junior, Guanís de Barros. II. Título.</p> <p style="text-align: right;">CDU – 796.4</p>
-------	---

DAYNA KARINA GOBERNA NODA

**ESTUDO ELETROMIOGRÁFICO E MECANOMIOGRÁFICO DO MÚSCULO
RETO DO ABDOME EM CONTRAÇÃO SUBMÁXIMA PARA INVESTIGAÇÃO
DA FADIGA NEUROMUSCULAR**

Dissertação apresentada ao programa de Pós Graduação Strictu Sensu da
Universidade Metodista de Piracicaba, como pré-requisito para a obtenção do
título de Mestre em Educação Física.

COMISSÃO EXAMINADORA

Prof. Dr. Guanis de Barros Vilela Junior
Orientador

Prof(a). Dr(a). Cynara Cristina Domingues Alves Pereira

Prof. Dr. Paulo Henrique Marchetti

Aprovado em: 19/02/2015

AGRADECIMENTOS

Quero começar agradecendo à minha mãe, Caridad Noda, por todo o amor, carinho, educação, por ser um exemplo para mim, e em conjunto ao padrasto, Luis Roman Lucambio, pois ambos puderam me oferecer a oportunidade e condições necessárias para que eu realiza-se este Mestrado.

Agradeço também ao meu orientador e amigo Professor Dr. Guanis de Barros Vilela Junior, por toda a orientação, ajuda e paciência durante estes dois anos de muito ensinamento e trabalho.

Agradeço aos meus amigos e colegas de orientação, Heleise Oliveira, Gustavo Celestino, Fabio Vieira, Kleber Adams e Leandro Borelli, por toda a parceria e ajuda nesta nossa caminhada juntos.

Agradeço ao Professor Dr. Paulo Henrique Marchetti e aos alunos do seu time e meus colegas de Mestrado, Erica Serpa, Willy Gomes, Josinaldo Jarbas, Enrico Gori, Daniel Alves, por toda a ajuda, companheirismo e colaboração direta na realização desta pesquisa.

Agradeço aos alunos da Graduação em Educação Física da UNIMEP por terem aceitado participar desta pesquisa como sujeitos de estudo.

Agradeço ao Professor Dr. Fernando Lucambio pelo tempo dedicado a me explicando sobre os métodos estatísticos.

Agradeço ao meu amigo e colega de Mestrado Rafael Schimith por me receber em sua casa nos últimos meses.

Agradeço aos meus amigos Claudio Novelli, Stefanie Wilkins e Caito Mohara pela ajuda com o inglês no título e no resumo desta dissertação.

Muito Obrigada!!!

“Se enxerguei mais longe, foi por estar sobre os ombros de Gigantes.” (Isaac Newton).

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS	viii
LISTA DE TABELAS	ix
LISTA DE ABREVIACÕES	x
LISTA DE ANEXOS	xi
RESUMO	xii
ABSTRACT	xiii
1. INTRODUÇÃO	1
2. FUNDAMENTOS TEÓRICOS	2
2.1 Considerações Fisiológicas e Anatômicas sobre a Musculatura Esquelética Humana	2
2.1.1 Fisiologia e Anatomia da Musculatura Esquelética Humana.....	2
2.1.2 Processo de Contração Muscular.....	5
2.1.3 Fadiga Muscular Localizada.....	9
2.2 Técnicas de Monitoramento da Ativação Muscular	12
2.2.1 Eletromiografia (EMG).....	12
2.2.2 Mecanomiografia (MMG).....	17
2.2.3 Eletromiografia, Mecanomiografia e Fadiga Muscular Localizada...19	
3. OBJETIVOS	21
3.1 Geral.....	21
3.2 Específicos.....	21
4. MATERIAIS E MÉTODOS	21
4.1 Cuidados Éticos.....	21
4.2 Classificação do Estudo.....	22
4.3 Critérios de Inclusão.....	22
4.4 Amostra.....	23
4.5 Instrumentação.....	23
4.6 Procedimentos Experimentais.....	24
4.7 Tratamento de Dados.....	26
4.8 Tratamento Estatístico.....	27
5. RESULTADOS	28
5.1 Eletromiografia – EMG.....	28
5.2 Mecanomiografia – MMG.....	29

5.3 Força.....	31
6. DISCUSSÃO.....	34
7. CONCLUSÃO.....	38
REFERÊNCIAS.....	40
ANEXOS.....	54

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Posicionamento do sujeito durante a execução da tarefa isométrica experimental.....	26
Figura 2. Boxplot da Mediana e desvio padrão da RMS da EMG de cada uma das três tentativas da tarefa realizada pela amostra, em μV	29
Figura 3. Gráfico de colunas dos valores da RMS inicial e final da MMG, valores representados em múltiplos de g ($9,82 \text{ m/s}^2$).....	30
Figura 4. Boxplot da Mediana e desvio padrão da RMS da MMG em cada uma das três tentativas da tarefa realizada pela amostra, em múltiplos de g ($9,82 \text{ m/s}^2$).....	31
Figura 5. Boxplot da Mediana e desvio padrão da RMS da Força, no momento inicial e no final da tarefa realizada pela amostra, em Kgf.....	32
Figura 6. Gráfico representativo dos valores iniciais e finais da RMS da EMG e da RMS da Força, a EMG em μV e a Força em Kgf.....	32
Figura 7. Gráfico representativo dos valores iniciais e finais da RMS da MMG e da RMS da Força, a MMG em múltiplos de g ($9,82 \text{ m/s}^2$) e a Força e Kgf.....	33

LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Valores da RMS da EMG no momento inicial e no momento final da tarefa, em μV	29
Tabela 2. Valores da RMS da Força no momento inicial e no momento final da tarefa, em Kgf.....	31

LISTA DE ABREVIACOES

EMG – Eletromiografia

MMG – Mecanomiografia

CVMI – Contração voluntária máxima isométrica

SNC – Sistema nervoso central

FMG – Fonomiografia

PAUMs – Potenciais de ação das unidades motoras

PA – Potencial de ação

SNP – Sistema nervoso periférico

UM – Unidade Motora

UMs – Unidades Motoras

SENIAM – Surface EMG for the Non-Invasive Assessment of Muscles

ADC – Sigla em Inglês para: Conversor Analógico Digital

FFT – Sigla em Inglês para: Transformada Rápida de Fourier

ATP – Sigla em Inglês para: Adenosina Trifosfato

ADP – Sigla em Inglês para: Adenosina Difosfato

TCA – Sigla em Inglês para: cido Tricarboxílico

Pcr – Sigla em Inglês para: Fosfocreatina

RMS – Root-Mean Square

TCLE – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

LISTA DE ANEXOS

Anexo 1. Certificado de Aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa – UNIMEP.....	54
Anexo 2. Termo de Consentimento Livre e Esclarecido – TCLE.....	55

RESUMO

A Eletromiografia (EMG) e Mecanomiografia (MMG) são duas técnicas usadas para desenvolver estudos relacionados à biomecânica do movimento humano. A EMG concentra seus estudos na captação e avaliação dos sinais elétricos que se produzem na musculatura esquelética durante o processo de contração muscular, já a MMG estuda os aspectos mecânicos através da aceleração das fibras musculares em contração. O presente estudo teve como objetivo avaliar os sinais de EMG e MMG do músculo reto do abdome durante um exercício abdominal isométrico. Para a realização da EMG e MMG foram utilizados eletrodos de superfície ativos um acelerômetro monoaxial, respectivamente. O estudo foi realizado em ambiente laboratorial com uma amostra de 6 sujeitos do gênero masculino. A root-mean square (RMS) da Eletromiografia (EMG) apresentou um aumento significativo para $p < 0,05$, em porcentagem, a EMG diminuiu 25,92%, já a Mecanomiografia (MMG) apresentou um aumento de 39,29%, enquanto que a Força diminuiu em 27,84% do instante inicial ao final da tarefa. Concluiu-se que a amostra apresentou fadiga neuromuscular durante a tarefa submáxima proposta.

Palavras Chaves: Eletromiografia, Mecanomiografia, Reto do Abdome, Fadiga Neuromuscular.

ABSTRACT

Both Electromyography (EMG) and Mechanomyography (MMG) are techniques applied due to develop studies related to human movement biomechanics. EMG focuses its studies on uptake and assessment of the electrical signals generated during the muscle contraction process. On the other hand, MMG studies the mechanical aspects through muscle fibers acceleration in contraction. This study has as purpose to evaluate EMG and MMG rectus abdominis muscle signals during the isometric abdominal exercise. In order to accomplish EMG and MMG active surface electrodes and a mono axial accelerometer were applied, respectively. The study was conducted in a laboratory environment based upon a sample compounded of 6 male subjects. The electromyography (EMG) root-mean square (RMS) showed a significant increase as $p < 0.05$. In percentage, EMG decreased 25.92%, meanwhile Mechanomyography (MMG) showed an increase of 39.29%, as Strength decreased 27.84% from the initial instant to the end of the task. It has been concluded that the sample presented neuromuscular fatigue during the proposed sub maximal task.

Key Words: Electromyography, Mechanomyography, Rectus Abdominis, Neuromuscular Fatigue.

1. INTRODUÇÃO

O recrutamento das unidades motoras (UMs) e as distintas frequências nos disparos dos potenciais de ação das unidades motoras (PAUMs) tem sido um dos temas mais estudados nas últimas décadas na área da biomecânica (ENOKA, 2000).

A eletromiografia EMG, como técnica que estuda a ativação elétrica das membranas excitáveis e instrumento quantificador de atividade muscular mediante a interpretação dos sinais elétricos advindos da musculatura esquelética (BASMAJIAN & DELUCA, 1985; ENOKA, 2000; PAIVA & MAZZETO, 2008; BIASOTTO et al., 2005), é uma das técnicas mais usadas atualmente em estudos que visam avaliar produção de força e situações de fadiga muscular em diversos músculos e grupos musculares do corpo humano (JOSHI et al., 2011; GOSSELIN & FAGAN, 2014; CHEN et al., 2013; FERNANDEZ-DEL-OLMO et al., 2014).

Outra técnica utilizada para o estudo da função muscular é a mecanomiografia MMG. Esta mede a aceleração do deslocamento das fibras musculares expressando assim, pela razão tempo-espaço, as vibrações laterais das fibras que acontecem no momento da contração muscular (TARATA, 2003).

Deste modo, a técnica MMG consegue fornecer informações relativas à ativação muscular, à produção de força muscular e à taxa de disparo das UMs (VAZ & HERZOG, 1999; AKATAKI et al., 2001; ORIZIO, 2004).

Em estudo realizado por Tarata (2003) comparando as técnicas EMG e MMG, chegou-se à conclusão de que ambas apresentam semelhante evolução, porém com diferentes padrões de resposta quanto à finalidade de estudar o decréscimo da ativação muscular, que é representado pela diminuição do torque encontrado em condições de fadiga muscular, sugerindo que, tanto uma quanto a outra consegue ser eficiente para tais estudos.

Assim, o presente estudo teve como proposta avaliar os sinais de EMG e MMG, do músculo reto do abdome durante uma tarefa de contração voluntária submáxima isométrica para o estudo da fadiga neuromuscular, para tanto foi calculada a root-mean square (RMS) do sinal.

2. FUNDAMENTOS TEÓRICOS

2.1 Considerações Fisiológicas e Anatômicas sobre a Musculatura Esquelética Humana

2.1.1 Fisiologia e Anatomia da Musculatura Esquelética Humana

A musculatura esquelética compõe a maior parte de tecido muscular do corpo humano (DRAKE, VOGL & MITCHELL, 2013), a mesma também é chamada de tecido esquelético, uma vez que movimentam os ossos do esqueleto e fazem com que a pele e outros músculos esqueléticos também ganhem movimento (TORTORA & NIELSEN, 2013).

Vista ao microscópio, a musculatura esquelética apresenta faixas claras e escuras alternadas, motivo pelo qual recebe a classificação de musculatura estriada. O tecido muscular esquelético atua de forma voluntária e controlada de forma consciente pelos neurônios (KLINKE & SILBERNAGL, 2006; TORTORA & DERRICKSON, 2014).

Por meio de contrações prolongadas ou alternadas o tecido muscular esquelético realiza quatro funções principais, sendo estas: a produção de movimento do corpo, estabilização das posições do corpo, armazenamento e movimento de substâncias dentro do corpo (neste em específico, a parte que lhe toca à musculatura esquelética é a promoção do fluxo de linfa e auxiliar o retorno do sangue ao coração mediante as contrações) e a produção de calor (também pela contração, é produzido calor pela musculatura esquelética, *termogênese*) (KLINKE & SILBERNAGL, 2006; TORTORA & DERRICKSON, 2014).

São quatro também as principais propriedades da musculatura esquelética que lhe permitem trabalhar e contribuir para a homeostasia do organismo: a excitabilidade elétrica (capacidade de responder a estímulos pela produção de potenciais de ação (PA)), a contratilidade, extensibilidade (capacidade de se estender sem sofrer lesões) e a elasticidade (DANGELO & FATTINI, 2007; TORTORA & NIELSEN, 2013; TORTORA & DERRICKSON, 2014).

Na musculatura esquelética, o componente mais importante são as próprias fibras musculares, originadas de uma fusão de mais de mil pequenas células chamadas de mioblastos. Uma vez sofrida a fusão, a fibra muscular esquelética perde a capacidade de sofrer divisão celular, apenas as células satélites mantêm esta propriedade (TORTORA & DERRICKSON, 2014).

Uma fibra muscular madura é uma única célula que contem 100 ou mais núcleos, a maioria mede aproximadamente 10 cm, mas algumas podem chegar até 30 cm (TORTORA & NIELSEN, 2013; TORTORA & DERRICKSON, 2014). Os músculos mais fortes são aqueles que contem um número maior de fibras musculares, do mesmo modo que será maior a capacidade de contração muscular daqueles músculos que tiverem fibras de maior comprimento (DANGELO & FATTINI, 2007).

O crescimento da fibra muscular esquelética humana se dá por hipertrofia, que acontece pelo aumento da produção de miofibrilas, mitocôndrias, retículo sarcoplasmático e outras organelas, sendo então o resultado da atividade muscular vigorosa e repetitiva, típico do treinamento de força (IDE et al., 2010).

Na infância, o crescimento das fibras musculares é estimulado pelo hormônio do crescimento, posteriormente esta função passa a ser feita pela testosterona. Quando a fibra muscular madura sofre lesões, as células satélites são responsáveis pela regeneração da fibra muscular danificada, porém, quando o número de células satélites não é suficiente para reparar o dano, a fibra muscular sofre *fibrose*, substituindo a fibra muscular por tecido cicatricial fibroso, portanto, a regeneração da fibra muscular esquelética é limitada (TORTORA & NIELSEN, 2013).

O músculo esquelético é composto por fascículos, dentro dos quais se encontram as fibras musculares, os múltiplos núcleos de uma fibra muscular localizam-se logo abaixo da membrana plasmática da fibra muscular, o sarcolema, este contém milhares de invaginações chamadas de túbulos transversos (*túbulos t*), quando os PA se propagam pelo sarcolema, é por meio dos *túbulos t* que estes se espalham rapidamente por toda fibra muscular, dentro de cada sarcolema temos; o sarcoplasma, as miofibrilas, mitocôndrias e o retículo sarcoplasmático (IDE et al., 2010).

Dentro de cada miofibrila, encontramos estruturas proteicas menores chamadas de filamentos ou *miofilamentos*, sendo que existem os filamentos finos e filamentos espessos, os dois tipos envolvidos diretamente no processo de contração, porém estes filamentos não se estendem ao longo de toda a fibra muscular, estes estão dispostos em compartimentos chamados de sarcômeros, sendo estes as unidades funcionais básicas da miofibrila (KOEPPEN & STANTON, 2009; TORTORA & NIELSEN, 2013).

Um sarcômero é separado do outro pela **linha Z**, a **banda A** é a parte mais escura do sarcômero, estende-se por toda a extensão dos filamentos espessos, a **banda I**, mais clara e menos densa abrange os filamentos finos e nenhum filamento espesso, a **banda H** no centro de cada **banda A** contém apenas filamentos espessos e nenhum fino. A sobreposição entre os tipos de filamentos depende do estado da musculatura, contraída, relaxada ou estendida (IDE et al., 2010; KLINKE & SILBERNAGL, 2006).

As miofibrilas são compostas por três tipos de proteínas, as proteínas contráteis, as proteínas reguladoras e as proteínas estruturais, estas exercem respectivamente as funções de, gerar força durante a contração, ligar e deslizar no processo de contração e manter os filamentos finos e espessos no alinhamento adequado (TORTORA & NIELSEN, 2013).

Miosina e Actina são as proteínas contráteis e componentes principais dos filamentos espessos e finos respectivamente. A miosina é uma proteína motora que atua convertendo a energia química da adenosina trifosfato (ATP) em energia mecânica para o movimento. Aproximadamente 300 moléculas de miosina constituem um único filamento espesso no tecido muscular esquelético. As proteínas reguladoras das fibras musculares são a Tropomiosina e a Tropomina, já as estruturais são a Titina, Miomesina, Nebulina e Distrofina. (KOEPPEN & STANTON, 2009).

Entretanto, as fibras da musculatura esquelética não são todas iguais, estas variam enquanto a sua estrutura e função. Encontramos as fibras musculares vermelhas, que são aquelas com alta concentração de mioglobina, (proteína vermelha que liga o oxigênio às fibras musculares) e também temos as fibras musculares brancas, cuja concentração de mioglobina é baixa (TORTORA & NIELSEN, 2013).

As fibras musculares vermelhas e brancas ainda dividem-se em mais três tipos de fibras musculares, as fibras Oxidativas Lentas (**fibras do tipo I**, ou fibras de contração lenta), de menor diâmetro, portanto menos potentes. Estas fibras contêm grande concentração de mioglobina e capilares sanguíneos, geram ATP por respiração celular aeróbica, usam o mesmo em velocidade baixa e são adaptadas para atividade aeróbicas de resistência (TORTORA & NIELSEN, 2013).

As fibras Oxidativas-Glicolíticas Rápidas (**fibras do tipo IIa**) de maior calibre que as do **tipo I**, porém menores que as do **tipo IIb**, também geram ATP pela respiração celular aeróbica, mas usam o mesmo a uma velocidade alta, de modo que têm resistência moderadamente alta à fadiga (KOEPPEN & STANTON, 2009; TORTORA & NIELSEN, 2013).

As fibras Glicolíticas Rápidas (**fibras do tipo IIb**) são as de maior diâmetro, contêm a maioria das miofibrilas, motivo pelo qual são capazes de gerar contrações mais potentes. Elas são mais claras, pois contêm menos mioglobina, menos capilares sanguíneos e menos mitocôndrias, por outro lado estas fibras contêm grande quantidade de glicogênio podendo assim gerar ATP mediante a respiração celular anaeróbica (*glicólise*, sem uso de oxigênio) (KOEPPEN & STANTON, 2009; TORTORA & NIELSEN, 2013).

No músculo reto do abdome, músculo específico da realização do nosso estudo, encontra-se maioria de fibras de contração lenta ou do tipo I, autores divergem quanto à porcentagem exata, para Sakkas et al., (2003) a predominância de fibras do tipo I no reto do abdome é de 52%, enquanto que Haggmark & Thorstensson (1979) apud Moraes et al., (2009) encontraram no seu ensaio uma predominância de 55% de fibras do tipo I.

2.1.2 Processo de Contração Muscular

O processo de contração muscular inicia-se no sistema nervoso central (SNC) mediante o envio do PA às fibras musculares através de um neurônio motor (motoneurônio). A transmissão sináptica somada aos PA representam o sinal EMG e a posterior contração muscular. Sendo a unidade funcional do sistema nervoso, os neurônios são a menor estrutura que podem realizar as funções de um sistema (CURI & PROCOPIO, 2011).

Um neurônio é formado por três partes principais com funções distintas, temos o corpo celular (*soma celular*), os dendritos (*dendrom*, árvore) e o axônio (SILVERTHORN, 2010).

O corpo celular de um neurônio é o centro de controle do mesmo. Os dendritos são processos finos e ramificados que recebem sinais de entrada das células vizinhas. A sua característica de ramificação aumenta a área do neurônio facilitando que este se comunique com vários outros neurônios. A função principal dos dendritos dos neurônios do sistema nervoso periférico (SNP) é receber a informação e transferí-la para dentro da região integradora interna no neurônio (SILVERTHORN, 2010; IDE et al., 2010).

O axônio do neurônio, por sua vez, tem o papel de conduzir os sinais de saída para o alvo, sendo esta sua função primária, transmitir os sinais elétricos de dentro da região integradora para a extremidade do axônio (terminal axônio). O tamanho do axônio pode variar de mais de um metro para apenas alguns micrometros (MACHADO & HAERTEL, 2014).

Nos neurônios do SNP, as células de Schwann, (um dos tipos de células de glia (*cola*) presentes no SNP, as outras são as células satélites), formam a bainha de mielina, substância composta por muitas camadas de membrana fosfolipídica, estas sustentam e isolam o axônio acelerando a transmissão dos sinais (MACHADO & HAERTEL, 2014).

A mielina é formada pelo acúmulo das células de glia em torno do axônio, devido ao variado tamanho dos axônios, alguns neurônios possuem até 150 envoltórios de mielina (SILVERTHORN, 2010; MACHADO & HAERTEL, 2014).

O neurônio motor é um neurônio do tipo eferente, e, como qualquer outra célula biológica, é constituído por uma membrana semipermeável capaz de transmitir informações e cujo gradiente de concentração de sódio (Na^+) e potássio (K^+) também é regulado pela bomba de Na^+ e K^+ presente nas outras membranas celulares do organismo (GUYTON, 1988).

O gradiente de concentração de Na^+ e K^+ da membrana do axônio é de 142 mEq de Na^+ no exterior da membrana e de 14 mEq no interior, já de K^+ são 140 mEq no interior e 4 mEq no exterior, a membrana axônica em repouso é quase impermeável aos íons de Na^+ e permeável aos íons de K^+ , o que acaba

deixando que alguns íons de K^+ passem para o exterior da membrana (GUYTON, 1988).

Deste modo a membrana axônica é positiva no exterior e negativa no interior durante o estado de repouso, sendo esta a fase em que se encontra o ambiente da membrana antes da chegada do PA (GUYTON, 1988).

Medindo-se o potencial de uma célula excitável esta mostra valores em repouso de $-70 \mu V$ para neurônios e $-95 \mu V$ para as fibras dos músculos esqueléticos (CURI & PROCOPIO, 2011).

A variação repentina do potencial de membrana interno para a positividade e seu retorno à negatividade habitual, o que ocorre em décimos-milésimos de segundos após, são os já mencionados PA (MACHADO & HAERTEL, 2014).

A segunda fase do PA é a despolarização da membrana, podendo ser provocado por qualquer fator que aumente de forma brusca a permeabilidade da membrana, ficando esta permeável para os íons de Na^+ . Estes fluem livremente para o interior da membrana carregando-a positivamente no interior e negativamente em seu exterior. Este impulso ou *onda de despolarização* se espalha ao longo da membrana nos dois sentidos, de modo que o impulso continua a se propagar até encontrar um das extremidades da fibra nervosa (CINGOLANI & HOUSSAY, 2004).

A terceira e última fase do PA, a repolarização da membrana, feita pela bomba de Na^+ e K^+ , transporta os íons de Na^+ que se encontram em excesso no interior da membrana para o lado externo e os íons de K^+ no sentido oposto, reestabelecendo assim a concentração iônica da membrana (KLINKE & SILBERNAGL, 2006).

Acontece na fibra nervosa, enquanto um impulso ainda trafega pela mesma, o *período refratário*, que é a incapacidade desta fibra nervosa receber outro impulso até que sua membrana esteja novamente repolarizada, o mesmo dura de 1,5 até 3,0 milissegundos (TARDELLI, 2002).

Desde que um impulso nervoso é enviado pelo SNC e percorre até o SNP, acontece o processo descrito acima, sendo transmitido em uma sequência de ligamentos neuronais entre os dendritos e axônios, mediante a *zona de disparo*, porém, quando a despolarização de membrana não atinge o limiar necessário, o impulso vai desaparecendo à medida que percorre o

axônio e não gera PA. Estímulos fortes geram mais PA e liberam mais neurotransmissores (SILVERTHORN, 2010).

Os músculos esqueléticos são inervados por neurônio motores somáticos, cada um destes neurônios possuem um axônio filiforme que se estende desde o encéfalo ou medula espinhal até um determinado grupo de fibras musculares, inervando várias fibras musculares diferentes com suas ramificações (TORTORA & DERRICKSON, 2014).

A placa motora, ou junção neuromuscular, é o lugar na fibra muscular onde o terminal axônico se inerva, o espaço entre este e a fibra muscular é denominada de fenda sináptica (GUYTON, 1988; TARDELLI, 2002).

O terminal axônico, por sua vez, contém as vesículas sinápticas que armazenam a acetilcolina, neurotransmissor excitatório da membrana muscular, o PA chega ao terminal axônico e a acetilcolina é liberada na fenda sináptica, os receptores de acetilcolina produzem o PA despolarizando a membrana muscular, logo em seguida a acetilcolina é decomposta pela enzima acetilcolinesterase em ácido acético e colina, o que permite que a membrana repolarize e fique pronta para um novo estímulo. Isto se repete inúmeras vezes durante o processo de contração muscular (GUYTON, 1988; TARDELLI, 2002).

É certo que o PA ativa a liberação de acetilcolina, porém, não o faz sozinho, para que este processo aconteça, é preciso que o cálcio (Ca^{+}) esteja presente. Deste modo o PA inicia dentro do neurônio um fluxo de Ca^{+} que tem a função de liberar a acetilcolina (TARDELLI, 2002).

Depois de percorridas estas etapas a contração muscular inicia-se com a liberação de íons de Ca^{+} pelo retículo sarcoplasmático, descrita a seguir em 6 estágios, segundo (IDE et al., 2010):

1º - Liberação dos íons de Ca^{+} para o citosol, estes se ligam à Tropomina e esta afasta a Tropomiosina dos sítios ativos de ligação da Actina.

2º - Com os sítios de ligação livres ocorre a ligação da Miosina à Actina formando a *junção actomiosina ou ponte cruzada*.

3º - Na sequência temos a hidrólise de ATP e a posterior saída de PI e ADP, promovendo o deslizamento do filamento de Actina sobre o da Miosina, encurtando o sarcômero (contração muscular).

4º - Ligação de uma molécula de ATP à Miosina faz com que esta se desligue da Actina, por sua vez também interrompe o PA e a entrada do Ca^+ .

5º - A hidrólise de ATP feita pelas bombas de Ca^+ transporta os íons novamente para dentro do retículo sarcoplasmático.

6º - Restabelece-se a ação inibitória da Tropomiosina e são desfeitas as *pontes cruzadas* ocasionando o relaxamento da musculatura.

2.1.3 Fadiga Muscular Localizada

O termo “fadiga” é normalmente utilizado para descrevermos a sensação de cansaço ou uma redução do desempenho muscular. As causas mais conhecidas de fadiga muscular durante o exercício físico são a depleção das reservas energéticas do organismo e a falha do mecanismo contrátil das fibras musculares (WILMORE & COSTILL, 2001).

De modo geral, entende-se como um déficit motor decorrente do declínio da função mental na percepção, o que, devido à estimulação repetida da musculatura, desencadeia a diminuição gradativa da capacidade da musculatura de manter a força até o final de um determinado exercício. (MCARDLE, KATCH, KATCH, 2003; ENOKA & DUCHATEAU, 2008).

Quando esgotam-se os substratos necessário à produção de ATP (fosfocreatina (Pcr), glicogênio e glicose sanguínea) ou quando o subproduto deste metabolismo se acumula no músculo, a partir destas ações metabólicas, podem ser comprometidos tanto o SNC quanto SNP (HARGREAVES, 2006).

Por isto que durante todo o processo de contração muscular, desde que a ordem da tarefa parte do SNC até a sua chegada ao SNP, temos vários locais onde pode ocorrer fadiga.

Merletti, Rainoldi & Farina (2004) descreveram cada um destes locais: no córtex motor, na unidade de excitação, nas estratégias da medula e nos neurônios motores, nas propriedades de condução do neurônio motor, na transmissão neuromuscular, na excitabilidade do sarcolema e propriedades de condução, no acoplamento excitação-contração, no fornecimento de energia metabólica, e nos mecanismos de contração. Agrupados e categorizados como; fadiga central, fadiga da junção neuromuscular e fadiga muscular.

A fadiga central origina-se de falhas voluntárias ou involuntárias durante a condução do impulso nervoso, que ocasiona uma redução do número de UMs ativas e diminuição da frequência de disparos dos motoneurônio (STACKHOUSE et al., 2000).

Segundo Gandevia (2001) esta redução é de início rápido e chega ao seu limite por volta dos 30 segundos de CVMI. Mas este tempo e índice de redução varia de acordo com o tipo de fibras e tamanho do músculo, também de acordo com o motoneurônio preponderante.

Considera-se fadiga da junção neuromuscular quando um PA trazido pelo neurônio motor não atinge o limiar de membrana específico à região eletricamente excitável e não consegue deflagrar a entrada e saída dos substratos necessários à propagação do PA através da fibra muscular (TARDELLI, 2002).

Ou seja, o acúmulo insuficiente de neurotransmissores na fenda sináptica impede que os PA se desencadeiem e sejam transmitidos ao longo dos *túbulos t*. Desta forma não é atingido o limiar necessário para a ativação das UMs (GUYTON & HALL, 1997).

Quanto à fadiga periférica, a mesma pode ser abordada de diversos pontos, de acordo com o tipo de estímulo envolvido, tipo de músculo e das fibras musculares, intensidade e tempo de exercício.

Além das diversas teorias na literatura quanto às causas; ativação de sistemas metabólicos e energéticos específicos, deficiência de energia para o trabalho muscular pela depleção de glicogênio (HARGREAVES, 2006), o ciclo de ATP-ADP, onde acontece a quebra de ATP em ADP e a subsequente refosforilação a ATP, o acúmulo de lactato no músculo durante exercícios intensos e prolongados e a diminuição de pH que este mecanismo promove (IDE et al., 2010).

A glicose sanguínea é um dos substratos envolvidos no processo de fadiga muscular, a taxa de glicose sanguínea e hepática é reduzida em exercícios prolongados, tendo isto uma relação direta com a baixa oxidação de carboidratos e a fadiga muscular (HARGREAVES, 2006).

Esta tem uma influência direta com a fadiga central, para Nybo & Secher (2004) a hipoglicemia induz à fadiga central, uma vez que a glicose é o

principal substrato das atividades neurais e, nestas condições, a captação de glicose pelo cérebro encontra-se reduzida.

Quanto ao glicogênio muscular, Sahlin et al. (1990) realizaram estudo com exercícios de alta intensidade e longa duração, onde a principal via metabólica utilizada é a glicólise, foi proposto uma ligação entre a depleção de glicogênio e a fadiga muscular, seguido de uma diminuição nas concentrações do ciclo de ácido tricarboxílico (TCA), representada pela incapacidade de se manter uma taxa adequada para a ressíntese de ATP.

Contudo, estudos mais recentes demonstraram não haver uma relação entre os níveis de ATP, Pcr, intermediários metabólicos ou nas concentrações de TCA com a disponibilidade de glicogênio muscular neste tipo de estímulo que, evidentemente, traga prejuízo no fornecimento de energia ou seja a causa da fadiga muscular (GIBALA et al., 2002; BALDWIN et al., 2003).

Em exercícios de alta intensidade e de curta duração, por sua vez, precisa-se de muito ATP, de modo que entra aqui a Pcr como o principal substrato, a mesma é quebrada pela enzima creatina quinase produzindo ATP quando a demanda exige fornecimento de energia para o trabalho e é ressintetizada e armazenada na própria musculatura esquelética durante o repouso (IDE et al., 2010).

Porém, quando o a pausa é insuficiente (menos de 3 minutos) a ressíntese da Pcr acontece de modo incompleto, produzindo-se cada vez mais lactato nas séries subsequentes (IDE et al., 2010). Tanto em exercícios de curta como nos últimos estágios do exercício de longa duração, ambos de alta intensidade, o grande aumento do subproduto gerado pela quebra de ATP sugere que a utilização de ATP pode ser maior que a ressíntese do mesmo (SAHLIN et al., 1998).

Motivo pelo qual também é de suma importância a molécula de ADP, cujas concentrações aumentam com o elevado uso de ATP e ativam a mioquinase, enzima capaz de produzir ATP a partir do ADP (IDE et al., 2010).

Ide et al., (2010) também esclarecem no seu estudo a diferença entre o lactato e o ácido láctico, apontando que a diferença entre estes é a presença de um hidrogênio a mais na estrutura molecular do ácido láctico, a ligação deste hidrogênio só é possível a um pH de 3,2, condição esta extremamente ácida

para nossas enzimas e tecidos, que se mantêm a um pH de 7,4. Concluindo então que o nosso organismo produz lactato, que apresenta pH de 7,0.

Entretanto, a maior descoberta do estudo de Ide et al., (2010) é o verdadeiro causador da acidose percebida em situação de fadiga muscular. O estudo inovou ao apontar que o hidrogênio (H) é o verdadeiro responsável, demonstrando como a cada utilização de um ATP libera-se um H⁺, o H diminui o pH celular, de modo que quanto mais ATP utilizamos, maior será a acidose celular.

Contudo, independente das causas que levem à fadiga muscular, é ainda assim importante distinguirmos entre fadiga muscular localizada e a capacidade de continuar o trabalho, ou seja, a fadiga muscular localizada não é exatamente o momento em que o músculo esgota-se, mas sim uma diminuição na força máxima, ou força que o grupamento muscular envolvido consegue produzir, que se desenvolve de forma gradual logo após o começo da tarefa (ENOKA & DUCHATEAU, 2008).

Porém, apesar de inúmeros estudos, o entendimento das causas da fadiga muscular localizada, constitui um ponto ainda muito controverso no meio clínico e esportivo, isto justamente por ser um conceito multidimensional, abrangendo fatores fisiológicos, mecânicos e psicológicos, é de extrema complexidade isolar os sintomas que geram essa perda da capacidade de sustentar a força e o trabalho motor (ZWARTS et al., 2008).

2.2 Técnicas de Monitoramento da Ativação Muscular

2.2.1 Eletromiografia (EMG)

A eletromiografia (EMG) é a técnica que estuda as funções musculares mediante a interpretação dos sinais elétricos emitidos pela musculatura esquelética (BASMAJIAN & DELUCA, 1985). Para Enoka (2000) é a técnica que monitora a atividade elétrica das membranas excitáveis.

É um instrumento quantificador de atividade muscular que possibilita a análise de um grupo muscular ou de um determinado feixe muscular, (PAIVA & MAZZETO, 2008; BIASOTTO et al., 2005) captando de quais fibras musculares provém os sinais, assim como o tempo de duração e a intensidade.

Enoka (2000) afirma que o sinal eletromiográfico representa a medida dos PA do sarcolema e mede a voltagem em função do tempo. O sinal EMG é a soma algébrica de todos os sinais captados na área estudada, podendo ser afetado pelas propriedades anatômicas e fisiológicas da musculatura e também pela instrumentação utilizada e o modo como é usado.

Para McArdle, Katch, Katch (2003) a EMG é um modo convencional de estudar a complexidade fisiológica e neuromuscular das contrações e fornece tanto a qualidade como a quantidade de atividade elétrica gerada pelo músculo. Mas, a validade e a precisão das medidas eletromiográficas dependem diretamente do processo de detecção e aquisição dos sinais.

Ascensão et al. (2003) destacam que para trabalhar com a EMG devem ser levados em consideração dois aspectos que tendem a modificar a coleta e a interpretação dos sinais nos estudos eletromiográficos, sendo estes classificados como;

- 1- De natureza geométrica e anatômica: o formato e tamanho dos sensores, a distância entre a fixação dos sensores, a localização dos sensores em relação ao ponto de investigação muscular e à junção miotendínea, a espessura da pele e a camada do tecido adiposo e o alinhamento incorreto entre as fibras musculares e os sensores.
- 2- De natureza fisiológica: a velocidade média de condução das fibras musculares, o tipo de distribuição das fibras musculares, o número, tamanho e características das UMs, o fluxo sanguíneo, a temperatura dos músculos e os níveis e tipos de contrações musculares (voluntária, induzida por eletroestimulação, concêntrica e excêntrica).

Outro fenômeno que também costuma induzir falhas ao sinal EMG, denominado de *crosstalk*, é a captação de sinais advindos de músculos vizinhos ao estudado. Além do batimento cardíaco e ruídos eletromecânicos como a movimentação dos cabos e equipamentos e possíveis interferências da rede elétrica do local (MARCHETTI & DUARTE, 2011).

Estes tipos de interferências no sinal EMG são divididos em dois grupos por Gabriel et al., (2007), as interferências intrínsecas, que são aquelas causadas por elementos que não podem ser modificados ou minimizados por serem as características do organismo (percentual de gordura, músculos vizinhos, etc...) e o grupo das interferências extrínsecas, provenientes do meio externo no

ambiente da coleta, que podem e devem ser minimizados com a intenção de diminuir o ruído no sinal a ser captado.

Isto mostra que, mesmo a EMG sendo uma técnica muito eficiente no estudo das funções musculares, a mesma deve ser usada com os devidos conhecimentos fisiológicos e biomecânicos para a geração e propagação dos sinais elétricos correspondentes ao PA (MERLETTI, RAINOLD, FARINA, 2001).

Porém, existem procedimentos que podem ajudar a diminuir os ruídos de interferência no sinal EMG. Um é a utilização de filtros no tratamento do sinal.

Segundo Konrad (2005) os filtros retiram do sinal a contaminação com ruídos e restauram o sinal quando este foi, por ventura, distorcido, os filtros podem ser analógicos ou digitais, de modo que os mesmos podem ser trabalhados tanto no sinal analógico como no digital. O desempenho dos filtros pode ser melhorado acrescentando-se lhes amplificadores.

Entretanto, temos vários tipos de filtros que podem se utilizados no tratamento do sinal, entre eles o passa-baixa, geralmente ajustado a uma frequência de corte de 10 Hz a 20 Hz e o passa-alta que geralmente é ajustado para uma frequência de corte de 500 Hz (STEGEMAN & HERMENS, 1999).

O primeiro filtro que se costuma usar no início do tratamento dos dados é chamado de *notch filter*, este filtro descarta os sinais coletados nas frequências próximas a 60 Hz. Temos também o filtro delimitador de banda, filtro passa-banda, que delimita o espectro de frequência entre 20 e 50 Hz, valores estes que podem variar de acordo com a literatura (CORREA, COSTA & PINTO, 2012).

Sendo ainda importante saber qual o melhor tipo de filtro a se utilizar para cada estudo, e uma boa técnica recomendada para isto é fazer a análise dos dados para logo após adaptar a largura da banda do filtro à largura da banda do sinal (KONRAD, 2005).

A EMG humana é geralmente feita com um par de eletrodos de aproximadamente 8 mm cada e colocados a uma distância de 1,5 cm de centro a centro dos mesmos sobre a pele na região do ventre do músculo estudado. O motivo pelo qual se recomenda a colocação dos eletrodos no ventre da musculatura a ser estudada é o fato de que na região das extremidades dos

músculos, onde a musculatura apresenta maior inervação, ocorre alteração na amplitude do sinal EMG, e, quando estudada a relação EMG/Força, esta alteração na amplitude pode ocasionar estimativas erradas. É consenso geral a colocação dos eletrodos no sentido paralelo às fibras musculares, uma vez que os PAUMs têm sua trajetória no sentido das fibras musculares (HERMENS et al, 2000).

A quantidade de atividade elétrica a ser registrada vai depender da distância entre os eletrodos, da quantidade de UMs em atividade na região e da área de superfície que os eletrodos conseguem registrar (ENOKA, 2000).

Uma EMG pode ser classificada como, de superfície e de profundidade, isto de acordo com o tipo de eletrodo que é usado, se for usado eletrodos de superfície, colados sobre a pele, a EMG é de superfície e por tanto um método não invasivo, se for utilizado um eletrodo do tipo agulha, que perfuram a pele, a EMG é de profundidade e classificada como método invasivo (SODEBERG & COOK, 1984; ENOKA, 2000).

Utiliza-se também um terceiro eletrodo, conhecido como eletrodo de referência, este é colocado sempre numa região sem sinais elétricos, ossos e tendões, os locais mais comuns de colocação deste eletrodo são o pulso, a tibia, o osso externo e o processo espinhal C7 (HERMENS et al., 2000).

Os eletrodos de superfície também são variados, existem os monopolares e os bipolares, de diferentes formatos e materiais, estes contêm placas de prata ou de cloreto de prata e são fixados sobre a pele com fitas adesivas, para evitar que se movimentem. Os eletrodos também são classificados em ativos e passivos. Os ativos possuem um sistema de amplificação do sinal, geralmente são bipolares, estes podem ser trabalhados a seco sobre a pele (SODERBERG, 1992).

Os eletrodos pré-amplificados tem melhor desempenho devido ao fato do sinal EMG ser de baixa amplitude, a pré-amplificação do sinal proporciona melhor processamento do sinal posteriormente (MARCHETTI & DUARTE, 2011). Para os eletrodos passivos, que não possuem amplificadores, coloca-se entre o eletrodo e a pele um gel condutor com íons de cloro que ajuda a diminuir os ruídos entre a pele e o eletrodo, evitando interferência no sinal (SODERBERG, 1992).

Com relação aos eletrodos, o SENIAM, sigla para (Surface EMG for the Non-Invasive Assessment of Muscles) organização Europeia que visa padronizar ao máximo o uso da técnica eletromiográfica, manifesta que os diferentes formatos de eletrodos, circulares ou quadrados, por exemplo, não trazem grandes diferenças ao sinal EMG. Já o tamanho do eletrodo influencia claramente no sinal EMG, sendo assim, o usuário deve especificar em seu trabalho, tipo, formato e tamanho do eletrodo utilizado, visando melhor comparação de dados para com outras pesquisas.

Na maioria das pesquisas os eletrodos preferidos e mais utilizados têm sido os circulares com diâmetro de 10 mm (STEGEMAN & HERMENS, 1999).

Como o sinal EMG captado no corpo é um sinal contínuo no tempo, ou seja, um sinal analógico, o mesmo deve sofrer uma conversão para o modo digital para que possamos defini-lo somente em determinados intervalos de tempo. Isto é feito mediante conversores analógico-digitais ADC, processo que permite posterior armazenamento e trabalho com os dados dos sinais em computadores digitais (KONRAD, 2005).

Porém, para a aquisição do sinal EMG alguns parâmetros devem ser ajustados, como a frequência de amostragem, eletrodos, filtros, conversores analógico/digital e os computadores responsáveis pelo armazenamento dos dados (MARCHETTI & DUARTE, 2006; MARCHETTI & DUARTE, 2011).

A quantificação do sinal eletromiográfico, uma vez obtido e tratado, costuma ser feito de duas formas, uma é a obtenção do valor integral do sinal EMG (iEMG) que calcula mediante uma integral o espectro de frequência (KONRAD, OWEN, BRIDWELL, 1994), outra é mediante o cálculo da root-mean square (RMS) do sinal EMG, análise temporal que possibilita avaliar o nível de ativação EMG (MARCHETTI & DUARTE, 2006).

Outro método muito utilizado e de grande precisão em análises que envolvem fadiga muscular é o algoritmo da transformada rápida de *Fourier* (FFT) que gera o valor da frequência média e frequência mediana do espectro de frequência (FARINA et al., 2002).

Estes métodos citados no parágrafo anterior envolvem as técnicas de análise do sinal EMG, no domínio do tempo (RMS e Integral) e no domínio de frequência (FFT, cálculo das frequências média e mediana). A análise no domínio do tempo é sensível ao aumento da frequência de disparos dos PA e

ao aumento do número de unidades motoras recrutadas, a análise no domínio de frequência se mostra sensível às alterações no recrutamento das UMs (BASMAJIAN & DE LUCA, 1985).

O uso cada vez maior da EMG em diversas áreas como a ortopedia, neurologia, reabilitação, ergonomia, biomecânica e medicina do esporte, deve-se ao fato de que esta tecnologia vem sendo cada vez mais aperfeiçoada na percepção e registro dos sinais elétricos da atividade muscular, tanto dinâmica quanto isométrica, também como os procedimentos de armazenar, processar e quantificar estes sinais (CLARYS & CABRI, 1993).

Porém, quanto às condições de uso da técnica EMG na opção pelo tipo de protocolo, De Luca (1997) afirma que, a EMG é mais recomendada e de maior fidedignidade quando o protocolo do estudo é em condições isométricas, pois, para situações dinâmicas, a técnica não apresenta boa reprodutibilidade devido ao deslizamento das fibras sob o posicionamento dos eletrodos, o que pode ocasionar o registro de atividade elétrica de novas UMs próximas à amplitude do movimento.

Mudanças na força muscular, no comprimento do músculo, e no local do eletrodo em relação às fibras musculares ativas durante as contrações dinâmicas resultam em sinais não estacionários que surgem como variações no conteúdo de frequência do sinal EMG. Razão pela qual as técnicas EMG espectrais têm sido tradicionalmente limitadas a protocolos isométricos, a contrações de força constante (ROY, 2003).

Por outro lado, se o objetivo do estudo for a quantificação temporal de uma co-contracção muscular mediante a EMG, Fonseca et al., (2001) validaram um método que demonstrou ser eficiente tanto em protocolos dinâmicos quanto isométricos.

2.2.2 Mecanomiografia (MMG)

Na medida em que o músculo se contrai, este emite sons, estes sons são provenientes dos movimentos laterais das fibras musculares durante a contração. Os mesmos originam-se das oscilações (vibrações) laterais das fibras musculares em contração (ENOKA, 2000; ORIZIO, 2004).

Para Neering et al., (1991) as vibrações estão relacionadas com a redistribuição do material aquoso do sarcoplasma durante a propagação do PA pelas fibras.

A Mecanomiografia (MMG) é uma técnica que vem sendo muito usada para o entendimento destes aspectos mecânicos e análise das vibrações emitidas na musculatura durante a contração (COSTA, 2008).

Esta mede a aceleração dos movimentos no corpo, capta uma grande diversidade de movimentos e consegue registrar a frequência, duração e intensidade destes movimentos (KNUTH et al., 2013),

Consegue também registrar as vibrações da musculatura esquelética durante o movimento, além de ter semelhanças com a EMG por ser uma técnica não invasiva e fornecer informações relativas a padrões de ativação elétrica do músculo, a mesma também consegue fornecer informações relativas à produção de força (VAZ & HERZOG, 1999) e reflete a mecânica das vibrações através da razão tempo-espaço (TARATA, 2003).

A MMG vem sendo muito indicada como técnica que consegue refletir a taxa de disparo das UMs, tanto em nível de recrutamento quanto no índice de disparo das mesmas (AKATAKI et al., 2001; ORIZIO, 2004).

Diferentes tipos de transdutores têm sido usados na MMG para interpretação dos sinais de sons e/ou vibrações da musculatura. Tais como o estetoscópio eletrônico, hidrofones, microfones de contato e acelerômetros, porém, isto tem limitado as pesquisas uma vez que a comparação dos resultados dos diferentes estudos torna-se difícil devido às diferentes unidades de medidas usadas para relatar os mesmos (VAZ & HERZONG, 1999).

De todos estes sensores, o acelerômetro é o que vem sendo recentemente mais usado, devido ao fato de sua unidade de medida ser expressa em aceleração, o que permite a comparação entre diferentes estudos (VAZ & HERZONG, 1999).

A vibração pode ser medida em uma massa através de sensores de acelerômetros, na direção que a mesma acontece e com uma sensibilidade maior que 99% (FRADEN, 2010).

A acelerometria na biomecânica é uma ferramenta essencial para o estudo da sobrecarga humana em meio às mais diversas atividades físicas, esportivas ou cotidianas (GRIFFIN, 1996 apud BRUXEL et al., 2009). Orizio (2004) e

Watakabe et al. (2003) acreditam que os acelerômetros têm muita viabilidade de aplicação devido ao pequeno tamanho e peso, além de ter fácil fixação e um baixo custo relativo.

De modo quase unânime, a colocação do acelerômetro tem sido feita no ventre do músculo de interesse, com o intuito de registrar as vibrações transversais às fibras musculares (AKATAKI, et al., 2001; MADELEINE, et al., 2001; RYAN, et al., 2007; RYAN, et al., 2008).

Desta maneira, com um acelerômetro biaxial consegue-se interpretar, obter a aceleração da musculatura nas direções; X (transversas ao sentido das fibras musculares) e Y (paralelas ao sentido das fibras musculares) (COSTA, 2008).

2.2.3 Eletromiografia, Mecanomiografia e Fadiga Muscular Localizada

Como já mencionado, a fadiga é um déficit motor que, conseqüentemente, descreve uma diminuição gradual da capacidade de gerar força no músculo nos instantes finais de uma atividade sustentada, ou uma exaustão contrátil. Com o uso da EMG isto pode ser medido pelas mudanças na atividade do sinal (ENOKA & DUCHATEAU, 2008).

Segundo Vollestad (1997) a EMG de superfície pode ser utilizada na avaliação da fadiga muscular mediante análise da amplitude e do espectro de potência do sinal obtido nos músculos.

Mesma conclusão obtida por Marchetti (2005) quando observou em seu estudo que a análise espectral pode ser uma boa ferramenta para o estudo da fadiga muscular localizada, pois a mesma se mostra mais sensível ao comportamento das frequências do sinal EMG em condições de fadiga e que, isto pode ser observado através do comportamento diferente das frequências medianas espectrais ao longo do tempo.

Quando se fala em estudos de manifestação da fadiga através do uso de instrumentos de pesquisa como a EMG e a MMG, autores já chegam à mesma conclusão na análise destes sinais.

Potvin, (1997) e Weir et al., (1998) afirmam que durante a fadiga muscular ocorre um aumento no número de UMs recrutadas de forma a compensar a falta da capacidade de gerar força por parte das mesmas, esta resposta da musculatura faz aumentar a amplitude do sinal EMG e decair

marcadamente a frequência mediana (FMD), resposta que é interpretada como indicativo de fadiga muscular em contrações máximas (KAMEN & CALDWELL, 1996; CORRÊA et al., 2006; SANTOS et al., 2008).

Segundo Kamen & Caldwell (1996) a diminuição da FMD em condições de fadiga muscular localizada, deriva-se da dificuldade de condução dos PA pelo sarcolema, que apresenta permeabilidade alterada nestas condições.

Quanto à recomendação de protocolos, em comparação de dois protocolos, (um minuto de CVMI ou, a CVMI até a exaustão, sem limite de tempo), com a intenção de estudar a fadiga mediante a técnica EMG, Silva & Gonçalves (2003) concluíram que o melhor protocolo para tal finalidade foi a CVMI por um minuto com cargas que estivessem acima de 30% da carga máxima suportada pelo sujeito, alegando ser melhor o “tempo estipulado” do que ilimitado, por causa de fatores psicológicos dos sujeitos poderem interferir na intensidade e concentração durante a coleta.

Em estudo realizado por Tarata (2003) comparando as técnicas EMG e MMG em CVMI, chegou-se à conclusão de que ambas apresentam semelhante evolução, porém com diferentes padrões de resposta, quanto à finalidade de estudar as condições de fadiga, sugeriu-se que, tanto uma quanto a outra conseguem ser eficientes.

Vaz & Herzog (1999) concluíram que o sinal MMG é maior quando se aumenta o número de UMs ativadas a uma baixa frequência de estimulação, já quando a frequência do estímulo é aumentada diminui o sinal MMG.

A resposta MMG está também relatada por Faller et al., (2009) em estudo realizado na musculatura do quadríceps com o exercício de extensão de joelho e a utilização de um acelerômetro triaxial. Os valores MMG se mostraram altos no início da contração e foram decaindo à medida que se instaurava a fadiga muscular localizada.

Esta diferença entre os sinais de EMG e MMG, em diferentes fases da contração e em diferentes padrões de exercícios, indica que a EMG e a MMG contribuem de forma diferente para estudos da função muscular (ENOKA, 2000).

3. OBJETIVOS

3.1 Geral

Avaliar os sinais de EMG e MMG do músculo reto do abdome durante um exercício abdominal submáximo isométrico para o estudo da fadiga neuromuscular.

3.2 Específicos

Realizar uma comparação intratécnica quanto ao comportamento da root-mean square inicial (RMSi) e root-mean square final (RMSf), nos intervalos dos dois segundos iniciais e dois segundos finais da tarefa.

Realizar uma comparação entre a produção de Força e os dados EMG e MMG, mediante análise da Força produzida de forma isométrica.

Realizar uma comparação entre os valores de cada uma das três tentativas da tarefa para a EMG e entre os valores de cada uma das três tentativas da tarefa para a MMG.

4. MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 Cuidados Éticos

Esta pesquisa teve aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa da UNIMEP, com certificado de protocolo 33/13, (anexo I), conforme Resolução 466/12 do Conselho Nacional de Saúde.

Na sequência foi comunicada a coordenação do curso de Educação Física da Universidade Metodista de Piracicaba – UNIMEP sobre a pesquisa e solicitada a permissão para a realização deste estudo com os alunos do curso de Educação Física.

Na abordagem aos alunos, sempre nos horários de intervalo das aulas, explicou-se sobre a pesquisa, o local em que seria realizada e o horário, estes forma convidados para participar e os que aceitaram foram direcionados até o laboratório, onde lhes foi apresentado o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido explicando tudo a respeito da pesquisa e os procedimentos, termo este que se encontra anexado no final desta dissertação como Anexo II, os mesmos concederam suas assinaturas autorizando a realização dos procedimentos.

Foram tomados todos os cuidados necessários à saúde física e de higiene dos sujeitos participantes, todos os instrumentos de contato direto com a pele dos mesmos eram descartáveis, a maca e a fita da célula de carga utilizada para a coleta de dados foram limpas com álcool no intervalo entre um sujeito e outro.

Todos os dados do estudo ficaram a cargo e responsabilidade do professor e pesquisador Dr. Guanis de Barros Vilela Junior, todos os resultados foram utilizados exclusivamente para a pesquisa científica e os resultados serão publicados em revistas científicas e/ou congressos científicos da área da saúde, sendo garantido o anonimato dos participantes.

4.2 Classificação do Estudo

De acordo com Lakatos & Macconi (1996) esta pesquisa é classificada como descritiva, do tipo experimental, pois ela observa, analisa e interpreta fatos e fenômenos, os quais não sofrem interferência do pesquisador e os mesmos foram obtidos mediante um procedimento de aquisição controlado pelo pesquisador.

4.3 Critérios de Inclusão

Como critério de participação foi estabelecido que o sujeito fosse praticante de atividade física da modalidade musculação por pelo menos 1 ano e com frequência mínima de 3 vezes por semana, este também deveria ser experiente em exercícios abdominais.

O sujeito deveria ser isento de histórico de lesão muscular no músculo reto do abdome e apresentar uma dobra cutânea de até 20 mm na preensão do adipômetro na porção superior do músculo reto do abdome.

Foram excluídos do estudo os sujeitos que eram alunos do professor responsável pela pesquisa, para eliminação do fator alienação por hierarquia.

4.4 Amostra

A amostra não probabilística e intencional (LAKATOS & MARCONI, 1996) foi composta de 6 adultos jovens saudáveis, do gênero masculino, com faixa etária de $22,3 \pm 5,0$ anos, estatura $1,79 \pm 0,06$ m, massa $81,2 \pm 8,8$ Kg e valor da dobra cutânea na região da porção superior do músculo reto do abdome de $10,2 \pm 3,8$ mm.

4.5 Instrumentação

- Para captar os sinais de EMG foi utilizado um eletromiógrafo da marca EMG System do Brasil, modelo 400 e eletrodos descartáveis de superfície bipolares ativos de marca Kendall da Meditrace com sensor de Ag/Cl, gel sólido adesivo-condutor e hipoalergênico, segundo recomendações do SENIAM (HERMENS et al., 2000) estes eletrodos são recomendados pelo seu fácil manuseio e higiene. A frequência de amostragem (FA) dos sinais de EMG foi de 2500 Hz.
- Para captar o sinal MMG foi utilizado um acelerômetro mono axial da marca EMG System do Brasil, a uma FA de 2500 Hz.
- Um eletrodo de referência foi colocado sobre a patela (HERMENS et al., 2000) da perna direita de cada sujeito.
- Para monitorar a força exercida pelos sujeitos foi utilizada uma célula de carga modelo Power Din Std da CEFISE Biotecnologia Esportiva, com capacidade de 200 kgf e software de aquisição de dados MPlacas 1.0.0.6. A FA da célula de carga foi de 100 Hz, com atraso de fase zero.

- Para controle da flexão de joelhos a 90° foi utilizado um goniômetro da marca EMG System do Brasil.
- Para aferir a dobra cutânea utilizou-se um adipômetro Lange Skinfold Caliper da Beta Technology Incorporated.

4.6 Procedimentos Experimentais

- A preparação do sujeito consistiu, primeiramente, de uma medição da dobra cutânea da porção superior do músculo reto do abdome, para saber se o mesmo se encontrava dentro dos critérios de inclusão, logo em seguida aferimos o peso e a estatura do mesmo e na sequência foi realizada a familiarização com a tarefa, isto tudo foi realizado em ambiente laboratorial no Laboratório de Performance Humana situado na Faculdade de Educação Física da UNIMEP.
- Feito isto, o sujeito foi deitado na maca e preparado para a aquisição de dados, foi feita a tricotomia e limpeza com álcool para assepsia e diminuição da impedância da pele na região de colocação dos eletrodos (KONRAD, 2005).
- O par de eletrodos foi colocado do lado direito da porção superior do músculo reto do abdome a 5 cm acima da cicatriz umbilical e a 3 cm da linha alba (MOURA, TESSUTTI & MORAES, 2011), no sentido das fibras a 2 centímetros de distância centro a centro segundo recomendações do SENIAM (HERMENS, et al., 2000). O acelerômetro mono axial foi fixado com fita dupla face no ponto acima dos eletrodos de superfície.
- Também foi colocada a cinta da célula de carga fixada na extremidade superior ao tronco do sujeito na altura do peitoral maior em posição diagonal ao sentido da força aplicada e fixada na extremidade inferior a um apoio de pesos anilhas (Figura 1.).

- O exercício experimental foi o abdominal Curl-up, o sujeito permaneceu deitado em decúbito dorsal com os joelhos flexionados a 90°, executou uma flexão controlada de tronco de aproximadamente 30° realizando uma contração máxima da porção superior do reto do abdome. Foi dada preferência para o Curl-up uma vez que em estudo realizado por Sarti et. al., (1996) foi concluído que o mesmo é o mais adequado para avaliação das funções musculares do reto do abdome, além disso, também foi constatado em estudo realizado por Beim et. al., (1997) que no Curl-up observa-se um maior potencial de ação muscular, ambos os estudos foram realizados mediante uso de EMG para tais constatações.
- A tarefa proposta foi realizada em cima de uma maca com a metade das costas ultrapassando o limite superior da mesma, joelhos na flexão de 90° e pés presos à maca, o sujeito também ficou preso pelo tronco na altura do peitoral maior por uma cinta conectada à célula de carga, os braços do sujeito descansaram na lateral do corpo estendidos na direção dos tornozelos.
- Após a preparação do sujeito e do ambiente de coleta, lhe foi solicitado que realizasse três contrações voluntárias submáximas e as sustentasse por 30 segundos cada uma, o descanso entre cada série foi de 3 minutos, durante os 30 segundos de contração sustentada o sujeito teve incentivo verbal. Este procedimento foi executado com cada sujeito três vezes com o intuito de realizar comparações entre as tentativas e também entre o sinal de modo geral para o grupo todo mediante a obtenção de uma média final entre os três valores obtidos.



Figura 1: Posicionamento do sujeito durante a execução da tarefa isométrica experimental.

- Os sinais EMG, MMG e os dados registrados pela célula de carga foram armazenados no computador mediante o software DATAQ da Texas Instruments EMG e MMG e mediante o software MPLacas 1.0.0.6 para os dados da célula de carga.

4.7 Tratamento de Dados

Os trechos de sinais de interesse para tratamento foram inicialmente selecionados e extraídos do software DATAQ, excluindo do sinal total 3 segundos iniciais e 3 segundos finais, para todas as três tentativas, de 30 segundos cada, realizadas pela amostra, sobrando para tratamento e análise 24 segundos. Esta metodologia foi adotada para garantir o tratamento e análise de um trecho de sinal estável.

Os dados de EMG foram tratados com o software OriginPro 9.0, mediante o qual foi aplicado ao sinal o filtro Butterworth 4^a ordem, passa banda de 40 Hz a 500 Hz, a escolha pelo filtro Butterworth deriva do fato de o mesmo ser o mais indicado para o tratamento do sinal EMG por este preservar a

linearidade da amplitude do sinal na região da passa-banda (DELSYS, 2006 apud MARCHETTI E DUARTE, 2006).

Os dados da MMG e da Força foram filtrados com o filtro Savitzky-Golay, Low Pass 1ª ordem, 1000 pontos. Optamos pela utilização deste filtro, pois este possui propriedades de preservação de características do sinal mantendo a largura e amplitude do mesmo, além disto, esta técnica de filtragem permite a subtração dos dados originais pelo sinal de tendência para obtenção dos movimentos pequenos e rápidos (SAVITZKY & GOLAY, 1964; LYNCH et al., 2004; PINTENS et al., 2011; AZERAD et al., 2012). Decker et al., (2011) fizeram uso deste filtro em estudo com acelerômetro para melhorar a qualidade do sinal após coletado, pois os sinais de acelerômetro montados na pele podem conter erros.

Foi calculado a RMS para as três técnicas de aquisição, a RMS é um parâmetro temporal que permite observar o nível de ativação EMG mediante a amplitude do sinal (MARCHETTI & DUARTE, 2006), foi feito o cálculo da RMSi e RMSf nos trechos de 2 segundos iniciais e 2 segundos finais com o intuito de observar o comportamento deste parâmetro do começo ao fim da tarefa.

Foi escolhido o valor de RMS para este estudo porque este é o parâmetro no domínio do tempo que expressa de forma mais completa os aspectos fisiológicos do comportamento das UMs durante uma contração muscular (LAWRENCE & DELUCA, 1983).

4.8 Tratamento Estatístico

A mostra do estudo foi intencional por conveniência, o Power foi (1-Beta) de 0,80. Realizamos o cálculo do Tamanho do Efeito apenas para os dados que apresentaram distribuição normal, pois, calcular este para dados que não apresentam uma distribuição normal é mais suscetível ao erro e dificulta a comparação com dados que apresentam distribuição normal (COE, 2002).

A normalidade e homogeneidade dos dados foi calculada mediante Shapiro Wilk e Levene, respectivamente, foi constatada a normalidade para os dados da EMG e da Força, mas não para os dados da MMG, não apresentaram homogeneidade os dados de nenhuma das três técnicas. Para comparar os dados foi realizado o teste t de Student para as técnicas que

apresentaram distribuição normal (EMG e Força), para a MMG que não apresentou distribuição normal foi realizado Wilcoxon, segundo recomendações de Vieira (2004).

Para correlacionar os resultados foram utilizadas as correlações de Pearson e Spearman, a de Pearson para os dados paramétricos e a de Spearman para os não-paramétricos. O coeficiente de correlação de Pearson varia de -1 a 1, onde, um resultados próximo de 1 indicam uma forte correlação positiva entre as variáveis e um resultado próximo de -1 é uma forte correlação negativa, resultados próximos de 0 significam que as variáveis não dependem linearmente uma da outra (FIGUEIREDO FILHO & SILVA JÚNIOR, 2009).

Dancey e Reidy (2006) apresentaram um modelo de escala para a correlação de Pearson, onde, valores entre 0,10 e 0,30 seriam uma correlação fraca, 0,40 e 0,60 moderada e de 0,70 a 1, uma correlação forte, isto tanto positiva quanto negativa.

A correlação linear de Spearman, entretanto, é a mais recomendada para variáveis não-paramétricas, ou seja, que não apresentam distribuição normal, esta é equivalente à correlação de Pearson, mas adaptada pra dados transformados em postos, este método não faz quaisquer suposição, basicamente, ele considera a posição dos dados coletados e calcula a correlação de Pearson para cada um dos postos (PONTES, 2010). Todo o tratamento estatístico foi realizado para $p < 0,05$.

5. Resultados

5.1 Eletromiografia – EMG

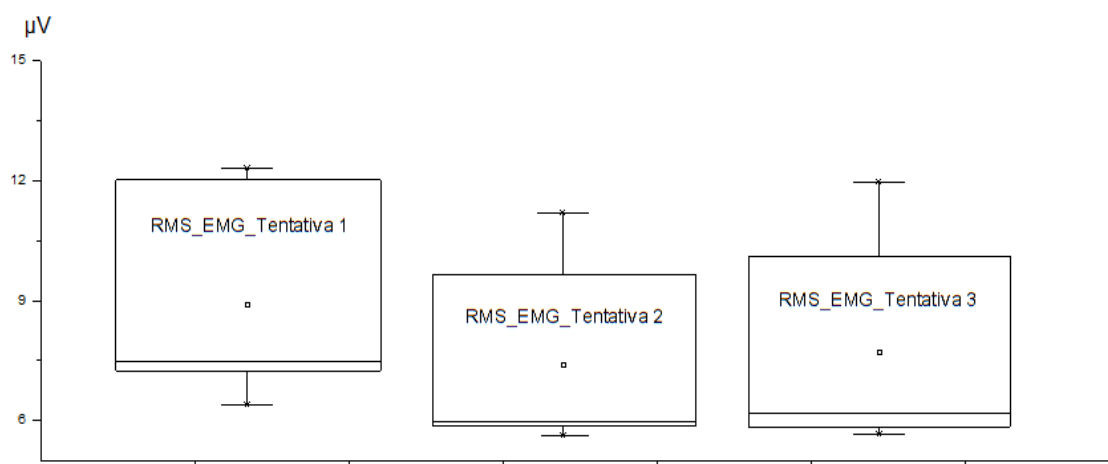
Os valores de RMS inicial e final da EMG calculados nos 2 segundos iniciais e 2 segundos finais da tarefa para toda a amostra são apresentados na Tabela 1. A RMS da EMG, do momento inicial ao momento final da tarefa, constatado pelo teste t de Student pareado, foi significante $p = 0,015$. A correlação de Pearson entre o momento inicial e o momento final da tarefa demonstrou uma correlação linear forte, $r = 0,99$. Do valor inicial ao valor final da RMS da EMG, a amostra apresentou um aumento no parâmetro de 25,92%.

Tabela 1. Valores da RMS da EMG no momento inicial e no momento final da tarefa, em μV .

RMS_EMG Inicial	RMS_EMG Final
108,45	136,56

A Figura 2 é um Boxplot com os valores de mediana (7,73; 7,30; 7,76) e desvio padrão (2,58; 3,58; 3,98) da RMS da EMG para cada uma das três tentativas da amostra, este demonstrou não haver diferença significativa entre uma tentativa e outra a uma significância de $p < 0,05$, o p valor para a comparação das tentativas 1 com 2 foi $p = 0,49$; tentativas 1 com 3 obteve $p = 0,30$ e a comparação da tentativa 2 com a 3 foi $p = 0,10$.

Figura 2. Boxplot da Mediana e desvio padrão da RMS da EMG de cada uma das três tentativas da tarefa realizada pela amostra, em μV .



Quando foram correlacionados os valores de RMS das três tentativas da tarefa na EMG mediante a correlação se Pearson, o teste demonstrou uma forte correlação linear entre cada uma delas, os valores de r foram: 1 com 2, $r = 0,96$; 1 com 3, $r = 0,94$; 2 com 3, $r = 1,0$.

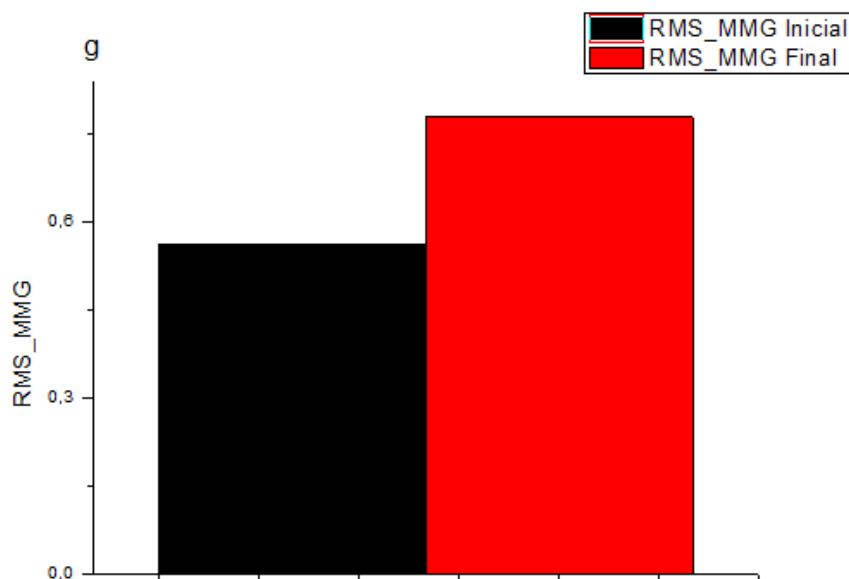
5.2 Mecanomiografia – MMG

Nos resultados para os dados da MMG, quando calculadas as RMS iniciais e finais destes, também se pôde observar um aumento deste parâmetro

no decorrer da tarefa. A Figura 3, apresentada a seguir, mostra um gráfico de colunas com os valores inicial e final, 0,56 e 0,78, respectivamente, da RMS da MMG para a amostra deste estudo. O aumento deste parâmetro foi de 39,29%.

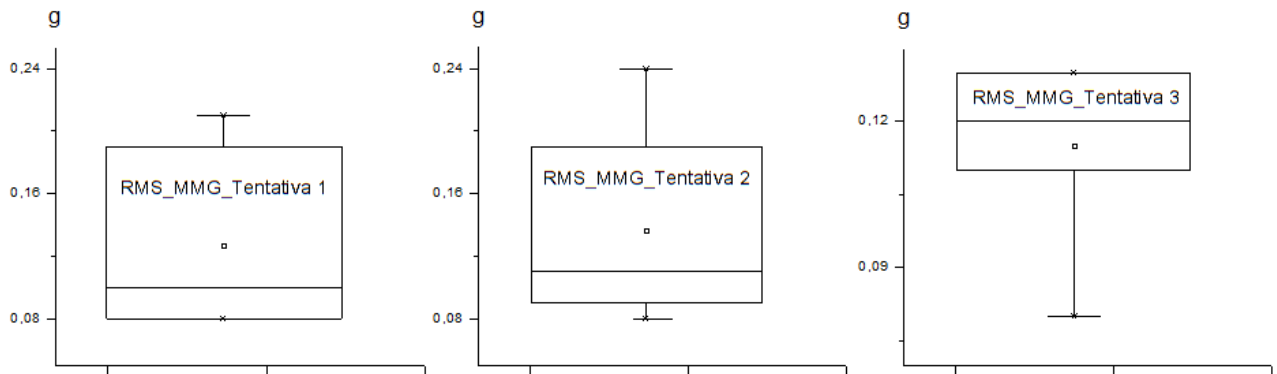
Entretanto, quando comparados com o teste de Wilcoxon, foi constatada não haver uma diferença significativa entre a RMS inicial e a RMS final da MMG para a amostra, $p = 1$.

Figura 3. Gráfico de colunas dos valores da RMS inicial e final da MMG, valores representados em múltiplos de g ($9,82 \text{ m/s}^2$).



A correlação de Spearman aplicada para os instantes iniciais e finais da RMS da MMG obteve valor $p = 0,59$. A RMS da MMG nas três tentativas realizadas pela amostra é apresentada na Figura 4 com os valores de mediana (0,10; 0,11; 0,12) e desvio padrão (0,06; 0,07; 0,02) de cada uma destas.

Figura 4. Boxplot da Mediana e desvio padrão da RMS da MMG em cada uma das três tentativas da tarefa realizada pela amostra, em múltiplos de g ($9,82 \text{ m/s}^2$).



A comparação entre as mesmas, realizada com Wilcoxon, revelou não existir diferenças significantes entre uma tentativa e outra. Os resultados desta comparação foram 1,0; 0,69 e 0,63, para a 1 com a 2; a 1 com a 3 e a 2 com a 3, respectivamente.

A correlação entre estes valores foi realizada com o teste de Spearman, quando correlacionadas as tentativas 1 com 2, 1 com 3 e 2 com 3, os valores obtidos, respectivamente, foram -0,22; -0,08 e 0,70.

5.3 Força

Os resultados dos dados de força também se encontram expressados aqui mediante o calculo do parâmetro RMS, a RMS calculada para os 2 segundos iniciais e os 2 segundos finais da tarefa proposta, Tabela 2, demonstrou uma diminuição da força de 27,84%, a comparação mediante teste t de Student pareado obteve diferença significativa entre estes dois instantes, $p = 0,017$.

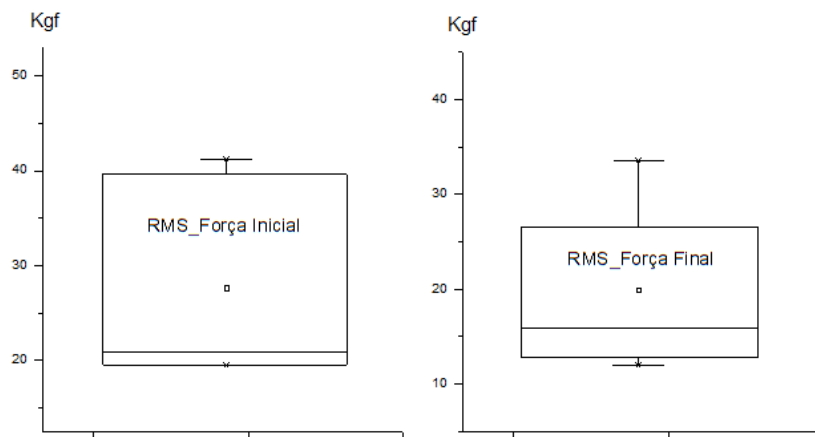
Tabela 2. Valores da RMS da Força no momento inicial e no momento final da tarefa, em Kgf.

RMS_Força Inicial	RMS_Força Final
27,66	19,96

Quando correlacionados, o momento inicial com o momento final da produção de força, pelo teste de Pearson, o resultado apresentou uma forte correlação linear com um valor de $r = 0,85$. A Figura 5 contem os valores de

mediana e desvio padrão da RMS da Força inicial e final, a inicial teve mediana e desvio padrão 23,03 e 10,11, a RMS final apresentou 17,43 e 8,49 de mediana e desvio padrão, respectivamente.

Figura 5. Boxplot da Mediana e desvio padrão da RMS da Força, no momento inicial e no final da tarefa realizada pela amostra, em Kgf.



A Figura 6 é um gráfico que mostra como se comportaram a RMS da EMG e da Força durante a tarefa realizada, do momento inicial ao momento final e calculadas nos mesmos instantes, se pode perceber que enquanto a RMS da EMG aumenta, a RMS da Força diminui.

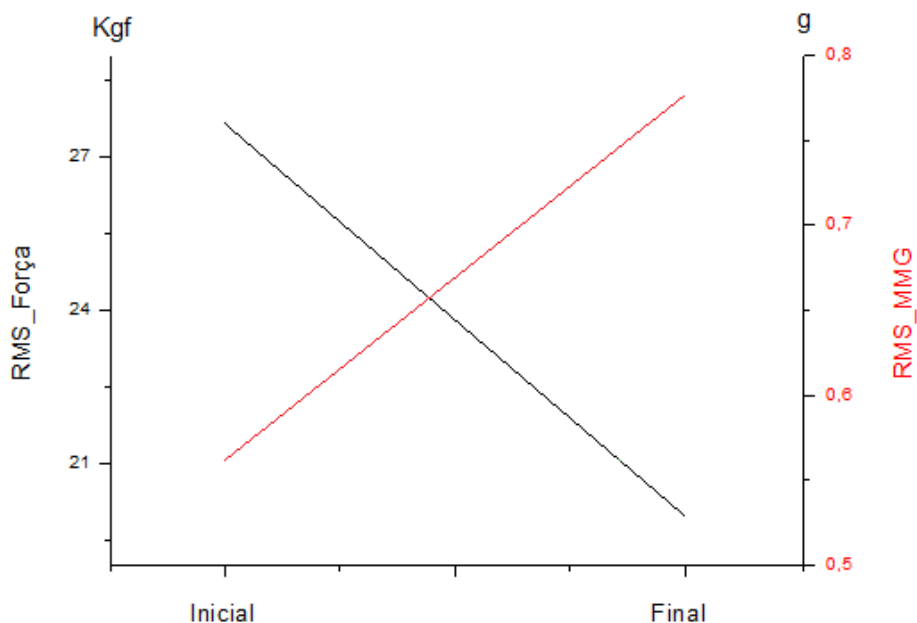
Figura 6. Gráfico representativo dos valores iniciais e finais da RMS da EMG e da RMS da Força, a EMG em μV e a Força em Kgf.



Na correlação entre as RMS da EMG e da Força com a correlação de Pearson, foi encontrado que estas apresentam uma correlação linear forte, $r = 0,97$.

A Figura 7, a seguir, mostra o comportamento das RMS da MMG e da Força, também no momento inicial e no final, para os mesmos intervalos destas na tarefa submáxima realizada pela amostra.

Figura 7. Gráfico representativo dos valores iniciais e finais da RMS da MMG e da RMS da Força, a MMG em múltiplos de g ($9,82 \text{ m/s}^2$) e a Força e Kgf.



A correlação entre as técnicas MMG e Força, foi feita mediante o teste de Spearman, que constatou um valor de $p = 0,83$. O comportamento da RMS da MMG foi crescente na medida em que se sustentava o exercício do experimento enquanto que a da Foça, decrescente.

6. DISCUSSÃO

Foi adotado como critério para esta discussão realizá-la de acordo com os objetivos específicos, reportando os resultados encontrados para cada um destes e sempre tendo em perspectiva o objetivo geral do trabalho.

Optou-se pela realização do estudo com sujeitos do gênero masculino devido a diferenças anatômicas, fisiológicas e hormonais entre os gêneros. O percentual de gordura é maior nas mulheres, resultando numa dificuldade termorregulatória durante os exercícios em ambientes mais quentes, além de ser, o tecido adiposo, um dos principais atenuadores do sinal EMG (LEITÃO et al. 2000; GABRIEL et al., 2007).

Outra diferença anatômica entre os gêneros é o volume das fibras musculares, que, apesar de serem semelhantes em ambos os sexos, o volume das fibras musculares masculinas é maior, sejam estas do tipo I ou II, o que lhes proporciona maior potência muscular (LEITÃO et al. 2000).

Além dos apontamentos feitos nos parágrafos anteriores, tem-se ainda o ciclo menstrual, estudos têm apontado que durante o ciclo menstrual as mulheres apresentam variações na capacidade de produção de força, maior risco de lesões em determinados músculos, e mudanças biomecânicas e neuromusculares causadas pelas variações hormonais (EILING et al., 2007; ABT et al., 2007).

Trabalhar com a fadiga neuromuscular torna-se complexo a partir do ponto em que se sabe que muitos fatores podem levar ao aparecimento desta condição, que foi anteriormente melhor detalhada no item 2.1.3, onde explicamos que esta pode ocorrer tanto na musculatura quanto no caminho que percorre o impulso nervoso até o músculo (MERLETTI, RAINOLDI & FARINA, 2004).

Outro fato de difícil controle é que o início e o sítio de manifestação da fadiga pode sofrer influências de fatores psicológicos de cada indivíduo (SILVA E GONÇALVES, 2003).

O cálculo da RMS do sinal para as técnicas EMG, MMG e Força foi o nosso segundo objetivo específico, este parâmetro temporal, na EMG demonstrou um aumento significativo quando observado dos instantes iniciais aos instantes finais da tarefa, os resultados corroboram com estudos onde o aumento deste parâmetro é tido como indício de instalação de fadiga muscular (KAWANO et al., 2009; CALLEGARI et al., 2011).

Fry (2004) coloca que este valor de amplitude do sinal, menor no início de uma contração em relação ao maior valor registrado nos momentos finais, se deve a um recrutamento muscular incompleto em atividades de baixa intensidade que, posteriormente no decorrer de uma tarefa mais intensa aumenta na medida em que a intensidade da tarefa também é elevada.

Silva e Gonçalves (2003) também relataram esta característica tempo-dependente da amplitude do sinal EMG, sofrendo um aumento proporcional à medida que se aumenta a carga em dois protocolos diferentes, de exaustão e de 1 minuto. Este aumento na amplitude tem sua base no aumento do número de UMs recrutadas, estratégia da musculatura em contrações isométricas para sustentação da tarefa.

Também em estudo realizado por Moura, Tessutti e Moraes (2011) foi aferida a ativação EMG da musculatura abdominal em contrações máximas e submáximas com cargas de 20, 40, 60 e 80% da contração voluntária máxima (CVM), foi constatado um valor de RMS menor para as cargas de 20 a 40% da CVM e um aumento para as cargas de 60 a 80% da CVM. Nos resultados deste estudo constatou-se que a RMS da EMG teve um aumento de 25,92% do valor inicial para o valor final obtidos da amostra.

Deste modo, os achados estão em concordância com a maioria dos artigos da literatura que utilizam este parâmetro temporal para o estudo do processo de fadiga neuromuscular mediante a técnica EMG em contrações submáximas.

Na RMS calculada para a técnica MMG foram encontradas diferenças não significantes. Isto pode ser consequência do número reduzido de sujeitos na amostra e/ou do tipo de acelerômetro (mono axial) utilizado. Entretanto,

Matta et al., (2005) discutem a respeito do comportamento do parâmetro temporal RMS da MMG no eixo Y, a mesma pressupõe que os tendões, componentes elásticos em série dos músculos, possam ter uma participação de interferência no sinal para este eixo e que ainda assim existe uma dificuldade em se encontrar relatos na literatura que expressem sobre o comportamento da amplitude do sinal MMG no sentido longitudinal.

Quanto ao comportamento relatado sobre este parâmetro na MMG, encontra-se na literatura resultados antagônicos, os dois mais referidos têm sido, o aumento gradativo da amplitude do sinal até a CVM (STOKES & DALTON, 1991; YOSHITAKE & MORITANI, 1999) e o aumento da amplitude do sinal até mais ou menos 50% a 80% da CVM e logo em seguida uma diminuição da mesma (AKATAKI et al., 2001; MADELEINE et al., 2001; RYAN et al., 2007).

Faller et al. (2009), realizaram pesquisa onde pretendiam avaliar o comportamento da amplitude e da frequência do sinal MMG em um protocolo de aplicação de Eletro Estimulação Neuromuscular (EENM) que desencadeava o processo de fadiga muscular, os resultados reportados por estes foi um aumento da amplitude do sinal no instante em que a contração encontrava-se a nível submáximo e um progressivo decréscimo no final da contração máxima efetiva, com fadiga muscular instaurada.

Bajaj et al., (2002) relatam uma diminuição da amplitude do sinal MMG na instauração da fadiga muscular em estudo com MMG e EMG em exercícios concêntricos, isométricos e excêntricos, a 25%, 50%, 75% e 100% da CMV.

Entretanto, o estudo de Polato et al., (2008) realizado com acelerômetro biaxial, em protocolo de contração isométrica para teste de força com 20%, 40%, 60%, 80% e 100% da CVM, apresentou um aumento do parâmetro RMS na medida em que era aumentada a intensidade da contração, porém, estes fizeram a extração da RMS apenas para o eixo X do acelerômetro, perpendicular à fibra muscular.

Avaliar a intensidade e nível de força realizada pelos sujeitos foi a terceira técnica que escolhemos para nosso estudo com o intuito de fazer uma comparação entre os resultados da Força e os resultados das técnicas de EMG e MMG, de modo que pudessemos com esta ter mais um ponto de observação sobre o surgimento da fadiga neuromuscular.

Como pudemos observar nos resultados referentes à RMS da produção de força, esta apresentou uma diminuição gradativa na medida em que decorria o tempo da tarefa submáxima, a mesma chegou a apresentar queda de 27,84%.

Sabe-se que as fibras do músculo reto do abdome são predominantemente do tipo I (SAKKAS et al., 2003) e que estas são classificadas como fibras de resistência e apresentam grande resistência à fadiga (TORTORA & NIELSEN, 2013), ainda neste ponto é importante ressaltar que esta resistência à fadiga e a quantidade de fibras do tipo I presentes na musculatura será variável de sujeito para sujeito.

É relevante também destacar que acontece um padrão de ativação ordenado das UMs quando recrutamos qualquer musculatura, chamado de princípio do tamanho, as fibras musculares menores são prioritariamente recrutadas pelos menores motoneurônios com limiares de disparos mais baixos, quando a intensidade da contração é aumentada, acontece o recrutamento das fibras musculares de maior calibre pelos motoneurônios maiores, esta estratégia consegue prolongar contrações fortes e retardar a fadiga muscular (MARIEB & HOEHN, 2009).

Panissa et al., (2013) encontraram resultados similares aos encontrados neste estudo, o torque concêntrico e isométrico dos sujeitos diminuiu no final do exercício, resultado este interpretado como indício do surgimento da fadiga neuromuscular, além disto, estes também relacionaram a produção de força com os valores da RMS na EMG, onde também relataram um aumento neste parâmetro na EMG no final da tarefa proposta.

Bigland-Ritchie et al., (1983), estudaram a produção de força no adutor do dedo polegar mediante a EMG de superfície e contra resistência a uma célula de carga, porém, o protocolo destes foi de 60 segundos de contração sustentada, obtiveram uma diminuição, quase que linear, da força em função do tempo de 30% a 50% na força final em relação à inicial, o sinal EMG do estudo apresentou diminuição no final da tarefa, no entanto, estes aplicaram um protocolo de contração máxima.

Oliveira et al., (2008), avaliaram a relação EMG-Força, expressando os resultados pela RMS, contudo, estes não encontraram uma correlação de linearidade entre o comportamento destas variáveis.

Na relação MMG e Força, mediante o cálculo da RMS, como já mencionado, diferentes padrões de comportamento tem sido registrados por diversos autores, no estudo de Madeleine (2001), que teve o objetivo de avaliar os sinais EMG e MMG em relação à produção de força, o sinal MMG comportou-se com um aumento gradativo até aproximadamente 50% da contração, ou seja, até a intensidade de contração submáxima, neste ponto a produção de Força já apresentava valores de diminuição, corroborando com os resultados desta pesquisa.

O último objetivo específico deste estudo foi a comparação e correlação entre as três tentativas realizadas para a EMG e entre as três tentativas de coleta realizada para a MMG, com o intuito de verificar se as mesmas mantiveram médias similares e caracterizar a adequação do tempo de descanso entre cada tentativa, estipulado em 3 minutos para uma recuperação adequada da musculatura ao esforço exercido.

Segundo Ide et al., (2010) uma pausa incompleta entre uma série e outra é uma pausa inferior a 3 minutos de descanso, quando a pausa é incompleta acontece uma ressintetização parcial da Pcr produzindo-se cada vez mais lactato nas séries subsequentes.

7. CONCLUSÃO

Observando-se os resultados encontrados da RMS do sinal EMG pôde-se constatar que estes apresentam valores em concordância literária quanto à manifestação de fadiga neuromuscular e contrações submáximas, logo, podemos concluir mediante este que a nossa amostra desenvolveu fadiga neuromuscular com o protocolo aplicado.

Em relação à RMS do sinal MMG, mesmo que este não tenha demonstrado um aumento significativo, a mesma se comportou como já relatado em diversos trabalhos, progressivo aumento do parâmetro durante o surgimento de fadiga neuromuscular em contrações submáximas.

A avaliação da Força foi satisfatória na indicação de um quadro de fadiga neuromuscular, a diminuição significativa da mesma do momento inicial ao momento final da tarefa é o comportamento esperado desta variável em protocolos que visam induzir a fadiga neuromuscular.

Deste modo, as três técnicas escolhidas neste estudo se comportaram de forma satisfatória ao esperado de acordo com os estudos já realizados nesta área, conclui-se também que, durante a tarefa proposta à amostra, a mesma desenvolveu a condição de fadiga neuromuscular.

REFERÊNCIAS

ABT, John P., SELL, Timothy C., LAUDNER, Kevin G., MCCRORY, Jean L., LOUCKS, Tammy L., BERGA, Sarah L., LEPHART, Scott M. Neuromuscular and biomechanical characteristics do not vary across the menstrual cycle. **Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy**. vol. 15, n. 7, p. 901-907, 2007.

AKATAKI, Kumi, MITA, Katsumi, WATAKABE, Makoto, ITOH, Kunihiko. Mechanomyogram and force relationship during isometric ramp contractions of the biceps brachii muscle. **European Journal of Applied Physiology**. vol. 84, n. 1-2, p. 19-25, 2001.

AMADIO, Alberto C., SERRÃO, Júlio C. A Biomecânica em Educação Física e Esporte. **Revista Brasileira de Educação Física e Esporte**. São Paulo, vol. 25, n. esp., p. 16-24, 2011.

ASCENSÃO, António, MAGALHÃES, José, OLIVEIRA, José, DUARTE, José, SOARES, José. Fisiologia da fadiga muscular. Delimitação conceptual, modelos de estudos e mecanismos de fadiga de origem central e periférica. **Revista Portuguesa de Ciências do Desporto**. vol. 3, n. 1, p. 108-123, 2003.

AUGUSTSSON, Jesper, THOMEÉ, Roland, HÖRNSTEDT, Per, LINDBLÖM, Jens, KARLSSON, Jon, GRIMBY, Gunnar. Effect of pre-exhaustion exercise on lower-extremity muscle activation during a leg press exercise. **Journal of Strength and Conditioning Research**. vol. 17, n. 2, p. 411-416, 2003.

AZERAD, Pascal, BOUHARGUANE, Afaf, CROUZET, Jean-François. Simultaneous denoising and enhancement of signals by a fractal conservation law. **Communications in Nonlinear Science and Numerical**. vol. 17, n. 2, 867–881, 2012.

BAJAJ, Prem, MADELEINE, Pascal, SJØGAARD, Gisela, ARENDT-NIELSEN, Lars. Assessment of postexercise muscle soreness by electromyography and mechanomyography. **Journal of Pain**. vol. 3, n. 2, p. 126-136, 2002.

BALDWIN, Jacinta, SNOW, Rodney J., GIBALA, Martin J., GARNHAM, Andrew, HOWARTH, Krista, FEBBRAIO, Mark A. Glycogen availability does not affect the TCA cycle or TAN pools during prolonged, fatiguing exercise. **Journal of Applied Physiology**. vol. 94, n. 6, p. 2181-2187, 2003.

BASMAJIAN, John V., DE LUCA, Carlo J. **Muscles Alive**. 5ª ed., Williams and Wilkins: Baltimore, MD, 1985.

BEIM, Gloria M., GIRALDO, Jorge L., PINCIVERO, Matthew J.B., FU, Freddie H. Abdominal Strengthening Exercises: A Comparative EMG Study. **Journal of Sport Rehabilitation**. vol. 6, p. 11-20, 1997.

BIASOTTO, Daiana C., BIASOTTO-GONZALEZ, Daniela A., PANHOCA, Ivone. Correlation between the clinical phonaudiological assessment and electromyographic activity of the masseter muscle. **Journal of Applied Oral Science**. vol.13, n. 4, p. 424-430, 2005.

BIGLAND-RITCHIE, Brenda, JOHANSSON, Ronald, LIPPOLD, Olaf C., WOODS, Joseph J. Contractile Speed and EMG Changes During Fatigue of Sustained Maximal Voluntary Contractions. **Journal of Neurophysiology**. vol. 50, n. 1, p. 313-324, 1983.

BRUXEL, Yuri, SCHEPP, Luis G., PALHANO, Rudnei, ZARO, Milton, LOUREIRO, Anderson. Acelerometria Tibial: Processamento do sinal. **Tecnicouro**. p. 122-128, 2009.

CALLEGARI, Bianca, RESENDE, Marília M., RAMOS, Luiz A.V., MARTINS, Diôgo R., SANTOS, Railana G. Avaliação da fadiga eletromiográfica dos músculos bíceps braquial e extensor dos dedos. **Revista Brasileira de Prescrição e Fisiologia do Exercício**. vol.5, n.26, p.185-190, 2011.

CANDOTTI, Claudia T., LOSS, Jefferson F. A PRODUÇÃO CIENTÍFICA BRASILEIRA NA ÁREA DA BIOMECÂNICA. **Revista Brasileira de Ciências do Esporte**. vol. 28, n. 1, p. 121-129, 2006.

CHEN, Yi-Ching, LIN, Yen-Ting, HUANG, Chien-Ting, SHIH, Chian-Li, YANG, Zong-Ru, HWANG, Iin-Shiou. Trajectory Adjustments Underlying Task-Specific

Intermittent Force Behaviors and Muscular Rhythms. **Plos One**. vol. 8, n. 9, p. 1-9, 2013.

CINGOLANI, Horacio, HOUSSAY, Alberto. **Fisiologia Humana**. 7^a ed. Porto Alegre: Artmed, 2004, cap. 1.

CLARYS, Jan P., CABRI, Jan. Electromyography and the study of sports movements: A review. **Journal of Sports Sciences**. vol. 11, n. 5, p. 379-448, 1993.

COE, Robert. It's the Effect Size, Stupid What effect size is and why it is important. **Paper presented at the Annual Conference of the British Educational Research Association**. University of Exeter, England. 12-14 September 2002.

CORREA, Cleiton S., COSTA, Ricardo, PINTO, Ronei S. UTILIZAÇÃO DE DIFERENTES TÉCNICAS PARA O CONTROLE DO POSICIONAMENTO DOS ELETRODOS DE SUPERFÍCIE NA COLETA DO SINAL ELETROMIOGRÁFICO. **Revista Acta Brasileira do Movimento Humano**. vol. 2, n. 2, p. 5-13, 2012.

CORRÊA, Fernanda I., CORRÊA, João C.F., MARTINELLI, José L., OLIVEIRA, Adriano R., OLIVEIRA, Cláudia S. Reprodutibilidade da eletromiografia na fadiga muscular durante contração isométrica do músculo quadríceps femoral. **Fisioterapia & Pesquisa**. vol. 13, n. 2, p. 46-52, 2006.

COSTA, Bruno J. da. **Caracterização do Sinal Mecanomiográfico Através da Acelerometria em Três Diferentes Músculos**. 2008. 86 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica) – PEB/COPPE, Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro.

CURI, Rui, PROCOPIO, Joaquim. **Fisiologia Básica**. Reimpresso. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2011, cap. 10.

DAGELO, José G., FATTINI, Carlo A. **Anatomia Humana Sistêmica e Segmentar**. 3^a ed. São Paulo: Atheneu, 2007, cap. 4.

DANCEY, Christine & REIDY, John. (2006), **Estatística Sem Matemática para Psicologia: Usando SPSS para Windows**. Porto Alegre, Artmed.

DE LUCA, Carlo J. The Use of Surface Electromyography in Biomechanics. **Journal of Applied Biomechanics**. vol. 13, p. 135-163, 1997.

DECKER, Colleen, PRASAD, Narasimha, KAWCHUK, Gregory N. The reproducibility of signals from skin-mounted accelerometers following removal and replacement. **Gait & Posture**. vol. 34, n. 3, p. 432–434, 2011.

DIEHL, Carlos A., SOUZA, Marcos A., DOMINGOS, Laura E.C. O uso da estatística descritiva na pesquisa em custos: análise do xiv congresso brasileiro de custos. **ConTexto**. vol. 7, n. 12, p. 1-24, 2007.

DRAKE, Richard L., VOGL, Wayne, MITCHELL, Adam, W. M. **GRAY'S Anatomia Básica**. Tradução. Rio de Janeiro: Elsevier, 2013, cap. 1 e 4.

EILING, Esther, BRYANT, Adam L., PETERSEN, Wolf, MURPHY, Aron, HOHMANN, Erik. Effects of menstrual-cycle hormone fluctuations on musculotendinous stiffness and knee joint laxity. **Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy**. vol. 15, n. 2, p. 126-132, 2007.

ENOKA, Roger M. **Bases Neuromecânicas da Cinesiologia**. 2ª ed. São Paulo: Manole, 2000, 450 p.

ENOKA, Roger M., DUCHATEAU, Jacques. Muscle fatigue: what, why and how it influences muscle function. **Journal of Physiology**. vol. 586, n. 1, p. 11–23, 2008.

FALLER, Lilian, NOGUEIRA NETO, Guilherme N., BUTTON, Vera L. S. N, NOHAMA, Percy. Avaliação da fadiga muscular pela mecanomiografia durante a aplicação de um protocolo de EENM. **Revista Brasileira de Fisioterapia**. São Carlos, vol. 13, n. 5, p. 422-429, 2009.

FARINA, Dario, MERLETTI, Roberto, INDINO, Barbara, NAZZARO, Marisa, POZZO, Marco. Surface EMG crosstalk between knee extensor muscles:

experimental and model results. **Muscle & Nerve**. vol. 26, n. 5, p. 681-95, 2002.

FERNANDEZ-DEL-OMO, Miguel, RÍO-RODRÍGUEZ, Dan, IGLESIAS-SOLER, Eliseo, ACERO, Rafael M. Startle Auditory Stimuli Enhance the Performance of Fast Dynamic Contractions. **Plos One**. vol. 9, n. 1, p. 1-10, 2014.

FIGUEIREDO FILHO, Dalson, SILVA JÚNIOR, José. Desvendando os Mistérios do Coeficiente de Correlação de Pearson (r). **Revista Política Hoje**. vol. 18, n. 1, p. 115-146, 2009.

FONSECA, Sérgio T. da, SILVA, Paula L. P. da, OCARINO, Juliana de M., URSINE, Priscila G. S. Análise de um método eletromiográfico para quantificação de co-contração muscular. **Revista Brasileira Ciência e Movimento**. vol. 9, n. 3, p. 23-30, 2001.

FRADEN, Jacob. **Handbook of Modern Sensors: Physics, Designs, and Applications**. 4ª Ed. Springer, 2010.

FREUND, John E., SIMON, Gray A. **Estatística aplicada**. 9. ed. Porto Alegre: Bookman, 2000.

FRY, Andrew C. The Role of Resistance Exercise Intensity on Muscle Fibre Adaptations. **Sports Medicine**. vol. 34, n. 10, p. 663-679, 2004.

GABRIEL, David A., LESTER, Steven M., LENHARDT, Sean A., CAMBRIDGE, Edward D.J. Analysis of surface EMG spike shape across different levels of isometric force. **Journal of Neuroscience Methods**. vol. 159, n. 1, p. 146-152, 2007.

GANDEVIA, Simon C. Spinal and Supraspinal Factors in Human Muscle Fatigue. **Physiological Reviews**. vol. 81, n. 4, p. 1725-1789, 2001.

GIBALA, Martin J., GONZÁLEZ-ALONSO, José, SALTIN, Bengt. Dissociation between muscle tricarboxylic acid cycle pool size and aerobic energy provision

during prolonged exercise in humans. **The Journal of Physiology**. vol. 540, n. 3, p. 1079-1086, 2002.

GOSSELIN, Guy, FAGAN, Michel J. The Effects of Cervical Muscle Fatigue on Balance – A Study with Elite Amateur Rugby League Players. **Journal of Sports Science and Medicine**. vol. 13, p. 329-337, 2014.

GUYTON, Arthur C. **Fisiologia Humana**. 6ª ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1988, cap. 3 e 4.

GUYTON, Arthur C., HALL, JOHN E. **Tratado de fisiologia médica**. 9ª ed. Rio de Janeiro: Guanabara Kogan, 1997.

HARGREAVES, Mark. Fatores Metabólicos na Fadiga. **Sport Science Exchange**. vol. 18, n. 3, p. 1-4, 2006.

HERMENS, Hermie J., FRERIKS, Bart, DISSELHORST-KLUG, Catherine, RUA, Günter. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. **Journal of Electromyography and Kinesiology**. vol. 10, 361–374, 2000.

HOCHMUTH, Gerhard. **Biomecánica de los movimientos deportivos**. Instituto Nacional de Educación Física. 220 pág. 1973.

IDE, Bernardo N., LOPES, Charles R., SARRAIPA, Márcio F. **Fisiologia do Treinamento Esportivo: força, potência, velocidade, resistência, periodização e habilidades psicológicas**. 1ª ed. São Paulo: Phorte, 2010, cap. 1 e 2.

JOSHI, Mithun, THIGPEN, Charles A., BUNN, Kevin, KARAS, Spero G., PADUA, Darin A. Shoulder External Rotation Fatigue and Scapular Muscle Activation and Kinematics in Overhead Athletes. **Journal of Athletic Training**. vol. 46, n. 4, p. 349-357, 2011.

KAMEN, Gary, CALDWELL, Graham E. Physiology and interpretation of the electromyogram. **Journal of Clinical Neurophysiology**. vol. 13, n. 5, p. 366-384, 1996.

KAWANO, Marcio M., SOUZA, Roger B., OLIVEIRA, Beatriz I. R., MENACHO, Maryela O., CARDOSO, Ana P. R. G., NAKAMURA, Fabio Y., CARDOSO, Jefferson R. Comparação da Fadiga Eletromiográfica dos Músculos Paraespinhais e da Cinemática Angular da Coluna entre Indivíduos com e sem Dor Lombar. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**. vol. 14, n. 3, p. 209-214, 2008.

KAWANO, Marcio M., MENACHO, Maryela O., OLIVEIRA, Beatriz I.R., BOER, Marcel C., SOUZA, Roger B., CARDOSO, Jefferson R. Análise da fadiga dos músculos paraespinhais em indivíduos saudáveis na posição sentada. **Revista Brasileira Cineantropometria e Desempenho Humano**. vol. 11, n.1, p. 30-36, 2009.

KIRK, Roger E. Practical significance: a concept whose time has come. **Educational and Psychological Measurement**. 1996; 56(5):746-59.

KOEPPEN, Bruce, STANTON, Bruce. **Berne & Levy: Fisiologia**. 6ª ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2009, cap. 3.

KONRAD, Peter E. **The ABD of EMG - A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography**. 2005; version 1.0.

KONRAD, Peter E., OWEN, John H., BRIDWELL, Keith H. Magnetic stimulation of the spine to produce lower extremity EMG responses. Significance of coil position and the presence of bone. **Spine**. vol. 19, n. 24, p. 2812-2818, 1994.

KLINKE, Rainer, SILBERNAGL, Stefan. **Tratado de Fisiologia**. 4ª ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2006, cap. 4 e 6.

KNUTH, Alan, ASSUNÇÃO, Maria, GONÇALVES, Helen, MENEZES, Ana, SANTOS, Iná, BARROS, Aluísio, MATIJASEVICH, Alicia, RAMIRES, Virgílio, SILVA, Inácio, HALLAL, Pedro. Descrição metodológica do uso de acelerometria para mensurar a prática de atividade física nas coortes de nascimentos de Pelotas, Rio Grande do Sul, Brasil, 1993 e 2004. **Caderno de Saúde Pública**. vol. 29, n. 3, p. 557-565, 2013.

LAKATOS, Eva M., MARCONI, Marina de A. **Fundamentos de Metodologia Científica**. 3ª ed. São Paulo: Atlas, 1991, 270p.

LAKATOS, Eva M., MARCONI, Marina de A. **Técnicas de pesquisa**. 3ª ed. São Paulo: Atlas, 1996, 231p.

LAWRENCE, J.H., DE LUCA, C.J. Myoelectric signal versus force relationship in different human muscles. **American Physiological Society**. 1983.

LEITÃO, Marcelo, LAZZOLI, José, OLIVEIRA, Aurélio, NÓBREGA, Antonio, SILVEIRA, Geraldo, CARVALHO, Tales, FERNANDES, Eney, LEITE, Neiva, AYUB, Alice, MICHELS, Glaycon, DRUMMOND, Félix, MAGNI, João, MACEDO, Clayton, ROSE, Eduardo. Posicionamento Oficial da Sociedade Brasileira de Medicina do Esporte: Atividade Física e Saúde na Mulher. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**. vol. 6, n. 6, p. 215-220, 2000.

LYNCH, Michael, ROBINSON, Kevin, GHITA, Ovidiu, WHELAN, Paul F. A Performance Characterisation in Advanced Data Smoothing Techniques. Proceedings of the Irish Machine Vision & Image Processing Conference. 2004.

MACHADO, Angelo, HAERTEL, Lucia. **Neuroanatomia Funcional**. 3ª ed. São Paulo: Atheneu, 2014, cap. 3.

MADELEINE, Pascal, BAJAJ, Paul, SOGAARD, Karen, ARENDT-NIELSEN, Lars. Mechanomyography and electromyography force relationships during concentric, isometric and eccentric contractions. **Journal of Electromyography and Kinesiology**. vol. 11, n. 2, p. 113-121, 2001.

MARCHETTI, Paulo H. **Investigações Sobre o Controle Neuromotor do Músculo Reto do Abdome**. 2005. 109 f. Dissertação (Mestrado em Educação Física) – Escola de Educação Física e Esporte, Universidade de São Paulo, São Paulo.

MARCHETTI, Paulo H., DUARTE, Marcos. Instrumentação em Eletromiografia. **Laboratório de Biofísica**. EEFÉ-USP, São Paulo, 2006.

MARCHETTI, Paulo H., DUARTE, Marcos. Eletromiografia: uma breve revisão sobre os procedimentos de aquisição de sinal. **Terapia Manual**. 2011 vol. 9, n. 44, p. 548-553, 2011.

MARCHETTI, Paulo H., KOHN, André F., DUARTE, Marcos. Selective activation of the reto do abdome muscle during low-intensity and fatiguing tasks. **Journal of Sports Science and Medicine**. vol. 10, n. 2, p. 322-327, 2011.

MARIEB, Elaine, HOEHN, Katja. **Anatomia e Fisiologia**. 3ª ed. São Paulo: Artmed, 2009, cap. 10.

MATHESON, Gordon O., MAFFEY-WARD, Lorrie, MOONEY, Maureen, LADLY, K., FUNG, T., ZHANG, Yuan T. Vibromyography as a quantitative measure of muscle force production. **Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine**. vol. 29, n. 1, p. 29-35, 1997.

MATTA, Thiago T., PERINI, Talita A., OLIVEIRA, Glauber L., ORNELLAS, Juliana dos S., LOUZADA, Angelina A., MAGALHÃES, José, IMBIRIBA, Luís A., GARCIA, Marco A. C. Interpretação dos mecanismos de gradação da força muscular através da acelerometria. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**. vol. 11, n. 5, p. 306-310, 2005.

MCARDLE, William D., KATCH, Frank I., KATCH, Victor L. **Fisiologia do Exercício: Energia Nutrição e Desempenho Humano**. 5ª ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2003, p. 405-418 e 513-557.

MERLETTI, Roberto, RAINOLDI, Alberto, FARINA, Dario. Myoelectric Manifestations of Muscle Fatigue In: **Electromyography, Physiology, Engineering, and Noninvasive Applications**, 1 ed., cap. 9. John Wiley & Sons Inc. 2004.

MERLETTI, Roberto, RAINOLDI, Alberto, FARINA, Dario. Surface electromyography for noninvasive characterization of muscle. **Exercise and Sport Sciences Reviews**. vol.29, n.1, p. 20-25, 2001.

MORAES, Antonio C., PINTO, Ronei S., VALAMATOS, Maria José, VALAMATOS, Maria Joao, PEZARAT-CORREIA, Pedro L., OKANO, Alexandre H., SANTOS, Pedro M., CABRI, Jan M. EMG activation of abdominal muscles in the crunch exercise performed with different external loads. **Physical Therapy in Sport**. vol. 10, n. 2, p. 57–62, 2009.

MOURA, Melissa L., TESSUTTI, Lucas S., MORAES, Antonio C. Análise do exercício abdominal “crunch” realizado com cargas máximas e submáximas: Respostas eletromiográficas da musculatura abdominal. **Motricidade**. vol. 7, n. 1, p. 85-93, 2011.

NEERING, Ian R., QUESENBERRY, Laura A., MORRIS, Arlene, TAYLOR, Stuart R. Nonuniform volume changes during muscle contraction. **Biophysical Journal**. vol. 59, n. 4, p. 926-933, 1991.

NYBO, Lars, SECHER, Niels H. Cerebral perturbations provoked by prolonged exercise. **Progress in Neurobiology**. vol. 72, n. 4, p. 223- 261, 2004.

OLIVEIRA, Ana M.S., TUCCI, Helga T., VERRI, Edson D., VITTI, Mathias, REGALO, Simone C.H. Influência da posição do braço na relação EMG-força em músculos do braço. **Fisioterapia e Pesquisa**. vol.15, n.3, p. 222-227, 2008.

ORIZIO, Claudio. Surface Mechanomiogram. In: **Electromyography, Physiology, Engineering, and Noninvasive Applications**, 1 ed., cap. 11. John Wiley & Sons Inc. 2004.

ORIZIO, Claudio, PERINI, Renza, VEICSTEINAS, Arsenio. Muscular sound and force relationship during isometric contraction in man. **European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology**. vol. 58, n. 5, p. 528-533, 1989.

PAIVA, Guiovaldo, MAZZETO, Marcelo O. **Atlas de placas interoclusais**. 1ª ed. São Paulo: Santos; 2008, 153 p.

PANISSA, Valéria L.G., AZEVEDO NETO, R.M., JULIO, Ursula F., ANDREATO, Leonardo V., PINTO E SILVA, C.M., HARDT F., FRANCHINI, Emerson. **Biology of Sports**. vol. 30, n. 2, p. 131-136, 2013.

PINTENS, Seppe, GOOSSENS, Maggie, SLEUTEL, Simon, LEDDA, Alessandro, BAEYENS, Jean-Pierre. Parameters extraction on sEMG data using wavelets and kinematic data: a novel approach to analyze muscle fatigue in the musculus trapezius and deltoideus. **PAPERS OF THE E-LAB MASTER'S THESES** 2010–2011.

PONTES, Antonio C. F. Ensino da correlação de postos no ensino médio. Universidade Federal do Acre. 2010.

POTVIN, Jim R. Effects of muscle kinematics on surface EMG amplitude and frequency during fatiguing dynamic contractions. **Journal of Applied Physiology**. vol. 82, n. 1, p. 144-151, 1997.

ROY, Serge H. The Use of Electromyography for the Identification of Fatigue in Lower Back Pain. **Motriz**. vol. 9, n. 1, p.17-23, 2003.

RYAN, Eric D., CRAMER, Joel T., HOUSH, Terry J., BECK, Travis W., HERDA, Trent J., HARTMAN, Michael J. Inter-individual variability in the torque-related patterns of responses for mechanomyographic amplitude and mean power frequency. **Journal of Neuroscience Methods**. vol. 161, n. 2, p. 212-219, 2007.

RYAN, Eric D., CRAMER, Joel T., EGAN, Alison D., HARTMAN, Michael J., HERDA, Trent J. Time and frequency domain responses of the mechanomyogram and electromyogram during isometric ramp contractions: a comparison of the short-time Fourier and continuous wavelet transforms. **Journal of Electromyography and Kinesiology**. vol. 18, n. 1, p. 54-67, 2008.

SAHLIN, Kent, KATZ, Abram, BROBERG, Sylvia. Tricarboxylic acid cycle intermediates in human muscle during prolonged exercise. **American Journal of Physiology**. vol. 259, n. 5, p. 834-841, 1990.

SAHLIN, Kent, TONKONOGLI, Michail, SÖDERLUND, Karin. Energy supply and muscle fatigue in humans. **Acta Physiologica Scandinavica**. vol. 162, n. 3, p. 261-266, 1998.

SAKKAS, Giorgos, BALL, Derek, MERCER, Thomas, NAISH, Patrick. An alternative histochemical method to simultaneously demonstrate muscle nuclei and muscle fibre type. **European Journal of Applied Physiology**. vol 89, n. 5, p. 503-505, 2003.

SANTOS, Marcelo C. A., SEMEGHUINI, Tatiana A., AZEVEDO, Fábio M., COLUGNATI, Diego B., NEGRÃO FILHO, Rúben de F., ALVES, Neri, ARIDA, Ricardo M. Análise da Fadiga Muscular Localizada em Atletas e Sedentários Através de Parâmetros de Frequência do Sinal Eletromiográfico. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**. vol. 14, n. 6, p. 509-512, 2008.

SARTI, Maria A., MONFORT, Manuel, FUSTER, Maria A., VILLAPLANA, Luis A. Muscle Activity in Upper and Lower Rectus Abdominus During Abdominal Exercises. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**. vol. 77, p. 1293-1297, 1996.

SAVITZKY, Abraham., GOLAY, Marcel J. E. Smoothing and differentiation of data by simplified least squares procedures. **Analytical Chemistry**. vol. 36, n. 8, p. 1627–1639, 1964.

SILVA, Sarah R. D. da, GONÇALVES, Mauro. Comparação de Protocolos para Verificação da Fadiga Muscular pela Eletromiografia de Superfície. **Motriz**. Rio Claro. vol. 9, n. 1, p. 51-58, 2003.

SILVERTHORN, Dee U. **Fisiologia Humana: Uma Abordagem Integrada**. 5ª ed. Porto Alegre: Artmed, 2010, cap. 8.

SODEBERG, Gary L. Recording Techniques. In: Selected Topics in Surface Electromyography for Use in the Occupational Setting: Expert Perspectives. **U.S. Department of Health and Human Services**. p. 24-43, 1992.

SODEBERG, Gary L., COOK, Thomas M. Electromyography in Biomechanics. **Physical Therapy**. vol. 64, n. 12, p. 1813-1820, 1984.

STACKHOUSE, Scott K., DEAN, Jesse C., LEE, Samuel C.K., BINDER-MACLEOD, Stuart A. Measurement of central activation failure of the

quadriceps femoris in healthy adults. **Muscle & Nerve**. vol. 23, n. 11, p. 1706-1712, 2000.

STEGEMAN, Dick F., HERMENS, Hermie J. Standards for surface electromyography: the European project "Surface EMG for non-invasive assessment of muscles (**SENIAM**)". 1999.

STOKES, Maria J., DALTON. Phillip A. Acoustic myographic activity increases linearly up to maximal voluntary isometric force in the human quadriceps muscle. **Journal of the Neurological Sciences**. vol. 101, n. 2, p. 163- 167, 1991.

SULLIVAN, Gail M., FEINN, Richard. Using Effect Size-or Why the P Value Is Not Enough. **Journal of Graduate Medical Education**. 2012; vol. 4(3):279-282.

TARATA, Mihai T. Mechanomyography versus Electromyography, in monitoring the muscular fatigue. **BioMedical Engineering OnLine**. vol. 2, n. 3, 2003.

TARDELLI, Maria A. Transmissão Neuromuscular: Anatomia, Fisiologia e Bloqueio. In: BLOQUEADORES NEUROMUSCULARES Bases Científicas e Uso Clínico em Anestesiologia. 1ª ed. Rio de Janeiro: SAERJ, 2002, cap. 1.

TORTORA, Gerard J., NIELSEN, Mark T. **Princípios de Anatomia Humana**. 12ª ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2013, cap. 11.

TORTORA, Gerard J., DERRICKSON, Bryan. **Princípios de Anatomia e Fisiologia**. 12ª ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2014, cap. 10, 11 e 12.

VAZ, Marco A., HERZOG, Walter. A mecanomiografia como técnica não-invasiva para o estudo da função muscular. **Movimento**. Porto Alegre. vol. 1, n. 10, ano 5, p. 15-20, 1999.

VIEIRA, Sônia. **Bioestatística-tópicos avançados**. Rio de Janeiro: Elsevier. 2004.

VØLLESTAD, Nina K. Measurement of human muscle fatigue. **Journal of Neuroscience Methods**. vol. 74, n. 2, p. 219-227, 1997.

WATAKABE, Makoto, MITA, Kumi, AKATAKI, Kumi, ITO, Kunihiko. Reliability of the mechanomyogram detected with an accelerometer during voluntary contractions. **Medical & Biological Engineering & Computing**. vol. 41, n. 2, p. 198-202, 2003.

WEIR, Joseph, KEEFE, Dennis A., EATON, Jason F., AUGUSTINE, Robert T., TOBIN, Dawn M. Effect of fatigue on hamstring coactivation during isokinetic knee extensions. **European Journal of Applied Physiology**. vol. 78, n. 6, p. 555-559, 1998.

WILMORE, Jack H., COSTILL, David L. **Fisiologia do Esporte e do Exercício**. 1ª ed. São Paulo: Manole, 2001, cap. 2 a 4.

YOSHITAKE, Yasuhide, MORITANI, Toshio. The muscle sounds properties of different muscle fibers type during voluntary and electrically induced contractions. **Journal of Electromyography and Kinesiology**. vol. 9, n. 3, p. 209-207, 1999.

YOSHITAKE, Yasuhide, SHINOHARA, Minoru, UE, Hidetoshi, MORITANI, Toshio. Characteristics of surface mechanomyogram are dependent on development of fusion of motor units in humans. **Journal of Applied Physiology**. vol. 93, n. 5, p. 1744-1752, 2002.

ZWARTS, Machiel J., BLEIJENBERG, Gijs, VAN ENGELEN, Baziël G.M. Clinical neurophysiology of fatigue. **Clinical Neurophysiology**. vol. 119, n. 1, p. 2-10, 2008.

ANEXO 1. Certificado de Aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa – UNIMEP.



**Comitê de Ética em Pesquisa
CEP-UNIMEP**

Certificado

Certificamos que o projeto de pesquisa intitulado *“Eletromiografia e mecanomiografia do reto abdominal: Estudo da contração muscular com e sem fadiga localizada”*, sob o protocolo nº 33/13, do pesquisador *Prof. Guanis de Barros Vilela Junior* esta de acordo com a Resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde/MS, de 10/10/1996, tendo sido aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa – UNIMEP.

We certify that the research project with title *Straight abdominal eletromyography and mechanomyography: Study of muscular contraction with and without located fatigue*”, protocol nº 33/13, by Researcher *Prof. Guanis de Barros Vilela Junior* is in agreement with the Resolution 196/96 from Conselho Nacional de Saúde/MS and was approved by the Ethical Committee in Research at the Methodist University of Piracicaba – UNIMEP.

Piracicaba, 28 de Maio de 2013

Prof. Dr. Rodrigo Batagello
Coordenador CEP - UNIMEP

ANEXO 2. Termo de Consentimento Livre e Esclarecido – TCLE.

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO - TCLE
UNIVERSIDADE METODISTA DE PIRACICABA-UNIMEP
FACULDADE DE CIÊNCIAS DA SAÚDE-FACIS
MESTRADO EM EDUCAÇÃO FÍSICA

Pesquisa: “Estudo Eletromiográfico e Mecanomiográfico do Músculo Reto do Abdome no Início e Fim de Contração Voluntária Máxima Isométrica até a Fadiga Muscular Localizada.”

Pesquisador responsável: Prof. Dr. Guanís de Barros Vilela Junior

Termo de Consentimento Livre e Esclarecido a ser assinado pelos pais e/ou responsáveis e pelos estudantes participantes desse estudo

Essas informações estão sendo fornecidas para a participação voluntária do aluno da FEF-UNIMEP, para realizar movimentos específicos a serem estudados, os movimentos serão abdominais Curl-up, não tendo nenhuma atividade que vai requerer treinamento ou aprendizagem do mesmo.

Etapas da participação do Sujeito

- O sujeito será convidado para se apresentar no NUPEM no dia da coleta de dados.
- Para coletar os dados serão fixados eletrodos descartáveis sobre a pele da região abdominal do sujeito e acoplada uma célula de carga na altura do peitoral maior.
- O voluntário realizará o abdominal Curl-up, sendo três contrações voluntárias máximas isométricas (CVMI) de 30 segundos cada com descanso de 3 minutos entre elas.

Procedimento

- Durante a execução do procedimento o sujeito ficara deitado em uma maca com a metade das costas ultrapassando o limite superior da mesma, joelhos na flexão de 90° e pés presos à maca, este também será preso pelo tronco na altura do peitoral maior por uma fita conectada à célula de carga, os braços do sujeito devem estar na lateral do corpo e estendidos na direção dos tornozelos, podendo ficar em repouso sobre a maca sem segurar na mesma. Será solicitado ao sujeito que realize três CVMI e as sustente com o máximo de força possível por 30 segundos cada uma. Este procedimento será executado com cada sujeito três vezes com o intuito de gerar uma media final dos melhores valores obtidos.
- Antes da colocação dos eletrodos será realizada tricotomia e limpeza com álcool para assepsia e diminuição da impedância da pele.

A coleta de dados será realizada pela pesquisadora **Profa. Dayna Karina Governa Noda**, sob orientação, supervisão e responsabilidade do **Prof. Dr. Guanis de Barros Vilela Junior**.

O procedimento a ser realizado neste estudo apresenta pouquíssimos riscos e/ou desconfortos para os sujeitos, mas na eventualidade de qualquer acidente, as providências serão tomadas de acordo com os procedimentos éticos de forma a garantir a integridade física e psicológica dos mesmos.

Os senhores serão informados dos resultados de todos os processos, etapas de avaliação, bem como dos resultados finais do estudo. Se houver qualquer dúvida em relação aos procedimentos, etapas, resultados, os senhores podem e devem procurar pela **Profa. Dayna Karina Governa Noda**, tel.: (19) 8118-5822, e pelo **Prof. Dr. Guanis de Barros Vilela Junior**, do programa de Mestrado em Educação Física da Universidade Metodista de Piracicaba, São Paulo, nos tel: (19) 3124-1515 – Ramal 1239 e (19) 3124-1609 / 3124-1659.

Os senhores podem desistir de participar desse estudo a qualquer momento, sem quaisquer prejuízos aos mesmos. Todas as informações serão mantidas em sigilo e os dados utilizados apenas para fins didáticos e de pesquisa.



Prof. Dr. Guanys de Barros Vilela Junior

Professor Responsável

Acredito ter sido suficientemente esclarecido a respeito das informações que foram lidas por mim, descrevendo o estudo que visa analisar os sinais de EMG e MMG da fadiga localizada do reto abdominal. Os propósitos desse estudo, seus desconfortos e riscos, as garantias de confidencialidade e de esclarecimentos permanentes ficaram claros para mim. Ficou claro também que minha participação é isenta de despesas e que tenho garantia do acesso aos dados da pesquisa quando julgar necessário. Concordo voluntariamente em participar deste estudo e posso retirar meu consentimento a qualquer momento, antes ou durante o mesmo, sem penalidades, prejuízos ou perdas e se decidir desistir, informarei a pesquisadora Profa. Dayna Karina Goberna Noda e/ou o professor Dr. Guanys de Barros Vilela Junior.

“Eu

_____,
residente à _____,
telefone: _____, aluno de graduação do curso de Educação Física da Faculdade de Educação Física da Universidade Metodista de Piracicaba, declaro que também tomei conhecimento do estudo e decidi dele participar, dando meu consentimento livre e esclarecido para efetuação do estudo”.

Declaro que obtive de forma apropriada e voluntária o Consentimento Livre e Esclarecido deste responsável do voluntário para a participação neste estudo.

_____ Data: ____/____/____

Assinatura do Colaborador