

**FABIANA FORTI SAKABE**

**AVALIAÇÃO DO SINAL ELETROMIOGRÁFICO E DA  
HISTOMORFOMETRIA DO MÚSCULO VASTO LATERAL  
EM DIFERENTES POSICIONAMENTOS DE ELETRODOS,  
INTENSIDADES DE CONTRAÇÃO E GÊNEROS**

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, para a obtenção do Título de Doutor em Biologia Buco-Dental. Área de concentração: Anatomia.

Orientador: Prof. Dr. Fausto Bérzin

PIRACICABA

2010

**FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA  
BIBLIOTECA DA FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA**

Bibliotecária: Sueli Ferreira Julio de Oliveira – CRB-8ª. / 2380

Sa29a	<p>Sakabe, Fabiana Forti.</p> <p>Avaliação do sinal eletromiográfico e da histomorfometria do músculo vasto lateral em diferentes posicionamentos de eletrodos, intensidades de contração e gêneros. / Fabiana Forti Sakabe. -- Piracicaba, SP: [s.n.], 2010.</p> <p>Orientador: Fausto Bérzin Tese (Doutorado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.</p> <p>1. Eletromiografia. 2. Fibras musculares de contração lenta. 3. Fibras musculares de contração rápida. 4. Músculo. 5. Eletrodos</p> <p>I. Bérzin, Fausto. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.</p> <p style="text-align: right;">(sfjo/fop)</p>
-------	--

Título em Inglês: Evaluation of the electromyographic signal and the histomorphometry of vastus lateralis muscle in different electrodes placement, intensities of contraction and genders.

Palavras-chave em Inglês (Keywords): 1. Electromyography. 2. Muscle fibers slow-twitch. 3. Muscle fibers fast-twitch. 4. Muscle. 5. Electrodes.

Área de Concentração: Anatomia

Titulação: Doutor em Biologia Buco-Dental

Banca Examinadora: Fausto Bérzin, Rinaldo Roberto de Jesus Guirro, Maria Luiza Ozores Polacow, Delaine Rodrigues Bigaton, Fernanda Klein Marcondes

Data da Defesa: 29-01-2010

Programa de Pós-Graduação em Biologia Buco-Dental



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS  
Faculdade de Odontologia de Piracicaba



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de Doutorado, em sessão pública realizada em 29 de Janeiro de 2010, considerou a candidata FABIANA FORTI SAKABE aprovada.

Prof. Dr. FAUSTO BERZIN

Prof. Dr. RINALDO ROBERTO DE JESUS GUIRRO

Profa. Dra. MARIA LUIZA OZORES POLACOW

Profa. Dra. DELAINE RODRIGUES BIGATÓN

Profa. Dra. FERNANDA KLEIN MARCONDES

Primeiramente dedico este trabalho a **Deus**, pelo dom da vida, e por me dar saúde para a realização e conquista de mais um sonho.

Aos meus pais **Theófilo e Miriam**, por dedicarem sua vida a nós, por permitirem e incentivarem o estudo e pela compreensão nas horas ausentes. Amo vocês, são tudo pra mim, exemplos de vida e de caráter.

Ao meu marido **Daniel**, por seu amor fundamental para minha vida, pelo companheirismo, pelo apoio incondicional e pela ajuda que sempre deu, inclusive na parte estatística e de revisão deste trabalho. Obrigada por tudo, pela compreensão nas horas ausentes e saiba que você é meu espelho. Te amo!

## **AGRADECIMENTO ESPECIAL**

Ao Prof. Dr. Fausto Bérzin, pelo conhecimento compartilhado, pela dedicação e brilhante orientação deste trabalho. Obrigada pela oportunidade, pela confiança e por permitir a concretização deste sonho!

## **AGRADECIMENTOS**

Aos meus irmãos Susete e Thiago, ao meu cunhado Fábio e ao meu sobrinho Augusto, pela convivência harmoniosa e apoio.

Aos meus sogros, Norma e Tiaki e ao meu cunhado Marcelo, pelo apoio e carinho que sempre tiveram por mim.

Aos meus avós Jacob e Clementina, Rosália e a Zita, por sempre torcerem e rezarem por mim.

A todos meus tios(as) que sempre torceram por mim, em especial a Tia Léo, que sempre me apoiou e esteve presente em todos os momentos especiais e que mesmo não estando mais presente em nossa vida, está em nosso coração.

Ao tio Moacyr que sempre me apoiou e está presente em todos os momentos da minha vida. Obrigada por tudo!

Aos voluntários que participaram da pesquisa, que literalmente “deram sangue” para concretização deste trabalho e sem os quais não conseguiria concluí-lo, meus sinceros agradecimentos.

Às secretárias da pós-graduação, Joelma e Suzete, pelos serviços prestados sempre com competência e boa vontade.

Aos colegas de pós-graduação, Daniela, Marcelo, Cíntia, Cláudia, Patrícia, Fernanda, Felipe, Cristiano, Rosário, Roberta, pelo convívio harmonioso e troca de conhecimentos.

Ao Prof. Dr. Rinaldo Roberto de Jesus Guirro que despertou em mim a paixão pela pesquisa, me orientando deste a graduação até o mestrado, e por continuar me ajudando profissionalmente inclusive na execução deste trabalho. Que nossa amizade perdure para sempre, obrigada por tudo!

Ao Prof. Dr. Gerson Eduardo Rocha Campos pela preciosa ajuda durante o desenvolvimento da pesquisa, tanto nas coletas das biópsias, quanto no auxílio da histomorfometria. Sua ajuda foi fundamental para a concretização deste trabalho, muito obrigada!

Ao médico Perci Zilli Bertolini pela realização das coletas das biópsias. Sempre estive disposto a ajudar, mesmo depois de plantões. Obrigada por tudo e por possibilitar a concretização deste trabalho!

Aos colegas de trabalho, Cristiane Pedroni, Pedro Zaros, Carolina Matheus, Priscila Nilsen, Érica Borges e Jocelene Landgraf pela convivência harmoniosa.

À Universidade Metodista de Piracicaba, em nome da Profa. Dra. Rosana Macher Theodori, que cedeu o laboratório para o desenvolvimento de parte deste trabalho.

À mestranda Joice Bettini pelo auxílio na morfometria.

À Eliene do laboratório de Microscopia eletrônica da FOP, por ensinar o manuseio com o microscópio e por sempre estar disposta a tirar minhas dúvidas.

## RESUMO

Tem sido demonstrado que os sinais eletromiográficos e a histomorfometria diferem ao longo do ventre muscular e entre os gêneros, porém a relação entre esses parâmetros não está bem estabelecida. O objetivo deste trabalho foi avaliar a eletromiografia (EMG) em diferentes intensidades de contração (IC) isométrica voluntária (10 a 100%) e posicionamentos de eletrodos (PE) sobre o músculo vasto lateral proximal (VLP) e distal (VLD), assim como a histomorfometria em ambos os gêneros. Participaram 11 mulheres e 7 homens ( $22,0 \pm 2,1$  e  $23,3 \pm 2,5$  anos, respectivamente), sem lesões nos membros inferiores. Inicialmente foi obtida uma linha de base para determinação da força máxima de extensão da perna (célula de carga MM-100 (KRATOS<sup>®</sup>)). Para a coleta da EMG foi utilizado o módulo de aquisição EMG-1000 da Lynx<sup>®</sup> (16 bits de resolução, filtro passa-banda de 20-1000 Hz e frequência de amostragem 2000 Hz). Dois eletrodos de superfície ativos simples diferencial (Lynx<sup>®</sup>, ganho 20x) com distância intereletrodo de 10mm foram posicionados sobre o VLP e VLD. O eletrodo de referência foi fixado à tuberosidade da tíbia. O sinal foi coletado simultaneamente nos eletrodos e na célula de carga em diferentes IC por 5 segundos, repetida por 3 vezes e com intervalo de 1 minuto. A EMG foi processada no *software* Matlab<sup>®</sup> 6.5.1, sendo determinados o RMS e a frequência mediana (FM). Após a EMG, foi realizada a biópsia do VLP e VLD com agulha de Bergström. Os cortes (12 $\mu$ m) foram realizados em criostato (MICRON HM 505E a -25°C). Os principais tipos de fibras (TF) musculares (I, IIA e IID) foram delineados pela técnica dxa mATPase e a área das fibras ( $\mu\text{m}^2$ ) foi analisada no *software* Image Manager (Leica Microsystems<sup>®</sup>). Foram utilizados os testes ANOVA com post-hoc de Tukey, o teste T de Student pareado e não pareado e a correlação de Pearson. Com o aumento da IC (10-100% CIVM) houve elevação significativa do RMS (em ambos os PE e gêneros). Para a FM, de maneira geral, não houve variação com o aumento da IC (nos PE e gêneros). A força e o RMS bruto foram maiores nos homens em relação às mulheres para os dois eletrodos. A FM não diferiu entre os gêneros. Para a distribuição (%) dos TF, não houve variação tanto nos gêneros quanto nos PE. Entretanto, a área dos diferentes TF foi maior nos homens do que nas mulheres e de maneira geral, não houve variação entre os PE. Verificou-se correlação positiva entre força x área I e área II, RMS x área I e área II. Não houve correlação entre área das fibras e FM, nem entre força e FM. De acordo com os resultados obtidos, pode-se verificar que o percentual de fibras não variou entre os PE e gêneros, porém os homens apresentaram os TF, a força e o RMS maiores do que as mulheres. A FM não diferiu entre os gêneros. Deste modo, a área das fibras musculares influenciou o RMS e a força do músculo vasto lateral, sendo a diferença entre os gêneros provavelmente devido a essa variável.

Palavras-chave: eletromiografia, histomorfometria, vasto lateral, eletrodos.

## ABSTRACT

It has been shown that electromyography signal (EMGs) and histomorphometry are different along the muscle belly and between genders, although the relationship between these parameters is not clear. The aim of this study was to evaluate the EMGs in different intensities of volunteer isometric muscle contraction (10-100%) and electrodes positions over the belly of *vastus lateralis* muscle [proximal (VLP) and distal (VLD) portions], as well as the histomorphometry for both genders. Eleven women ( $22,0 \pm 2,1$  years) and seven men ( $23,3 \pm 2,5$  years), took part in the study. All subjects had no lesions in lower limbs. At first a baseline was made to determine the maximum force of leg extension [MM-100 load cell (KRATOS<sup>®</sup>)]. For EMG recording an EMG-1000 acquisition module (Lynx<sup>®</sup>) was used (16 bits of resolution, band-pass filter of 20-1000Hz and sampling frequency of 2000Hz). Two simple differential surface active electrodes (Lynx<sup>®</sup>, 20 times gain) separated by 10mm were placed over VLP and VLD muscles bellies. Reference electrode was attached to the anterior tibial tuberosity of the evaluated leg. EMGs was recorded simultaneously in both electrodes in different intensities of contraction for 5 seconds, repeated for 3 times and with one-minute intervals among contractions. Load cell signals were also recorded. EMGs were analyzed in Matlab<sup>®</sup> 6.5.1 software and RMS and median frequency (MF) values were obtained. After EMGs recordings, the muscle biopsies of VLP and VLD were performed using a Bergström needle. Histological sections (12 $\mu$ m) were performed in cryostat (MICRON HM 505E at -25°C). The main types of muscle fibers (I, IIA and IID) were identified by mATPase technique and fibers' area ( $\mu\text{m}^2$ ) was analyzed in Image Manager software (Leica Microsystems<sup>®</sup>). ANOVA test and Tukey *post-hoc* test, paired and non-paired Student *t* test, paired Student *t* test and Pearson test (correlations). A significant elevation of RMS was observed with the rise of contraction intensity (10-100% maximum voluntary isometric contraction - MVIC) for both genders and electrodes positions. In general, there were no variations in MF with the rise of contraction intensity (for both genders and electrodes positions). Force and absolute RMS values were higher in men compared to women for both electrodes. MF was not different between genders. For fiber types distribution (%) there was no difference between genders and between electrodes positions. However, male's fibers' areas were greater than women's and, as a general matter, there was no difference between the electrodes. A positive correlation was observed between force x type I and II fiber areas, RMS x type I and II fiber areas. There was no significant correlation between fibers' area and MF and between force and MF. According to our results the fiber type's distribution was not different between genders and electrodes; nevertheless, higher RMS and force values, as well as greater fibers' areas, were found in male group. MF was not different between genders. Finally, muscle fibers' area did influence RMS and force of *vastus lateralis* muscle and we suggest that this could be the reason of the observed differences between genders.

Key-words: electromyography, histomorphometry, vastus lateralis, electrodes.

## SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO .....	1
2. REVISÃO DE LITERATURA .....	3
2.1. Músculo esquelético e tipos de fibras .....	3
2.2. Determinação dos tipos de fibras .....	7
2.2.1. Técnica da mATPase .....	7
2.3. Diferença entre gêneros .....	10
2.4. Eletromiografia.....	11
3. PROPOSIÇÕES.....	17
4. MATERIAL E MÉTODOS.....	19
4.1. Sujeitos.....	19
4.2. Local da pesquisa.....	20
4.3. Instrumentação.....	20
4.3.1. Eletromiógrafo e eletrodos .....	20
4.3.2. Dinamometria.....	23
4.3.3. Eletrogoniômetro .....	23
4.4. Procedimentos.....	23
4.4.1. Determinação da linha de base.....	23
4.4.2. Dobra cutânea da coxa .....	25
4.4.3. Avaliação eletromiográfica .....	26
4.4.3.1. Preparação da pele.....	26
4.4.3.2. Colocação dos eletrodos e coleta dos sinais.....	26
4.4.4. Processamento dos sinais eletromiográficos .....	28
4.4.5. Biópsia muscular .....	29
4.4.6. Determinação dos tipos de fibras e áreas das fibras.....	31
4.5. Análise estatística.....	32
5. RESULTADOS .....	33
5.1. Força .....	33
5.2. RMS.....	34

5.3. Freqüência mediana.....	38
5.4. Histoquímica.....	43
5.5. Morfometria.....	46
5.6. Correlação entre as variáveis eletromiográficas e histomorfométricas...	50
6. DISCUSSÃO .....	53
6.1. Distribuição dos tipos de fibras.....	53
6.2. Força muscular .....	57
6.3. RMS x Força.....	59
6.4. Influência da localização dos eletrodos .....	62
6.5. Freqüência mediana x Força .....	65
6.6. Relação entre eletromiografia e histomorfometria .....	73
7. CONCLUSÕES .....	79
REFERÊNCIAS.....	81
Anexo 1 – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.....	99
Anexo 2 – Aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa .....	103
Anexo 3 – Rotina para Processamento do Sinal Eletromiográfico .....	105

## 1. INTRODUÇÃO

O sinal eletromiográfico possibilita a análise da atividade elétrica da contração muscular, permitindo assim, inúmeras aplicações, tanto na área clínica como na pesquisa básica. Este sinal reflete a soma dos potenciais de ação das unidades motoras (PAUMs) individuais ativas que se apresentam na vizinhança do eletrodo, quando uma contração muscular é gerada (MERLETTI et al., 1999) e pode ser manipulado eletronicamente, de forma a facilitar a quantificação dos dados brutos. Pela eletromiografia de superfície (EMGs) pode-se acessar processos bioquímicos e fisiológicos dos músculos-esqueléticos sem procedimentos invasivos (DeLUCA, 1997).

No entanto, esta técnica apresenta limitações, como por exemplo, a colocação dos eletrodos, dentre outras que devem ser entendidas e consideradas para o sucesso de sua utilização (ACIERNO et al., 1995).

Diversas pesquisas têm demonstrado que os parâmetros do sinal elétrico mudam ao longo do comprimento muscular, ou seja, a estimativa acurada da amplitude do sinal eletromiográfico, variáveis do espectro e velocidade de condução da fibra muscular estão sujeitas à localização dos eletrodos e que a falha na localização do ponto ótimo para colocação do mesmo pode prover resultados equivocados (RAINOLDI et al., 2000; MERLETTI et al., 2001; GUIRRO et al., 2004). Rainoldi et al. (2004) demonstraram que um deslocamento de um centímetro dos eletrodos em duas medidas subseqüentes pode gerar variações de 200% na amplitude estimada não relacionadas a modificações fisiológicas. Forti (2005) avaliando 5 diferentes posicionamentos de eletrodos sobre o ventre do músculo reto da coxa, verificou grande variabilidade do sinal eletromiográfico, tanto para a amplitude quanto para freqüência mediana.

Para Pincivero et al. (2000) a variabilidade relativamente alta dos sinais eletromiográficos pode ser devida a fatores de natureza fisiológica, ao processo aleatório, bem como às flutuações fisiológicas no número e padrão de ativação de unidades motoras. Segundo Forti (2005) um dos fatores que poderia contribuir

para a variação do sinal ao longo do ventre muscular está relacionado à distribuição dos tipos de fibras.

Estudos de morfologia muscular têm demonstrado variação dos tipos de fibras entre sítios dentro do músculo (SIMONEAU et al., 1983; ANDERSEN, 2003) e diferenças também são encontradas entre as camadas superficial e profunda (ELDER et al., 1982), sendo que as fibras tipo II são mais superficiais e as do tipo I mais profundas (GHEZ, 1991). Além da variação das fibras dentro do músculo, de acordo com Bilodeau et al. (2003) a composição (% do tipo de fibras) e o diâmetro (área) das fibras do músculo vasto lateral, parecem diferir entre homens e mulheres. De acordo com Pincivero et al. (2000) estes fatores histomorfométricos podem ser responsáveis pelas diferenças encontradas no sinal eletromiográfico entre os gêneros.

Tem sido demonstrado que fibras musculares de grande diâmetro (tipo II) possuem maior velocidade de condução do potencial de ação (GERDLE et al., 1997). Neste contexto, músculos individuais que são compostos de uma grande porcentagem de fibras de grande diâmetro deveriam exibir concomitantemente maiores valores da frequência mediana. Entretanto, esta influência da composição do tipo de fibra e/ou área da fibra com os parâmetros eletromiográficos não está clara.

Frente ao exposto, o objetivo do presente estudo foi avaliar os parâmetros do sinal eletromiográfico (RMS e frequência mediana) e a histomorfometria (tipos e área das fibras musculares) do músculo vasto lateral em diferentes posicionamentos de eletrodos, intensidades de contração, gêneros e correlacioná-los.

## **2. REVISÃO DE LITERATURA**

### **2.1. Músculo esquelético e tipos de fibras**

O músculo esquelético não é um tecido uniforme, mas é composto por uma variedade de tipos de fibras, sendo as mesmas estrutural, funcional e metabolicamente distintas. Esta diversidade resulta do fato de que a maioria das proteínas do aparato miofibrilar, o sistema de acoplamento excitação-contração e as membranas envolvidas na liberação e armazenamento de cálcio existem como várias isoformas as quais são expressas em padrões específicos, combinados nos diferentes tipos de fibras (PETTE, 2002).

O músculo de mamíferos, e especialmente o humano, é composto por uma população heterogênea de tipos de fibras musculares. Esta população de tipos de fibras é importante, pois constitui a base da variedade e eficiência na funcionalidade do músculo (PETTE, 1998). Alterações no predomínio de um ou outro tipo de fibra servem como base fisiológica para as numerosas intervenções destinadas a aumentar o desenvolvimento da força e da resistência do músculo. Por outro lado, alterações na composição do tipo de fibra de um músculo também podem ser responsáveis por algumas das alterações ou disfunções vistas em indivíduos que ficaram sujeitos a grandes períodos de imobilidade, inatividade, ou desnervação do músculo, indicando a capacidade de resposta muscular a um estímulo, decorrente de alterações na expressão das isoformas da cadeia pesada de miosina (STARON, 1991; PETTE, 1998; TRAPPE et al., 2004).

De acordo com Staron (1997), os vários tipos de fibras podem ser delineados com base nas diferenças de propriedades histoquímicas, bioquímicas, morfológicas e fisiológicas. Segundo o mesmo autor, as fibras musculares esqueléticas são agrupadas em 3 tipos principais, sendo as fibras do Tipo I: classificadas como fibras lentas oxidativas; Tipo IIA: fibras rápidas oxidativas-glicotíticas; e tipo IIB(X): fibras rápidas glicolíticas. No entanto, existem algumas diferenças de nomenclatura na literatura. No estudo de Pette (2002), foram

delineados 4 tipos principais de fibras em músculos esqueléticos adultos de pequenos mamíferos: fibras lentas tipo I e fibras rápidas tipo IIB, IID(X) e IIA. Estes tipos de fibras são chamados de “puras”, as quais expressam somente uma única isoforma de cadeia pesada de miosina (MHC) e diferem em relação à atividade da ATPase miofibrilar, à geração de tensão e às propriedades contráteis. Dentro da população de fibras rápidas, as fibras tipo IIB são as mais rápidas, as do tipo IID(X) intermediárias e as do tipo IIA as mais lentas (BOTTINELLI et al., 1991; 1994; GALLER et al., 1994).

Além dos tipos de fibras puras, os músculos esqueléticos adultos contêm fibras “híbridas”, que são caracterizadas pela coexistência de duas ou, ocasionalmente, mais isoformas de MHC (PETTE & STARON, 1990; SCHIAFFINO & REGGIANI, 1996; STEPHENSON, 2001). Como exemplo de fibras híbridas, têm-se: MHCI+MHCIIA (tipo I/IIA), MHCIIA+MHCIID/X (tipo IIA/D), MHCIID/X+MHCIIB (tipo IID/B). Com relação à velocidade de contração, as fibras híbridas se dispõem entre as chamadas puras. Deste modo, a partir da fibra mais lenta para a fibra mais rápida, têm-se, nessa ordem: Tipo I – Tipo I/IIA – Tipo IIA – Tipo IIA/D – Tipo IID – Tipo IID/B – Tipo IIB.

Quanto às características dos diferentes tipos de fibras, as fibras lentas oxidativas (tipo I) geram energia utilizando o sistema aeróbio com menor velocidade de propagação do cálcio e, além disso, possuem grande número de mitocôndrias, sendo muito resistentes à fadiga (BOFF, 2008). São comumente recrutadas para movimentos de longa duração, como a locomoção lenta (CLOSE, 1972; CAIOZZO, 2002), apresentando predomínio das enzimas oxidativas, incluindo a citrato sintetase e a succinato desidrogenase (BOFF, 2008). Adicionalmente, esse tipo de fibra recebe maior vascularização e contém altos níveis de mioglobina. Entretanto, as fibras do tipo I possuem menor velocidade de condução e menor pico de força e produção de potência, comparada às fibras rápidas. De acordo com o autor supracitado, as fibras rápidas têm menor tempo de contração e possuem predomínio das enzimas glicolíticas, incluindo a fosfofrutoquinase e a lactato desidrogenase. As fibras de contração rápida (Tipo II)

geram energia por via anaeróbia e têm maior velocidade de contração, alta capacidade de condução do potencial de ação, rápida propagação de cálcio, grande capacidade de gerar força. Contudo, essas fibras apresentam baixa resistência, menor capilarização, baixo número de mitocôndrias e reduzida quantidade de mioglobina, tendo alta atividade da ATPase, comparadas às fibras de contração lenta. As fibras rápidas glicolíticas (tipo IIB) são capazes de produzir maiores picos de força e tem maior potência do que as fibras lentas, em decorrência da sua rápida velocidade de contração (CLOSE, 1972; BOTTINELLI et al., 1999; BOTTINELLI & REGGIANI, 2000). Entretanto, essas fibras são fatigadas rapidamente como resultado da acidose metabólica e podem ser ativadas somente por curtos períodos de tempo. As fibras rápidas oxidativas-glicolíticas (FOG) estão num espectro entre as fibras lentas, resistentes à fadiga, e as fibras rápidas glicolíticas, geradoras de alta força (NEPTUNE et al., 2009).

De acordo com Vollestad et al. (1984), a proporção de reservas energéticas, tais como o ATP, o glicogênio e os ácidos graxos, são diferentes para cada tipo de fibra. Nas fibras do tipo I, a quantidade de glicogênio é aproximadamente 16% maior do que em fibras do tipo II, bem como a concentração de lipídios também é maior em fibras do tipo I, sendo que a concentração de ATP é similar nos dois tipos de fibras.

Embora um tipo de fibra possa predominar em certos músculos humanos, todos os músculos contêm uma mescla dos tipos de fibras. A distribuição dos tipos de fibras pode ter ampla variação entre os músculos de um mesmo indivíduo e entre indivíduos diferentes. Esta heterogeneidade proporciona ao músculo esquelético humano uma ampla faixa de capacidades funcionais e, deste modo, tem um papel importante na performance atlética (GOLLNICK & MATOBA, 1984). Segundo Pette & Staron (1997) é importante considerar que as fibras musculares estão em estado dinâmico, se ajustando continuamente para as alterações na demanda funcional, sinais hormonais, e comandos neurais.

Tem sido mostrado que as fibras da unidade motora normal ocupam um território o qual é sobreposto com territórios de outras unidades motoras de

diferentes tipos fisiológicos, dando a característica do padrão mosaico do músculo normal (EDSTROM & KUGELBERG, 1969). Em doenças musculares de origem neurogênica, os processos sucessivos de desnervação e reinervação podem modificar este padrão, acabando por formar grupos de fibras de um tipo uniforme (ENGEL, 1962).

Lexell et al. (1983), analisando amostras de músculos inteiros em autópsias, relataram que o tamanho e a distribuição dos tipos de fibras em um músculo não é totalmente randômico. Variações existem dentro de um músculo a partir da camada superficial e profunda, e de proximal para distal (BLOMSTRAND & EKBLUM, 1982; ELDER et al., 1982). Para muitos músculos, parece haver uma predominância das fibras tipo II na superfície muscular, onde a vascularização é menor, com as fibras do tipo I predominando nas regiões mais profundas (JOHNSON et al., 1973; LEXELL et al., 1983; ENOKA & FUGLEVAND, 2001).

Amplas variações têm sido encontradas entre indivíduos para o número total de fibras, tamanho das fibras, e distribuição dos tipos de fibras, em diferentes músculos (JOHNSON et al., 1973; LEXELL et al., 1983; SIMONEAU & BOUCHARD, 1989; ENOKA & FUGLEVAND, 2001). Segundo Staron (1997), a distribuição dos tipos de fibras pode ter influência de fatores genéticos e ambientais. Simoneau & Bouchard (1995) estimaram que para a determinação da proporção das fibras do tipo I no músculo esquelético humano, aproximadamente 15% da variância total pode ser explicada por erros de amostragem ou da técnica utilizada, 40% por fatores ambientais, e 45% por fatores genéticos. Análises de biópsias musculares em gêmeos dizigotos e monozigotos de ambos os sexos levaram Komi et al. (1977) a concluir que a proporção de fibras do tipo I no músculo esquelético humano é geneticamente determinada. Além disso, como o músculo esquelético exibe alto grau de plasticidade, algumas das variações inter e intra-indivíduos podem ser resultado de respostas adaptativas (STARON & JOHNSON, 1993).

As fibras musculares do tipo I são preferencialmente recrutadas para a maioria das atividades, enquanto as fibras do tipo II são recrutadas em exercícios

de intensidade mais alta e para esforços de potência máxima (NORDIN & FRANKEL, 2001). Além do número de unidades motoras recrutadas, a força gerada por um músculo também é regulada pela frequência de estimulação da unidade motora. O termo ativação da unidade motora se refere à combinação entre recrutamento e frequência de estimulação das unidades motoras no músculo. Portanto, o controle da força é realizado pela somatória temporal e espacial dos potenciais de ação das unidades motoras (CIONI et al., 1994).

Diversos pesquisadores demonstraram que as unidades motoras são recrutadas de acordo com o princípio do tamanho, proposto por Henneman (1965). De acordo com esse princípio, em condições isométricas, são recrutadas inicialmente unidades motoras pequenas e lentas, que estimulam e promovem a contração das fibras musculares do tipo I. Posteriormente, unidades motoras grandes e rápidas são recrutadas, estimulando a contração das fibras musculares do tipo II (BERNARDI et al., 1997; RAYNOLDI et al., 1999).

O recrutamento total das unidades motoras ocorre com diferentes porcentagens de contração voluntária máxima, dependendo de fatores como tamanho do músculo, composição dos tipos de fibras, taxa de inervação e diferentes ações no mesmo músculo (BERNARDI et al., 1997). Entretanto, é ainda pouco conhecido o nível de força em que os diferentes tipos de unidades motoras são recrutados durante contrações gradativas.

## **2.2. Determinação dos Tipos de Fibras**

### **2.2.1. Técnica da mATPase**

Está bem estabelecido na literatura o fato de que as fibras musculares esqueléticas dos mamíferos podem ser classificadas em tipos de fibras baseado em suas características metabólicas e fisiológicas (JOHNSON et al., 1973).

Um dos métodos mais populares para delineamento dos tipos de fibras utiliza diferenças na sensibilidade (sensitividade) ao pH da mATPase (adenosina

trifosfatase miofibrilar). Segundo Boff (2008), o fundamento dessa análise histoquímica baseia-se no fato de que a enzima mATPase tem como função hidrolisar o ATP durante o processo de contração muscular, o qual depende da velocidade de reação da enzima. O método histoquímico de análise da atividade da mATPase em diferentes pHs permite que as fibras sejam classificadas como sendo de contração lenta (tipo I) e contração rápida (tipo II) (BROOKE & KAISER, 1970).

Esta técnica histoquímica é um método adequado e amplamente utilizado para o estudo da distribuição dos tipos de fibras musculares. Diferenças na atividade da mATPase das fibras têm correlação com o conteúdo da cadeia pesada da miosina e, conseqüentemente, com propriedades contráteis específicas (LARSSON & MOSS, 1993; HARRIDGE et al., 1996). Segundo Johnson et al. (1973), a reação da ATPase miofibrilar reflete diretamente a diferença fisiológica entre as fibras de contração lenta e rápida.

Em estudo de biópsias humanas, Engel (1962) utilizou o método da atividade da mATPase e delineou dois grupos de fibras, chamando-as de tipos I e II. Em condições alcalinas, as fibras do tipo I exibiram baixa atividade da ATPase, enquanto as fibras do tipo II tiveram alta atividade dessa enzima. Subseqüentemente, foi encontrado que, as fibras lentas (tipo I) não tiveram somente labilidade alcalina (baixa atividade), mas também estabilidade ácida (alta atividade), enquanto as fibras rápidas (tipo II) tiveram comportamento inverso: estabilidade alcalina (alta atividade) e labilidade ácida (GUTH & SAMAHA, 1969).

Para Brooke & Kaiser (1970), uma investigação cuidadosa da sensibilidade ao pH da mATPase revelou que existem subtipos de fibras rápidas, o que determinou a criação de outra nomenclatura (I, IIA, IIB e IIC). Este esquema baseado na classificação da mATPase foi posteriormente expandido, e incluiu os tipos IIAB, IIAC, e IC. Dessa forma, a faixa completa dos tipos de fibras baseada na atividade da mATPase dos músculos dos membros e do tronco de humanos consiste de fibras do tipo I, IC, IIC, IIAC, IIA, IIAB e IIB.

Em condições fisiológicas normais, todas as fibras apresentam atividade da mATPase. De acordo com Staron et al. (1983a e 1983b), os métodos histoquímicos demonstraram que a atividade da mATPase de todas as fibras é estável quando analisada *in vitro*, através de uma faixa de pH de aproximadamente 4,7 até 10,0. Por isso, a não ser que o tecido seja pré-incubado em pH abaixo de 4,7 ou acima de 10,0, todas as fibras exibirão atividade da mATPase, e dessa forma, nenhum tipo de fibra poderá ser diferenciado. Na coloração histoquímica, as fibras do tipo I tem atividade da mATPase que é estável em faixas ácidas (pH 4,3 e 4,6), mas lábeis num pH alcalino de 10,4, enquanto que as fibras tipo IIA apresentam padrão inverso.

É crucial para a determinação destes tipos de fibras a habilidade para comparar a ativação/inativação (estabilidade/labilidade) da mATPase de cada tipo de fibra após as pré-incubações em cada pH específico. Em outras palavras, 3 cortes da amostra muscular devem ser utilizados, com cada corte pré-incubado em um dos valores de pH descritos acima. Se um único corte for utilizado para a determinação dos tipos de fibras, por meio do método histoquímico da atividade da mATPase, ocorrerá possivelmente classificação equivocada dos tipos de fibras (TUNELL & HART, 1977; HORÁK & MATOLÍN, 1990).

A análise histoquímica da atividade da mATPase de rotina não provê informações quantitativas. Embora em humanos e em outros mamíferos as fibras rápidas tenham aproximadamente duas a três vezes mais atividade da mATPase do que as fibras lentas, a análise histoquímica da mATPase não é uma medida da quantidade de atividade da mATPase, mas simplesmente um método qualitativo utilizado para separar as fibras em grupos (TAYLOR et al., 1974).

É verdade que, como um grupo, as fibras do tipo I têm maior atividade oxidativa em relação às fibras IIB. Entretanto, há uma ampla faixa de níveis de atividade das enzimas metabólicas dentro de cada tipo específico de fibra, baseado na atividade da mATPase (HINTZ et al., 1984). A tipagem dos subgrupos de fibras rápidas em músculos humanos parece ser mais confiável utilizando diferenças na sensibilidade da mATPase, quando comparado com a utilização de

reações histoquímicas para avaliação de enzimas oxidativas, glicolíticas ou ambas (SJOGAARD et al., 1978).

### **2.3. Diferença entre gêneros**

De acordo com Staron (1997), logo após o nascimento, o diâmetro das fibras musculares dos músculos dos membros é aproximadamente de 12 a 18 micrômetros ( $\mu\text{m}$ ), e nenhuma diferença existe entre homens e mulheres. Nesta etapa da vida, as fibras do tipo I aparentam ser um pouco maiores do que as fibras do tipo II (OERTEL, 1988). Segundo o mesmo autor, com o desenvolvimento do indivíduo, há um aumento gradual no tamanho das fibras e, entre 15 e 20 anos de idade, o diâmetro médio das fibras é de aproximadamente 45 a 60  $\mu\text{m}$ . É a partir desta idade que as diferenças entre os gêneros aparecem.

De maneira geral, após a puberdade, os homens possuem fibras maiores do que as mulheres; isso ocorre para todos os tipos de fibras (ENGEL, 1962). Gerdle et al. (2000) verificaram que as fibras do vasto lateral são 30% maiores nos homens quando comparados com mulheres. Além disso, vários estudos demonstraram que nos homens, as fibras do tipo II são maiores do que as fibras do tipo I e, nas mulheres, o oposto pode ser observado (GERDLE et al., 1988b, SIMONEAU & BOUCHARD, 1989; STARON et al., 1994; GERDLE et al., 1997, 2000). Fibras de menor tamanho, assim como número total de fibras inferior, contribui para que os músculos femininos sejam aproximadamente 30 a 40% menores em relação aos músculos masculinos (HENRIKSSON-LARSÉN, 1985). Vale considerar, entretanto, que não é completamente conhecido quando as diferenças entre os gêneros, como por exemplo, as mudanças no número total de fibras, começam a aparecer.

Estudos controversos têm sido publicados com relação à distribuição das fibras lentas e rápidas no músculo vasto lateral de homens e mulheres. De acordo com Bilodeau et al. (2003), a composição (% de tipos de fibras) e o diâmetro (área) das fibras do vasto lateral difere entre homens e mulheres. Vários

estudos relatam maior proporção de fibras do tipo I nas mulheres do que nos homens (SIMONEAU & BOUCHARD, 1989; MILLER et al., 1993), sendo a faixa percentual de fibras do tipo I na população estudada variando entre 25 a 70% e as mulheres apresentando em média de 5 a 6% mais fibras do tipo I em relação aos homens. Entretanto, outros estudos não relatam diferenças entre os gêneros (GERDLE et al., 1997, 2000). Vale salientar que não é conhecido se estas diferenças refletem meramente variações individuais relacionadas à metodologia de investigação, perfis hormonais ou diferentes níveis de atividade física.

## **2.4. Eletromiografia**

As contrações do músculo esquelético são estimuladas pelos potenciais de ação das unidades motoras (PAUM), os quais trafegam ao longo do sarcolema das fibras musculares. Os padrões de interferência que são criados pela somatória dos PAUM formam a base do sinal eletromiográfico, o qual é detectado pela eletromiografia (WAKELING & ROZITS, 2004).

A EMGs tem sido amplamente difundida em virtude de sua característica não-invasiva, a qual pode prover informação útil a respeito do status funcional do músculo (HOGREL et al., 1998; BAZZICHI et al., 2009). Este método tem sido aplicado na estimativa do fenômeno da fadiga muscular, assim como na monitoração dos efeitos fisiológicos da reabilitação e do treinamento (KIMURA et al., 2007; CHALMERS, 2008). Segundo Bazzichi et al. (2009), a velocidade de condução (VC) e a frequência mediana (FM) também são parâmetros mensurados pela EMGs e têm sido considerados medidas indiretas do diâmetro das fibras musculares.

De acordo com Farina & Merletti (2000), a eletromiografia pode ser definida como uma técnica de registro e monitoração dos potenciais de ação das membranas das fibras musculares em contração, e permite o estudo da função muscular por meio da análise dos sinais elétricos. Os sinais eletromiográficos fornecem importantes informações sobre o padrão de recrutamento e a variação

das freqüências dos potenciais de ação das unidades motoras (LINNAMO et al., 2003).

A forma dos potenciais de ação é uma função das taxas relativas de despolarização e hiperpolarização da membrana da fibra muscular. Estas taxas relativas dependem do fluxo de íons através dos canais de sódio e potássio, os quais, por sua vez, podem diferir entre os tipos de fibras musculares. Além disso, tanto a condutância quanto a resistência do sarcolema diferem entre as fibras rápidas e lentas nos peixes (STANFIELD, 1972), nos anfíbios (ADRIAN & PEACHEY, 1965), nos répteis (PROSKE & VAUGHAN, 1968), e em mamíferos (LUFF & ATWOOD, 1972). Desta forma, poderia ser esperado que diferentes tipos de fibras musculares gerariam diferentes PAUM. Para Wakeling & Rozits (2004), o sinal mioelétrico contém informações sobre a formados PAUM e, deste modo, poderia elucidar determinados aspectos sobre a eletrofisiologia do músculo esquelético ativo.

De acordo com Hogrel et al. (1998), o sinal eletromiográfico pode ser submetido, basicamente, a dois tipos de análises: no domínio do tempo e no domínio da freqüência. A análise no domínio do tempo fornece parâmetros sobre a amplitude do sinal da EMGs, que permite a visualização do padrão de ativação muscular durante uma contração. Uma das formas desse tipo de análise é através da determinação da raiz quadrada da média (*Root Mean Square – RMS*), sendo atualmente a mais utilizada pelos pesquisadores (De LUCA, 1997). Já no domínio da freqüência, de acordo com Soderberg & Knuston (2000), é possível observar o processo de fadiga muscular, velocidade de condução da fibra muscular, proporção dos tipos de fibras musculares, informações sobre o recrutamento e sincronização das unidades motoras em condições normais e patológicas (MERLETTI et al., 1992; MANNION & DOLAN, 1994). Para Merletti et al. (1984), a freqüência mediana é a freqüência característica do sinal eletromiográfico que melhor demonstra as alterações na velocidade de condução das fibras dos músculos esqueléticos.

As propriedades espectrais dos sinais eletromiográficos têm sido tradicionalmente descritas pelo seu espectro de potência, e quantificadas pela frequência média ou mediana. Segundo DeLuca (1997), o espectro de potência da EMGs, forma uma curva com máximo entre aproximadamente 50 a 150Hz, e com a maioria da potência do espectro em frequências abaixo de 350 Hz. A forma desse espectro muda com a fadiga muscular (BRODY et al., 1991), e quando os sinais mioelétricos são gerados a partir de diferentes tipos de unidades motoras (MORITANI et al., 1985; GERDLE et al., 1988b; ELERT et al., 1992).

De acordo com Basmajian & DeLuca (1985), freqüentemente uma relação linear ou supralinear são relatadas para a relação entre a amplitude do sinal eletromiográfico e a força muscular. Em contraste, não existe clareza na relação entre frequência média (ou outros parâmetros similares do espectro eletromiográfico) e a produção de força. Além disso, a influência da composição do tipo de fibra e/ou área dos tipos de fibras não estão claras. Como o músculo esquelético de mamíferos é comumente uma mescla de diferentes tipos de fibras musculares e possui tipos de fibras híbridas (SCHIAFFINO & REGGIANI, 1994; BOTTINELLI & REGGIANI, 2000), é possível imaginar que uma faixa de diferentes frequências mioelétricas é gerada pelos diferentes tipos de fibras (NEPTUNE et al., 2009).

No que se refere aos parâmetros espectrais, para Bilodeau et al. (1995), diferentes tipos de mudança podem ocorrer no espectro de potência do sinal eletromiográfico com o aumento nos níveis de força gerados, de acordo com o músculo que está sendo investigado. Os autores supracitados verificaram que, para o músculo ancônio, houve um aumento da frequência com o aumento da força, tanto em homens quanto em mulheres. Em contraste, para o tríceps braquial houve uma perda de potência na região de alta frequência quando o nível de força foi aumentado.

Existem diferentes maneiras para testar as propriedades espectrais dos sinais eletromiográficos a partir de diferentes unidades motoras. As unidades motoras são tipicamente recrutadas de maneira graduada (HENNEMAN et al.,

1965), a partir das menores para as maiores durante contrações isométricas em rampa (ANDREASSEN & ARENDT-NIELSEN, 1987). Por isso, se a observação de que as freqüências mioelétricas maiores e menores são geradas por tipos de fibras musculares maiores e menores, poderia ser esperado que os sinais da EMGs durante contrações isométricas graduadas conteriam seqüencialmente componentes de freqüências maiores quando as unidades motoras rápidas começassem a ser recrutadas. Entretanto, de acordo com Gerdle et al. (1991), existem diferenças na morfologia muscular entre homens e mulheres, isto é, os homens têm fibras musculares do tipo II com área maior do que as fibras do tipo I, enquanto que as mulheres freqüentemente exibem menores diferenças. Vários autores reportaram que, nas mulheres, as fibras do tipo I têm áreas maiores do que as fibras do tipo II (FROESE & HOUSTON, 1985; SIMONEAU et al., 1985; SIMONEAU & BOUCHARD, 1989). Deste modo, o comportamento da freqüência com o aumento da força pode diferir entre os gêneros. De acordo com Pincivero et al. (2000) a influência do gênero pode ter um impacto significativo sobre vários índices da EMGs. Como investigações prévias demonstraram uma diferença distinta nos tipos de fibras musculares entre homens e mulheres, evidências sugerem que isto pode ser manifestado no sinal eletromiográfico.

Dois estudos realizados com músculos do membro inferior indicam uma forte relação positiva entre a porcentagem de fibras do tipo II e a freqüência da EMGs (MORITANI et al., 1985a; GERDLE et al., 1988b). Estes dois estudos contrastam com os modelos comumente propostos, os quais favorecem a idéia de que as áreas das fibras (diâmetros) são o principal fator que representam a forma de onda dos potenciais de ação das unidades motoras registrados, o que, por sua vez, determina a freqüência média registrada (LINDSTRÖM & MAGNUSSON, 1977; BASMAJIAN & DeLUCA, 1985). Deste modo, um recrutamento sucessivo das fibras musculares com áreas maiores conduziria a um aumento na freqüência média registrada do sinal da EMGs. Estes resultados sugerem que existe alguma propriedade intrínseca da fibra muscular que pode ser caracterizada dentro do sinal mioelétrico. De acordo com Blijham et al. (2006), a velocidade de propagação

dos potenciais de ação ao longo do nervo e das fibras musculares aumenta com o diâmetro da fibra. No estudo de Hakansson (1956), o qual avaliou músculos de sapos, foi verificada uma relação linear entre o diâmetro da fibra muscular e a velocidade de condução da fibra muscular.

De acordo com Wakeling & Rozits (2004), os sinais eletromiográficos obtidos a partir de eletrodos intramusculares em animais têm mostrado que unidades motoras rápidas geram altas frequências em seu espectro de potência. Entretanto, a relação exata entre a frequência mioelétrica e o tipo de unidade motora, avaliada a partir da eletromiografia de superfície, permanece indefinida.

Além das possíveis influências morfológicas (porcentagem e área das fibras musculares) no sinal eletromiográfico, para Hermens et al. (2000), muitos outros fatores influenciam o sinal da EMGs, sendo na maioria das vezes não relatados ou pouco explorados, dificultando uma perfeita análise e comparação entre trabalhos semelhantes. De fato, segundo os autores supracitados, diferenças na configuração física e química dos eletrodos, bem como no seu posicionamento sobre o músculo, alteram o comportamento do sinal da EMGs registrado.

Segundo De Luca (1997), a eletromiografia de superfície é fascinante, pois, por meio dela, pode-se acessar processos bioquímicos e fisiológicos dos músculos esqueléticos sem procedimentos invasivos. Porém, apresenta limitações, como por exemplo, a padronização e posicionamento de eletrodos, dentre outras, que devem ser entendidas e consideradas para o sucesso de sua utilização (ACIERNO et al., 1995; DeLUCA, 1997). Segundo Rainoldi et al. (2004), as variáveis analisadas, os resultados estatísticos e as conclusões, são fortemente dependentes do posicionamento exato dos eletrodos.

Embora existam entidades como a ISEK (*International Society of Electrophysiology and Kinesiology*) e a SENIAM (*Surface EMG for a Non-Invasive Assessment of Muscles*), as quais desenvolveram normas para a padronização dos sensores (como forma, tamanho, configuração, distância entre as superfícies

de detecção, etc.), ainda não está estabelecido qual o melhor posicionamento do eletrodo de superfície para captação do sinal eletromiográfico.

Diversas pesquisas têm demonstrado que o posicionamento dos eletrodos sobre a região ao redor das junções neuromusculares ou sobre terminações tendinosas, bem como o movimento do músculo sob os eletrodos de superfície podem alterar substancialmente as variáveis analisadas (RAINOLDI et al., 2000; MERLETTI et al., 2001; FORTI, 2005). Estes estudos mostram claramente que os parâmetros do sinal elétrico mudam ao longo do comprimento muscular, ou seja, a estimativa acurada da amplitude do sinal eletromiográfico, variáveis do espectro e velocidade de condução da fibra muscular estão sujeitas à localização dos eletrodos e que a falha na localização do ponto ótimo para colocação do mesmo, pode prover resultados equivocados.

Hogrel et al. (1998) observaram que a densidade espectral de potência da eletromiografia de superfície é modificada de acordo com a localização do eletrodo, não somente em sua característica inicial, mas também nas mudanças em esforços fatigantes.

Forti (2005), analisando 5 posições distintas de eletrodos sobre o ventre do músculo reto da coxa, verificou grande variabilidade dos sinais eletromiográficos, tanto em termos da amplitude quanto da frequência mediana. Foi sugerido nesse estudo que esta variabilidade poderia estar associada com diferentes tipos de fibras musculares sob os sítios de captação.

### **3. PROPOSIÇÕES**

#### **Gerais**

Os objetivos gerais do presente estudo foram avaliar a histomorfometria de dois sítios do músculo vasto lateral e o sinal eletromiográfico gerado nesses locais durante a contração em diferentes intensidades, para ambos os gêneros.

#### **Específicas**

- Avaliar e comparar a amplitude e a frequência mediana do sinal eletromiográfico em diferentes intensidades de contração (10, 25, 50, 75 e 100% da contração isométrica voluntária máxima - CIVM);
- Avaliar e comparar a amplitude e a frequência mediana do sinal eletromiográfico em diferentes posicionamentos de eletrodos sobre o músculo vasto lateral (proximal e distal);
- Analisar e comparar os tipos de fibras e área das fibras musculares nas duas regiões do músculo vasto lateral (proximal e distal);
- Comparar a amplitude e a frequência mediana do sinal eletromiográfico, além da morfologia do músculo vasto lateral de homens e mulheres;
- Correlacionar os parâmetros eletromiográficos com a histomorfometria muscular.

## 4. MATERIAL E MÉTODOS

### 4.1. Sujeitos

Foram avaliados 28 voluntários, porém 4 deles desistiram durante as coletas da linha de base (2 homens e duas mulheres), 5 desistiram após as coletas da EMGs e não compareceram à coleta da biópsia (2 homens e 3 mulheres) e uma fez todas as coletas, porém as amostras das biópsias foram descartadas por descongelamento. Deste modo, participaram do estudo 18 voluntários, sendo 11 do gênero feminino e 7 do gênero masculino, saudáveis, não praticantes de atividade física regular, sem história de doenças sistêmicas, neurológicas e/ou osteomioarticulares nos membros inferiores (MMII). As características antropométricas estão dispostas na tabela 1.

Tabela 1 – Média  $\pm$  desvio padrão da idade e das características antropométricas dos 18 voluntários estudados. \* $p < 0.05$  em relação a dobra cutânea do VLP do respectivo gênero; # $p < 0.05$  em relação às mulheres.

Características	Mulheres	Homens
Idade (anos)	22,00 $\pm$ 2,1	23,28 $\pm$ 2,5
Massa corporal (kg)	56,16 $\pm$ 8,6	76,13 $\pm$ 9,9
Altura (metro)	1,62 $\pm$ 0,07	1,77 $\pm$ 0,06
IMC (kg/m <sup>2</sup> )	21,38 $\pm$ 1,9	24,28 $\pm$ 1,9
Dobra cutânea do VLP (mm)	27,33 $\pm$ 3,7	17,27 $\pm$ 5,5 <sup>#</sup>
Dobra cutânea do VLD (mm)	25,22 $\pm$ 3,4 <sup>*</sup>	16,27 $\pm$ 5,2 <sup>*#</sup>

IMC (Índice de Massa Corpórea); VLP (Vasto lateral Proximal); VLD (Vasto lateral distal).

Foram considerados critérios de inclusão: jovens de ambos os gêneros, não praticantes de atividade física regular, idade entre 18 e 28 anos, IMC entre 19 e 25 kg/m<sup>2</sup>, ausência de lesões osteomioarticulares nos MMII, ausência de doenças sistêmicas e/ou neurológicas.

Os critérios de exclusão foram a presença de doença sistêmica, neurológica e/ou osteomioarticular nos MMII, IMC menor que 19 kg/m<sup>2</sup> e maior que 25 kg/m<sup>2</sup> e não ter discernimento sobre os procedimentos a serem executados.

Todos os sujeitos foram esclarecidos sobre os objetivos e procedimentos do estudo por meio de exposição oral realizada individualmente e assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido (Anexo 1). A pesquisa foi conduzida de acordo com a Resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde e aprovada pelo comitê de ética em pesquisa da Universidade Metodista de Piracicaba - Protocolo 65/05 (Anexo 2).

## **4.2. Local da Pesquisa**

O trabalho foi desenvolvido na Universidade Metodista de Piracicaba e na Universidade Estadual de Campinas (Departamento de Morfologia da Faculdade de Odontologia de Piracicaba e Instituto de Biologia em Campinas (UNICAMP/SP)).

## **4.3. INSTRUMENTAÇÃO**

### **4.3.1. Eletromiógrafo e eletrodos**

Para a coleta dos sinais eletromiográficos, foi utilizado o sistema de aquisição de sinais modelo EMG-1000 (Lynx<sup>®</sup> Tecnologia eletrônica), que foi conectado a uma bateria com capacidade de 10 ampère/hora de 12 volts, e sua conexão com o microcomputador foi feita por meio de fibra óptica para retirar a interferência da rede elétrica sobre o eletromiógrafo (GUIRRO et al., 2006). A coleta foi realizada numa sala climatizada com temperatura controlada mantida em  $23 \pm 2$  °C e iluminada com lâmpadas incandescentes.

O equipamento de aquisição (Figura 1) apresenta impedância de  $10^9$  Ohms, resolução de 16 bits e faixa de entrada de  $\pm 5V$ , sendo interfaciado com microcomputador Pentium III.

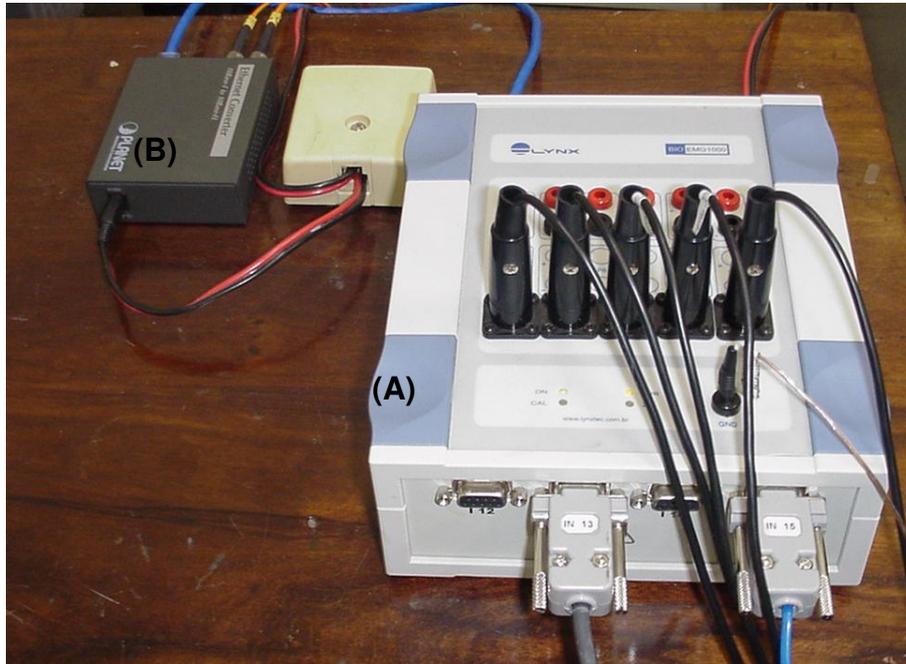


Figura 1 – Sistema de aquisição de dados. (A) Módulo condicionador de sinais modelo EMG1000 (Lynx®), com conectores para eletrodos ativos, passivos e 2 para instrumentação (célula de carga e eletrogoniômetro); (B) sistema conversor de sinais.

Para a aquisição e armazenamento em arquivos de dados dos sinais digitalizados, foi utilizado o *software* Aqdados (LYNX®), versão 7.02 para Windows®, com frequência de amostragem e duração de ensaio programáveis. O *software* permite o tratamento dos dados após aquisição e compatibilidade para formatos universais.

Para captação dos potenciais de ação do músculo vasto lateral do membro dominante, foram utilizados 2 eletrodos bipolares de superfície (LYNX®) ativos, com configuração simples diferencial, constituídos de duas barras de prata pura de 10 mm de comprimento por 1 mm de largura cada, posicionadas paralelamente e separadas entre si em 10 mm (Figura 2 - C). O encapsulamento do eletrodo apresentava a forma retangular, constituído em PVC (35 mm de

comprimento, 20 mm de largura e 10 mm de espessura). Estes eletrodos apresentam sob a cápsula um circuito pré-amplificador com ganho de 20 vezes ( $\pm 1\%$ ), IRMC  $> 100$  dB, e taxa de ruído do sinal  $< 3 \mu\text{V RMS}$  e foram conectados ao eletromiógrafo através de cabo coaxial de 1,40 metros de comprimento.

A frequência de amostragem utilizada foi de 2000 Hz, com filtro passa banda de 20-1000 Hz tipo *Butterworth*. De acordo com o teorema da amostragem não há nenhuma perda de informação, quando a taxa utilizada for maior ou igual ao dobro da maior frequência do sinal (De FATTA et al., 1988). Um eletrodo de referência (30 x 40 mm) constituído de uma placa metálica foi utilizado com o objetivo de eliminar eventuais interferências externas (Figura 2 - D).

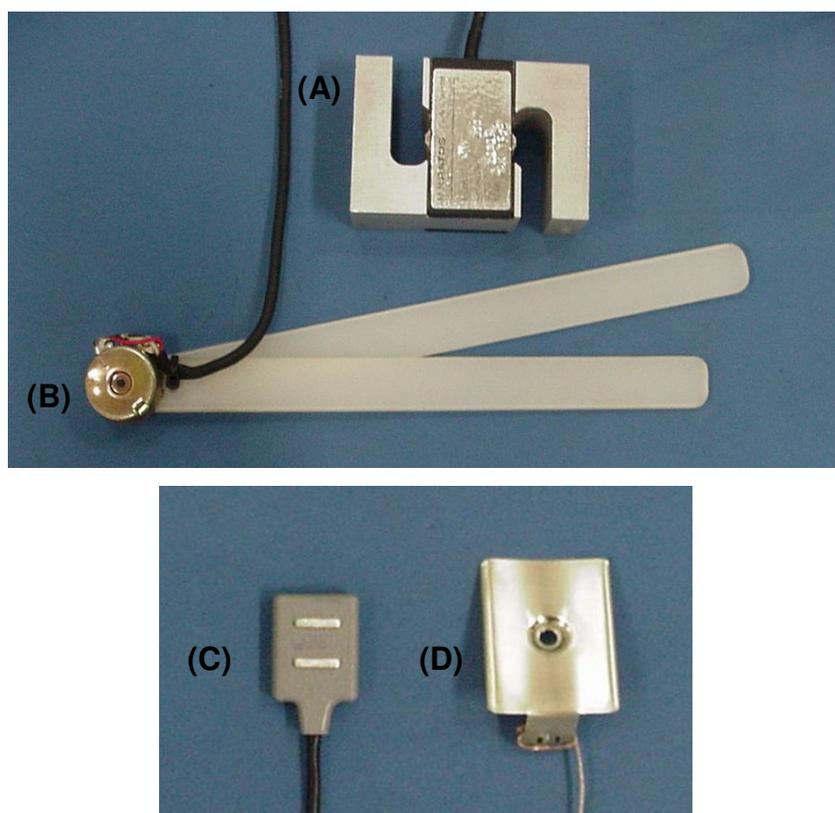


Figura 2 – Sensores. (A) Célula de carga MM-100 (KRATOS<sup>®</sup>), (B) Eletrogoniômetro, (C) Eletrodo de superfície ativo com configuração simples diferencial; (D) Eletrodo de referência.

A leitura do sinal foi realizada em RMS (Root Mean Square) na unidade de microvolts ( $\mu\text{V}$ ) o qual, de acordo com Basmajian e De Luca (1985), é o

parâmetro que melhor contempla as variáveis do sinal eletromiográfico e por expressar o potencial de ação muscular, que é bifásico (LATEVA et al., 1996), além da análise da frequência mediana (Hz).

#### **4.3.2. Dinamometria**

Para a mensuração da força (Kgf) de extensão da perna foi utilizada uma célula de carga (Figura 2-A) modelo MM-100 (KRATOS®). Sua fixação à mesa de Bonet foi realizada por meio de uma corrente metálica que permaneceu perpendicular ao solo.

O sinal gerado pela célula de carga durante a tração exercida pela extensão isométrica voluntária máxima da perna foi captado simultaneamente ao sinal eletromiográfico. Previamente ao início da avaliação, a célula de carga foi devidamente calibrada de acordo com o manual fornecido pelo fabricante.

#### **4.3.3. Eletrogoniômetro**

Com o voluntário na posição de teste, o eletrogoniômetro (Figura 2 – B) foi posicionado na face lateral do membro, com a haste fixa alinhada à linha média lateral, utilizando como referência o trocânter maior do fêmur, o eixo do goniômetro posicionado na interlinha articular do joelho e a haste móvel alinhada à cabeça da fíbula e ao maléolo lateral (NORKIN & WHITE, 1997) no ângulo 0º de flexão da perna.

### **4.4. PROCEDIMENTOS**

#### **4.4.1. Determinação da linha de base**

Inicialmente foi realizada uma linha de base para a determinação da força máxima de extensão da perna de cada voluntário. Esta avaliação foi

realizada previamente à coleta dos dados por 3 dias não consecutivos, sendo que, em cada dia de coleta, o mesmo realizou 3 contrações isométricas voluntárias máximas (CIVM), com duração de 5 segundos e intervalo de 1 minuto entre as mesmas, mensuradas pela célula de carga. Para a determinação da força máxima, o voluntário recebeu *feedback* visual, onde observava uma linha no monitor do computador e foi instruído a elevar ao máximo esta linha referente à força (Figura 3).

Para esta avaliação o voluntário permaneceu sentado na mesa de Bonet, com a coluna ereta, articulação coxo-femoral a 90° e joelho em extensão completa.

Após as três avaliações, foi realizada a média da força máxima de cada voluntário e então determinados: 10%, 25%, 50%, 75% e 100% da CIVM de cada sujeito. Os valores médios da força de extensão da perna estão dispostos na tabela 2.



Figura 3 – Janela do *software* Aqdados 7.02 (Lynx®) utilizada para a coleta da linha de base. *Feedback* visual recebido pelo voluntário durante a execução da contração isométrica voluntária máxima (seta).

Tabela 2 - Média  $\pm$  desvio-padrão da força (kgf) de extensão da perna em 10%, 25%, 50%, 75% e 100% da contração isométrica voluntária máxima (n=11 mulheres; n=7 homens).

Nível de contração	Mulheres	Homens
10% CIVM	0,827 $\pm$ 0,259 kgf	1,290 $\pm$ 0,370 kgf
25% CIVM	2,069 $\pm$ 0,649 kgf	3,241 $\pm$ 0,945 kgf
50% CIVM	4,119 $\pm$ 1,303 kgf	6,481 $\pm$ 1,889 kgf
75% CIVM	6,303 $\pm$ 1,867 kgf	9,723 $\pm$ 2,834 kgf
100% CIVM	8,275 $\pm$ 2,595 kgf	12,965 $\pm$ 3,780 kgf

#### 4.4.2. Dobra cutânea da coxa

Para a mensuração das dobras cutâneas foi utilizado um adipômetro (Body Caliper<sup>®</sup>), composto por um sistema de garra (área  $\pm$  30 mm) com escala de 60 mm, pressão constante de aproximadamente 10 g/mm<sup>2</sup> e precisão de  $\pm$  1 mm.

A medida da espessura da dobra cutânea foi realizada nos pontos onde os eletrodos de superfície foram posicionados. Para tanto, os sujeitos permaneceram em decúbito dorsal com os membros inferiores em posição neutra e a demarcação dos pontos foi realizada na metade da distância entre a espinha ilíaca ântero-superior (EIAS) e a interlinha articular do joelho (face lateral) e a 2/3 dessa distância. Foi feita uma marca com caneta dermatográfica para assegurar que a medida fosse sempre realizada no mesmo local. A dobra de pele e gordura foi pinçada fortemente utilizando-se o polegar e o indicador, destacando-a do tecido muscular. A pinça foi introduzida a aproximadamente 1,0 cm abaixo da dobra pinçada, aguardando de 2 a 3 segundos para a realização da leitura que foi realizada em milímetros. Para garantir maior confiabilidade, a mensuração foi executada por três vezes de forma não consecutiva, pelo mesmo avaliador.

Essas medidas foram realizadas uma vez que a quantidade de tecido adiposo pode influenciar as características do sinal eletromiográfico (BASMAJIAN & DeLUCA, 1985).

#### **4.4.3. Avaliação eletromiográfica**

##### **4.4.3.1. Preparação da pele**

Com a finalidade de diminuir a resistência elétrica, a pele foi previamente tricotomizada e limpa com álcool 70% (HERMENS et al., 1999), sendo os eletrodos fixados à pele com esparadrapo (Cremer do Brasil®).

##### **4.4.3.2. Colocação dos eletrodos e coleta dos sinais**

Os voluntários permaneceram sentados em uma mesa de Bonet, com a articulação coxo-femoral a 90° e a perna em extensão completa. Foram colocadas faixas no abdome fixando o tronco no encosto da mesa e no terço proximal da coxa para evitar compensações durante as contrações. Os mesmos foram orientados a deixarem as mãos relaxadas ao lado da coxa durante a coleta dos sinais.

Os eletrodos foram fixados à pele seguindo as recomendações da *Surface ElectroMyoGraphy for the Non-invasive Assessment of Muscles* (SENIAM). Para a porção proximal do vasto lateral (VLP), um eletrodo foi posicionado a uma distância de 50% entre a EIAS e a interlinha articular do joelho (face lateral) e o outro, colocado na parte distal (VLD), à 2/3 dessa mesma distância (Figura 4). Os eletrodos foram posicionados com a perna em extensão para garantir o mesmo local para a biópsia.

Os sítios de captação dos eletrodos foram fixados perpendicularmente ao eixo longitudinal do músculo e conectados aos canais do eletromiógrafo. O

eletrodo de referência foi untado com gel hidrossolúvel e fixado à tuberosidade anterior da tíbia.

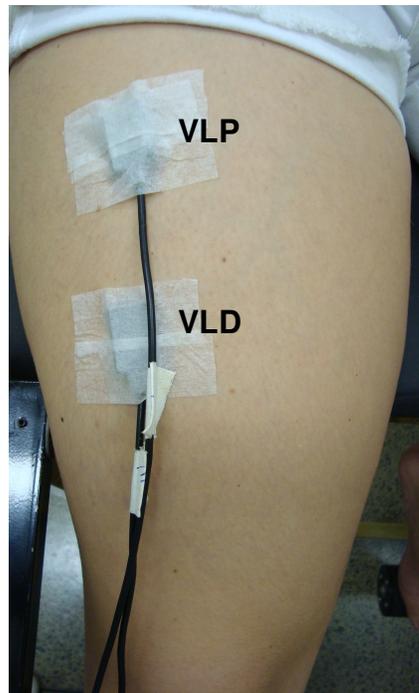


Figura 4 – Posicionamento dos eletrodos de superfície para a coleta eletromiográfica do músculo vasto lateral proximal (VLP) e distal (VLD).

Antes da coleta propriamente dita, foi realizada uma análise *on-line* do espectro de frequências para a observação de possíveis interferências que pudessem estar presentes, garantindo a qualidade do sinal adquirido.

Em cada intensidade de contração (10, 25, 50, 75 e 100%), os sinais foram coletados simultaneamente nos 2 eletrodos ativos e na célula de carga por 5 segundos, repetido por 3 vezes a cada intervalo de 1 minuto e dois minutos entre cada condição. Durante essas contrações, o voluntário mantinha a força constante, de acordo com o valor pré-estabelecido na linha de base, por meio de um *feedback* no qual visualizava o valor bruto da força (kgf) no monitor do computador (Figura 5).

Para a ordem na realização das contrações nas diferentes porcentagens da CIVM foi realizado sorteio, de tal forma a evitar o condicionamento da amostra.

Canal	Nome do Sinal	Valor do A/D	Valor de Eng.	Unidade	Descrição	Módulo	CN Mod
13	Célula de Carga	-1.8811 V	15.245	Kgf		0: EMG1000 RAW	13

Figura 5 – Janela do *software* Aqdados 7.02 (Lynx<sup>®</sup>) utilizada para as coletas em todas as intensidades de contração. *Feedback* visual recebido durante a coleta eletromiográfica, tendo como parâmetro o valor de engenharia (círculo).

#### 4.4.4. Processamento dos sinais eletromiográficos

Após a coleta, os sinais foram processados em rotina específica (anexo 3) implementada no *software* Matlab<sup>®</sup> 6.5.1. para análise do RMS em  $\mu\text{V}$  e da frequência mediana em Hertz. Esta rotina foi desenvolvida especialmente para este estudo e está de acordo com o artigo de Farina & Merletti (2000). As fórmulas utilizadas para o cálculo das variáveis eletromiográficas estão dispostas na figura 6.

Após o processamento dos sinais, o valor do RMS em cada intensidade de contração (10, 25, 50 e 75% da CIVM) foi normalizado pelo valor do RMS obtido em 100% da CIVM (exemplo: ((RMS em 10% da CIVM / RMS em 100% da CIVM) x 100)). De acordo Anders et al. (2007) o padrão ouro para a normalização da amplitude eletromiográfica é a utilização da contração voluntária máxima.

$$\text{Valor RMS} = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i^2}$$

(A)

$$\sum_{i=1}^{f_{\text{mediana}}} P_i = \sum_{i=f_{\text{mediana}}}^M P_i = \frac{1}{2} \sum_{i=1}^M P_i$$

(B)

Figura 6 - Fórmulas utilizadas para cálculo do RMS (A) e frequência mediana (B).

#### 4.4.5. Biópsia Muscular

O procedimento para coleta da biópsia muscular foi realizado pelo médico oncologista Dr. Perci Zilli Bertolini CRM 43968 no Laboratório de Recursos Terapêuticos da Universidade Metodista de Piracicaba.

A biópsia foi coletada após avaliação eletromiográfica (24 horas depois), nas duas regiões do vasto lateral onde os eletrodos de superfície foram posicionados. As mesmas foram obtidas com agulhas de *Bergström*, com 15,4 cm de comprimento e calibre de 0,4 cm (Figura 7), esterilizadas em autoclave Fabbe® modelo 102.



Figura 7 – Agulha de *Bergström* utilizada para coleta da biópsia muscular. (A) Primeiro componente da agulha; (B) segundo componente da agulha que realiza a secção do músculo e (C) terceiro componente da agulha.

Inicialmente, foi realizada a tricotomia dos locais onde as amostras musculares foram retiradas, sendo tricotomizada uma área de 10 cm de diâmetro na região ântero-lateral da coxa. O ventre muscular foi localizado a partir da solicitação de uma contração resistida de extensão da perna. A seguir foram realizadas a assepsia e o bloqueio anestésico local com injeção subcutânea de 3 ml de Xylestesin® (cloridrato de lidocaína a 2 %) sem vasoconstritor. Em

condições estéreis, foram realizadas duas incisões na pele (0,5 cm de comprimento), com bisturi (lâmina 11), sobre o ventre do músculo vasto lateral paralelamente às fibras musculares, nos dois pontos de colocação dos eletrodos da eletromiografia de superfície.

Em seguida, o primeiro componente da agulha foi introduzido (Figura 7 – A), seguido do segundo componente (Figura 7 – B), que realizou a secção do músculo para a retirada de um fragmento de aproximadamente 60 a 100 mg. Os fragmentos musculares coletados foram imediatamente posicionados em bloco de madeira com *tragacanth gum* (Figura 8), e congelados em isopentano resfriado em nitrogênio líquido a  $-159\text{ }^{\circ}\text{C}$ , sendo posteriormente armazenados em biofreezer a  $-74\text{ }^{\circ}\text{C}$ , para posterior microtomia.

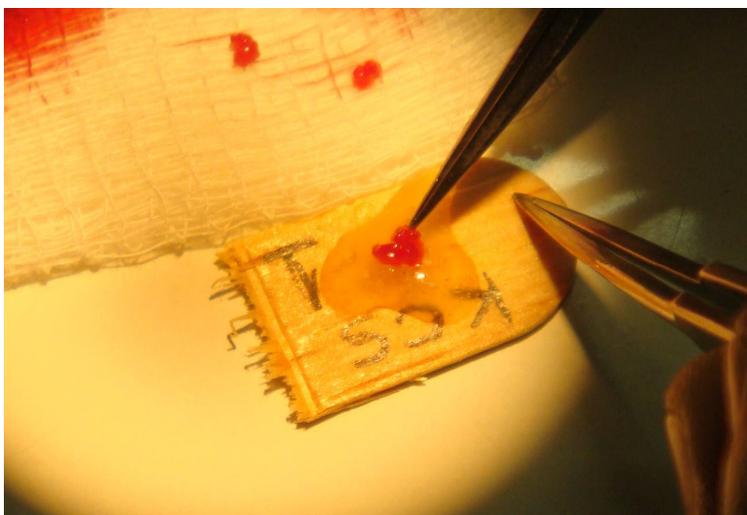


Figura 8 – Posicionamento da biópsia muscular em bloco de madeira.

Após a coleta da biópsia, os locais das incisões (de aproximadamente 0,5 cm) foram protegidos por curativo simples com gaze e Micropore<sup>®</sup>.

#### 4.4.6. Determinação dos tipos de fibras e área das fibras

Os cortes e as reações químicas foram realizados no Instituto de Biologia da Universidade Estadual de Campinas e as fotomontagens no Laboratório de Microscopia Eletrônica da Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

A microtomia dos fragmentos musculares em criostato MICRON HM 505E, a  $-25\text{ }^{\circ}\text{C}$ , permitiu a obtenção de cortes de  $12\text{ }\mu\text{m}$  de espessura, que foram armazenados em cubetas especiais e mantidos em biofreezer a  $-74\text{ }^{\circ}\text{C}$ . Em seguida, todos os cortes foram submetidos à reação histoquímica simultaneamente. Os principais tipos e subtipos de fibras foram delineados utilizando-se a técnica de mATPase de acordo com Staron (1997), após pré-incubações em pH de 4,35, 4,65 e 10,64.

Foram realizadas fotomontagens de todo o corte obtido no pH 4,65 em todas as lâminas, o que, em combinação com os cortes em pHs de 4,35 e 10,64, permitiu a determinação do número e porcentagem de cada um dos tipos de fibras (Figura 9). As lâminas foram analisadas em fotomicroscópio Leica modelo DMLP (Leica Microsystems<sup>®</sup>, Alemanha) com aumento de 10 x acoplado a uma câmera fotográfica digital DFC 280 (Leica Microsystems<sup>®</sup>, Alemanha) e digitalizadas pelo *software* Image Manager – IM50 (Leica Microsystems<sup>®</sup>, Alemanha).

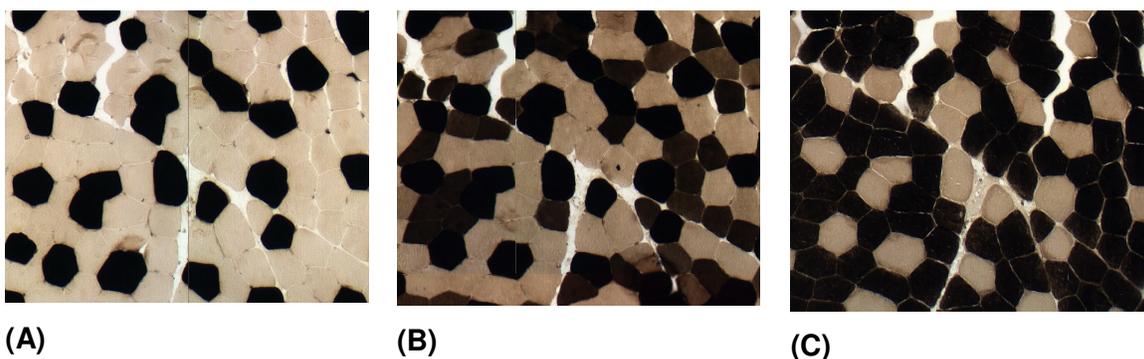


Figura 9 – Determinação dos tipos de fibras pela técnica da mATPase. (A) PH 4,35; (B) PH 4,65 e (C) pH 10,64.

Para a determinação da área dos diferentes tipos de fibras (I, IIA e IID) foi utilizado o *software* Image Pró-plus 6.2 (Media Cybernects). Foram selecionadas 50 fibras de cada tipo, aleatoriamente, para mensuração da área em ( $\mu\text{m}^2$ ). Todas as imagens foram captadas com objetiva de 10x.

#### 4.5. ANÁLISE ESTATÍSTICA

Inicialmente foi realizada uma análise exploratória dos dados pelo programa *GraphPad Instat 3.0 for Windows*, onde foi aplicado o teste de normalidade de Kolmogorov-Smirnov para todas as variáveis estatísticas consideradas.

Os dados referentes às variáveis eletromiográficas e histomorfométricas apresentaram distribuição normal sendo, dessa forma, analisados por testes paramétricos. Para comparação intragrupo nas diferentes intensidades de contração, tipos e diâmetros das fibras, foi utilizado o teste de variância ANOVA para medidas pareadas, seguido do *post-hoc* de Tukey. Já para comparação entre os gêneros, foi utilizado o teste *t* de Student não pareado e para comparação entre os eletrodos VLP e VLD, o teste *t* de Student pareado. Para as análises de correlação foi aplicado o teste de Pearson. Os testes estatísticos foram aplicados com o programa *GraphPad Instat<sup>®</sup> 3.0 for Windows<sup>®</sup>* e os gráficos confeccionados no programa *Microsoft Excel 2003 for Windows<sup>®</sup>*.

Em todos os cálculos foi fixado o nível crítico de 5% ( $p < 0,05$ ).

## 5. RESULTADOS

### 5.1. Força

No que se refere à força de extensão da perna, pode-se verificar na figura 10, que os homens apresentaram valores de força significativamente maiores do que as mulheres em todas as intensidades de contração (10% da CIVM:  $1,4 \pm 0,4$  versus  $0,8 \pm 0,3$  kgf; 25% da CIVM:  $3,5 \pm 0,9$  versus  $2,1 \pm 0,7$  kgf; 50% da CIVM:  $6,7 \pm 1,6$  versus  $4,0 \pm 1,3$  kgf; 75% da CIVM:  $10,2 \pm 2,9$  versus  $6,2 \pm 1,7$  kgf e em 100% da CIVM:  $13,3 \pm 3,6$  versus  $8,8 \pm 2,5$  kgf, homens e mulheres respectivamente). Comparando a força nas diferentes intensidades de contração, pode-se verificar que, tanto nos homens quanto nas mulheres, a mesma aumentou significativamente com a elevação da intensidade de contração de 10 a 100% da CIVM.

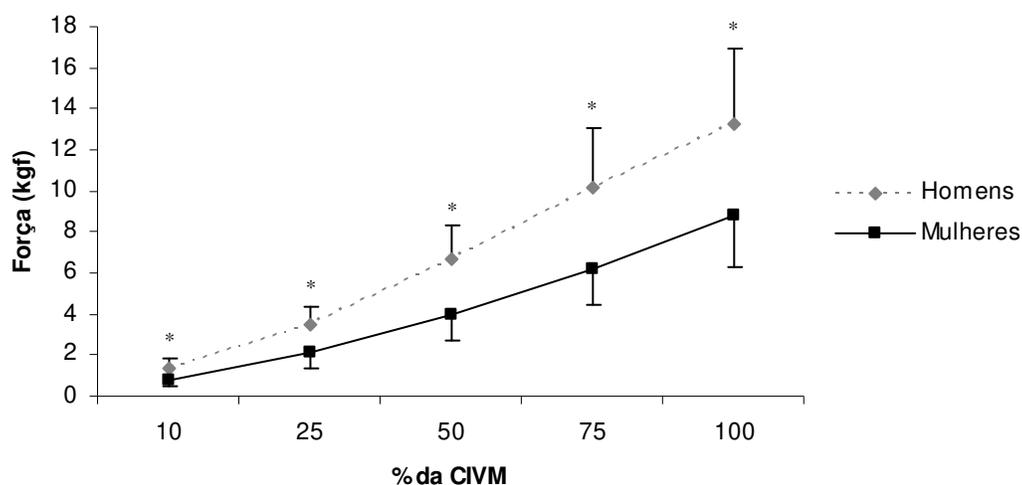


Figura 10 – Média  $\pm$  desvio-padrão da força de extensão da perna (Kgf) dos homens e mulheres nas diferentes intensidades de contração: 10%, 25%, 50%, 75% e 100% da CIVM, n=7 homens e n=11 mulheres. \* $p < 0,05$  em relação à respectiva intensidade de contração das mulheres.

## 5.2. RMS

Com relação aos valores do RMS normalizado do músculo vasto lateral das mulheres, pode-se verificar na tabela 3 (itens a e b) e figura 11, que o mesmo aumentou significativamente com o aumento da intensidade de contração. Este comportamento foi semelhante nos dois sítios de captação dos eletrodos (VLP e VLD).

Comparando os valores do RMS entre os dois eletrodos, pode-se verificar para as mulheres, que em todas as intensidades de contração (10%, 25%, 50% e 75% da CIVM) os valores foram significativamente maiores no eletrodo distal do que proximal (tabela 3, item c e figura 11).

Tabela 3 – a) Média  $\pm$  desvio padrão do RMS normalizado do músculo vasto lateral das mulheres em diferentes posicionamentos de eletrodos ativos (VLP e VLD) e em diferentes intensidades de contração: 10%, 25%, 50%, 75% da CIVM; b) Comparação significativa intragrupos; os posicionamentos de eletrodos indicam significância de 5%; c) Comparação significativa intergrupos; as intensidades de contração indicam significância de 5%, n=11.

a)	10% CIVM	25% CIVM	50% CIVM	75% CIVM
VLP	28.6 $\pm$ 9.1	39.0 $\pm$ 14.4	55.9 $\pm$ 14.6	78.7 $\pm$ 18.1
VLD	34.5 $\pm$ 8.9	48.6 $\pm$ 14.8	62.8 $\pm$ 15.5	88.2 $\pm$ 19.4

b)	25% CIVM	50% CIVM	75% CIVM
10% CIVM	VLP e VLD	VLP e VLD	VLP e VLD
25% CIVM		VLP e VLD	VLP e VLD
50% CIVM			VLP e VLD

c)	VLD
VLP	10% 25% 50% 75%

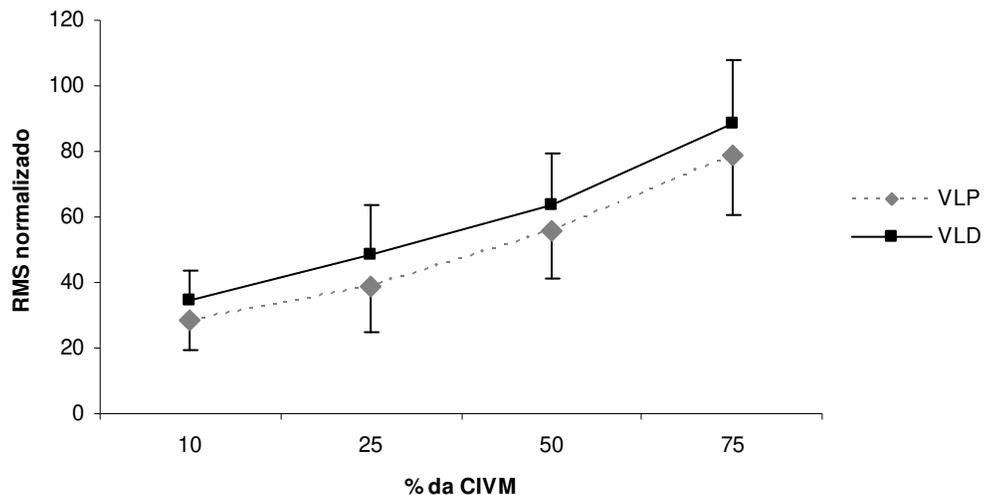


Figura 11 – Comportamento do RMS normalizado do músculo vasto lateral das mulheres em diferentes posicionamentos de eletrodos (VLP e VLD) e em diferentes intensidades de contração (10%, 25%, 50% e 75% da CIVM), n=11.

Para os homens, o comportamento do RMS foi semelhante ao das mulheres, ou seja, com o aumento da intensidade de contração houve uma elevação significativa nos valores do RMS de ambos os eletrodos VLP e VLD (tabela 4, itens a e b e figura 12).

Já na comparação do RMS entre o eletrodo proximal e distal, pode-se verificar também na tabela 4 (item c) e figura 12, que nos homens houve diferença significativa entre eles em 10% e 25% da CIVM com o eletrodo distal apresentando maior valor do RMS. Nas demais intensidades de contração não houve diferença significativa entre VLP e VLD.

Tabela 4 – a) Média  $\pm$  desvio padrão do RMS normalizado do músculo vasto lateral dos homens em diferentes posicionamentos de eletrodos ativos (VLP e VLD) e em diferentes intensidades de contração: 10%, 25%, 50%, 75% da CIVM; b) Comparação significativa intragrupos; os posicionamentos de eletrodos indicam significância de 5%; c) Comparação significativa intergrupos; as intensidades de contração indicam significância de 5%, n=7.

a)	10% CIVM	25% CIVM	50% CIVM	75% CIVM
VLP	26.8 $\pm$ 11.6	37.4 $\pm$ 13.1	66.5 $\pm$ 17.1	74.2 $\pm$ 19.5
VLD	29.8 $\pm$ 11.2	41.7 $\pm$ 13.0	66.8 $\pm$ 15.2	77.5 $\pm$ 17.3

b)	25% CIVM	50% CIVM	75% CIVM
10% CIVM	VLP e VLD	VLP e VLD	VLP e VLD
25% CIVM		VLP e VLD	VLP e VLD
50% CIVM			VLD

c)	VLD
VLP	10% 25%

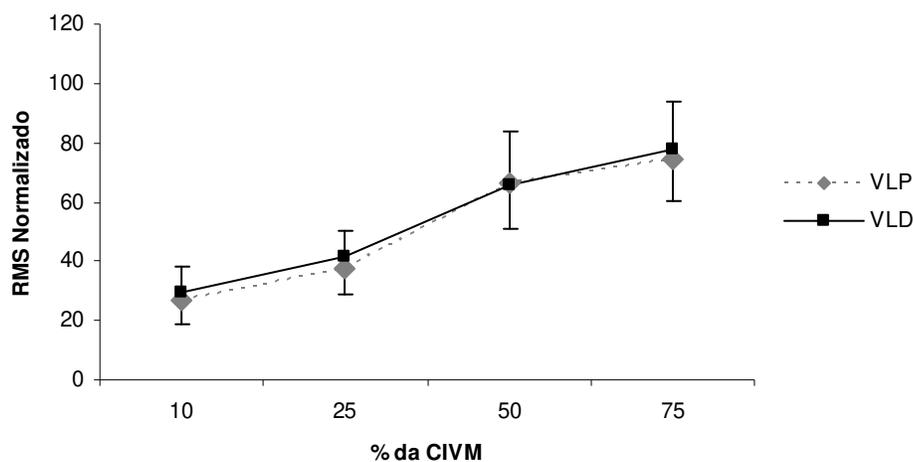


Figura 12 – Comportamento do RMS normalizado do músculo vasto lateral dos homens em diferentes posicionamentos de eletrodos (VLP e VLD) e em diferentes intensidades de contração (10%, 25%, 50% e 75% da CIVM), n=7.

Na comparação entre os gêneros, pode-se verificar na figura 13 (eletrodo proximal), que os valores do RMS (não normalizado) foram significativamente maiores nos homens do que nas mulheres. Este comportamento foi observado em todas as intensidades de contração (10% da CIVM:  $17,8 \pm 7,4$  versus  $36,3 \pm 18,1$   $\mu\text{V}$ ; 25% da CIVM:  $25,1 \pm 12,5$  versus  $51,01 \pm 22,3$   $\mu\text{V}$ ; 50% da CIVM:  $36,3 \pm 18,0$  versus  $94,1 \pm 41,5$   $\mu\text{V}$ ; 75% da CIVM:  $51,7 \pm 26,6$  versus  $107,7 \pm 55,2$   $\mu\text{V}$  e 100% da CIVM:  $65,9 \pm 27,1$  versus  $148,1 \pm 82,4$   $\mu\text{V}$ , para mulheres e homens, respectivamente). Entretanto, quando os valores normalizados foram comparados, não foi observada diferença significativa entre homens e mulheres em qualquer intensidade de contração.

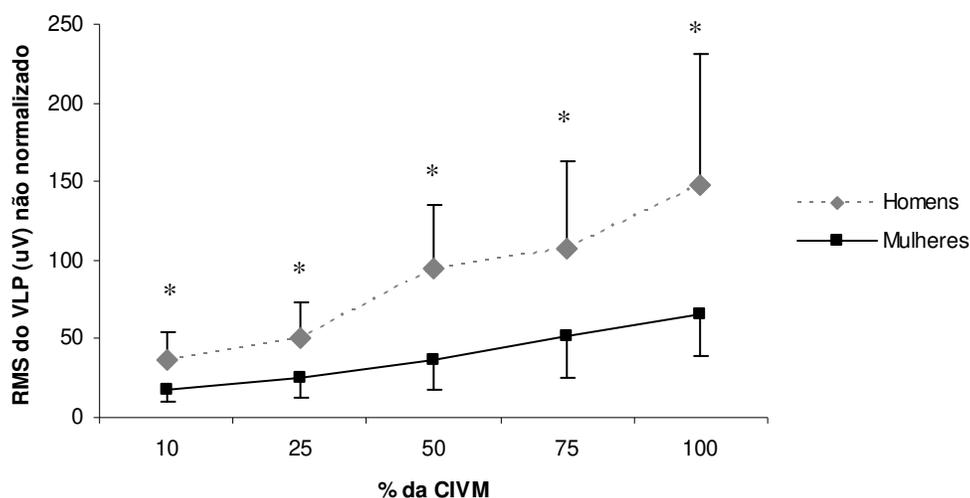


Figura 13 – Média  $\pm$  desvio-padrão do RMS ( $\mu\text{V}$ ) do vasto lateral proximal (VLP) dos homens e mulheres,  $n=7$  homens e  $n=11$  mulheres. \*  $p<0.05$  em relação à respectiva intensidade de contração das mulheres.

O mesmo comportamento foi observado para o eletrodo distal (figura 14), ou seja, independente da intensidade de contração, o valor do RMS não normalizado foi significativamente maior nos homens do que nas mulheres (10% da CIVM:  $25,6 \pm 8,9$  versus  $41,9 \pm 21,2$   $\mu\text{V}$ ; 25% da CIVM:  $36,2 \pm 14,5$  versus  $57,7 \pm 21,6$   $\mu\text{V}$ ; 50% da CIVM:  $48,2 \pm 22,1$  versus  $96,4 \pm 45,9$   $\mu\text{V}$ ; 75% da CIVM:  $67,0 \pm$

27,6 versus  $131,1 \pm 52,0 \mu\text{V}$  e 100% da CIVM:  $75,0 \pm 28,4$  versus  $146,1 \pm 57,7 \mu\text{V}$ , para mulheres e homens, respectivamente). Não houve diferença entre os gêneros quando foi comparado o valor normalizado.

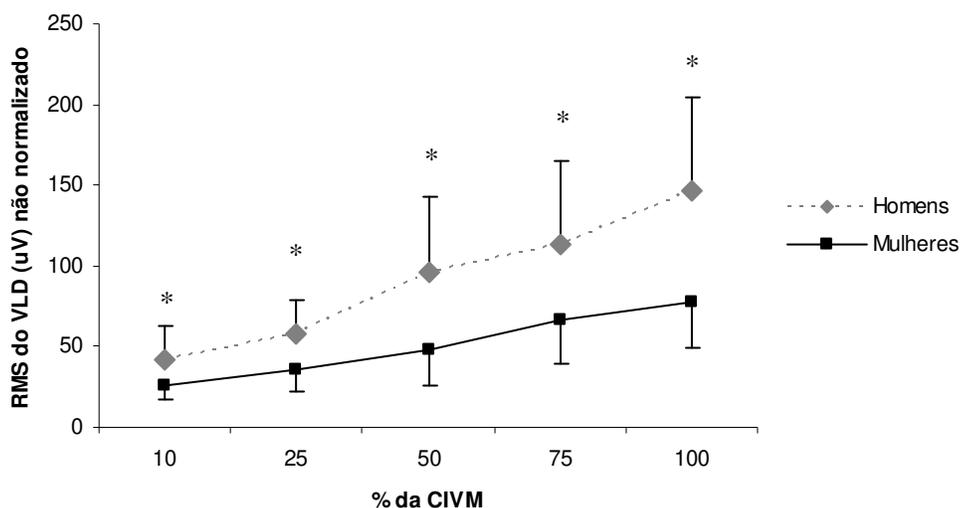


Figura 14 – Média  $\pm$  desvio-padrão do RMS ( $\mu\text{V}$ ) do vasto lateral distal (VLD) dos homens e mulheres,  $n=7$  homens e  $n=11$  mulheres. \*  $p<0.05$  em relação à respectiva intensidade de contração das mulheres.

### 5.3. FREQUÊNCIA MEDIANA

De acordo com a tabela 5 (itens a e b) e figura 15, pode-se verificar que, para as mulheres, no eletrodo proximal, a frequência mediana não sofreu alteração com o aumento da intensidade de contração, ou seja, manteve-se constante nas intensidades de 10, 25, 50 e 75% da CIVM. Entretanto, em 100% da CIVM, a frequência mediana foi significativamente menor do que nas demais intensidades avaliadas. No eletrodo distal não houve diferença significativa da frequência mediana nas diferentes intensidades de contração, ela manteve-se constante.

Na comparação dos valores da frequência mediana entre os eletrodos VLP e VLD, nas mulheres não houve diferença significativa entre eles nas intensidades de 10%, 25%, 50% e 75% da CIVM, isto é, nessas intensidades de contração, a frequência mediana foi semelhante em ambos os sítios de captação do sinal eletromiográfico (tabela 5, item c e figura 15). Já em 100% da CIVM, houve diferença significativa entre eles com o VLD apresentando maior frequência mediana do que o VLP.

Tabela 5 – a) Média  $\pm$  desvio padrão da Frequência Mediana (Hz) do músculo vasto lateral das mulheres em diferentes posicionamentos de eletrodos ativos (VLP e VLD) e em diferentes intensidades de contração: 10%, 25%, 50%, 75% da CIVM; b) Comparação significativa intragrupos; os posicionamentos de eletrodos indicam significância de 5%; c) Comparação significativa intergrupos; as intensidades de contração indicam significância de 5%, n=11.

a)	10% CIVM	25% CIVM	50% CIVM	75% CIVM	100% CIVM
VLP	83.7 $\pm$ 14.3	85.8 $\pm$ 13.1	81.9 $\pm$ 10.8	82.4 $\pm$ 12.7	72.8 $\pm$ 13.3
VLD	80.6 $\pm$ 12.7	83.0 $\pm$ 13.4	81.1 $\pm$ 11.8	80.5 $\pm$ 9.3	78.9 $\pm$ 8.6

b)	25% CIVM	50% CIVM	75% CIVM	100% CIVM
10% CIVM				VLP
25% CIVM				VLP
50% CIVM				VLP
75% CIVM				VLP

c)	VLD
VLP	100%

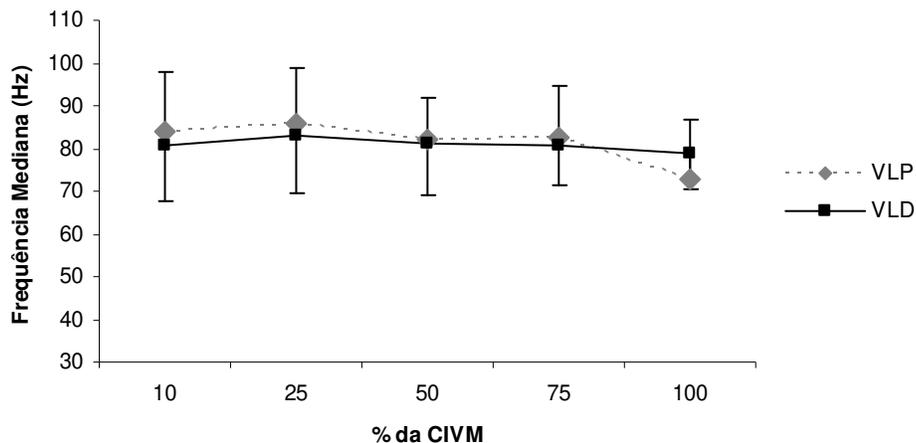


Figura 15 – Comportamento da frequência mediana (Hz) do músculo vasto lateral das mulheres em diferentes posicionamentos de eletrodos (VLP e VLD) e em diferentes intensidades de contração (10%, 25%, 50% e 75% da CIVM), n=11.

Para o grupo masculino, os valores da frequência mediana não sofreram alteração significativa com o incremento da intensidade de contração, ou seja, a frequência permaneceu constante (tabela 6, itens a e b e figura 16). Esse comportamento foi semelhante nos dois sítios de captação do músculo vasto lateral (proximal e distal).

Entretanto, na comparação dos valores da frequência mediana entre os eletrodos proximal e distal dos homens, houve diferença significativa nas intensidades de 10%, 25%, 50% e 75% da CIVM, com o VLP apresentando frequência maior do que o VLD. Apenas em 100% da CIVM não houve diferença significativa entre os sítios de captação (tabela 6, item c e figura 16).

Tabela 6 – a) Média  $\pm$  desvio padrão da Frequência Mediana (Hz) do músculo vasto lateral dos homens em diferentes posicionamentos de eletrodos ativos (VLP e VLD) e em diferentes intensidades de contração: 10%, 25%, 50%, 75% da CIVM; b) Comparação significativa intragrupos; os posicionamentos de eletrodos indicam significância de 5%; c) Comparação significativa intergrupos; as intensidades de contração indicam significância de 5%, n=7.

a)	10% CIVM	25% CIVM	50% CIVM	75% CIVM	100% CIVM
VLP	83.9 $\pm$ 14.5	84.7 $\pm$ 15.2	85.3 $\pm$ 22.6	82.4 $\pm$ 21.3	79.6 $\pm$ 23.44
VLD	74.5 $\pm$ 8.2	76.8 $\pm$ 7.9	76.7 $\pm$ 8.9	73.8 $\pm$ 11.4	76.7 $\pm$ 14.2

b)	25% CIVM	50% CIVM	75% CIVM	100% CIVM
10% CIVM				
25% CIVM				
50% CIVM				
75% CIVM				

c)	VLD			
VLP	10%	25%	50%	75%

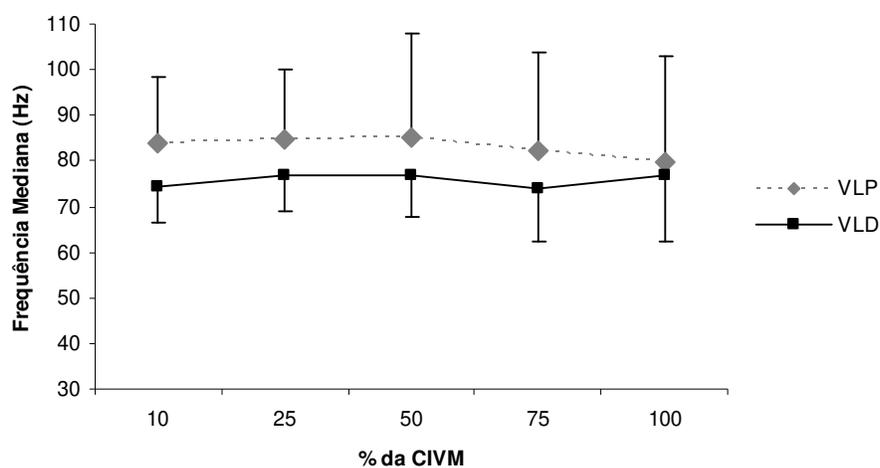


Figura 16 – Comportamento da frequência mediana (Hz) do músculo vasto lateral dos homens em diferentes posicionamentos de eletrodos (VLP e VLD) e em diferentes intensidades de contração (10%, 25%, 50% e 75% da CIVM), n=7.

Comparando a frequência mediana entre os gêneros, pode-se verificar na figura 17, que para o eletrodo proximal, não houve diferença significativa em nenhuma intensidade de contração, ou seja, os valores da frequência mediana não diferiram entre os gêneros. Para o eletrodo distal (figura 18), pode-se verificar que, nas intensidades de 10%, 25%, 50% e 100% da CIVM não houve diferença significativa entre os gêneros. Entretanto, em 75% da CIVM, as mulheres apresentaram frequência mediana significativamente maior do que os homens.

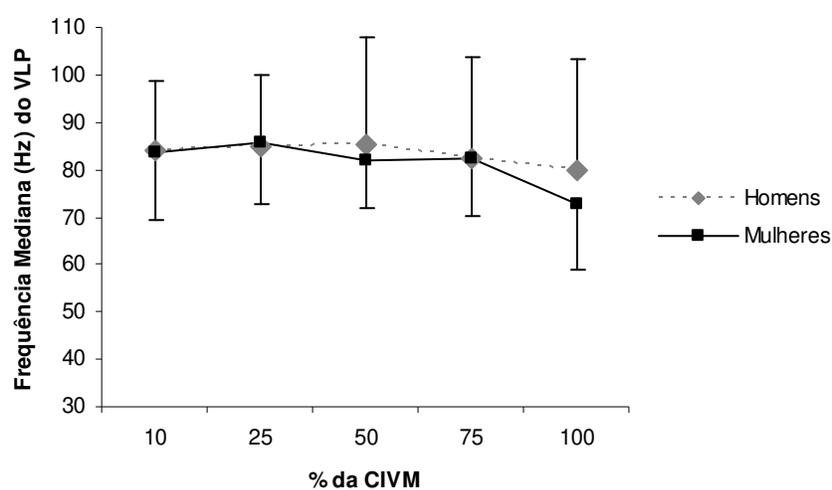


Figura 17– Média  $\pm$  desvio-padrão da frequência mediana (Hz) do vasto lateral proximal (VLP) dos homens e mulheres, n=7 homens e n=11 mulheres. \*  $p < 0.05$  em relação à respectiva intensidade de contração das mulheres.

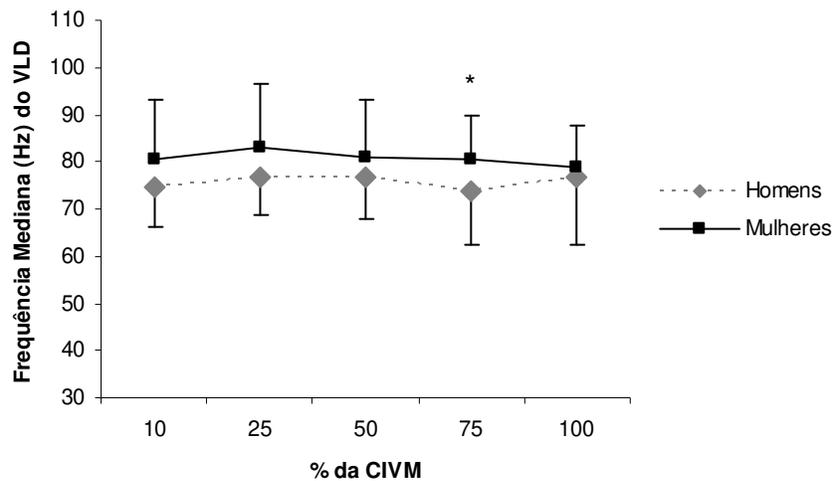


Figura 18 – Média  $\pm$  desvio-padrão da frequência mediana (Hz) do vasto lateral distal (VLD) dos homens e mulheres, n=7 homens e n=11 mulheres. \* p<0.05 em relação à respectiva intensidade de contração das mulheres.

#### 5.4. HISTOQUÍMICA

Com relação à porcentagem dos tipos de fibras do músculo vasto lateral das mulheres, pode-se observar na figura 19, que no VLP não houve diferença significativa na distribuição dos diferentes tipos de fibras (I, IIA e IID). O mesmo comportamento foi observado para o VLD.

Quando se comparou a porcentagem dos tipos de fibras entre o VLP e VLD (figura 19), não foi encontrada diferença significativa em nenhum dos tipos de fibras (tipo I:  $38,9 \pm 10,4\%$  no VLP e  $40,4 \pm 11,2\%$  no VLD; Tipo IIA:  $32,5 \pm 8,9\%$  no VLP e  $30,9 \pm 9,4\%$  no VLD; Tipo IID:  $28,5\% \pm 9,6\%$  no VLP e  $28,7 \pm 10,6\%$  no VLD).

No que se refere à distribuição dos tipos de fibras nos homens, pode-se verificar comportamento semelhante ao das mulheres, ou seja, não foi observada diferença significativa na porcentagem dos diferentes tipos de fibras (I, IIA e IID), tanto no VLP quanto no VLD (figura 20). Quando se comparou a porcentagem dos

tipos de fibras entre os eletrodos proximal e distal, pode-se verificar na mesma figura, que não houve diferença significativa entre eles, ou seja, a proporção das fibras I, IIA e IID é semelhante na parte proximal e distal do músculo (Tipo I:  $35,4 \pm 11,1\%$  no VLP e  $36,2 \pm 10,9\%$  no VLD; Tipo IIA:  $33,2 \pm 8,4\%$  no VLP e  $34,5 \pm 5,3\%$  no VLD; Tipo IID:  $31,3 \pm 11,8\%$  no VLP e  $29,3 \pm 8,5\%$  no VLD).

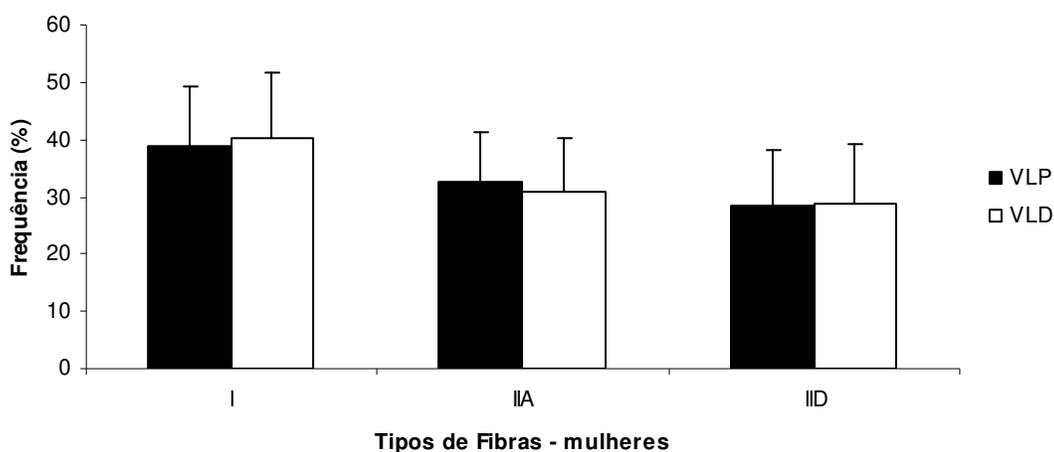


Figura 19 – Frequência (%) dos tipos de fibras (I, IIA e IID) das mulheres para os eletrodos VLP e VLD, n=11.

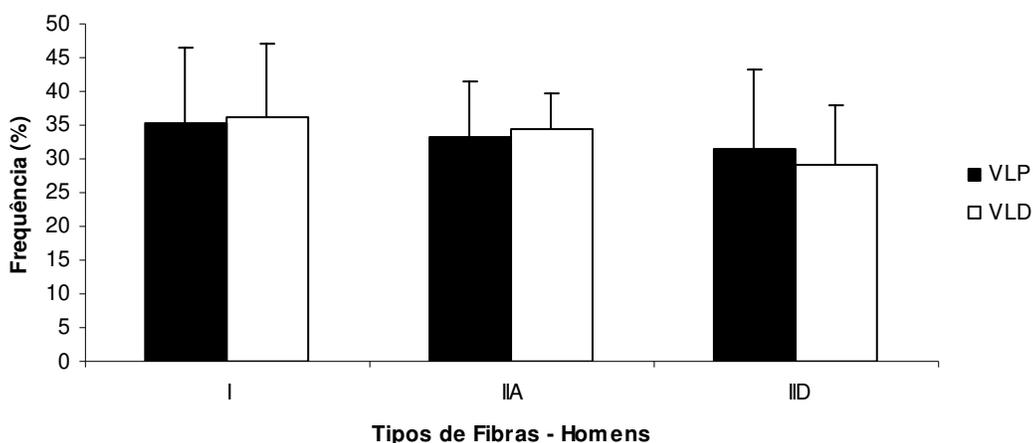


Figura 20 – Frequência (%) dos tipos de fibras (I, IIA e IID) dos homens para os eletrodos VLP e VLD, n=7.

Comparando a porcentagem dos diferentes tipos de fibras entre homens e mulheres, pode-se observar, que tanto para o VLP (figura 21) quanto para o VLD (figura 22), não houve diferença significativa entre os gêneros em nenhum dos tipos de fibras (I, IIA e IID), ou seja, a distribuição dos tipos de fibras é semelhante entre homens e mulheres.

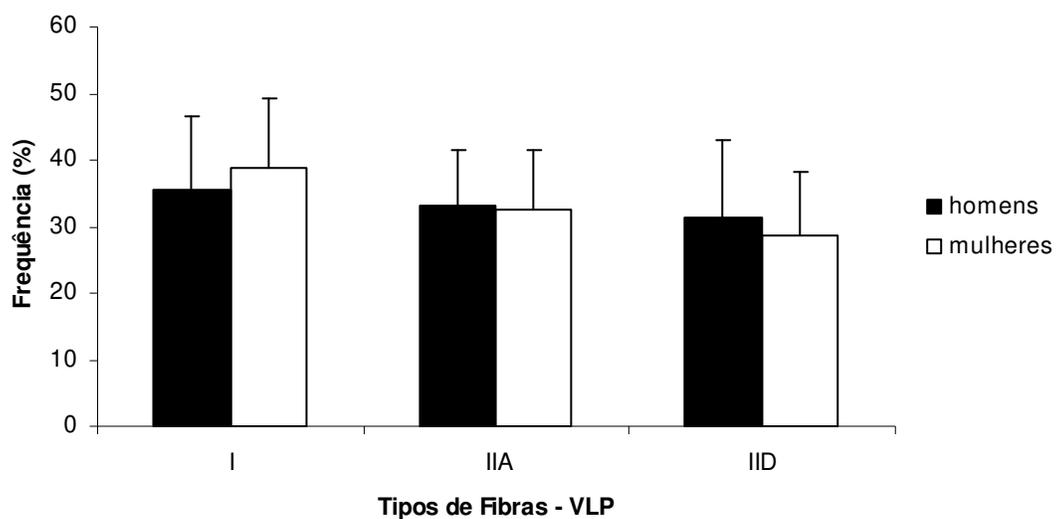


Figura 21 – Frequência (%) dos tipos do eletrodo VLP entre homens e mulheres, n=18, sendo 7 homens e 11 mulheres.

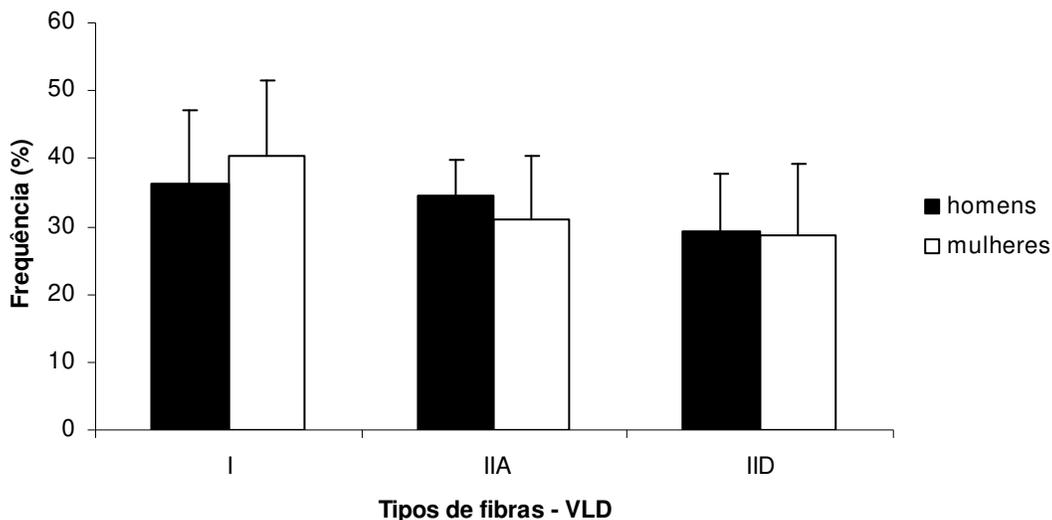


Figura 22 – Frequência (%) dos tipos do eletrodo VLD entre homens e mulheres, n=18, sendo 7 homens e 11 mulheres.

## 5.5. MORFOMETRIA

Com relação a área ( $\mu\text{m}^2$ ) dos diferentes tipos de fibras musculares, pode ser observado na figura 23, que para as mulheres, no VLP, houve diferença significativa entre a área das fibras I e IID ( $3850 \pm 902 \mu\text{m}^2$  versus  $2884 \pm 819 \mu\text{m}^2$ ) e entre IIA e IID ( $4441 \pm 1285 \mu\text{m}^2$  versus  $2884 \pm 819 \mu\text{m}^2$ ). Não houve diferença significativa na área entre as fibras I e IIA. O mesmo comportamento foi observado para o VLD, ou seja, diferença significativa entre I e IID ( $4875 \pm 1228 \mu\text{m}^2$  versus  $3084 \pm 1695 \mu\text{m}^2$ ) e entre IIA e IID ( $4746 \pm 1499 \mu\text{m}^2$  versus  $3084 \pm 1695 \mu\text{m}^2$ ). Desta forma, nas mulheres, a área das fibras tipo IID foi significativamente menor do que as demais, tanto na parte proximal quanto distal do músculo vasto lateral.

Na comparação da área dos diferentes tipos de fibras entre o VLP e o VLD das mulheres, pode-se verificar que houve diferença significativa entre eles na área das fibras tipo I, com as fibras do VLD apresentando maior área do que do

VLP. Nos demais tipos de fibras (IIA e IID) não houve diferença entre os sítios de captação (Figura 23).

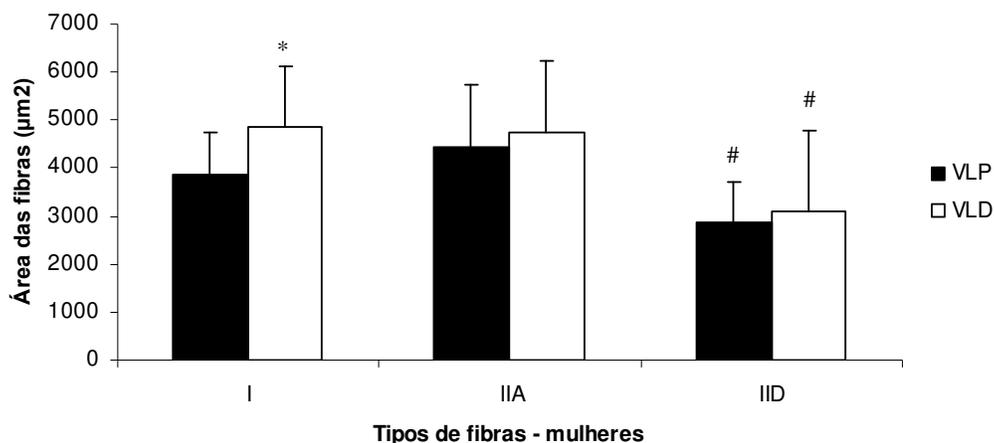


Figura 23 – Média  $\pm$  dp da área dos diferentes tipos de fibras ( $\mu\text{m}^2$ ) da biópsia proximal (VLP) e distal (VLD) das mulheres, n=11. \*p<0.05 em relação ao respectivo tipo de fibra do VLP; #p<0.05 em relação ao diâmetro das fibras I e IIA do respectivo eletrodo.

Com relação à área das fibras musculares dos homens, o mesmo comportamento foi observado no VLP e VLD, ou seja, pode-se verificar na figura 24, que houve diferença significativa entre as fibras I e IIA ( $4838 \pm 506 \mu\text{m}^2$  versus  $7054 \pm 1103 \mu\text{m}^2$  para o VLP e  $4894 \pm 579 \mu\text{m}^2$  versus  $7194 \pm 862 \mu\text{m}^2$  para o VLD) e entre IIA e IID ( $7054 \pm 1103 \mu\text{m}^2$  versus  $5439 \pm 1216 \mu\text{m}^2$  para o VLP e  $7194 \pm 862 \mu\text{m}^2$  versus  $5298 \pm 1004 \mu\text{m}^2$  para o VLD). Entre os tipos I e IID não houve diferença significativa. Deste modo, nos homens, as fibras do tipo IIA foram significativamente maiores do que as demais.

Na comparação da área das fibras entre o VLP e VLD dos homens (figura 24), não foram encontradas diferenças significativas em nenhum dos tipos de fibras musculares (I, IIA e IID).

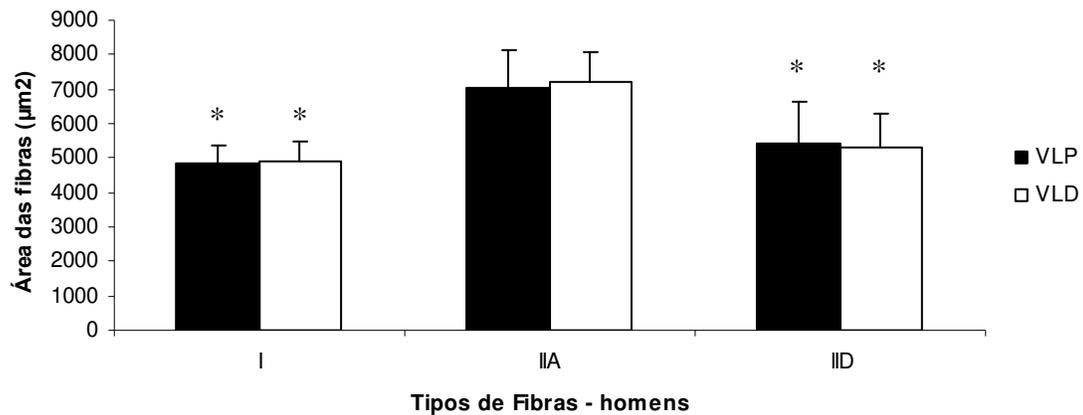


Figura 24 – Média  $\pm$  dp da área dos diferentes tipos de fibras ( $\mu\text{m}^2$ ) da biópsia proximal (VLP) e distal (VLD) dos homens,  $n=7$ . \* $p<0.05$  em relação ao diâmetro da fibra IIA do respectivo eletrodo.

Comparando a área das fibras musculares entre homens e mulheres, pode-se verificar na figura 25, que na biópsia proximal (VLP), os homens apresentaram a área das fibras (I, IIA e IID) significativamente maior do que nas mulheres. Entretanto, na biópsia distal (VLD), não houve diferença significativa entre os gêneros na área das fibras do tipo I (figura 26). Contudo, para as fibras IIA e IID, os homens apresentaram valores significativamente maiores do que as mulheres.

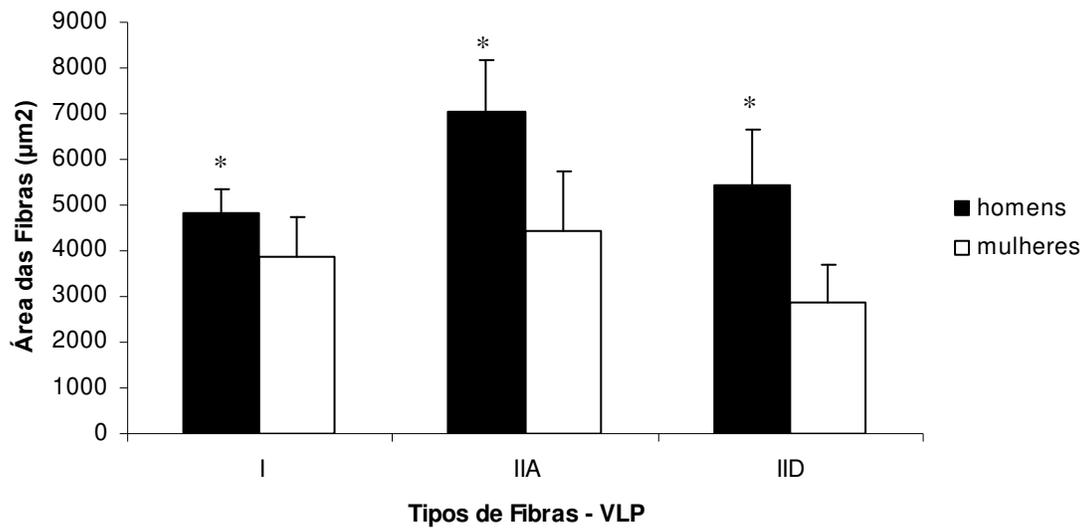


Figura 25 – Média  $\pm$  dp da área dos diferentes tipos de fibras ( $\mu\text{m}^2$ ) da biópsia proximal (VLP) dos homens (n=7) e mulheres (n=11). \*p<0.05 em relação ao respectivo tipo de fibra das mulheres.

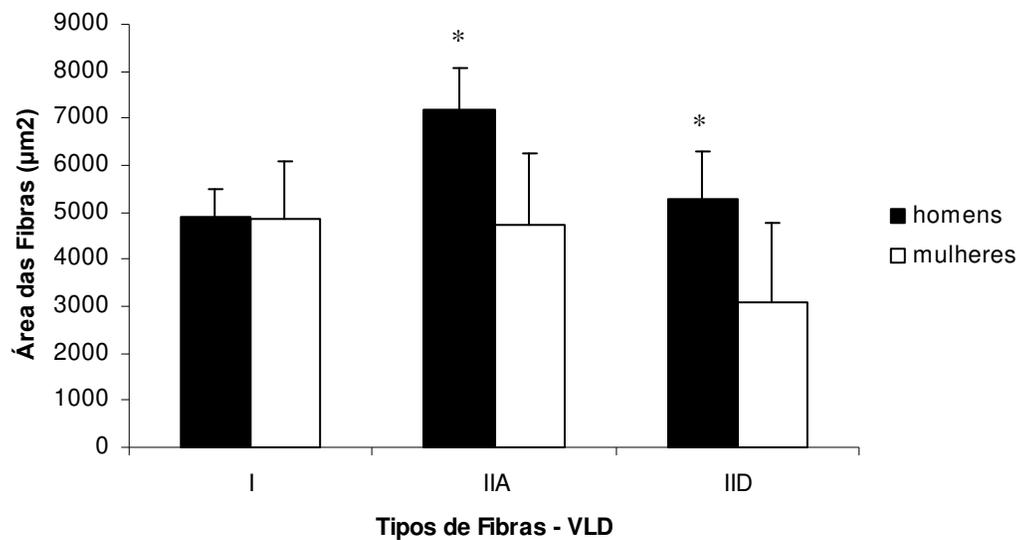


Figura 26 – Média  $\pm$  dp da área dos diferentes tipos de fibras ( $\mu\text{m}^2$ ) da biópsia distal (VLD) dos homens (n=7) e mulheres (n=11). \*p<0.05 em relação ao respectivo tipo de fibra das mulheres.

## 5.6. Correlação entre as variáveis eletromiográficas e histomorfométricas

Após análises individuais das variáveis eletromiográficas e histomorfométricas buscou-se a correlação entre as mesmas.

Pode-se verificar na tabela 7 a correlação entre as diferentes variáveis eletromiográficas, a força de extensão da perna e a histomorfometria do músculo vasto lateral. Houve correlação positiva significativa entre a força de extensão da perna e o RMS do sinal eletromiográfico em todas as intensidades de contração avaliadas (10 a 100% da CIVM). Isto significa que quanto maior a força de contração, maior é a amplitude do sinal gerado pelo músculo vasto lateral. A força de extensão da perna também apresentou correlação positiva significativa com a área das fibras musculares do tipo I e do tipo II, isto é, quanto maior a área da fibra muscular, maior a força gerada pelo músculo em contração.

A amplitude do sinal eletromiográfico (mensurada por meio do RMS) apresentou correlação positiva significativa com a área das fibras do tipo II em todas as intensidades de contração avaliadas. Entretanto, quando esta variável foi correlacionada com a área das fibras do tipo I, esta foi significativa até 50% da CIVM, porém em 75% e 100% da CIVM não houve correlação significativa entre essas variáveis. Não houve correlação significativa entre o RMS do músculo vasto lateral e o percentual de fibras do tipo I e do tipo II.

Quando se correlacionou a frequência mediana do sinal eletromiográfico com a morfologia do músculo vasto lateral, verificou-se não existir correlação significativa entre essa variável e a área das fibras do tipo I e do tipo II. Entretanto, houve correlação positiva significativa com a porcentagem de fibras do tipo I, e negativa com a porcentagem de fibras do tipo II em 50%, 75% e 100% da CIVM.

Não houve correlação significativa entre a força e a frequência mediana, nem entre a frequência mediana e o RMS do sinal eletromiográfico em todas as intensidades avaliadas. A força também não foi correlacionada com o percentual de fibras do tipo I e do tipo II.

Tabela 7 – Correlação entre as variáveis eletromiográficas (RMS e frequência mediana), histomorfológicas (área e % de fibras I e II) e a força de extensão da perna em diferentes intensidades de contração (10 a 100% da CIVM), n=18.

	10%		25%		50%		75%		100%	
Força x RMS	r = 0,4789	p = 0,0036	r = 0,5215	p = 0,0013	r = 0,6970	p = 0,0001	r = 0,7200	p = 0,0001	r = 0,6415	p = 0,0001
Força x FM	r = 0,0109	p = 0,9508	r = -0,0360	p = 0,8396	r = 0,0007	p = 0,9966	r = -0,1651	p = 0,3508	r = 0,0308	p = 0,8623
RMS x FM	r = -0,1865	p = 0,2910	r = -0,1015	p = 0,5680	r = 0,0266	p = 0,8812	r = -0,1145	p = 0,5190	r = -0,0302	p = 0,8651
Força x Área I	r = 0,3920	p = 0,0198	r = 0,3553	p = 0,0362	r = 0,4315	p = 0,0096	r = 0,3937	p = 0,0193	r = 0,3668	p = 0,0303
Força x Área II	r = 0,4152	p = 0,0131	r = 0,3739	p = 0,0269	r = 0,4516	p = 0,0065	r = 0,4301	p = 0,0099	r = 0,3553	p = 0,0362
Força x % I	r = 0,1210	p = 0,4887	r = 0,0869	p = 0,6193	r = 0,1390	p = 0,4259	r = 0,0464	p = 0,7909	r = 0,0381	p = 0,8278
Força x % II	r = -0,1210	p = 0,4887	r = -0,0869	p = 0,6193	r = -0,1390	p = 0,4258	r = -0,0460	p = 0,7928	r = -0,0378	p = 0,8293
RMS x Área I	r = 0,3571	p = 0,0352	r = 0,4109	p = 0,0142	r = 0,3808	p = 0,0240	r = 0,2931	p = 0,0875	r = 0,2736	p = 0,1118
RMS x Área II	r = 0,4624	p = 0,0052	r = 0,3807	p = 0,0241	r = 0,4413	p = 0,0080	r = 0,3413	p = 0,0448	r = 0,3379	p = 0,0471
RMS x % I	r = 0,2365	p = 0,1713	r = 0,1296	p = 0,4582	r = 0,1857	p = 0,2855	r = 0,0914	p = 0,6014	r = 0,0141	p = 0,9358
RMS x % II	r = -0,2381	p = 0,1685	r = -0,1312	p = 0,4523	r = -0,1869	p = 0,2823	r = -0,0917	p = 0,6002	r = -0,0147	p = 0,9328
FM x Área I	r = -0,1724	p = 0,3296	r = -0,1787	p = 0,3120	r = 0,1375	p = 0,4380	r = 0,0540	p = 0,7615	r = 0,2880	p = 0,0986
FM x Área II	r = -0,1712	p = 0,3331	r = -0,2355	p = 0,1800	r = 0,0780	p = 0,6607	r = 0,0845	p = 0,6344	r = 0,2870	p = 0,0999
FM x % I	r = 0,1424	p = 0,4217	r = 0,2362	p = 0,1786	r = 0,4132	p = 0,0152	r = 0,3574	p = 0,0380	r = 0,4126	p = 0,0153
FM x % II	r = -0,1417	p = 0,4240	r = -0,2358	p = 0,1794	r = -0,4124	p = 0,0154	r = -0,3567	p = 0,0384	r = -0,4125	p = 0,0153

## 6. DISCUSSÃO

### 6.1. Distribuição dos tipos de fibras

Resultados conflitantes têm sido relatados na literatura a respeito das diferenças entre os gêneros, no que se refere à distribuição dos tipos de fibras musculares (ESSÈN-GUSTAVSSON & BORGES, 1986; GLENMARK, 1994). Fatores genéticos e ambientais, como obesidade (KROTKIEWSKI & BJÖRNTORP, 1986), idade (HEDMAN et al., 2000) e atividade física (NEPTUNE et al., 2009), também têm sido relatados por determinar variações na distribuição dos tipos das fibras.

Segundo Bilodeau et al. (2003), a composição (% do tipo de fibras) e o diâmetro (área) das fibras do músculo vasto lateral, parecem diferir entre homens e mulheres. Vários estudos relatam maior proporção de fibras do tipo I nas mulheres do que nos homens (MILLER et al., 1993; SIMONEAU & BOUCHARD, 1989; SIMONEAU et al., 1985), sendo que as fibras do tipo I representam de 25 a 70% de todas as fibras do músculo, e as mulheres apresentam de 5 a 6% mais fibras do tipo I do que os homens. Entretanto, outros estudos não relatam diferenças entre os gêneros (TOFT et al., 2003; STARON et al., 2000). No que se refere à distribuição (%) dos diferentes tipos de fibras do músculo vasto lateral, no presente estudo não foi verificada diferença significativa entre homens e mulheres, ou seja, a porcentagem de fibras dos tipos I, IIA e IID foi similar em ambos os gêneros e sítios de coleta.

Toft et al. (2003) apresentaram dados de morfologia muscular numa grande amostra da população saudável com 91 biópsias (58 homens e 33 mulheres). As amostras foram obtidas do músculo vasto lateral por meio de biópsia com agulha de Bergström. Os três principais tipos de fibras musculares (I, IIA e IIB) foram determinados pela técnica da mATPase após pré-incubações nos pHs 4,3 e 9,4. Os referidos autores verificaram que a composição das fibras do músculo vasto lateral numa população normal, saudável e não-obesa não é

diferente em homens e mulheres. De acordo com os mesmos autores, aproximadamente 55% são de fibras do tipo I, 35% de fibras do tipo IIA, e de 6 a 15% de fibras do tipo IIB. Esses resultados estão de acordo com os encontrados na presente investigação, pois não foram encontradas diferenças significativas na distribuição das fibras entre homens e mulheres, independente do local amostrado (VLP e VLD).

Com o objetivo de obter dados reais sobre a constituição dos tipos de fibras de músculos normais e verificar sua distribuição espacial, Johnson et al. (1973) examinaram 36 músculos humanos, por meio de autópsia de 6 homens, para verificar a distribuição dos tipos de fibras dentro deles. Em cada amostra foram contadas 200 fibras e as mesmas foram classificadas em tipos I e II pela técnica da mATPase. Para o músculo vasto lateral, os autores encontraram que a porcentagem média de fibras do tipo I em homens jovens saudáveis é de 37,8% e de 67,3% de fibras do tipo II (na camada superficial); 46,9% de fibras do tipo I e 53,1% de fibras do tipo II (na camada profunda). Segundo esses autores, para as fibras do tipo I, são esperadas porcentagens entre 19,6 a 45,8%; para as fibras do tipo II, de 52,1% a 72,2% (camada superficial). Já na camada profunda, espera-se valores entre 37,5% e 56,2% de fibras do tipo I e 43,8% a 62,5% de fibras do tipo II. Segundo esses autores, a variação nas proporções dos tipos de fibras de músculos individuais é ampla.

No estudo de Gerdle et al. (1991), os autores avaliaram a distribuição dos tipos de fibras do músculo vasto lateral de 9 mulheres clinicamente saudáveis, por meio da técnica da mATPase nos pHs 4,2; 4,6 e 9,4, e verificaram que as mulheres apresentaram  $43,3 \pm 10,5\%$  de fibras do tipo I,  $40,8 \pm 11,0\%$  de fibras do tipo IIA e  $14,5 \pm 10,2\%$  de fibras do tipo IIB. No presente estudo, verificou-se que os homens apresentaram na biópsia proximal: 35,4% de fibras do tipo I, 33,2% de fibras do tipo IIA e 31,3% de fibras do tipo IID. Na parte distal: 36,2% de fibras do tipo I, 34,5% de fibras do tipo IIA e 29,3 % de fibras do tipo IID. Nas mulheres, a parte proximal apresentou 38,9% de fibras do tipo I, 32,5% de fibras do tipo IIA e

28,5% de fibras do tipo IID. Na parte distal 40,4% de fibras do tipo I, 30,9% de fibras do tipo IIA e 28,7 de fibras do tipo IID.

Diferenças entre os gêneros no tamanho das fibras têm sido vistas em diferentes grupos etários (MONEMI et al. 1999; HEDMAN et al., 2000), assim como em atletas e na população sedentária (NEPTUNE et al., 2009). Segundo esses autores, a diferença associada com o gênero no tamanho das fibras é provavelmente determinada geneticamente.

De acordo com Bilodeau et al. (2003), de maneira geral, os homens possuem fibras musculares maiores do que as mulheres, sendo que isso ocorre para todos os tipos de fibras. Por exemplo, Gerdle et al. (2000) verificou que as fibras do VL são 30% maiores nos homens em relação às mulheres. Esses dados corroboram com os do presente estudo, uma vez que os homens apresentaram todos os tipos de fibras (I, IIA e IID) com área significativamente maior do que as mulheres, tanto na parte proximal quanto na distal do músculo vasto lateral. Além disso, diversos estudos demonstraram que nos homens, as fibras do tipo II têm maior área de secção transversa do que as do tipo I, e nas mulheres, o oposto pode ser observado (GERDLE et al., 1988b; 1997; 2000; MILLER et al., 1993, SIMONEAU & BOUCHARD, 1989). Esses resultados foram confirmados no presente estudo, pois nos homens a área das fibras do tipo IIA foi significativamente maior do que a do tipo I e nas mulheres não foi verificada diferença significativa entre as fibras do tipo I e IIA. Outro estudo com resultados similares foi o de Toft et al. (2003), os quais verificaram que, para o vasto lateral, os homens apresentaram a área dos três diferentes tipos de fibras (I, IIA e IIB) significativamente maiores do que as mulheres. Além disso, os homens tiveram mais capilares por fibra muscular do que as mulheres e apresentaram área e diâmetro das fibras do tipo II maiores do que as do tipo I. No referido trabalho também não houve diferença significativa nos diâmetros das fibras tipo I e II nas mulheres.

No estudo de Gerdle et al. (1991), as mulheres apresentaram área ( $\mu\text{m}^2$ ) das fibras do tipo I de  $3704 \pm 777$ , do tipo IIA de  $3294 \pm 719$  e do tipo IIB de 2808

$\pm 943$ . No presente estudo, as mulheres apresentaram as fibras do tipo I com área de  $3850 \pm 902$  no VLP e de  $4875 \pm 1228$  no VLD; fibras do tipo IIA com área de  $4441 \pm 1285$  no VLP e  $4747 \pm 1499$  no VLD e fibras do tipo IID com área de  $2884 \pm 819$  no VLP e  $3084 \pm 1499$  no VLD. Os valores da área das fibras I e IID do presente estudo são semelhantes aos encontrados no estudo supracitado para a biópsia proximal, exceto para a fibra IIA.

Para homens jovens, as fibras são definidas hierarquicamente como as fibras do tipo II sendo maiores do que as do tipo I, e as fibras do tipo IIA maiores do que as do tipo IIB (TOFT et al., 2003). Esses dados corroboram com os do presente estudo, pois verificou-se que, nos homens, as fibras do tipo IIA apresentaram área significativamente maior do que os demais tipos de fibras (I e IID), tanto na biópsia proximal (VLP) quanto na distal (VLD). De acordo com os autores supracitados, para as mulheres jovens, as fibras do tipo I são maiores do que as do tipo IIA, sendo que estas são maiores do que as do tipo IIB ( $I > IIA > IIB$ ). Esses resultados discordam do estudo atual, pois para as mulheres não houve diferença significativa na área das fibras I e IIA. Entretanto, as fibras do tipo IID foram significativamente menores que as demais.

Claramente, poderia ser de interesse investigar a possibilidade de que as proporções dos tipos de fibras poderiam variar com a idade ou como resultado de diferenças ocupacionais (JOHNSON et al., 1973). De acordo com os mesmos autores, várias razões para isto podem ser sugeridas. Primeiro, nos músculos grandes com funções fisiológicas complexas, o problema do erro de amostragem será maior do que em músculos menores e menos complexos. Também, nos casos de músculos que recebem sua inervação a partir de diferentes segmentos nervosos, a chance de diferenças significativas na proporção dos tipos de fibras ocorrendo em diferentes áreas do mesmo músculo será aumentada. Verificou-se também que diferença significativa entre a proporção dos tipos de fibras entre as camadas superficial e profunda dos músculos não é um achado consistente; quando ocorre, é mais freqüente a camada superficial ter uma proporção maior de fibras do tipo II.

## 6.2. Força muscular

Para Pincivero et al. (2000), a geração do torque na articulação é considerada um resultado combinado da tensão produzida pelas contrações musculares e do padrão de ativação daqueles músculos. Segundo os mesmos autores, a geração do torque extensor do joelho é determinada, em grande parte, pela habilidade de um indivíduo para ativar os músculos do quadríceps voluntariamente. Porém, existe diferença entre capacidade muscular máxima e capacidade individual máxima (ENOKA & FUGLEVAND, 1993). A capacidade individual máxima é simplesmente definida como o maior nível de torque que uma pessoa pode exercer através de um esforço voluntário. Já a capacidade muscular máxima é usualmente conduzida via técnicas de interpolação (HALES & GANDEVIA, 1988). A partir da perspectiva clínica, a capacidade individual máxima pode ser de maior interesse para investigar condições físicas normais, ou, em muitos casos, anormais (ENOKA & FUGLEVAND, 1993).

De acordo com Tuxen et al. (1999), os maiores determinantes da força muscular são a massa muscular e a composição dos tipos de fibras. Neste contexto, estudos têm demonstrado que os homens são capazes de produzir maior força absoluta do que as mulheres, pois eles têm maior área de secção transversa muscular (MILLER et al., 1993; KORYAK, 1999), maiores concentrações de hormônios anabólicos e, provavelmente, maior atividade neural voluntária na ativação muscular (HAKKINEN & PAKARINEN, 1993). Diversos autores têm relatado diferenças entre homens e mulheres na atividade das enzimas glicolíticas, com homens apresentando maior atividade do que as mulheres (KOMI & KARLSSON, 1978; HARALAMBIE, 1979; SIMONEAU et al., 1983). Essas diferenças estão evidentemente associadas com vários fatores. O estudo de Haralambie (1979) sugere que a quantidade e o tipo de atividade corporal difere entre homens e mulheres e que isto pode ser responsável por diferenças bioquímicas. Por outro lado, tem sido mostrado que os hormônios androgênicos podem induzir uma elevação no potencial muscular glicolítico.

Guirro et al. (2006) analisaram os efeitos de diferentes estímulos sobre a atividade eletromiográfica do bíceps braquial e a força de flexão do antebraço em 15 homens e 15 mulheres. Nesse trabalho, foi verificado que os homens apresentaram valores significativamente maiores de RMS bruto e força do que as mulheres.

No presente estudo, foi verificado que os homens apresentaram força significativamente maior do que as mulheres, independente da intensidade de contração avaliada (10 a 100% da CIVM). Esses resultados estão de acordo com os referidos por Bilodeau et al. (2003), os quais avaliaram a força e a atividade eletromiográfica dos componentes do quadríceps com o joelho fletido a 90° (RF, VL e VM), em diferentes intensidades de contração (0 a 100%) e em ambos os gêneros (7 homens e 7 mulheres). Os referidos autores verificaram que a força produzida pelos homens também foi significativamente maior do que pelas mulheres. Pincivero et al. (2004) também verificaram, para o quadríceps em diferentes ângulos de flexão do joelho, que o torque desenvolvido pelos homens foi significativamente maior do que pelas mulheres.

Segundo Simoneau & Bouchard (1989), de maneira geral, nos homens são encontradas fibras com maior diâmetro, e a maioria das fibras é do tipo II, comparado com as mulheres. Isto também poderia explicar parcialmente a maior capacidade para geração de força do grupo masculino. Entretanto, diferenças na geração de força de extensão máxima da perna produzida pelos homens *versus* as mulheres poderia ser atribuída às diferenças no tamanho do músculo todo entre os dois grupos em consideração (BILODEAU et al., 2003). No presente estudo, os homens apresentaram todos os tipos de fibras com área maior do que as mulheres; isso poderia refletir na maior geração de força desencadeada nesse grupo.

### 6.3. RMS x Força

Vários fatores anatômicos e fisiológicos que são responsáveis pelo recrutamento do músculo esquelético, como intensidade de contração, tipo de fibra muscular ou padrão de ativação da UM, podem ser manifestados no sinal eletromiográfico (PINCIVERO et al., 2001). Neste sentido, a eletromiografia tem provado ser uma ferramenta válida e confiável para avaliar o recrutamento do músculo (KAMEN & CALDWELL, 1996).

A relação entre a amplitude eletromiográfica e a força muscular tem sido freqüentemente demonstrada nos estudos (BASMAJIAN & De LUCA, 1985; PORTNEY & ROY, 2004; De LUCA, 1997; GUIRRO et al., 1998; FORTI & GUIRRO, 2008), e de acordo com Bilodeau et al. (1995), tem sido demonstrado que a amplitude do sinal EMG aumenta gradativamente com o aumento da força. Ebersole et al. (1999) examinaram as respostas eletromiográficas do reto da coxa, vasto medial e lateral durante incremento da força com o joelho fletido a 25°, 50° e 75°. Em cada ângulo articular isolado, houve diferença significativa entre % da CIVM e amplitude (RMS) do sinal eletromiográfico para os três músculos avaliados, ou seja, conforme se aumenta a intensidade de contração, há um aumento no RMS (sendo 100>75>50>25% da CIVM). Para Pincivero et al. (2003), há uma relação linear entre o torque e a amplitude eletromiográfica para as porções do músculo quadríceps femoral. Contudo, os componentes individuais do quadríceps femoral são ativados de maneira diferenciada através dos níveis de baixo para moderado do torque voluntário (PINCIVERO & COELHO, 2000; ALKNER et al., 2002).

Outras investigações também reportaram que aumentos no torque isométrico aumentam a amplitude do sinal eletromiográfico para os músculos superficiais do quadríceps femoral (MATHESON et al., 1997; SUTER & HERZOG, 1997). Esta elevação até 100% da CVM pode estar relacionada com a distribuição dos tipos de fibra e/ou a interação entre o recrutamento de unidades motoras e padrão de estimulação (BASMAJIAN et al., 1992; SUTER & HERZOG, 1997).

Wakeling & Rozits (2004) verificaram que a atividade mioelétrica aumentou quantitativamente durante o aumento gradativo da força de contração para os músculos extensores da perna. Esses resultados estão de acordo com os encontrados no presente estudo, uma vez que o RMS do músculo vasto lateral aumentou significativamente com o aumento da intensidade de contração (de 10 a 100% da CIVM), nos dois sítios de captação, ou seja, na parte proximal (VLP) e distal (VLD) do músculo. Esse comportamento foi verificado tanto em homens quanto em mulheres.

Mello (2006), analisando contrações isométricas não fatigantes em 17 homens e em diferentes níveis de força, verificou que com o aumento da intensidade de contração, houve aumento do RMS para os músculos bíceps e tríceps braquial. Outro trabalho que também verificou relação entre RMS e força foi o de Forti (2005), que avaliou o RMS do músculo reto da coxa de 33 mulheres, em 50% e 100% da CIVM. Foi demonstrado que o RMS foi significativamente maior em 100% do que em 50%, ou seja, com o aumento da intensidade de contração, houve elevação da amplitude eletromiográfica. Esse comportamento foi verificado para o músculo alongado e encurtado e em 5 diferentes posicionamentos de eletrodos.

De acordo com Basmajian & DeLuca (1985), o fato do RMS aumentar com a elevação da força de contração, é em decorrência de um aumento no recrutamento das unidades motoras e aumento da frequência de disparo de cada uma delas. Este é o achado normal diante de uma contração vigorosa: quanto maior a força de contração, mais unidades motoras são recrutadas, aumentando com isso a amplitude do sinal. Estes resultados corroboram com os deste estudo, onde foi verificada uma elevação da amplitude do sinal eletromiográfico com o aumento da intensidade de contração de 10 a 100% da CIVM, independente do gênero e localização do eletrodo (VLP e VLD). Estes dados também estão de acordo com Zuniga et al. (1970) que observaram o efeito do posicionamento dos eletrodos sobre a relação entre eletromiograma e tensão no músculo bíceps

braquial. Esses autores também verificaram que, com o aumento da intensidade de contração, há um aumento da amplitude eletromiográfica.

Segundo Pincivero et al. (2000), o gênero pode ter um impacto significativo sobre vários parâmetros eletromiográficos. Guirro et al. (2006) também demonstraram que os homens apresentaram maior atividade eletromiográfica (RMS bruto) do que as mulheres. Estes resultados também foram demonstrados por Pincivero et al. (2000), os quais avaliaram a força e a atividade eletromiográfica dos músculos vasto lateral, vasto medial e reto femoral de 15 homens e 15 mulheres. Nesse estudo, foi encontrado que no VL houve diferença entre os gêneros, com a amplitude do sinal EMG sendo significativamente maior nos homens do que nas mulheres. Para as coletas foi utilizada a contração isométrica voluntária máxima mantida por 5 segundos e com o joelho fletido a 60°.

Ao avaliar a atividade eletromiográfica dos componentes do quadríceps femoral de 14 jovens saudáveis (7 homens e 7 mulheres), com o joelho fletido a 90° e em diferentes intensidades de contração (0-100% da CIVM), Bilodeau et al. (2003) verificaram que a amplitude do sinal aumentou progressivamente com o aumento da força de contração para os três músculos avaliados e em ambos os gêneros. Entretanto, o aumento expresso em valor bruto (voltagem) foi maior em homens do que em mulheres para os três músculos. No presente estudo também foi verificado que o RMS não normalizado do vasto lateral foi significativamente maior nos homens do que nas mulheres. De acordo com os autores supracitados, os maiores valores do RMS observados em homens sugeririam maior conteúdo e/ou maior área das fibras do tipo II em homens do que mulheres (GERDLE et al., 2000). Porém, neste estudo não foi realizada análise histológica. De acordo com os resultados encontrados na presente investigação, os homens apresentaram todos os tipos de fibras (I, IIA e IID) com área significativamente maior do que as mulheres, tanto na parte proximal quanto na distal do músculo vasto lateral. Deste modo, essa diferença pode ter contribuído para um RMS bruto maior no grupo masculino em comparação com o feminino.

Neste mesmo contexto, Gerdle et al. (1991) verificaram que existe uma associação significativa entre o aumento do RMS com a força e área das fibras obtidas a partir de biópsias. Este maior RMS em homens comparado com mulheres pode ser explicado pela presença de fibras do tipo II maiores, quando comparado com aquelas das mulheres (GERDLE et al., 2000).

#### **6.4. Influência da localização dos eletrodos**

De acordo com vários autores (ZUNIGA et al., 1970; HOGREL et al., 1998; MERLETTI et al., 1999, 2001), não são todos os locais ao longo do músculo que dão estimativas confiáveis da amplitude e das variáveis espectrais. Deste modo, as propriedades do sinal eletromiográfico diferem consistentemente se o sinal for detectado próximo da zona de inervação ou tendão ou entre a zona de inervação e os tendões. É evidente que variações ocorrem para diferentes posições de eletrodos, em virtude da situação anatômica complexa. No estudo de Forti (2005), foi verificada grande variabilidade do sinal eletromiográfico ao longo do ventre do músculo reto da coxa de 33 mulheres, em 5 diferentes posicionamentos de eletrodos. Esta variabilidade ocorreu tanto para a amplitude quanto para variáveis espectrais, porém foi maior para a amplitude do que para a frequência mediana.

Poucos trabalhos na literatura avaliaram a influência de diferentes posicionamentos de eletrodos sobre as características do sinal eletromiográfico. Em 1970, Zuniga e colaboradores avaliaram o efeito do posicionamento dos eletrodos de superfície (9 eletrodos tipo Beckman colocados longitudinalmente sobre o bíceps braquial) sobre a amplitude do sinal eletromiográfico em seis homens. Os resultados demonstraram redução gradual significativa dos potenciais eletromiográficos médios quando a posição do eletrodo foi movida do centro do ventre muscular na direção distal ou dos lados do músculo. Segundo Gray (1966), um fator que pode contribuir para a diminuição da amplitude na direção distal do músculo é a forma fusiforme das duas cabeças do bíceps. Para Adams et al.

(1962), as junções miotendíneas não formam uma linha perpendicular abrupta, mas uma linha sinuosa, onde fibras musculares individuais estão fixas obliquamente no tendão em fibras de diferentes comprimentos.

No presente estudo, verificou-se que o RMS diferiu entre as partes proximal e distal do músculo vasto lateral, tanto nos homens quanto nas mulheres. Em ambos os gêneros, quando houve diferença significativa, a parte distal apresentou amplitude significativamente maior do que a proximal. Com relação à variação da frequência mediana, esta foi menor do que a variação do RMS. Para as mulheres, essa variável espectral foi semelhante nos dois sítios de captação, em praticamente todas as intensidades avaliadas, exceto em 100% da CIVM. Entretanto, nos homens, houve maior variação deste parâmetro entre os dois sítios de captação, com o VLP apresentando maiores valores.

Para Pincivero et al. (2000), a variabilidade relativamente alta dos sinais eletromiográficos pode ser devido a fatores de natureza fisiológica, ao processo aleatório, bem como às flutuações fisiológicas no número e padrão de ativação de unidades motoras. Outros fatores que poderiam contribuir para a variação do sinal ao longo do comprimento muscular referem-se ao tecido adiposo, a arquitetura muscular e a distribuição dos tipos de fibras.

Sabe-se que a camada de pele age como um filtro passa baixa (BASMAJIAN & De LUCA, 1985), alterando a frequência do sinal eletromiográfico. Deste modo, os diferentes valores da frequência mediana, encontrados entre os eletrodos VLP e VLD, poderiam estar associados às diferentes espessuras da dobra cutânea ao longo do ventre muscular.

Considerando a arquitetura muscular, de acordo com diversos trabalhos, a arquitetura do músculo vasto lateral pode variar secundariamente a fatores como idade (VANDERVOORT, 2002), gênero (ROBERTS et al., 2007) e níveis de atividade (BLAZEVIČH et al., 2006). Para Becker et al. (2009), a arquitetura muscular refere-se ao arranjo macroscópico dos fascículos musculares e termos específicos relacionados a este tema incluem comprimento muscular, fascículo, ângulo de penação, e área de secção transversa fisiológica. No que se refere ao

comprimento muscular, de acordo com os autores supracitados, é freqüentemente medido entre os pontos de inserção dos fascículos.

De acordo com Lieber & Friden (2000), os fascículos têm um local de fixação distinto de proximal a distal. No que se refere ao ângulo de penação, existe ampla faixa de valores relatados na literatura (HALLISEY et al., 1987; BENNETT et al., 1993; ANDRIKOULA et al., 2006). Hallisey et al. (1987) determinaram o ângulo de penação em 41 joelhos de cadáveres e relataram um valor médio de 48,5 graus para o ângulo de penação do VLO de homens e de 38,6 graus para mulheres. Os ângulos médios de penação do VLO relatados por Bennett et al. (1993) foram similares, com 44,9 graus para homens e 35,8 graus para mulheres. Com relação ao ângulo de penação do VLL foram encontrados resultados similares em 3 estudos (12-15 graus; 13 graus e 12,5 graus, respectivamente) (LIEB & PERRY, 1968; WEINSTABL et al., 1989; FRIEDERICH & BRAND, 1990).

No estudo mais recente de imagem, realizado por Blazeovich et al. (2006), a arquitetura muscular do quadríceps foi examinada *in vivo*, em 16 mulheres, utilizando ultra-som bidimensional, com joelho em 45° de flexão. Nesse trabalho foram estabelecidos valores para o ângulo de penação em diferentes partes do músculo e relatado que esses ângulos foram de  $11,7 \pm 3,8$  graus para a parte distal;  $13,2 \pm 3,2$  graus para o meio e  $9,7 \pm 3,9$  graus para a parte proximal do VL. Tate et al. (2006) determinaram a área de secção transversa fisiológica de 10 sujeitos e verificaram no membro dominante que a área das mulheres foi de  $20,0 \text{ cm}^2 \pm 1,0$  e de  $32,0 \text{ cm}^2 \pm 4,0$  para homens. Deste modo, a variação dos parâmetros eletromiográficos ao longo do músculo vasto lateral (VLP e VLD) de homens e mulheres encontradas no presente estudo, também podem ser em decorrência da variação dos parâmetros anatômicos supracitados ao longo do ventre muscular.

Quanto à distribuição dos tipos de fibras, estudos de morfologia muscular como o de Simoneau et al. (1983), tem demonstrado variação do tipo de fibra, sendo que esta variabilidade é freqüentemente observada entre sítios dentro

do músculo (LEXELL et al., 1983; ANDERSEN, 2003) e diferenças sistemáticas são encontradas entre as camadas superficial e profunda (ELDER et al., 1982), sendo que as fibras do tipo II são geralmente mais superficiais e as do tipo I mais profundas (LEXELL et al., 1983; GHEZ 1991). Johnson et al. (1973) e Polgar et al. (1973) referem que as fibras musculares, classificadas com base em suas características metabólicas e eletrofisiológicas, diferem nos músculos humanos de adultos e variam dentro de diferentes regiões do mesmo músculo, entre músculos diferentes no mesmo sujeito e entre os mesmos músculos de diferentes indivíduos em relação à função. Entretanto, foi demonstrado, no presente estudo, que a porcentagem dos diferentes tipos de fibras (I, IIA e IID) não diferiu entre a parte proximal e distal do músculo, tanto em homens quanto em mulheres. No que se refere à área dos tipos de fibras avaliados, houve diferença significativa apenas na área das fibras do tipo I das mulheres entre os sítios de captação, com a parte distal apresentando maior valor do que a proximal. Nos homens, não houve diferença entre os sítios de captação.

### **6.5. Frequência mediana x força**

A relação entre a amplitude eletromiográfica e a força muscular está bem estabelecida na literatura, como já descrito no item 6.3. Em contrapartida, a literatura científica ainda não tem uma produção de achados absolutamente consistentes a respeito da relação entre a frequência mediana e intensidade de contração (PINCIVERO et al., 2001).

De acordo com os resultados de Forti (2005), dependendo do comprimento muscular analisado e do local onde o eletrodo é posicionado, há uma relação diferente entre força e frequência mediana. É relatado que a frequência média aumenta (MORITANI & MURO, 1987; GERDLE et al., 1991), é constante (KOMI & VIITASALO, 1976; KOMI & TESCH, 1979, FORTI, 2005), aumenta somente durante os primeiros 20 a 25% da contração voluntária máxima (HAGBERG & HAGBERG, 1988; GERDLE et al., 1993) ou diminui (KOMI &

VIITASALO, 1976; FORTI, 2005) com o aumento da força em estados não fatigados.

Estudos prévios, que avaliaram essa relação em contrações isométricas graduadas, mostraram uma mistura de resultados, com alguns artigos relatando correlação (MORITANI & MURO, 1987; GERDLE et al., 1988a; KARLSSON & GERDLE, 2001; FARINA et al., 2002), enquanto outros relataram falta de correlação (GERDLE et al., 1988b; BILODEAU et al., 1991; ONISHI et al., 2000) entre essas variáveis.

Segundo Karlsson & Gerdle (2001), há várias razões possíveis para estas inconsistências: as técnicas utilizadas para detectar as mudanças na frequência, relações musculares específicas, diferenças inter e intra-indivíduos na morfologia muscular, diferenças entre gêneros, tamanho e configuração do eletrodo, espessura da dobra cutânea e a técnica utilizada para obter a relação entre frequência e força.

A composição e a área dos tipos de fibras musculares também parecem influenciar a frequência dos sinais eletromiográficos. De maneira geral, maiores valores da frequência média e mediana são encontrados em músculos com maior porcentagem de fibras do tipo II (GERDLE et al., 1991; 1997; 2000) ou maior área relativa das fibras do tipo II (KUPA et al., 1995). Adicionalmente, um aumento mais pronunciado nas frequências eletromiográficas com o aumento da força também são encontrados nos músculos com maior proporção ou área das fibras do tipo II (GERDLE et al., 1991; 1997; 2000). Segundo Kupa et al. (1995), nos músculos com maior proporção de fibras do tipo II e/ou área das fibras do tipo II, há maior redução da frequência mediana em contrações fatigantes.

De acordo com McNulty & Cresswell (2004), muitos fatores influenciam o comportamento do recrutamento das unidades motoras individuais. Segundo os autores supracitados, o aumento gradual na força de contração estática é regulado por dois mecanismos: o recrutamento e a frequência de estimulação. Tem sido proposto que este recrutamento segue o “princípio do tamanho” de Henneman, isto é, o tamanho do neurônio motor determinará a ordem de

recrutamento, ou seja, seqüencialmente, a partir das unidades motoras menores até as maiores (HENNEMAN, 1979), e esta sugestão tem sido suportada em outros estudos (EDSTRÖM & GRIMBY, 1986; ANDREASSEN & ARENDT-NIELSEN, 1987). Deste modo, as fibras do tipo I serão recrutadas primeiro, seguidas das fibras do tipo IIA e, em maiores níveis de produção, as fibras do tipo IIB. Entretanto, o nível no qual o recrutamento ocorre difere entre os músculos (EDSTRÖM & GRIMBY, 1986). Segundo De Luca et al. (1982), os músculos pequenos são recrutados dentro de um período mais curto (0-50% da CVM) do que músculos maiores (0-90% da CVM).

Diferenças no nível da CVM, no qual o recrutamento ocorre, poderiam ser um possível fator por trás dos diferentes resultados nas relações entre força (torque) e freqüência média relatados na literatura, tanto para os músculos extensores do joelho (HERMENS et al., 1984) quanto para outros músculos (MORITANI & MURO, 1987; GERDLE et al., 1988a, HAGBERG & HAGBERG, 1988).

Com base no recrutamento progressivo das unidades motoras (princípio do tamanho), seria esperado que o recrutamento das unidades motoras rápidas (tipo II) em maiores níveis de força, resultasse em freqüências maiores dentro do sinal eletromiográfico, pois essas fibras apresentam maior diâmetro. Segundo Stulen & De Luca (1981), qualquer característica da freqüência do espectro (seja freqüência média ou mediana) está linearmente relacionada com a velocidade de condução. Deste modo, um aumento na velocidade de condução muscular média, causada pelo recrutamento de fibras de maior diâmetro, poderia levar a uma mudança similar do espectro na direção de altas freqüências. Entretanto, existem outros fatores que podem confundir e influenciar as propriedades espectrais do sinal eletromiográfico com o aumento da força, por exemplo, a espessura da dobra cutânea (BILODEAU et al., 2003).

Vários estudos têm demonstrado relação positiva entre freqüência eletromiográfica e força (CIONI et al., 1994; BILODEAU et al., 2003; MORITANI & MURO, 1987). Por exemplo, Bilodeau et al. (2003) verificaram que tanto a

freqüência média quanto a mediana apresentaram elevação com a força, porém não foi verificada diferença entre os gêneros. Gerdle et al. (1991) estudaram 10 mulheres clinicamente saudáveis e mensuraram o torque de extensão da perna e a atividade eletromiográfica do reto femoral (RF), vasto lateral (VL) e medial (VM) com o joelho em flexão de 45º e realizaram contrações gradativas até 100% da CVM com duração de 5 segundos. Nesse trabalho, os autores verificaram que nos três músculos houve um aumento significativo da freqüência média com o aumento do torque. Para o VL, a freqüência média variou entre 68 e 75 Hz nos diferentes níveis de força e a maioria das mulheres, numa análise individual, apresentou relação positiva significativa entre freqüência média e produção de força (7 de 10 mulheres). Wakeling & Rozits (2004), avaliando três tipos de contrações musculares com diferentes padrões de recrutamento, utilizaram reflexos como a percussão patelar e o eletricamente estimulado e contrações isométricas gradativas de extensão da perna com o joelho fletido a 75º. A eletromiografia foi registrada a partir dos músculos vasto lateral, vasto medial, reto femoral, gastrocnêmios medial e lateral e músculo sóleo. Foi verificado, nesse estudo, que a estimulação elétrica recrutou preferencialmente as unidades motoras rápidas, e deste modo, resultou em maiores freqüências mioelétricas do que o reflexo. Durante as contrações em rampa, os autores supracitados verificaram um aumento gradativo nos componentes de alta freqüência com o aumento da força; para todos os músculos testados houve correlação significativa entre o estágio da contração e a freqüência eletromiográfica. O presente estudo discorda dos trabalhos acima citados, uma vez que, de maneira geral, não houve variação da freqüência mediana com o aumento da força, tanto em homens, quanto em mulheres.

Uma razão para estes resultados conflitantes é que quando os sinais eletromiográficos são mensurados com eletrodos de superfície, o efeito atenuante das camadas de tecidos que envolvem a musculatura avaliada possuem um papel importante na mudança do sinal. Além disso, tem sido mostrado que quando tal efeito atenuante dos tecidos ao redor do músculo é levado em consideração,

então pode ser observada ausência de alterações na frequência média mesmo quando existe aumento da velocidade do potencial de ação das unidades motoras (FARINA et al., 2002).

Neste contexto, Forti & Guirro (2008) avaliaram a força de extensão da perna e a atividade eletromiográfica do músculo reto femoral de 33 mulheres em diferentes comprimentos musculares e intensidades de contração. Foi demonstrado que a frequência mediana permaneceu constante com o aumento da intensidade de contração para o músculo na posição alongada. Já na posição encurtada (45º de flexão do joelho), na parte proximal do músculo a frequência mediana diminuiu com o aumento da intensidade de contração, porém nos outros posicionamentos, a mesma não diferiu entre 50% e 100% da CIVM. Estes resultados estão parcialmente de acordo com os do presente estudo, uma vez que a frequência mediana permaneceu constante com o aumento da intensidade de contração de 10 a 100% da CIVM em ambos os sítios de captação para homens e para o eletrodo distal das mulheres. Entretanto, no eletrodo proximal das mulheres, houve redução da frequência mediana em 100% da CIVM. Isso pode estar relacionado com a maior espessura da dobra cutânea nesse local, uma vez que no presente estudo foi verificado que no VLP a espessura foi significativamente maior do que no VLD.

Tem sido demonstrado que a espessura da dobra cutânea atenua altas frequências no sinal eletromiográfico (PINCIVERO et al., 2000, 2001). Desta forma, segundo os autores supracitados, a diminuição da frequência mediana em mulheres pode ser em decorrência do efeito filtro passa baixa, em virtude da maior espessura da dobra cutânea em relação aos homens, e isto está correlacionado com uma diminuição da frequência do sinal eletromiográfico.

Bilodeau et al. (2003) demonstraram que a espessura da dobra cutânea dos homens foi significativamente menor do que das mulheres, sendo que para o músculo vasto lateral os homens apresentaram valores de  $15,3 \pm 8,1$  mm e as mulheres de  $29,3 \pm 10,7$ mm. Esses resultados estão de acordo com os do presente estudo, no qual os homens também apresentaram espessura

significativamente menor do que as mulheres (VLP:  $17,27 \pm 5,5$  mm e VLD:  $16,27 \pm 5,2$  mm para os homens e VLP:  $27,33 \pm 3,7$  mm e VLD:  $25,22 \pm 3,4$  mm para as mulheres).

Bilodeau et al. (1995) determinaram, em ambos os gêneros, mudanças específicas que ocorrem no espectro de potência quando a força de contração isométrica é aumentada progressivamente. Os sinais eletromiográficos do tríceps braquial e ancôneo de 29 sujeitos normais foram registrados durante contrações isométricas em rampa, realizadas de 0 a 100% da CVM, num período de 5 segundos. Para o ancôneo, o comportamento do espectro de potência foi relativamente similar entre os sujeitos, apresentando uma mudança na direção de altas frequências. Entretanto, essa mudança foi mais pronunciada nos homens do que nas mulheres.

Para o músculo tríceps braquial, esses mesmos autores, verificaram que a frequência média diminuiu significativamente com o aumento da força de contração para o grupo feminino, mas não para o grupo masculino, onde os valores permaneceram relativamente constantes. Os autores desse estudo relacionaram tal fato à espessura da dobra cutânea, onde nos sujeitos com maior espessura do tecido adiposo sobre o músculo observou-se uma perda da potência na região de alta frequência paralelamente ao aumento da força (isto é, houve redução da frequência média com o aumento da força), fato observado para o grupo feminino estudado. Em contraste, para sujeitos com dobra cutânea delgada, nenhuma mudança na forma geral do espectro foi observada. Os dados do tríceps braquial das mulheres do referido estudo corroboram com os da presente investigação, pois para o grupo feminino, no VLP, houve diminuição da frequência mediana em 100% da CVM em comparação às demais intensidades avaliadas. Sugere-se que essa redução também esteja relacionada a maior espessura da dobra cutânea nas mulheres em relação aos homens.

Forti (2005) também observou, para o reto da coxa, que quando a força foi aumentada de 50% para 100% da CVM, houve redução da frequência mediana

em dois sítios de captação (parte proximal do músculo), e isto esteve relacionado a maior espessura do tecido adiposo presente nestes locais.

Segundo Bilodeau et al. (1991), o tipo de contração realizada para verificar a relação entre a frequência eletromiográfica e a força também deve ser levado em consideração. Segundo esses autores, quando as contrações musculares são realizadas gradualmente em “rampa”, há uma tendência a se maximizar a observação do aumento no valor da frequência com a força, em comparação às contrações realizadas em diferentes níveis de força mantidos, chamadas de contrações em degraus. Vale salientar que, no presente estudo, foi utilizado o protocolo em degrau, e desta forma, isso pode ter contribuído para a não observação de relação entre frequência e força.

Para explicar a diferença dos valores da frequência mediana entre os gêneros, sugeriu-se que esta observação poderia estar relacionada ao fato de uma menor diferença no diâmetro entre as fibras do tipo I e II nas mulheres comparadas aos homens (JOHNSON et al., 1973; SIMONEAU & BOUCHARD, 1989; GERDLE et al., 2000). Segundo Karlsson & Gerdle (2001), se o aumento na velocidade de condução dos potenciais de ação se dá em virtude da maior área da fibra, então seria esperado que o recrutamento progressivo das unidades motoras rápidas durante contrações gradativas resultaria num aumento gradativo na frequência média para os homens e uma diminuição para as mulheres. No estudo de Pincivero et al. (2001), foi verificado para o músculo vasto lateral que os homens apresentaram aumento mais pronunciado da frequência mediana do que as mulheres. Esses autores explicaram tal fato pelas menores fibras presentes nas mulheres do que nos homens, o que poderia limitar o alcance dos valores da frequência mediana. Deste modo, o recrutamento ordenado das fibras musculares a partir das fibras do tipo I para o tipo II, poderia levar ao menor aumento relativo na velocidade de condução para o grupo feminino, o que poderia ser refletido por uma mudança menos pronunciada no espectro de potência e, conseqüentemente, menor aumento na frequência média ou mediana com o aumento na força.

No entanto, estas sugestões não são suportadas pelo presente estudo, pois como citado anteriormente, não houve elevação da frequência com o aumento da intensidade de contração nem no grupo masculino, mesmo com os homens apresentando todos os tipos de fibras com área significativamente maior do que as mulheres, ou seja, o comportamento foi similar entre os gêneros.

No que se refere à comparação dos valores da frequência mediana entre homens e mulheres, também existem resultados conflitantes na literatura. Bilodeau et al. (2003) não verificaram diferença entre os gêneros nos valores da frequência média e mediana. No trabalho de Pincivero et al. (2000), também não foram encontradas diferenças significativas entre os gêneros para a frequência mediana determinada em 3 CVM. Cioni et al. (1994), avaliando o músculo tibial anterior de 15 homens e 15 mulheres em 100% da CIVM, não verificaram nenhuma diferença significativa nos valores da frequência mediana entre os gêneros. Esses dados corroboram com os do presente estudo, uma vez que também não foram observadas diferenças significativas nos valores da frequência mediana entre os gêneros, mesmo os homens apresentando todos os tipos de fibras com maior área do que as mulheres (nos dois sítios de captação). Sugere-se, desta forma, que a área da fibra muscular pode não ter relação com a frequência do sinal eletromiográfico.

Além disso, Bilodeau et al. (2003) demonstraram que a frequência média foi mais sensível do que a mediana no que se refere as diferenças sexuais no VL. Para este músculo, uma interação significativa entre força x gênero foi encontrada para frequência média, enquanto que não alcançou significância para a frequência mediana.

A dissociação entre o diâmetro da fibra muscular e a frequência eletromiográfica também tem sido relatada para o músculo quadríceps, em populações com diferentes proporções de cada tipo de fibra (WRETLING et al., 1987; SADOYAMA et al., 1988; LINSSEN et al., 1991). Tem sido sugerido que a variação nas velocidades de condução está mais intimamente relacionada com diferenças nas propriedades da membrana da fibra muscular, por meio dos

diferentes tipos de fibras, do que com diferenças nos diâmetros das fibras (BUCHTHAL et al., 1955).

Tem sido demonstrado especificamente que fibras musculares maiores (tipo IIB) possuem inerentemente maior número de canais de  $\text{Na}^+$  e  $\text{K}^+$ , sendo que, desta forma, aumentariam a velocidade de condução do potencial de ação (KUPA et al., 1995; GERDLE et al., 1991; 1997). Neste contexto, os músculos compostos por uma maior porcentagem de fibras musculares de maior diâmetro poderiam exibir concomitantemente maiores valores de frequência mediana. Entretanto, os resultados de Pincivero et al. (2000) não parecem demonstrar que diferenças nos tipos de fibras musculares entre homens e mulheres, como consistentemente demonstrado (SIMONEAU & BOUCHARD, 1989), foram refletidas nos valores da frequência mediana.

## **6.6. Relação entre eletromiografia e histomorfometria**

Karlsson & Gerdle (2001) investigaram a correlação do RMS e da frequência média do vasto medial, lateral e reto da coxa com a força de extensão isométrica da perna, durante um aumento gradual da intensidade de contração. Nesse estudo foram avaliados 21 sujeitos, sendo 11 homens e 10 mulheres. No que se refere à relação eletromiografia-força, houve correlação positiva significativa entre amplitude e força e entre frequência média e força. Diversos autores demonstraram correlações entre RMS e força (BASMAJIAN & De LUCA, 1985; HAGBERG & HAGBERG, 1988), sendo este aumento atribuído a dois mecanismos: o recrutamento de novas unidades motoras e aumento no padrão de estimulação.

Gerdle et al. (1991) investigaram a relação entre a frequência média e o RMS dos músculos extensores da perna com a força e/ou do tipo de fibra muscular. Dez mulheres realizaram extensões estáticas do joelho aumentadas gradativamente (duração de 5 segundos), utilizando um dinamômetro isocinético. Os sinais eletromiográficos foram obtidos do músculo vasto lateral, vasto medial e

reto femoral. Biópsias musculares foram posteriormente obtidas do vasto lateral direito e coradas nos pHs alcalino e ácido pela técnica da mATPase (para determinação da proporção e área dos tipos de fibras). Verificaram que, tanto a frequência média quanto a amplitude do sinal dos três músculos avaliados, foram positivamente dependentes do torque. Esses dados estão parcialmente de acordo com os do presente estudo, pois foi verificada correlação entre força e RMS do músculo vasto lateral em todas as intensidades avaliadas, mas não com houve qualquer relação entre a força de extensão da perna e a frequência mediana do sinal eletromiográfico.

Nos trabalhos de Gerdle et al. (1991, 2000) não foi verificada correlação entre a área da fibra muscular e a frequência mediana do sinal eletromiográfico, contrastando com os modelos propostos do sinal EMGs. Os resultados da presente investigação são concordantes com os do referido trabalho, uma vez que também não foi verificada correlação significativa entre a área das fibras musculares do tipo I e II e a frequência mediana do sinal eletromiográfico. Isso é interessante, uma vez que os modelos teóricos propostos de análise da EMGs no domínio da frequência favorecem a idéia de que as áreas das fibras (diâmetros) são o principal fator que representam a forma de onda dos potenciais de ação das unidades motoras e da velocidade de condução da fibra muscular, os quais estão linearmente relacionados com as frequências média e mediana (LINDSTRÖM & MAGNUSSON, 1977; BASMAJIAN & DeLUCA, 1985).

O modelo de Lindström & Magnusson (1977) é baseado assumindo que a proporção dos tipos de fibras não tem influência primordial no espectro de frequência. O presente resultado, assim como o de Gerdle et al. (1991, 2000), que avaliaram contrações dinâmicas, não estão de acordo com a teoria desses autores (LINDSTRÖM & MAGNUSSON, 1977; BASMAJIAN & De LUCA, 1985), uma vez que a área das fibras musculares teve pouca influência sobre a frequência eletromiográfica. Utilizando um modelo *in vitro* de músculos de ratos, Kupa et al. (1995) encontraram uma correlação positiva significativa entre frequência mediana inicial e área de secção transversa média das fibras musculares, somente para o

músculo extensor longo dos dedos (99% de fibras musculares tipo II). Nos outros músculos que tiveram uma mistura mais heterogênea dos tipos de fibras, tal relação não existiu.

Gerdle et al. (1997) investigaram a relação entre morfologia do vasto lateral e dois parâmetros eletromiográficos (frequência média e RMS), em dois níveis de força (25 e 75% da CIVM), em sujeitos saudáveis, através de extensões estáticas do joelho em 90° de flexão. Seus resultados indicaram que, em altos níveis de força, a área das fibras musculares do tipo II, determinam a frequência média registrada. Resumindo, os autores afirmam existir uma relação força-dependente entre morfologia muscular e frequência média. Os resultados do presente estudo discordam do referido acima, pois nenhuma correlação foi encontrada entre a força e a frequência mediana, nem entre a frequência e a área das fibras musculares.

No estudo de Gerdle et al. (1991), o coeficiente de regressão do torque inicial (%) com a amplitude do sinal correlacionou-se significativamente com as áreas das fibras do tipo I ( $r = 0.86$ ), e com as fibras do tipo IIA ( $r = 0.63$ ). Deste modo, as fibras maiores mostraram maior aumento no RMS do que as fibras menores. Esses dados estão de acordo com os do presente estudo, uma vez que houve correlação positiva significativa entre a área das fibras (tipo I e II) e o valor do RMS em diferentes intensidades de contração. De acordo com Fukunaga et al. (2001), a área de secção transversa das fibras musculares influencia a produção do torque e correlaciona-se de forma direta com a habilidade de gerar força. Deste modo, a maior força gerada nos homens em relação às mulheres pode ser devido à diferença na área das fibras musculares, uma vez que, no presente estudo, foi verificado que todos os tipos de fibras foram maiores nos homens do que nas mulheres, e, tanto a área das fibras do tipo I quanto do tipo II, foram positivamente relacionadas com a força desenvolvida durante a extensão isométrica da perna em diferentes intensidades de contração.

Na presente investigação não foi verificada correlação entre a força e a porcentagem de fibras. Os resultados desta investigação estão de acordo com

Fugl-Meyer et al. (1979) e Trappe et al. (2001), os quais também não encontraram correlação entre o pico do torque de flexão plantar e a porcentagem de fibras do tipo II dos músculos gastrocnêmio e sóleo. Entretanto, outros estudos encontraram correlação entre essas variáveis.

Ryushi & Fukunaga (1986) abordaram homens sedentários, com idade entre 18 a 21 anos, em teste de três repetições nas velocidades de 30, 60, 120, 180°/s. O pico de torque e a porcentagem e área das fibras do tipo IIA demonstraram correlação importante. No presente estudo, verificou-se correlação da força atingida com a área das fibras, mas não da força com o % de fibras. Aagaard & Andersen (1998) investigaram a relação entre a composição da cadeia pesada da miosina (MHC) e a força de contração máxima do músculo quadríceps femoral de atletas. Nesse estudo, a porcentagem de MHC do tipo II correlacionou-se positivamente com a força concêntrica máxima do quadríceps obtida em velocidades de 120 e 240°/s.

Bilodeau et al. (2003) referem que as diferenças relacionadas ao gênero refletem um conteúdo moderadamente maior de fibras do tipo II e/ou diâmetro maior de fibras do tipo II no músculo VL de homens comparado com o das mulheres. Nesse estudo, os homens mostraram uma maior elevação na frequência média do VL com o aumento da força comparado às mulheres. Esses resultados não estão em concordância com os encontrados na presente investigação, uma vez que não houve correlação da força com a frequência mediana em nenhuma intensidade avaliada, nem diferença da frequência entre os gêneros.

Deste modo, pode-se sugerir que o diâmetro da fibra muscular não possui tanta influência sobre a frequência do sinal eletromiográfico, como proposto por alguns estudos. Segundo Basmajian & DeLuca (1985), a velocidade de condução das fibras musculares é amplamente determinada pelo diâmetro das mesmas, e isso seria refletido na frequência do sinal eletromiográfico. Em alguns estudos, têm sido encontradas relações lineares entre a frequência média e a velocidade de condução da fibra muscular (SADOYAMA et al., 1983; ARENDT-

NIELSEN & MILLS, 1985). Sadoyama et al. (1983) encontraram que a velocidade de condução dos extensores do joelho e a proporção (%) de fibras de contração rápida (fibras II) apresentaram relação positiva ( $r=0,84$ ). Entretanto, nenhuma correlação significativa foi encontrada entre a velocidade de condução das fibras musculares e o diâmetro das fibras. No presente estudo não foi verificada relação entre a frequência mediana e o diâmetro das fibras do tipo I e II, resultado semelhante ao encontrado por Gerdle et al. (2000).

Roy et al. (1986) relataram um aumento na frequência mediana da EMG entre 20% e 80% da CVM para o músculo tibial anterior; os referidos autores sugeriram com esse resultado que as unidades motoras com fibras musculares de maior diâmetro (isto é, com maiores velocidades de condução), foram recrutadas em maiores níveis de força, indicando a importância do diâmetro do tipo da fibra. Como visto em vários estudos, incluindo o atual, os homens frequentemente têm fibras do tipo II marcadamente maiores do que as do tipo I. Em mulheres, o oposto às vezes é verdade, ou a diferença entre as fibras do tipo I e II é menor do que nos homens (SIMONEAU et al., 1985; FROESE & HOUSTON, 1985; GERDLE et al., 1988b). Baseado nos dados morfológicos atuais, seria normal esperar diminuição na frequência média com o aumento da força, se a área da fibra muscular (diâmetro) fosse um fator significativo na frequência média registrada. Ao invés disso, o oposto foi encontrado, o que poderia ser interpretado devido à frequência média (e a velocidade de condução) ser primariamente determinada pelo tipo de fibra e não pelo diâmetro da fibra.

Westbury & Shaughnessy (1987) estudaram o músculo masseter de mulheres e encontraram relações significativas entre a frequência média e parâmetros descrevendo populações de fibras musculares. A partir de estudos de fadiga, tem sido relatado que diminuições na frequência média são correlacionadas com a proporção dos diferentes tipos de fibras (KOMI & TESCH, 1979; MORITANI et al., 1985). Outros estudos de fadiga têm mostrado que uma diminuição na frequência média correlaciona-se positivamente com o % de fibras do tipo II (TESCH et al., 1983; HÄKKINEN & KOMI, 1985). Deste modo, a

freqüência registrada é significativamente influenciada pela proporção dos diferentes tipos de fibras. Gerdle et al. (2000) encontraram correlação positiva entre a proporção de fibras do tipo I e freqüência média, fato demonstrado também no presente estudo em altas intensidades; no entanto, correlações negativas foram encontradas entre a FM e o % de fibras do tipo II nas intensidades de 50, 75 e 100% da CIVM.

Diferentes métodos tem sido usados para estudar a velocidade de condução no músculo humano. Tem sido demonstrado que a velocidade de condução do músculo é força-dependente (BROMAN et al., 1985; ANDREASSEN & ARENDT-NIELSEN, 1987). Se a velocidade de condução das fibras musculares fosse determinada primariamente pelo diâmetro da fibra, seria razoável esperar que a velocidade de condução do músculo feminino fosse menor do que o músculo masculino, baseado nas diferenças morfológicas existentes. Entretanto, nenhuma diferença na velocidade de condução foi observada entre os gêneros.

## 7. CONCLUSÕES

Diante das condições experimentais realizadas, pode-se concluir que:

- A amplitude (RMS) do sinal eletromiográfico aumentou com o aumento da intensidade de contração (de 10 a 100% da CIVM), em ambos os sítios de captação e gêneros;
- A frequência mediana, de maneira geral, não sofreu alteração com o aumento da intensidade de contração, ou seja, permaneceu constante. Esse comportamento foi verificado em ambos os eletrodos no grupo masculino e no VLD das mulheres;
- Nos dois sítios de captação avaliados (VLP e VLD), o valor bruto do RMS foi maior nos homens do que nas mulheres, em todas as intensidades de contração;
- A porcentagem dos diferentes tipos de fibras (I, IIA e IID) foi semelhante nos dois sítios do músculo vasto lateral e em homens e mulheres;
- No que se refere à área das fibras, tanto no VLP quanto no VLD, os homens apresentaram as fibras do tipo IIA maior do que as do tipo I e IID, enquanto que nas mulheres não houve diferença entre as fibras do tipo I e IIA, porém a do tipo IID foi menor do que as demais;
- Os homens apresentaram os 3 tipos de fibras (I, IIA e IID) maiores do que as mulheres, tanto no VLP quanto no VLD.
- A força foi correlacionada com o RMS e com a área das fibras do tipo I e II, mas não com a porcentagem desses dois tipos;
- O RMS foi correlacionado com a área das fibras do tipo I e II, mas não com a proporção desses dois tipos de fibras;
- A frequência mediana não apresentou correlação com a área das fibras do tipo I e II, com o RMS e a força. Entretanto, em altas intensidades de contração, teve correlação positiva com o % de fibras do tipo I e negativa com o % de fibras do tipo II.

## REFERÊNCIAS\*

- 1) AAGAARD P, ANDERSEN JL. Correlation between contractile strength and myosin heavy chain isoform composition in human skeletal muscle. *Med Sci Sports Exerc.* 1998; 30: 1217-22.
- 2) ACIERNO SP, BARATTA RV, SOLOMONOW M. A practical guide to electromyography for biomechanists. Louisiana State University, 1995.
- 3) ADAMS RD, DENNY-BROWN D, PEARSON CM. Diseases of muscle. Ed. 2, New York, Hoeber, 1962.
- 4) ADRIAN RH, PEACHEY LD. The membrane capacity of frog twitch and slow muscle fibres. *J Physiol.* 1965; 181: 324-336.
- 5) ALKNER BA, TESCH PA, BERG HE. Quadriceps EMG/force relationship in knee extension and leg press. *Med Sci Sports Exerc.* 2002; 32(3): 459-463.
- 6) ANDERS C, BROSE G, HOFMANN GO, SCHOLLE HC. Gender specific activation patterns of trunk muscles during whole body tilt. *Eur J Appl Physiol.* 2007; 101: 195-205.
- 7) ANDERSEN J.L. Muscle fibre type adaptation in the elderly human muscle. *Scand J Med Sci Sports.* 2003; 13: 40-47.
- 8) ANDREASSEN S, ARENDT-NIELSEN L. Muscle fibre conduction velocity in motor units of the human anterior tibial muscle: a new size principle parameter. *J Physiol.* 1987; 391: 561-571.
- 9) ANDRIKOULA S, TOKIS A, VASILIADIS HS, GEORGOULIS A. The extensor mechanism of the knee joint: An anatomical study. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2006; 14: 214-220.
- 10) ARENDT-NIELSEN L, MILLS K. The relationship between mean power frequency of the EMG spectrum and muscle fiber conduction velocity. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol.* 1985; 60: 130-134.
- 11) BASMAJIAN JV, De LUCA CJ. Muscle alive: their function revealed by electromyography. 5th edn. Williams & Wilkins, Baltimore, 1985.

---

\* De acordo com a norma da UNICAMP/FOP, baseadas nas normas do International Committee of Medical Journal editors – Grupo de Vancouver. Abreviatura dos periódicos em conformidade com o Medline.

- 12) BASMAJIAN JV, HARDEN TP, REGENOS EM. Integrated actions of the four heads of quadriceps femoris: an electromyographic study. *Anat Rec.* 1992 ; 172 : 15-20.
- 13) BAZZICHI L, DINI M, ROSSI A, CORBIANCO S, DE FEO F, GIACOMELLI C *et al.* Muscle modifications in fibromyalgic patients revealed by surface electromyography (SEMG) analysis. *BMC Musculoskeletal Disorders.* 2009; 10:36.
- 14) BECKER I, WOODLEY S, BAXTER D. Gross Morphology of the Vastus Lateralis Muscle: An Anatomical Review. *Clinical Anatomy.* 2009; 22: 436-450.
- 15) BENNET WF, DOHERTY N, HALLISEY MJ, FULKERSON JP. Insertion orientation of terminal vastus lateralis obliquus and vastus medialis obliquus muscle fibers in human knees. *Clin Anat.* 1993; 6: 129-134.
- 16) BERNARDI M, SOLOMONOW M, BARATTA RV. Motor unit recruitment strategy of antagonist muscle pair during lenearly increasing contarction. *Electromyogr Clin Neurophysiol.* 1997; 37: 3-12.
- 17) BILODEAU M, BERTRAND ARSENAULT A, GRAVEL D, BOURBONNAIS D. EMG power spectra of elbow extensor during ramp and step isometric contractions. *Eur J Appl Physiol.* 1991; 63: 24-28.
- 18) BILODEAU M, CINCERA M, GERVAIS S, ARSENAULT AB, GRAVEL D, LEPAGE Y *et al.* Changes in the electromyographic spectrum power distribution caused by a progressive increase in the force level. *Eur J Appl Physiol.* 1995; 71: 113-123.
- 19) BILODEAU M, SCHINDLER-IVENS S, WILLIAMS DM, CHANDRAN R. EMG frequency content changes with increasing force and during fatigue in the quadriceps femoris muscle of men and women. *Journal of Electromyography and Kinesiology.* 2003; 13: 83–92.
- 20) BLAZEVICH AJ, GILL ND, ZHOU S. Intra and intermuscular variation in human qdriceps femoris architecture assessed in vivo. *J Anat.* 2006; 209: 289-310.
- 21) BLIJHAM PJ, LAAK HJ, SCHELHAAS HJ, ENGELEN BGM, STEGEMAN DF, ZWARTS MJ. Relation between muscle fiber conduction velocity and fiber size in neuromuscular disorders. *J Appl Physiol.* 2006; 100: 1837-1841.

- 22) BLOMSTRAND E, EKBOM B. The needle biopsy technique for fibre type determination in human skeletal muscle – A methodological study. *Acta Physiol. Scand.* 1982; 116: 437-442.
- 23) BOFF SR. A fibra muscular e fatores que interferem no seu fenótipo. *Acta Fisiatr.* 2008; 15(2): 111 – 116.
- 24) BOTTINELLI R, SCHIAFFINO S, REGGIANI C. Force-velocity relationship and myosin heavy chain isoform compositions of skinned fibres from rat skeletal muscle. *J. Physiol. (Lond.)*. 1991; 437: 655-672.
- 25) BOTTINELLI R, CANEPARI M, REGGIANI C, STIENEN GJM. Myofibrillar ATPase activity during isometric contraction and isomyosin composition in rat single skinned muscle fibres. *J. Physiol. (Lond.)* 1994; 481: 663-675.
- 26) BOTTINELLI R, PELLEGRINO MA, CANEPARI M, ROSSI R, REGGIANI C. Specific contributions of various muscle fiber types to human muscle performance: an in vitro study. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 1999; 9: 87-95.
- 27) BOTTINELLI R, REGGIANI C. Human skeletal muscle fibers: molecular and functional diversity. *Prog. Biophys. Mol. Biol.* 2000; 73: 195-262.
- 28) BRODY LR, POLLOCK MT, ROY SH, DeLUCA CJ, BARTOLOMÉ C. pH-induced effects on median frequency and conduction velocity of the myoelectric signal, *J Appl Physiol.* 1991; 71: 1878-1885.
- 29) BROMAN H, BILOTTO G, De LUCA CJ. Myoelectric signal conduction velocity and spectral parameter: influence of force and time. *J Appl Physiol.* 1985; 58: 1428-1437.
- 30) BROOKE MH, KAISER KK. Three “myosin adenosine triphosphatase” systems: The nature of their pH lability and sulfhydryl dependence. *J Histochem Cytochem.* 1970; 18(9): 670-72.
- 31) BUCHTHAL F, GULD C, ROSENFALCK A. Innervation zone and propagation velocity in human muscle. *Acta Physiol Scand.* 1955; 35: 174-190.
- 32) CAIOZZO VJ. Plasticity of skeletal muscle phenotype: mechanical consequences. *Muscle Nerve.* 2002; 26: 740-68.
- 33) CHALMERS GR. Can fast-twitch muscle fibres be selectively recruited during lengthening contractions? Review and applications to sport movements. *Sports Biomech.* 2008; 7:137-57.

- 34) CIONI R, GIANNINI F, PARADISO C, BATTISTINI N. Sex differences in surface EMG interference pattern power spectrum. *J Appl Physiol.* 1994; 77: 2163-2168.
- 35) CLOSE RI. The relations between sarcomere length and characteristics of isometric twitch contractions of frog sartorius muscle. *Journal of Physiology (London).* 1972; 220: 745–762.
- 36) De FATTA DJ, LUCAS JG, HODGKISS SW. *Digital signal processing: A System Design Approach.* New York, John Wiley & Sons, 1988.
- 37) De LUCA CJ et al. Control scheme governing concurrently active human motor units during voluntary contractions. *J Physiol.* 1982; 328: 129-142.
- 38) De LUCA CJ. The use of surface electromyography in biomechanics. *J Appl Biomech.* 1997; 13: 135-63.
- 39) EBERSOLE KT, HOUSH TJ, JOHNSON GO, EVETOVICH TK, SMITH DB, PERRY SR. MMG and EMG responses of the superficial quadriceps femoris muscles. *J Electromyogr and Kinesiology.* 1999; 9: 219-227.
- 40) EDSTRÖM L, KUGELBERG E. Histochemical composition, distribution of fibres and fatiguability of single motor units. *J Neurol Neurosurg Psychiatry.* 1969; 31: 424-33.
- 41) EDSTRÖM L, GRIMBY L. Effect of exercise on the motor unit. *Muscle & Nerve.* 1986; 9: 104-126.
- 42) ELDER GCB, BRADBURY K, ROBERTS R. Variability of fiber type distributions within human muscles. *J Appl Physiol: Respir Environ Exercise Physiol.* 1982; 53: 1473-1480.
- 43) ELERT J. et al. Muscle performance electromyography and fibre type composition in fibromyalgia and work-related myalgia. *Scand J Rheumatol.* 1992; 21: 29-34.
- 44) ENGEL WK. The essentiality of of histo and cytochemical studies of skeletal muscle in the investigation of neuromuscular disease. *Neurology.* 1962; 12: 778-794.
- 45) ENOKA RM, FUGLEVAND AJ. Neuromuscular basis of the maximum voluntary force capacity of muscle. In: Grabiner MD, editor. *Current issues in biomechanics.* Champaign: Human Kinetics. 1993; 215-36.

- 46) ENOKA RM, FUGLEVAND AJ. Motor unit physiology: some unresolved issues. *Muscle & Nerve*. 2001; 24: 4-17.
- 47) ESSÉN-GUSTAVSSON B, BORGES O. Histochemical and metabolic characteristics human skeletal muscle fibres according to age. *Acta Physiol Scand*. 1986; 126: 107-111.
- 48) FARINA D, MERLETTI R. Comparison of algorithms for estimation of EMG variables during voluntary isometric contractions. *J Electromyogr Kinesiol*. 2000; 10: 337-349.
- 49) FARINA D, FOSCI M, MERLETTI R. Motor unit recruitment strategies investigated by surface EMG variables. *J Appl Physiol*. 2002; 92: 235-247.
- 50) FORTI F. Análise do sinal eletromiográfico em diferentes posicionamentos de eletrodos, ângulos articulares e intensidades de contração [dissertação]. Piracicaba: UNIMEP; 2005.
- 51) FORTI F, GUIRRO RRJ. Comparison of the electromyographic variables at different muscle lengths and contraction intensities. *Electromyogr. clin. Neurophysiol*. 2008; 48: 3-8.
- 52) FREDERICH JA, BRAND RA. Muscle fibre architecture in human lower limb. *J Biomech*. 1990; 23: 91-95.
- 53) FROESE EA, HOUSTON ME. Torque-velocity characteristics and muscle fiber type in human vastus lateralis. *J Appl Physiol*. 1985; 59(2): 309-314.
- 54) FUGL-MEYER AR, SJÖSTRON M, WAHLBY L. Human plantar flexion strength and structure. *Acta physiol scand*. 1979;107: 47-56.
- 55) FUKUNAGA T, MIYATANI M, TACHI M, KOUZAKI M, KAWAKAMI Y, KANEHISA H. Muscle volume is a major determinant of joint torque in humans. *Acta physiol scand*. 2001; 172: 249-55.
- 56) GALLER S, SCHMITT TL, PETTE D. Stretch activation, unloaded shortening velocity, and myosin heavy chain isoforms of rat skeletal muscle fibres. *J. Physiol. (Lond.)*. 1994; 478: 523-531.
- 57) GERDLE B, ERIKSSON NE, HAGBERG C. Changes in the surface electromyogram during increasing isometric shoulder forward flexions *Eur J Appl Physiol* 1988a; 57: 404-408.

- 58) GERDLE B, WRETLING ML, HENRIKSSON-LARSÉN K. Do the fiber type proportion and the angular velocity influence the mean power frequency of the electromyogram? *Acta Physiol Scand.* 1988b; 134: 341-346.
- 59) GERDLE B, HENRIKSSON-LÅRSEN K, LORENTZON R, WRETLING ML. Dependence of the mean power frequency of the electromyogram on muscle force and fibre type. *Acta Physiol Scand.* 1991; 142: 457-465.
- 60) GERDLE B, EDSTRÖM M, RAHM M. Fatigue in the shoulder muscles during static work at two different force levels. *Clin Physiol.* 1993; 13: 469-482.
- 61) GERDLE B, KARLSSON S, CRENSHAW AG, FRIDÉN J. The relationships between EMG and muscle morphology throughout sustained static knee extension at two submaximal force levels. *Acta Physiol Scand.* 1997; 160: 341-351.
- 62) GERDLE B, KARLSSON S, CRENSHAW AG, ELERT J, FRIDÉN J. The influences of muscle fibre proportions and areas upon EMG during maximal dynamic knee extensions. *Eur J Appl Physiol.* 2000; 81: 2-10.
- 63) GHEZ C. Muscle: Effectors of the motor system. In: KANDELL, E.R.; SCHWARTZ, J.H.; JESSEL, T.M. *Principles of Neural Science.* 1991; 548-563.
- 64) GLENMARK B. Skeletal muscle fibre types, physical performance, physical activity and attitude to physical activity in women and men. A follow-up from age 16 to 27. *Acta Physiol Scand Suppl.* 1994; 623: 1-47.
- 65) GOLLNCIK PD, MATOBA H. The muscle fiber composition of skeletal muscle as a predictor of athletic success: An overview. *Am J Sports Med.* 1984; 12: 212-217.
- 66) GRAY H. *The anatomy of the human body.* Philadelphia, Lea & Febiger, 1966.
- 67) GUIRRO RRJ, BEVILAQUA-GROSSO D, MOLINA D, SILVA RK, MONTEBELO MIL, BÉRZIN, F. Correlation between electromyographic activity and strength of the flexor muscle of the wrist. In: XVI International symposium on biomechanics in Sports. University of Konstanz, Germany. *Proceedings I.*, p. 473-475, 1998.
- 68) GUIRRO RRJ, RODRIGUES D, FORTI F, CANCELLIERO KM, PASINI H. Spectral analysis of electromyographic signal in different position of

electrodes. In: XV Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology, 2004.

- 69) GUIRRO RRJ, FORTI F, BIGATON DR. Proposal for electrical insulation of the electromyographic signal. *Electromyogr Clin Neurophysiol.* 2006; 46: 355-363.
- 70) GUIRRO RRJ, FORTI F, BRAMBILA AC, GROFF KA. Influence of different stimuli on electromyographic variables of the biceps brachii. *Electromyogr. clin. Neurophysiol.* 2006; 46: 391-399.
- 71) GUTH L, SAMAHA FJ. Qualitative differences between actomyosin ATPase of slow and fast mammalian muscle. *Exp. Neurol.* 1969; 25: 138-152.
- 72) HAGBERG C, HAGBERG M. Surface EMG amplitude and frequency dependence on exerted force for the upper trapezius muscle: a comparison between right and left sides. *Eur J Appl Physiol.* 1988; 58: 641-5.
- 73) HAKANSSON CH. Conduction velocity and amplitude of action potentials as related to circumference in the isolated fibre of frog muscle. *Acta Physiol Scand.* 1956; 37: 14-34.
- 74) HÄKKINEN K, KOMI PV. Fatiguability in voluntary and reflex contraction after conditioning of human skeletal muscle. *Electromyogr Clin Neurophysiol.* 1985; 25: 319-330.
- 75) HÄKKINEN K, PAKARINEN A, KRAEMER WJ, HÄKKINEN A, VALKEINEN H, ALEN M. Selective muscle hypertrophy, changes in EMG and force, and serum hormones during strength training in older women. *J Appl Physiol.* 2001; 91: 569–580.
- 76) HÄKKINEN K, PAKARINEN A. Muscle strength and serum testosterone, cortisol and SHBG concentrations in middle-aged and elderly men and women. *Acta Physiologica Scandinavica.* 1993; 148: 199-207.
- 77) HALES JP, GANDEVIA SC. Assessment of maximal voluntary contraction with twitch interpolation: an instrument to measure twitch reponse. *J Neurosci Meth.* 1988; 25: 97-102.
- 78) HALLISEY MJ, DOHERTY N, BENNETT WF, FULKERSON JP. Anatomy of the junction of the vastus lateralis tendon and the patella. *J Bone Joint Surg.* 1987; 69: 545-549.
- 79) HARALAMBIE, G.: Skeletal muscle enzyme activities in female subjects of various age. *Bull. European Physiopathological Respir.* 1979; 15: 259-267.

- 80) HARRIDGE SDR, BOTTINELLI R, CANEPARI M, PELLEGRINO MA, REGGIANI C, ESBJÖRNSSON M *et al.* Whole-muscle and single-fibre contractile properties and myosin heavy chain isoforms in human. *Pfluegers Arch.* 1996; 432: 913-920.
- 81) HEDMAN A, RENELAD R, LITHELL H. Alterations in skeletal muscle morphology in glucose tolerant elderly hypertensive men: relationship to development of hypertension and heart rate. *J Hypertens.* 2000; 18: 559-565.
- 82) HENNEMAN E, OLSEN CB. Relations between structure and function in the design of skeletal muscle. *J Neurophysiol.* 1965; 28:581-598.
- 83) HENNEMAN E. Functional organization of motoneuron pools: the size-principle, in: Asanuma VJ, Wilson (Eds.), *Integration in the nervous System*, Igaku-Shoin, Tokyo, 1979; 13-25.
- 84) HENRIKSSON-LARSÉN K. Distribution, number and size of different types of fibres in whole cross-sections of female m. Tibialis anterior: An enzymatic histochemical study. *Acta Physiol Scand.* 1985; 123: 229-235.
- 85) HERMENS HJ, BOON KL, ZILVOLD G. The clinical use of surface EMG. *Electromyogr Clin Neurophysiol.* 1984; 24(4): 243-265.
- 86) HERMENS HJ *et al.* SENIAM: European recommendations for surface electromyography. Roessingh Research and development, 1999.
- 87) HERMENS HJ *et al.* Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J. Electromyogr and kinesiology.* 2000; 10: 361-374.
- 88) HINTZ CS, COYLE EF, KAISER KK, CHI MMY, LOWRY OH. Comparison of muscle fiber typing by quantitative enzyme assays and by myosin ATPase staining. *J Histochem Cytochem.* 1984; 32: 655-660.
- 89) HOGREL JY, DUCHÊNE J, MARINI JF. Variability of some SEMG parameter estimates with electrode location. *J Electromyography and Kinesiology.* 1998; 8: 305-315.
- 90) HORÁH V, MATOLÍN S. Inhibition reactivation myofibrillar ATPase technique for demonstration of three fiber types in a single cryostat muscle section. *Stain Technol.* 1990; 65: 85-89.

- 91) JOHNSON MA, POLGAR J, WEIGHTMAN D, APPLETON D. Data on the distribution of fiber types in thirty-six human muscle – An autopsy study. *Journal of the neurological sciences*. 1973; 18: 111-129.
- 92) KAMEN G, CALDWELL GE. Physiology and interpretation of the electromyogram. *J Clin Neurophysiol*. 1996; 13: 366-384.
- 93) KARLSSON S, GERDLE B. Mean frequency and signal amplitude of the surface EMG of the quadriceps muscles increases with increasing torque – a study using continuous wavelet transform. *J Electromyogr Kinesiol*. 2001; 11: 131-40.
- 94) KIMURA M, SATO H, OCHI M, HOSOYA S, SADOYAMA T. Electromyogram and perceived fatigue changes in the trapezius muscle during typewriting and recovery. *Eur J Appl Physiol*. 2007; 100: 89-96.
- 95) KOMI PV, VIITASALO JHT. Signals characteristics of EMG at different levels of muscle tension. *Acta Physiol Scand*. 1976; 96: 267-276.
- 96) KOMI PV, VIITASALO JHT, HAVU M, THORSTENSSON A, SJODIN B, KARLSSON J. Skeletal muscle fibres and muscle enzyme activities in monozygous and dizygous twins of both sexes. *Acta Physiol Scand*. 1977; 385-392.
- 97) KOMI PV, TESCH P. EMG frequency spectrum, muscle structure, and fatigue during dynamic contractions in man. *Eur J Appl Physiol*. 1979; 42: 41-50.
- 98) KOMI PV, KARLSSON J. Skeletal muscle fiber types, enzyme activities and physical performance in young males and females. *Acta Physiologica Scandinavica*. 1978; 103: 210-218.
- 99) KORYAK Y. The effects of long-term simulated microgravity on neuromuscular performance in men and women. *European Journal of Applied Physiology*. 1999; 79: 168-175.
- 100) KROTKIEWSKI M, BJÖRNTORP P. Muscle tissue in obesity with different distribution of adipose tissue. Effects of training. *Int J Obes*. 1986; 10: 331-341.
- 101) KUPA EJ, ROY SH, KANDARIAN SC, De LUCA CJ. Effects of muscle fiber type and size on EMG median frequency and conduction velocity. *J Appl Physiol*. 1995; 79: 23-32.

- 102) LARSSON L, MOSS RL. Maximum velocity of shortening in relation to myosin isoform composition in single fibres from human skeletal muscles. *J Physiol (Lond)*. 1993; 472: 595-614.
- 103) LATEVA ZC, MCGILL KC, BURGAR CG. Anatomical and electrophysiological determinants of the human thenar compound muscle action potential. *Muscle & Nerve*. 1996; 19: 1457-68.
- 104) LEXELL J, HENRIKSSON-LARSEN K, SJÖSTRÖM M. Distribution of different fibre types in human skeletal muscles. 2 A study of cross-sections of whole m. vastus lateralis. *Acta Physiol Scand*. 1983; 117: 115-122.
- 105) LEXELL J, DOWNHAM D, SJÖSTRÖM M. Distribution of different fibre types in human skeletal muscle. Fibre arrangement in m. Vastus lateralis from three groups of healthy men between 15 and 83 years. *Journal of the Neurological Sciences*. 1986; 72: 211-222.
- 106) LIEB FJ, PERRY J. Quadriceps function. An anatomical and mechanical study using amputated limbs. *J Bone Joint Surg Am*. 1968; 50: 1535-1548.
- 107) LIEBER RL, FRIDÉN J. Functional and clinical significance of skeletal muscle architecture. *Muscle Nerve*. 2000; 23: 1647-1666.
- 108) LINDSTRÖM L, MAGNUSSON R. Interpretation of myoelectric power spectra: a model and its implications. *IEEE*. 1977; 65: 653-662.
- 109) LINNAMO V *et al*. Motor unit activation patterns during isometric, concentric and eccentric actions at different force levels. *J Electromyogr Kinesiol*. 2003; 13(1): 93-101.
- 110) LINSSEN W, STEGEMAN D, JOOSTEN E, BINKHORST R, MERKS M, LAAK H, NOTERMANS S. Fatigue in type I fiber predominance: a muscle force and surface EMG study on the relative role of type I and type II fibers. *Muscle Nerve*. 1991; 829-837.
- 111) LUFF AR, ATWOOD HL. Membrane properties and contraction of single muscles fibres in the mouse. *Am J Physiol*. 1972; 222: 1435-1440.
- 112) MANNION AF, DOLAN P. Electromyographic median frequency changes during isometric contraction of the back extensors to fatigue. *Spine*. 1994; 19: 1223-1229.

- 113) MATHESON GO *et al.* Vibromyography as a quantitative measure of muscle force production. *Scand J Rehab Med.* 1997; 29: 29-35.
- 114) MELO EM. Efeito da atividade mioelétrica em exercícios isométricos em diferentes contrações [dissertação]. São Carlos: USP; 2006.
- 115) MERLETTI R, SABBAHI AM, De LUCA CJ. Median frequency of the myoelectric signal – Effects of muscle ischemia and cooling. *Eur J Appl Physiol.* 1984; 52: 258-65.
- 116) MERLETTI R, FARINA D, GRANATA A. Non-invasive assesement of motor unit properties with linear electrode arrays. *Electroenceph Clinical Neurophysiology.* 1999; Suppl 50: 293-300.
- 117) MERLETTI R, RAINOLDI A, FARINA D. Surface EMG for non-invasive muscle characterization. *Exerc Sport Sci Ver.* 2001; 29(1): 20-25.
- 118) MERLETTI R, KNAFLITZ M, De LUCA CJ. Electrically evoked myoelectric signals. *Crit Rev Biomed Eng.* 1992; 19: 293-340.
- 119) McNULTY PA, CRESSWELL AG. Recruitment of single human low-threshold motor units with increasing loads at different muscle lengths. *Journal of Electromyography and Kinesiology.* 2004; 14: 369-377.
- 120) MILLER AEJ, MacDOUGALL JD, TARNOPOLSKY MA, SALE DG. Gender differences in strength and muscle fiber characteristics. *Eur J Appl Physiol.* 1993; 66: 254-262.
- 121) MONEMI M, THORNELL LE, ERIKSSON PO. Diverse changes in fiber type composition of human lateral pterygoid and digastric muscles during aging. *J Neurol Sci.* 1999; 171: 38-48.
- 122) MORITANI T. *et al.* Interrelationships among muscle fiber types, electromyogram, and blood pressure during fatiguing isometric contraction, in: Winter, D.A. *et al.* Biomechanics IX-A, Human kinetics Publishers, Champaign, Illinois. 1985; 287-292.
- 123) MORITANI T, MURO M. Motor unit activity and surface electromyogram power spectrum during increasing force of contraction. *Eur J Appl Physiol.* 1987; 56: 260-265.
- 124) NEPTUNE RR, McGOWAN CP, FIANDT J.M. The influence of Muscle Physiology and Advanced Tecnology on Sports Performance. *Annu. Rev. Biomed. Eng.* 2009; 11: 81-107.

- 125) NORDIN M, FRANKEL VH. Biomecânica básica do sistema musculoesquelético. Tradução Antônio Carlos Martins Pedroso. 3ª. Ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2001.
- 126) NORKIN CC, WHITE, JD. O joelho. In: NORKIN, C. C.; WHITE, J. D. Medida do movimento articular – manual de goniometria, 2ª ed. Porto Alegre: Artes Médicas, 1997. p. 155-164.
- 127) OERTEL G. Morphometric analysis of normal skeletal muscles in infancy, childhood and adolescence: An autopsy study. *J Neurol Sci.* 1988; 88: 303-313.
- 128) ONISHI H, YAGI R, AKASAKA K, MOMOSE K, IHASHI K, HANDA Y. Relationship between EMG signals and force in human vastus lateralis muscle using multiple bipolar wire electrodes. *J Electromyogr Kinesiol.* 2000; 10: 59-67.
- 129) PETTE D. The Adaptive Potential of Skeletal Muscle Fibers. *Can. J. Appl. Physiol.* 2002; 27(4): 433-448.
- 130) PETTE D. Training effects on the contractile apparatus. *Acta Physiol Scand.* 1998; 162(3): 367-76.
- 131) PETTE D, STARON RS. Cellular and molecular diversities of mammalian skeletal muscle fibers. *Rev. Physiol. Biochem. Pharmacol.* 1990; 116: 1-76.
- 132) PETTE D, STARON RS. Mammalian skeletal muscle fiber type transitions. *Int. Rev. Cytol.* 1997; 170: 143-223.
- 133) PINCIVERO DM, GREEN RC, MARK JD, CAMPY RM. Gender and Muscle differences in EMG amplitude e median frequency, and variability during maximal voluntary contractions of the quadriceps femoris. *Journal of Electromyography and Kinesiology.* 2000; 10: 189-196.
- 134) PINCIVERO DM, COELHO AJ. Activation linearity and parallelism of the superficial quadriceps muscles across the isometric intensity spectrum. *Muscle & Nerve.* 2000; 23(3): 393-398.
- 135) PINCIVERO DM, CAMPY RM, SALFETNIKOV Y, BRIGHT A, COELHO AJ. Influence of contraction intensity, muscle, and gender on median frequency of the quadriceps femoris. *J Appl Physiol.* 2001; 90: 804-810.
- 136) PINCIVERO DM, COELHO AJ, CAMPY RM, SALFETNIKOV Y, SUTER E. Knee extensor torque and quadriceps femoris EMG during

- perceptually-guided isometric contractions. *J Electromyogr and Kinesiology*. 2003; 13: 159-167.
- 137) PINCIVERO DM, SALFETNIKOV Y, CAMPY RM, COELHO AJ. Angle and gender specific quadriceps femoris muscle recruitment and knee extensor torque. *Journal of Biomechanics*. 2004; 37: 1689-1697.
- 138) POLGAR J et al. Data on fibre size in thirty-six human muscles – an autopsy study. *J Neurol Sci*. 1973; 19: 307-318.
- 139) PORTNEY LG, ROY SH. Eletromiografia e testes de velocidade de condução nervosa. In: O´SULLIVAN, S.B.; SCHMITZ, T.J. *Fisioterapia avaliação e tratamento*. 4ª Ed. São Paulo: Manole, 2004, p. 213-256.
- 140) PROSKE U, VAUGHAN P. Histological and electrophysiological investigation of lizard skeletal muscle. *J Physiol Lond*. 1968; 199: 495-509.
- 141) RAINOLDI A, GALARDI G, MADERNA L *et al*. Repeatability of surface EMG variables during voluntary isometric contractions of the biceps brachii muscle. *J Electromyogr Kinesiol*. 1999; 9: 105-119.
- 142) RAINOLDI A. et al. Geometrical factors in surface EMG of the vastus medialis and lateralis muscles. *J Electromyogr and kinesiology*. 2000; 10(5): 327-336.
- 143) RAINOLDI A, MELCHIORRI G, CARUSO I. A Method for positioning electrodes during surface eMG recordings in lower limb muscles. *Journal of Neurosciences Methods*. 2004; 134: 37-43.
- 144) ROBERTS VI, MEREDDY PK, DONNACHIE NJ, HAKKALAMANI S. Anatomical variations in vastus medialis obliquus and its implications in minimally-invasive total knee replacement. An MRI study. *J Bone Joint Surg*. 2007;89: 1462-1465.
- 145) ROY S, De LUCA CJ, SCHNEIDER J. Effects of electrode location on myoelectric conduction velocity and median frequency estimates. *J Appl Physiol*. 1986; 61: 1510-1517.
- 146) RYUSHI T, FUKUNAGA T. Influence of Subtypes of Fast-Twitch Fibers on Isokinetic Strength in Untrained Men. *Int J Sports Med*. 1986; 7: 250-3.
- 147) SADOYAMA T, MASUDA T, MIYANO H. Relationships between muscle fibre conduction velocity and frequency parameters of surface EMG during sustained contraction. *Eur J Appl Physiol*. 1983; 51: 247-256.

- 148) SADOYAMA T, MASUDA T, MIYATA H, KATSUTA S. Fibre conduction velocity and fibre composition in human vastus lateralis. *Eu J Appl Physiol*. 1988; 57: 767-771.
- 149) SCHIAFFINO S, REGGIANI C. Myosin isoforms in mammalian skeletal muscle. *J Appl Physiol*. 1994; 77:493–501.
- 150) SCHIAFFINO S, REGGIANI C. Molecular diversity of myofibrillar proteins: gene regulation and functional significance. *Physiol. Rev*. 1996; 76: 371-423.
- 151) SIMONEAU et al. Skeletal muscle histochemical and biochemical characteristics in sedentary male and female subjects. *Can J Physiol Pharmacol*. 1983; 63: 30-35.
- 152) SIMONEAU JA, LORTIE G, BOULAY MR, TRIBAU LT MC, THÉRIAULT G, BOUCHARD C. Skeletal muscle histochemical and biochemical characteristics in sedentary male and female subjects. *Can J Physiol*. 1985; 68: 30-35.
- 153) SIMONEAU JA, BOUCHARD CH. Human variation in skeletal muscle fiber-type proportions and enzyme activities. *Am J Physiol (endocrinol. Metab)*. 1989; 257: E567-572.
- 154) SIMONEAU JA, BOUCHARD CH. Genetic determination of fiber type proportion in human skeletal muscle. *Faseb J*. 1995; 1091-1095.
- 155) SJOGAARD G, HOUSTON ME, NYGAARD E, SALTIN B. Subgrouping of fast twitch fibres in skeletal muscle of man. *Histochemistry*. 1978; 58: 79-87.
- 156) SODERBERG GL, KNUSTON LM. A guide for use and interpretation of kinesiological electromyographic data. *Phys Ther*. 2000; 80(5): 485-498.
- 157) STANFIELD PR. Electrical properties of white and red muscle fibres of the elasmobranch fish *Scyliorhinus canicula*. *J Physiol Lond*. 1972; 222: 161-186.
- 158) STEPHENSON GMM. Hybrid skeletal muscle fibres: a rare or common phenomenon? *Clin. Exp. Pharmacol. Physiol*. 2001; 28: 692-702.
- 159) STARON RS, HIKIDA RS, HAGERMAN FC. Myofibrillar ATPase activity in human muscle fast-twitch subtypes. *Histochemistry*. 1983a; 78: 405-408.

- 160) STARON RS, HIKIDA RS, HAGERMAN FC. Reevaluation of human muscle fast-twitch subtypes: evidence for a continuum. *Histochemistry*. 1983b; 33-39.
- 161) STARON RS. Correlation between myofibrillar ATPase activity and myosin heavy chain composition in single human muscle fibers. *Histochemistry*. 1991; 96(1): 21-4.
- 162) STARON RS, JOHNSON P. Myosin polymorphism and differential expression in adult human skeletal muscle. *Comp. Biochem. Physiol.* 1993; 106B: 463-475.
- 163) STARON RS, KARAPONDO DL, KRAEMER WJ, FRY AC, GORDON SE, FALKEL JE *et al.* Skeletal muscle adaptations during early phase of heavy-resistance training in men and women. *J Appl Physiol*. 1994; 76: 1247-1255.
- 164) STARON RS. Human Skeletal Muscle Fiber Type: Delineation, Development and Distribution. *Can. J. Appl. Physiol*. 1997; 22(4): 307-327.
- 165) STARON RS, HAGERMAN FC, HIKIDA RS, MURRAY TF, HOSTLER DP, CRILL MT *et al.* Fiber type composition of the vastus lateralis muscle of young men and women. *J Histochem Cytochem*. 2000; 48: 623-629.
- 166) STULEN FB, De LUCA CJ. Frequency parameters of the myoelectric signal as a measure of conduction velocity. *IEEE Trans Biomed Eng*. 1981; 28: 515-523.
- 167) SUTER E, HERZOG W. Extent of muscle inhibition as a function of knee angle. *J Electromyogr and Kinesiol*. 1997; 7: 123-130.
- 168) TATE CM, WILLIAMS GN, BARRANCE PJ, BUCHANAN TS. Lower extremity muscle morphology in young athletes: An MRI-based analysis. *Med Sci Sports Exerc*. 2006; 38: 122-128.
- 169) TAYLOR AW, ESSÉN B, SALTIN B. Myosin ATPase in skeletal muscle of healthy men. *Acta Physiol Scand*. 1974; 91: 568-570.
- 170) TESH PA, KOMI PV, JACOBS I, KARLSSON J, VIITASALO JT. Influence of lactate assimilation of EMG frequency spectrum during repeated concentric contractions. *Acta Physiol Scand*. 1983; 119: 61-67.

- 171) TOFT I, LINDAL S, BONAA KH, JENSSEN T. Quantitative measurement of muscle fiber composition in a normal population. *Muscle & nerve*. 2003; 28: 101-108.
- 172) TRAPPE SW, TRAPPE TA, LEE GA, COSTILL DL. Calf Muscle Strength in Humans. *Int j sports med*. 2001;22:186-91.
- 173) TRAPPE S, TRAPPE T, GALLAGHER P, HARBER M, ALKNER B, TESCH P. Human single muscle fibre function with 84 day bed-rest and resistance exercise. *J Physiol*. 2004; 557(2): 501-513.
- 174) TUNELL GL, HART MN. Simultaneous determination of skeletal muscle fiber types I, IIA and IIB by histochemistry. *Arch Neurol*. 1977; 34: 171-173.
- 175) TUXEN A, BAKKE M, PINHOLT EM. Comparative data from Young men and women on masseter muscle fibres, function and facial morphology. *Archives of Oral Biology*. 1999; 44: 509-518.
- 176) VANDERVOORT AA. Aging of the human neuromuscula system. *Muscle Nerve*. 2002; 25: 17-25.
- 177) VOLLESTAD NK, VAAGE O, HERMANSEN L. Muscle glycogen depletion patterns in type I and subgroups of type II fibers during prolonged severe exercise in man. *Acta Physiol Scand*. 1984; 122(4): 433-41.
- 178) ZUNIGA EN, TRUONG XT, SIMONS, D.G. Effects of skin electrode position on averaged electromyographic potentials. *Arch Physical Med Rehab*. 1970; 51: 264-272.
- 179) WAKELING JM, ROZITS AI. Spectral properties of myoelectric signals from different motor units in the leg extensor muscles. *The Journal of Experimental Biology*. 2004; 207: 2519-2528.
- 180) WEINSTABL R, SCHARF W, FIRBAS W. The extensor apparatus of the knee joint adn its peripheral vasti: and anatomical investigation and clinical relevance. 1989; 11: 17-22.
- 181) WESTBURY JR, SHAUGHNESSY TG. Associations between spectral representation of the surface electromyogram and fiber type distribution and size in human masseter muscle. *Electromyogr Clin Neurophysiol*. 1987; 27(6): 427-435.

- 182) WRETLING ML, GERDLE B, HENRIKSSON-LARSÉN K. EMG: a non-invasive method for determination of fibre type proportion. Acta Physiol Scand. 1987; 131: 627-628.

## ANEXO 1

**TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO**  
**UNIVERSIDADE METODISTA DE PIRACIABA - UNIMEP**  
*PPG em Fisioterapia/ Laboratório de Recursos Terapêuticos*

**Consentimento formal de participação no trabalho:** “Correlação entre o sinal eletromiográfico e a morfologia muscular”.

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

Endereço: \_\_\_\_\_

Cidade: \_\_\_\_\_ CEP: \_\_\_\_\_ Fone: \_\_\_\_\_

### **Objetivo do estudo:**

Avaliar, por meio de biópsias musculares, a relação entre morfologia muscular (diferentes tipos de fibras – I, IIA e IID, bem como seu diâmetro) e o sinal eletromiográfico (amplitude e frequência) coletados com eletrodos percutâneos em diferentes posicionamentos sobre o músculo esquelético.

### **Procedimentos**

#### **Explicação dos Procedimentos:**

O experimento terá duração de aproximadamente 40 minutos. A voluntária será submetida à análise da atividade elétrica muscular que será captada por 2 eletrodos de superfície, fixados com esparadrapo na coxa direita, além da coleta de biópsia muscular em dois pontos específicos do vente muscular.

#### **Possíveis Benefícios:**

Verificar se o sinal eletromiográfico tem correlação com morfologia muscular (área e tipo de fibra), determinando se a eletromiografia pode ser uma ferramenta não invasiva para a determinação da morfologia muscular.

#### **Das informações:**

- As voluntárias não serão submetidas a riscos durante a fase do exame eletromiográfico, sendo necessário somente à colocação de eletrodos percutâneos na coxa. Este procedimento não causa qualquer desconforto ou sensação dolorosa;
- No que se refere à biópsia muscular, a mesma será realizada pro profissional médico, cumprindo-se todos os critérios de assepsia, analgesia durante o procedimento, bem como o acompanhamento da voluntária após sua execução, o que minimiza a possibilidade de riscos;
- Além do acompanhamento médico, os pesquisadores responsáveis manterão contato e farão reavaliações periódicas até 15 dias após a intervenção, com o intuito de levantar possíveis intercorrências em função da execução da biópsia. Na presença de qualquer intercorrência, o voluntário será encaminhado imediatamente ao médico, sem qualquer custo ao mesmo;
- Na eventualidade de necessitar de medicamento analgésico/antiinflamatório, os mesmo serão disponibilizados, sendo os custos arcados pelos pesquisadores;

- A única despesa que a voluntária terá com a participação no projeto será com o transporte, sendo o valor do bilhete pago a mesma pelos pesquisadores;
- A metodologia proposta é a única disponível para se atingir os objetivos do trabalho;
- A voluntária pode apresentar após a biópsia leve inflamação local, resposta normal decorrente do procedimento;
- A voluntária tem garantia que receberá respostas a qualquer pergunta ou esclarecimento quanto aos procedimentos, riscos ou benefícios da pesquisa;
- Em qualquer fase do estudo, as voluntárias poderão retirar o termo de consentimento e com isso deixar de fazer parte do estudo, sem que isto leve a penalidade;
- Os procedimentos desta pesquisa estão de acordo com as diretrizes e normas regulamentadoras de pesquisa envolvendo seres humanos atendendo à Resolução nº 196, de 10 de outubro de 1996, do Conselho Nacional de Saúde do Ministério da Saúde – Brasília/DF;
- Os pesquisadores asseguram a privacidade da voluntária quanto a sua identidade e aos dados envolvidos com o estudo. Os resultados obtidos neste estudo serão divulgados exclusivamente para fins acadêmicos;
- O local dos exames será o Laboratório de Recursos Terapêuticos do PPG Mestrado em Fisioterapia da UNIMEP;
- Na eventualidade de qualquer dano, os pesquisadores asseguram o tratamento integral da voluntária sem nenhum custo financeiro às mesmas;
- Uma cópia do projeto de pesquisa **“Correlação entre o sinal eletromiográfico e a morfologia muscular”** estará a disposição das voluntárias para consulta e/ou esclarecimentos de dúvidas no Laboratório de Recursos Terapêuticos.

Eu, \_\_\_\_\_, RG nº \_\_\_\_\_, CPF nº \_\_\_\_\_, abaixo assinado, concordo em participar do estudo **“Correlação entre o sinal eletromiográfico e a morfologia muscular”**, proposto pelo Prof. Dr. Rinaldo Roberto de Jesus Guirro e pela pesquisadora colaboradora Prof<sup>a</sup>. Ms. Fabiana Forti.

Tenho pleno conhecimento da justificativa, objetivos, benefícios esperados e dos procedimentos a serem executados, bem como da possibilidade de receber esclarecimentos sempre que considerar necessário. Será mantido sigilo quanto à identificação de minha pessoa e zelo a minha privacidade. Ao mesmo tempo assumo o compromisso de retornar nos períodos de controle e seguir as recomendações estabelecidas pelos pesquisadores. Também concordo que os dados obtidos ou quaisquer outras informações permaneçam como propriedade exclusiva dos pesquisadores. Dou pleno direito da utilização desses dados e informações para uso no ensino, pesquisa e divulgação em periódicos científicos.

Eu li e entendi todas as informações contidas neste documento, assim como as da Resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde.

Piracicaba, \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de 2005.

---

**Assinatura do Voluntário (a)**

Pesquisador Responsável: Prof. Dr. Rinaldo Roberto de Jesus Guirro  
Universidade Metodista de Piracicaba – PPG Fisioterapia  
Tel (19) 3124-1558  
Contato: [rjguirro@unimep.br](mailto:rjguirro@unimep.br)

Pesquisadora Colaboradora: Prof<sup>a</sup>. Ms. Fabiana Forti  
Tel (19) 3425-0525 ou cel (19) 8137-3427  
Contato: [fabiforti@ig.com.br](mailto:fabiforti@ig.com.br)

## ANEXO 2

Comitê de Ética em Pesquisa



Piracicaba, 30 de novembro de 2005.

Para: Prof. Rinaldo Roberto de Jesus Guirro

De: Coordenação do Comitê de Ética em Pesquisa – CEP-UNIMEP

Ref.: **Aprovação do protocolo de pesquisa nº 65/05 e indicação de formas de acompanhamento do mesmo pelo CEP-UNIMEP**

Vimos através desta informar que o Comitê de Ética em Pesquisa da UNIMEP, após análise, **APROVOU** o Protocolo de Pesquisa nº 65/05, com o título **“Correlação entre o sinal eletromiográfico e a morfologia muscular.”** sob sua responsabilidade.

O CEP-UNIMEP, conforme as resoluções do Conselho Nacional de Saúde é responsável pela avaliação e acompanhamento dos aspectos éticos de todas as pesquisas envolvendo seres humanos promovidas nesta Universidade.

Portanto, conforme a Resolução do CNS 196/96, é atribuição do CEP “acompanhar o desenvolvimento dos projetos através de relatórios anuais dos pesquisadores” (VII.13.d). Por isso o pesquisador responsável deverá encaminhar para o CEP-UNIMEP um relatório anual de seu projeto, até 30 dias após completar 12 meses de atividade, acompanhado do “Formulário de Acompanhamento de Projetos”.

Agradecemos a atenção e colocamo-nos à disposição para outros esclarecimentos.

Atenciosamente,

A handwritten signature in black ink, appearing to read "Gabriele Cornelli", written in a cursive style.

**Gabriele Cornelli**  
**COORDENADOR**

## ANEXO 3

### Rotina para Processamento do Sinal Eletromiográfico

```
=====IDENTIFICAÇÃO=====
% = PROJETO: Desenvolvimento de ferramenta para análise           =
% = do sinal eletromiográfico: cálculos do RMS, AVR, Freqüência média e mediana =
% = DATA: 10 de Julho de 2006 (ULTIMA ATUALIZACAO)             =
% = AUTORES: MURILO BELLEZONI LOIOLA (mloiola@fee.uicamp.br)    =
%=          FABIANA FORTI                                       =
%=          CHRISTIANE RIEDI                                     =
=====

clear all
close all
%hold on
clc

plota_figs = 1; % 0 - Não traça nenhum gráfico
              % 1 - Traça todos os gráficos

%LEITURA DOS SINAIS DE EMG
%=====

% seleciona o arquivo
%=====
load cemg
% emgpath = '\';

diary resultados.txt % Salva os resultados num arquivo de texto

[wavefile,xpath] = uigetfile([emgpath,'*.tem'],'Selecione o Arquivo de Sinal');

if ~ischar(wavefile)
    warndlg('Nome do arquivo nao fornecido')
    error('Erro na entrada de dados', 'MSG')

else

    emgpath = xpath ;
    save cemg emgpath ;
    nome = wavefile ;
    data_files = dir(strcat(emgpath,'*.tem')); % Lista todos os arquivos .TEM no caminho
    emgpath

    % dim1 = Número de arquivos .TEM
    [dim1 dim2] = size(data_files);
```

```

freq_media = zeros(1,dim1);
freq_mediana = zeros(1,dim1);
valor_rms = zeros(1,dim1);
valor_arv = zeros(1,dim1);

for kk = 1:dim1

    % LEITURA DO ARQUIVO SELECIONADO
    %=====
    % [x, pos, np, hdst, t, ok] = lynxgeng([xpath,wavefile]);
    [x, pos, np, hdst, t, ok] = lynxgeng([xpath,data_files(kk).name]);
    fa = hdst.fs; %frequencia de amostragem
    nc = hdst.nc; %numero de canais
    sunit = hdst.unit; %unidade do canal
    sname = hdst.name;%nome do objeto medido

    % CALCULO DOS FATORES DE AQUISIÇÃO
    % =====
    dt=t(2)-t(1);
    tt=(np-1)*dt;
    df=fa/np;
    f=0:df:(np*df-df)/2;

    % CALCULOS AUXILIARES
    % =====
    sinal=x(:,4).*1e-3;%Canal a ser processado representa a segunda coluna x(:,numero
canal)
    if sinal(1)>1
        tmp = find(sinal<1);
        sinal = sinal(tmp(1):end);
        t = t(tmp(1):end);
    end
    emg_time = sinal - mean(sinal) ; % elimina dc

    % CALCULO DA MEDIA DO VALOR RETIFICADO (ARV)
    % =====
    varv = sum(abs(emg_time))/np;

    % CALCULO DO VALOR RMS
    % =====
    vrms = sqrt(sum(emg_time.^2)/np);

    % CALCULO DA PSD
    % =====

    nj=2048;%pontos da janela
    psuper=50;%percentagem superposicao
    super = fix(nj*psuper/100);
    nfft = min(nj,length(emg_time));

```

```

window = hanning(nfft);
>window = hamming(nfft);
>window = boxcar(nfft);

[Pxx,w]=psd(emg_time,nj,fa>window,super,'mean');

% CALCULO DA FREQUENCIA MEDIA E MEDIANA
% =====

nfmean=0;
dfmean=0;
for ii=1:length(w)
    nfmean=nfmean + w(ii)*(abs(Pxx(ii)));
    dfmean=dfmean + (abs(Pxx(ii)));
end

fmean=nfmean/dfmean;

% fmean = dot(w,Pxx)/sum(Pxx);

target_fmcd=0.5*dfmean;
% target_fmcd = sum(Pxx)/2;

dfmean=0;

for ii=1:length(w)
    dfmean=dfmean + (abs(Pxx(ii)));
    if dfmean <= target_fmcd
        fmed=w(ii);
    end
end

fmean_synt=fmean;
fmed_synt=fmed;

% RESULTADOS GRAFICOS
% =====

if plota_figs == 1
    figure
    hndl=plot(t,emg_time,'k');
    %title(sprintf('Sinal Temporal Original: %s', sname))
    xlabel('Tempo [s]')
    ylabel(sprintf('Amplitude %s',sunit{1}))
    %axis([0 tt -1.5*min(sinal) 1.5*max(sinal)])
    han=gcf;
    set(han,'numbertitle','off');

```

```

str=sprintf('Programa de Análise Eletromiografica (Arquivo: %s )',emgpath);
set(han,'name',str);
set(hndl,'LineWidth',1)

figure
psdplot(Pxx,w,'Hz','linear','PSD Linear')%Plota linear
xlabel('Frequência [ Hz ]');
ylabel('Densidade Espectral de Potência [ Potência/Hz ]');
ax = axis;
axis([ax(1) ax(2) ax(3) ax(4)]);
title(sprintf('PSD Linear: Fmedia= %s, Fmediana= %s', num2str(fmean_synt),
num2str(fmed_synt) ))
set(gcf,'Visible','on','NumberTitle','off','Name',strcat('Arquivo: ',data_files(kk).name))
end

% RESULTADOS NUMERICOS % =====

if kk == 1
    disp(sprintf('\n===== %s =====',datestr(now)))
    disp(sprintf('Arquivo: \t\t\t: %s',data_files(kk).name))
else
    disp(sprintf('\nArquivo: \t\t\t: %s',data_files(kk).name))
end
disp(sprintf('Frequencia Media\t: %3.6g Hz',fmean_synt))
disp(sprintf('Frequencia Mediana\t: %3.6g Hz',fmed_synt))
disp(sprintf('Valor RMS\t\t\t: %2.4g uV',vrms*1e3))
disp(sprintf('Valor ARV\t\t\t: %2.4g uV\n',varv*1e3))

emg_var(kk).nome = data_files(kk).name;
emg_var(kk).fmedia = fmean_synt;
emg_var(kk).fmediana = fmed_synt;
emg_var(kk).rms = vrms;
emg_var(kk).arv = varv;

freq_media(kk) = fmean_synt;
freq_mediana(kk) = fmed_synt;
valor_rms(kk) = vrms;
valor_arv(kk) = varv;

clear fmean_synt fmed_synt vrms varv
end

end

diary off

```