

**UNIVERSIDADE METODISTA DE PIRACICABA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM FISIOTERAPIA
ÁREA DE CONCENTRAÇÃO: INTERVENÇÃO FISIOTERAPÊUTICA
LINHA DE PESQUISA: DOSIMETRIA E CONVALIDAÇÃO DE RECURSOS
FISIOTERAPÊUTICOS**

FABIANA FORTI

**ANÁLISE DO SINAL ELETROMIOGRÁFICO EM DIFERENTES
POSICIONAMENTOS, TIPOS DE ELETRODOS, ÂNGULOS ARTICULARES E
INTENSIDADES DE CONTRAÇÃO**

Piracicaba, 2005

FABIANA FORTI

**ANÁLISE DO SINAL ELETROMIOGRÁFICO EM DIFERENTES
POSICIONAMENTOS, TIPOS DE ELETRODOS, ÂNGULOS ARTICULARES E
INTENSIDADES DE CONTRAÇÃO**

Dissertação apresentada ao Curso de Pós-Graduação em Fisioterapia – Mestrado – da Universidade Metodista de Piracicaba, para obtenção do título de Mestre em Fisioterapia.

Orientador: Prof. Dr. Rinaldo R. de J. Guirro

Piracicaba
2005

DEDICATÓRIA

A **Deus** pela minha vida, por tudo que consegui conquistar até o momento.

Aos meus pais **Theófilo e Miriam**

Obrigada por tudo que fizeram por mim, pela oportunidade de realizar mais um sonho, e sobretudo, pela lição de amor que me ensinaram durante toda a vida.

Ao meu namorado **Maurício**

Obrigada pela compreensão do tempo de ausência, pelo estímulo nas horas de desânimo, pela atenção e carinho.

AGRADECIMENTO ESPECIAL

AO PROF. Dr. RINALDO ROBERTO DE JESUS GUIRRO

“Aquele que transmitiu seus conhecimentos e experiências profissional e de vida com dedicação, competência e carinho. Àquele que guiou além das teorias, filosofias e das técnicas, expressei meu agradecimento e profundo respeito, que sempre será pouco diante do muito que foi oferecido”. Rinaldo, muito obrigada por tudo: pelos ensinamentos transmitidos desde a graduação, iniciação científica, pela brilhante orientação e amizade.

AGRADECIMENTOS

Aos meus irmãos **Susete e Thiago** pelo apoio e incentivo durante toda minha vida.

A todos meus familiares que sempre me incentivaram à conquista desse sonho.

Ao Prof. Dr. Carlos Alberto da Silva sempre disposto a ajudar, pelos conhecimentos transmitidos e especialmente pela amizade. Muito obrigada por tudo!!!

Aos professores do PPG-Fisioterapia pelos ensinamentos transmitidos durante o curso.

Ao engenheiro Demian Gomes da Silva pela elaboração da rotina para análise da frequência mediana e pela disponibilidade em ajudar sempre que foi necessário. Demian, muito obrigada por tudo!

À prof^a. Maria Imaculada Lima Montebelo que sempre esteve disposta a me ajudar na parte estatística deste trabalho.

À secretária do PPG-Fisioterapia, Miriam, meu sincero agradecimento pela ajuda, dedicação e amizade ao longo destes dois anos.

Às voluntárias que participaram deste trabalho muito obrigada pela disponibilidade e paciência.

Aos amigos do curso Hugo, Karina, Nane, Carol, Michel, Chris, Vivi e João pelo incentivo e amizade.

RESUMO

Não está estabelecido ainda na literatura o melhor posicionamento do eletrodo (EL) para captação do sinal eletromiográfico. O objetivo foi avaliar a atividade eletromiográfica em diferentes posicionamentos (P2, P1, M, D1 e D2) de EL ativos (A) e passivos (P), sobre o ventre do músculo reto da coxa (RC) alongado (AL) e encurtado (EN) e em três intensidades de contração: repouso (REP), 50% e 100% da contração isométrica voluntária máxima (CIVM). Participaram do estudo 33 voluntárias (23,29 \pm 2,4 anos) sem história de patologias osteomioarticulares nos membros inferiores. Os diferentes eletrodos, ativos (A) (Lynx[®]) e passivos (P) (Noraxon[®]) foram posicionados partindo do ponto motor (M), sendo dois na porção distal (D) e dois na proximal (P) de forma equidistante. O EL de referência foi colocado na tuberosidade anterior da tíbia. O sinal foi obtido por um sistema de aquisição de dados EMG-1000 (Lynx[®]) com resolução de 16 bits, filtro passa banda de 20-1000Hz e frequência de amostragem 2000Hz. Para mensuração da força de extensão da perna foi utilizada uma célula de carga MM-100 (KRATOS[®]). Para a determinação do ponto motor e colocação dos EL, a voluntária foi posicionada na mesa de Bonet com o tronco fixo, permanecendo a coxa a 90° e a perna em flexão de 45° ou 105°. O sinal foi coletado simultaneamente nos 5 EL durante CIVM de 5 segundos, repetida por 3 vezes e com intervalo de 1 minuto. O processamento foi realizado em rotina específica implementada no *software* Matlab[®] 6.5.1 para análise da raiz quadrada da média (RMS) e frequência mediana (FM). A análise estatística constou do teste Wilcoxon ($p < 0,05$). Os resultados demonstraram que a força, foi maior no RC-AL quando comparada ao EN tanto em 50% quanto em 100% da CIVM. Com relação à comparação intragrupo, para o RMS em 50% e 100% da CIVM do RC-AL, tanto os EL-A quanto os P, apresentaram o mesmo comportamento, tendo D2 maior RMS e P1 menor. Com o RC na posição EN, a 50% da CIVM, para EL-A, P2 apresentou o maior valor de RMS e os demais EL não diferiram entre si. Em 100%, P2 foi maior; P1 e M menor. Para os EL-P, em 50% da CIVM, P2 foi maior, em contrapartida, M, D1 e D2 menor. Já em 100%, P2 foi maior e M menor. Com relação à FM intragrupo, esta apresentou menor variabilidade do que o RMS e não possui distribuição característica ao longo do músculo para diferentes tipos de EL, comprimentos musculares e intensidades de contração. Na comparação intergrupos, tanto para EL-A e P, quanto para RC-AL e EN, o RMS em 50% foi menor do que a 100% da CIVM. Quanto à FM, esta não apresenta comportamento característico, podendo aumentar, diminuir ou permanecer constante, dependendo do local onde o EL seja posicionado. Correlações positivas significativas entre força e RMS, e entre força e FM foram encontradas para a maioria dos procedimentos analisados. De acordo com os resultados obtidos pode-se verificar que o sinal eletromiográfico é dependente do posicionamento dos eletrodos, dos comprimentos musculares e intensidades de contração.

ABSTRACT

The best electrode (EL) positions to record the electromyographic signals (EMG) has not been established in the literature, yet. This work was aimed at evaluating the electromyographic activity at different positions (P2, P1, M, D1 and D2) of active (A) and passive (P) ELs on the ventral part of the elongated (E) and enshortened (SH) rectus femoris (RF) muscle at three contraction levels: rest (RES), 50% and 100% maximum voluntary isometric contraction (MVIC). This study involved 33 female voluntaries (23.29±2.4 years-old) without history of osteomyoarticular pathologies in the lower limbs. The different active (A) (Lynx[®]) and passive (P) (Noraxon[®]) electrodes were positioned at equal distances from the motor (M) point, two on the distal (D) and two on the proximal (P) portions of the muscle. The reference EL was positioned at the anterior tuberoses of tibia. Signals were acquired by an EMG-1000 (Lynx[®]) data acquisition system, 16 bits resolution, 20-1000 Hz band pass filter and 2000 Hz sampling frequency. A MM-100 load cell (KRATOS[®]) was used to assess the leg extension force. Voluntaries were positioned on a Bonet table with the trunk immobilized, the thigh at 90° and leg bent at 45° or 105° to assess the motor point and to insert the ELs. The signals from the 5 ELs were simultaneously collected during MVIC for 5 seconds, with 3 repetitions at 1-min intervals. Data processing was carried out through a specific routine using a Matlab[®] 6.5.1 software for the analysis of the root mean square (RMS) and the median frequency (MF). A Wilcoxon test ($p < 0.05$) was carried out for the statistical analysis. Results showed that the force was greater at E-FR in relation to the SH-FR, both at 50% and 100% MVIC. When comparing within groups, regarding RMS at 50% and 100% E-RF MVIC, both A-EL and P-EL showed the same behavior at D2 higher than RMS and P1 lower than RMS. With SH-RF at 50% MVIC for the A-EL, P2 showed the highest RMS figure and the remaining ELs did not differ among themselves. At 100% MVIC, P2 was higher and P1 and M lower. At P-EL 50% MVIC P2 was higher, while M, D1 and D2 were lower. At 100% MVIC, P2 was higher and M lower. Regarding the MF within groups, this showed smaller variability than RMS and it doesn't possess characteristic along the muscle for different types of EL, muscular lengths and contraction intensities. In the comparison between groups, so much for EL-A and P as for RF-E and SH, the RMS in 50% was smaller than to 100% of MVIC. As for MF, this doesn't present characteristics behavior, being able to increase, to decrease or to stay constat, depending at the place where the EL is positioned. Significant positive correlations between force and RMS, and between force and MF were found for must of the analyzed procedures. In view of the results obtained, it was possible to notice that the electromyographic signal is dependent on the electrodes positioning, muscle lengths and contraction levels.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1	Espectros de frequência coletados com o músculo em repouso: (A) sinal coletado com o equipamento conectado de acordo com as recomendações do fabricante; (B) coletado com o sistema de aquisição alimentado pela bateria e conectado ao microcomputador por fibra óptica. Ambos sinais foram captados por eletrodos de superfície ativos.....	42
Figura 2	Sistema de conexão por fibra óptica entre o sistema de aquisição e o microcomputador; 1) Conversor do sinal elétrico em sinal luminoso – (A) entrada dos sinais e (B) saída dos sinais e 2) fonte de alimentação de 12 V.....	43
Figura 3	Sistema de aquisição de dados. (A) Módulo condicionador de sinais modelo EMG1000 (Lynx [®]) com 5 conectores para eletrodos ativos e 2 para instrumentação (célula de carga e eletrogoniômetro); (B) sistema conversor de sinais	44
Figura 4	Sensores. (A) Célula de carga (KRATOS [®]), (B) eletrogoniômetro, (C) eletrodos de superfície utilizados para captação do sinal eletromiográfico: 1) passivo (Noraxon [®]), 2) ativo (Lynx [®]) e 3) eletrodo de referência.....	45
Figura 5	Janela do <i>software</i> Aqdados 7.02 (Lynx [®]) utilizada para a coleta da linha de base. <i>Feedback</i> visual recebido pela voluntária durante a execução da contração isométrica voluntária máxima (seta)	49
Figura 6	Posicionamento do membro inferior direito para registro da força e atividade eletromiográfica. (A) músculo reto da coxa alongado (joelho a 105°); (B) reto da coxa encurtado (joelho a 45°). As linhas vermelhas destacam os ângulos de 90° entre a perna e a linha de tração da célula de carga	53
Figura 7	Colocação dos 5 eletrodos de superfícies sobre o ventre do músculo reto da coxa direito, onde M é o ponto motor, P1 e P2 são proximais e D1 e D2 distais. (A) eletrodos ativos; (B) eletrodos passivos.....	54
Figura 8	Janela do <i>software</i> Aqdados 7.02 (Lynx [®]) utilizada para a coleta a 50% e 100% da CIVM. <i>Feedback</i> visual recebido durante a coleta eletromiográfica, tendo como parâmetro o valor de engenharia (círculo).....	56
Figura 9	Resumo da função utilizada para processamento do RMS.....	57
Figura 10	Resumo da função utilizada para processamento da frequência mediana (Hz).....	57

Figura 11	Fórmulas utilizadas para cálculo do RMS (A) e frequência mediana (Hz).....	57
Figura 12	Densidades espectrais de potência de uma voluntária coletadas com o músculo reto da coxa em repouso. Captação realizada com (A) eletrodo passivo com o músculo na posição alongada; (B) eletrodo passivo com o músculo na posição encurtada; (C) eletrodo ativo com o músculo na posição alongada; (D) eletrodo ativo com o músculo na posição encurtada.....	60
Figura 13	Média \pm dp da força (kgf) em 50% e 100% da contração isométrica voluntária máxima (CIVM) e em diferentes comprimentos do músculo reto da coxa, n=33. #p<0,05 em relação ao respectivo alongado.....	61
Figura 14	Comportamento do RMS (μ V) nos diferentes posicionamentos de eletrodos ativos e intensidades de contração do músculo reto da coxa na posição alongada.....	63
Figura 15	Comportamento do RMS (μ V) nos diferentes posicionamentos de eletrodos passivos e intensidades de contração do músculo reto da coxa na posição alongada.....	64
Figura 16	Comportamento do RMS (μ V) nos diferentes posicionamentos de eletrodos ativos e intensidades de contração do músculo reto da coxa na posição encurtada.....	66
Figura 17	Comportamento do RMS (μ V) nos diferentes posicionamentos de eletrodos passivos e intensidades de contração do músculo reto da coxa na posição encurtada.....	67
Figura 18	Densidades espectrais de potência de uma voluntária coletadas com o músculo reto da coxa na posição alongada (105° de flexão da perna). Captação realizada com (A) eletrodo passivo em 50% da CIVM; (B) eletrodo passivo em 100% da CIVM; (C) eletrodo ativo em 50% da CIVM; (D) eletrodo ativo em 100% da CIVM.....	69
Figura 19	Comportamento da FM (Hz) nos diferentes posicionamentos de eletrodos ativos e intensidades de contração do músculo reto da coxa na posição alongada.....	70
Figura 20	Comportamento da FM (Hz) nos diferentes posicionamentos de eletrodos passivos e intensidades de contração do músculo reto da coxa na posição alongada.....	71
Figura 21	Comportamento da FM (Hz) nos diferentes posicionamentos de eletrodos ativos e intensidades de contração do músculo reto da coxa na posição encurtada.....	73

Figura 22	Comportamento da FM (Hz) nos diferentes posicionamentos de eletrodos passivos e intensidades de contração do músculo reto da coxa na posição encurtada.....	74
Figura 23	Comportamento do RMS (μ V) nos diferentes posicionamentos de eletrodos ativos, comprimentos musculares e intensidades de contração.....	76
Figura 24	Comportamento da FM (Hz) nos diferentes posicionamentos de eletrodos ativos, comprimentos musculares e intensidades de contração.....	77
Figura 25	Comportamento do RMS (μ V) nos diferentes posicionamentos de eletrodos passivos, comprimentos musculares e intensidades de contração.....	78
Figura 26	Comportamento da FM (Hz) nos diferentes posicionamentos de eletrodos passivos, comprimentos musculares e intensidades de contração.....	79

LISTA DE TABELAS

Tabela 1	Média \pm dp das características antropométricas de 33 voluntárias.....	40
Tabela 2	Média \pm dp da força (Kgf) em 50% e 100% da contração isométrica voluntária máxima em diferentes comprimentos do músculo reto da coxa.....	49
Tabela 3	Condições de teste para coleta eletromiográfica e força do reto da coxa direito, n=33.....	55
Tabela 4	Distribuição dos procedimentos experimentais.....	56
Tabela 5	Valores médios \pm dp da dobra cutânea da coxa (mm) nos diferentes posicionamentos de eletrodos (P2, P1, M, D1 e D2); *p<0,05 em relação a P2 e P1, # p<0,05 em relação à M.....	59
Tabela 6	a) Valores médios \pm dp do RMS (μ V) em diferentes posicionamentos de eletrodos ativos (P2, P1, M, D1 e D2) e em diferentes intensidades de contração: 50% da CIVM e 100% da CIVM, para o músculo na posição alongada; b) Comparação significativa intragrupos; as intensidades de contração indicam significância de 5%; c) Comparação significativa intergrupos; os posicionamentos dos eletrodos indicam significância de 5%, n=33.....	63
Tabela 7	a) Valores médios \pm dp do RMS (μ V) em diferentes posicionamentos de eletrodos passivos (P2, P1, M, D1 e D2) e em diferentes intensidades de contração: 50% da CIVM e 100% da CIVM, para o músculo na posição alongada; b) Comparação significativa intragrupos; as intensidades de contração indicam significância de 5%; c) Comparação significativa intergrupos; os posicionamentos dos eletrodos indicam significância de 5%, n=33.....	64
Tabela 8	a) Valores médios \pm dp do RMS (μ V) em diferentes posicionamentos de eletrodos ativos (P2, P1, M, D1 e D2) e em diferentes intensidades de contração: 50% da CIVM e 100% da CIVM, para o músculo na posição encurtada. b) Comparação significativa intragrupos; as intensidades de contração indicam significância de 5%; c) Comparação significativa intergrupos; os posicionamentos dos eletrodos indicam significância de 5%, n=33.....	66

Tabela 9	a) Valores médios \pm dp do RMS (μ V) em diferentes posicionamentos de eletrodos passivos (P2, P1, M, D1 e D2) e em diferentes intensidades de contração: 50% da CIVM e 100% da CIVM, para o músculo na posição encurtada. b) Comparação significativa intragrupos; as intensidades de contração indicam significância de 5%; c) Comparação significativa intergrupos; os posicionamentos dos eletrodos indicam significância de 5%, n=33.....	67
Tabela 10	a) Valores médios \pm dp da Frequência mediana (Hz) em diferentes posicionamentos de eletrodos ativos (P2, P1, M, D1 e D2) e em diferentes intensidades de contração: 50% da CIVM e 100% da CIVM, para o músculo alongado. b) Comparação significativa intragrupos; as intensidades de contração indicam significância de 5%; c) Comparação significativa intergrupos; os posicionamentos dos eletrodos indicam significância de 5%, n=33.....	70
Tabela 11	a) Valores médios \pm dp da Frequência mediana (Hz) em diferentes posicionamentos de eletrodos passivos (P2, P1, M, D1 e D2) e em diferentes intensidades de contração: 50% da CIVM e 100% da CIVM, para o músculo alongado. b) Comparação significativa intragrupos; as intensidades de contração indicam significância de 5%; c) Comparação significativa intergrupos; os posicionamentos dos eletrodos indicam significância de 5%, n=33.....	71
Tabela 12	a) Valores médios \pm dp da Frequência mediana (Hz) em diferentes posicionamentos de eletrodos ativos (P2, P1, M, D1 e D2) e em diferentes intensidades de contração: 50% da CIVM e 100% da CIVM, para o músculo encurtado. b) Comparação significativa intragrupos; as intensidades de contração indicam significância de 5%; c) Comparação significativa intergrupos; os posicionamentos dos eletrodos indicam significância de 5%, n=33.....	73
Tabela 13	a) Valores médios \pm dp da Frequência mediana (Hz) em diferentes posicionamentos de eletrodos passivos (P2, P1, M, D1 e D2) e em diferentes intensidades de contração: 50% da CIVM e 100% da CIVM, para o músculo encurtado; b) Comparação significativa intragrupos; as intensidades de contração indicam significância de 5%; c) Comparação significativa intergrupos; os posicionamentos dos eletrodos indicam significância de 5%, n=33.....	74

Tabela 14	a) Valores médios \pm dp do RMS (μ V) em diferentes posicionamentos de eletrodos ativos (P2, P1, M, D1 e D2) e em diferentes intensidades de contração: 50% da CIVM e 100% da CIVM, para o músculo na posição encurtada (EN) e alongada (AL); b) Diferença significativa entre os comprimentos musculares, o símbolo (*) indica significância de 5% em relação ao respectivo eletrodo, n=33.....	76
Tabela 15	a) Valores médios \pm dp da FM (Hz) em diferentes posicionamentos de eletrodos ativos (P2, P1, M, D1 e D2) e em diferentes intensidades de contração: 50% da CIVM e 100% da CIVM, para o músculo na posição encurtada (EN) e alongada (AL); b) Diferença significativa entre os comprimentos musculares, o símbolo (*) indica significância de 5% em relação ao respectivo eletrodo, n=33.....	77
Tabela 16	a) Valores médios \pm dp do RMS (μ V) em diferentes posicionamentos de eletrodos passivos (P2, P1, M, D1 e D2) e em diferentes intensidades de contração: 50% da CIVM e 100% da CIVM, para o músculo na posição encurtada (EN) e alongada (AL); b) Diferença significativa entre os comprimentos musculares, o símbolo (*) indica significância de 5% em relação ao respectivo eletrodo, n=33.....	78
Tabela 17	a) Valores médios \pm dp da FM (Hz) em diferentes posicionamentos de eletrodos passivos (P2, P1, M, D1 e D2) e em diferentes intensidades de contração: 50% da CIVM e 100% da CIVM, para o músculo na posição encurtada (EN) e alongada (AL); b) Diferença significativa entre os comprimentos musculares, o símbolo (*) indica significância de 5% em relação ao respectivo eletrodo, n=33.....	79
Tabela 18	Correlação entre força (F) (Kgf) do movimento de extensão da perna, RMS (μ V) e FM (Hz) do eletrodo M, nos diferentes tipos de eletrodos (EL) ativo (A), passivo (P), comprimentos musculares alongado (AL) e encurtado (EN) e intensidades de contração 50 e 100% da CIVM.....	81

LISTA DE ANEXOS

ANEXO A	Termo de consentimento.....	131
ANEXO B	Parecer do Comitê de Ética em Pesquisa.....	133
ANEXO C	Função EMG12.....	134
ANEXO D	Função Dyemg.....	140
ANEXO E	Ficha de Avaliação.....	142

LISTA DE ABREVIATURAS

100 – 100% da CIVM

50 – 50% da CIVM

ABNT – Associação Brasileira de Normas Técnicas

Ag – Prata

Ag/AgCl – Prata/Cloreto de Prata

AgCl – Cloreto de Prata

AH – àmpere Hora

Al – Alongado

Au – Ouro

CEP – Comitê de Ética em Pesquisa

CIVM – Contração Isométrica Voluntária Máxima

D – Distal

D1 – Distal 1

D2 – Distal 2

dB – Decibéis

EIAS – Espinha Ilíaca Antero Superior

ELA – Eletrodo Ativo

ELP – Eletrodo Passivo

EMG – Eletromiografia

EN – Encurtado

FA – Frequência de Amostragem

FFT – *Fast Fourier Transform*

FM – Frequência Mediana

Hz – Hertz

IMC – Índice de Massa Corpórea

IRMS – Índice de Rejeição do Modo Comum

M – Ponto Motor

mm – milímetro

MMII – Membros Inferiores

μ V- micro Volt

mV – Mili Volt

P – Proximal

P1 – Proximal 1

P2 – Proximal 2

PAUMs – Potenciais de Ação de Unidades Motoras

PI – Padrão de Interferência

REP – Repouso

RMS – Raiz Quadrada da média

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

Ums – Unidades Motoras

VMR – Valor Médio Retificado

ZI – Zona de Inervação

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	20
2 REVISÃO DE LITERATURA.....	24
2.1 Eletromiografia Geral.....	24
2.2 Instrumentação.....	26
2.2.1 Aquisição do sinal.....	27
2.2.2 Origem do sinal.....	27
2.2.3 Captação do sinal.....	29
2.2.4 Circuito de processamento do sinal.....	33
2.2.4.1 Amplificador.....	33
2.2.4.2. Freqüência de Amostragem.....	36
2.3 Posicionamento dos eletrodos.....	37
2.4 Recomendações da SENIAM sobre sensores	40
2.5 Processamento dos sinais	42
3 OBJETIVOS.....	43
4 MATERIAIS E MÉTODOS.....	44
4.1 Voluntárias.....	44
4.2 Local da Pesquisa.....	45
4.3 Instrumentação.....	45
4.3.1 Eletromiógrafo e eletrodos.....	45
4.3.2 Dinamometria.....	51
4.3.3 Eletrogoniômetro.....	51
4.4 Procedimentos.....	52
4.4.1 Determinação da linha de base.....	52
4.4.2 Dobra cutânea da coxa.....	53

4.4.3 Comprimento da coxa, do membro e ângulo Q.....	54
4.5 Avaliação eletromiográfica.....	55
4.5.1 Preparação da pele.....	55
4.5.2 Determinação do ponto motor.....	55
4.5.3 Colocação dos eletrodos e coleta dos sinais.....	56
4.5.4 Processamento dos sinais pós-coleta.....	60
4.6 Análise estatística.....	62
5. RESULTADOS.....	63
6. DISCUSSÃO.....	86
7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	117
8. ANEXOS.....	134

1 INTRODUÇÃO

A eletromiografia (EMG) tem sido utilizada em diversas áreas, como nas ciências de reabilitação, ergonomia e diagnósticos neuromusculares. Fisiologistas do esporte também utilizam-na rotineiramente em seus trabalhos, em termos da otimização dos movimentos, bem como para estimar fadiga muscular através dos parâmetros da EMG (STEGEMAN et al., 2000).

Os fisioterapeutas são os usuários mais comuns da eletromiografia como método de avaliação da função e disfunção do sistema neuromuscular. A EMG cinesiológica tem sido utilizada para estudar a resposta muscular – em relação ao início e término da atividade, tipo de contração muscular e a posição articular – frente aos exercícios terapêuticos comumente utilizados na reabilitação (PORTNEY e ROY, 2004). Segundo estes autores, ela tem sido empregada para analisar a função muscular em determinadas tarefas e também para avaliar a eficácia de técnicas de recuperação funcional das mais variadas patologias. Neste contexto, algumas aplicações específicas compreendem a avaliação da eficácia dos exercícios para facilitar ou inibir a atividade muscular específica, podendo, então, verificar se as metas terapêuticas estão sendo alcançadas (MAITLAND et al., 1999; HUNG e GROSS, 1999), provê biofeedback aos pacientes (DRAPER e BALLARD, 1991), avalia marcha (DAVIS e VAUGHN, 1993) e determina índices relacionados à fadiga (VAN DIEEN et al., 1993). Portanto, diante da crescente necessidade de validação da eficácia terapêutica, a EMG representa um meio objetivo de documentação científica.

O estudo da dinâmica muscular, ou seja, da função de músculos enquanto estruturas vivas, baseia-se num princípio estabelecido há mais de 200 anos por Galvani (BASMAJIAN e De LUCA, 1985), segundo o qual um músculo esquelético se estimulado eletricamente contrai-se e, por outro lado, produz corrente elétrica quando se contrai voluntariamente. Atualmente, esta técnica tem sido muito utilizada por possibilitar a observação da atividade muscular global durante atividades específicas, além de possibilitar a quantificação do sinal que é freqüentemente desejável para a descrição e comparação das alterações na magnitude e padrão de resposta muscular (PORTNEY e ROY, 2004; De LUCA, 1997). De acordo com estes autores, espera-se que o eletromiograma seja uma representação fidedigna da unidade motora avaliada, mas o sinal eletromiográfico pode sofrer distorções devido à presença de artefatos. Estes podem ser minimizados utilizando-se um isolamento eletromagnético, amplificadores mais próximos da origem do sinal e um aterramento adequado.

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 (ARAUJO et al., 1996; WINTER, 1991; YEUNG e EVANS, 1998; MERLETTI et al., 1999) e pode ser manipulado eletronicamente, de forma a facilitar a quantificação dos dados brutos. Uma forma de fazê-lo é através da determinação da raiz quadrada da média (Root Mean Square – RMS), sendo atualmente a mais utilizada pelos pesquisadores, pois é a que melhor contempla as alterações fisiológicas do sinal eletromiográfico, reflete o número de unidades motoras (UMs) ativas, a freqüência de disparo das UMs e a forma dos

potenciais de ação das unidades motoras (BASMAJIAN e De LUCA, 1985), permitindo uma análise da amplitude do sinal eletromiográfico. De acordo Soderberg e Knuston (2000), os dados também podem ser submetidos a diversos tipos de análises no domínio do tempo e da frequência. Segundo outros autores, através da análise espectral do sinal eletromiográfico, é possível observar o processo de fadiga muscular, velocidade de condução da fibra muscular, proporção do tipo de fibra muscular, informações sobre o recrutamento e sincronização das unidades motoras em condições normais e patológicas (MERLETTI et al., 1992; MANNION e DOLAN, 1994). Para Merletti et al. (1984), a frequência mediana (FM) é a frequência característica do sinal eletromiográfico que melhor demonstra as alterações na velocidade de condução das fibras dos músculos esqueléticos.

A eletromiografia de superfície é fascinante, pois através dela pode-se acessar processos bioquímicos e fisiológicos dos músculos esqueléticos sem procedimentos invasivos. Porém apresenta limitações, como por exemplo a colocação dos eletrodos, dentre outras que devem ser entendidas e consideradas para o sucesso de sua utilização (De LUCA, 1997; ACIERNO et al., 1995).

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. Hermens et al. (2000) revisando 144 artigos, demonstraram que os trabalhos publicados com eletromiografia apresentam grande variabilidade de metodologia, além de descreverem as mesmas de modo insuficiente. De modo geral, quanto à localização

do sensor, três colocações podem ser determinadas: sobre o ponto motor, em algum lugar entre a zona de inervação (ZI) e o tendão e no centro ou na porção mais saliente do ventre muscular. De LUCA (1997) reporta a importância da colocação dos eletrodos de superfície para se determinar um padrão na atividade dos músculos, não importando se a contração é isométrica ou isotônica, e sim, determinar se existe atividade dos músculos vizinhos, os quais podem interferir no sinal elétrico dos músculos em estudo. De acordo com este autor, a localização preferencial é na linha média do ventre muscular entre o ponto motor e a junção miotendínea. Já para Soderberg e Cook (1983) pode-se tomar como base para colocação dos eletrodos, os pontos corporais ou medidas específicas. Outros autores ainda padronizam a colocação sobre o ponto motor do músculo, referindo que isto diminui a possibilidade de captação da atividade elétrica de músculos vizinhos e está sujeita a menores erros sistemáticos (ARAUJO et al., 1995).

Frente ao exposto, o objetivo deste trabalho foi avaliar a atividade eletromiográfica em diferentes posicionamentos de eletrodos sobre o ventre do músculo reto da coxa direito.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Eletromiografia Geral

Os exames eletromiográficos têm sido consagrados por mais de 40 anos, e eles proporcionam um objetivo e preciso meio de avaliação, determinando as características elétricas de um músculo particular ou grupo muscular (PORTNEY e ROY, 2004). Segundo estes autores, a EMG é, essencialmente, o estudo da atividade da UM. Para Basmajian e De Luca (1985), é o estudo da função muscular através da averiguação do sinal elétrico que emana do músculo. As UMs se compõem de uma célula situada no corno anterior da medula espinhal, um axônio, suas junções neuromusculares, e todas as fibras musculares inervadas por este axônio. O axônio simples conduz um impulso para todas as suas fibras musculares, fazendo com que sofram despolarização de modo relativamente simultâneo. A despolarização produz atividade elétrica, que se manifesta como PAUMs, e que é graficamente registrada como eletromiograma. Este representa a somatória dos potenciais de ação das unidades motoras ocorridas durante a contração muscular, a qual foi captada numa dada localização de eletrodo. Esta atividade é freqüentemente expressa em milivolts ou numa unidade arbitrária pela instrumentação de coleta (LEHMAN e MCGILL, 1999).

Atualmente, a eletromiografia de superfície tem sido utilizada tanto em aplicações clínicas quanto em pesquisas, por prover avaliação neuromuscular não

invasiva em vários campos distintos como ciências do esporte, neurofisiologia e reabilitação (RAINOLDI et al., 2004).

Muitas variáveis, relacionadas a diferentes objetivos, podem ser monitoradas: intervalos de ativação muscular são utilizados para avaliar coordenação motora e eficácia de tratamento (BENEDETTI, 2001, SUTHERLAND, 2001), manifestações mioelétricas de fadiga (De LUCA, 1984, 1993, MERLETTI et al., 1990) através da diminuição do espectro de frequência para baixas frequências (MERLETTI et al., 1992), cálculo da velocidade de condução da fibra muscular (ARENDR-NIELSEN et al., 1992), estudar biofeedback (DRAPER, 1990), as características de estimulação das unidades motoras (NELSON et al., 1984), identificação de doenças neuromusculares específicas (ZWARTS et al., 2000; LINDEMAN et al., 1999) e outras alterações neuromusculares devido à idade (MERLETTI et al., 2002), exercício (CASALE et al., 2003) e desuso (BERG et al., 1997). Além das avaliações citadas acima, a EMG também pode ser relacionada com a quantidade de força desenvolvida por um músculo (BIGLAND-RITCHIE et al., 1984). Deste modo, diante da crescente necessidade de validação da eficácia terapêutica, a EMG representa um meio objetivo de documentação científica (PORTNEY e ROY, 2004).

Em todas estas situações, as variáveis analisadas, os resultados estatísticos e as conclusões, são fortemente dependentes de outros fatores: como padronização e posicionamento exato dos eletrodos (RAINOLDI et al., 2004).

Segundo De Luca (1997) a EMG pode ser comparada a uma “musa sedutora porque provê fácil acesso para processos fisiológicos através dos quais o músculo gera força, produz movimento e executa inúmeras funções que permitem-nos interagir com o mundo ao nosso redor. Ela provê inúmeras aplicações importantes e úteis, mas tem muitas limitações que devem ser compreendidas, consideradas e

eventualmente removidas. Assim, a eletromiografia é muito fácil de ser utilizada e conseqüentemente muito fácil de ser abusada”.

2.2 Instrumentação

Para obter a informação correta dos registros eletromiográficos, a técnica utilizada tem que ser projetada para minimizar artefatos e ruídos. Os registros da atividade elétrica dos músculos podem ser contaminados por interferências do suprimento elétrico, artefatos mecânicos, artefatos de estimulação e atividade de outros músculos (TURKER, 1993). Os ruídos podem ser gerados por exemplo, pelos componentes eletrônicos dos equipamentos de coleta, radiação eletromagnética (rádio, televisão, celular, lâmpadas fluorescentes), rede elétrica (60 Hertz e harmônicas) e o movimento dos cabos e eletrodos (0-20 Hz).

O ruído do equipamento é gerado pela própria natureza dos eletrodos de registro e as características do amplificador. Segundo Basmajian e De Luca (1985), os eletrodos introduzem um ruído causado pela propriedade física dos metais utilizados nos mesmos e não pode ser totalmente eliminado, contudo, pode ser reduzido pela limpeza dos contatos. Já os amplificadores geram algum ruído em virtude das propriedades físicas dos semicondutores utilizados nos mesmos, este ruído também não pode ser totalmente eliminado (TURKER, 1993). Segundo Soderberg (1992), a quantidade de ruído no sistema de registro deve ser determinada antes de utilizar o sistema, a Sociedade Internacional de Eletrofisiologia

e Cinesiologia recomenda que o ruído do amplificador seja menor que 5 micro volts (μV) RMS.

De acordo com Soderberg e Cook (1984), a instrumentação em EMG está relacionada com 4 itens distintos: a origem do sinal; o sensor utilizado na detecção do sinal; o amplificador e o circuito de processamento do sinal.

2.2.1 Aquisição do sinal

O registro do eletromiograma requer um sistema que compreende eletrodos que capturam os potenciais elétricos do músculo em contração; um amplificador, que processa o pequeno sinal elétrico e um decodificador, que permite a visualização gráfica e/ou audição dos sons, o que permitirá a completa análise dos dados (PORTNEY e ROY, 2004).

2.2.2 Origem do sinal

A somatória dos potenciais de ação das unidades motoras (PAUMs) é também chamada de padrão de interferência (PI) do sinal eletromiográfico. Este é construído sob PAUMs, os quais representam a atividade elétrica das unidades motoras (UMs), uma sobreposição já iniciando em 10% da contração voluntária máxima (CVM) em alguns sítios do músculo e está presente em todos os sítios em

30% da CVM (FUGLSANG-FREDERIKSEN, 2000). A forma do PI é influenciada pelo número de unidades motoras recrutadas, seu tamanho, forma e arquitetura, padrão de estimulação, duração da estimulação, tempo de recuperação, e qualidade da sincronização no recrutamento (SANDERS et al., 1996), além de ser dependente da idade, sexo, grau de contração muscular voluntária ou involuntária, músculo, temperatura, fadiga e nível de aptidão. Adicionalmente, condições de registro como sítio do eletrodo, tipo de eletrodo, sensibilidade, colocação de filtros, frequência de amostragem e nível de entrada influenciam fortemente a forma do PI (FINSTERER, 2001).

De acordo com De Luca (1997), o PI é determinado por fatores causais, intermediários e determinantes. Os primeiros tem efeito básico ou elementar sobre o sinal e estão divididos em intrínsecos e extrínsecos. Estes últimos estão relacionados com a estrutura do eletrodo e sua colocação na superfície da pele sobre o músculo e incluem a configuração do eletrodo, a localização com relação aos pontos motores e junções miotendíneas as quais influenciam as características de amplitude e frequência do sinal detectado, bem como a orientação das superfícies de detecção com relação às fibras musculares. Os fatores intrínsecos são variáveis de controle mais limitado, senão impossível, na instrumentação, e correspondem às características fisiológicas, anatômicas e bioquímicas do músculo.

Os fatores intermediários representam os fenômenos físicos e fisiológicos que são influenciados por um ou mais fatores causais e que por sua vez influenciam os fatores determinantes. Eles incluem aspectos do filtro passa banda, o volume de detecção do eletrodo, *crosstalk*, entre outros. Por fim, os fatores determinantes são relacionados diretamente com a informação do sinal eletromiográfico e fazem parte dele o número de unidades motoras ativas, a interação mecânica entre as fibras

musculares, o padrão de ativação das unidades motoras, a amplitude, duração e forma do potencial de ação, etc.

Quanto às características do sinal, a amplitude máxima para um músculo normal é de aproximadamente 3 mili volts (mV) (SODERBERG e COOK, 1984); a energia útil está entre 0 e 500 Hz com energia dominante entre 50 e 150 Hz (BASMAJIAN e De LUCA, 1985; KARLSSON e GERDLE, 2001).

2.2.3 Captação do sinal

Eletrodos

A função do eletrodo é monitorar o sinal eletromiográfico convertendo a corrente iônica bioelétrica a uma corrente formada por elétrons. Esta conversão acontece no eletrodo e na interface onde a mudança de íons para elétrons ocorre. Todos os eletrodos consistem de uma área de captação que fica em contato com um eletrólito, no qual reações de oxidação e redução ocorrem livremente. A principal condição de qualquer eletrodo utilizado para análise eletromiográfica é que seja um sistema reversível e não polarizado. Tanto as reações de oxidação quanto às de redução devem ocorrer com a mesma facilidade, ou então os eletrodos tornam-se polarizados durante o uso e inibem o fluxo de corrente bidirecional. Materiais como ouro e alumínio são facilmente polarizados e exibem altos potenciais de eletrodos. O coeficiente de temperatura do material também é um fator importante, pois alguns materiais mudam suas propriedades com pequenas variações na temperatura. O

ideal é que os eletrodos sejam feitos do mesmo material e não possuam diferença de potencial entre eles (SODERBERG e COOK, 1984). Segundo Hermens et al. (2000), os materiais mais utilizados são Prata/Cloreto de Prata (Ag/AgCl) e Prata (Ag).

Diversos tipos de eletrodos podem ser empregados na monitorização do sinal mioelétrico: eletrodos intramusculares que podem ser de agulha ou de fio e eletrodos de superfície que podem ser ativos ou passivos (FUGLSANG-FREDERIKSEN, 2000).

Eletrodos Intramusculares

Os eletrodos finos fixados internamente foram introduzidos no início da década de 60 para o estudo cinesiológico dos músculos pequenos e profundos (BASMAJIAN e STECKO, 1962). Os eletrodos de fio são compostos por dois filamentos metálicos de pequeno calibre, revestidos com um isolamento de poliuretano ou náilon, que são introduzidos através de agulha hipodérmica até o ventre muscular, sendo imediatamente retirada, deixando os filamentos incrustados no músculo. Devido ao seu pequeno diâmetro, os pacientes não sentem sua presença. Esses filamentos formam uma configuração de eletrodos bipolares que registram os sinais elétricos a partir de uma área localizada, e que é capaz de capturar potenciais de unidades motoras isoladas. Os eletrodos de agulha são necessários para a EMG clínica, de modo que potenciais de unidades motoras isoladas possam ser registrados em diferentes partes de um músculo. Este eletrodo não tem utilidade nos estudos cinesiológicos, devido ao desconforto causado pela agulha, ao permanecer no músculo durante a contração (PORTNEY e ROY, 2004).

Eletrodos de superfície

Soderberg e Cook (1984) acreditam que os eletrodos de superfície possam ser utilizados em grandes músculos ou grupos de músculos superficiais, tendo como principal vantagem a facilidade e padronização da aplicação. Por ser uma técnica não invasiva, não causa desconforto ao paciente. Suas limitações são a atenuação causada pelo tecido subcutâneo e a possível contaminação do registro por atividade elétrica oriunda de outros músculos ou grupos musculares conhecida como *crosstalk*.

Para o registro eletromiográfico pode ser utilizada a configuração bipolar ou monopolar. Na primeira, dois eletrodos são colocados sobre ou dentro do músculo, e o potencial entre eles é registrado. A configuração monopolar é menos comum, e um eletrodo é colocado sobre ou dentro do músculo, e um eletrodo indiferente é colocado sobre uma parte não muscular do corpo. O potencial entre os dois eletrodos é então registrado. A desvantagem deste tipo de registro é que ele detecta todos os sinais, incluindo o ruído da vizinhança da área de detecção (BASMAJIAN e De LUCA, 1985).

Os eletrodos de superfície podem ser passivos ou ativos. Os eletrodos passivos são sistemas simples constituídos pela área de captação, que pode ou não estar envolvida em um material isolante, o cabo e o pino conector. Segundo Turker (1993), estes eletrodos não tem alta resistência de entrada, conseqüentemente são afetados por mudanças na resistência da pele. O sinal captado por este eletrodo é facilmente contaminado por interferência do movimento dos cabos e sua utilização requer um preparo mais adequado da pele e necessita do gel condutor na interface eletrodo-pele (BASMAJIAN, 1973).

Já os eletrodos ativos ou diferenciais são sistemas mais complexos que possuem dispositivos eletrônicos que excluem sinais comuns por diferenciação (diferença dos potenciais de ação) e amplificam o sinal próximo de sua origem, reduzindo a contaminação por ruído ambiente e interferência do movimento dos cabos. Possuem um pré-amplificador que amplifica a diferença de potencial dos dois eletrodos antes da conexão com o próximo amplificador (TURKER, 1993).

Atualmente, encontram-se dois tipos de eletrodos diferenciais, o eletrodo de diferenciação simples e o eletrodo de dupla diferenciação, este último apresenta três superfícies de detecção igualmente separadas e tem a vantagem de eliminar ou reduzir com maior eficiência os sinais originados distante dos eletrodos, e, portanto, parece ser uma alternativa para reduzir o *crosstalk* (De LUCA, 1997).

Os eletrodos de superfície são usualmente fixados com fitas adesivas e aplicados numa direção longitudinal e paralelo às fibras musculares (BASMAJIAN e De LUCA, 1985), ficando os sítios de detecção perpendicular às fibras musculares.

Além dos eletrodos registradores (sejam de superfície ou intramusculares), deve ser aplicado um eletrodo de referência, para permitir um mecanismo de cancelamento do efeito de interferência do ruído elétrico externo, como os causados por luzes fluorescentes, instrumentos de radiodifusão, equipamentos de diatermia, e outros aparelhos elétricos (PORTNEY e ROY, 2004). Este eletrodo é constituído por uma lâmina metálica aderida à pele nas proximidades dos eletrodos registradores, devendo ser colocado sobre um tecido eletricamente inativo (HERMENS et al., 2000), como por exemplo uma proeminência óssea.

2.2.4 Circuito de processamento do sinal

2.2.4.1 Amplificador

O amplificador apresenta diversas finalidades, como o isolamento entre a origem do sinal e a instrumentação de registro, a conversão de corrente para voltagem, a reprodução do evento bioelétrico com menor distorção, ganho de voltagem e a redução do ruído. As características mais importantes do amplificador na EMG são sua impedância de entrada e sua entrada diferencial, que devem ser altas (SODERBERG e COOK, 1984; BASMAJIAN e De LUCA, 1985).

A impedância refere-se a uma propriedade da resistência ou oposição ao fluxo da corrente. Os eletrodos propiciam uma fonte de impedância, sendo afetados por variáveis como material, dimensões, comprimento dos cabos condutores e o eletrólito. Esta impedância pode ser diminuída pelo uso de eletrodos maiores, de boa condutividade, com cabos condutores mais curtos, que reduzem os efeitos capacitivos, e uma temperatura adequada do material durante o registro (PORTNEY e ROY, 2004).

Quanto à impedância de entrada, esta deve ser pelo menos 10 vezes a impedância da pele. Para eletrodos de superfície 1 megaOhm é freqüentemente adequado, mas deve ser maior para eletrodos intramusculares (SODERBERG e COOK, 1984).

A impedância da pele pode ser reduzida por meio de uma preparação adequada (SODERBERG e COOK, 1984). Esta preparação também tem a finalidade

de promover um bom contato eletrodo-pele, para obter o melhor registro em termos de amplitude, poucos ruídos e menor risco de desequilíbrio entre os eletrodos (HERMENS et al., 2000). Tradicionalmente, uma rigorosa preparação da pele deve ser efetuada (HERMENS et al., 1999) e inclui a tricotomia do sítio de colocação do eletrodo, lixar a pele e limpá-la com álcool. De acordo com o Hewson et al. (2003) e Clancy et al. (2002), para se obter o nível aceitável de impedância, não é necessário a abrasão da pele com lixa. Isto é sustentado com as recentes recomendações da SENIAM para a preparação da pele que incluem tricotomia para remover pêlos seguida da limpeza com álcool, mas nenhuma exigência para lixar a pele (HERMENS et al., 1999). Os pesquisadores deste campo, em sua maioria, consideram uma impedância aceitável da pele situada em níveis inferiores a 20.000 Ohms; entretanto, com uma preparação adequada e bons eletrodos, usualmente a resistência pode cair para valores entre 1000 e 5000 Ohms (PORTNEY e ROY, 2004). De acordo com estes autores vários fatores no amplificador são de grande importância, como a voltagem de ganho, a banda de frequência, a relação sinal-ruído e o índice de rejeição do modo comum. O ganho refere-se à sensibilidade do amplificador, ou seja, sua capacidade de amplificar o sinal. A voltagem de ganho de um amplificador é definida como a razão do nível do sinal de saída pelo nível do sinal de entrada.

Visto que os sinais mioelétricos possuem vários componentes de frequências diferentes, guias gerais para bandas de passagem de frequência sugerem faixas de 10 a 1000 Hz para eletrodos de superfície, e de 20 a 2000 Hz para eletrodos intramusculares (SODERBERG e COOK, 1984). O filtro passa baixa é também conhecido por corte alto, pois elimina componentes de alta frequência. A frequência de corte é usualmente próxima de 500 Hz. Já o filtro passa alta, freqüentemente

referido como corte baixo, elimina componentes de baixa frequência e devem estar entre 10 e 20 Hz. Estes componentes em baixa frequência podem ser causados por artefatos de movimento e instabilidade na interface eletrodo-pele. Estes sinais indesejados estão usualmente em frequências de 0-20 Hz (FRERIKS e HERMENS, 1999). De acordo com estes autores, um filtro passa-baixa de 500 Hz deve ser utilizado se a frequência de amostragem for igual a 1000 Hz; ou 1000 Hz se a frequência de amostragem for de 2000 Hz. Para o filtro passa alta, a recomendação é de frequência de corte de 10-20 Hz.

Quanto à relação sinal-ruído, é uma especificação importante e refere-se a razão da quantidade do sinal pelo volume de ruído que é medido na saída do amplificador. O nível de ruído é um distúrbio indesejado que pode ser inerentemente gerado pelos componentes eletrônicos de um amplificador, inclusive pelas resistências, transistores e circuitos integrados, e que tende a obscurecer o conteúdo da informação (SODERBERG e COOK, 1984). Segundo estes autores, associado ao nível de ruído de um amplificador diferencial tem-se o índice de rejeição do modo comum (IRMC). O corpo humano é um bom condutor e age como uma antena para muitas fontes de radiação eletromagnética, tais como sinais de lâmpadas fluorescentes, rede elétrica e motores elétricos, as quais aparecem como interferência indesejada nos eletrodos e, em alguns casos, tornam o registro impossível ou muito difícil. Deste modo, um amplificador diferencial, o qual amplifica a diferença da voltagem entre dois eletrodos, é destinado a “ignorar” qualquer sinal comum que chega a ambos os amplificadores de entrada, a saber, os dois sítios de captação. O ruído elétrico é transmitido para ambos os lados do amplificador diferencial, ou seja, um sinal comum, assim é cancelado quando a diferença de potencial entre os dois lados é registrada. Na verdade, o ruído não é completamente

eliminado. Parte da voltagem registrada irá refletir o ruído. De acordo com Portney e Roy (2004), o IRMC é uma medida do quanto a voltagem do sinal desejado é amplificada, relativamente ao sinal indesejado. Um IRMC de 1000:1 indica que o sinal desejado é amplificado 1000 vezes mais que o ruído, também podendo ser expresso em Decibéis (dB), $1000:1=60$ dB. Quanto maior este valor, melhor, sendo desejável valores superiores a 100 dB.

2.2.4.2 Freqüência de amostragem

Refere-se ao número de pontos registrados por segundo. Quanto maior for a freqüência de amostragem, maior a quantidade de informação, melhor a representação do sinal. Segundo o Teorema de Nyquist a taxa de amostragem deve ser pelo menos duas vezes a freqüência do sinal aqisitado, deste modo não ocorrerá nenhuma perda de informação (FRERIKS e HERMENS, 1999). Segundo estes autores, na prática, é recomendada uma freqüência pelo menos 4 vezes a freqüência do sinal aqisitado. Segundo Karlsson e Gerdle (2001), o conteúdo de freqüência é tipicamente menor que 500 Hz.

2.3 Posicionamento dos eletrodos

A discussão do posicionamento dos eletrodos é raramente debatida em pesquisas publicadas que utilizam a eletromiografia de superfície (RAINOLDI et al., 2004). Deste modo, não está estabelecido ainda o melhor posicionamento do eletrodo de superfície para captação do sinal eletromiográfico. Hermens et al. (2000) revisando 144 artigos, mostrou grande variabilidade de metodologia, além de descrições insuficientes. Quanto à configuração, a bipolar foi a mais utilizada (115 publicações); no que se refere a marca utilizada, o levantamento demonstrou grande variabilidade, registrando no total 24 marcas. Dentre os materiais dos eletrodos, os mais utilizados foram Ag/AgCl, Ag, AgCl, Au e outros (57, 11, 6 e 5 publicações, respectivamente). Já, para a forma e tamanho dos eletrodos, as mais utilizadas foram a circular com diâmetro entre 8 e 10 milímetros (mm), retangular/barra, quadrada e oval (59, 13, 2 e 1 publicações, respectivamente). O efeito da distância entre os eletrodos sobre as características do sinal eletromiográfico é considerado como uma das propriedades mais relevantes do sensor. Uma grande variabilidade e amplo limite de valores dessa distância têm sido encontrados na literatura. Espaçamento maior é utilizado em grandes músculos (bíceps braquial 10-40 mm; bíceps femoral 20-50 mm, deltóide 20-40 mm, gastrocnêmio 10-50 mm, reto da coxa 10-50 mm). Quanto à localização do sensor, foram encontradas 352 descrições. De modo geral, três colocações podem ser determinadas: sobre o ponto motor (1 de 21 publicações), em algum lugar entre a zona de inervação e o tendão (6 de 21) e no centro ou na porção mais saliente do ventre muscular (10 de 21). De LUCA (1997) reporta a importância da colocação dos eletrodos de superfície para se determinar

um padrão na atividade dos músculos, não importando se a contração é isométrica ou isotônica, e sim, determinar se existe atividade dos músculos vizinhos, os quais podem interferir no sinal elétrico dos músculos em estudo. De acordo com este autor, a localização preferencial é na linha média do ventre muscular entre o ponto motor e a junção miotendínea. Já para Soderberg e Cook (1983) pode-se tomar como base para colocação dos eletrodos, as proeminências ósseas ou medidas específicas. Outros autores ainda padronizam a colocação sobre o ponto motor do músculo, referindo que isto diminui a possibilidade de captação da atividade elétrica de músculos vizinhos e está sujeita a menores erros sistemáticos (ARAUJO et al., 1995).

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 (MERLETTI et al., 1999, 2001; RAINOLDI et al., 2000). 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 mudanças em esforços fatigantes.

Infelizmente, na maioria destes locais algum sinal pode ser detectado; como consequência, o pesquisador tem a impressão que o local é bom. Em particular, a localização próxima da zona de inervação implica em grande variabilidade da intensidade dos sinais quando o músculo se movimenta levemente sob a pele, estas variações podem ser interpretadas incorretamente como mudanças na ativação muscular (HERMENS et al., 2000). De acordo com Block e Stegeman (1997), pequenos deslocamentos de um eletrodo sobre a zona motora causam amplos efeitos sobre amplitude do sinal eletromiográfico. 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 relacionada a modificações fisiológicas. Isto é mais preocupante em contrações dinâmicas, onde o músculo se movimenta sob a pele, alterando a distância entre o eletrodo de superfície e o ponto motor. De acordo com Farina et al. (2001) dependendo do tipo de músculo e da variação do ângulo articular esta distância pode variar de 1 a 2 cm. Deste modo, como consequência, no estudo da relação EMG/força, estas variações da amplitude podem levar a estimativas errôneas (MATHIASSEN e HAGG, 1997). Então, quando a localização aproximada da ZI é conhecida, o sensor deve ser colocado em uma região distante da ZI e da extremidade do músculo, preferivelmente em algum lugar no meio desta. De acordo com Hermens et al. (2000), a parte distal do músculo corresponderá melhor a esta necessidade, pois a colocação do sensor numa área proximal pode facilmente causar o deslocamento de um eletrodo acima da ZI quando o músculo contrai.

Segundo Rainoldi et al. (2004), o conhecimento da localização da ZI é necessário para posicionar o eletrodo corretamente. Estes autores determinaram, em seu estudo, a uniformidade da localização da ZI em 13 músculos do membro

inferior. Verificaram que enquanto a colocação ótima de eletrodos requer a descoberta da ZI para cada sujeito (5 músculos), para alguns músculos os eletrodos podem ser colocados de acordo com marcas ósseas, entre a ZI e o tendão, sem encontrar primeiro a ZI (8 músculos).

Para evitar resultados tendenciosos, achados contraditórios e aumentar a reprodutibilidade de experimentos e comparação de medidas entre diferentes laboratórios é necessário padronizar os procedimentos de colocação dos eletrodos. Com base nestes objetivos foi iniciada, em 1996, a SENIAM (*surface EMG for a non-invasive assessment of muscles*) cuja finalidade, além de criar maior colaboração entre os grupos europeus, teve como meta específica formular o desenvolvimento de recomendações sobre os itens chave para possibilitar trocas mais úteis dos dados eletromiográficos (HERMENS et al., 1999).

2.4 Recomendações da SENIAM sobre sensores eletromiográficos

Freriks e Hermens (1999), descreveram as recomendações sobre a forma e tamanho dos eletrodos, distância entre os eletrodos, material do eletrodo e construção do sensor. Cabe destacar que estas recomendações se restringem a sensores bipolares.

A forma do eletrodo é definida como a forma da área de captação e de acordo com a SENIAM, não há um critério objetivo e claro para a recomendação da mesma. Já para o tamanho do eletrodo (área de captação acoplada transversalmente à direção das fibras musculares), é recomendado que esta não exceda 10 mm. No que

se refere à distância entre os eletrodos, é definida como a distância centro a centro entre as áreas de captação, sendo recomendado utilizar uma distância de 20 mm. Quando estes eletrodos são aplicados sobre um músculo pequeno, esta distância não deve exceder $\frac{1}{4}$ do comprimento da fibra muscular.

Quanto ao material do eletrodo, é preciso que este realize um bom contato eletrodo-pele, apresente baixa impedância eletrodo-pele e permaneça estável no tempo com relação a reações químicas na interface com a pele. É recomendado utilizar eletrodos Ag/AgCl com gel, nos casos em que não apresentam pré-amplificadores, pois provêm transição estável com baixo ruído (HERMENS et al., 2000).

A construção do sensor é definida como a construção (mecânica) que é utilizada para integrar os eletrodos, os cabos, e se aplicável, o pré-amplificador. É recomendado utilizar uma construção com distância entre os eletrodos fixa e constituída de material leve.

Quanto aos procedimentos para colocação dos eletrodos, inicialmente deve-se selecionar o sensor de acordo com as recomendações. Devem ser realizadas a preparação da pele com a tricotomia do local, seguida da limpeza com álcool e deve-se esperar que o mesmo vaporize para que a pele esteja seca quando for colocar o sensor. Posteriormente deve-se posicionar o paciente na postura inicial que depende do músculo a ser analisado. Em seguida, determinar a localização do sensor. Cabe ressaltar que a SENIAM desenvolveu recomendações para 27 músculos individuais. Neste caso, tem-se o exemplo do reto da coxa: os eletrodos devem ser colocados na metade da distância sobre uma linha da espinha ilíaca antero superior até o bordo superior da patela. Fixá-los com fita dupla face ou tiras elásticas. Por último testar a conexão por meio do teste clínico de cada músculo,

neste caso, o examinador aplica uma resistência manual no terço distal da perna, enquanto o voluntário realiza a extensão da mesma (KENDALL et al., 1995).

Quanto às recomendações sobre processamento do sinal eletromiográfico, a SENIAM recomenda uma frequência de amostragem (FA) entre 1000 e 2000 Hz, com filtro passa baixa de 500 Hz (se a FA for 1000 Hz) ou 1000 Hz (se FA for 2000 Hz) e filtro passa alta de 10-20 Hz.

2.5 Processamento dos sinais

Existem diversos métodos para análise do padrão de interferência. Pode ser analisado subjetivamente pela avaliação qualitativa de sua densidade (cheio ou denso, incompleto, reduzido e discreto) (SANDERS et al., 1996) ou quantitativamente. As medidas de amplitude podem ser realizadas de diversas formas como a média da amplitude pico a pico (FINSTERER, 2001); amplitude média após a retificação e filtro passa baixa (Valor médio retificado – VMR), o RMS que é uma medida eletrônica que representa a voltagem ao longo do ciclo de estudo, sendo a forma preferida por alguns pesquisadores para análise eletromiográfica (BASMAJIAN e De LUCA, 1985; KARLSSON e GERDLE, 2001; FUGLSANG-FREDERIKSEN, 2000), ou pela atividade integrada por unidade de tempo (FUGLSANG-FREDERIKSEN, 1984).

A análise do espectro de potência é realizada pela transformada rápida de Fourier (FFT) (FUGLSANG-FREDERIKSEN, 2000). Frequentemente os descritores avaliados são a frequência média, mediana e moda (FINSTERER, 2001).

3 OBJETIVOS

Avaliar a influência de diferentes eletrodos (ativos e passivos), em diferentes posicionamentos (P2, P1, M, D1 e D2) sobre o músculo reto da coxa, tendo como parâmetros a raiz quadrada da média (RMS) e a frequência mediana (FM), bem como a força de extensão da perna em diferentes comprimentos musculares (encurtado 45° e alongado 105°) e intensidades de contração (repouso, 50% e 100% CIVM).

4 MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 Voluntárias

Avaliaram-se 37 voluntárias, porém 4 foram excluídas, 3 por apresentarem índice de massa elevado (maior que 25) e uma porque não compareceu em todas as avaliações. Deste modo, participaram do estudo 33 voluntárias, sadias, sedentárias, sem história de patologias osteomioarticulares nos membros inferiores (MMII). As características antropométricas estão dispostas na tabela 1.

Tabela 1 – Média \pm dp das características antropométricas de 33 voluntárias.

Características	Média \pm dp
Idade (anos)	23,29 \pm 2,43
Peso (Kg)	55,10 \pm 6,28
Altura (metro)	1,64 \pm 0,06
Índice de Massa Corpórea (IMC)	20,21 \pm 1,71
Dobra cutânea (mm)	26,00 \pm 4,44
Comprimento da coxa (cm)	48,65 \pm 2,24
Comprimento Real do membro (cm)	85,62 \pm 4,00
Ângulo Q (graus)	13,09 \pm 2,42

Foram considerados critérios de inclusão: Idade entre 18 e 28 anos, IMC entre 19 e 25, não apresentar lesões nos MMII, bem como um ângulo Q menor que 20°.

Os critérios de exclusão considerados foram a presença de patologia sistêmica, patologias osteomioarticulares nos MMII e não ter discernimento sobre os procedimentos a serem executados.

Todas as voluntárias foram esclarecidas sobre os objetivos e metodologia do estudo, por meio de exposição oral realizada individualmente. Todas assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido (Anexo A) e a pesquisa foi conduzida de acordo com a Resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde e aprovada pelo comitê de ética (CEP) da instituição (Protocolo 11/04 CEP-Unimep) (Anexo B).

4.2 Local da Pesquisa

O Trabalho foi desenvolvido no Laboratório de Recursos Terapêuticos do Programa de Pós-Graduação – Mestrado em Fisioterapia, Campus Taquaral/UNIMEP.

4.3 Instrumentação

4.3.1 Eletromiógrafo e eletrodos

Por se tratar de um equipamento adquirido recentemente, foram realizados testes visando conhecer os sinais coletados no ambiente do Laboratório de Recursos Terapêuticos (LARET) da Faculdade de Ciências da Saúde da UNIMEP. Deste modo, quando o equipamento foi conectado de acordo com as recomendações do fabricante, observou-se a presença de interferências (Figura 1, A). Diante deste problema, foi desenvolvido um sistema que elimina estes ruídos

oriundos especialmente da rede elétrica. Com este objetivo, o sistema de aquisição de sinais EMG-1000 (Lynx[®] Tecnologia eletrônica) foi conectado a uma bateria com capacidade de 10 AH de 12 volts e sua conexão com o microcomputador foi feita por meio de fibra óptica (Figura 2) para retirar a interferência da rede elétrica sobre o eletromiógrafo (Figura 1, B). A coleta foi realizada numa sala climatizada com temperatura controlada mantida em $23^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}$ e iluminada com lâmpadas incandescentes.

A atividade elétrica do músculo reto da coxa direito foi obtida por um módulo de aquisição de dados modelo EMG1000 da Lynx[®] (Figura 3), com 15 condicionadores de sinais, sendo 11 canais para biopotenciais (6 passivos e 5 ativos) e 4 para instrumentação, com impedância 10^9 Ohms, resolução de 16 bits e faixa de entrada de $\pm 5\text{V}$, sendo interfaciado com microcomputador Pentium III.

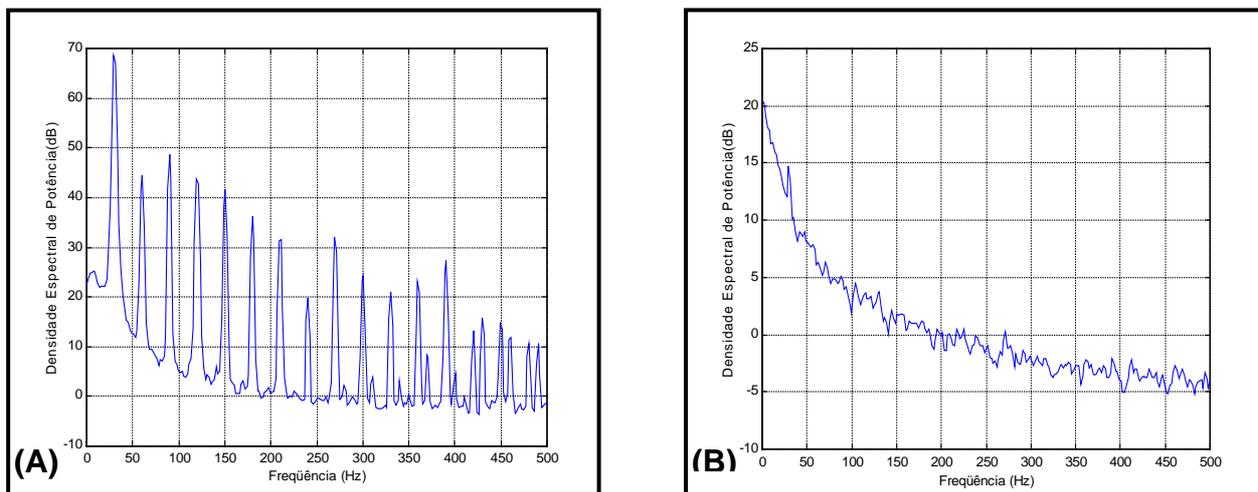


Figura 1 – Espectros de freqüência coletados com o músculo em repouso: (A) sinal coletado com o equipamento conectado de acordo com as recomendações do fabricante; (B) coletado com o sistema de aquisição alimentado pela bateria e conectado ao microcomputador por fibra óptica. Ambos sinais foram captados por eletrodos de superfície ativos.

Os canais para aquisição dos sinais eletromiográficos apresentam auto ajuste para a amplificação, sendo no máximo de 1000 vezes, independente do tipo de eletrodo.

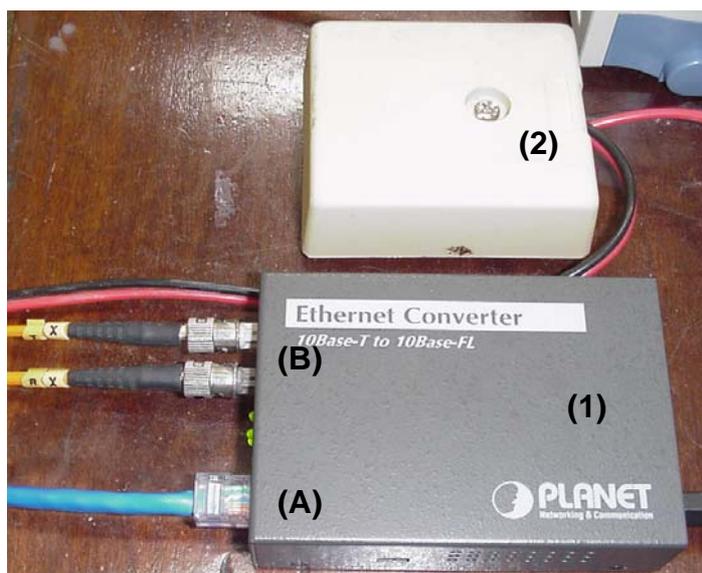


Figura 2 – Sistema de conexão por fibra óptica entre o sistema de aquisição e o microcomputador; 1) conversor do sinal elétrico em sinal luminoso - (A) entrada dos sinais e (B) saída dos sinais e 2) fonte de alimentação de 12 V.

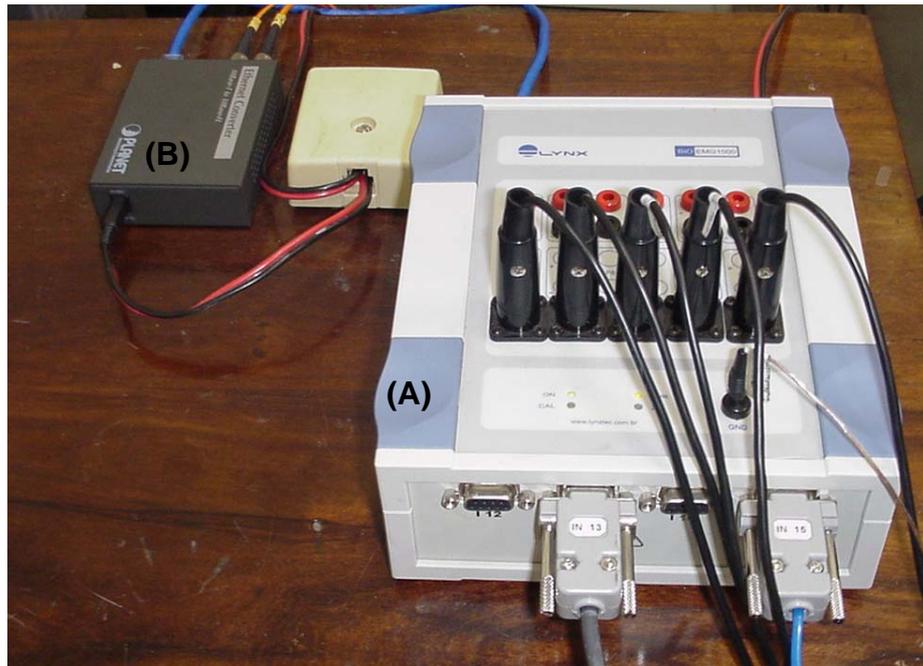


Figura 3 – Sistema de aquisição de dados. (A) módulo condicionador de sinais modelo EMG1000 (Lynx[®]) com 5 conectores para eletrodos ativos e 2 para instrumentação (célula de carga e eletrogoniômetro); (B) sistema conversor de sinais.

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; e que permite tratamento dos dados após aquisição e compatibilidade para formatos universais.

Para captação do potencial de ação do músculo estudado, foram utilizados dois tipos de eletrodos de superfície: passivos e ativos (Figura 4).

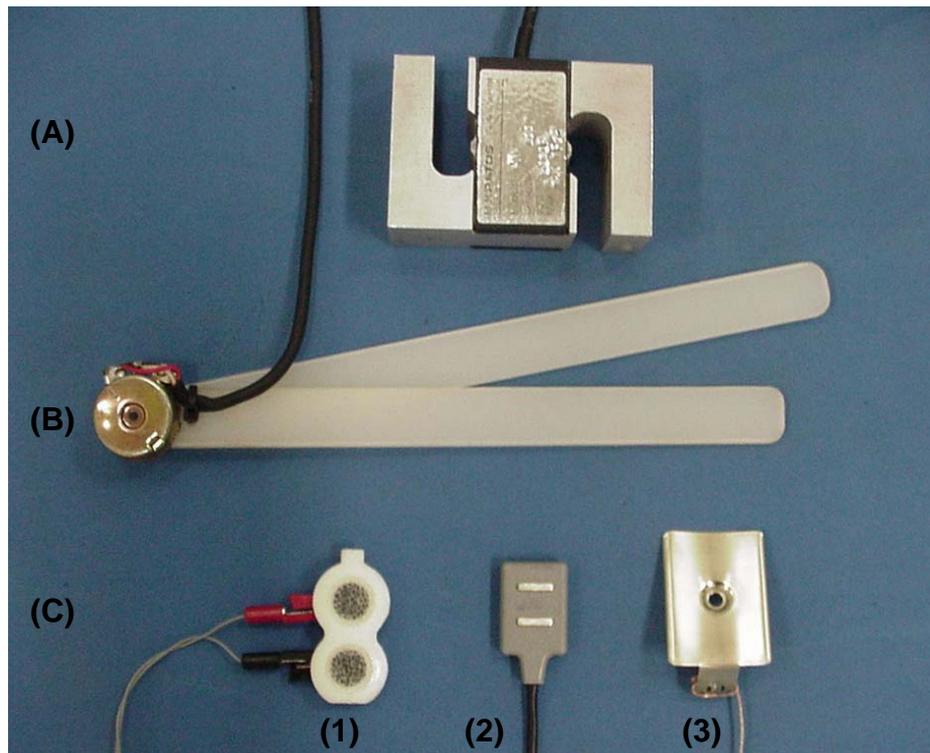


Figura 4 – Sensores. (A) Célula de carga MM-100 (KRATOS[®]), (B) Eletrogoniômetro, (C) Eletrodos de superfície utilizados para captação do sinal eletromiográfico: 1) Passivo (Noraxon[®]), 2) Ativo (Lynx[®]) e 3) Eletrodo de referência.

Os eletrodos bipolares de superfície (LYNX[®]) ativos, são 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. O encapsulamento do eletrodo apresenta 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 μV RMS e foram conectados através de cabo coaxial de 1,40 metros de comprimento.

Os eletrodos passivos, são compostos por duas superfícies circulares de Ag/AgCl com 10 mm de diâmetro e com distância entre os eletrodos de centro a centro de 20 mm (Noraxon dual electrodes, Noraxon, USA, Inc.[®]). Os cabos para

conexão com os eletrodos auto-adesivos descartáveis apresentavam 1,5 metros de comprimento com garra tipo jacaré.

Para o sinal eletromiográfico, os canais foram ajustados para um ganho de 1000 vezes, com frequência de corte de 20 Hz no filtro passa alta e 1000 Hz no filtro passa baixa, realizada por um filtro analógico do tipo *Butterworth* de dois pólos. Um eletrodo de referência (30 x 40 mm) constituído de uma placa metálica foi utilizado com o objetivo de eliminar eventuais interferências externas.

A frequência de amostragem utilizada foi de 2000 Hz, com filtro passa banda (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).

A leitura do sinal foi realizada em RMS (Root Mean Square) na unidade de micro volts (μV) 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) foi utilizada uma célula de carga modelo MM-100 (KRATOS®). A fixação da célula de carga à mesa de Bonet foi realizada por meio de uma corrente metálica, a qual permitia ajustes específicos do ângulo articular para cada voluntária.

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 do equipamento.

4.3.3 Eletrogoniômetro

O eletrogoniômetro permitiu a mensuração dos ângulos articulares. Com a voluntária na posição de teste, o goniômetro 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 e WHITE, 1997) nos ângulos 45° e 105° 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 cada voluntária. Esta avaliação foi realizada previamente à coleta dos dados por 3 dias não consecutivos, sendo que em cada posição de teste, a voluntária 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, a voluntária recebeu *feedback* visual, onde observava uma linha no monitor do computador e foi instruída a elevar ao máximo esta linha referente à força (seta) (Figura 5).

A força foi determinada em dois comprimentos musculares: reto da coxa alongado (coxo femoral a 90° e joelho com flexão de 105°) e encurtado (coxo femoral a 90° e joelho com flexão de 45°).

Após as três avaliações, foi realizada a média da força máxima de cada voluntária e então determinados: 100% e 50% da CIVM de cada voluntária. Os valores médios da força do movimento de extensão da perna de todas as voluntárias estão dispostos na tabela 2.



Figura 5 – Janela do *software* Aqdados 7.02 (Lynx[®]) utilizada para a coleta da linha de base. *Feedback* visual recebido pela voluntária durante a execução da contração isométrica voluntária máxima (seta).

Tabela 2 - Média \pm dp da força (kgf) em 50% e 100% da contração isométrica voluntária máxima em diferentes comprimentos do músculo reto da coxa, n=33.

Nível de contração	Encurtado 45 ^o	Alongado 105 ^o
50% CVM	7,41 \pm 1,33	9,01 \pm 1,39
100% CVM	14,82 \pm 2,66	18,01 \pm 2,79

4.4.2 Dobra cutânea da Coxa

Para a mensuração da dobra cutânea da coxa foi utilizado um adipômetro (Body Caliper[®]), composto por um sistema de garra (área \pm 30 mm) com escala de 60 mm, pressão constante de aproximadamente 10 g/mm² e precisão de \pm 1 mm.

A medida da espessura da dobra cutânea da coxa foi realizada no hemisfério direito, na metade da distância entre o ligamento inguinal e bordo superior da patela (POLLOCK e WILMORE, 1993), com a voluntária em pé. 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.

Além da mensuração para seleção da amostra, foram determinadas também as dobras cutâneas dos locais onde os eletrodos de superfície foram posicionados (P2, P1, M, D1 e D2), uma vez que a quantidade de tecido adiposo pode influenciar as características do sinal eletromiográfico.

4.4.3 Comprimento da coxa, comprimento real do membro e ângulo Q

Para a determinação do comprimento da coxa, comprimento real do membro e ângulo Q, a voluntária foi posicionada numa maca em decúbito dorsal, com os MMII em posição neutra. Foi mensurado o comprimento da coxa (cm) por meio de uma fita métrica a partir da espinha íliaca ântero superior (EIAS) até a interlinha articular do joelho (face lateral). O comprimento real do membro foi mensurado pela distância (cm) entre a EIAS até o ápice do maléolo medial.

Para determinação do ângulo Q, foi traçada uma linha da EIAS até o centro da patela e outra da tuberosidade anterior da tíbia ao centro da patela (HAMMER, 2003). O ângulo foi mensurado, em graus, na intersecção destas duas linhas (tabela 1).

4.5 Avaliação eletromiográfica

4.5.1 Preparação da pele

Com a finalidade de diminuir a resistência elétrica, a pele foi previamente tricotomizada, lixada levemente (grana 200) e limpa com álcool 70% (HERMENS et al., 1999), sendo os eletrodos fixados à pele com esparadrapo (Cremer do Brasil).

4.5.2 Determinação do ponto motor

A determinação do ponto motor do músculo reto da coxa foi realizada com o auxílio de um estímulo elétrico transcutâneo (TENS Bioset) com intensidade no limiar sensitivo ($f = 200 \text{ Hz}$ e $T = 100 \mu\text{s}$), tendo como parâmetro um mapa de pontos motores para auxiliar na localização do mesmo. O ponto motor foi demarcado no

local de menor sensação ao estímulo elétrico percebida pela voluntária. Após sua localização, o mesmo foi marcado com lápis dermatográfico.

Este ponto foi determinado nas duas posições articulares analisadas, ou seja, com a perna fletida a 45° e a 105° e a voluntária permaneceu na posição sentada com a articulação coxo-femoral a 90° .

4.5.3 Colocação dos eletrodos e coleta dos sinais

As voluntárias permaneceram sentadas em uma mesa de Bonet, com a articulação coxo-femoral a 90° , e com uma faixa no abdome fixando o tronco no encosto da mesa para evitar compensações durante as contrações. As mesmas foram orientadas a deixarem as mãos relaxadas ao lado da coxa durante a coleta dos sinais.

Foram utilizadas duas angulações do joelho para a coleta do sinal eletromiográfico e da força: reto da coxa alongado (coxo-femoral a 90° e joelho fletido a 105° - máxima angulação permitida pela cadeira) e reto da coxa encurtado (coxo-femoral a 90° e joelho fletido a 45°) (Figura 6). Todas as angulações foram confirmadas por um eletrogoniômetro.

Para determinar o local de colocação dos eletrodos, foi realizado um estudo piloto buscando a relação entre o comprimento da coxa e os locais para colocação dos eletrodos. Deste modo foram realizados diversos testes com diferentes constantes para tentar determinar 5 posições de eletrodos, de forma que os mesmos ficassem equidistantes sobre o ventre muscular. Com base neste estudo, utilizou-se

o valor do comprimento da coxa (cm) de cada voluntária, dividindo-o por uma constante (10,0) para excluir a porção tendinosa do reto da coxa e a possibilidade de captação da atividade elétrica do músculo sartório. Após essa divisão, foi obtido um valor (X), proporcional ao tamanho da coxa de cada voluntária.

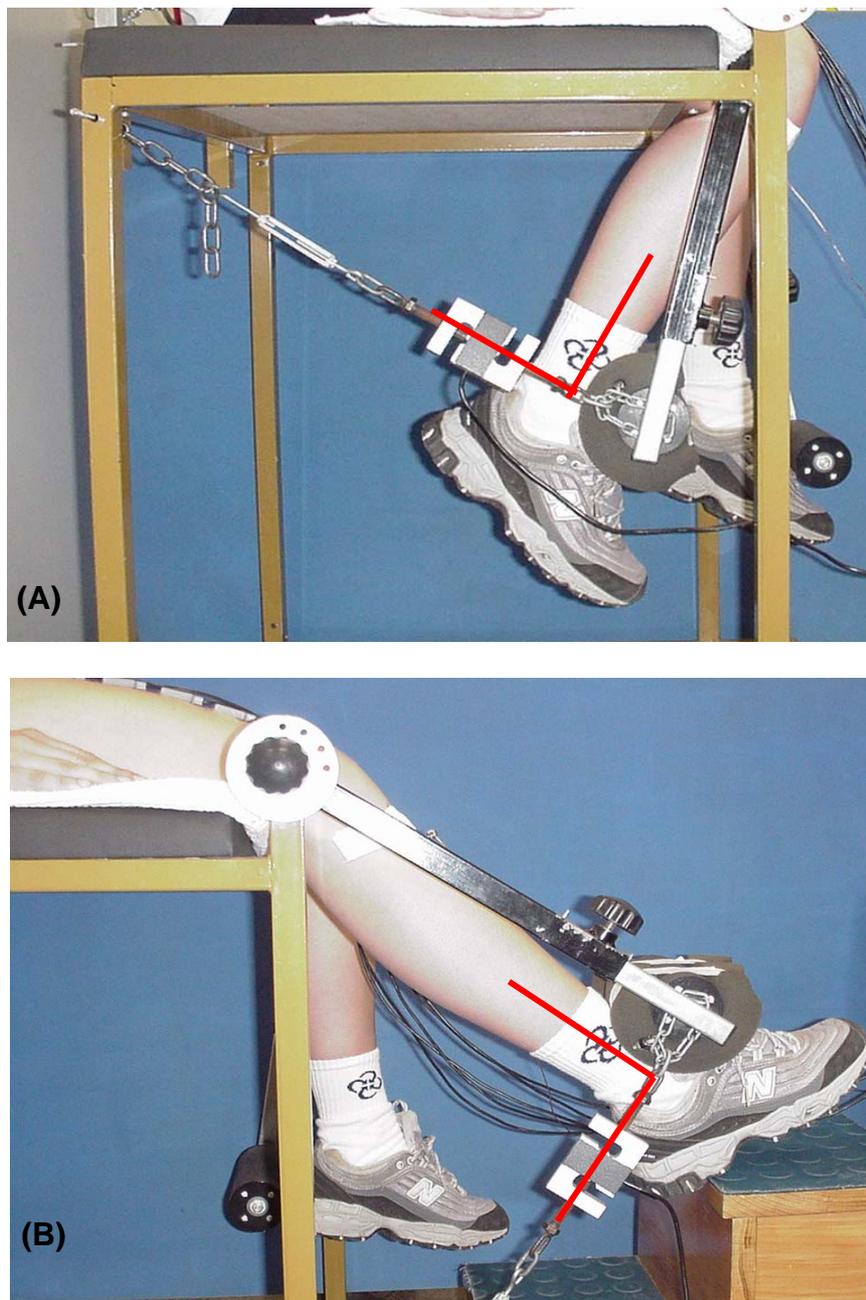


Figura 6 – Posicionamento do membro inferior direito para registro da força e atividade eletromiográfica. (A) músculo reto da coxa alongado (joelho a 105°); (B) músculo reto da coxa encurtado (joelho a 45°). As linhas em vermelho destacam os ângulos de 90° entre a perna e a linha de tração da célula de carga.

O ponto motor do músculo reto da coxa foi a referência para o posicionamento dos cinco eletrodos de superfície onde, partindo do ponto motor (M), foram determinados dois na porção distal (D) e dois na proximal (P), sendo o valor X para P1 e D1, e 2X para P2 e D2 (Figura 7).

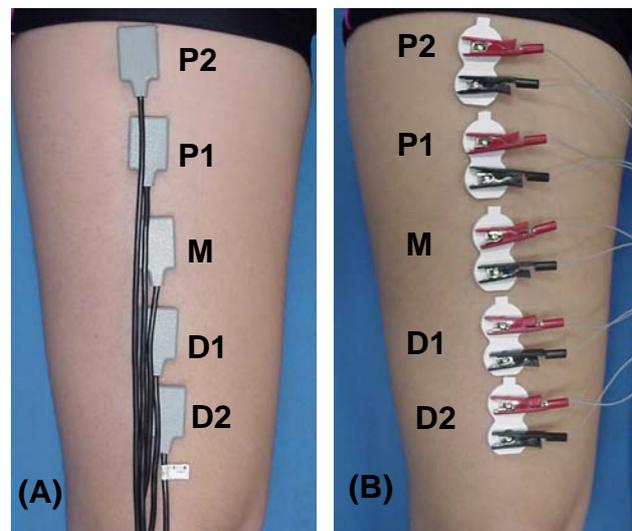


Figura 7 – Colocação dos 5 eletrodos de superfícies sobre o ventre do músculo reto da coxa direita, onde M é o ponto motor, P1 e P2 são proximais e D1 e D2 distais. (A) eletrodos ativos; (B) eletrodos passivos.

Os sítios de captação dos eletrodos foram fixados perpendicularmente ao eixo longitudinal do músculo e conectados aos canais do eletromiógrafo. Os eletrodos passivos foram untados com gel hidrossolúvel antes da fixação. O eletrodo de referência também foi untado com gel hidrossolúvel e fixado à tuberosidade anterior da tíbia.

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

Relacionando todas as variáveis como tipos de eletrodos, comprimentos musculares e intensidades de contração (tabela 3), obteve-se 12 procedimentos experimentais, conforme ilustrado na tabela 4.

Tabela 3 – Condições de teste para coleta eletromiográfica e força do reto da coxa direito, n=33.

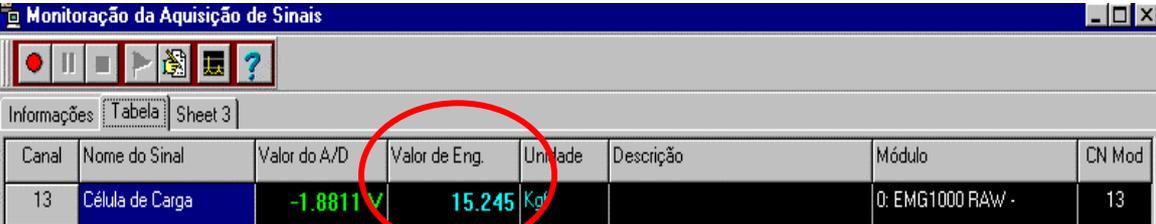
Eletrodo	Posição do músculo	% da CIVM
Ativo (ELA)	Alongado (AL) (105°)	Repouso (REP)
Passivo (ELP)	Encurtado (EN) (45°)	50%
		100%

Em cada procedimento experimental, os sinais foram coletados simultaneamente nos 5 eletrodos e na célula de carga por 5 segundos, repetida por 3 vezes a cada intervalo de 1 minuto e dois minutos entre cada condição. Durante às contrações a 50% ou a 100% da CIVM, a voluntária 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 8).

Inicialmente foram sorteados o tipo de eletrodo e o ângulo articular. Após a fixação da perna no ângulo selecionado, o ponto motor foi localizado novamente e os eletrodos re-posicionados. Para as diferentes porcentagens da CIVM também houve sorteio para evitar o condicionamento da amostra. Exceção feita para o repouso que sempre foi coletado inicialmente.

Tabela 4 – Distribuição dos procedimentos experimentais, n=33.

Procedimentos Experimentais
ELAALREP – eletrodo ativo alongado repouso
ELAAL50 - eletrodo ativo alongado 50% da CIVM
ELAAL100 - eletrodo ativo alongado 100% da CIVM
ELAENREP – eletrodo ativo encurtado repouso
ELAEN50 - eletrodo ativo encurtado 50% da CIVM
ELAEN100 - eletrodo ativo encurtado 100% da CIVM
ELPALREP – eletrodo passivo alongado repouso
ELPAL50 – eletrodo passivo alongado 50% da CIVM
ELPAL100 – eletrodo passivo alongado 100% da CIVM
ELPENREP - eletrodo passivo encurtado repouso
ELPEN50 - eletrodo passivo encurtado 50% da CIVM
ELPEN100 - eletrodo passivo encurtado 100% da CIVM



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

Figura 8 – Janela do *software* Aqdados 7.02 (Lynx[®]) utilizada para as coletas a 50% e 100% da CIVM. *Feedback* visual recebido durante a coleta eletromiográfica, tendo como parâmetro o valor de engenharia (círculo).

4.5.4 Processamento dos sinais pós coleta

Após a coleta, os sinais foram processados em rotinas específicas (ANEXO C e D) para análise da raiz quadrada da média (Figura 9) e frequência mediana (Figura 10) no *software* Matlab[®] 6.5.1.

As fórmulas utilizadas para cálculo do RMS e da frequência mediana estão dispostas na figura 11.

Função EMG12	
Z = emg12(NumSinal, Nome, Unidade, PicoMed, Janela, tempo, Nfdp, dc, deltaE, Super, DeltaZ);	
NumSinal :	1..N ordem do sinal: 1 a 5
Nome:	Nome para Sinal (P2, P1, M, D1, D2)
Unidade:	Unidade para o sinal ('µV')
PicoMed:	Normalização para envoltória: sem normalização
Janela:	Janela para FFT : hanning
tempo:	Intervalo de tempo: 5 segundos
Nfdp:	Número de intervalos fdp: 24
dc:	Elimina componente dc
deltaE:	Resolução do espectrograma (em dB): 100
Super:	Porcentagem de superposição: 90
deltaZ:	500ms

Figura 9: Resumo da função utilizada para processamento do RMS.

Função Dyemg	
Dyemg3: (linha de comando);	
NumSinal :	Ordem do sinal: 1 a 5
Nome:	Nome para Sinal (P2, P1, M, D1, D2)
Unidade:	unidade para o sinal ('Hz')
Janela:	Janela para FFT : hanning
Pontos:	512 pontos
Super:	Porcentagem de superposição: 50
Janela:	256 ms

Figura 10: Resumo da função utilizada para processamento da frequência mediana (Hz).

$RMS(t) = \sqrt{\frac{1}{T} \times \int_{t-T}^t EMG^2(t) \times dt}$ $RMS(t) = \sqrt{\frac{1}{T} \times \int_{t-\frac{T}{2}}^{t+\frac{T}{2}} EMG^2(t) \times dt}$	$\int_0^{MDF} P(\omega) d\omega = \int_{MDF}^{\infty} P(\omega) d\omega = \frac{1}{2} \int_0^{\infty} P(\omega) d\omega.$ <p>Onde: Pw: Densidade espectral de potência w: frequência variável</p>
(A)	(B)

Figura 11: Fórmulas utilizadas para cálculo do RMS (A) e frequência mediana (B).

4.6 Análise estatística

Inicialmente foi realizada uma análise exploratória dos dados pelo programa JMP[®] versão 3.1.6.2, subproduto do *Statistical Analysis System*[®] (SAS), onde foi aplicado o teste de normalidade de SHAPIRO-WILK para todas as variáveis estatísticas consideradas. Em seguida, aplicou-se o critério de Bartlett's para avaliar a homocedasticidade das variáveis pelo *software* Statgraphics Plus[®] versão 1.4.

Quando os dados se apresentaram normalizados, foram analisadas cada uma das variáveis através do teste t de *Student* para dados pareados. Os dados para os quais não foram razoáveis a suposição de normalidade foram analisados através do teste de hipótese Wilcoxon para dados pareados (Statgraphics Plus[®]).

Para avaliar as correlações entre a força de extensão da perna, frequência mediana e RMS foi utilizado o teste de Spearman no *software* JMP[®].

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

5 RESULTADOS

Com relação à dobra cutânea dos locais onde os eletrodos foram posicionados, pode-se verificar na tabela 5, que esta foi significativamente maior em P2 e P1 quando comparada com M, D1 e D2. Em M, a espessura foi maior que em D1 e D2.

Tabela 5 – Valores médios \pm dp da dobra cutânea da coxa (mm) nos diferentes posicionamentos de eletrodos (P2, P1, M, D1 e D2); * $p < 0,05$ em relação a P2 e P1, # $p < 0,05$ em relação à M.

	P2	P1	M	D1	D2
Espessura (mm)	23,05 \pm 4,84	23,33 \pm 5,05	22,02 \pm 4,88*	20,64 \pm 4,42*#	20,17 \pm 4,33*#

Os dados referentes a eletromiografia de repouso foram coletados conforme descrito na metodologia, porém, quando processados, verificou-se a presença de interferência (figura 12) especialmente nos eletrodos passivos, fato constatado pelos altos valores da frequência mediana de até 350 Hz. Ao contrário, nos eletrodos ativos, a frequência variou entre 7 e 25 Hz, destacando portanto, a vantagem deste em reduzir a captação de ruído especialmente em decorrência do pré-amplificador presente no mesmo.

Com relação à amplitude do sinal eletromiográfico na mesma condição de repouso, ambos eletrodos ativos e passivos apresentaram valores de RMS extremamente baixos (variação entre 0,90 e 2 μ V).

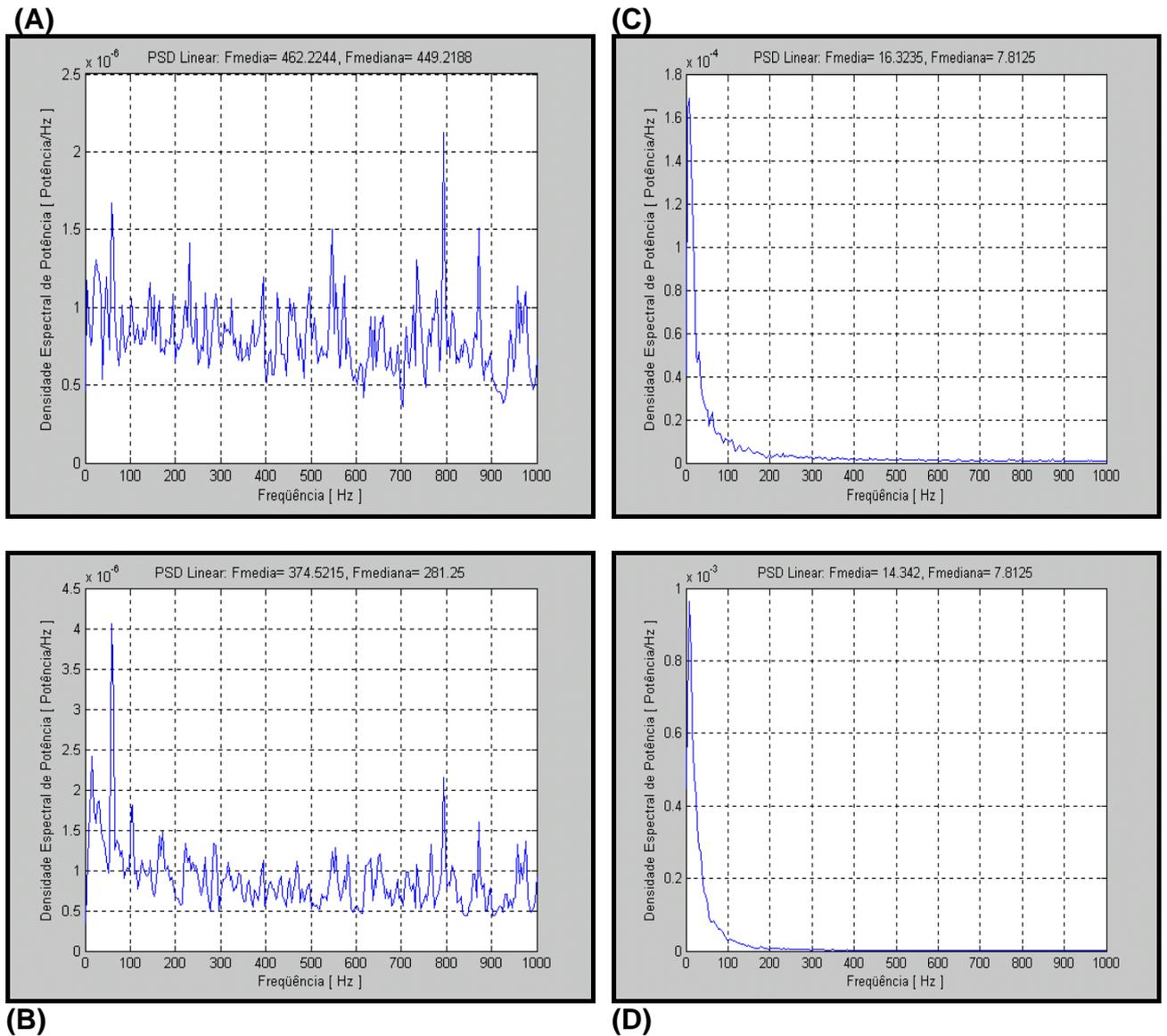


Figura 12 – Densidades espectrais de potência de uma voluntária coletadas com o músculo reto da coxa em repouso. Captação realizada com (A) eletrodo passivo com o músculo na posição alongada; (B) eletrodo passivo com o músculo na posição encurtada; (C) eletrodo ativo com o músculo na posição alongada; (D) eletrodo ativo com o músculo na posição encurtada.

Neste contexto, observa-se nas figuras 12 A e B que há sinal em toda a faixa de frequência analisada, o que não é compatível com o sinal eletromiográfico; ao contrário das figuras 12 C e D onde se observa que o sinal concentra-se nas frequências abaixo de 50 Hz.

Frente ao exposto, optou-se pela não apresentação dos resultados do RMS e da FM coletados na condição de repouso, para os diferentes eletrodos e posicionamentos da perna. É preciso ter muita cautela quando optar pela captação da atividade elétrica de repouso, além de ser necessário um maior número de estudos para investigar essa questão.

Como descrito no item análise estatística, todos os resultados são apresentados com nível de significância de 5% ($p < 0,05$).

Com relação à força gerada na contração isométrica voluntária máxima durante a extensão da perna, todos os dados apresentaram distribuição normal, portanto, foi utilizado o teste t de Student para comparação dos resultados. Pode-se verificar na figura 13, que o músculo na posição alongada tanto a 50% ($9,76 \pm 1,48$) quanto a 100% da CIVM ($18,97 \pm 2,95$) apresentou maior força do que na posição encurtada ($7,78 \pm 1,30$; $15,63 \pm 2,52$, a 50% e 100% respectivamente) ($p < 0,05$).

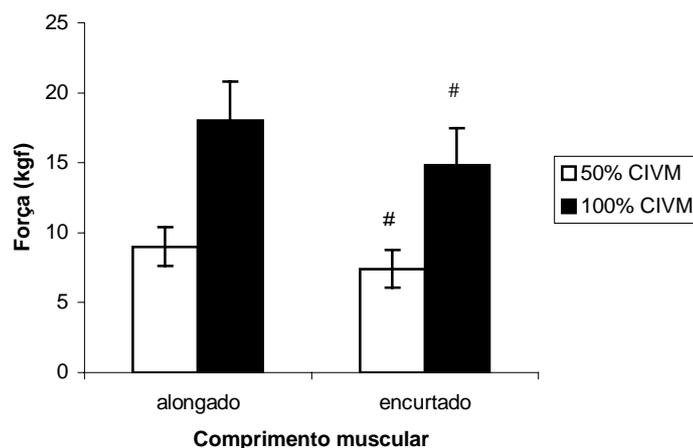


Figura 13 - Média \pm dp da força (kgf) em 50% e 100% da contração isométrica voluntária máxima (CIVM) e em diferentes comprimentos do músculo reto da coxa, $n=33$.
$p < 0,05$ em relação ao respectivo alongado.

Para as outras variáveis (RMS e FM), os dados não apresentaram distribuição normal, assim aplicou-se o teste não paramétrico de Wilcoxon.

Com relação ao RMS do músculo na posição alongada (105°), primeiramente foi realizada a comparação intragrupo (tabela 6, itens a e b), onde foi verificado o comportamento de diferentes posicionamentos de eletrodos ativos sobre o ventre do músculo reto da coxa. Deste modo, a 50% da CIVM, D2 apresentou maior RMS que os demais posicionamentos (P2, P1, M e D1), e P1 apresentou menor valor que P2, M e D1. Em relação ao eletrodo M, observa-se menor valor de RMS quando comparado a P2 e D1. Em 100% da CIVM, D2 apresentou o mesmo comportamento que a 50%, tendo portanto, maior RMS que P2, P1, M e D1; P1 e M apresentaram menor valor que P2 e D1.

Analisando a mesma variável para os eletrodos passivos, pode-se verificar na tabela 7 (itens a e b), que na comparação intragrupo, tanto em 50% quanto em 100% da CIVM, os eletrodos passivos apresentaram o mesmo comportamento que os ativos, ou seja, na intensidade de contração de 50%, D2 apresentou maior RMS que as outras posições e P1, ao contrário, o menor valor que as demais. P2 e D1 são maiores que M. Em 100%, D2 também apresentou maior RMS que os demais eletrodos; P1 e M foram menores que P2 e D1.

Na comparação intergrupos (50% e 100% da CIVM) do músculo na posição alongada, o comportamento do RMS foi idêntico para eletrodos ativos (tabela 6, item c) e passivos (tabela 7, item c), onde se observou que para todos os posicionamentos de eletrodos (P2, P1, M, D1 e D2), a atividade eletromiográfica em 50% da CIVM foi menor do que em 100% da CIVM (Figuras 14 e 15).

Tabela 6 – a) Valores médios \pm dp do RMS (μ V) em diferentes posicionamentos de eletrodos ativos (P2, P1, M, D1 e D2) e em diferentes intensidades de contração: 50% da CIVM e 100% da CIVM, para o músculo na posição alongada; b) Comparação significativa intragrupos; as intensidades de contração indicam significância de 5%; c) Comparação significativa intergrupos; os posicionamentos dos eletrodos indicam significância de 5%, n=33.

a)	P2	P1	M	D1	D2
50% CIVM	25,20 \pm 10,58	20,06 \pm 6,97	22,07 \pm 7,40	25,82 \pm 10,34	31,94 \pm 10,50
100% CIVM	73,09 \pm 31,85	55,22 \pm 21,27	58,34 \pm 21,64	75,02 \pm 34,18	93,86 \pm 31,49

b)		P1	M	D1	D2
	P2	50 100	50 100		50 100
	P1		50	50 100	50 100
	M			50 100	50 100
	D1				50 100

c)	100% CIVM				
50 % CIVM	P2	P1	M	D1	D2

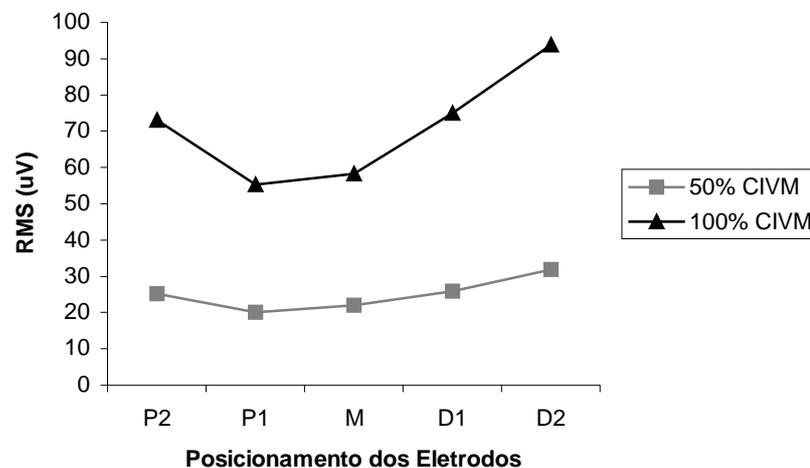


Figura 14 – Comportamento do RMS (μ V) nos diferentes posicionamentos de eletrodos ativos e intensidades de contração do músculo reto da coxa na posição alongada.

Tabela 7 – a) Valores médios \pm dp do RMS (μ V) em diferentes posicionamentos de eletrodos passivos (P2, P1, M, D1 e D2) e em diferentes intensidades de contração: 50% da CIVM e 100% da CIVM, para o músculo na posição alongada; b) Comparação significativa intragrupos; as intensidades de contração indicam significância de 5%; c) Comparação significativa intergrupos; os posicionamentos dos eletrodos indicam significância de 5%, n=33.

a)	P2	P1	M	D1	D2
50% CIVM	46,56 \pm 20,03	34,59 \pm 10,91	38,63 \pm 12,47	46,91 \pm 17,34	60,74 \pm 23,44
100% CIVM	131,58 \pm 53,91	90,46 \pm 32,32	97,67 \pm 35,20	135,35 \pm 64,49	161,02 \pm 51,37

b)	P1	M	D1	D2
P2	50 100	50 100		50 100
P1		50	50 100	50 100
M			50 100	50 100
D1				50 100

c)	100% CIVM				
50 % CIVM	P2	P1	M	D1	D2

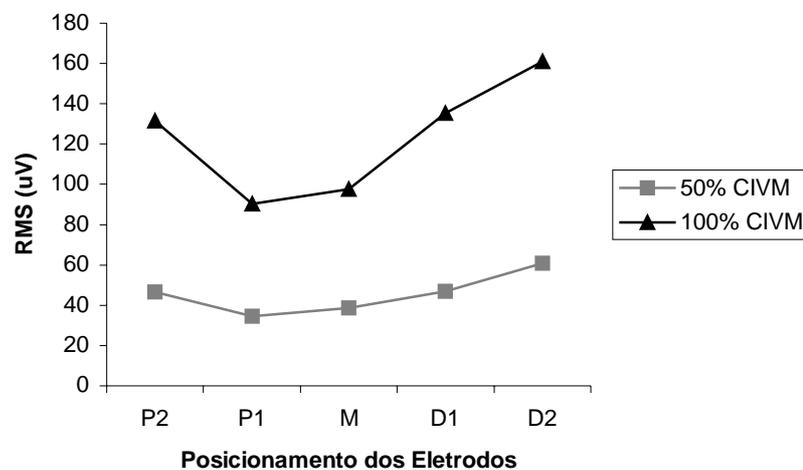


Figura 15 – Comportamento do RMS (μ V) nos diferentes posicionamentos de eletrodos passivos e intensidades de contração do músculo reto da coxa na posição alongada.

Quanto ao RMS do músculo reto da coxa na posição encurtada (45°), a tabela 8 representa a variável para eletrodos de superfície ativos. Pode-se verificar que, na comparação intragrupo (itens a e b), em 50% da CIVM, P2 apresentou RMS maior que todos os outros (P1, M, D1 e D2), os demais não diferiram entre si. Também em 100% da CIVM, P2 apresentou valores de RMS significativamente maiores do que os demais eletrodos (P1, M, D1 e D2); D1 e D2 foram significativamente maiores que P1 e M, e D1 foi maior que D2.

A análise do RMS captada pelos eletrodos passivos a 45° graus de flexão da perna (tabela 9 itens a e b) demonstrou que, em 50% da CIVM, P2 teve valor maior que P1, M e D1; P1 é menor que D1 e D2. No grupo que realizou 100% da CIVM, P2 foi quem apresentou maior valor de RMS; M foi menor que D1 e D2, sendo este último maior que D1.

Na comparação intergrupos (50% e 100% da CIVM) com o músculo na posição encurtada, independente dos eletrodos ativos (tabela 8, item c e figura 16) ou passivos (tabela 9, item c e figura 17) o RMS teve a mesma característica que na posição alongada, tendo menor valor em 50% quando comparado a 100% da CIVM.

Tabela 8 – a) Valores médios \pm dp do RMS (μ V) em diferentes posicionamentos de eletrodos ativos (P2, P1, M, D1 e D2) e em diferentes intensidades de contração: 50% da CIVM e 100% da CIVM, para o músculo na posição encurtada. b) Comparação significativa intragrupos; as intensidades de contração indicam significância de 5%; c) Comparação significativa intergrupos; os posicionamentos dos eletrodos indicam significância de 5%, n=33.

a)	P2	P1	M	D1	D2
50% CIVM	33,14 \pm 15,25	27,58 \pm 12,10	28,86 \pm 13,76	29,37 \pm 10,83	28,94 \pm 13,69
100% CIVM	60,10 \pm 28,61	44,80 \pm 16,62	48,12 \pm 23,54	52,87 \pm 20,92	54,36 \pm 23,75

b)	P1	M	D1	D2
P2	50 100	50 100	50 100	50 100
P1			100	100
M			100	100
D1				100

c)	100% CIVM
50 % CIVM	P2 P1 M D1 D2

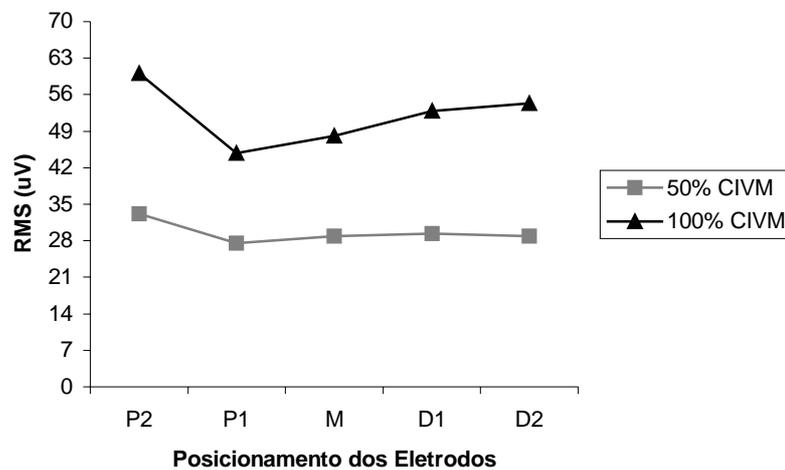


Figura 16 – Comportamento do RMS (μ V) nos diferentes posicionamentos de eletrodos ativos e intensidades de contração do músculo reto da coxa na posição encurtada.

Tabela 9 – a) Valores médios \pm dp do RMS (μ V) em diferentes posicionamentos de eletrodos passivos (P2, P1, M, D1 e D2) e em diferentes intensidades de contração: 50% da CIVM e 100% da CIVM, para o músculo na posição encurtada; b) Comparação significativa intragrupos; as intensidades de contração indicam significância de 5%; c) Comparação significativa intergrupos; os posicionamentos dos eletrodos indicam significância de 5%, n=33.

a)	P2	P1	M	D1	D2
50% CIVM	61,59 \pm 24,29	50,41 \pm 15,41	48,95 \pm 16,59	52,74 \pm 24,99	54,40 \pm 23,45
100% CIVM	107,31 \pm 44,56	83,60 \pm 25,90	82,59 \pm 28,13	96,65 \pm 47,05	99,24 \pm 39,30

b)	P1	M	D1	D2
P2	50 100	50 100	50 100	100
P1			50	50
M			50 100	50 100
D1				50 100

c)	100% CIVM				
50% CIVM	P2	P1	M	D1	D2

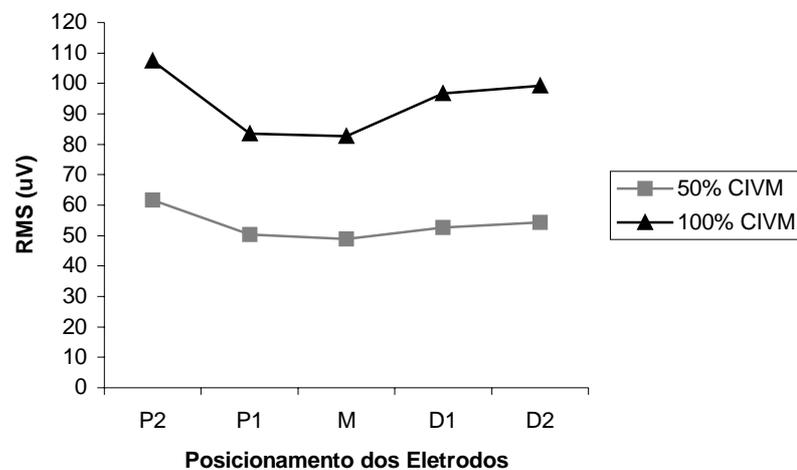


Figura 17 – Comportamento do RMS (μ V) nos diferentes posicionamentos de eletrodos passivos e intensidades de contração do músculo reto da coxa na posição encurtada.

Além da amplitude do sinal eletromiográfico, mensurada pelo RMS, foi avaliada a frequência mediana tanto em eletrodos ativos quanto passivos, com o músculo reto da coxa em posição alongada ou encurtada.

Igualmente ao realizado para a condição de repouso, foi gerado e analisado o gráfico da densidade espectral de potência para as intensidades de 50% e 100% da CIVM (figura 18), antes da coleta e análise estatística da frequência mediana.

Na comparação intragrupo para o eletrodo ativo, com o músculo na posição alongada (tabela 10, itens a e b) pode-se observar que em 50% da CIVM, a FM de P1, P2 e M foi maior, enquanto que nos eletrodos D1 e D2 foi menor. Em 100% da CIVM, a FM foi maior em P1 e M e menor em P2, D1 e D2.

Com relação aos eletrodos passivos (tabela 11, itens a e b), em 50% da CIVM, a frequência mediana foi menor no ponto motor (eletrodo M) e nos eletrodos distais (D1 e D2) e maior nos proximais (P2 e P1). Em 100% da CIVM, P1 foi maior que D2 e os demais não diferiram entre si.

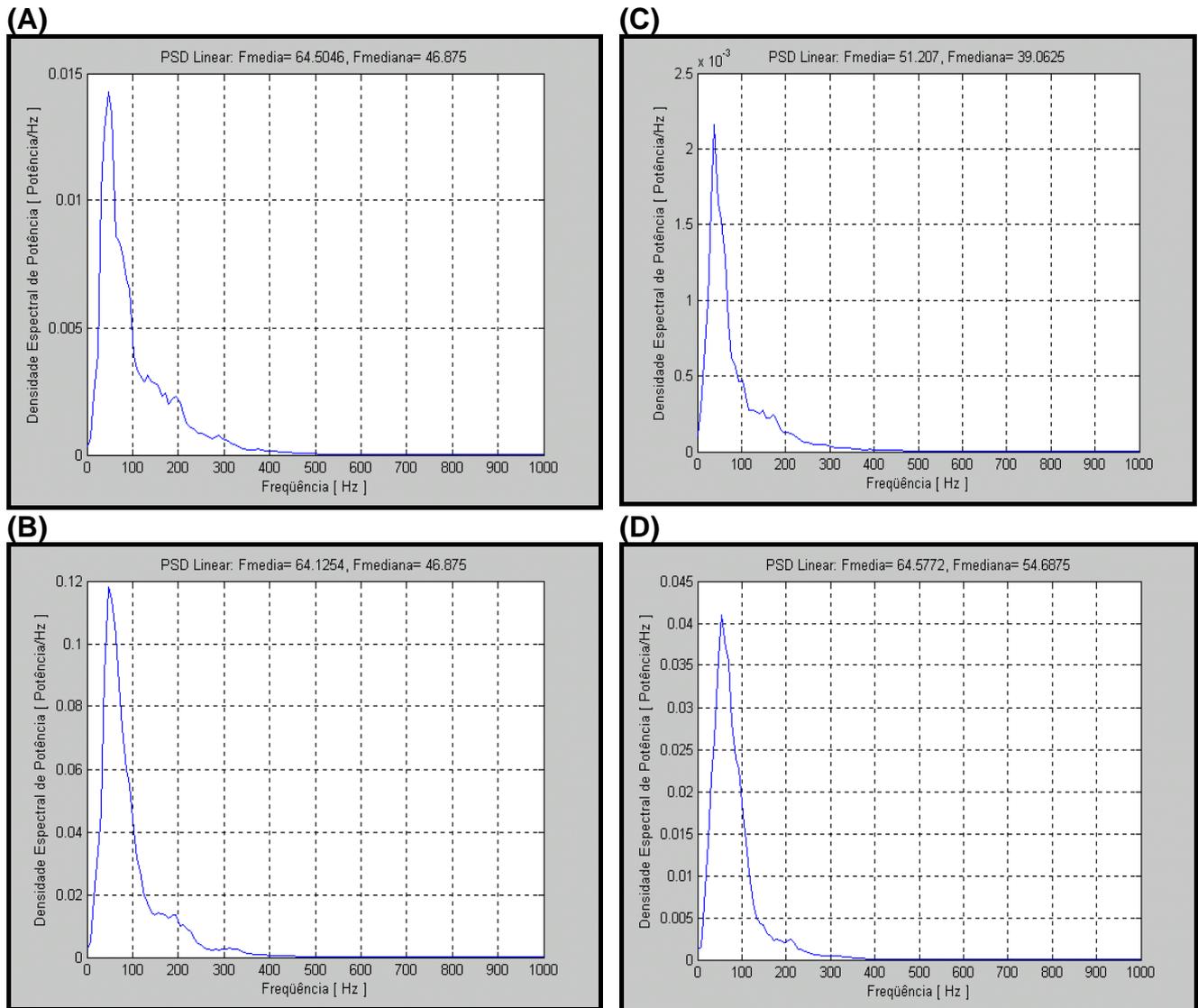


Figura 18 – Densidades espectrais de potência de uma voluntária coletadas com o músculo reto da coxa na posição alongada (105° de flexão da perna). Captação realizada com (A) eletrodo passivo em 50% da CIVM; (B) eletrodo passivo em 100% da CIVM; (C) eletrodo ativo em 50% da CIVM; (D) eletrodo ativo em 100% da CIVM.

Tabela 10 – a) Valores médios \pm dp da Frequência Mediana (Hz) em diferentes posicionamentos de eletrodos ativos (P2, P1, M, D1 e D2) e em diferentes intensidades de contração: 50% da CIVM e 100% da CIVM, para o músculo alongado, b) Comparação significativa intragrupos; as intensidades de contração indicam significância de 5%; c) Comparação significativa intergrupos; os posicionamentos dos eletrodos indicam significância de 5%, n=33.

a)	P2	P1	M	D1	D2
50% CIVM	50,36 \pm 7,13	52,00 \pm 8,26	50,19 \pm 6,01	49,48 \pm 5,59	49,64 \pm 5,30
100% CIVM	50,33 \pm 7,39	52,86 \pm 7,97	51,31 \pm 7,23	50,17 \pm 6,24	49,48 \pm 6,50

b)	P1	M	D1	D2
P2	100			
P1			50 100	50 100
M				
D1				

c)	100% CIVM
50 % CIVM	-----

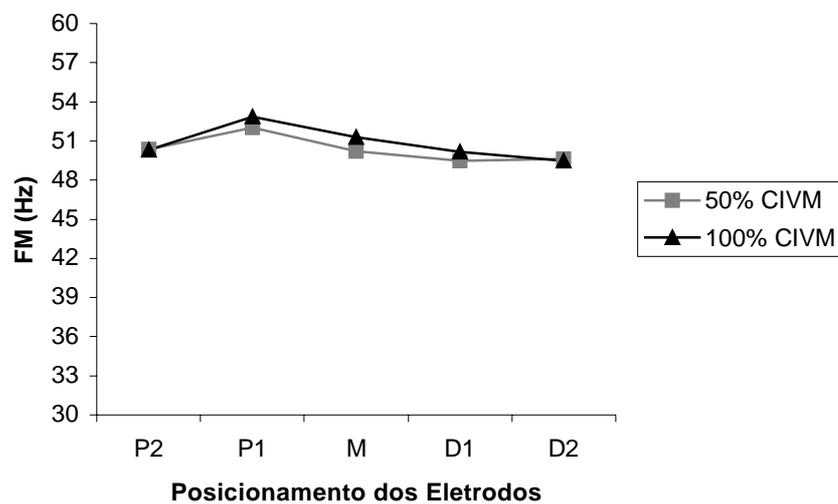


Figura 19 – Comportamento da FM (Hz) nos diferentes posicionamentos de eletrodos ativos e intensidades de contração do músculo reto da coxa na posição alongada.

Tabela 11 – a) Valores médios \pm dp da Frequência Mediana (Hz) em diferentes posicionamentos de eletrodos passivos (P2, P1, M, D1 e D2) e em diferentes intensidades de contração: 50% da CIVM e 100% da CIVM, para o músculo alongado; b) Comparação significativa intragrupos; as intensidades de contração indicam significância de 5%; c) Comparação significativa intergrupos; os posicionamentos dos eletrodos indicam significância de 5%, n=33.

a)	P2	P1	M	D1	D2
50% CIVM	49,64 \pm 7,19	50,25 \pm 6,40	48,62 \pm 4,60	48,09 \pm 5,02	48,30 \pm 6,31
100% CIVM	49,88 \pm 6,06	51,25 \pm 6,45	50,41 \pm 5,78	49,84 \pm 4,96	48,91 \pm 6,33

b)	P1	M	D1	D2
P2			50	
P1		50	50	50 100
M				
D1				

c)	100% CIVM
50 % CIVM	M D1

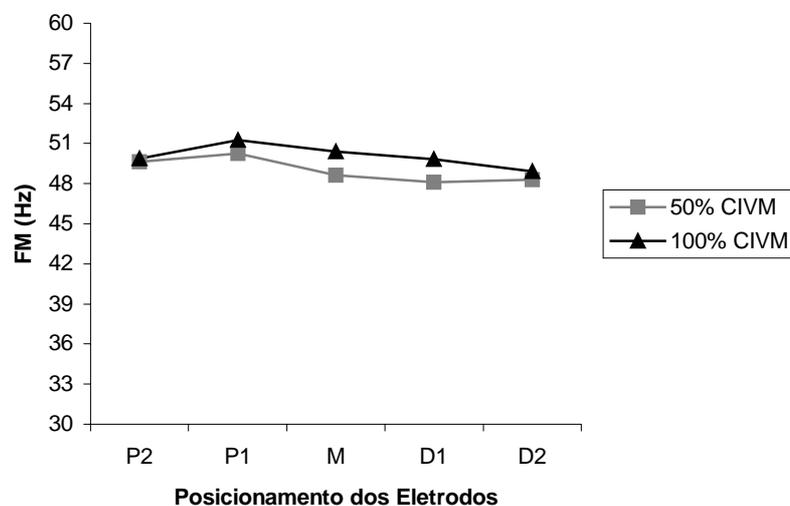


Figura 20 – Comportamento da FM (Hz) nos diferentes posicionamentos de eletrodos passivos e intensidades de contração do músculo reto da coxa na posição alongada.

No músculo em posição encurtada, comparando os posicionamentos intragrupo, pode-se verificar que para eletrodos ativos (tabela 12, itens a e b), em 50% da CIVM, a frequência mediana foi menor em D2 e maior em P1 comparado aos outros eletrodos; M foi maior que P2 e D1 e estes dois não diferiram entre si. Já em 100% da CIVM, D2 teve a mesma característica que a 50%, isto é, apresentou o menor valor; P1 e M apresentaram a maior FM; e D1 foi maior que P2. Quanto aos eletrodos passivos no músculo em posição encurtada (tabela 13, itens a e b), em 50% da CIVM, todos os eletrodos diferiram entre si, deste modo, os valores da frequência mediana foram, em ordem crescente D2, P2, D1, M e P1. Em 100% da CIVM, a FM foi maior em P1 e M e menor em D2; D1 foi maior que P2.

Realizou-se também a comparação da FM intergrupos e observou-se que para o reto da coxa na posição alongada, para os eletrodos ativos (tabela 10 item c; figura 19), não houve diferença significativa entre 50% e 100% da CIVM para todos os posicionamentos avaliados. Para eletrodos passivos (tabela 11 item c; figura 20) a FM dos eletrodos M e D1 foi maior em 100% do que em 50% da CIVM. Para o reto da coxa na posição encurtada, nos eletrodos ativos (tabela 12 item c; figura 21), a FM dos eletrodos proximais (P2 e P1) foi maior em 50% do que em 100% da CIVM. Nos eletrodos passivos (tabela 13 item c; figura 22), a FM do eletrodo P1 foi maior em 50% do que em 100% da CIVM. Em todos os outros posicionamentos avaliados, a FM não diferiu entre 50% e 100% da CIVM.

Tabela 12 – a) Valores médios \pm dp da Frequência Mediana (Hz) em diferentes posicionamentos de eletrodos ativos (P2, P1, M, D1 e D2) e em diferentes intensidades de contração: 50% da CIVM e 100% da CIVM, para o músculo encurtado; b) Comparação significativa intragrupos; as intensidades de contração indicam significância de 5%; c) Comparação significativa intergrupos; os posicionamentos dos eletrodos indicam significância de 5%, n=33.

a)	P2	P1	M	D1	D2
50% CIVM	61,24 \pm 10,49	75,11 \pm 13,51	71,53 \pm 13,65	64,99 \pm 10,24	56,27 \pm 7,31
100% CIVM	58,75 \pm 9,45	72,35 \pm 12,15	70,76 \pm 13,47	64,78 \pm 9,69	55,82 \pm 6,80

b)	P1	M	D1	D2
P2	50 100	50 100	100	50 100
P1		50	50 100	50 100
M			50 100	50 100
D1				50 100

c)	100% CIVM
50 % CIVM	P2 P1

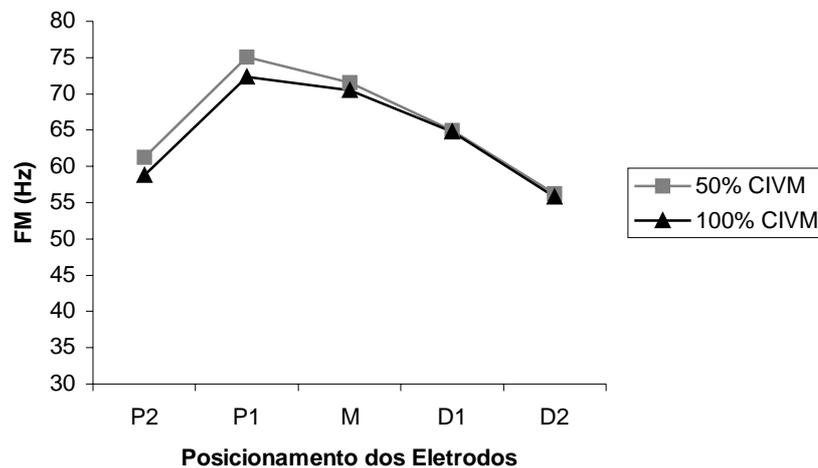


Figura 21 – Comportamento da FM (Hz) nos diferentes posicionamentos de eletrodos ativos e intensidades de contração do músculo reto da coxa na posição encurtada.

Tabela 13 – a) Valores médios \pm dp da Frequência Mediana (Hz) em diferentes posicionamentos de eletrodos passivos (P2, P1, M, D1 e D2) e em diferentes intensidades de contração: 50% da CIVM e 100% da CIVM, para o músculo encurtado; b) Comparação significativa intragrupos; as intensidades de contração indicam significância de 5%; c) Comparação significativa intergrupos; os posicionamentos dos eletrodos indicam significância de 5%, n=33.

a)	P2	P1	M	D1	D2
50% CIVM	61,36 \pm 10,40	74,75 \pm 12,89	70,31 \pm 11,97	64,41 \pm 9,65	56,52 \pm 6,49
100% CIVM	59,49 \pm 8,84	71,77 \pm 13,17	68,85 \pm 11,18	63,43 \pm 9,53	55,66 \pm 6,63

b)	P1	M	D1	D2
P2	50 100	50 100	50 100	50 100
P1		50	50 100	50 100
M			50 100	50 100
D1				50 100

c)	100% CIVM
50 % CIVM	P1

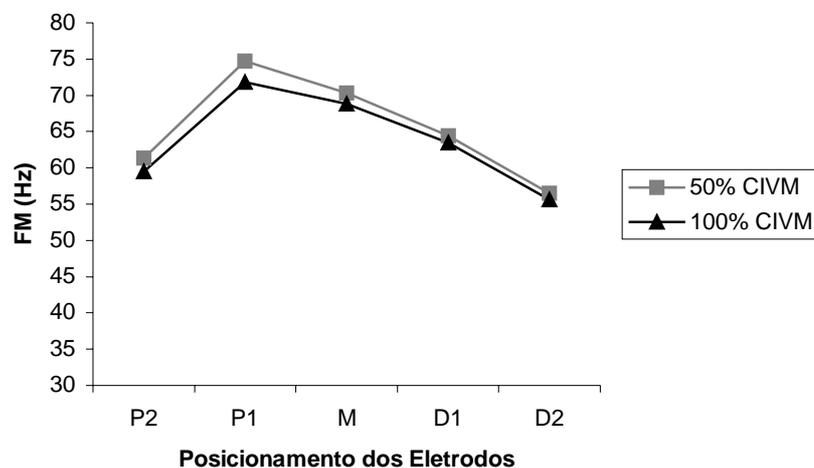


Figura 22 – Comportamento da FM (Hz) nos diferentes posicionamentos de eletrodos passivos e intensidades de contração do músculo reto da coxa na posição encurtada.

Além das variáveis eletromiográficas em cada posição muscular isolada, comparou-se ainda as diferentes intensidades de contração entre o músculo na posição alongada e encurtada. Esta análise foi realizada com a respectiva posição dos eletrodos (exemplo P2 alongado comparado com P2 encurtado, etc). Quanto ao RMS do eletrodo ativo, pode-se verificar na tabela 14 (itens a e b) e figura 23, que em 50% da CIVM, o músculo encurtado apresentou maior RMS que o alongado nas posições P2, P1, M e D1, entretanto, o RMS de D2 foi maior no alongado quando comparado ao encurtado. Em 100% da CIVM, há uma inversão do padrão, com o músculo alongado apresentando maior RMS em todas as posições de eletrodos (P2, P1, M, D1 e D2) quando comparado à posição encurtada. No que diz respeito à frequência mediana (FM), para eletrodo ativo (tabela 15 itens a e b) e figura 24, observou-se que, a 50% da CIVM, a FM do músculo reto da coxa na posição encurtada foi maior do que na posição alongada, isto ocorreu para todas as posições de eletrodo (P2, P1, M, D1 e D2). O mesmo ocorrendo em 100% da CIVM, na qual todos os posicionamentos apresentaram maior FM no músculo encurtado.

Para os eletrodos passivos, os valores do RMS estão demonstrados na tabela 16 (itens a e b) e figura 25. A 50% da CIVM, o mesmo comportamento do eletrodo ativo foi observado, sendo portanto, o RMS maior no músculo encurtado do que no alongado (P2, P1, M e D1). Quando realizada 100% da CIVM, ocorre uma inversão, com o músculo alongado apresentando maior atividade eletromiográfica do que o encurtado (P2, M, D1 e D2). Com relação à FM (tabela 17, itens a e b e figura 26), tanto em 50% quanto em 100% da CIVM, o músculo na posição encurtada apresentou maior FM do que na posição alongada para todos os posicionamentos de eletrodos avaliados.

Tabela 14 – a) Valores médios \pm dp do RMS (μ V) em diferentes posicionamentos de eletrodos ativos (P2, P1, M, D1 e D2) e em diferentes intensidades de contração: 50% da CIVM e 100% da CIVM, para o músculo na posição encurtada (EN) e alongada (AL); b) Diferença significativa entre os comprimentos musculares, o símbolo (*) indica significância de 5% em relação ao respectivo eletrodo, n=33.

a)	P2	P1	M	D1	D2
50% AL	25,20 \pm 10,58	20,06 \pm 6,97	22,07 \pm 7,40	25,82 \pm 10,34	31,94 \pm 10,50
100% AL	73,09 \pm 31,85	55,22 \pm 21,27	58,34 \pm 21,64	75,02 \pm 34,18	93,86 \pm 31,49
50% EN	33,14 \pm 15,25	27,58 \pm 12,10	28,86 \pm 13,76	29,37 \pm 10,83	28,94 \pm 13,69
100% EN	60,10 \pm 28,61	44,80 \pm 16,62	48,12 \pm 23,54	52,87 \pm 20,92	54,36 \pm 23,75

b)	P2 _{AL} - P2 _{EN}	P1 _{AL} - P1 _{EN}	M _{AL} - M _{EN}	D1 _{AL} - D1 _{EN}	D2 _{AL} - D2 _{EN}
50%	*	*	*	*	*
100%	*	*	*	*	*

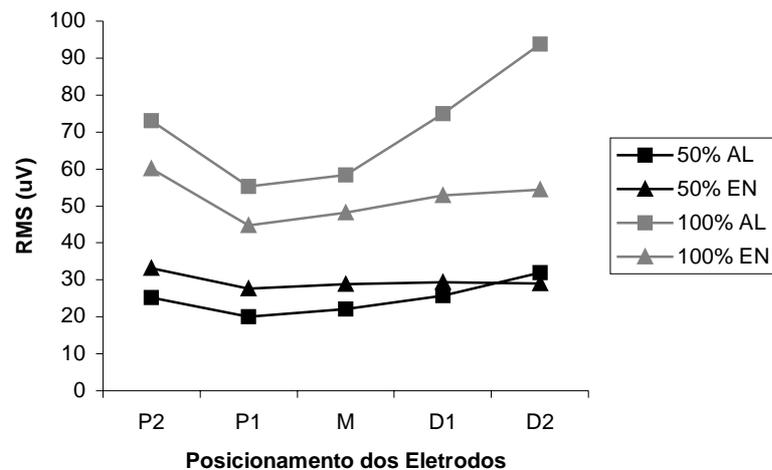


Figura 23 – Comportamento do RMS (μ V) nos diferentes posicionamentos de eletrodos ativos, comprimentos musculares e intensidades de contração.

Tabela 15 – a) Valores médios \pm dp da FM (Hz) em diferentes posicionamentos de eletrodos ativos (P2, P1, M, D1 e D2) e em diferentes intensidades de contração: 50% da CIVM e 100% da CIVM, para o músculo na posição encurtada (EN) e alongada (AL); b) Diferença significativa entre os comprimentos musculares, o símbolo (*) indica significância de 5% em relação ao respectivo eletrodo, n=33.

a)	P2	P1	M	D1	D2
50% AL	50,36 \pm 7,13	52,00 \pm 8,26	50,19 \pm 6,01	49,48 \pm 5,59	49,64 \pm 5,30
100% AL	50,33 \pm 7,39	52,86 \pm 7,97	51,31 \pm 7,23	50,17 \pm 6,24	49,48 \pm 6,50
50% EN	61,24 \pm 10,49	75,11 \pm 13,51	71,53 \pm 13,65	64,99 \pm 10,24	56,27 \pm 7,31
100% EN	58,75 \pm 9,45	72,35 \pm 12,15	70,76 \pm 13,47	64,78 \pm 9,69	55,82 \pm 6,80

	P2 _{AL} – P2 _{EN}	P1 _{AL} – P1 _{EN}	M _{AL} – M _{EN}	D1 _{AL} – D1 _{EN}	D2 _{AL} – D2 _{EN}
50%	*	*	*	*	*
100%	*	*	*	*	*

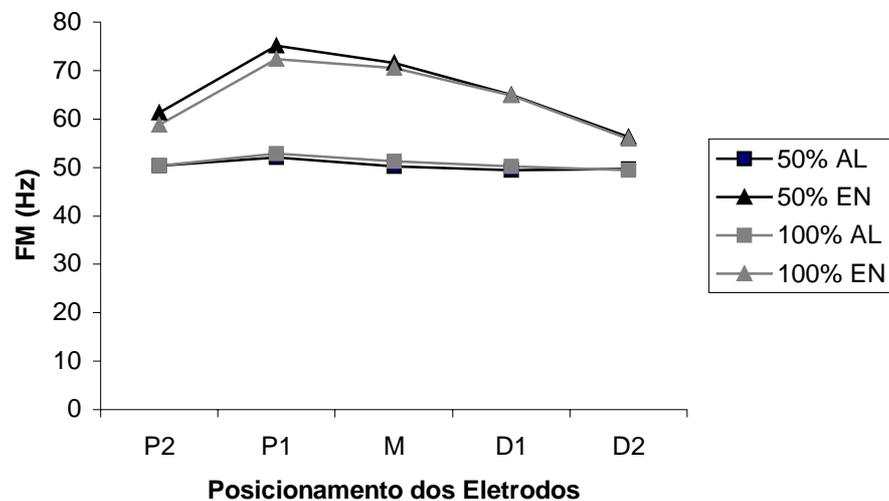


Figura 24 – Comportamento da FM (Hz) nos diferentes posicionamentos de eletrodos ativos, comprimentos musculares e intensidades de contração.

Tabela 16 – a) Valores médios \pm dp do RMS (μ V) em diferentes posicionamentos de eletrodos passivos (P2, P1, M, D1 e D2) e em diferentes intensidades de contração: 50% da CIVM e 100% da CIVM, para o músculo na posição encurtada (EN) e alongada (AL); b) Diferença significativa entre os comprimentos musculares, o símbolo (*) indica significância de 5% em relação ao respectivo eletrodo, n=33.

a)	P2	P1	M	D1	D2
50% AL	46,56 \pm 20,03	34,59 \pm 10,91	38,63 \pm 12,47	46,91 \pm 17,34	60,74 \pm 23,44
100% AL	131,58 \pm 53,91	90,46 \pm 32,32	97,67 \pm 33,20	135,35 \pm 64,49	161,02 \pm 51,37
50% EN	61,59 \pm 24,29	50,41 \pm 15,41	48,95 \pm 16,59	52,74 \pm 24,99	54,40 \pm 23,45
100% EN	107,31 \pm 44,56	83,60 \pm 25,90	82,59 \pm 28,13	96,65 \pm 47,05	99,24 \pm 39,30

b)	P2 _{AL} - P2 _{EN}	P1 _{AL} - P1 _{EN}	M _{AL} - M _{EN}	D1 _{AL} - D1 _{EN}	D2 _{AL} - D2 _{EN}
50%	*	*	*	*	
100%	*		*	*	*

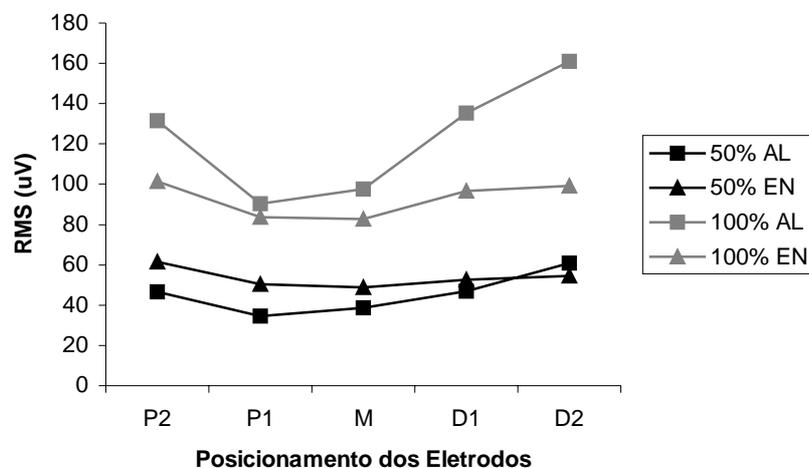


Figura 25 – Comportamento do RMS (μ V) nos diferentes posicionamentos de eletrodos passivos, comprimentos musculares e intensidades de contração.

Tabela 17 – a) Valores médios \pm dp da FM (Hz) em diferentes posicionamentos de eletrodos passivos (P2, P1, M, D1 e D2) e em diferentes intensidades de contração: 50% da CIVM e 100% da CIVM, para o músculo na posição encurtada (EN) e alongada (AL); b) Diferença significativa entre os comprimentos musculares, o símbolo (*) indica significância de 5% em relação ao respectivo eletrodo, n=33.

a)	P2	P1	M	D1	D2
50% AL	49,64 \pm 7,19	50,25 \pm 6,40	48,62 \pm 4,60	48,09 \pm 5,02	48,30 \pm 6,31
100% AL	49,88 \pm 6,06	51,25 \pm 6,45	50,41 \pm 5,78	49,84 \pm 4,96	48,91 \pm 6,33
50% EN	61,36 \pm 10,40	74,75 \pm 12,89	70,31 \pm 11,97	64,41 \pm 9,65	56,52 \pm 6,49
100% EN	59,49 \pm 8,84	71,77 \pm 13,17	68,85 \pm 11,18	63,43 \pm 9,53	55,66 \pm 6,63

b)	P2 _{AL} - P2 _{EN}	P1 _{AL} - P1 _{EN}	M _{AL} - M _{EN}	D1 _{AL} - D1 _{EN}	D2 _{AL} - D2 _{EN}
50%	*	*	*	*	*
100%	*	*	*	*	*

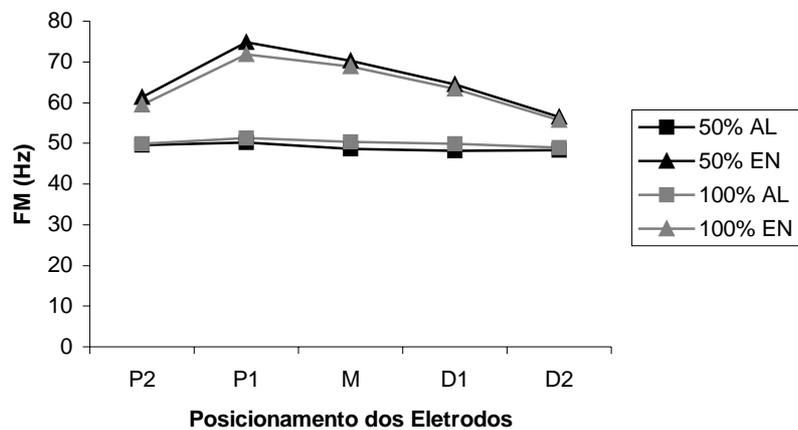


Figura 26 – Comportamento da FM (Hz) nos diferentes posicionamentos de eletrodos passivos, comprimentos musculares e intensidades de contração.

Correlações

Para avaliar as possíveis correlações existentes entre a força, RMS e FM, foi selecionado o eletrodo colocado sobre o ponto motor (M). Avaliou-se a correlação entre estas variáveis para o reto da coxa na posição alongada, encurtada, a 50% e a 100% da CIVM e nos dois tipos de eletrodo de superfície: ativo e passivo (tabela 18).

Com o músculo na posição alongada e a 100% da CIVM, no eletrodo ativo, houve correlação positiva significativa ($p=0,0007$) entre a força e RMS, porém esta é fraca ($R=0,3404$) e correlação negativa significativa entre FM e RMS ($p=0,0426$), porém fraca ($R=-0,2074$). Não houve correlação entre força e FM. Já para o eletrodo passivo na mesma condição, verificou-se correlação positiva significativa entre força e RMS ($p=0,0130$) e entre força e FM ($p=0,047$), porém ambas foram fracas ($R=0,2527$ e $R=0,2029$, respectivamente). Nenhuma correlação foi verificada entre FM e RMS. Na mesma posição de teste, porém a 50% da CIVM, para eletrodo ativo, houve correlação positiva significativa entre força e RMS ($p=0,0052$) e entre FM e RMS ($p=0,0121$), porém as duas apresentaram índices fracos ($R=0,2831$ e $R=0,2551$, respectivamente) e nenhuma correlação entre força e FM. Já no eletrodo passivo, houve correlação positiva significativa entre FM e RMS ($p=0,0002$), porém fraca ($R=0,3752$) e nenhuma correlação foi verificada entre as RMS e força e entre força e FM.

Para o músculo reto da coxa na posição encurtada e a 100% da CIVM, o eletrodo ativo apresentou correlação positiva significativa entre força e FM ($p=0,0261$) com índice fraco ($R=0,2271$). O eletrodo passivo apresentou correlação positiva significativa entre força e FM ($p=0,0001$) e entre RMS e FM ($p=0,0358$),

porém ambas apresentaram índices fracos ($R=0,3796$ e $R=0,2146$, respectivamente). Quando foi avaliada a correlação na mesma posição articular, mas a 50% da CIVM, nenhuma correlação foi verificada entre as variáveis (força, RMS e FM) para o eletrodo ativo. Já para o passivo, verificou-se correlação positiva significativa entre força e FM ($p=0,0191$), contudo o índice foi fraco ($R=0,2389$).

Tabela 18 – Correlação entre força (F) (Kgf) do movimento de extensão da perna, RMS (μV) e FM (Hz) do eletrodo M, nos diferentes tipos de eletrodos (EL) ativo (A), passivo (P), comprimentos musculares alongado (AL) e encurtado (EN) e intensidades de contração 50 e 100% da CIVM.

Grupos	Variável	Tipo de Correlação	R	p
ELAAL100	F x RMS	positiva	0,3404	$p=0,0007$
	F x FM	-----	0,0093	$p=0,9280$
	RMS x FM	negativa	0,2074	$p=0,0426$
ELPAL100	F x RMS	positiva	0,2527	$p=0,0130$
	F x FM	positiva	0,2029	$p=0,0474$
	RMS x FM	-----	0,1982	$p=0,0529$
ELAAL50	F x RMS	positiva	0,2831	$p=0,0052$
	F x FM	-----	0,0234	$p=0,8212$
	RMS x FM	positiva	0,2551	$p=0,0121$
ELPAL50	F x RMS	-----	0,0839	$p=0,4164$
	F x FM	-----	0,0318	$p=0,7582$
	RMS x FM	positiva	0,3752	$p=0,0002$
ELAEN100	F x RMS	-----	0,0762	$p=0,4606$
	F x FM	positiva	0,2271	$p=0,0261$
	RMS x FM	-----	0,1096	$p=0,2876$
ELPEN100	F x RMS	-----	0,1294	$p=0,2090$
	F x FM	positiva	0,3796	$p=0,0001$
	RMS x FM	positiva	0,2146	$p=0,0358$
ELAEN50	F x RMS	-----	0,0481	$p=0,6420$
	F x FM	-----	0,1906	$p=0,0628$
	RMS x FM	-----	0,0227	$p=0,8266$
ELPEN50	F x RMS	-----	0,0091	$p=0,9298$
	F x FM	positiva	0,2389	$p=0,0191$
	RMS x FM	-----	0,1403	$p=0,1726$

DISCUSSÃO

A eletromiografia de superfície tem se mostrado uma técnica poderosa para avaliação muscular não invasiva (De LUCA, 1997), apresentando diferentes variáveis como a amplitude que é utilizada para estimar o grau de atividade muscular (CESARELLI et al., 1999; HERMENS e FRERIKS, 1997) e análises espectrais, as quais têm sido propostas para avaliação da fadiga muscular em condições dinâmicas.

Apesar de ser considerada um instrumento importante para analisar as respostas musculares em tarefas específicas, a avaliação da atividade elétrica do músculo esquelético em repouso deve ser tomada com muita cautela, especialmente no que se refere ao tipo de eletrodo. A utilização do eletrodo passivo nesta condição não é adequada, uma vez que este não apresenta pré-amplificador e configuração diferencial, sofrendo, deste modo, maior interferência do ambiente e da resistência da pele.

Com a finalidade de minimizar estas interferências, cabe destacar que, apesar das normas da Seniam (*Surface EMG for Non-Invasive Assessment of Muscles*) recomendarem apenas a tricotomia e limpeza da pele, neste trabalho optou-se ainda, pela abrasão da pele com lixa, além da preparação tradicional citada acima. Isto foi determinado, pois antes da coleta eletromiográfica propriamente dita, foi realizada a análise *on line* do espectro de frequência pelo *software* Aqdados 7.02[®] por meio da qual foi observada a presença de picos no espectro de frequências, quando utilizados eletrodos passivos. A análise visual *on line* mostrou que estes picos foram minimizados ou até mesmo eliminados após a abrasão da pele. Entretanto, após o processamento no *software* Matlab[®] 6.5.1, verificou-se a presença de ruído, fato constatado pela observação de energia em todo espectro, (com

freqüência mediana de até 350 Hz) o que não é compatível com o sinal eletromiográfico, pois neste, a energia dominante deve estar entre 50 e 150 Hz (KARLSSON e GERDLE, 2001). Já o eletrodo ativo simples diferencial, apresentou um espectro de repouso (freqüência mediana entre 7 e 25 Hz) compatível com o sinal eletromiográfico (comparando a forma da densidade espectral entre esta condição e a contração muscular em 50% e 100% da CIVM), visto a energia dominante estar concentrada em baixas freqüências. Deste modo, outra consideração importante refere-se a confiabilidade do analisador de espectro de freqüência do *software* Aqdados 7.02[®], o qual possibilita ao pesquisador visualizar a presença de interferência antes da coleta, porém este recurso é limitado, uma vez que permite apenas a avaliação qualitativa do sinal.

Diante destas considerações, a captação do sinal eletromiográfico de repouso, apesar do equipamento estar em perfeitas condições e dentro das recomendações, deve ser tomada com muita cautela especialmente pela análise no domínio da freqüência, visto a grande variabilidade desta entre os eletrodos passivos e ativos. Destaca-se ainda, que a utilização do eletrodo passivo, é muito mais preocupante e de certa forma inviável de acordo com a metodologia proposta neste trabalho.

Quanto à amplitude do sinal eletromiográfico, ambos eletrodos (ativos e passivos) apresentaram RMS extremamente baixos (0,90 a 2,0 μV), contudo, considerando que as normas da sociedade internacional de eletrofisiologia e cinesiologia recomendam que o ruído do amplificador deve ser inferior a 5 μV RMS (SODERBERG, 1992) e que este nível no equipamento utilizado é inferior a 3 μV RMS (LYNX, 2004), o que esta atividade de 2 μV representa? Será que esta

amplitude representa a atividade elétrica muscular ou o ruído gerado internamente pelos componentes eletrônicos do sistema de coleta?

Quanto à existência de atividade elétrica no músculo esquelético na posição de repouso, alguns autores como Manns et al. (1985) e Donigan et al. (1990) reportaram que há uma contração parcialmente constante dos músculos mastigatórios, porém Sgobbi de Faria e Bérzin (1998) observaram que o potencial de ação desses músculos foi mínimo ou ausente na posição de repouso. Neste contexto, gostaria de ressaltar que há necessidade de um maior número de estudos para esclarecer esta questão da atividade elétrica do músculo em repouso.

FORÇA

Segundo Nourbakhsh e Kukulka (2004) mudanças no comprimento muscular afetam a capacidade do músculo para geração de força bem como sua velocidade de contração. Para Pincivero et al. (2003), a geração do torque na articulação é considerada um resultado combinado da tensão produzida pelas contrações musculares, bem como o padrão de ativação daqueles músculos.

Com relação à força dos músculos extensores da perna, os resultados deste estudo, demonstraram que, independente da intensidade de contração (50% ou 100% da CIVM), a contração isométrica dos extensores da perna na posição alongada (flexão da perna a 105°) apresentou maior força do que aquele na posição encurtada (flexão da perna a 45°). Estes resultados estão de acordo com Guirro et al. (2001) os quais analisaram a força dos flexores da perna e observaram que esta foi maior quando os músculos estiveram na posição alongada (flexão da perna a

30°) do que na encurtada (flexão da perna a 120°). Desde 1955, Brewerton descreve que o torque do quadríceps diminui à medida que se aproxima da extensão total do joelho porque o aparelho extensor é mecanicamente menos eficiente nesta posição. Vários estudos demonstraram que à medida que a perna se estende, a força exercida pelo músculo quadríceps da coxa diminui gradativamente, sendo este fato, relacionado a fatores mecânicos, fisiológicos ou ambos (BEVILAQUA-GROSSO, 1998; SALZMAN et al., 1993; HAFFAGE et al., 1972).

Mais especificamente, a relação entre o ângulo articular e o torque isométrico pode ser devido a ativação regional seletiva de unidades motoras dentro de um músculo particular, ativação diferencial dos quatro músculos do quadríceps femoral, considerações biomecânicas, e/ou diferenças na sobreposição dos filamentos de actina e miosina (EBERSOLE et al., 1999; SUTER e HERZOG, 1997; WEIR et al., 1995; KULIG et al., 1984).

Bandy e Hanten (1993) avaliaram os efeitos do treinamento isométrico na atividade eletromiográfica e torque do quadríceps. Verificaram que na posição alongada (flexão do joelho a 90°) houve maior produção de torque do que na encurtada (30°). Neste mesmo contexto, Worrel et al. (1995) observaram diferença significativa em relação ao torque em todas as posições de flexão do joelho: 0, 45, 60 e 90°, explicada pela relação comprimento-tensão dos músculos.

Esta relação válida para contrações isométricas, determina que a tensão gerada por um músculo esquelético é função direta da superposição entre os filamentos de actina e miosina (LIEBER e BODINE-FOWLER, 1993). A curva apresenta 3 fases: uma ascendente, um platô e uma descendente. A fase descendente da curva representa o sarcômero demasiadamente alongado (+ de 3,5 μm), sendo atribuída ao fato de não haver interdigitação entre os filamentos de

actina e miosina. Na fase de platô, o comprimento do sarcômero varia de 2,0 a 2,2 μm . Neste intervalo, a força permanece constante, isso se deve ao fato da estrutura do sarcômero ocasionar uma sobreposição dos filamentos, sem resultar numa maior geração de força porque não existem conexões adicionais de pontes cruzadas nesta faixa de comprimento do sarcômero. A fase ascendente denota a condição onde a fibra muscular encontra-se encurtada e os filamentos de actina estão numa dupla sobreposição do sarcômero. Sendo assim, os filamentos de actina de um lado do sarcômero interferem na formação de pontes cruzadas sobre o outro lado do sarcômero, resultando numa diminuição da força.

Por fim, no presente estudo observa-se que a força gerada a 45° de flexão da perna foi 82,39 % daquela gerada a 105° , a 100% da CIVM. Esses resultados ratificam os encontrados por Arendt-Nielsen et al. (1992) os quais compararam a força gerada em diferentes comprimentos musculares, verificando que a força máxima desenvolvida numa flexão do joelho de 45° foi 64% daquela realizada em 90° , devido à força de contração reduzida em músculos encurtados. Ebersole et al. (1999) examinaram as respostas mecanomiográficas do reto da coxa, vasto medial e lateral durante incremento das contrações musculares isométricas (25, 50, 75 e 100% da CVM) em ângulos de flexão da perna de 25, 50 e 75° e observaram que para cada porcentagem da CIVM, o torque em 75° foi maior que a 50° e este maior que 25° .

Neste trabalho, o feedback visual recebido pela voluntária durante as contrações, difere da maioria dos trabalhos, uma vez que estes utilizam uma linha no monitor do computador e instruem a voluntária a mantê-la na horizontal, porém uma pequena oscilação nesta linha, pode corresponder à variação de mais de 1 Kg. No presente estudo, o *software* utilizado permite que a voluntária visualize o valor

numérico durante a execução do movimento, garantindo assim, uma menor variabilidade da força durante o período de coleta.

COMPARAÇÃO INTRAGRUPO

A entropia espectral é um novo método de análise e mensuração aplicada na análise do eletroencefalograma e em estados anestésicos por representar um descritor da variabilidade do sinal. Sabe-se que a energia se apresenta de várias formas: mecânica, calorífica, química, nuclear, etc, mas, todas são manifestações de uma mesma grandeza física. Sabe-se também, que o valor total da energia se conserva, enquanto ela se transforma de um tipo para o outro.

Por se tratar de um assunto pouco discutido na área de eletromiografia e por acreditarmos que, em parte, esses conceitos podem explicar os resultados obtidos no presente estudo, serão apresentadas a seguir, algumas definições de termos e teorias.

A definição de "ENTROPIA" corresponde a um macroestado proporcional ao número de microestados. Assim, sabe-se que a probabilidade de um macroestado ocorrer é dada pelo número de microestados que ele contém e pode ser definida como quantidade aditiva, ou seja, o campo de sensibilidade depende da integração de todas as áreas que o sinal está chegando. Isso significa que, se um sistema A tem entropia S_A e um sistema B tem entropia S_B , um sistema C (S_C), composto dos sistemas A e B, deve ter entropia $S_C = S_A + S_B$. Assim, probabilidades são quantidades multiplicativas (LEFF e REX, 1990).

Nesta linha, se o número de moléculas que participam de um evento for grande, o número de microestados correspondentes a um dado macroestado é enorme. Este número pode, também, ser utilizado como uma medida da desordem do sistema, ou seja, todo sistema natural, quando deixado livre, evolui para um estado de máxima desordem, correspondente a uma entropia máxima, e quanto mais organizado o sistema, menor é a sua entropia. A entropia em um sistema isolado nunca decresce, podendo apenas crescer ou permanecer constante.

Os sistemas moleculares biológicos reúnem, ao menos em princípio, as propriedades necessárias para perceber a ocorrência de flutuações e aproveitá-las de forma a gerar algum tipo de trabalho útil. Para Dennis (1986) um mecanismo desse tipo parece estar envolvido na conversão de energia química em trabalho mecânico pela actina-miosina no músculo.

A ciência busca constantemente re-avaliar seus métodos para obtenção de correlações quantitativas entre a estrutura molecular e a atividade de um sistema biológico e/ou propriedades funcionais e baseia-se em três hipóteses básicas. A primeira é que a estrutura de uma molécula no aspecto estérico deve conter as informações responsáveis por suas propriedades físicas, químicas ou biológicas. A segunda hipótese é que estas informações podem ser representadas de forma quantitativa por parâmetros numéricos para a atividade e/ou propriedade. Por fim, a possível correlação entre a estrutura molecular e a atividade/propriedade que se quer otimizar deve ser expressa em termos de relações matemáticas simples que permitam ao mesmo tempo fazer previsões da relação atividade/propriedade para sistemas análogos e, mais importante, permitam uma interpretação do processo químico-fisiológico.

Dentre as várias metodologias disponíveis para representação da estrutura molecular em termos de parâmetros numéricos, uma que merece destaque é a que procura representar uma molécula em termos de informações contidas em sua estrutura tridimensional, essencialmente aquelas relacionadas à conectividade que dá origem a relação estrutura/função molecular. Estes parâmetros são conhecidos de uma forma geral como índices topológicos (KIER e HALL, 1986).

O cálculo de uma série de descritores topológicos para um conjunto de moléculas é, do ponto de vista matemático, consideravelmente simples, contudo, pode tornar-se uma tarefa laboriosa se aplicada manualmente a um grande número de moléculas, principalmente quando estas possuem estrutura complexa.

A análise da estrutura molecular do ponto de vista da conectividade começa pela adoção de uma representação apropriada para esta estrutura. Esta representação é baseada no esqueleto de ação molecular, o qual inclui a rede de ligações químicas, os sistemas receptores e o número de estruturas participantes do processo. Tal representação é chamada de gráfico molecular. Este por sua vez é constituído de vértices, representados pelas ligações que contém informações estruturais as quais devem ser transformadas em um índice numérico que pode ser utilizado para representar e analisar a relação estrutura/função (DENNIS, 1986; RANDIC et al., 2003).

Estes índices devem contemplar principalmente os elementos que são variáveis na estrutura. O menor nível de informação estrutural em um gráfico molecular é simplesmente o número de vértices e o avanço natural é no sentido de desenvolver índices que incluam maior quantidade de informação estrutural. Neste sentido, Randic introduziu o conceito de grau de vértice, o qual, para um dado vértice, é definido como o número de interações com os vértices vizinhos (RANDIC

et al., 2003; GUTMAN et al., 2000). Observou também, que os valores numéricos obtidos para os índices de conectividade podem apresentar uma certa dispersão numérica devido ao valor individual de cada seqüência, de tal modo que, frente a um grande número de combinações, numa dada ordem, a resposta comporta-se como somatório.

Diante disso, quando um nervo penetra no músculo, à medida que se distancia do ponto motor, há uma maior ramificação, aumentando o número de interações, conseqüentemente há um aumento do valor numérico deste índice na extremidade do músculo. Estas constatações explicam parcialmente os resultados deste trabalho, uma vez que houve grande variabilidade da amplitude eletromiográfica ao longo do músculo, com as extremidades apresentando maior RMS (porção proximal para o músculo na posição encurtada e porção distal na alongada) e a região próxima, ou sobre o ponto motor, menor valor. Com base na teoria de Randic, possivelmente há uma amplificação da corrente nas extremidades do músculo, aumentando o RMS nestas regiões. Gutman et al. (2000) acrescentam ainda que a natureza das conexões é multifuncional envolvendo a estrutura tridimensional dos sistemas, a dimensão conformacional, a flexibilidade no número dos sítios ativos, o comportamento da molécula ligante e a interação molecular.

De acordo com vários autores (ZUNIGA et al., 1970; ROY et al., 1986; JENSEN et al., 1993; HOGREL et al., 1998; MASUDA et al., 1999; MERLETTI et al., 1999, 2001) não são todos os locais ao longo do músculo que dão estimativas confiáveis da amplitude e 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. Estes resultados corroboram com os atuais, onde foi verificada grande variabilidade do sinal

eletromiográfico ao longo do ventre do músculo reto da coxa, esta variação também depende do ângulo articular analisado, ou seja, quando o músculo esteve na posição alongada, a amplitude foi maior na porção distal e quando na posição encurtada, esta foi maior na porção proximal do mesmo. Entretanto, cabe-se destacar que, independente da intensidade de contração (50 e 100% da CIVM) e tipo de eletrodo utilizado (ativo e passivo), este padrão se manteve nos diferentes posicionamentos avaliados.

Poucos trabalhos na literatura avaliaram estas questões da 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 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.

Outro trabalho importante foi o de Farina et al. (2001) os quais avaliaram a influência da localização do eletrodo sobre a amplitude eletromiográfica e variáveis espectrais para sinais reais e simulados de diferentes músculos da coxa e perna, bem como investigaram o movimento relativo dos músculos sob eletrodos de registro quando há mudança do ângulo articular. Foram avaliados: o reto da coxa, vasto

lateral, vasto medial, bíceps femoral, semitendíneo, tibial anterior, gastrocnêmio (cabeça lateral e medial) por meio de contrações isométricas e em diferentes ângulos articulares. Seus resultados demonstraram que a amplitude apresenta valores mínimos e a frequência média ampla tendência positiva nas regiões correspondentes à ZI e ao tendão. Estes trabalhos estão de acordo com os nossos resultados, uma vez que o RMS sempre foi menor sobre ou próximo da ZI, porém a frequência mediana sofreu pouca variação ao longo do músculo. Este fato também é sustentado pelo trabalho de Rainoldi et al. (2004) que também demonstraram que a amplitude diminui próximo da zona de inervação e regiões tendinosas enquanto as variáveis espectrais aumentam.

É evidente que variações ocorrem para diferentes posições de eletrodos em virtude da situação anatômica complexa. Esta variabilidade ocorreu tanto para a amplitude quanto para variáveis espectrais, porém foi maior para amplitude do que para a frequência mediana. Neste sentido, Farina et al. (2001) salientam que a colocação precisa do eletrodo é crucial para obtenção de informação confiável do sinal eletromiográfico de superfície e reduzir origens de variabilidade. De acordo com diversos autores (HERMENS e FRERIKS, 1997; JENSEN et al., 1993; MERLETTI et al., 1993; MASUDA et al., 1999; MERLETTI et al., 1999, 2001), os eletrodos para a detecção do sinal eletromiográfico devem ser colocados entre a ZI e o tendão, porém, isto pode ser difícil em caso de múltiplas ZI ou para músculos pequenos.

A proposta de colocação de eletrodos entre a ZI e o tendão, sugerida pelos autores citados acima, deve ser admitida com ressalvas, visto que tanto a amplitude quanto a frequência mediana sofreram algum grau de variação quando da colocação dos eletrodos entre a ZI e o tendão (eletrodos D1, D2, P1 e P2). Esse fato é extremamente importante quando da coleta dos sinais eletromiográficos ao longo de

um período de treinamento, ou seja, da aplicação de teste e re-testes no mesmo grupo de indivíduos. Os resultados mostram que, a simples colocação dos eletrodos em locais diferentes, mesmo que sejam próximos, podem induzir a erros na análise dos resultados. Acredito que a ZI não seja um local inapropriado para a colocação do eletrodo, mesmo apresentando valores de RMS sempre menores, entretanto, sempre manteve o mesmo padrão independente do tipo de eletrodo (ativo ou passivo), intensidade de contração (50% ou 100% da CIVM) e comprimento muscular (45° ou 105° de flexão da perna). Outra justificativa para a colocação do eletrodo sobre a ZI é a possibilidade de reprodutibilidade do exame no re-teste, uma vez que ela pode ser facilmente identificada pela sensação de uma estimulação elétrica nervosa transcutânea, isto é, de forma não invasiva. Quanto à frequência mediana, esta sofreu menor variabilidade ao longo do músculo quando comparada ao RMS, não tendo portanto, tanto problema para a colocação do eletrodo.

No caso do pesquisador não aceitar a ZI como local preferencial para a colocação do eletrodo, sugiro então, que a mesma seja localizada e adote-se uma distância proporcional (seja para a porção proximal ou distal do músculo) ao comprimento do segmento que contém o músculo em análise, como adotado na metodologia do presente estudo. É acrescentado ainda, por alguns pesquisadores, que a colocação dos eletrodos deve manter relação com estruturas anatômicas (LIEB e PERRY, 1968; SODERBERG e COOK, 1983; HANTEN e SCHULTHIES, 1990), o que não melhora muito a fidedignidade da localização, uma vez que o tamanho dos membros, erro do experimentador, volume tecidual, etc., podem alterar essas medidas.

Há de se considerar ainda que quando há alteração do ângulo articular, a posição relativa dos eletrodos com a ZI muda (MERLETTI et al., 1993; RAINOLDI et

al., 2000). Neste ponto específico, a contração utilizada no presente estudo foi a isométrica, não havendo portanto alteração entre o posicionamento do eletrodo e a ZI. Além disso, todos os eletrodos foram retirados e colocados novamente quando da mudança do ângulo articular de 45° para 105° de flexão da perna ou vice-versa.

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 podem 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 e De LUCA, 1985) alterando a frequência do sinal eletromiográfico. Deste modo, os diferentes valores da frequência mediana, encontrados para os diferentes posicionamentos de eletrodos, poderiam estar associados às diferentes espessuras da dobra cutânea da coxa ao longo do ventre muscular.

Considerando a arquitetura muscular, o reto da coxa é um músculo biarticular que apresenta alta porcentagem de fibras tipo II (GARRET et al., 1984; JOHNSON et al., 1973). É tipicamente descrito como tendo estrutura bipenada, porém Hasselman et al. (1995) dissecando músculos de cadáveres, verificaram que as fibras musculares do reto da coxa têm uma arquitetura mais complexa do que uma simples estrutura bipenada comumente descrita. No terço proximal da unidade músculo-tendão, as fibras apresentam uma estrutura unipenada, já as fibras do tendão intramuscular originam-se em ambos os lados medial e lateral do tendão e inserem-se sobre o tendão distal criando uma estrutura bipenada.

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. Esta variabilidade é freqüentemente observada entre sítios dentro do músculo (ANDERSEN, 2003; LEXELL et al., 1983) e diferenças sistemáticas 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 (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.

Neste contexto, será que a variabilidade do sinal eletromiográfico ao longo do músculo foi decorrente de diferentes tipos de fibras sob os eletrodos? Para responder essa pergunta seria necessário a realização de biópsias musculares nos diferentes locais de captação dos sinais eletromiográficos, procedimento não proposto no presente estudo.

Tem sido demonstrado que fibras musculares de grande diâmetro (tipo IIb) possuem inerentemente maior número de canais dos íons Na^+ e K^+ e, deste modo, uma maior velocidade de condução do potencial de ação (GERDLE et al., 1997; KUPA et al., 1995). Neste contexto, aqueles músculos individuais que são compostos de uma grande porcentagem de fibras de grande diâmetro deveriam exibir concomitantemente maiores valores da freqüência mediana. Entretanto, esta influência da composição do tipo de fibra e/ou área da fibra com a freqüência média não está clara.

Correlações positivas entre a proporção de fibras tipo II e frequência média ou mediana têm sido relatadas para pequenas amostras de sujeitos para os músculos gastrocnêmio, vasto lateral e trapézio (MORITANI et al., 1985; GERDLE et al., 1988b, ELERT et al., 1992).

A velocidade de condução das fibras musculares é, de acordo com Basmajian e De Luca (1985), amplamente determinada pelo diâmetro da fibra muscular. Mais freqüentemente, os homens tem fibras tipo II marcadamente maiores do que fibras tipo I e nas mulheres o oposto as vezes é verdade ou a diferença entre as fibras tipo I e II é menor do que em homens (NYGAARD, 1981; SIMONEAU e BOUCHARD, 1989; FROESE e HOUSTON, 1985; GERDLE et al., 1988b; STALBERG et al., 1989). Mortimer et al. (1970) relataram que a velocidade de condução das fibras musculares no sóleo, com predominância tipo I foi menor do que no gastrocnêmio, com predominância tipo II.

Gerdle et al. (1997) investigaram a relação entre morfologia muscular 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 com flexão de 90°. Seus resultados indicaram que, em altos níveis de força, a área das fibras musculares tipo II, principalmente, determinam a frequência média registrada. Já em baixo nível de força, a proporção de fibras tipo I mostrou uma correlação negativa com a frequência média inicial. Resumindo, os autores afirmam existir uma relação força-dependente entre morfologia muscular e frequência média inicial.

Frente a estas questões, seria interessante avaliar, por meio de biópsias, as fibras destes diferentes locais onde os eletrodos foram posicionados, para determinar esta relação entre morfologia e eletromiografia. Outro fato a ser

considerado, é que não se pode determinar, através da eletromiografia de superfície, o tipo de fibra de um músculo como um todo, mas apenas do local restrito onde o sinal eletromiográfico foi coletado.

COMPARAÇÃO INTERGRUPOS

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 e CALDWELL, 1996).

A relação entre o eletromiograma e a força tem sido estudada por muitos pesquisadores (BASMAJIAN e De LUCA, 1985; PORTNEY e ROY, 2004; De LUCA, 1997; GUIRRO et al., 1998).

Lieb e Perry (1971), Monster (1979) e Zeynep et al. (1996) demonstraram existir uma relação linear direta entre a amplitude do sinal eletromiográfico e tensões musculares isométricas desde que o comprimento muscular não sofra alteração. Normalmente, a integrada do sinal e o RMS aumentam com o aumento na força de contração (BIGLAND e LIPPOLD, 1954), porém há discrepância quanto a forma desta relação. Algumas diferenças são provavelmente devido aos métodos utilizados, diferentes músculos estudados e diferentes níveis de fadiga. Cabe-se

destacar que, neste estudo, o tempo da contração isométrica foi de 5 segundos com intervalo de 1 minuto, com o objetivo de evitar o aparecimento da fadiga muscular.

Com o aumento da força de contração, ocorre um aumento no recrutamento das unidades motoras e aumento da frequência de disparo de cada uma delas, até que os potenciais individuais fossem somados e não mais reconhecidos (BASMAJIAN e De LUCA, 1985). 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, independente do tipo de eletrodo (ativo ou passivo), localização (P2, P1, M, D1 e D2) e ângulo articular analisado (45 ou 105°). 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. Verificaram que com o aumento da intensidade de contração, há um aumento da amplitude eletromiográfica.

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 à intensidade de contração, há um aumento no RMS (sendo 100>75>50>25% da CIVM).

Analisando indivíduos de ambos os sexos, Bilodeau et al. (2003) demonstraram que o RMS aumentou progressivamente com o aumento da força para os músculos vasto medial e lateral. Com relação aos valores absolutos,

contudo, houve um aumento mais pronunciado em homens do que em mulheres. 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, no que se refere a sua porção superficial, são ativados de maneira diferenciada através dos níveis de baixo para moderado do torque voluntário (ALKNER et al., 2002; PINCIVERO e COELHO, 2000).

Outras investigações também reportaram que aumentos no torque isométrico aumentam a amplitude do sinal eletromiográfico para os músculos superficiais do quadríceps femoral (ELORANTA, 1989; MATHESON et al., 1997; SUTER e HERZOG, 1997). Esta elevação até 100% da CVM, pode estar relacionada com a distribuição do tipo de fibra e/ou a interação entre o recrutamento de unidades motoras e padrão de estimulação (BASMAJIAN et al., 1992; LIEB e PERRY, 1971; SUTER e HERZOG, 1997).

Diversos autores demonstraram correlações entre RMS e força (BASMAJIAN e De LUCA, 1985; HAGBERG e HAGBERG, 1988; WOODS e BIGLAND-RITCHIE, 1983), sendo este aumento atribuído a dois mecanismos: o recrutamento de novas unidades motoras e aumento no padrão de estimulação. Correlações altamente positivas entre a amplitude eletromiográfica e torque foram verificadas por Gerdle et al. (1991) para os músculos reto da coxa ($r=0,97$), vasto medial ($r=0,97$) e lateral ($r=0,98$). As correlações foram marcadamente maiores entre amplitude e torque do que entre frequência e torque para os 3 músculos.

A frequência mediana é pouco explorada quando se analisa os resultados de trabalhos que relacionam a força com a atividade mioelétrica. Karlsson e Gerdle (2001) investigaram a correlação do RMS e 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. Avaliaram 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. Todos estes trabalhos estão de acordo com os resultados deste estudo, onde foram verificadas para a maioria dos grupos, correlações positivas significativas entre RMS e força e entre força e frequência mediana.

Quanto à relação da frequência mediana com intensidade de contração, para Pincivero et al. (2001) a literatura científica ainda não tem uma produção de achados absolutamente consistentes a respeito desta relação. É relatado que a frequência média aumenta (MORITANI e MURO, 1987; GERDLE et al., 1991, GERDLE e KARLSSON, 1994); é constante (KOMI e VIITASALO, 1976; KOMI e TESCH, 1979) ou aumenta somente durante os primeiros 20-25% da CVM (HAGBERG e HAGBERG, 1988; HAGBERG et al., 1988; GERDLE et al., 1993) ou diminui (KOMI e VIITASALO, 1976; WESTBURY e SHAUGHNESSY, 1987) com o aumento da força em estados não fatigados.

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 sexuais, tamanho e configuração do eletrodo, espessura da dobra cutânea e a técnica utilizada para obter a relação entre frequência e força (KARLSSON e GERDLE, 2001).

De acordo com nossos resultados, dependendo do comprimento muscular e do local onde o eletrodo é posicionado, há uma relação diferente entre força e frequência mediana. De modo geral, a frequência mediana não diferiu entre 50 e

100% da CIVM, ou seja, permaneceu constante, exceção feita para o eletrodo passivo com o músculo reto da coxa na posição alongada, onde os eletrodos M e D1 apresentaram a FM maior em 100% da CIVM do que a 50%. Já para o reto da coxa na posição encurtada, a frequência mediana foi maior a 50% do que a 100% da CIVM (para as posições P2 e P1 do eletrodo ativo e P1 do passivo).

Estas diferenças podem ser explicadas de diversas formas. Petrofsky e Lind (1980) demonstraram que não há nenhuma relação entre intensidade de contração e frequência média. Similarmente, Hagberg e Ericsson (1982) encontraram que a frequência média dos flexores do cotovelo aumentou somente em contrações com baixa intensidade e tornou-se independente da intensidade de contração acima de 30% da CIVM. Gerdle et al. (1988a) num estudo de 4 músculos do ombro verificou que a frequência média geralmente foi constante acima de 50-60% da CVM. Em outros estudos, estes mesmos autores, reportaram que a frequência média é independente da produção de força. Segundo Gerdle et al. (1997) nenhuma dependência direta da força foi encontrada para frequência média dos músculos vasto medial, lateral e reto da coxa entre 25 e 70% da CVM.

O aumento observado nas posições M e D1 com o aumento da intensidade de contração (eletrodo passivo com o músculo na posição alongada) pode ser interpretado como resultado do recrutamento de novas e maiores unidades motoras (CIONI et al., 1994; BILODEAU et al., 1990; HAGBERG e ERICSON, 1982; MORITANI e MURO, 1987), uma vez que a frequência média e mediana refletem a velocidade de condução média, e esta última é proporcional ao diâmetro médio da fibra muscular.

Como relatado anteriormente, a relação entre a intensidade de contração e a frequência do sinal eletromiográfico não está totalmente definida. Ao contrário dos

autores citados anteriormente, Broman et al. (1985) demonstraram um aumento significativo na freqüência média do tibial anterior em 8 homens saudáveis durante contração isométrica de 10 a 100% da CIVM; Cioni et al. (1994) observaram aumento significativo na freqüência média do tibial anterior de 10 a 100% da CVM em ambos os sexos (85Hz em 10% para 125Hz em 100%). Esta relação linear entre força e freqüência foi também observada para os músculos vasto medial, lateral e reto da coxa (BILODEAU et al., 2003).

Para o bíceps braquial, braquial, braquioradial e músculos mastigatórios, a freqüência aumenta com a força apenas em baixas intensidades de contração (HAGBERG E HAGBERG, 1988). Em contraste, Moritani e Muro (1987) relataram que a freqüência média do bíceps braquial foi dependente da força até pelo menos 80% da CVM.

Segundo Gerdle et al. (1991) o aumento no valor da freqüência média com a força, está significativamente associado com a variação no conteúdo do tipo de fibra dos diferentes sujeitos para um dado músculo. Sujeitos com alta porcentagem de fibras tipo II apresentam um aumento mais pronunciado na freqüência média com o aumento da força do que os sujeitos com menor porcentagem. Isto tem sido explicado por um recrutamento progressivo de fibras tipo II as quais, em virtude de terem um maior diâmetro do que fibras tipo I ou devido a propriedades eletrofisiológicas intrínsecas (SADOYAMA et al., 1988), deveriam ter uma maior velocidade de condução (MASUDA e De LUCA, 1991). Outros estudos (GERDLE et al., 1988b; MORITANI et al., 1985; WRETLING et al., 1987) provêm alguma evidência de que o procedimento do espectro de potência tem um potencial interessante na discriminação das características musculares como conteúdo de tipos de fibras de um músculo. Porém, cabe salientar que esta relação entre

variáveis eletromiográficas e tipo de fibra, não deve ser tomada para o músculo como um todo, mas apenas para a região localizada onde o eletrodo foi posicionado.

Há de se considerar ainda que a relação da frequência com a força pode estar amplamente relacionada com o músculo em questão (CIONI et al., 1994). O aumento gradual da força de contração estática é regulado por 2 mecanismos: o recrutamento e a frequência de estimulação. Existe um recrutamento ordenado das unidades motoras sob diferentes condições (GERDLE et al., 1991). Deste modo, as fibras tipo I serão recrutadas primeiro, seguidas pelas fibras tipo IIA e no maior nível de produção de força as fibras tipo IIB, assim a velocidade de condução muscular média aumentará quando o nível de força é aumentado, uma vez que a frequência média e mediana do espectro de potência são linearmente relacionadas com a velocidade de condução (STULEN e De LUCA, 1981), seus valores também aumentarão. Tem sido proposto que este recrutamento segue o princípio do tamanho, isto é, que o tamanho do neurônio motor determinará a ordem e esta sugestão tem sido suportada por Edstrom e Grimby (1986).

Contudo, o nível para o qual o recrutamento ocorre difere entre os músculos, com músculos pequenos sendo recrutados dentro de períodos mais curtos (0-50% CVM) do que músculos maiores (0-90% CVM) (De LUCA et al., 1982). Diferenças no nível da CVM na qual o recrutamento ocorre poderia ser um possível fator para os diferentes resultados na relação força (torque) e frequência média encontrados no presente estudo e os relatados na literatura, tanto para os extensores do joelho (HERMENS et al., 1984) como para outros músculos (BROMAN et al., 1985; MORITANI e MURO, 1987; GERDLE et al., 1988a).

Um outro fator que pode influenciar significativamente a relação da frequência com o aumento da força e deve portanto ser controlado é a espessura da dobra

cutânea. Bilodeau et al. (1995) investigaram, em ambos os sexos, as mudanças específicas que ocorrem no espectro de potência quando a força de contração é aumentada progressivamente (0 a 100% da CVM). A frequência média do tríceps braquial diminuiu significativamente através do aumento da intensidade de contração para o grupo feminino ($p < 0,05$), mas não para o masculino onde os valores permaneceram relativamente constantes. Segundo estes autores, este fato pode ser explicado pela espessura da dobra cutânea, onde pessoas com uma dobra cutânea espessa sobre o músculo apresentam uma perda de potência na região de alta frequência do espectro quando a força é aumentada. Deste modo, a forma do espectro muda através dos níveis de força. Em contraste, para sujeitos com dobra cutânea delgada, nenhuma mudança na forma geral do espectro é observada. Estes resultados corroboram com os atuais, onde foi verificado que para o músculo na posição encurtada (45°), os eletrodos colocados sobre a porção proximal do reto da coxa (P2 e P1), apresentaram uma diminuição da frequência mediana quando a intensidade de contração foi aumentada. Ainda com base nos nossos resultados, este fato pode estar associado à maior espessura da dobra cutânea presente na porção proximal (P2, P1) comparada à distal (D1, D2).

Outros autores também demonstraram que a espessura da dobra cutânea atenua altas frequências no sinal (PINCIVERO et al., 2000, 2001). A diminuição da frequência média 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.

Estas divergências nos estudos apontam para a necessidade de estudos futuros com informações detalhadas com respeito ao tipo e intensidade da

contração, espessura do tecido adiposo, tipagem das fibras musculares e ângulo articular, etc.

COMPARAÇÃO ENTRE OS COMPRIMENTOS MUSCULARES

Comparando o mesmo posicionamento do eletrodo entre o músculo alongado e encurtado, verificou-se que o RMS do sinal eletromiográfico a 50% da CIVM foi maior para o músculo na posição encurtada (45°) do que na alongada (105°). Já em 100% da CIVM, o músculo alongado apresentou maior RMS do que o encurtado, para todos os posicionamentos de eletrodos avaliados.

Nossos resultados a 50% da CIVM, estão de acordo com o trabalho de Nourbakhsh e Kukulka (2004) os quais avaliaram os efeitos do comprimento muscular sobre atividade eletromiográfica do tríceps sural em baixas intensidades de contração (10-40% da CIVM) e verificaram que a atividade elétrica aumentou quando o comprimento muscular diminuiu. O mesmo padrão foi observado por Andriacchi et al. (1984) que relataram maior atividade do músculo reto da coxa a 10° de flexão do joelho quando comparada com 20 e 40°.

Analisando a atividade eletromiográfica do vasto lateral longo (VLL), vasto lateral obliquo (VLO), vasto medial obliquo (VMO) em diferentes ângulos articulares do joelho (15, 50 e 90°), Bevilaqua-Grosso (1998) verificou que em 100% da CIVM a maior atividade do VMO foi nos últimos graus de extensão, fato explicado pela desvantagem mecânica do quadríceps nos últimos graus de extensão, uma vez que aumenta a ação da gravidade demandando maior ativação muscular (VAN EIJDEN

et al., 1987). Estes dados não estão de acordo com o presente estudo, uma vez que em 100% da CIVM, o músculo na posição alongada (105°) apresentou maior atividade do que na encurtada (45°). Porém, vale considerar que, o músculo bem como os ângulos articulares analisados não são os mesmos, podendo, portanto, estes fatores estarem associados a uma resposta diferenciada.

Salzman et al. (1993) determinaram a contribuição relativa do reto da coxa e dos 4 vastos (medial oblíquo, medial longo, lateral e intermédio) na extensão do joelho durante uma contração isométrica máxima em ângulos pré-determinados do joelho (15 ou 60°) e quadril (0° , 40 ou 80°). Seus resultados demonstraram que a maior atividade eletromiográfica para cada um dos cinco músculos foi registrada em 40° de flexão do quadril e 15° de flexão do joelho. Isto foi significativamente maior (25%) do que a menor atividade média de ocorreu com 0° de flexão do quadril e 60° de flexão do joelho. Houve contudo uma tendência para atividade registrada em 15° de flexão do joelho ser maior do que a registrada em 60° .

CERNY (1995) avaliou a contração isométrica em cadeia cinética aberta com joelho em flexão de 15 , 45 e 60° . Os músculos VMO e VL apresentaram maior atividade a 15° do que a 60° devido a uma demanda mecânica aumentada nos últimos graus em decorrência de fatores como: aumento do braço de alavanca do quadríceps e da gravidade, além da diminuição do comprimento muscular.

Neste sentido, considera-se que a intensidade de contração bem como o músculo analisado, podem interferir no RMS quando se comparam diferentes comprimentos.

No que se refere ao comportamento da frequência mediana nos diferentes comprimentos musculares, de acordo com os resultados obtidos neste estudo, independente do tipo de eletrodo (passivo ou ativo) e posicionamento (P2, P1, M, D1

e D2), o músculo encurtado (45° de flexão da perna) apresentou maior valor do que o alongado (105 ° de flexão da perna) tanto em 50% quanto em 100% da CIVM. Os resultados estão de acordo com outros autores como Bazy et al. (1986) e Inbar et al. (1987) que também demonstraram que o músculo alongado tem menor frequência média do que o encurtado.

Arendt-Nielsen et al. (1992) avaliaram a velocidade de condução da fibra muscular (VCFM), frequência média e amplitude do sinal eletromiográfico do vasto lateral de 10 homens durante contrações voluntárias em diferentes comprimentos musculares. Verificaram que a VCFM diminuiu significativamente por aproximadamente 1m/seg quando o ângulo do joelho foi modificado da extensão completa para 90° de flexão.

Para um músculo que está encurtado, esta velocidade de contração deve aumentar, desse modo requerendo um aumento concomitante no padrão de estimulação para a produção de uma dada quantidade de força. Esta relação está bem estabelecida em animais (RACK e WESTBURY, 1969) e em humanos (TAX et al., 1989; ANDREW, 1985). Em condições isométricas, um maior padrão de estimulação foi observado quando o tibial anterior esteve numa posição encurtada x alongada (VANDER LINDEN et al., 1991).

Avaliando o sóleo e gastrocnêmio lateral, Nourbakhsh e Kukulka (2004) verificaram um aumento significativo no padrão de estimulação (frequência) quando o comprimento muscular diminuiu. Outros trabalhos também demonstraram tal afirmação, como Andrew (1985) que encontrou, para uma dada quantidade de força, que os padrões de estimulação no adutor mínimo foram maiores durante contração muscular de encurtamento do que de alongamento. Vander Lindem et al. (1991) relataram mudança no padrão de estimulação após mudanças no comprimento

muscular do tibial anterior. Eles mostraram uma diminuição na frequência quando o tornozelo foi movido de 20° de dorsiflexão para posição neutra.

Existe a possibilidade de que, como para fibras nervosas (RUSHTON, 1951), para cada tipo de fibra muscular (I ou II) o diâmetro determinar a velocidade de condução e desse modo o espectro de frequência. De acordo com Haksansson (1957) no músculo alongado o diâmetro provavelmente diminui e a VC ao longo das fibras muda. Esta sugestão é pelo menos parcialmente suportada por estudos concernindo a influencia da mudança do comprimento sobre a velocidade de condução ou frequência do sinal eletromiográfico. Estes estudos têm demonstrado que em músculo alongado (menor diâmetro), a velocidade de condução (ou frequência do sinal) é menor do que num músculo com menor comprimento (maior diâmetro) (BAZZY et al., 1986; INBAR et al., 1987).

Os modelos condutores sugerem que a VCFM aumenta pela raiz quadrada do raio das fibras, porém os mecanismos bioquímicos relacionados a esta razão não são conhecidos. A medida da circunferência muscular total pode ser considerada como uma estimativa indireta do diâmetro médio da fibra. Alguns trabalhos (STALBERG, 1966; KERESHI et al., 1983; BROMAN et al., 1985) tem encontrado uma correlação positiva entre VCFM e circunferência do membro contudo outros autores não encontraram (NISHIZONO et al., 1979).

Teoricamente e experimentalmente tem sido observado que a velocidade de condução da fibra muscular aumenta quando o diâmetro aumenta (KATZ, 1974; KOSSEV et al., 1992). Também tem sido demonstrado que os motoneurônios aumentam seu padrão de estimulação em músculos encurtados (GANDEVIA e McKENZIE, 1988).

Considerando ainda a frequência de estimulação, Buchthal et al. (1955) sugeriram que a resistência do volume extracelular tem um importante papel na velocidade de condução e que um aumento no comprimento muscular deve aumentar a resistência e reduzir a velocidade de condução.

De acordo com os resultados obtidos, tanto intra quanto intergrupos, pode-se verificar que o sinal eletromiográfico é dependente do posicionamento dos eletrodos, dos comprimentos musculares e intensidades de contração. Em estudo recente apresentado no Congresso Internacional de Eletrofisiologia, Guirro et al. (2004) analisaram os efeitos de diferentes posicionamentos de eletrodos de superfície ativos sobre o reto da coxa na posição alongada (105° de flexão da perna) por meio de uma contração isométrica voluntária máxima dos extensores da perna. Os resultados foram semelhantes aos atuais, ou seja, os parâmetros eletromiográficos variaram ao longo do músculo. Contudo, o equipamento utilizado, bem como os parâmetros de aquisição (frequência de amostragem (FA) de 1000 Hz e filtro passa banda de 10-500Hz), foram diferentes do estudo atual (FA: 2000 Hz, filtro passa banda de 20-1000Hz).

Cabe destacar que o presente estudo apresenta maior quantidade de variáveis analisadas, como diferentes intensidades de contração (50 e 100% da CIVM), tipos de eletrodos (ativos e passivos) e ângulos articulares (45° e 105° de flexão da perna). Os resultados encontrados são de extrema importância, tanto para fisioterapeutas, como para qualquer profissional que trabalha com eletromiografia de superfície, uma vez que o posicionamento inadequado do eletrodo traz grandes repercussões sobre os resultados, muitas vezes conduzindo a interpretações equivocadas, não condizentes às modificações fisiológicas do músculo esquelético.

CONCLUSÕES

De acordo com os resultados deste estudo, pode-se concluir que:

- A força isométrica dos extensores da perna, tanto em 50% quanto em 100% da CIVM, foi maior na posição alongada (105° de flexão da perna) do que na encurtada (45° de flexão da perna);
- A espessura da dobra cutânea parece influenciar as características do sinal eletromiográfico e deve ser cuidadosamente controlada. A dobra cutânea da coxa das voluntárias foi maior na porção proximal da coxa (P2 e P1) e menor na distal (D1 e D2).
- Observou-se correlações positivas significativas entre força e RMS e entre força e frequência mediana;
- A colocação do eletrodo de superfície é de extrema importância, especialmente quando o experimento inclui teste e re-teste, uma vez que pequenas variações deste posicionamento conduzem a certa variabilidade dos parâmetros eletromiográficos.
- A colocação do eletrodo sobre o ponto motor é adequada em contrações isométricas, mesmo apresentando menor amplitude do que as demais regiões, isto garante maior reprodutibilidade, pois este é facilmente localizado com auxílio de estímulo elétrico transcutâneo.
- O eletrodo de superfície deve ser colocado com o segmento na posição de teste, devendo ser reposicionado após alterações do ângulo articular;

Comparação Intragrupo:

- As variáveis eletromiográficas sofrem certo grau de variação ao longo do ventre muscular, com o RMS apresentando maior variabilidade do que a frequência mediana;
- Há um aumento do RMS nas extremidades do músculo independente da intensidade de contração (50% ou 100% da CIVM). Para o músculo reto da coxa na posição alongada (105° de flexão da perna), o RMS foi maior na porção distal; na posição encurtada (45° de flexão da perna), a porção proximal apresentou maior valor;
- A região sobre ou próxima do ponto motor apresenta menor amplitude eletromiográfica;
- A FM apresentou pequena variabilidade e não possui distribuição característica ao longo do músculo para diferentes tipos de eletrodos (ativos e passivos), ângulos articulares (45° e 105° de flexão da perna) e intensidades de contração (50% e 100% da CIVM).

Comparação Intergrupos:

- Quando se aumenta a intensidade de contração (de 50% para 100% da CIVM), há uma elevação da amplitude do sinal eletromiográfico, este padrão ocorre independente da localização (P2, P1, M, D1 e D2), do tipo de eletrodo utilizado (ativo ou passivo) e ângulo articular analisado (45° ou 105° de flexão da perna);
- A frequência mediana não apresenta comportamento característico quando se aumenta a intensidade de contração, ou seja, dependendo de onde o eletrodo está posicionado, ela pode aumentar, diminuir ou permanecer constante;

Comprimentos musculares:

- Em 50% da CIVM, o músculo reto da coxa na posição encurtada (45° de flexão da perna) apresentou maior atividade eletromiográfica do que na posição alongada (105° de flexão da perna). Já em 100% da CIVM, há uma inversão, com o músculo alongado apresentado maior RMS que o encurtado, este padrão ocorreu tanto para eletrodo de superfície ativo quanto passivo;
- A frequência mediana foi maior para o músculo na posição encurtada (45° de flexão da perna), independente da intensidade de contração (50% ou 100% da CIVM), localização (P2, P1, M, D1 e D2) e tipo de eletrodo (ativo ou passivo);

7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS¹

- ACIERNO, S.P.; BARATTA, R.V.; SOLOMONOW, M. A practical guide to electromyography for biomechanists. Louisiana State University, 1995.
- ADAMS, R.D.; DENNY-BROWN, D.; PEARSON, C.M. Diseases of muscle. Ed. 2, New York, Hoeber, 1962.
- ALKNER, B.A.; TESCH, P.A.; BERG, H.E. Quadriceps EMG/force relationship in knee extension and leg press. **Med Sci Sports Exerc**, v.32, n.3, p. 459-463, 2002.
- ANDERSEN, J.L. Muscle fibre type adaptation in the elderly human muscle. **Scand J Med Sci Sports**, v.13, p. 40-47, 2003.
- ANDREW, P.D. Motor unit activity under low tension as muscle change length. **J Phys Med**, v.64, n.5, p.235-254, 1985.
- ANDRIACCHI, T.P. et al. A study of factors influencing muscle activity about the knee joint. **J Orthop Res**, v.1, p.266-275, 1984.
- ARAUJO, R.C.; SÁ, M.R.; AMADIO, A.C. Estudo sobre as técnicas de colocação de eletrodos para eletromiografia de superfície em músculos do membro inferior. **Anais do VI congresso brasileiro de biomecânica**, Brasília, 1995. p. 244-250.
- ARAUJO, R.C.; DUARTE, M.; AMADIO, A.C. Estudo sobre a variabilidade do sinal eletromiográfico intra e inter indivíduos durante contração isométrica. **Anais do VII Congresso Brasileiro de biomecânica**, 1996. p. 128-134.
- ARENDT-NIELSEN, L.; GANTCHEV, N.; SINKJAER, T. The influence of muscle length on muscle fibre conduction velocity and development of muscle fatigue. **Electroencephalogr Clin Neurophysiol**, v.85, p.166-172, 1992.
- BANDY, W.D.; HANTEN, W.P. Changes in torque and electromyographic activity of the quadriceps femoris muscles following. **Phys Ther**, v.73, n.7, p.455-467, 1993.

¹ Elaborada de acordo com as normas da ABNT2002

- BASMAJIAN, J.V.; De LUCA, C.J. **Muscle alive: their function revealed by electromyography**. 5th edn. Williams & Wilkins, Baltimore, 1985.
- BASMAJIAN, J.V.; HARDEN, T.P.; REGENOS, E.M. Integrated actions of the four heads of quadriceps femoris: an electromyographic study. **Anat Rec**, v.172, p.15-20, 1992.
- BASMAJIAN, J.V. Electrodes and electrode connectors. In: Desmedt JE, ed. *New Developments in electromyography and clinical neurophysiology*. New York, NY: S Karger Publishers Inc, 1973, p. 502-510.
- BASMAJIAN, J.V.; STECKO, G.A. A new bipolar indwelling electrode for electromyography. **J Appl Physiol**, v.17, p-849, 1962.
- BAZZY, A.R.; KPRTEN, J.B.; HADDAD, G.G. Increase in electromyogram low-frequency power in non-fatigued contracting skeletal muscle. **J Appl Physiol**, v.61, p.1012-1017, 1986.
- BENEDETTI, M. Muscle activation intervals and EMG envelop in clinical gait analysis. **IEEE Eng Med Biol Mag.**, v.20, n.6, p. 33-4, 2001.
- BERG, H.E.; LARSSON, L.; TESCH, P.A. Lower limb skeletal muscle function after 6 wk of bed rest. **J Appl Physiol.**, v.82, n.1, p.182-188, 1997.
- BEVILAQUA-GROSSO, D. **Análise funcional dos estabilizadores da patela – estudo eletromiográfico**. Piracicaba, 1998, 113 p. Tese (Doutorado – Área de Anatomia) – Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.
- BIGLAND-RITCHIE, B.; LIPPOLD, O.C.J. The relations between force, velocity and integrated electrical activity in human muscles. **J Physiol (Lond)**, v.123, p.214-224, 1954.
- BIGLAND-RITCHIE, B.; DONOVAN, E.; ROUSSOS, C. Conduction velocity and EMG power spectrum changes in fatigue of sustained maximal efforts. **J Appl Physiol.**, v.51, p.1300-1305, 1981.
- BILODEAU, M. et al. EMG frequency changes with increasing force and during fatigue in the quadriceps femoris muscle of men and women. **J Electromyogr and Kinesiology**, v.13, p.83-92, 2003.

- BILODEAU, M.; CINCERA, M.; GERVAIS, S.; ARSENAULT, B.; GRAVEL, D.; LEPAGE, Y.; McKINLEY, P. Changes in the electromyographic spectrum power distribution caused by a progressive increase in the force level. **Eur J. Appl. Physiol**, v.71, p.113-123, 1995.
- BILODEAU, M. et al. The influence of an increase in the level of force on the EMG power spectrum of elbow extensors. **Eur J Appl Physiol**, v.61, p.461-466, 1990.
- BLOCK, J.H.; STEGEMAN, D.F. Simulated bipolar SEMG characteristics. In: Hermens HJ, Frericks B, editors. SENIAM 5: The state of the art on sensors and sensor placement procedures for surface electromyography: a proposal for sensor placement procedures, ISBN 90-75452-09-8, 1997: 60-70.
- BREWERTON, D.A. The function of the vastus medialis muscle. **Ann Phys Med**, v.2, p.164-168, 1955.
- BROMAN, H.; BILOTTO, G.; De LUCA, C.J. Myoelectric signal conduction velocity and spectral parameter: influence of force and time. **J Appl Physiol**, v.58, p.1428-1437, 1985.
- BUCHTHAL, F.; GULD, C.; ROSENFALCK, A. Innervation zone and propagation velocity in human muscle. **Acta Physiol Scand**, v.35, p.174-190, 1955.
- CASALE, R. et al. Can continuous physical training counteract aging effect on myoelectric fatigue? A surface electromyography study application. **Arch Phys Med Rehabil**, v.84, n.4, p.513-517, 2003.
- CERNY, K. Vastus medialis oblique/vastus lateralis muscle activity ratios for selected exercises in person with and without patellofemoral pain syndrome. **Phys Ther**, v.75, n.8, p.672-683, 1995.
- CESARELLI, M.; BIFULCO, P.; BRACALE, M. Quadriceps muscle activation in anterior knee pain during isokinetic exercise. **Med Eng Phys**, v.21, p.469-478, 1999.
- CIONI, R. et al. Sex differences in surface EMG interference pattern power spectrum. **J Appl Physiol**, v.77, p.2163-2168, 1994.

- CLANCY, E.A.; MORIN, E.L.; MERLETTI, R. Sampling, noise-reduction and amplitude estimation issues in surface electromyography. **J Electromyogr and Kinesiology**, v.12, p.1-16, 2002.
- DAVIS, B.L.; VAUGHN, C.L. Phasic behavior of EMG signals during gait: use of multivariate statistics. **J Electromyogr and Kinesiology**, v.3, p. 51-60, 1993.
- De FATTA, D.J.; LUCAS, J.G.; HODGKISS, S.W. Digital signal processing: A System Design Approach. New York, John Wiley & Sons, 1988.
- De LUCA, C.J. The use of surface electromyography in biomechanics. **J Appl Biomech**, v. 13, p. 135-63, 1997.
- De LUCA, C.J. Use of the surface EMG signal for performance evaluation of back muscles. **Muscle & Nerve**, v.16, n.2, p.210-216, 1993.
- De LUCA, C.J. Myoelectric manifestations of localized muscular fatigue in humans. **Crit Rev Biomed Eng**, p.251-279, 1984.
- De LUCA, C.J. et al. Control scheme governing concurrently active human motor units during voluntary contractions. **J Physiol**, v.3289, p.129-142, 1982.
- DENNIS, R.H. Predicting chemistry from topology. **Scientific American**, p. 36-43, 1986.
- DONIGAN, S.J. et al. An electromyographic study of aspects of deprogramming of human jaw muscles. **J Oral Rehabil**, v.17, 509, 1990.
- DRAPER, V.; BALLARD, L. Electrical stimulation versus electromyographic biofeedback in the recovery of quadriceps femoris muscle function following anterior cruciate ligament surgery. **Phys Ther**, v.71, p.455-464, 1991.
- DRAPER, V. Electromyographic biofeedback and recovery of quadriceps femoris muscle function following anterior cruciate ligament reconstruction. **Phys Ther**, v.70, p.11-17, 1990.
- EBERSOLE, K.T.; HOUSH, T.J.; JOHNSON, G.O.; EVETOVICH, T.K.; SMITH, D.B.; PERRY, S.R. MMG and EMG responses of the superficial quadriceps femoris muscles. **J Electromyogr and Kinesiology**, v.9, p. 219-227, 1999.

- EDSTRÖM, L.; GRIMBY, L. Effect of exercise on the motor unit. **Muscle & Nerve**, v.9, p.104-126, 1986.
- ELDER, G.C.B.; BRADBURY, K.; ROBERTS, R. Variability of fiber type distributions within human muscles. **J Appl Physiol: Respir Environ Exercise Physiol**, v.53, p.1473-1480, 1982.
- ELERT, J. et al. Muscle performance electromyography and fibre type composition in fibromyalgia and work-related myalgia. **Scand J Rheumatol**, v.21, p.29-34, 1992.
- ELORANTA, V. Coordination of the thigh muscles in static leg extension. **Electromyogr Clin Neurophysiol**, v.29, p. 227-233, 1989.
- FARINA, D. et al. Effect of joint angle on EMG variables in leg and thigh muscles. **IEEE Eng Med Biol Mag.**, v.20, n.6, p.62-71, 2001.
- FINSTERER, J. EMG Interference pattern analysis. **J Electromyogr and Kinesiology**, v.11, p.231-246, 2001.
- FRERIKS, B.; HERMENS, H.J. SENIAM 9: European recommendations for surface electromyography, ISBN: 90-75452-14-4 (CD-rom). Roessingh Research and Development bv, 1999.
- FROESE, E.A.; HOUSTON, M.E. Torque velocity characteristics and muscle fiber type in human vastus lateralis. **J Appl Physiol**, v.59, n.2, p.309-314, 1985.
- FUGLSANG-FREDERIKSEN, A. The utility of interference pattern analysis. **Muscle & Nerve**, v.23, p.18-36, 2000.
- FUGLSANG-FREDERIKSEN, A.; DAHL, K.; LOMONACO, M. Electrical muscle activity during a gradual increase in force in patients with neuromuscular diseases. **Electroencephalogr Clin Neurophysiol.**, v.57, p.320-329, 1984.
- GANDEVIA, S.C.; MCKENZIE, D.K. Activation of human muscles at short muscle lengths during maximal static efforts. **J Physiol (Lond)**, v.407, p. 599-613, 1988.

GARRET, W.E.; CALIFF, J.C.; BASSETT, F.H. Histochemical correlates of hamstring injuries. **Am J Sports Med**, v.12, p.98-103, 1984.

GERDLE, B.; ERIKSSON, N.E.; HAGBERG, C. Changes in the surface electromyogram during increasing isometric shoulder forward flexions. **Eur J Appl Physiol**, v.57, p.404-408, 1988a.

GERDLE, B.; WRETLING, M.L.; HENRIKSSON-LARSÉN, K. Do the fiber type proportion and the angular velocity influence the mean power frequency of the electromyogram? **Acta Physiol Scand**, v.134, p.341-346, 1988b.

GERDLE, B.; HENRIKSSON-LARSÉN, K.; LORENTZON, R.; WRETLING, M.L. Dependence of the mean power frequency of the electromyogram on muscle force and fibre type. **Acta Physiol Scand**, v.142, p.457-465, 1991.

GERDLE, B.; EDSTRÖM, M.; RAHM, M. Fatigue in the shoulder muscles during static work at two different force levels. **Clin Physiol**, v.13, p.469-482, 1993.

GERDLE, B.; KARLSSON, S. The mean frequency of the EMG of the knee extensors is torque dependent both in the unfatigued and the fatigued states. **Clin Physiol**, v.14, p.419-32, 1994.

GERDLE, B.; KARLSSON, S.; CRENSHAW, A.G.; FRIDÉN, J. The relationships between EMG and muscle morphology throughout sustained static knee extension at two submaximal force levels. **Acta Physiol Scand**, v.160, p. 341-351, 1997.

GHEZ, C. Muscle: Effectors of the motor system. In: KANDELL, E.R.; SCHWARTZ, J.H.; JESSEL, T.M. **Principles of Neural Science**. Apleton & Lange, 3rd ed, 1991, 548-563.

GRAY, H. The anatomy of the human body. Philadelphia, Lea & Febiger, 1966.

GUIRRO, R.R.J.; BEVILAQUA-GROSSO, D.; MOLINA, D.; SILVA, R.K.; MONTEBELO, M.I.L.; 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.

- GUIRRO, R.R.J.; SERRÃO, F.V.; MAGDALON, E.C.; MARDEGAN, M.F.B. Alterações do sinal mioelétrico decorrentes do alongamento muscular. In: IX Congresso Brasileiro de Biomecânica, p.245-250, 2001.
- GUIRRO, R.R.J. et al. Spectral analysis of electromyographic signal in different position of electrodes. In: XV Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology, 2004.
- GUTMAN, I.I.; ARAUJO, O.; MORALES, D.A. Bounds for the Randić connectivity index. **J Chem Inf Comput Sci.**, v.40, n.3, p.593-598, 2000.
- HAFFAJEE, D.; MORITZ, V.; SUANTESSONG, G. Isometric knee extension strength as a function angle muscle length and motor unit activity. **Acta Orthop Scand**, v.43, p.138-147, 1972.
- HAGBERG, M.; ERICSON, B.E. Myoelectric power spectrum dependence on muscular contraction level of elbow flexors. **Eur J Appl Physiol**, v.48, p.147-156, 1982.
- 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**, v.58, p.641-5, 1988.
- HAGBERG, J.M. et al. Metabolic responses to exercise in young and older athletes and sedentary men. **J Appl Physiol**, v.65, n.2, p.900-908, 1988.
- HAKANSSON, C.H. Action potential and mechanical response of isolated cross striated frog muscle fibers at different degrees of stretch. **Acta Physiol Scand**, v.39, p.199-216, 1957.
- HAMMER, W.L. O joelho e a perna. In: HAMMER, W.L. **Exame funcional dos tecidos moles e tratamento por métodos manuais – Novas perspectivas**. 2ª ed. Guanabara Koogan: Rio de Janeiro, 2003. p.218-281.
- HANTEN, W.P.; SCHULTHIES, S.S. Exercise effect on electromyographic activity of the vastus medialis oblique and vastus lateralis muscles. **Phys Ther**, v.70, n.9, p.561-565, 1990.

- HASSELMAN, C.T.; BEST, T.M.; HUGHES, C.; MARTINEZ, S.; GARRET JR, W.E. An explanation for various rectus femoris strain injuries using previously undescribed muscle architecture. **Am J Sports Med**, v.23, n.4, p.493-499, 1995.
- HERMENS, H.J.; BOON, K.L.; ZILVOLD, G. The clinical use of surface EMG. **Electromyogr Clin Neurophysiol**, v. 24, n.4, p.243-265, 1984.
- HERMENS, H.J. et al. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. **J. Electromyogr and kinesiology**, v.10, p. 361-374, 2000.
- HERMENS, H.J. et al. SENIAM: European recommendations for surface electromyography. Roessingh Research and development, 1999.
- HERMENS, H.J.; FRERIKS, B. The State of the art on sensors and sensor placement procedures for surface electromyography. Deliverable 5 of the SENIAM: European Concerted Action. Enschede, The Netherlands: Roessingh Research and development, 1997.
- HEWSON, D.J. et al. Evolution in impedance at the electrode-skin interface of two types of surface EMG electrodes during long-term recordings. **J Electromyogr and Kinesiology**, v.13, p.273-279, 2003.
- HOGREL, J.Y.; DUCHÊNE, J.; MARINI, J.F. Variability of some SEMG parameter estimates with electrode location. **J Electromyogr and kinesiology**, v.8, p.305-315, 1998.
- HUNG, Y.J.; GROSS, M.T. Effect of foot position on electromyographic activity of the vastus medialis oblique and vastus lateralis during lower-extremity weight-bearing activities. **J. Orthop Sports Phys Ther**, v.29, p. 93-102, 1999.
- INBAR, G.F.; ALLIN, J.; KRANZ, H. Surface EMG spectral changes with muscle length. **Med Biol Eng Comput**, v.25, p.683-689, 1987.
- JENSEN, C.; VASSELJEN, O.; WESTGAARD, R. H. The influence of electrode position on bipolar surface electromyogram recordings of the upper trapezius muscle. **Eur J Appl Physiol**, v.67, p.266-273, 1993.
- JOHNSON, M.A. et al. Data on the distribution of fibre types in thirty-six human muscle: An autopsy study. **J Neurol Sci**, v.18, p.111-129, 1973.

KAMEN, G.; CALDWELL, G.E. Physiology and interpretation of the electromyogram. **J Clin Neurophysiol**, v.13, p.366-384, 1996.

KARLSSON, S.; GERDLE, B. Mean Frequency and signal amplitude of the surface EMG of the quadriceps muscles increase with increasing torque – a study using the continuous wavelet transform. **J Electromyogr and Kinesiology**, v.11; p.131-140, 2001.

KATZ, B. The effect of electrolyte deficiency on the rate of conduction in single nerve fibre. **J Physiol** (Lond), v.106, p.411-417, 1974.

KENDALL, F.P.; McCREARY, E.K.; PROVANCE, P.G. **Músculos, provas e funções**. 4ª Ed, São Paulo: Editora Manole, 1995, p.215.

KERESHI, S.; MANZANO, G.; McCOMAS, A.J. Impulse conduction velocities in human biceps brachii muscle. **Exp Neurol**, v.80, p.652-662, 1983.

KIER, L. B.; HALL, L.H. **Molecular Connectivity in Structure-Activity Analysis**, J. Wiley & Sons, New York, 1986.

KOMI, P.V.; VIITASALO, J.H.T. Signals characteristics of EMG at different levels of muscle tension. **Acta Physiol Scand**, v.96, p.267-276, 1976.

KOMI, P.V.TESCH, P. EMG frequency spectrum, muscle structure, and fatigue during dynamic contractions in man. **Eur J Appl Physiol**, v.42, p.41-50, 1979.

KOSSEV, A. et al. The effect of muscle fiber length change on motor units potentials propagation velocity. **Electromyogr Clin Neurophysiol**, v.32, n.6, p.287-294, 1992.

KULIG, K.; ANDREWS, J.G.; HAY, J.G. Human strength curves. **Exerc Sport Sci Rev**, v.12, p.417-466, 1984.

KUPA, E.J.; ROY, S.H.; KANDARIAN, S.C.; De LUCA, C.J. Effects of muscle fiber type and size on EMG median frequency and conduction velocity. **J Appl Physiol**, v.79, p.23-32, 1995.

LATEVA, Z.C.; MCGILL, K.C.; BURGAR, C.G. anatomical and electrophysiological determinants of the human thenar compound muscle action potential. **Muscle & Nerve**, v. 19, p. 1457-68, 1996.

LEFF, H.S.; REX, A.F. Maxwell's Demon: Entropy, Information, Computing, Princeton U. Press, 1990.

LEHMAN, G.J.; MCGILL, S.M. The importance of normalization in the interpretation of surface electromyography: A proof of principle. **J Manipulative and Physiol Therapeutics**, v.22, n.7, p.444-446, 1999.

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**, v.117, p.115-122, 1983.

LIEB, F.J.; PERRY, J. Quadriceps function: an anatomical and mechanical study using amputated limbs. **J Bone Joint Surg**, v.50A, p.1535-1548, 1968.

LIEB, F.J.; PERRY, J. Quadriceps function: Electromyographic study under isometric conditions. **J Bone Joint Surg**, v.53A, p.749, 1971.

LIEBER, R.L.; BODINE-FOWLER, S.C. Skeletal muscle mechanics: implications for rehabilitation. **Phys Ther**, v.73, n.12, p.844-856, 1993.

LINDEMAN, E. et al. Surface EMG of proximal leg muscles in neuromuscular patients and in healthy controls: relations to force and fatigue. **J Electromyogr and Kinesiology**, v.9, p.299-307, 1999.

LYNX-EMG1000. **Sistema de aquisição de dados para eletromiografia de superfície** – Manual do usuário, 2004, 16p.

MAITLAND, M.E.; AJEMIAN, S.V.; SUTER, E. Quadriceps femoris and hamstring muscle function in a person with an unstable knee. **Phys Ther**, v.79, p.66-75, 1999.

MANNION, A.F.; DOLAN, P. Electromyographic median frequency changes during isometric contraction of the back extensors to fatigue. **Spine**, v.19, p. 1223-1229, 1994.

- MANNIS et al. Influence of vertical dimension on masseter muscle electromyographic activity in patients with mandibular dysfunction. **J Prosthetic Dentistry**, v.53, 245, 1985.
- MASUDA, T.; De LUCA, C.J. Recruitment threshold and muscle fiber conduction velocity of single motor units. **J Electromyogr and Kinesiology**, v.1, p.116-123, 1991.
- MASUDA, K. et al. Changes in surfacec EMG parameters during static at dynamic fatiguing contractions. **J Electromyogr and Kinesiology**, v.9, p.39-46, 1999.
- MATHESON, G.O. et al. Vibromyography as a quantitative measure of muscle force production. **Scand J Rehab Med**, v.29, p.29-35, 1997.
- MATHIASSEN, S.E.; HAGG, G. Amplitude aspects and functional considerations on surface EMG electrode displacement with particular emphasis on the upper trapezius muscle. In: Hermens HJ, Frericks B, editors. SENIAM 5: The state of the art on sensors and sensor placement procedures for surface electromyography: a proposal for sensor placement procedures, ISBN 90-75452-09-8, 1997: 84-95.
- MERLETTI, R.; FARINA, D.; GRANATA, A. Non-invasive assesement of motor unit properties with linear electrode arrays. **Electroenceph Clinical Neurophysiology**, suppl 50, p. 293-300, 1999.
- MERLETTI, R.; SABBAHI, A.M.; De LUCA, C.J. Median frequency of the myoelectric signal – Effects of muscle ischemia and cooling. **Eur J Appl Physiol**, v.52, p.258-65, 1984.
- MERLETTI, R.; KNAFLITZ, M.; De LUCA, C.J. Electrically evoked myoelectric signals. **Crit Rev Biomed Eng**, v.19, p. 293-340, 1992.
- MERLETTI, R.; LO CONTE, L.R.; CISARI, C.; MASSAZZA, U. Effect of joint position on electrically evoked surface myoelectric signals of the tibialis anterior muscle. **Arch Phys Med Rehab**, v.74, p.501-506, 1993.
- MERLETTI, R.; KNAFLITZ, M.; De LUCA, C.J. Myoelectric manifestations of fatigue in voluntary and electrically elicited contractions. **J Appl Physiol**, v.69, n.5, p.1810-1820, 1990.

- MERLETTI, R.; RAINOLDI, A.; FARINA, D. Surface EMG for non-invasive muscle characterization. **Exerc Sport Sci Rev**, v.29, n.1, p. 20-25, 2001.
- MERLETTI, R. et al. Effect of age on muscle functions investigated with surface electromyography. **Muscle & Nerve**, v.25, n.1, p. 65-76, 2002.
- MONSTER, A.W. Firing rate behavior of human motor units during isometric voluntary contraction: relation to unit size. **Brain Res**, v.171, p.349-354, 1979.
- 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 p.287-292, 1985.
- MORITANI, T.; MURO, M. Motor unit activity and surface electromyogram power spectrum during increasing force of contraction. **Eur J Appl Physiol**, v.56, p.260-265, 1987.
- MORTIMER, J.T.; MAGNUSSON, R.; PETERSEN, I. Conduction velocity in ischemic muscle: effect on EMG frequency spectrum. **Am J Physiol**, v. 219, n.5, p.1324-1329, 1970.
- NELSON, R.M.; SODERBERG, G.L.; URBSCHKEIT, N.L. Alteration of motor-unit discharge characteristics in aged humans. **Phys Ther**, v.64, p. 29-34, 1984.
- NISHIZONO, H.; SAITO, Y.; MIYASHITA, M. The estimation of conduction velocity in human skeletal muscles in situ with surface electrodes. **Electroenceph Clin Neurophysiol**, v.46, p.659-664, 1979.
- NYGAARD, E. Skeletal muscle fiber characteristics in young women. **Acta Physiol Scand**, v.112, p. 299-304, 1981.
- NORKIN, C. C.; WHITE, J. D. 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.
- NOURBAKHS, M.R.; KUKULKA, C.G. Relationship between muscle length and moment arm on EMG activity of human triceps surae muscle. **J Electromyogr and Kinesiology**, v.14, p. 263-273, 2004.

- PETROFSKY, J.S; LIND, A.R. Frequency analysis of the surface electromyogram during sustained isometric contractions. **Eur J Appl Physiol**, v. 43, p.173-182, 1980.
- PINCIVERO, D.M.; COELHO, A. J.; CAMPY, R.M.; SALFETNIKOV, Y.; SUTER, E. Knee extensor torque and quadriceps femoris EMG during perceptually-guided isometric contractions. **J Electromyogr and Kinesiology**, v.13, p. 159-167, 2003.
- PINCIVERO, D.M.; CAMPY, R.M.; SALFETNIKOV, Y.; BRIGHT, A.; COELHO, A.J. Influence of contraction intensity, muscle, and gender on median frequency of the quadriceps femoris. **J Appl Physiol**, v.90, p.804-810, 2001.
- PINCIVERO, D.M; GREEN, R.C.; MARK, J.D.; CAMPY, R.M. Gender and muscle differences in EMG amplitude and median frequency, and variability during maximal voluntary contractions of the quadriceps femoris. **J Electromyogr and Kinesiology**, v.10, p.189-196, 2000.
- PINCIVERO, D.M.; COELHO, A.J. Activation linearity and parallelism of the superficial quadriceps muscles across the isometric intensity spectrum. **Muscle & Nerve**, v.23, n.3, p.393-398, 2000.
- POLGAR, J. et al. Data on fibre size in thirty-six human muscles – an autopsy study. **J Neurol Sci**, v.19, p.307-318, 1973.
- POLLOCK, M.L.; WILMORE, J.H. **Exercícios na saúde e na doença**. 2ª Ed. Medsi: Rio de Janeiro, 1993.
- PORTNEY, L.G; ROY, S.H. 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.
- RACK, P.M.H.; WESTBURY, D.R. The effect of length and stimulus rate on tension in the isometric cat soleus muscle. **J Physiol**, v.204, p.443-460, 1969.
- RAINOLDI, A.; MELCHIORRI, G.; CARUSO, I. A Method for positioning electrodes during surface eMG recordings in lower limb muscles. **Journal of Neurosciences Methods**, v.134, p. 37-43, 2004.

- RAINOLDI, A. et al. Geometrical factors in surface EMG of the vastus medialis and lateralis muscles. **J Electromyogr and kinesiology**, v.10, n.5, p.327-336, 2000.
- RANDIC, M.; PLAVSIC, D.; LERS N. Factor variable connectivity index. **J Chem Inf Comput Sci**, v.43, n.3, p.773-778, 2003.
- ROY, S.; De LUCA, C.J.; SCHNEIDER, J. Effects of electrode location on myoelectric conduction velocity and median frequency estimates. **J Appl Physiol**, v.61, p. 1510-1517, 1986.
- RUSHTON, W.A. A theory of the effects of fibre size in medullated nerve. **J Physiol**, v.115, n.1, p.101-122, 1951.
- SADOYAMA, J. et al. Fibre conduction velocity and fibre composition in human vastus lateralis. **Eur J Appl Physiol**, v.57, p.767-771, 1988.
- SANDERS, D.B.; STALBERG, E.V.; NANDEDKAR, S.D. Analysis of the electromyography interference pattern. **J Clin Neurophysiol**, v.13, p. 385-400, 1996.
- SALZMAN, A.; TORBURN, L.; PERRY, J. Contribution of Rectus femoris and Vasti to knee extension. **Clin Orthopaedics Rel Res**, n.290, p. 236-243, 1993.
- SGOBBI DE FARIA, C.R. e BÉRZIN, F. Electromyographic study of the temporal, masseter and suprahyoid muscles in the mandibular rest position. **J Oral Rehabil**, v.25, p.776-780, 1998.
- SIMONEAU et al. Skeletal muscle histochemical and biochemical characteristics in sedentary male and female subjects. **Can J Physiol Pharmacol**, v.63, p.30-35, 1983.
- SIMONEAU, J.A.; BOUCHARD, C. Human variation in skeletal muscle fiber-type proportion and enzyme activities. **Am J Physiol**, v.257, p. E567-572, 1989.
- SODERBERG, G.L.; KNUSTON, L.M. A guide for use and interpretation of kinesiologic electromyographic data. **Phys Ther**, v.80, n. 5, p. 485-498, 2000.
- SODEBERG, G.L., COOK, T.M. Electromyography in Biomechanics. **Phys Ther**, v. 64, n. 12, p. 1813-1820, 1984.

- SODERBERG, G.L.; COOK, T.M. An electromyographic analysis of quadriceps femoris muscle setting and straight leg raising. **Phys Ther**, v. 63, p. 1434, 1983.
- SODERBERG, G.L. Selected Topics in surface electromyography for use in the occupational setting: expert perspectives. Washington, DC: US Department of health and human services, national institute for occupational safety and Health; 1992.
- STALBERG, E. Propagation velocity in human muscle fibers in situ. **Acta Physiol Scand Suppl**, v.287, p.1-112, 1966.
- STALBERG et al. The quadriceps femoris muscle in 20-70-year-old subjects: relationship between knee extension torque, electrophysiological parameters, and muscle fiber characteristics. **Muscle & Nerve**, v.12, n.5, p.382-389, 1989.
- STEGEMAN, F.F. et al. Surface EMG models: properties and applications. **J Electromyogr and Kinesiology**, v. 10, p. 313-326, 2000.
- STULEN, F.B.; De LUCA, C.J. Frequency parameters of the myoelectric signal as a measure of conduction velocity. **IEEE Trans Biomed Eng**, v.28, p.515-523, 1981.
- SUTER, E.; HERZOG, W. Extent of muscle inhibition as a function of knee angle. **J Electromyogr and Kinesiol**, v.7, p.123-130, 1997.
- SUTHERLAND, D. The evolution of clinical gait analysis. Part 1. Kinesiological EMG. **Gait Posture**, v.14, n.1, p. 61-70, 2001.
- TAX, A.A.M.; DEINER, J.J.; GIELEN, A.M.; VAN DER TEMPEL, C.M.M. Differences in the activation of m. biceps brachii in the control of slow isotonic movements and isometric contractions. **Exp Brain Res**, v.76, p.55-63, 1989.
- TÜRKER, K.S. Electromyography: some methodological problems and Issues. **Phys Ther**, v.73, n.10, p. 698-710, 1993.
- VAN DIEEN, J.H. et al. Spectral analysis of erector spine EMG during intermittent isometric fatiguing exercise. **Ergonomics**, v.36, p.407-414, 1993.

- VAN EIJDEN, T.M.G.I. et al. Forces acting on the patella during maximal voluntary contraction on the quadriceps tensoris muscle at different knee flexion extensions angles. **Acta Anat**, v.129, p.310-314, 1987.
- VANDER LINDEN, D.W.; KUKULKA, C.G.; SODERBERG, G.L. The effect of muscle length on motor unit discharge characteristics in human tibialis anterior muscle. **Exp Brain Res**, v.84, p.210-218, 1991.
- ZEINEP, E. et al. Rank-ordered regulation of motor units. **Muscle & Nerve**, v.19, p.563-573, 1996.
- ZUNIGA, E.N.; TRUONG, X.T.; SIMONS, D.G. Effects of skin electrode position on averaged electromyographic potentials. **Arch Physical Med Rehab**, v.51, p. 264-272, 1970.
- ZWARTS, M.J.; DROST, G.; STEGEMAN, D.F. Recent progress in the diagnostic use of surface EMG for neurological diseases. **J Electromyogr and Kinesiology**, v.10, n.5, p.287-291, 2000.
- WEIR, J.P.; McDONOUGH, A.L.; HILL, I.J. The effects of joint angle on electromyographic indices of the fatigue. **Eur J Appl Physiol**, v.73, p.387-392, 1995.
- WESTBURY, J.R.; SHAUGHNESSY, T.G. Associations between spectral representation of the surface electromyogram and fiber type distribution and size in human masseter muscle. **Electromyogr Clin Neurophysiol**, v.27, n.6, p. 427-435, 1987.
- WINTER, D.A. The biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and pathological. University of Waterloo Press, 2^a ed., 1991.
- WOODS, J.J.; BIGLAND-RITCHIE, B. Linear and non-linear surface EMG/force relationships in human muscles. **Am J Phys Med**, v.62, p.287-298, 1983.
- WORREL, T.W.; CONNELLY, S.; HIILVERT, J. VMO:VL ratios and torque comparisons at four angles of knee flexion. **J Sports Rehabil**, v.4, p.264-272, 1995.

WRETLING, M.L.; GERDLE, B.; HENRIKSSON-LARSEN, K. EMG: a non-invasive method for determination of fibre type proportion. **Acta Physiol Scand**, v.131, p.627-628, 1987.

YEUNG, S.S.; EVANS, O. Relationships of vibromyographic and electromyographic signals during isometric voluntary contraction. **Physiotherapy**, v.84, n.11, p. 541-546, 1998.

ANEXO A

TERMO DE CONSENTIMENTO UNIVERSIDADE METODISTA DE PIRACICABA - UNIMEP PPG Mestrado em Fisioterapia / Laboratório de Recursos Terapêuticos.

Consentimento formal de participação no trabalho de mestrado: “**Análise do espectro do sinal eletromiográfico em diferentes posicionamentos de eletrodos**”.

Nome: _____
Endereço: _____
Cidade: _____ CEP: _____ Fone: _____

Objetivo do estudo:

A pesquisa tem por objetivo avaliar a atividade elétrica do músculo reto da coxa em diferentes posicionamentos de eletrodos.

Procedimentos

Explicação dos Procedimentos:

O experimento terá duração de aproximadamente 40 minutos. A voluntária será submetida à análise da atividade elétrica do músculo reto da coxa que será captada por 5 eletrodos fixados com esparadrapo na coxa direita.

Possíveis Benefícios:

Espera-se contribuir no sentido de determinar um padrão para colocação de eletrodos de superfície em estudos eletromiográficos.

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;
- 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 Programa de Pós-graduação em Fisioterapia – campus Taquaral;
- 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 “**Análise do espectro do sinal eletromiográfico em diferentes posicionamentos de eletrodos**” 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 “**Análise do espectro do sinal eletromiográfico em diferentes posicionamentos de eletrodos**”, proposto pelo Prof. Dr. Rinaldo Roberto de Jesus Guirro e pela aluna 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.

Aluna Responsável: Fabiana Forti – Mestranda em Fisioterapia
Contato: fabiforti@ig.com.br

Orientador: Prof. Dr. Rinaldo R.J. Guirro – Coordenador do Mestrado em Fisioterapia da Universidade Metodista de Piracicaba
E-mail: rjguirro@unimep.br

Piracicaba, _____ de _____ de 2004.

Assinatura do Voluntário (a)

ANEXO C

Função EMG12

[ZY] = emg12(NumSinal, Nome, Unidade, PicoMed, Janela, tempo, Nfdp, dc, deltaE, Super, deltaZ);

```
% =====
%                               Análise Eletromiografia
%
%   Funções - Traça Gráficos para sinal selecionado
%
%   1. Análise no tempo
%       1.1. Forma de onda
%       1.3. Envoltória normalizada
%   2. Análise em frequência
%       2.1. Espectrograma
%       2.2. Frequência mediana
%       2.1. Densidade Espectral de Potência
%   3. Análise Probabilística
%       3.1. Função Densidade de Probabilidade
%       3.2. Função Distribuição de Probabilidade
%       3.3. Histograma
%   4. Resumo
%       4.1. Valor médio, valor mediano, valor rms, valor mínimo, valor máximo,
%           número de amostras, duração do segmento selecionado.
%
% Chamar:
%
%   Z = emg12(NumSinal, Nome, Unidade, PicoMed, Janela, tempo, Nfdp, dc, deltaE, Super, DeltaZ);
%
%   NumSinal : 1..N ordem do sinal ( »»»» resultado de emg1.m «««« )
%   Nome      : Nome para Sinal ('Força', 'Tensão', ...) obs. entre aspas '...'
%   Unidade   : Unidade para o sinal ('Volts', 'Watts', ...) obs. entre aspas '...'
%   PicoMed   : Normalização para envoltória (0-rms, 1-pico, 2-média, 4-sem normalização)
%   Janela    : Janela para FFT
%               1 - hanning      2 - hamming      3 - triangular
%               4 - Chebyshev    5 - Kaiser      6 - retangular
%   tempo     : intervalo de tempo
%               0 - todo tempo
%               [Ti Tf] - [tempo inicial até tempo final]
%   Nfdp      : Número de intervalos fdp
%   dc        : 0 - elimina componente dc
%   deltaE    : resolução do espectrograma (em dB)
%   Super     : percentagem de superposição
%   deltaZ    : 0 - 25ms 1 - 50ms 2 - 100ms 3 - 250 ms 4 - 500ms
%
%   ***** exemplos *****
%       z = emg12(1, 'Nome', 'Unidade', 4, 1, [1 2], 24, 0, 100, 90, 4);
%       z = emg12(1, 'Nome', 'Unidade', 4, 1, 0, 24, 0, 100, 90, 4);
% =====
```

```

% Versao 1.0
% Por Antonio Marcos de Lima Araújo      AMLA      amarc@decom.fee.unicamp.br
%                                          em 13.3.1999
%=====
% Por Demian Gomes da Silva
% Versao 2.0                              em 16.11.2004
%=====

global XSinal Xfs Xnome ZZZ ORIGEM FLAGPSD
ORIGEM = 2 ;
for kk=1:6 % limpa área de figuras
    figure ;
end
nn = figure ;
for conta=2:nn
    close(conta) ;
end
Z = [] ;
Sinal = XSinal(NumSinal+1,:);
smedia = mean(Sinal) ;
if dc == 0 % se selecionado elimina componente dc
    Sinal = Sinal - smedia;
end
Vtemp = XSinal(1,:) ;
if mean(tempo) > 0
    op = find(Vtemp >= tempo(1) & Vtemp <= tempo(2));
    if length(op) > 0
        Sinal = Sinal(op);
        Vtemp = Vtemp(op);
    end
end
N = length(Sinal) ;

figure(2)

===== Forma de Onda =====
subplot(211); plot(Vtemp,Sinal) ; % forma de onda
ylabel([Nome ' [' Unidade ']' ]);
maxs = max(Sinal) ; mins = min(Sinal);
if maxs*mins > 0 % unipolar
    if maxs < 0 % todo negativo
        vmaximo = 0 ; vminimo = 1.1*mins ;
    else % todo positivo
        vminimo = 0 ; vmaximo = 1.1*maxs ;
    end
else % bipolar
    vmaximo = 1.05*max(abs([maxs mins])); vminimo = -vmaximo;
end
v = axis ; axis([Vtemp(1) max(Vtemp) vminimo vmaximo]);
grid on ;

===== Envoltória normalizada =====
subplot(212);
yabs = abs(Sinal);

```

```

[h]=fir1(200,5/(Xfs/2))    ;
yabs = filtfilt(h,1,yabs)  ;
if PicoMed == 1           % Normalização pelo pico
    yabs = yabs/max(yabs)  ;
elseif PicoMed == 2      % Normalização pela média
    yabs = yabs/mean(yabs) ;
elseif PicoMed == 0     % Normalização pelo valor RMS equivalente
    vrms = std(Sinal) + smedia ;
    vrm2 = std(yabs) + mean(yabs) ;
    yabs = yabs*vrms/vrm2    ;
end
plot(Vtemp,yabs,'r')      ; % envoltória
maxs = 1.1*max(yabs) ;
v = axis ; axis([Vtemp(1) max(Vtemp) 0 maxs]);
xlabel('Tempo [ s ]'); ylabel('Envoltória Normalizada');
grid on ;
set(gcf,'NumberTitle','off','Name',[int2str(gcf) ' ' Xnome ' «» Forma de Onda «» ' Nome],'Color',[1 1
1]);
drawnow ;

```

figure(3)

```

===== Espectrograma =====
subplot(211);
Tj = 256 ; % Tj = 256 fica muito mais rápido
Tj2 = fix(Tj/2) ;
if Super > 100 % opção incorreta
    Super = 50 ;
end
if Super <=0 % opção incorreta
    Super = 50 ;
end
sSuper = fix(Super*250/100) ;
if Janela == 1 % Hanning
    Jan1 = hanning(Tj);
elseif Janela == 2 % Hamming
    Jan1 = hamming(Tj) ;
elseif Janela == 3 % triangular
    Jan1 = triang(Tj) ;
elseif Janela == 4 % Chebyshev
    Jan1 = chebwin(Tj,30) ;
elseif Janela == 5 % Kaiser
    Jan1 = kaiser(Tj,4) ;
else % retangular
    Jan1 = boxcar(Tj) ;
end
Sinal2 = [zeros(1,Tj2) Sinal(:)' zeros(1,Tj2)];
Sinal2 = Sinal2 - mean(Sinal2) ; % elimina dc
[B,F,T]=specgram(Sinal2,Tj,Xfs,Jan1,sSuper); % espectrograma
B = 20*log10(abs(B)) ;
Limiar = max(max(B)) - deltaE ;
op = find(B<Limiar);
B(op) = Limiar ;
Vtmin = min(Vtemp); Vtmax = max(Vtemp) ;
Tmin = min(T) ; Tmax = max(T) ;

```

```

Fator = (Vtmax-Vtmin)/(Tmax-Tmin) ;
T = Vtmin + (T-Tmin)*Fator ;
imagesc(T,F,B); axis xy ; colormap(jet) ;
xlabel(' '); ylabel('Frequência [ Hz ]');
% colorbar('horiz');
grid on ;

===== Densidade Espectral de Potência =====
Nj = 512 ;
if Janela == 1 % Hanning
    Jan2 = hanning(Nj);
elseif Janela == 2 % Hamming
    Jan2 = hamming(Nj) ;
elseif Janela == 3 % triangular
    Jan2 = triang(Nj) ;
elseif Janela == 4 % Chebyshev
    Jan2 = chebwin(Nj,30) ;
elseif Janela == 5 % Kaiser
    Jan2 = kaiser(Nj,4) ;
else % retangular
    Jan2 = boxcar(Nj) ;
end
if Super > 100
    Super = 50 ;
end
if Super <=0
    Super = 50 ;
end
sSuper = fix(Nj*Super/100);
Sinal3 = Sinal - mean(Sinal) ; % elimina dc
[Pxx,w]=psd(Sinal3,Nj,Xfs,Jan2,sSuper);
switch FLAGPSD
    case 2
        psdplot(Pxx,w,'Hz','linear','PSD Linear')%Plota linear
        xlabel('Frequência [ Hz ]'); ylabel('Densidade Espectral de Potência [ Potência/Hz ]');

    case 1
        psdplot(Pxx,w,'Hz','db','PSD dB')%Plot dB
        xlabel('Frequência [ Hz ]'); ylabel('Densidade Espectral de Potência [ dB/Hz ]');

    otherwise
        disp('Erro: Unidade PSD (1 - dB/Hz, 2 - Potência/Hz)')
end
v = axis ; axis([0 Xfs/2 v(3) v(4)]); grid on ;
set(gcf,'NumberTitle','off','Name',[int2str(gcf) ' Xnome ' «» Densidade Espectral de Potência «» '
Nome'],'Color',[1 1 1] );

figure(5)

if dc == 0 % se selecionado elimina componente dc
    Xsig = Sinal + smedia ;
else
    Xsig = Sinal ;
end

```

```
[yfdp,yFDP,eixox,xmin,media,xmax]=fdp1(Xsig,Nfdp);
```

```

===== fdp =====
vrms = std(Sinal) + smedia ;
maxs = xmax ; mins = xmin ;
if maxs*mins > 0
    % unipolar
    if maxs < 0
        % todo negativo
        vmaximo = 0.95*maxs ;
        vminimo = 1.05*mins ;
    else
        % todo positivo
        vminimo = 0.95*mins ;
        vmaximo = 1.05*maxs ;
    end
else
    % bipolar
    vmaximo = 1.05*max(abs([maxs mins]));
    vminimo = -vmaximo;
end
xx = vminimo:((vmaximo-vminimo)/500):vmaximo ;
yy = (1./(sqrt(2.*pi)*std(Sinal)))*exp(-((xx-smedia).^2)/(2*(std(Sinal))^2)) ;

```

```

subplot(211);
plot(xx,yy,'g') ; hold on ;
plot(eixox,yfdp,'r-') ; grid on ; % Função Densidade de Probabilidade
hold off ;
legend('Gauss',Nome);
title('Função Densidade de Probabilidade'); ylabel('P(x)');
v = axis ; axis([vminimo vmaximo 0 1.2*max(abs(yfdp)) ]);

```

```

===== FDP =====
subplot(212);
plot(eixox,yFDP,'m-') ; grid on ; % Função Distribuição de Probabilidade
title('Função Distribuição de Probabilidade'); xlabel('x'); ylabel('P(X<x)');
axis([vminimo vmaximo 0 1]); grid on ;
set(gcf,'NumberTitle','off','Name',[int2str(gcf) ' ' Xnome ' «» Funções Probabilísticas «» '
Nome],'Color',[1 1 1]);
drawnow

```

```

===== Histograma =====
figure(6)
hist(Sinal,Nfdp);
v = axis ; axis([vminimo vmaximo 0 v(4)]); grid on ;
set(gcf,'NumberTitle','off','Name',[int2str(gcf) ' ' Xnome ' «» Histograma «» ' Nome],'Color',[1 1 1]
);
drawnow

```

```

===== Resumo =====
figure(7)
mediano = median(Sinal) ;
vrms = std(Sinal) + smedia ;

```

```

minimo = min(Sinal) ;
maximo = max(Sinal) ;
if dc== 0
    mediano = mediano + smedia ;
    minimo = minimo + smedia ;
    maximo = maximo + smedia ;
end
% passo do quantizador D = 2.4414 em verres.m
Nbits = (2 + fix(log2( max(abs([minimo maximo]))/2.4414))) ;
plot([0,10],[0,7], 'w. ');
A1 = ['Valor medio   = ' num2str(smedia,'%10.6g') ' ' Unidade '      '];
A2 = ['Valor mediano = ' num2str(mediano,'%10.6g') ' ' Unidade '      '];
A3 = ['Valor rms     = ' num2str(vrms,'%10.6g') ' ' Unidade '      '];
A4 = ['Valor minimo  = ' num2str(minimo,'%10.6g') ' ' Unidade '      '];
A5 = ['Valor maximo   = ' num2str(maximo,'%10.6g') ' ' Unidade '      '];
A6 = ['N° de amostras = ' num2str((N-1),'%10.6g')];
A7 = ['Duração       = ' num2str(((N-1)/Xfs),'%10.6g') 's'];
A8 = ['Faixa dinãmica = ' num2str(Nbits,'%1.6g') ' bits'];

title('R E S U M O');

text(2,6.0,A1); text(2,5.4,A2); text(2,4.8,A3); text(2,4.2,A4);
text(2,3.6,A5); text(2,3.0,A6); text(2,2.4,A7); text(2,1.8,A8);
text(2,1.2,A9);
text(0.37,-0.1, ' Pressione qualquer tecla para continuar....','Color',[.2 .2 .2], ...
    'FontSize',12.6,'FontAngle','italic')

axis off ;
set(gcf,'NumberTitle','off','MenuBar', 'none','Name',[int2str(gcf) ' ' Xnome ' <> ' Nome'],'Color',[1 1 1]
);

```

ANEXO D

```

=====IDENTIFICAÇÃO – FUNÇÃO DYEMG=====
= PROJETO: CERTIFICACAO CALCULO FREQUENCIA MEDIA E MEDIANA EM EMG =
= DATA: NOVEMBRO/2004 =
= AUTOR: DEMIAN GOMES DA SILVA =
=====

clear all
close all
%hold on
clc

LEITURA DOS SINAIS
=====
seleciona o arquivo
load cemg
% emgpath = '\';
[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 ;

LEITURA DO ARQUIVO SELECIONADO
=====
[x, pos, np, hdst, t, ok] = lynxgeng([xpath,wavefile]);
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
=====
sinal=x(:,1).*1e-3;
sinal2 = sinal - mean(sinal) ; % elimina dc

PROJETO FILTRO DIGITAL
=====
palta=10;%Frequencia passa alta
%pbaixa=2*fmalha-2*fpinhao;

```

```
[b,a]=cheby2(5,50,palta*2/fa,'high');
% [b,a]=cheby2(5,50,[ palta pbaixa ]*2/fa);
[H,w]=freqz(b,a,np);
sinal3=filter(b,a,sinal2);
nj=64%pontos da janela
psuper=50;%percentagem superposicao
super = fix(nj*psuper/100);
[Pxx,w]=psd(sinal3,nj,fa,[],super);
es=fft(sinal3);
```

RESULTADOS GRAFICOS

```
=====
```

```
figure(1)
hdl=plot(t,sinal3,'k');
% title(sprintf('Sinal Temporal Original: %s', sname))
xlabel('Tempo [s]')
ylabel(sprintf('Amplitude %s',sunit'))
% 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)
hold on
figure(2)
psdplot(Pxx,w,'Hz','linear','PSD Linear')% Plota linear
xlabel('Frequência [ Hz ]'); ylabel('Densidade Espectral de Potência [ Potência/Hz ]');
figure(3)
hdl=stem(f,(abs(es(1:np/2))/(np/2)), 'k');
% title(sprintf('Espectro em Amplitude da TSA Filtrado: F.Engrenamento = %s Hz , Resolução (df)= %s',num2str(fmalha), num2str(df2)))
% xlabel('Frequência [Hz]')
% ylabel('Velocidade [mm/s]')
% axis([0 3*fmalha 0 1.5*max((abs(es(1:np2/2))/(np2/2)))]])
% han=gcf;
% set(han,'numbertitle','off');
% str=sprintf('Programa de Análise de Redutores: ESPECTRO EM AMPLITUDE DO TSA FILTRADO (Arquivo: %s Canal %s)',arq,can);
% set(han,'name',str);
% set(hndl,'LineWidth',1.5)
% grid on;
figure(4)
freqz(b,a,np,fa);
title('Filtro Chebyshev Passa Alto')
zoom on
grid on;

end
```

ANEXO E

FICHA DE AVALIAÇÃO

IDENTIFICAÇÃO: Nº _____

Nome: _____

Endereço: _____

Idade: _____ Data de Nascimento: _____

Telefone: _____ Profissão: _____

Dados Antropométricos:

Peso: _____ Altura: _____

IMC: _____

Prega cutânea da coxa: _____

Comprimento da coxa: _____

Ângulo Q: _____

Comprimento dos membros: Direito Esquerdo

Real:

Aparente:

Dados gerais:

Apresenta alguma patologia sistêmica? () Sim () Não

Qual (is)? _____

Apresenta ou já apresentou patologias os MMII? () Sim () Não

Qual (is) ? _____

Pratica atividade física? () Sim () Não

Qual? _____ Quantas vezes/semana? _____