

Gislaine Cecília de Oliveira Cervený

**“ESTUDO ELETROMIOGRÁFICO DOS MÚSCULOS
BÍCEPS FEMORAL (CABEÇA LONGA), SEMITENDÍNEO E
SEMIMEMBRANÁCEO NA CONTRAÇÃO ISOMÉTRICA
VOLUNTÁRIA MÁXIMA EM 30, 60 E 90 GRAUS DE FLEXÃO DA
PERNA, COM E SEM O USO DE BANDAGEM FUNCIONAL”.**

Tese apresentada ao Programa de Pós-
graduação em Biologia Buco-Dental da
Faculdade de Odontologia de Piracicaba
– Universidade Estadual de Campinas –
UNICAMP, para obtenção do título de
Doutor em Biologia Buco-Dental.

Piracicaba – SP
Novembro – 2001

UNICAMP
BIBLIOTECA CENTRAL
SEÇÃO CIRCULANTE

Gislaine Cecília de Oliveira Cervený

**“ESTUDO ELETROMIOGRÁFICO DOS MÚSCULOS
BÍCEPS FEMORAL (CABEÇA LONGA), SEMITENDÍNEO E
SEMIMEMBRANÁCEO NA CONTRAÇÃO ISOMÉTRICA
VOLUNTÁRIA MÁXIMA EM 30, 60 E 90 GRAUS DE FLEXÃO DA
PERNA, COM E SEM O USO DE BANDAGEM FUNCIONAL”.**

Tese apresentada ao Programa de Pós-graduação em
Biologia Buco-Dental da Faculdade de Odontologia
de Piracicaba – Universidade Estadual de Campinas
– UNICAMP, para obtenção do título de Doutor em
Biologia Buco-Dental.

Orientador : Prof. Dr. Fausto Bérzin

Banca Examinadora :

- Almir de Souza Maia
- Heloisa Amélia de Lima Castro
- Ídico Luiz Pellegrinotti
- Rinaldo Roberto de Jesus Guirro

Este exemplar foi devidamente corrigido,
de acordo com a Resolução CCPG-036/83

CPG, 26/03/02

Assinatura do Orientador

Piracicaba – SP
Novembro – 2001

UNIDADE	BC
Nº CHAMADA	T/UNICAMP C337e
V	BY
TEMPO	48872
PREÇO	16-837102
DATA	08/05/02
Nº CPD	

CM00167145-4

BIB ID 239268

Ficha Catalográfica

C339e C337e	Cerveny, Gislaine Cecília de Oliveira. Estudo eletromiográfico dos músculos bíceps femoral (cabeça longa), semitendíneo e semimembranáceo na contração isométrica voluntária máxima em 30, 60 e 90 graus de flexão da perna, com e sem o uso de bandagem funcional. / Gislaine Cecília de Oliveira Cerveny. -- Piracicaba, SP : [s.n.], 2001. xvi, 197p. : il.
	Orientador : Prof. Dr. Fausto Bérzin. Tese (Doutorado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.
1. Eletromiografia. 2. Contração muscular. 3. Dinamômetro. I. Bérzin, Fausto. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.	

Ficha catalográfica elaborada pela Bibliotecária Marilene Girello CRB/8-6159, da Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP.



FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA
UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de DOUTORADO, em sessão pública realizada em 22 de Novembro de 2001, considerou a candidata GISLAINE CECILIA DE OLIVEIRA CERVENY aprovada.

1. Prof. Dr. FAUSTO BERZIN

2. Prof. Dr. RINALDO ROBERTO DE JESUS GUIRRO

3. Prof. Dr. ALMIR DE SOUZA MAIA

4. Prof. Dr. ÍDICO LUIZ PELLEGRINOTTI

5. Profa. Dra. HELOISA AMELIA DE LIMA CASTRO

AGRADECIMENTOS

- ❖ Ao Prof. Dr. Fausto Bérzin, por ter-me aceitado, por ter acreditado em mim, por ter-me esperado, por ter compreendido pacientemente todas as dificuldades por que passei durante os últimos anos, sem mesmo saber quantas e quais foram, pelo apoio incondicional e carinhoso, como aquele que recebemos dos pais;
- ❖ À Maria da Graça Rodrigues Bérzin, a “Graça”, que tem sido uma graça em minha vida, que soube quantas e quais foram as dificuldades e as angústias por que passei durante a vida; por ter acompanhado e contribuído de maneira carinhosa e competente para a minha evolução como pessoa, que sempre acreditou em mim, com quem tenho (re) aprendido a ser mais tolerante comigo mesma;
- ❖ Aos amigos e professores Carlos Alberto Fornasari e Zwinglio Moreira, pela ajuda gratuita, pelo estímulo e carinho, com que acompanharam esta caminhada;
- ❖ Aos meus pais, à minha família e a todos os amigos (da “turma”, de São Paulo, da clínica, de São Carlos, de “Pira” e de outros tantos locais), que torcem por mim, que me acompanharam durante a trajetória até hoje e continuarão sendo parte importante da construção de minha existência;
- ❖ À Universidade Estadual de Campinas - UNICAMP, na pessoa de seu Reitor, Prof. Dr. Hermano Medeiros Ferreira Tavares, pelo incentivo à capacitação docente;
- ❖ À Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP, na pessoa de seu Diretor, Prof. Dr. Antonio Wilson Sallum, pela contribuição inestimável desta instituição em minha capacitação docente, primeiro em nível de mestrado e atualmente em nível de doutorado;
- ❖ Ao Curso de Pós-Graduação em Biologia Buco-Dental da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP, através de sua Coordenadora, Prof^ª. Dr^ª. Darcy de Oliveira Tosello, pela oportunidade de realização do curso de doutoramento;

- ❖ Aos professores do Curso de Pós-Graduação em Biologia Buco-Dental da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, por seus ensinamentos;
- ❖ À Joelma Aparecida Macchi, a “Jô”, e à Marilene Girello, pela atenção e pronto atendimento, sempre que solicitadas;
- ❖ À Universidade Metodista de Piracicaba - UNIMEP, na pessoa do Reitor Prof. Almir de Souza Maia, Instituição em que aprendi a aprender, como aluna e onde venho constantemente aprendendo a ensinar, como docente;
- ❖ À Faculdade de Ciências da Saúde e ao Curso de Fisioterapia da Universidade Metodista de Piracicaba - UNIMEP, pelo apoio à minha capacitação;
- ❖ À Faculdade e Curso de Educação Física da Universidade Metodista de Piracicaba - UNIMEP, por possibilitar a divulgação do projeto de pesquisa e seleção das voluntárias;
- ❖ Ao Prof. Wagner Bérghamo, pelo auxílio na avaliação das voluntárias;
- ❖ À Prof^a. Dr^a. Maria Imaculada L. Montebello, pela fundamental ajuda com as análises estatísticas;
- ❖ Ao colega, Prof. Dr. Rinaldo Roberto de Jesus Guirro, pela pronta ajuda na solução dos problemas enfrentados ao longo deste trabalho;
- ❖ Aos amigos Célia Coelho, Francisco Fontanella, Marisa Siqueira, Sandra Oliveira e Uwe Herpin, que se dispuseram a revisar e ajudar nas inúmeras impressões do trabalho;
- ❖ Às voluntárias, alunas do Curso de Educação Física da Universidade Metodista de Piracicaba – UNIMEP, atualmente Educadoras Físicas, pela disposição em, literalmente, “darem uma força” para a realização deste trabalho.

**“Nenhum de nós
pode programar a vida
como uma linha reta,
imutável, inflexível...
A cada instante,
as surpresas rebentam
e temos que ter
humildade e imaginação criadora,
para ir salvando o essencial,
através do inesperado de cada instante...”**

(D. Helder Câmara)

SUMÁRIO

LISTA DE ABREVIATURAS	1
LISTA DE ILUSTRAÇÕES	3
LISTA DE QUADROS E TABELAS	13
RESUMO	15
ABSTRACT	17
1. INTRODUÇÃO	19
2. REVISÃO DA LITERATURA	23
2.1 Eletromiografia	23
2.2 Mm. bíceps femoral, semitendíneo e semimembranáceo	29
2.3 Contração Muscular	32
2.4 Bandagens Funcionais	35
3. PROPOSIÇÃO	53
4. MATERIAL E MÉTODOS	55
4.1 Seleção das voluntárias	55
4.2 Assinatura do termo de consentimento livre e esclarecido....	56
4.3 Exame de seleção e orientação das voluntárias	56
4.4 Preparo das voluntárias	59
4.5 Eletromiógrafo, Computador e <i>Softwares</i> utilizados	59
4.6 Colocação dos eletrodos diferenciais ativos de superfície	62
4.7 Colocação da bandagem e da bandagem frouxa	66
4.8 Colocação do dispositivo para a fixação da voluntária e da célula de carga	67
4.9 Coleta	70
4.10 Tratamento dos dados	74
4.11 Procedimentos estatísticos	86
5. RESULTADOS	89
5.1 Densidade espectral de potência	89
5.2 Envoltória não normalizada	92
5.3 Envoltória não normalizada para a célula de carga	98

6. DISCUSSÃO	101
6.1 Experimento	101
6.2 Resultados obtidos	109
7. CONCLUSÕES	117
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	119
ANEXOS	133
Anexo 1	133
Anexo 2	134
Anexo 3	137
Anexo 4	138
Anexo 5	139
Anexo 6	141
Anexo 7	142
Anexo 8	144
Anexo 9	151
Anexo 10	152
Anexo 11	154
Anexo 12	159
Anexo 13	165
Anexo 14	170
Anexo 15	175
Anexo 16	181
Anexo 17	187
Anexo 18	193

LISTA DE ABREVIATURAS

A/D	- Analógico/digital
CIVM	- Contração isométrica voluntária máxima
cm	- Centímetro
dB	- Decibel
DEP	- Densidade espectral de potência
EMG	- Eletromiografia, Eletromiográfico
ENN	- Envoltória não normalizada
et al.	- e outros
FM	- Frequência mediana
Hz	- Hertz
IMC	- Índice de massa corporal
Kg	- Kilograma
Kgf	- Kilograma-força
m	- Metro
M.	- Músculo
mA	- Miliamper
MHz	- Mega Hertz
mm	- Milímetro
Mm.	- Músculos
μ V	- Microvolt
Nº	- Número
RMS	- Raiz quadrada da média (<i>Root Mean Square</i>)
TT	- <i>Tilt</i> talar
V	- Volt

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1-	Diagrama esquemático dos fatores que afetam o sinal EMG. O arranjo dos fatores é projetado para demonstrar o fluxo de influências e interações entre os fatores. Fonte: DE LUCA (1997).	27
Figura 2 -	Teste de encurtamento dos músculos isquiotibiais segundo KENDALL et al. (1995).	57
Figura 3 -	Teste de encurtamento do M. quadríceps femoral de acordo com CIPRIANO (1999).	57
Figura 4 -	Teste da torção tibial segundo WEINSTEIN & BUCKWALTER (2000) (A) e teste do trajeto da patela segundo CAMANHO (1996) (B).	57
Figura 5 -	Teste de sensibilidade, com a bandagem (A1), com a bandagem e o <i>mousse</i> (A2) e após a retirada dos materiais (B).	58
Figura 6 -	Microcomputador <i>pentium</i> II 300 MHz (A) e módulo condicionador de sinais analógicos de 16 entradas, modelo MCS 1000-V2 (Lynx [®]) (B).	59
Figura 7 -	Módulo condicionador de sinais analógicos de 16 entradas, modelo MCS 1000-V2 (Lynx [®]). Entradas para o eletrodo de referência (A1), para os eletrodos diferenciais de superfície (A2) e para a célula de carga (B1).	60
Figura 8 -	Aparelho FES 972 (Quark [®]) (A), eletrodo na palma da mão da voluntária (B), eletrodo na palma da mão da examinadora (C), localização do ponto motor de cada um dos músculos (D).	62
Figura 9 -	Eletrodo diferencial de superfície.	63
Figura 10 -	Tela do <i>software</i> AqDados [®] com a calibração do eletrodo de superfície do M. bíceps femoral (Cabeça longa) por ganho.	64
Figura 11 -	Fixação dos eletrodos de superfície nos pontos motores dos Mm. bíceps femoral (Cabeça longa) (1), semitendíneo (2) e semimembranáceo (3).	65
Figura 12 -	Eletrodo de referência (“terra”).	65
Figura 13 -	Técnica de bandagem descrita por KAZEMI (1997).	67

Figura 14 -	Dispositivo confeccionado em metal para possibilitar a fixação da perna em diferentes angulações (A). A voluntária posicionada com a correia de couro fixada na região distal da perna (B). A célula de carga acoplada, de um lado, à correia e, do outro, ao dispositivo, através de uma corrente de aço (C).	68
Figura 15 -	Célula de carga, modelo MM100 (Kratos®).	69
Figura 16 -	Tela do <i>software</i> AqDados® com a calibração da célula de carga através do método de regressão.	70
Figura 17 -	Tela inicial do <i>software</i> AqDados®.	71
Figura 18 -	Tela do <i>software</i> AqDados® com a configuração dos canais utilizados para os eletrodos e célula de carga.	71
Figura 19 -	Tela do <i>software</i> AqDados® para a configuração das frequências básicas.	72
Figura 20 -	Tela do <i>software</i> AqDados® para o registro das informações referentes à coleta (voluntária, contração, nome do arquivo e destino do armazenamento).	72
Figura 21 -	Tela do <i>software</i> AqDados® para a verificação das informações do parâmetro de ensaio a ser executado.	73
Figura 22 -	Representação gráfica dos sinais EMG brutos (μV) dos músculos e célula de carga da primeira contração da voluntária N° 3 em 30° de flexão da perna com bandagem, no <i>software</i> Matlab®.	75
Figura 23 -	Representação gráfica do sinal EMG bruto (A) e da envoltória normalizada (B), do M. bíceps femoral (Cabeça longa), na primeira CIVM da voluntária N° 3, em 30° de flexão da perna com bandagem, no <i>software</i> Matlab®.	76
Figura 24 -	Representação gráfica da análise espectral em que a frequência é apresentada de forma bidimensional (A) e a frequência mediana (B), do M. bíceps femoral (Cabeça longa), na primeira CIVM da voluntária N° 3, em 30° de flexão da perna com bandagem, no <i>software</i> Matlab®.	77
Figura 25 -	Representação gráfica da DEP, do M. bíceps femoral (Cabeça longa), na primeira CIVM da voluntária N° 3, em 30° de flexão da perna com bandagem, no <i>software</i> Matlab®.	78

Figura 26 -	Representação gráfica da função densidade de probabilidade (A) e função distribuição de probabilidade (B), do M. bíceps femoral (Cabeça longa), na primeira CIVM da voluntária N° 3, em 30° de flexão da perna com bandagem, no <i>software</i> Matlab®.	79
Figura 27 -	Representação gráfica do histograma, do M. bíceps femoral (Cabeça longa), na primeira CIVM da voluntária N° 3, em 30° de flexão da perna com bandagem.	80
Figura 28 -	Valores obtidos do M. bíceps femoral (Cabeça longa), na primeira CIVM da voluntária N° 3, em 30° de flexão da perna com bandagem.	80
Figura 29 -	Gráfico representativo do traçado das médias das freqüências medianas do sinal eletromiográfico do M. Bíceps femoral (Cabeça longa), do conjunto de CIVM das 12 voluntárias com bandagem em 30 graus de flexão da perna, no <i>software</i> Matlab®. O intervalo azul representa os valores máximos e mínimos; a curva amarela é o intervalo de confiança da amostra; a reta vermelha é a média e “m” o valor numérico da média.	82
Figura 30 -	Gráfico representativo do traçado das médias da DEP do sinal eletromiográfico do M. bíceps femoral (Cabeça longa), do conjunto de CIVM das 12 voluntárias com bandagem em 30 graus de flexão da perna, no <i>software</i> Matlab®. O intervalo azul representa os valores máximos e mínimos; a reta central, a média e o ponto verde, o valor do pico.	83
Figura 31 -	Gráfico representativo do traçado das médias das ENN do sinal eletromiográfico do M. bíceps femoral (Cabeça longa), do conjunto de CIVM das 12 voluntárias com bandagem em 30 graus de flexão da perna, no <i>software</i> Matlab®. O intervalo azul representa os valores máximos e mínimos; a curva amarela é o intervalo de confiança da amostra e a reta central, a média;	84

Figura 32 -	Gráfico representativo da ENN da força gerada pelos músculos analisados, do conjunto de CIVM das 12 voluntárias com bandagem em 30 graus de flexão da perna, no <i>software</i> Matlab®. O intervalo azul representa os valores máximos e mínimos; a curva amarela é o intervalo de confiança da amostra e a reta central a média.	85
Figura 33 -	Valores da DEP para o tratamento “com bandagem”, nos diferentes graus e músculos (** $p < 0,01$).	89
Figura 34 -	Valores da DEP para o tratamento “bandagem frouxa”, nos diferentes graus e músculos (** $p < 0,01$, * $p < 0,05$).	90
Figura 35 -	Valores da DEP para o tratamento “sem bandagem”, nos diferentes graus e músculos (** $p < 0,01$).	91
Figura 36 -	Valores da ENN para o M. bíceps femoral (Cabeça longa), nos diferentes graus e tratamentos (* $p < 0,05$).	92
Figura 37 -	Valores da ENN para o M. semimembranáceo, nos diferentes graus e tratamentos (* $p < 0,05$).	94
Figura 38 -	Valores da ENN para o M. semitendíneo, nos diferentes graus e tratamentos (* $p < 0,05$).	95
Figura 39 -	Valores da ENN para o tratamento “com bandagem”, nos diferentes graus e músculos (** $p < 0,01$).	96
Figura 40 -	Valores da ENN para o tratamento “bandagem frouxa”, nos diferentes graus e músculos (** $p < 0,01$).	96
Figura 41 -	Valores da ENN para o tratamento “sem bandagem”, nos diferentes graus e músculos (** $p < 0,01$).	97
Figura 42 -	Valores da ENN para a célula de carga segundo o grau e o tratamento (** $p < 0,01$).	98
Figura 43 -	Exemplo de linha de comando para o <i>script</i>	152
Figura 44 -	<i>Script</i> das 36 contrações do M. bíceps femoral (Cabeça longa), a 30 graus de flexão da perna com bandagem.	153
Figura 45 -	Gráficos representativos dos traçados das médias das frequências medianas do sinal eletromiográfico do M. bíceps femoral (Cabeça longa), do conjunto de CIVM das 12 voluntárias em 30 graus de flexão da perna com bandagem (A), sem bandagem (B) e com a bandagem frouxa (C).	175

Figura 46 -	Gráficos representativos dos traçados das médias das frequências medianas do sinal eletromiográfico do M. semitendíneo, do conjunto de CIVM das 12 voluntárias em 30 graus de flexão da perna com bandagem (A), sem bandagem (B) e com a bandagem frouxa (C).	175
Figura 47 -	Gráficos representativos dos traçados das médias das frequências medianas do sinal eletromiográfico do M. semimembranáceo, do conjunto de CIVM das 12 voluntárias em 30 graus de flexão da perna com bandagem (A), sem bandagem (B) e com a bandagem frouxa (C).	176
Figura 48 -	Gráficos representativos dos traçados das médias das frequências medianas do sinal eletromiográfico da célula de carga, do conjunto de CIVM das 12 voluntárias em 30 graus de flexão da perna com bandagem (A), sem bandagem (B) e com a bandagem frouxa (C).	176
Figura 49 -	Gráficos representativos dos traçados das médias das frequências medianas do sinal eletromiográfico do M. bíceps femoral (Cabeça longa), do conjunto de CIVM das 12 voluntárias em 60 graus de flexão da perna com bandagem (A), sem bandagem (B) e com a bandagem frouxa (C).	177
Figura 50 -	Gráficos representativos dos traçados das médias das frequências medianas do sinal eletromiográfico do M. semitendíneo, do conjunto de CIVM das 12 voluntárias em 60 graus de flexão da perna com bandagem (A), sem bandagem (B) e com a bandagem frouxa (C).	177
Figura 51 -	Gráficos representativos dos traçados das médias das frequências medianas do sinal eletromiográfico do M. semimembranáceo, do conjunto de CIVM das 12 voluntárias em 60 graus de flexão da perna com bandagem (A), sem bandagem (B) e com a bandagem frouxa (C).	178
Figura 52 -	Gráficos representativos dos traçados das médias das frequências medianas do sinal eletromiográfico da célula de carga, do conjunto de CIVM das 12 voluntárias em 60 graus de flexão da perna com bandagem (A), sem bandagem (B) e com a bandagem frouxa (C).	178

Figura 53 -	Gráficos representativos dos traçados das médias das frequências medianas do sinal eletromiográfico do M. bíceps femoral (Cabeça longa), do conjunto de CIVM das 12 voluntárias em 90 graus de flexão da perna com bandagem (A), sem bandagem (B) e com a bandagem frouxa (C).	179
Figura 54 -	Gráficos representativos dos traçados das médias das frequências medianas do sinal eletromiográfico do M. semitendíneo, do conjunto de CIVM das 12 voluntárias em 90 graus de flexão da perna com bandagem (A), sem bandagem (B) e com a bandagem frouxa (C).	179
Figura 55 -	Gráficos representativos dos traçados das médias das frequências medianas do sinal eletromiográfico do M. semimembranáceo, do conjunto de CIVM das 12 voluntárias em 90 graus de flexão da perna com bandagem (A), sem bandagem (B) e com a bandagem frouxa (C).	180
Figura 56 -	Gráficos representativos dos traçados das médias das frequências medianas do sinal eletromiográfico da célula de carga, do conjunto de CIVM das 12 voluntárias em 90 graus de flexão da perna com bandagem (A), sem bandagem (B) e com a bandagem frouxa (C).	180
Figura 57 -	Gráficos representativos dos traçados das médias das DEP do sinal eletromiográfico do M. bíceps femoral (Cabeça longa), do conjunto de CIVM das 12 voluntárias em 30 graus de flexão da perna com bandagem (A), sem bandagem (B) e com a bandagem frouxa (C).	181
Figura 58 -	Gráficos representativos dos traçados das médias das DEP do sinal eletromiográfico do M. semitendíneo, do conjunto de CIVM das 12 voluntárias em 30 graus de flexão da perna com bandagem (A), sem bandagem (B) e com a bandagem frouxa (C).	181
Figura 59 -	Gráficos representativos dos traçados das médias das DEP do sinal eletromiográfico do M. semimembranáceo, do conjunto de CIVM das 12 voluntárias em 30 graus de flexão da perna com bandagem (A), sem bandagem (B) e com a bandagem frouxa (C).	182

Figura 60 -	Gráficos representativos dos traçados das médias das DEP do sinal eletromiográfico da célula de carga, do conjunto de CIVM das 12 voluntárias em 30 graus de flexão da perna com bandagem (A), sem bandagem (B) e com a bandagem frouxa (C).	182
Figura 61 -	Gráficos representativos dos traçados das médias das DEP do sinal eletromiográfico do M. bíceps femoral (Cabeça longa), do conjunto de CIVM das 12 voluntárias em 60 graus de flexão da perna com bandagem (A), sem bandagem (B) e com a bandagem frouxa (C).	183
Figura 62 -	Gráficos representativos dos traçados das médias das DEP do sinal eletromiográfico do M. semitendíneo, do conjunto de CIVM das 12 voluntárias em 60 graus de flexão da perna com bandagem (A), sem bandagem (B) e com a bandagem frouxa (C).	183
Figura 63 -	Gráficos representativos dos traçados das médias das DEP do sinal eletromiográfico do M. semimembranáceo, do conjunto de CIVM das 12 voluntárias em 60 graus de flexão da perna com bandagem (A), sem bandagem (B) e com a bandagem frouxa (C).	184
Figura 64 -	Gráficos representativos dos traçados das médias das DEP do sinal eletromiográfico da célula de carga, do conjunto de CIVM das 12 voluntárias em 60 graus de flexão da perna com bandagem (A), sem bandagem (B) e com a bandagem frouxa (C).	184
Figura 65 -	Gráficos representativos dos traçados das médias das DEP do sinal eletromiográfico do M. bíceps femoral (Cabeça longa), do conjunto de CIVM das 12 voluntárias em 90 graus de flexão da perna com bandagem (A), sem bandagem (B) e com a bandagem frouxa (C).	185
Figura 66 -	Gráficos representativos dos traçados das médias das DEP do sinal eletromiográfico do M. semitendíneo, do conjunto de CIVM das 12 voluntárias em 90 graus de flexão da perna com bandagem (A), sem bandagem (B) e com a bandagem frouxa (C).	185

Figura 67 -	Gráficos representativos dos traçados das médias das DEP do sinal eletromiográfico do M. semimembranáceo, do conjunto de CIVM das 12 voluntárias em 90 graus de flexão da perna com bandagem (A), sem bandagem (B) e com a bandagem frouxa (C).	186
Figura 68 -	Gráficos representativos dos traçados das médias das DEP do sinal eletromiográfico da célula de carga, do conjunto de CIVM das 12 voluntárias em 90 graus de flexão da perna com bandagem (A), sem bandagem (B) e com a bandagem frouxa (C).	186
Figura 69 -	Gráficos representativos dos traçados das médias das ENN do sinal eletromiográfico do M. bíceps femoral (Cabeça longa), do conjunto de CIVM das 12 voluntárias em 30 graus de flexão da perna com bandagem (A), sem bandagem (B) e com a bandagem frouxa (C).	187
Figura 70 -	Gráficos representativos dos traçados das médias das ENN do sinal eletromiográfico do M. semitendíneo, do conjunto de CIVM das 12 voluntárias em 30 graus de flexão da perna com bandagem (A), sem bandagem (B) e com a bandagem frouxa (C).	187
Figura 71 -	Gráficos representativos dos traçados das médias das ENN do sinal eletromiográfico do M. semitendíneo, do conjunto de CIVM das 12 voluntárias em 30 graus de flexão da perna com bandagem (A), sem bandagem (B) e com a bandagem frouxa (C).	188
Figura 72 -	Gráficos representativos dos traçados das médias das ENN do sinal eletromiográfico da célula de carga, do conjunto de CIVM das 12 voluntárias em 30 graus de flexão da perna com bandagem (A), sem bandagem (B) e com a bandagem frouxa (C).	188
Figura 73 -	Gráficos representativos dos traçados das médias das ENN do sinal eletromiográfico do M. bíceps femoral (Cabeça longa), do conjunto de CIVM das 12 voluntárias em 60 graus de flexão da perna com bandagem (A), sem bandagem (B) e com a bandagem frouxa (C).	189

Figura 74 -	Gráficos representativos dos traçados das médias das ENN do sinal eletromiográfico do M. semitendíneo, do conjunto de CIVM das 12 voluntárias em 60 graus de flexão da perna com bandagem (A), sem bandagem (B) e com a bandagem frouxa (C).	189
Figura 75 -	Gráficos representativos dos traçados das médias das ENN do sinal eletromiográfico do M. semimembranáceo, do conjunto de CIVM das 12 voluntárias em 60 graus de flexão da perna com bandagem (A), sem bandagem (B) e com a bandagem frouxa (C).	190
Figura 76 -	Gráficos representativos dos traçados das médias das ENN do sinal eletromiográfico da célula de carga, do conjunto de CIVM das 12 voluntárias em 60 graus de flexão da perna com bandagem (A), sem bandagem (B) e com a bandagem frouxa (C).	190
Figura 77 -	Gráficos representativos dos traçados das médias das ENN do sinal eletromiográfico do M. bíceps femoral (Cabeça longa), do conjunto de CIVM das 12 voluntárias em 90 graus de flexão da perna com bandagem (A), sem bandagem (B) e com a bandagem frouxa (C).	191
Figura 78 -	Gráficos representativos dos traçados das médias das ENN do sinal eletromiográfico do M. semitendíneo, do conjunto de CIVM das 12 voluntárias em 90 graus de flexão da perna com bandagem (A), sem bandagem (B) e com a bandagem frouxa (C).	191
Figura 79 -	Gráficos representativos dos traçados das médias das ENN do sinal eletromiográfico do M. semimembranáceo, do conjunto de CIVM das 12 voluntárias em 90 graus de flexão da perna com bandagem (A), sem bandagem (B) e com a bandagem frouxa (C).	192
Figura 80 -	Gráficos representativos dos traçados das médias das ENN do sinal eletromiográfico da célula de carga, do conjunto de CIVM das 12 voluntárias em 90 graus de flexão da perna com bandagem (A), sem bandagem (B) e com a bandagem frouxa (C).	192

LISTA DE QUADROS E TABELAS

Quadro 1 -	Relação das voluntárias com as respectivas datas de nascimento e a idade na época da realização do experimento.	133
Quadro 2 -	Relação das voluntárias com os respectivos valores de altura, peso e Índice de Massa Corporal (IMC) na época da realização do experimento.	133
Tabela 1 -	Características das amostras e resultados obtidos nas análises estatísticas para a variável DEP (dB), segundo o músculo, a angulação e o tratamento.	193
Tabela 2 -	Características das amostras e resultados obtidos nas análises estatísticas para a variável DEP (dB), segundo tratamento, nas diversas angulações e músculos analisados.	194
Tabela 3 -	Características das amostras e resultados obtidos nas análises estatísticas para a variável ENN (μ V) segundo o músculo, o grau e o tratamento.	195
Tabela 4 -	Características das amostras e resultados obtidos nas análises estatísticas para a variável ENN (μ V) segundo o tratamento, o grau e o músculo.	196
Tabela 5 -	Características das amostras e resultados obtidos na análise estatística para a variável ENN (Kgf)) para a célula de carga segundo o grau e o tratamento.	197

RESUMO

O objetivo deste estudo foi o de verificar o efeito de uma técnica de bandagem funcional, na atividade elétrica e força dos Mm. bíceps femoral (Cabeça longa), semitendíneo e semimembranáceo, no membro inferior direito (membro dominante) de 12 voluntárias, sem histórias de distúrbios osteoarticulares e/ou musculares da região do joelho, com faixa etária variando de 21 a 26 anos ($X = 23,08 \pm 2,24$) e índice de massa corpórea no padrão da normalidade. A coleta dos sinais eletromiográficos foi realizada durante a contração isométrica voluntária máxima em 30, 60 e 90 graus de flexão da perna, de três maneiras: sem bandagem, com a bandagem aplicada na forma proposta por KAZEMI (1997), e com a bandagem frouxa. A técnica consistiu na colocação de bandagem rígida de 5 cm (Smith+Nephew[®]), a partir da aplicação de uma “almofada” feita com *mousse* de proteção na região medial posterior da coxa, no ponto médio entre o sulco infraglúteo e o eletrodo de superfície do M. semitendíneo. A bandagem era então fixada, tracionada lateralmente e para baixo, fixando-a no sentido transversal, de modo a promover uma força centrípeta em toda a circunferência da coxa. Os sinais foram captados por um módulo condicionador de sinais com conversão analógica-digital. A aquisição e o armazenamento dos dados em arquivo, se deram por meio do aplicativo AqDados[®], versão 4.18 para MS-DOS (Lynx[®]). O *software* utilizado para o processamento e análise dos dados foi o Matlab[®] (versão 5.0). Para a análise estatística dos dados utilizou-se o sistema computacional *Statistical Analysis System*. Estudou-se a suposição de normalidade dos dados através do teste de Shapiro-Wilk e como os conjuntos de dados experimentais para todas as variáveis consideradas não apresentaram evidências estatísticas para aceitar a suposição de normalidade, analisou-se cada uma das variáveis através do teste não-paramétrico de Kruskal-Wallis. Para todas as análises de variância considerou-se o nível crítico de 5% ($p < 0,05$). As variáveis analisadas foram a densidade espectral de potência e a envoltória não normalizada com base nos diferentes músculos, angulações e tratamentos aplicados. Diante dos resultados obtidos conclui-se que: O recrutamento de unidades motoras em 30° e 60° de flexão da perna foi maior no M. semimembranáceo em comparação ao M. semitendíneo e dos dois em relação ao M. bíceps femoral (Cabeça longa); a bandagem foi efetiva no aumento dos valores da amplitude do sinal eletromiográfico em relação

ao tempo (envoltória não normalizada) do M. bíceps femoral em 90° de flexão da perna, em comparação à condição da bandagem frouxa e sem a bandagem; o M. semimembranáceo, na situação sem bandagem, apresentou valores para a envoltória não normalizada menores à medida em que o ângulo de flexão da perna aumentou sendo a bandagem efetiva aos 60° e 90°, visto que os valores foram maiores nestas angulações; a bandagem foi eficaz e a bandagem frouxa promoveu efeito placebo positivo nos valores da envoltória não normalizada do M. semitendíneo em comparação com a situação sem bandagem; a bandagem produz melhores resultados em situações de menor alavanca dos segmentos envolvidos; a bandagem frouxa teve efeito placebo positivo nos músculos estudados nos ângulos de flexão da perna que estes tendem a apresentar menor atividade; a força dos músculos flexores é maior na medida em que a angulação de flexão da perna é menor e estes estão mais distendidos; a bandagem foi eficaz e a bandagem frouxa teve efeito placebo positivo no aumento da força dos músculos nos ângulos de 60° e 90° de flexão da perna.

Palavras-chave : Eletromiografia, músculos flexores da perna, contração muscular, bandagem funcional, força muscular, dinamometria.

ABSTRACT

The purpose of this study was to determine the effect of a functional bandage technique on the electric activity and strength of the biceps femoris (long head), semitendinous and semimembranosus, of the right lower member (dominant limb) of 12 volunteers without any previous injuries of the knee, aged between 21 the 26 years old ($23,08 \text{ X} = \pm 2,24$) and body mass index within the standard normality. The electromyographic signs were collected during the maximum voluntary isometric contraction at 30, 60 and 90 degrees of knee flexion, in three ways: without bandage, with the bandage applied in the form proposed by KAZEMI (1997), and with the loose bandage. The technique consisted to apply a rigid bandage with 5 cm width (Smith+Nephew[®]), from the application of a little cushion made with mousse of protection in the posterior medial region of the thigh, in the average point between the infragluteous wrinkle and the surface electrode of the semitendinous muscle. The bandage was then fixed, pulled laterally and down, fixing it in the transversal direction, in order to promote a centripetal force in all the circumference of the thigh. The signs were registered by a conditioning module of signs with analog-digital conversion. The acquisition and storage of the data in the file were done by means of the applicatory AqDados[®], version 4.18 for MS-dos (Lynx[®]). The software used for the processing and analysis of the data was the Matlab[®] (version 5.0). The computational system Statistical Analysis System was used for the statistical analysis of the data. The supposition of normality of the data was studied through the Shapiro-Wilk test. Since the sets of experimental data for all the considered variables did not show statistical evidences supporting the normality assumption, each variable was analyzed through the non-parametric Kruskal-Wallis test. The critical level of 5% was considered ($p < 0,05$) for all the variance analyses. The analyzed variables were the spectral density of strength and the non-normalized covering on the basis of the different muscles, angles and applied treatments. Based on the results obtained it can be concluded that: the recruitment of the motor units at 30° and 60° of knee flexion was bigger in the semimembranosus muscle as compared to the semitendinous muscle, and in both as compared to the biceps femoris (long head) muscle; the bandage was effective in the increase of the values of the amplitude of electromyographic sign in relation to the time (non-

normalized covering) of the biceps femoris at 90° of knee flexion, as compared to the condition of the loose bandage and without the bandage; the semimembranosus muscle in the situation without any bandage showed values for the non-normalized covering gradually smaller as the angle of the flexion of the leg increased, the bandage being effective at 60° and 90°, since the values were bigger at these angles; the bandage was effective and the loose bandage had positive placebo effect for the values of non-normalized covering of the semitendinosus muscle in comparison to the situation without bandage; the bandage produces better results in situations of smaller lever of the segments involved; the loose bandage had positive placebo effect on the studied muscles in angles of the flexion of the leg that these muscles tend to show less activity; the force of the flexor muscles is bigger as the angle of the flexion of the leg is smaller and these muscles are more distended; the bandage was effective and the loose bandage had positive placebo effect in increase the muscle strength at 60° e 90° of the flexion of the leg.

Key-words: Electromyography, flexor muscles of the leg, muscular contraction, functional bandage, muscular strength, dynamometry.

1. INTRODUÇÃO

Embora as propriedades elétricas dos músculos e nervos tenham sido relatadas em 1792 por Luigi Galvani (BASMAJIAN & DE LUCA, 1985), a eletromiografia, que é o estudo da atividade da unidade motora através de detecção e registro dos potenciais elétricos das membranas das fibras musculares esqueléticas, começou a ser utilizada no início do século XX. Esta técnica tem contribuído em muito para o estudo cinesiológico e, mais recentemente, como método de avaliação terapêutica e recurso útil à clínica médica (PORTNEY, 1993).

No passado a atividade elétrica dos músculos realizada através da eletromiografia era quantificada pela amplitude do sinal. Atualmente, a utilização de microcomputadores e *softwares* possibilita a análise mais detalhada dos dados, em comparação aos métodos antigos (LYNX TECNOLOGIA ELETRÔNICA LTDA, 1997).

A padronização e normalização dos dados tem sido outra preocupação nos estudos atuais, de maneira a facilitar a comparação e minimizar as diferenças entre indivíduos (ERVILHA et al., 1998).

A articulação do joelho é considerada uma das articulações mais complexas do corpo, talvez a mais vulnerável e susceptível a lesões (WEINSTEIN & BUCKWALTER, 2000). Os Mm. bíceps femoral (Cabeça longa e curta), semitendíneo e semimembranáceo, também denominados músculos “isquiotibiais”, são responsáveis pela flexão da perna e pela extensão da coxa (exceto a Cabeça curta do M. bíceps femoral). Em equilíbrio com a musculatura agonista (o M. quadríceps femoral), eles permitem uma maior estabilidade da articulação do joelho (CAMPBELL & GLENN, 1982).

No final da década de sessenta, a utilização do *brace* (um dispositivo para o suporte da articulação), com o objetivo de diminuir a instabilidade de joelho, era destinada apenas aos portadores de artrite ou paralisia dos membros inferiores. Eram órteses pesadas que causavam grande incômodo aos que as utilizavam. No início da década de setenta, Nicholas, reconhecendo a importância e frequência das instabilidades ligamentares em atletas jovens, idealizou o *brace* funcional para essa população (BRANCH et al., 1989).

O desenvolvimento dos esportes e o aumento da procura por dispositivos, que previnam lesões e promovam um melhor desempenho das

atividades, são fatores que contribuem para a produção de aparatos e equipamentos esportivos.

A utilização de bandagens funcionais (tiras adesivas, elásticas ou não elásticas), tem aumentado pela eficácia e aprimoramento das diversas técnicas e pela melhoria na qualidade dos materiais disponíveis (EITNER et al., 1984). Essa opinião é corroborada por BRANCH et al. (1989) que, no entanto, afirmam que não houve aumento na mesma proporção, dos laboratórios e pesquisas sobre a real função desses dispositivos.

Os resultados dos estudos são controversos, em se tratando de dados objetivos de mensuração, limitando-se em muitos casos aos relatos subjetivos dos pacientes em relação à eficácia do material utilizado (COLVILLE et al., 1986).

Considerando o exposto, o objetivo deste estudo foi o de verificar o efeito de uma técnica de bandagem funcional descrita por KAZEMI (1997), na atividade elétrica e força dos Mm. bíceps femoral (Cabeça longa), semitendíneo e semimembráceo, através da eletromiografia e da dinamometria, respectivamente.

2. REVISÃO DA LITERATURA

O presente capítulo será dividido por assuntos, embora diversos autores tenham realizado pesquisas, que permeiam dois ou mais temas desta revisão. A ordem cronológica não será seguida de forma rigorosa, com o intuito de promover um melhor entendimento do texto. Num primeiro momento serão apresentadas definições e estudos sobre a atividade elétrica dos músculos e os avanços tecnológicos em relação à técnica utilizada neste trabalho, a eletromiografia. Num segundo momento será feita uma revisão sobre a localização e funções dos Mm. bíceps femoral (cabeça longa), semitendíneo e semimembranáceo. Em seguida, serão abordadas a natureza da contração isométrica e estudos realizados que guardam relação com a contração muscular. Finalizando, serão apresentados os estudos relativos às bandagens, *braces*, *tapes*, ou seja, técnicas utilizadas na prática clínica e desportiva, para o suporte de articulações e/ou segmentos do corpo.

2.1 Eletromiografia

No final do século XVIII foram publicados os primeiros estudos em relação à atividade elétrica dos músculos de rãs, realizados por Luigi

Galvani (BASMAJIAN & DE LUCA, 1985). Embora outros autores tenham se dedicado ao assunto, apenas na metade do século XX, DUCHENNE (1949) realizou experimentos, nos quais investigou a dinâmica e a função muscular através da estimulação elétrica “in vivo” e em cadáveres, logo após a morte, quer diretamente no músculo ou através de seu nervo.

LEHMKUHL & SMITH (1989) definiram a eletromiografia (Lat. *elektra*, reluzente, brilhante, relativo à eletricidade; Gr. *myos*, músculo; e Lat. *graphicus*, escrever), como a coleta de informações sobre a atividade elétrica muscular através de eletrodos (de superfície, agulha ou fio), conectados a equipamentos para amplificação e registro dos sinais.

Com a evolução dos estudos, métodos e equipamentos, a eletromiografia, definida por PORTNEY (1993) como o estudo da atividade da unidade motora, representa um papel importante para os profissionais da área de saúde no diagnóstico e tratamento das lesões, assim como no maior conhecimento acerca da atividade muscular e nervosa (KURCA & DROBNÝ, 2000).

Se, de um lado, os estudos e aplicação da eletromiografia nas diversas áreas vêm aumentando, de outro, cada vez mais são publicados

artigos, que alertam para a importância na padronização de procedimentos, com o objetivo de não incorrer em erros metodológicos (TURKER, 1993; SODERBERG & COOK, 1994; DE LUCA, 1997).

Os tipos de eletrodos existentes são os de fio, de agulha ou de superfície. O eletrodo de superfície pode ser utilizado em músculos superficiais; sua principal vantagem é a facilidade na colocação e o conforto do paciente, por tratar-se de uma técnica não invasiva (SODERBERG & COOK, 1994). Atualmente é o único método não invasivo, que dá informação direta sobre o envolvimento de um músculo em uma atividade ocupacional, utilizado largamente em estudos da área da ergonomia e biomecânica (MATHIASSEN et al., 1995).

DE LUCA (1997) defende a aplicação dos eletrodos diferenciais de superfície em direção perpendicular as fibras musculares, no ventre do músculo, entre o ponto motor e o tendão.

Já ARAÚJO & AMADIO (1996) têm preferência pela colocação do eletrodo no ponto motor do ventre muscular. Consideram, com base em estudos anteriores, que esta técnica está menos sujeita a erros sistemáticos.

No momento da contração, os potenciais de ação das unidades motoras (PAUMs) são captados pelos eletrodos. A forma típica de um PAUM é bifásica ou trifásica; a unidade motora normal dispara até 15 vezes por segundo na vigência de uma forte contração. Os potenciais individuais das unidades motoras, que estão próximas, se somam, dando origem ao sinal eletromiográfico, o que faz com que os potenciais individuais não possam ser reconhecidos, sendo visível um padrão de interferência (PORTNEY, 1993).

A qualidade do sinal eletromiográfico (EMG) captado pelos eletrodos depende de e pode ser influenciada por diversos fatores. SOLOMONOW et al. (1994) chamam a atenção para os vários fatores, que podem interferir na quantidade de *crosstalk* do sinal EMG. O estudo comparou os resultados com eletrodo de agulha e de superfície em músculos de gatos em relação à quantidade de tecido adiposo, que recobre os músculos. Os valores de *crosstalk* foram superiores na presença de maior concentração de tecido adiposo, levando os autores à conclusão de que esta é uma variável importante a ser considerada e interfere na qualidade do sinal EMG.

Diante dos diversos fatores que afetam o sinal EMG, DE LUCA (1997) os divide entre causais (intrínsecos e extrínsecos), intermediários e determinantes, os quais estão representados na FIG. 1.

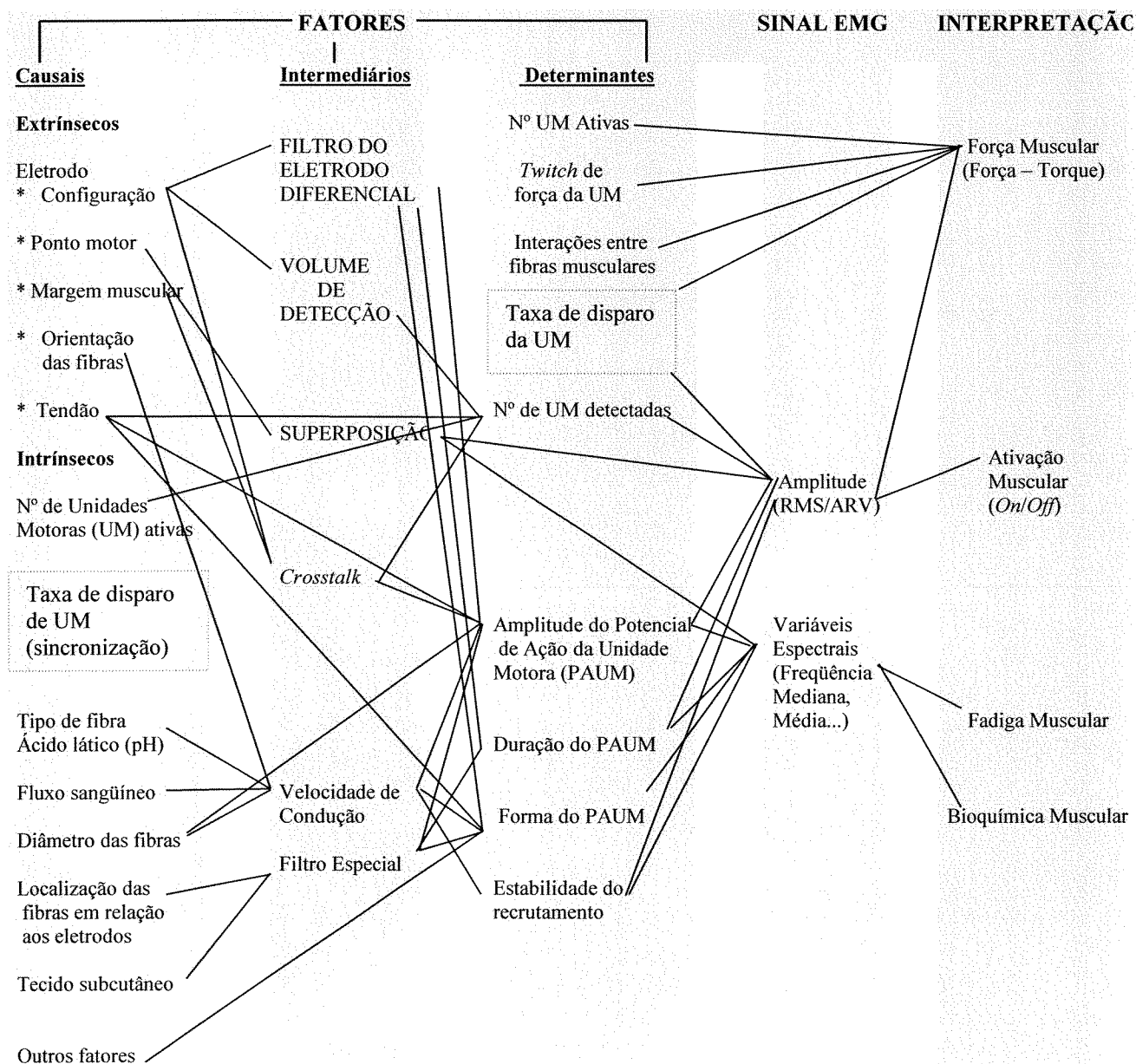


FIGURA 1 – Diagrama esquemático dos fatores que afetam o sinal EMG. O arranjo dos fatores é projetado para demonstrar o fluxo de influências e interações entre os fatores. Fonte: DE LUCA (1997).

A expressão “aquisição de dados” é utilizada genericamente para designar a obtenção de informações relativas a um processo. Estas informações podem, quase sempre, ser transformadas em sinal elétrico e registradas de diversas formas. A utilização de microcomputadores torna a aquisição de dados mais eficaz e confiável, em comparação aos métodos tradicionais. Além disso, os dados estão prontos para a análise e processamento do sinal, elaboração de relatórios e exportação dos dados para outros programas (LYNX TECNOLOGIA ELETRÔNICA LTDA, 1997).

A normalização dos dados provenientes do sinal eletromiográfico tem sido objeto de muitos trabalhos, na tentativa de facilitar a comparação e minimizar as diferenças entre indivíduos (YANG & WINTER, 1984; ERVILHA et al., 1998).

A contração isométrica voluntária máxima (CIVM) é um dos métodos de normalização mais utilizados nos estudos estáticos (YANG & WINTER, 1984), mas vários procedimentos de normalização têm sido analisados e comparados em estudos dinâmicos (KNUTSON et al., 1994; KELLIS & BALTZOPOULOS, 1996; ERVILHA et al., 1998; MORRIS et al., 1998).

A falta de padronização nos experimentos e procedimentos de normalização dificulta a comparação dos diversos estudos existentes em relação ao M. trapézio, Parte descendente (MATHIASSEN et al., 1995).

KELLIS & BALTZOPOULOS (1996) concluíram que a principal contribuição de seu estudo, foi a constatação de que o método de normalização tem forte influência nos padrões de atividade antagonista durante a flexo-extensão isocinética concêntrica e excêntrica da perna. Os valores EMG integrados (IEMG) dos antagonistas, utilizando o método estático, foram significativamente menores, comparados aos IEMG normalizados, usando o método dinâmico. A conclusão se baseia no fato deste método incluir outros fatores, como ação muscular, comprimento muscular e velocidade angular durante o movimento isocinético.

2.2 Mm. bíceps femoral, semitendíneo e semimembráceo

Os Mm. bíceps femoral (Cabeças longa e curta), semitendíneo e semimembráceo (SOCIEDADE BRASILEIRA DE ANATOMIA, 2001), são denominados em conjunto como os músculos isquiotibiais por LEHMKUHL & SMITH (1989), isquio-surais por KAPANDJI (1990) ou isquiocrurais por SPENCE (1991). A Cabeça curta do M. bíceps femoral

é monoarticular e recoberta quase totalmente pela Cabeça longa, sendo difícil de ser palpada. A Cabeça longa do M. bíceps femoral e os Mm. semitendíneo e semimembranáceo têm origem comum no túber isquiático e sua inserção na fíbula e tíbia respectivamente. São músculos biarticulares e atuam na flexão da perna e extensão da coxa (SPENCE, 1991).

BASMAJIAN & DE LUCA (1985) realizaram estudos que mostraram a contração do M. bíceps femoral na extensão ativa da coxa (em contraste com o M. glúteo máximo, que atua apenas contra uma resistência), na flexão e rotação lateral da perna.

FURLANI et al. (1973, 1977), através da utilização do eletrodo de agulha nas duas cabeças do M. bíceps femoral, verificaram que este é com certeza um músculo flexor da perna, mas em menos de 50% dos casos ele atuou como rotador lateral da perna. Os autores identificaram ainda que o M. bíceps femoral não participa da manutenção do corpo devidamente alinhado na posição ortostática com apoio bi- ou unipodal, assim como durante a adução da coxa.

BASMAJIAN & DE LUCA (1985) fazem menção a vários estudos com os músculos isquiotibiais em relação à marcha e salientam a

importância de músculos biarticulares, não apenas por cruzarem duas articulações, mas principalmente pela atuação nos movimentos de ambas.

Nesta linha, FUJIWARA & BASMAJIAN (1975) estudaram a ação de vários músculos, que atuam simultaneamente nas articulações do quadril e do joelho. Os isquiotibiais mediais (Mm. semitendíneo e semimembranáceo), com os voluntários na posição sentada, apresentaram atividade máxima durante a extensão da coxa com flexão da perna. Por outro lado, menor atividade foi detectada durante a flexão da perna combinada com a flexão da coxa e não se verificou atividade na extensão da coxa com a extensão da perna.

SANT'ANNA (1988) realizou pesquisa com 20 voluntários, utilizando eletrodo de agulha, para determinar a atividade eletromiográfica dos Mm. bíceps femoral (Cabeça longa), semitendíneo e semimembranáceo nos movimentos de flexão e extensão da perna (com o pé em posição neutra, inversão e eversão) em mesa flexora. Constatou que os Mm. semitendíneo e semimembranáceo apresentaram atividade maior em relação ao bíceps femoral (cabeça longa) no movimento de flexão da perna e que os três músculos analisados foram mais ativos no intervalo de 30 a 60 graus de flexão da perna.

Para LEHMKUHL & SMITH (1989), os Mm. isquiotibiais perdem força na medida em que a flexão da perna ocorre simultaneamente à extensão da coxa, sendo maior o torque, quando os músculos estão em posição de alongamento. Na presença de encurtamento do M. reto femoral, durante a flexão da perna realizada em decúbito ventral, ocorrem a báscula anterior da pelve e elevação das nádegas.

KAPANDJI (1990) reconhece igualmente os Mm. bíceps femoral, semitendíneo e semimembranáceo como extensores da coxa e flexores da perna. Afirma que a segunda ação é influenciada pela posição da articulação do quadril, na medida em que a tensão destes músculos em decorrência da flexão da coxa aumenta a eficácia dos mesmos como flexores da perna. Em oposição, com a perna em extensão, a ação deles como extensores da coxa é valorizada.

2.3 Contração Muscular

A contração isométrica de um ou mais músculos ocorre, quando a contração produz força sem mudar o ângulo da articulação (LEHMKUHL & SMITH, 1989).

A relação entre a EMG de superfície e a força muscular tem sido objeto de estudo de diversos autores. As conclusões são divergentes, principalmente em função da variedade dos parâmetros estudados (MILNER-BROWN & STEIN, 1975; RAY & GUHA, 1983; BASMAJIAN & DE LUCA, 1985; DE LUCA, 1997).

A força muscular pode ser alterada por diversos fatores, como por exemplo, a relação comprimento-tensão e pela ação da alavanca. LEHMKUHL & SMITH (1989) afirmam que o formato da curva isométrica máxima dos flexores da perna indica que o fator comprimento-tensão predomina sobre o fator alavanca. Os valores mais altos de torque ocorrem no início da flexão da perna, pois os músculos estão alongados.

RASCHKE & CHAFFIN (1996) detectaram que os Mm. extensores do tronco de 5 voluntários apresentaram maior força para realizar a extensão do tronco, em posição ortostática, partindo da flexão de tronco de 45° em comparação com 22,5° e 0°.

JOHANSSON et al. (1983) investigaram a relação entre o volume do comando verbal e o resultado na magnitude da contração muscular. Concluíram que a resposta foi maior sob o comando de voz mais alto, quando comparado com o volume mais baixo. Afirmaram, no entanto,

que a resposta depende de outros fatores, como sexo, idade, características de personalidade, os quais deveriam ser objeto de estudos complementares.

McNAIR, et al. (1996) verificaram o efeito do encorajamento verbal na eletromiografia do M. bíceps braquial de 20 voluntários durante a contração isométrica voluntária máxima. Os resultados mostram diferença significativa na força, porém, não em relação à frequência mediana.

O estudo realizado por EVETOVICH et al. (2000) igualmente não detectou diferença significativa na frequência mediana da mecanomiografia de voluntários submetidos a um programa de fortalecimento do M. vasto lateral. Os autores consideraram fatores, como a hipertrofia muscular e/ou as adaptações promovidas pelo treinamento em outros músculos além do M. vasto lateral, como sendo os responsáveis pela ausência de resultados significativos.

GUIRRO (2000) realizou estudo, para analisar o efeito de dois protocolos de estimulação elétrica neuromuscular na atividade mioelétrica e força dos músculos flexores da mão em 24 voluntárias, através da eletromiografia e dinamometria. Dentre os resultados observou a

existência de relação entre comprimento e tensão nos músculos flexores da mão na CIVM, uma vez que os mesmos geraram maior força na posição de 45° de extensão em comparação com 45° de flexão da mão. Constatou ainda “haver correlação positiva entre a amplitude do sinal eletromiográfico e a força muscular, dependente da posição do músculo analisado”, sendo maior em flexão de 45° do que em 45° de extensão da mão.

2.4 Bandagens Funcionais

Uma variedade de suportes externos, como *braces*, joelheiras e bandagens, são comumente usadas na clínica ortopédica e no esporte, com o objetivo de que esses dispositivos promovam melhor desempenho e mais segurança durante as atividades extenuantes (TIMM, 1998; WILSON et al., 1998).

Os estudos em relação ao uso de bandagens, *tapings* e/ou *braces*, remontam de longa data (QUIGLEY et al., 1946; RARICK et al., 1962; FREEMAN, 1965) e as definições e os materiais utilizados variam de autor para autor.

KAZEMI (1997) define as bandagens funcionais como dispositivos, que têm por objetivo mudar a mecânica dos segmentos alterados e/ou não alterados, por meio de diferentes materiais rígidos e/ou não rígidos, proporcionando repouso às estruturas lesadas, minimizando os aspectos deficitários, melhorando a funcionalidade dos segmentos, recuperando assim a função, sem anular outras mecânicas naturais vinculadas aos segmentos, que estejam sendo submetidos à bandagem. Dentre os efeitos descritos pelo autor, estão os de ação mecânica (firmeza muscular), os proprioceptivos (influência sobre os estímulos musculares) e os de ordem psicológica (confiança e conforto).

Outros autores, na mesma linha, afirmam que as bandagens podem ser utilizadas com o objetivo de prevenir lesões, sem comprometer a função motora fisiológica dos segmentos, no entanto, não apresentam dados objetivos de pesquisas realizadas, que comprovem essa teoria (EITNER et al., 1984; BOVÉ, 1994; KAZEMI, 1997).

ROSER et al., em 1971, concluíram que o uso de *taping* simples do tipo “duplo X” não foi eficaz na estabilização da articulação do joelho de quatro atletas com instabilidade medial-lateral e ântero-posterior. Defenderam apenas o uso do *taping* associado ao *brace*, como forma de

promover a estabilidade articular em indivíduos com lesão ligamentar, mas não negaram o benefício do *taping* em outras condições patológicas (prevenção da luxação recidivante de patela ou para limitar a flexão da perna na presença de lesão do menisco).

Em 1979, LEVINE & SPLAIN utilizaram tira adesiva infrapatelar em 53 pacientes (74 joelhos no total), com queixa de dor e crepitação fêmoro-patelar. Afirmaram que o dispositivo pode ser um coadjuvante no tratamento conservador de pessoas com desordens fêmoro-patelares e que a tira infrapatelar foi efetiva no alívio da dor de 77% dos pacientes, pela simplicidade da técnica, conforto ao paciente e aparente falta de contra-indicações.

STOVER (1980) desenvolveu um suporte para o tornozelo com ortoplast[®] moldado e bóias infláveis, para garantir maior aderência, além de duas tiras elásticas, para fixar o suporte ao nível da perna. Afirmou que o acessório é de baixo custo, o formato permite a adaptação em tênis convencional, limita a inversão sem afetar a função, promovendo proteção até a recuperação completa dos entorses. O suporte foi usado também como tratamento primário de pacientes com fraturas estáveis e no

tratamento secundário após a retirada do fixador interno, com resultados satisfatórios.

Após o seguimento de pacientes com desordens fêmoro-patellares por 30 meses, PALUMBO (1981) concluiu que o uso de *brace* dinâmico tem valor e deve ser utilizado em conjunto com um programa rigoroso de reabilitação do M. vasto medial oblíquo.

Ao analisarem o desempenho dos músculos da coxa de atletas com e sem a utilização de *brace* de suporte no joelho, HOUSTON & GOEMANS (1982) observaram que o *brace* dá estabilidade para a articulação, mas prejudica o rendimento dos atletas, na medida em que aumentou em 41% a concentração de lactato no sangue dos voluntários que utilizaram o suporte.

KNUTZEN et al. (1983) constataram através da eletrogoniometria e potenciometria, que o *brace* limitou a rotação medial da tíbia em 22% e a rotação lateral em 31% durante a corrida em voluntários submetidos à cirurgia de reconstrução do ligamento cruzado anterior.

Em 1983, BASSET & FLEMING publicaram estudo realizado com o *brace* Lenox Hill em sujeitos com instabilidade ântero-lateral

rotatória ou ântero-medial e ântero-lateral rotatória combinadas. Os resultados satisfatórios atingiram apenas 30% dos voluntários.

O estudo foi criticado por NICHOLAS (1983) em comentário, que se reportou a estudos realizados na década de 60, os quais concluíram que o uso de *brace*, sem um programa de reabilitação muscular, não é suficiente, para promover a estabilidade da articulação do joelho.

LYSHOLM et al. (1984) analisaram o efeito de um tipo de *brace* patelar no desempenho muscular em testes de extensão do joelho em pacientes com dor patelar. Observaram que 88% dos pacientes tiveram a força aumentada com o uso do *brace*, principalmente nos pacientes mais jovens.

Ao utilizar *taping* adesivo com faixa elástica, em 20 pacientes com instabilidade crônica no tornozelo, LARSEN (1984) detectou que os voluntários, que utilizaram o *taping*, tiveram os tornozelos significativamente mais estáveis em relação aos sem *taping*. Afirmou, porém, que só o *taping* não é suficiente para muitos atletas com instabilidade crônica.

TROPP et al. (1984) realizaram gravações segundo a técnica de “estabilitrometria” descrita por Sahlstrand em 1978, em três grupos de

jogadores de futebol com instabilidade de tornozelo. Os voluntários do 1º grupo mantinham a posição ortostática com apoio unipodal, sendo comparados o membro são e o membro lesado. Os resultados não apresentaram diferença estatisticamente significativa. O segundo grupo de jogadores foi submetido a seis semanas de treinamento diário por 15 minutos em um disco com 17 cm de raio e 9 cm de altura, sendo a superfície de contato com o solo, esférica. As gravações após o período de treinamento foram estatisticamente significante maiores, porém sem diferença entre o membro lesado e o não lesado. Um terceiro grupo de jogadores, também com história de instabilidade da articulação do tornozelo, foi submetido às gravações com e sem a utilização de bandagem, em posição ortostática, num hemi-plano cilíndrico de madeira, porém, sem apresentar resultados diferentes estatisticamente significantes. Os autores concluíram não poderem afirmar que uma simples lesão articular produza a instabilidade postural, assim como não observaram diferença com a utilização de bandagem. No entanto, comprovaram com base nos resultados obtidos a eficácia do treinamento de coordenação e propriocepção no disco.

Ao testarem dois métodos, para prevenção de distúrbios no tornozelo em jogadores de futebol, TROPP et al. (1985) concluíram que o treinamento de propriocepção e/ou o uso de órtese foram estatisticamente significantes na prevenção do entorse do tornozelo.

VAES et al. (1985) testaram radiologicamente o *tilt* talar (TT) em 51 atletas sem bandagem, com bandagem (adesiva e elástica), com *taping* (adesivo e não elástico), e após 30 minutos de atividade com o *taping*. A bandagem não teve ação estatisticamente significativa na estabilidade articular, mas o *taping* foi eficaz na diminuição significativa do TT, mesmo após 30 minutos de exercício. Uma questão levantada pelos autores foi a necessidade da realização de mais estudos, que elucidassem o tempo de duração da eficácia do *taping* para a prática de atividade física.

BECK et al. (1986) compararam a eficácia de 7 modelos de *braces* em três pacientes com lesão severa do ligamento cruzado anterior. Concluíram que alguns tipos de *braces* foram mais efetivos que outros, mas as diferenças não foram significativas. À semelhança de outros autores, verificaram que, quanto maior a força do indivíduo, menor a estabilidade proporcionada pelo *brace*.

O estudo foi criticado por PAULOS (1986), em comentário, principalmente pela amostra pequena e pela utilização de dois artrômetros diferentes para as medidas: *Medmetric KT-1000 Device* (KT-1000) e *Striker Knee Laxity Tester* (KTL). Foi apontada, ainda, a falta de segurança do estudo, na medida em que os autores utilizaram indivíduos com grau 3 de instabilidade ântero-lateral rotatória para os testes.

A atividade EMG dos Mm. flexores e extensores do carpo de tenistas, bem como as curvas de aceleração angular, foram menores na presença de *brace* no cotovelo (GROPPEL & NIRSCHL, 1986).

FIRER (1990) revisou a literatura em relação à eficácia do *taping* na prevenção de lesões dos ligamentos laterais do tornozelo. Concluiu que o *taping* previne lesões através da estabilização mecânica (limitando os movimentos de inversão e flexão plantar) e do efeito proprioceptivo, estimulando os Mm. fibulares. Observou que os estudos não mostram evidências de que o *taping* no tornozelo possa aumentar a incidência de lesões no joelho, mas aponta a escassez de estudos com *taping* em músculos e outras articulações. Salienta que o efeito de suporte mecânico não persiste após longos períodos de exercícios e não descarta o efeito psicológico, que o *taping* pode causar na prevenção das lesões.

MILLER & HERGENROEDER (1990), em revisão da literatura, apresentam diversas opções de materiais disponíveis para o suporte do tornozelo. Os *tapes* adesivos inicialmente promovem restrição e estabilidade do movimento, mas o efeito diminui após o exercício. Bandagens elásticas são efetivas no controle do edema, mas não garantem a estabilidade à articulação. Suportes infláveis podem ser usados, enquanto o paciente está em processo de reabilitação, como forma de prevenir recidivas.

STYF et al. (1992) detectaram, através da técnica de infusão microcapilar, o aumento da pressão intramuscular de repouso e de relaxamento durante o exercício no M. tibial anterior de 8 indivíduos durante a utilização de 3 tipos de *brace* funcional no joelho. O aumento da pressão foi significativo em relação aos 3 *braces*, mas não houve diferença significativa entre eles. Removendo-se a correia distal ou o *brace*, as pressões diminuíram. Concluíram que o aumento da pressão de repouso e de relaxamento no músculo durante o exercício, diminui o fluxo sanguíneo e pode promover a fadiga precoce nos músculos envolvidos, diminuindo a estabilidade e o controle articular.

KARLSSON & ANDREASSON (1992) utilizaram radiografias padronizadas em *stress*, para examinar o efeito da bandagem na estabilidade da articulação do tornozelo em vinte pacientes com instabilidade crônica unilateral. Embora as medidas de translação anterior do talo e do *tilt* talar tenham apresentado diferença estatisticamente significativa entre os tornozelos estáveis e instáveis, não houve diferença significativa, comparando-se as mesmas medidas com e sem a aplicação de bandagem. Registava-se o sinal eletromiográfico dos Mm. fibulares longo e curto dos voluntários, quando colocados em um aparelho (uma superfície plana, que chegava à inclinação de 30 graus), construído para reproduzir o mecanismo de *stress* em inversão. O tempo de reação dos músculos nos tornozelos estáveis foi menor estatisticamente significativo, quando comparados aos instáveis. A bandagem não diminuiu o tempo de reação nos tornozelos estáveis. Nos tornozelos instáveis, o tempo de reação com a bandagem foi significativamente menor, porém não em todos os voluntários. Os autores concluíram que a bandagem não foi suficientemente eficaz para promover a estabilidade da articulação, visto que não limitou os movimentos extremos, pelo menos em situação

estática, embora sugiram a existência do efeito proprioceptivo, que promova algum grau de estabilidade funcional.

GEYER et al. (1993) realizaram estudo com seis dançarinas de *ballet* em três posições básicas, com e sem bandagem no tornozelo. A atividade muscular dos Mm. fibular longo e tibial posterior com o uso de bandagem foi estatisticamente significante maior em relação às mesmas voluntárias, sem a aplicação da bandagem. O resultado foi satisfatório para as voluntárias, independentemente da presença de instabilidade ou não e de dor ou não ao nível do tornozelo.

Quatro atletas de Judô, com queixa de instabilidade na articulação do tornozelo, foram alvo de estudo de YAMAMOTO et al. (1993). A mensuração do *tilt* talar (TT) foi realizada antes e após 90 minutos de prática do esporte com a utilização de enfaixamento tradicional e com bandagem. O enfaixamento tradicional com atadura não eliminou o TT antes da prática e aumentou após os 90 minutos. Já a bandagem foi efetiva na eliminação do TT antes e permitiu uma pequena angulação em apenas dois dos quatro atletas após a prática. Os voluntários, por sua vez, referiram limitação do movimento de dorsiflexão com a bandagem rígida, problema este sanado com a colocação de faixa elástica, deixando de

bloquear a articulação do tornozelo, porém, mantendo a estabilidade desejada. Com esta alteração, a técnica foi bem recebida pelos praticantes do esporte.

EIFF et al. (1994) realizaram um estudo, comparando o tratamento mais efetivo em 82 pacientes, após primeiro episódio de entorse de tornozelo. Um grupo (mobilização precoce), foi submetido a enfaixamento elástico por dois dias, seguidos de oito dias com utilização de *brace* funcional e programa de reabilitação com descarga de peso no membro lesado. O segundo grupo (imobilização), utilizou imobilização sem descarga de peso por dez dias. Após esse período foi submetido ao mesmo programa de reabilitação e descarga de peso que o primeiro grupo. Os autores concluíram que, embora ambos os tratamentos tenham prevenido os sintomas residuais tardios, os pacientes, que foram submetidos à mobilização precoce, retornaram mais cedo ao trabalho e tiveram melhor conforto, pelo menor tempo de imobilização e pela descarga de peso precoce.

Ao estudarem o efeito do *brace* aplicado no tornozelo e da anestesia nos ligamentos talofibular anterior e calcâneo-fibular em voluntários sem história de lesão, FEUERBACH et al. (1994) não

confirmaram a hipótese de que a propriocepção diminuiria com a anestesia dos ligamentos, mas comprovaram a eficácia do *brace* na melhora da cinestesia.

Em estudo com a aplicação de bandagem elástica no joelho de 54 voluntários sem história de lesão, PERLAU et al. (1995) também verificaram a melhora da propriocepção, na medida em que os voluntários apresentaram maior exatidão no grau de amplitude articular nos testes executados em cadeia cinética aberta.

KOWALL et al. (1996) analisaram o efeito da bandagem na atividade eletromiográfica do M. quadríceps femoral em pacientes com dor fêmoro-patelar. Os pacientes foram divididos em dois grupos. Todos foram submetidos ao mesmo tratamento fisioterapêutico, porém um dos grupos utilizou bandagem patelar. Ambos os grupos tiveram diminuição da dor e aumento da força muscular estatisticamente significantes, porém não houve diferença significativa entre os dois grupos. Os resultados sugeriram que o uso da bandagem patelar, associado ao tratamento fisioterapêutico em pacientes com dor fêmoro-patelar, não traz benefício adicional.

Em ampla revisão da literatura CALLAGHAN (1997) aponta as vantagens da utilização do *brace* e do *tape*, concluindo que a utilização do *brace* pelos atletas se deve mais à conveniência em relação ao custo-benefício, quando comparado ao *tape*. A maioria dos estudos mostra a eficácia do *brace* em relação ao *tape*, no que diz respeito à menor restrição ao movimento e ao efeito mais prolongado durante o exercício, além da função sobre a propriocepção.

GONÇALVES & CERQUEIRA (1997) analisaram a atividade eletromiográfica dos Mm. reto da coxa, bíceps femoral (cabeça longa), reto do abdome, eretor da espinha e oblíquo externo do abdome, durante o levantamento manual de carga em diferentes posições da perna e tronco, diversas alturas da carga, com e sem a utilização de cinto pélvico. Os autores observaram que todos os músculos apresentaram suas atividades aumentadas predominantemente sem o uso de cinto pélvico, independentemente da altura inicial da carga. Atribuíram a diminuição da atividade com o uso do cinto ao aumento da pressão intra-abdominal e conseqüente redução da atividade eletromiográfica ao nível de L1-L2 com a condição da respiração mantida ou durante a inspiração.

GERTZ et al. (1997) e GERTZ & ZARO (1999), em estudos da análise eletromiográfica em seis voluntários durante a digitação com a utilização de acessórios (tala de punho, apoio de punho, tala suspensa de braço, apoio de braço e teclado inclinado), concluíram que a tala de punho, por imobilizar a mão e evitar o seu giro em flexão, faz com que os músculos flexores e extensores do carpo tenham menor atividade em relação à digitação sem o uso de acessórios.

TIMM (1998), com base em estudos da literatura, nos quais foi utilizado exercício ou *brace*, para aumentar a congruência patelofemoral, realizou pesquisa, em que aplicou o *brace* dinâmico, que oferecia resistência ao movimento de flexo-extensão da perna durante a marcha. Comparado ao grupo controle, o grupo submetido ao tratamento apresentou diminuição da dor e aumento da congruência patelofemoral, índices estes aferidos no pré-teste pelo método de escala análoga-visual e no pós-teste através do método de escala de Kujala.

VAES et al. (1998) examinaram pacientes com um total de 220 tornozelos instáveis, através das respostas obtidas em relação ao *tilt* talar (TT) com e sem a aplicação de um tipo de bandagem e nove modelos de *brace*. Detectaram que a bandagem e dois dos tipos *braces* utilizados

influenciaram significativamente os resultados do TT. Concluíram, diante da variabilidade dos resultados obtidos, que se deve avaliar muito bem o tipo de aparelho/bandagem a ser utilizado em casos de entorse de tornozelo agudo, de modo que se tenha um aparato protetor seguro para as atividades de vida diária e para a prática de esportes.

Em estudo com indivíduos portadores de instabilidade anterior de joelho, com e sem a utilização de *brace* durante corrida em aclave, WILSON et al. (1998) detectaram que o *brace* causou aumento no gasto metabólico e alterações de diversos parâmetros fisiológicos, sugerindo que a utilização deve provocar fadiga e diminuição do controle neuromuscular, pelo aumento do esforço dos voluntários em atividades extenuantes.

HOPPER et al. (1999) investigaram o efeito de *brace* e *tape* na atividade eletromiográfica e cinemática de 15 jogadores de basquete no momento da aterrissagem de um salto. A atividade eletromiográfica dos Mm. gastrocnêmio e fibular longo, quando os voluntários utilizavam o *brace*, foi significativamente menor ($p < 0.007$). Os autores concluíram que o *tape*, e principalmente o *brace*, reduziram a atividade muscular no momento da aterrissagem no solo após o salto.

Em 1999, VAZ et al. realizaram estudo, para comparar a intensidade da atividade elétrica dos Mm. reto do abdome e oblíquo externo do abdome durante exercícios abdominais com e sem o uso de aparelhos vendidos comercialmente. Concluíram que a utilização dos aparelhos não parece ativar a musculatura abdominal em comparação com o mesmo exercício realizado sem o auxílio de aparelhos e que a preferência por um tipo específico de aparelho pode estar associada mais a fatores como a postura e o conforto oferecido a quem o utiliza.

BIRMINGHAM et al. (2000) realizaram estudo para verificar se um suporte de neoprene altera a percepção de posição articular do joelho durante movimentos passivos, ativos e com carga axial de extensão da perna. Realizaram os testes simulados em 59 indivíduos e os resultados mostraram um melhor senso de posição articular no movimento ativo com carga axial e uso do dispositivo de neoprene. Os demais testes, embora não significativos, apresentaram melhores resultados com o uso do neoprene, sugerindo que este promove uma melhor sensibilidade cutânea, interferindo positivamente na cinestesia.

3. PROPOSIÇÃO

Este estudo foi realizado com os seguintes objetivos:

- a) determinar a atividade eletromiográfica dos Mm. bíceps femoral (Cabeça longa), semitendíneo e semimembranáceo em contração isométrica voluntária máxima nas amplitudes de movimento de 30, 60 e 90 graus de flexão da perna;
- b) verificar se a utilização de bandagem funcional influi no desempenho muscular durante a contração isométrica voluntária máxima destes músculos nos intervalos de 30, 60 e 90 graus de flexão da perna;
- c) identificar possíveis efeitos placebo, que a utilização da bandagem possa causar, influenciando assim na atividade muscular.

4. MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Seleção das voluntárias

O estudo eletromiográfico dos Mm. bíceps femoral (Cabeça longa), semitendíneo e semimembranáceo foi realizado no membro inferior direito (membro dominante) de 12 voluntárias, sem histórias de distúrbios osteoarticulares e/ou musculares da região do joelho, com faixa etária variando de 21 a 26 anos ($X = 23,08 \pm 2,24$) e Índice de Massa Corpórea (IMC), calculado pelo coeficiente entre o peso (Kg) e o quadrado da estatura (m), no padrão da normalidade, com valores entre 20 e 24,9 de acordo com GHORAYEB & BARROS (1999) (ANEXO 1).

O projeto foi analisado e aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – Universidade Estadual de Campinas (CEP – FOP – UNICAMP), sob o protocolo N° 46/99, em 16 de setembro de 1999.

As voluntárias eram alunas do Curso de Educação Física da Universidade Metodista de Piracicaba e o recrutamento se deu a partir de palestras proferidas com o consentimento do Coordenador do Curso, nas quais eram expostos os objetivos da pesquisa, os procedimentos experimentais e os termos da Resolução N° 196/96 do Conselho Nacional

de Saúde, Ministério da Saúde, que dispõe sobre pesquisa com seres humanos (BRASIL, 1996). Após o esclarecimento das dúvidas, as interessadas em participar do experimento preenchiam uma ficha de disponibilidade.

4.2 Assinatura do termo de consentimento livre e esclarecido

No dia e horário marcados para o exame, conforme cronograma definido a partir das informações de cada voluntária, o termo de consentimento livre e esclarecido (ANEXO 2) era lido, os procedimentos a serem realizados eram explicitados e se procedia à assinatura do documento em duas vias (uma para a voluntária e outra para a pesquisadora).

4.3 Exame de seleção e orientação das voluntárias

Previamente à coleta, cada voluntária foi examinada, para descartar a presença de: retrações dos Mm. isquiotibiais e quadríceps femoral de acordo com KENDALL et al. (1995) e CIPRIANO (1999) respectivamente (FIG. 2 e 3), torção tibial (WEINSTEIN & BUCKWALTER, 2000) (FIG. 4 A) e anormalidade no trajeto da patela (CAMANHO, 1996) (FIG. 4 B).



FIGURA 2 – Teste de encurtamento dos músculos isquiotibiais segundo KENDALL et al. (1995).

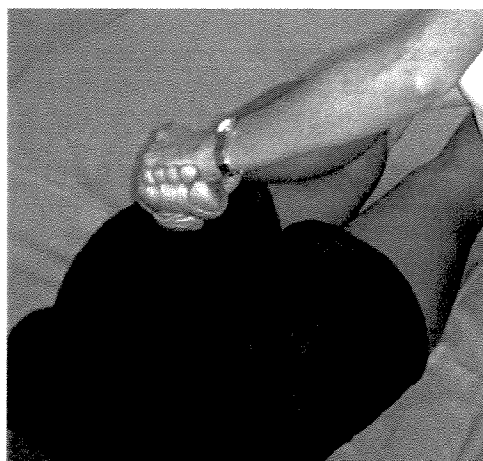


FIGURA 3 – Teste de encurtamento do M. quadríceps femoral de acordo com CIPRIANO (1999).



FIGURA 4 – Teste da torção tibial segundo WEINSTEIN & BUCKWALTER (2000) (A) e teste do trajeto da patela segundo CAMANHO (1996) (B).

Foi realizado o teste de sensibilidade em relação à bandagem e à bandagem com *mousse* de proteção por 20 minutos, para detectar uma possível reação alérgica aos materiais (FIG. 5 A e B).

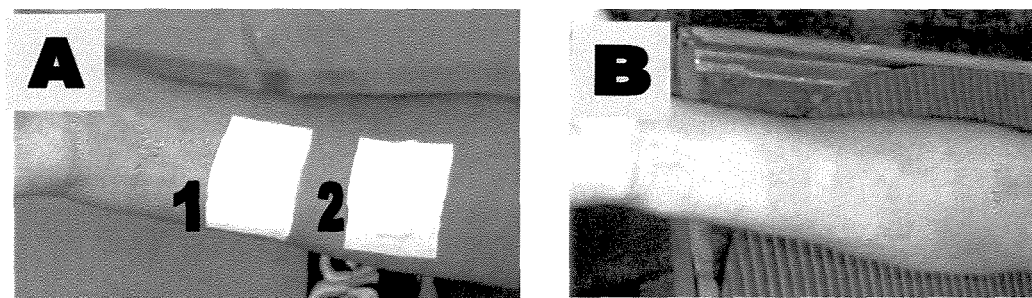


FIGURA 5 – Teste de sensibilidade, com a bandagem (A1), com a bandagem e o *mousse* (A2) e após a retirada dos materiais (B).

A fim de se obter a contração isométrica voluntária máxima (CIVM), antes do exame era dada a explicação e era realizado o teste da CIVM nas 3 angulações (30°, 60° e 90° de flexão da perna), no sentido de conscientizar a voluntária de que no momento da coleta, deveria ser empregada a CIVM a cada uma das contrações, de forma contínua, durante aproximadamente 5 segundos, considerando que a coleta era de 4 segundos e o início se dava a partir do momento em que a pesquisadora observava a estabilização da contração da voluntária, através da visualização dos sinais uniformes, na tela de execução do aplicativo AqDados®.

4.4 Preparo das voluntárias

A voluntária era posicionada em decúbito ventral sobre uma maca de madeira, com um colchonete firme (Airex®) a pele limpa com algodão embebido em loção emoliente e antiinflamatória (Higiporo, Davene®) para remoção das impurezas, melhorando a captação do sinal elétrico. Neste momento, a voluntária era lembrada em relação à CIVM, que deveria empregar em cada uma das contrações, durante aproximadamente 5 segundos, a partir do comando verbal, para iniciar a contração, até o comando final, para relaxar.

4.5 Eletromiógrafo, Computador e *Softwares* utilizados

O computador *Pentium* II 300 MHz foi acoplado ao módulo condicionador de sinais analógicos de 16 entradas, modelo MCS 1000-V2 Lynx® (FIG. 6).

O módulo condicionador de sinais possui acoplada uma placa de expansão para microcomputadores, modelo CAD 12/32 (Lynx®), para realizar a conversão analógica-digital (A/D) dos sinais, com resolução de 12 bits.

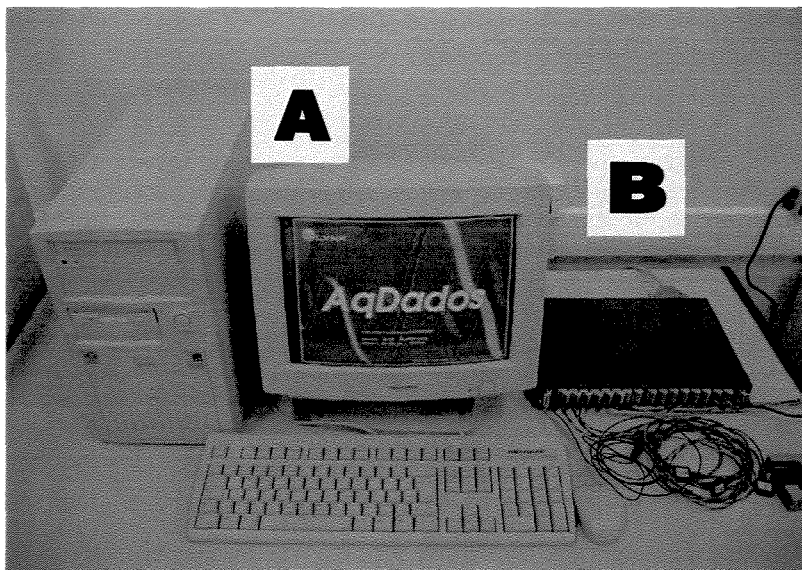


FIGURA 6 – Microcomputador *pentium* II 300 MHz (A) e módulo condicionador de sinais analógicos de 16 entradas, modelo MCS 1000-V2 (Lynx[®]) (B).

Para possibilitar a captação dos sinais, três canais de entrada foram configurados para a conexão dos eletrodos (FIG. 7 A), com ganho de 50 vezes, totalizando 1000 vezes (20 nos eletrodos e 50 no módulo condicionador de sinais). A frequência de corte foi de 10 Hz no filtro passa alta e de 500 Hz no filtro passa baixa, realizada por um filtro analógico de dois pólos do tipo *Butterworth*. O canal de entrada configurado para captar os sinais da célula de carga (FIG. 7 B) foi calibrado para receber até 2 V, com frequência de passa baixa de 20 Hz.

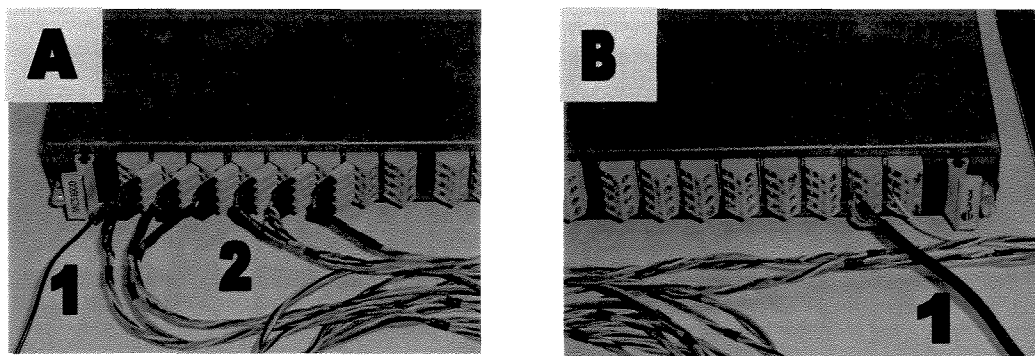


FIGURA 7 A e B – Módulo condicionador de sinais analógicos de 16 entradas, modelo MCS 1000-V2 (Lynx[®]). Entradas para o eletrodo de referência (A1), para os eletrodos diferenciais de superfície (A2) e para a célula de carga (B1).

A aquisição e o armazenamento dos dados em arquivo se deram por meio do aplicativo AqDados[®], versão 4.18 para MS-DOS (Lynx[®]). O *software* permite a aquisição de até 32 sinais analógicos, frequência de amostragem e duração do ensaio programáveis, apresentação de até 8 sinais simultaneamente na tela durante a aquisição dos sinais, armazenamento e tratamento dos dados após a aquisição, emissão de relatórios e exportação de dados em formato texto. A frequência de amostragem utilizada foi de 1000 Hz, que, de acordo com TREPMAN et al. (1994) e ARAÚJO & AMADIO (1999), garante uma amostragem maior que o dobro da frequência do sinal.

A leitura dos sinais foi realizada em RMS (*Root Mean Square*), uma média eletrônica que representa a raiz quadrada da média dos quadrados do sinal ao longo de todo o comprimento de onda, com unidade de medida expressa em microvolts (μV).

O *software* utilizado para o processamento e análise dos dados foi o Matlab® (versão 5.0).

4.6 Colocação dos eletrodos diferenciais ativos de superfície

Os pontos motores dos Mm. bíceps femoral (Cabeça longa), semimembrâneo e semitendíneo a direita, foram localizados através do aparelho FES 972 (Quark®) (FIG. 8 A). Era empregada a frequência de 100 MHz e intensidade de 6 mA, sendo que um eletrodo permanecia na palma da mão da voluntária (FIG. 8 B) e o outro, na palma da mão da pesquisadora (FIG. 8 C), que procurava pelo ponto motor de cada um dos músculos, ou seja, o ponto de maior passagem de corrente sentida na mão da pesquisadora (FIG. 8 D).

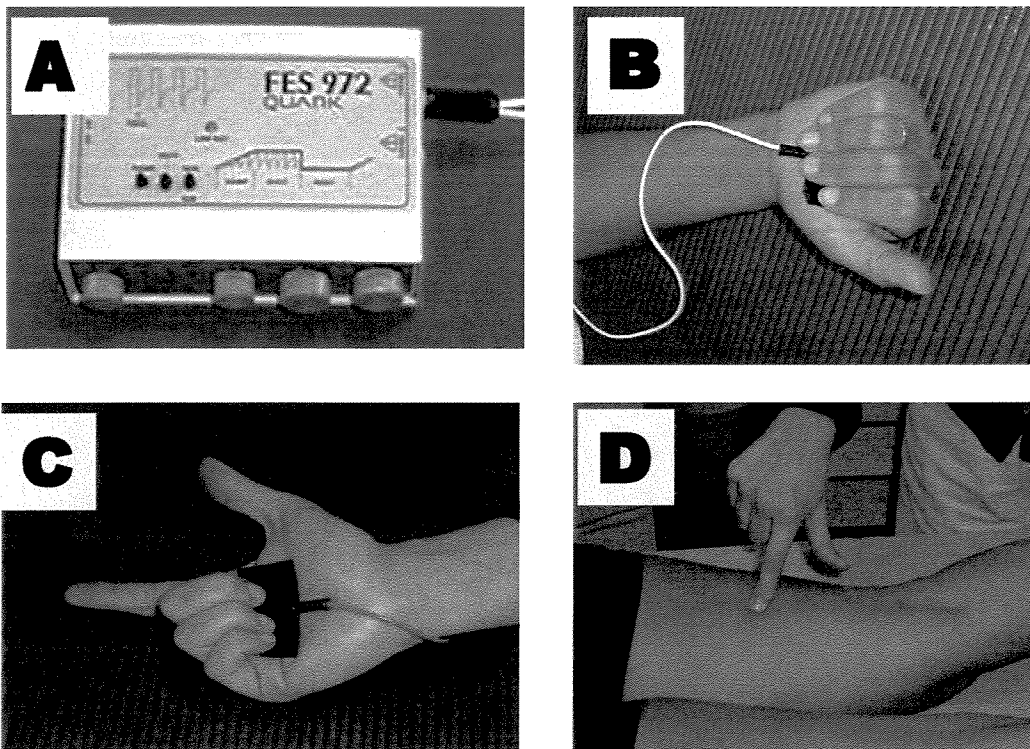


FIGURA 8 – Aparelho FES 972 (Quark®) (A), eletrodo na palma da mão da voluntária (B), eletrodo na palma da mão da examinadora (C), localização do ponto motor de cada um dos músculos (D).

Os eletrodos diferenciais ativos de superfície (FIG. 9) seguem as especificações recomendadas por DE LUCA (1997), com superfície de detecção de sinais constituída por duas barras paralelas de prata, com 1 cm de distância entre elas, cada uma com 1 cm de comprimento e 1 a 2 mm de largura, amplitude de faixa de 20 a 500 Hz, *roll-off* de pelo menos 12 dB/octave, índice de rejeição de modo comum (CMRR – *Common Mode Rejection Ratio*) > 80 dB, ruído < 2 rms de μV (20 – 400 Hz),

impedância de entrada > 100 megaohms e ganho de 20 vezes. Os eletrodos foram calibrados por ganho no início do experimento, conforme ilustra a FIG. 10, de acordo com os passos descritos no ANEXO 3.

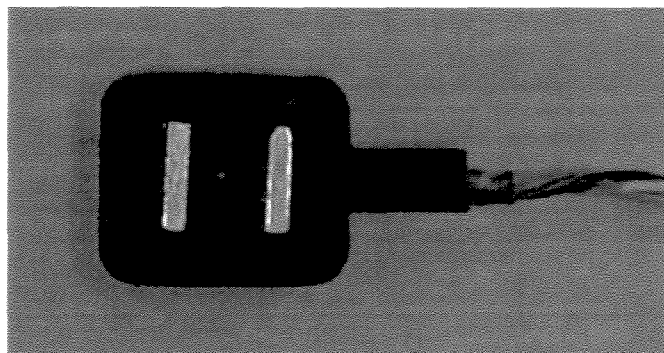


FIGURA 9 – Eletrodo diferencial ativo de superfície.

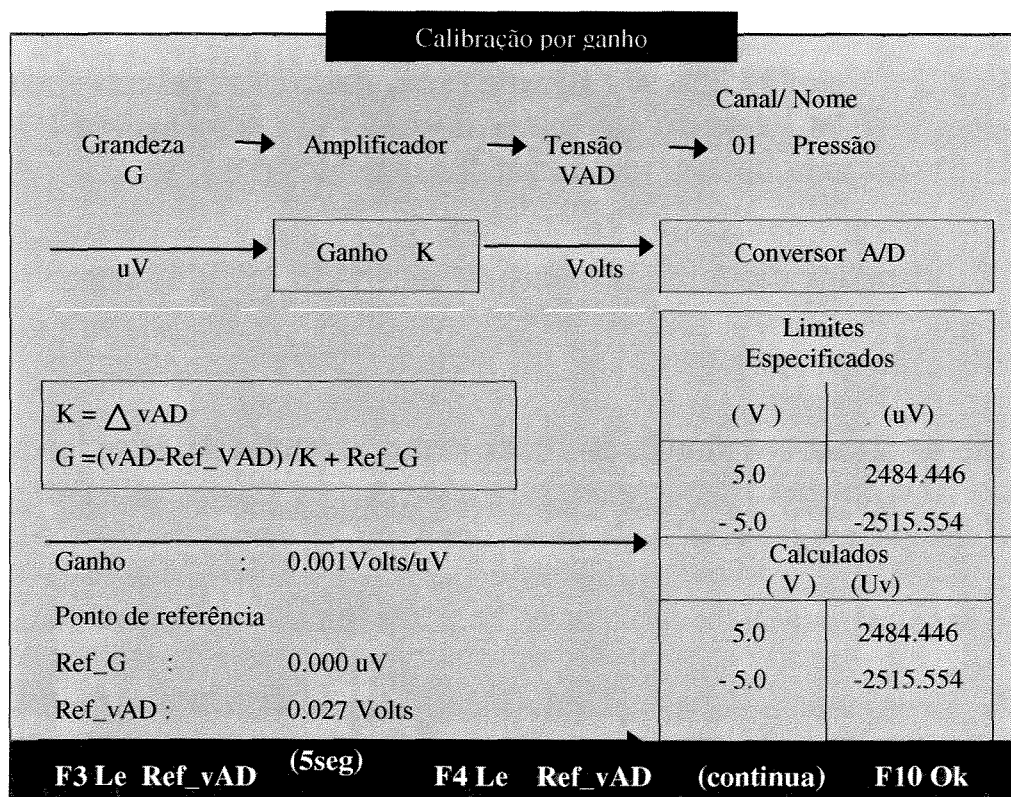


FIGURA 10 – Tela do *software* AqDados® com a calibração do eletrodo de superfície do M. bíceps femoral (Cabeça longa) por ganho.

Na sequência, os eletrodos ativos diferenciais de superfície eram fixados com esparadrapo, conforme preconiza DE LUCA (1997), perpendicularmente à direção das fibras musculares (FIG. 11). O eletrodo de referência (“terra”), constituído de uma placa de aço inoxidável (FIG. 12), era fixado na região distal da perna esquerda, afim de se evitar interferências.

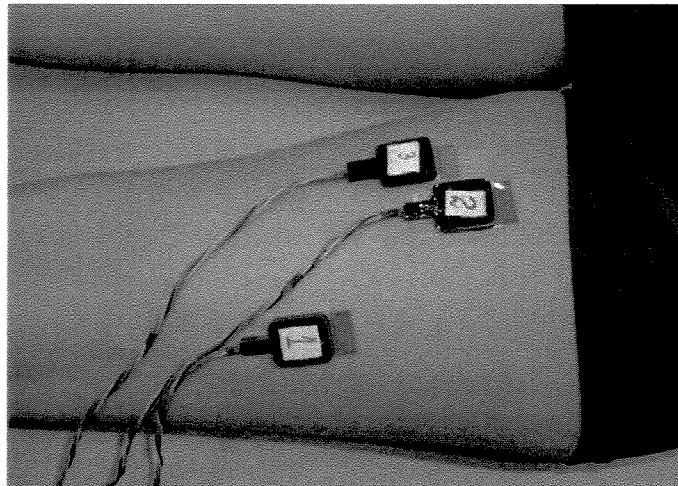


FIGURA 11 – Fixação dos eletrodos de superfície nos pontos motores dos Mm. bíceps femoral (Cabeça longa)(1), semitendíneo(2) e semimembrânico (3).

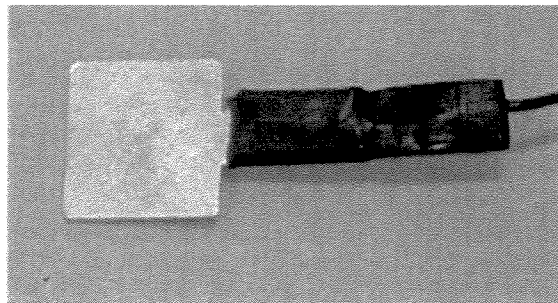


FIGURA 12 – Eletrodo de referência (“terra”).

4.7 Colocação da bandagem e da bandagem frouxa

No dia que antecedia o exame, era sorteada a ordem em que ocorreriam as contrações em relação às angulações (30°, 60° e 90° de flexão da perna) e o tratamento empregado (sem bandagem, com bandagem e com a bandagem frouxa). A técnica denominada “bandagem funcional”, não invasiva, consistiu na colocação de bandagem rígida de 5 cm (Smith+Nephew[®]), a partir da aplicação de uma “almofada” feita com *mousse* de proteção na região medial posterior da coxa, no ponto médio entre o sulco infraglúteo e o eletrodo de superfície do M. semitendíneo. A bandagem era então fixada, tracionada lateralmente e para baixo, fixando-a no sentido transversal, de modo a promover uma força centrípeta em toda a circunferência da coxa, de acordo com KAZEMI (1997), conforme ilustrado na FIG. 13 (de A a F).

A bandagem frouxa era aplicada com *mousse* de proteção (uma película de espuma extremamente fina), colocado em toda a extensão da bandagem. Deste modo, a bandagem denominada “frouxa” não aderiria à pele, mas reproduzia a mesma figura da bandagem. O objetivo era o de identificar se apenas a colocação desta tira sem aderência e sem o efeito contentor da bandagem, interferiria na qualidade da contração muscular.

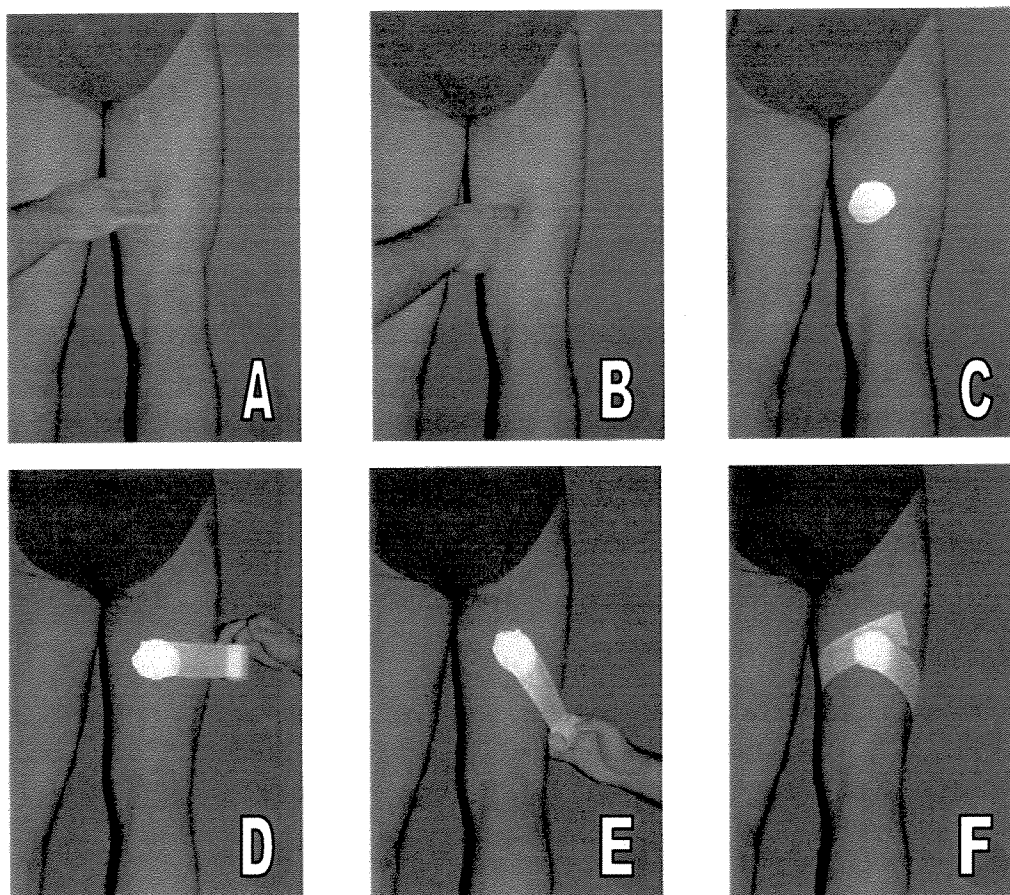


FIGURA 13 A a F – Técnica de bandagem descrita por KAZEMI (1997).

4.8 Colocação do dispositivo para a fixação da voluntária e da célula de carga

Foi utilizado um dispositivo desenvolvido e confeccionado em metal pelo Prof. Dr. Rinaldo Guirro (laboratório de fisioterapia da UNIMEP), para possibilitar, com a voluntária posicionada em decúbito ventral, a fixação da perna em diferentes angulações (FIG. 14 A). Após o

posicionamento, uma faixa de *nylon* de 15 cm de largura e 2 m de comprimento fixava a pelve da voluntária; a angulação (30° , 60° e 90° de flexão da perna) era verificada por meio de um goniômetro e uma correia de couro era fixada na região distal da perna (FIG. 14 B). A célula de carga era acoplada, de um lado, à correia e, do outro, ao dispositivo, através de uma corrente de aço, de forma a possibilitar a execução da contração isométrica voluntária máxima com segurança, mantendo sempre a perpendicularidade em relação a perna (FIG. 14 C).

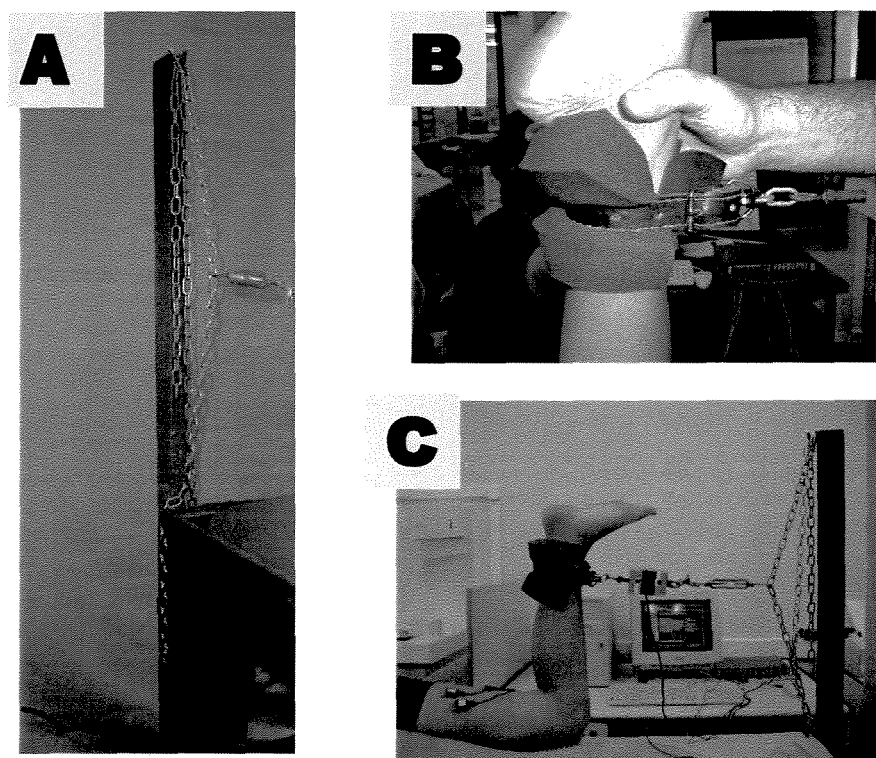


FIGURA 14 – Dispositivo confeccionado em metal para possibilitar a fixação da perna em diferentes angulações (A). A voluntária posicionada com a correia de couro fixada na região distal da perna (B). A célula de carga acoplada, de um lado, à correia e, do outro, ao dispositivo, através de uma corrente de aço (C).

A célula de carga utilizada foi a do tipo universal, construída em alumínio anodizado, com *strain gauge*, modelo MM 100 (Kratos®), com capacidade nominal de 100 Kgf de tração ou compressão e sinal de saída de 2 mV/V (FIG. 15), conforme projeto 4.06.05.012 da ABNT (ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS, 1983).

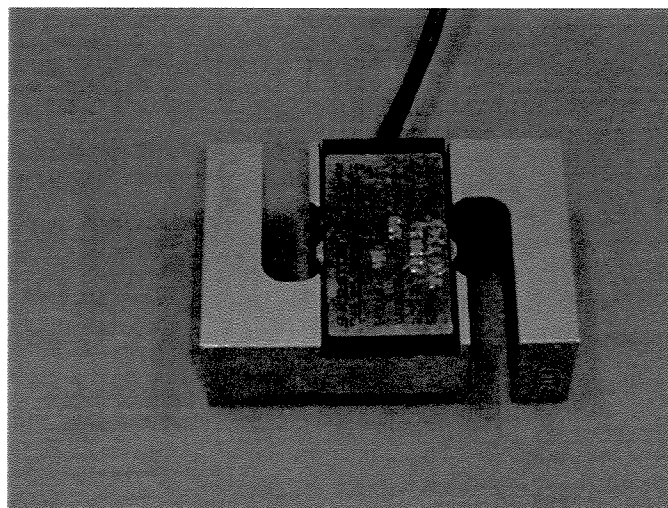


FIGURA 15 – Célula de carga, modelo MM100 (Kratos®).

A célula de carga foi calibrada através do *software* AqDados® pelo método de regressão conforme ilustra a FIG. 16 e de acordo com os passos descritos no ANEXO 4.

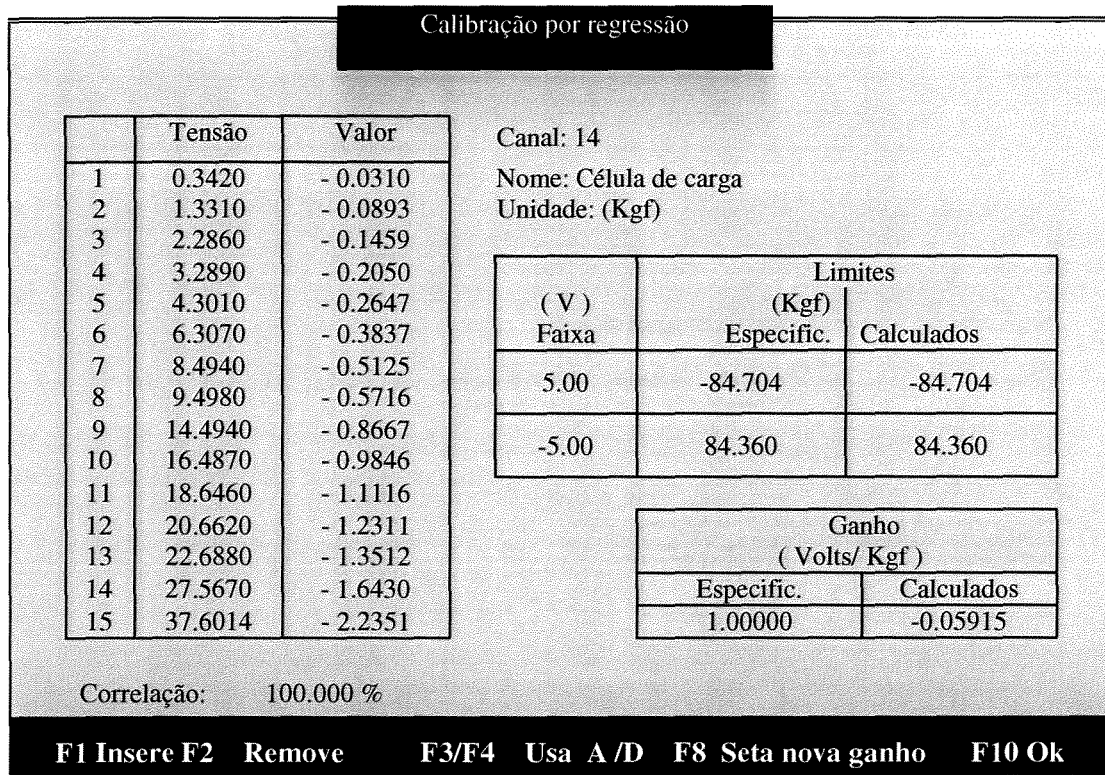


FIGURA 16 – Tela do *software* AqDados® com a calibração da célula de carga através do método de regressão.

4.9 Coleta

No momento da coleta, após a assinatura do termo de consentimento livre e esclarecido, do preparo da voluntária, da fixação dos eletrodos, da colocação do dispositivo para a fixação da voluntária com a célula de carga (na angulação e no tratamento determinados pelo sorteio), todos os equipamentos já haviam sido preparados, para registrarem a contração da seguinte forma:

a) Acesso ao aplicativo AqDados® (FIG. 17);

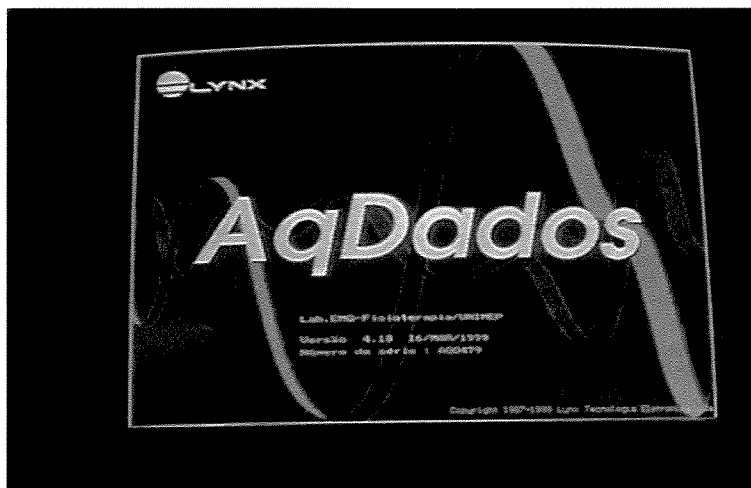


FIGURA 17 – Tela inicial do *software* AqDados®.

b) Configuração dos canais de entrada (FIG. 18);

Configuração dos canais de entrada						
Canal	Nome	Unidade	Lim. Sup.	Lim. Inf.	Tipo	Faixa (V)
00	Junta Fria	Volts	2.500	-2.500	-----	- 5 a 5
01	Bíceps femoral	uV	2486.508	-2513.492	linear	- 5 a 5
02	Semitendíneo.	uV	2486.587	-2513.413	linear	- 5 a 5
03	Semimembr.	uV	2486.710	-2513.290	linear	- 5 a 5
04			5.000	-5.000	-----	- 5 a 5
05			5.000	-5.000	-----	- 5 a 5
06			5.000	-5.000	-----	- 5 a 5
07			5.000	-5.000	-----	- 5 a 5
08			5.000	-5.000	-----	- 5 a 5
09			5.000	-5.000	-----	- 5 a 5
10			5.000	-5.000	-----	- 5 a 5
11			5.000	-5.000	-----	- 5 a 5
12			5.000	-5.000	-----	- 5 a 5
13			5.000	-5.000	-----	- 5 a 5
14	Célula carga	Kgf	-84.704	84.360	linear	- 5 a 5
15			5.000	-5.000	-----	- 5 a 5
F7 Set up do AI-2160 F9/F10 Calibração (Ganho/Regressão)						

FIGURA 18 – Tela do *software* AqDados® com a configuração dos canais utilizados para os eletrodos e célula de carga.

c) Configuração da frequência de amostragem (FIG. 19);

Frequências Básicas			
Modo de coleta dos dados do A/D: Interrupção			
Utiliza conversor D/A: não			
	Solicitada		Efetiva
Frequência do A/D:	1000.000 Hz	≈	1000.000 Hz
Frequência do D/A:	100.000 Hz	≈	1000.000 Hz

FIGURA 19 – Tela do *software* AqDados® para a configuração das frequências básicas.

d) Determinação dos parâmetros de ensaio (FIG. 20);

Parâmetros do Ensaio	
Tipo : Simples	
Coment.: Nome da voluntária/ número:	
Data do exame:	
Parâmetros variáveis	
Duração	: 00000 m a 04,000 s
Início	: Assíncrono
Canal de trigger	: 00
Nível de borda	: 0.00 V
Meio de Armazenamento	: Arquivo
Área disponível	: 19786276 amostras
ou	: 0009 h 09 m 32 s
Arquivo destino	: c:\G1c30a

FIGURA 20 – Tela do *software* AqDados® para o registro das informações referentes à coleta (voluntária, contração, nome do arquivo e destino do armazenamento).

e) Execução (FIG. 21).

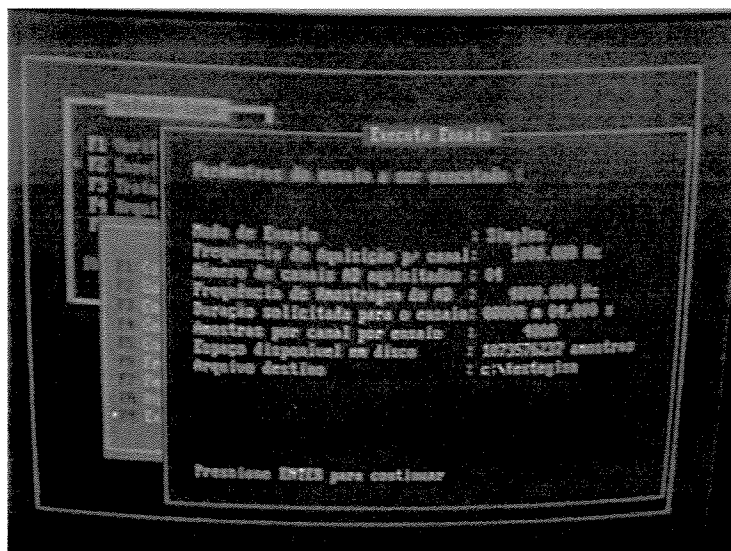


FIGURA 21 – Tela do *software* AqDados® para a verificação das informações do parâmetro de ensaio a ser executado.

O detalhamento dos passos anteriores estão descritos no ANEXO 5.

No momento da execução, com a tela de ensaio sendo visualizada pela operadora, a voluntária, ao ouvir o comando verbal **“atenção, um, dois, três, já !”**, iniciava a contração, conforme a orientação, de forma constante, por aproximadamente 5 segundos, até ouvir o comando **“pode relaxar”**, sendo dado então o repouso de 1 minuto. A operadora iniciava a gravação do sinal, assim que visualizava na tela a estabilização da contração, sendo que o término era indicado através de um “bip”, 4 segundos após o início da coleta.

A seguir, a tela de tratamento de dados era acessada e os gráficos

visualizados. Após o repouso de 1 minuto, a operação era repetida duas vezes, com o repouso de 1 minuto entre elas. Ao final das três contrações na primeira angulação determinada pelo sorteio, era dado o repouso de 2 minutos; o procedimento das três contrações era realizado nas duas angulações restantes, com os respectivos repouso entre as contrações.

Ao término da coleta nas três angulações foi determinado o repouso de 5 minutos, a fim de evitar a fadiga da voluntária. Após o tempo estipulado novo tratamento era empregado e os procedimentos eram repetidos, num total de 3 contrações em cada um dos 3 tratamentos, cada qual em 3 angulações.

No dia subsequente ao exame, a voluntária foi contatada, para verificar se apresentava dor ou algum tipo de reação, de forma a atender aos dispositivos da Resolução N^o 196/96 do Conselho Nacional de Saúde (BRASIL, 1996), que prevê a indenização ao voluntário, caso apresente algum efeito colateral, causado pelos procedimentos aplicados.

4.10 Tratamento dos dados

Os dados das 12 voluntárias foram convertidos, no próprio sistema do *software* AqDados[®], em linguagem binária denominada ASCII (ANEXO 6) e foram processados, para serem analisados no *software*

Matlab[®] (versão 5.0).

O sinal era carregado através do comando EMG11 (ANEXO 7), possibilitando a visualização dos traçados brutos provenientes dos 3 eletrodos e da célula de carga de cada contração (FIG. 22).

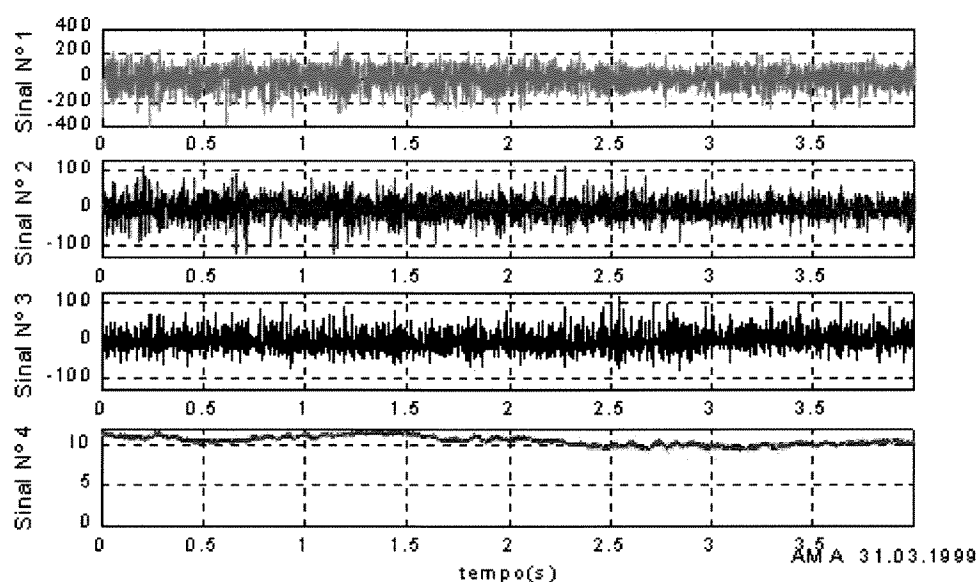


FIGURA 22 – Representação gráfica dos sinais EMG brutos (μV) dos músculos e célula de carga da primeira contração da voluntária N° 3 em 30° de flexão da perna com bandagem, no *software* Matlab[®].

A seguir, a rotina EMG12 era executada (ANEXO 8), possibilitando a visualização dos parâmetros apresentados nas FIG. 21 a 26, quais sejam:

a) Formas de onda (com o sinal e a envoltória normalizada para um determinado músculo) (FIG. 23);

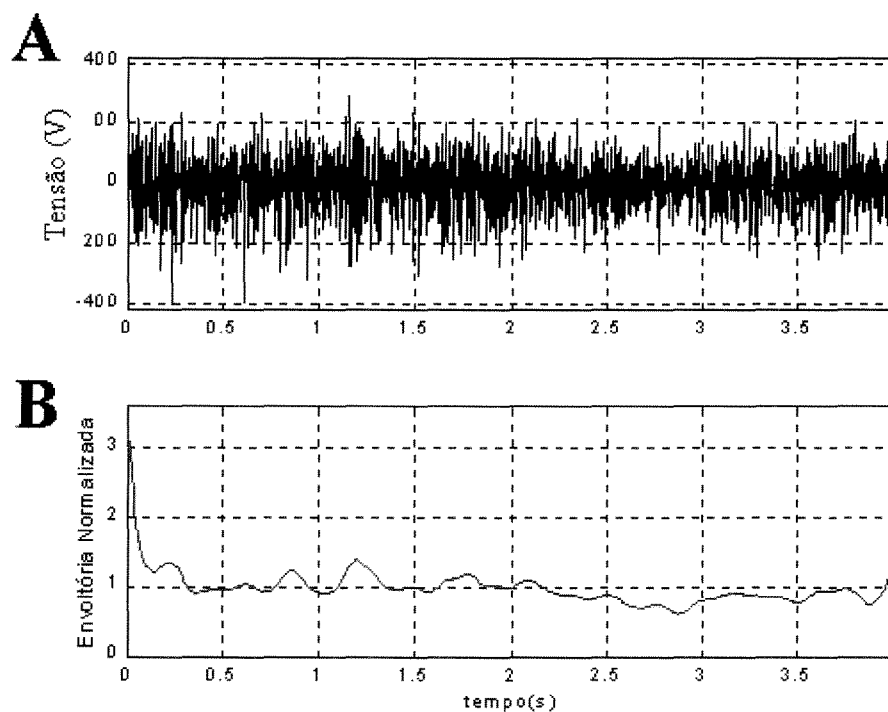


FIGURA 23 – Representação gráfica do sinal EMG bruto (A) e da envoltória normalizada (B), do M. bíceps femoral (Cabeça longa), Na primeira CIVM da voluntária N° 3, em 30° de flexão da perna com bandagem, no *software* Matlab®.

b) Análise espectral (frequência apresentada de forma bidimensional e frequência mediana) (FIG. 24);

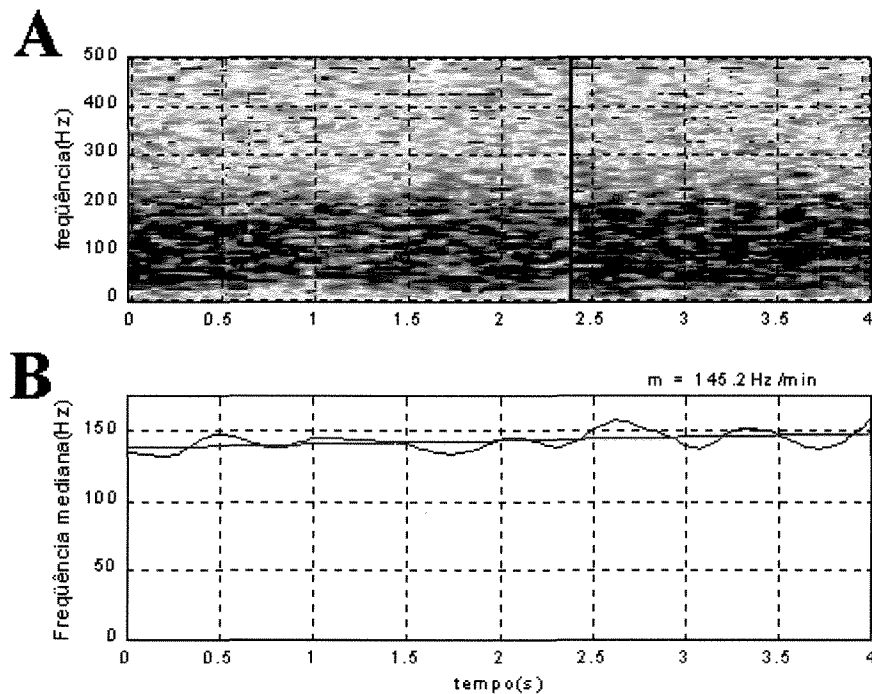


FIGURA 24 – Representação gráfica da análise espectral em que a frequência é apresentada de forma bidimensional (A) e a frequência mediana (B), do M. bíceps femoral (Cabeça longa), na primeira CIVM da voluntária N° 3, em 30° de flexão da perna com bandagem, no *software* Matlab®.

c) Densidade espectral de potência (DEP) (FIG. 25);

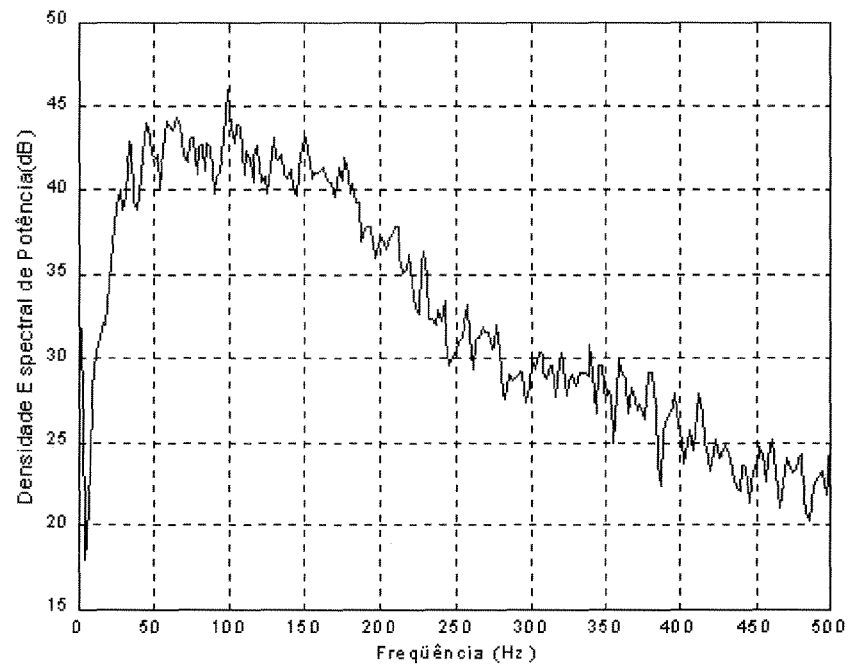


FIGURA 25 – Representação gráfica da DEP, do M. bíceps femoral (Cabeça longa), na primeira CIVM da voluntária N° 3, em 30° de flexão da perna com bandagem, no *software* Matlab®.

d) Funções probabilísticas, com a função densidade de probabilidade, função distribuição de probabilidade (FIG. 26);

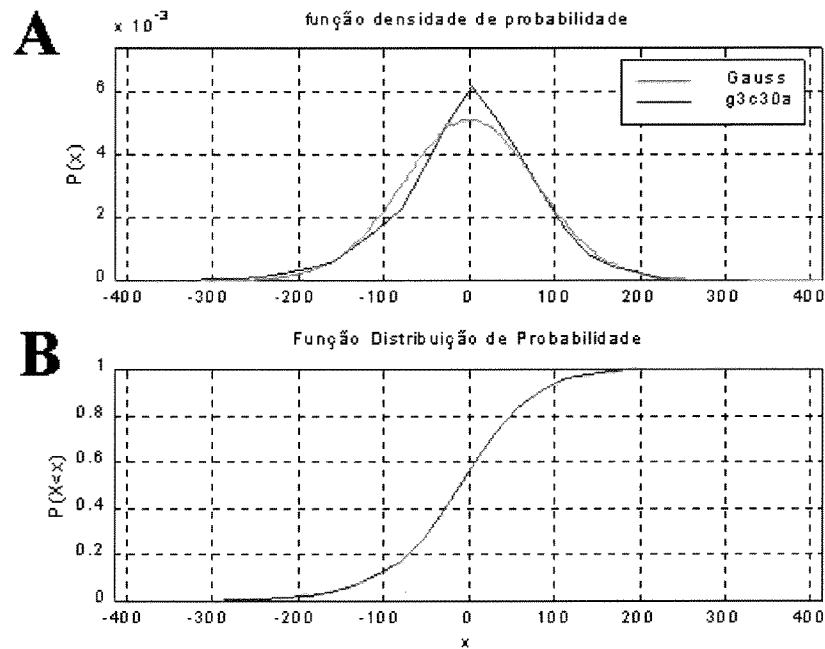


FIGURA 26 – Representação gráfica da função densidade de probabilidade (A) e função distribuição de probabilidade (B), do M. bíceps femoral (Cabeça longa), na primeira CIVM da voluntária N° 3, em 30° de flexão da perna com bandagem, no *software* Matlab®.

e) Histograma (FIG. 27);

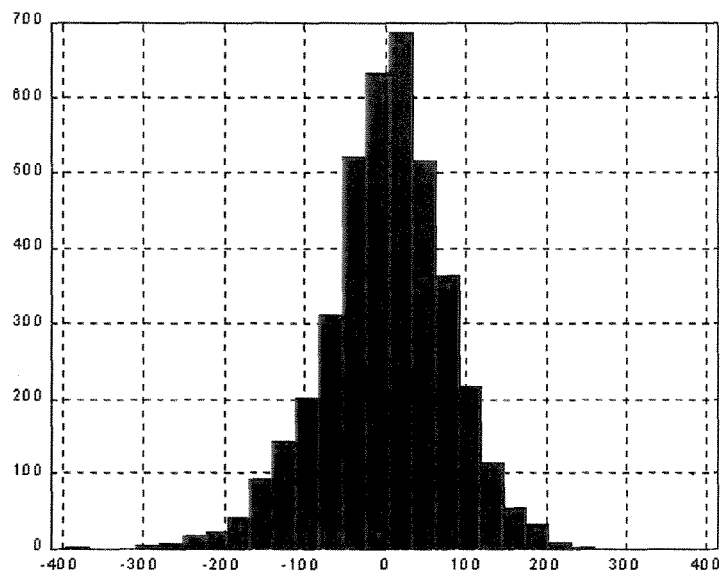


FIGURA 27 – Representação gráfica do histograma, do M. bíceps femoral (Cabeça longa), na primeira CIVM da voluntária N° 3, em 30° de flexão da perna com bandagem.

f) Resumo, constando o valor médio, valor mediano, valor RMS, valor mínimo, valor máximo, duração e faixa dinâmica (FIG. 28).

RESUMO

Valor médio = 1.19375×10^{-7} V

Valor mediano = 3.49457 V

Valor rms = 77.8731 V

Valor mínimo = -395.075 V

Valor máximo = 290.36 V

N° de amostras = 3999

Duração = 3.999s

Faixa dinâmica = 9 bits

FIGURA 28 – Valores obtidos do M. bíceps femoral (Cabeça longa), na primeira CIVM da voluntária N° 3, em 30° de flexão da perna com bandagem.

No momento da visualização dos dados, foi detectado o deslocamento de algumas das curvas de Gauss e por consequência dos respectivos histogramas, provavelmente decorrentes da não calibração dos eletrodos a cada exame. Diante disto, retornou-se aos dados de origem e, antes da passagem destes para a linguagem ASCII, foram executados os comandos “**estatísticas**” e “**retiradas das médias**”, passos estes descritos no ANEXO 9. Esta é uma forma de calibração *a posteriori*, na qual, após a apresentação dos cálculos estatísticos, a retirada da média significa a subtração da média calculada dos limites da grandeza do sinal, ou seja, a média do sinal no trecho considerado, passa a ser zero.

Em seguida, os dados foram novamente convertidos em linguagem binária ASCII e as análises no *software* Matlab® retomadas. Assim, após a visualização de todos os sinais nas rotinas EMG11 e EMG12, foram executadas outras rotinas, com o objetivo de analisar um determinado parâmetro, de um grupo de sinais e não de sinais isolados, as quais serão apresentadas a seguir.

Para a execução destas rotinas foi necessária a elaboração de *scripts* para o processamento dos sinais agrupados, a partir do editor de textos do Matlab®, conforme exemplo e de acordo com os passos descritos no ANEXO 10.

A rotina EMG124 (ANEXO 11) possibilitou a análise da frequência mediana em relação ao tempo normalizado do total de contrações das voluntárias em relação a cada músculo, a uma dada angulação com um mesmo tratamento. Os valores resultantes de cada grupo de contrações geraram uma tabela, que permitiu o tratamento estatístico dos dados, além de uma imagem gráfica exemplificada na FIG. 29.

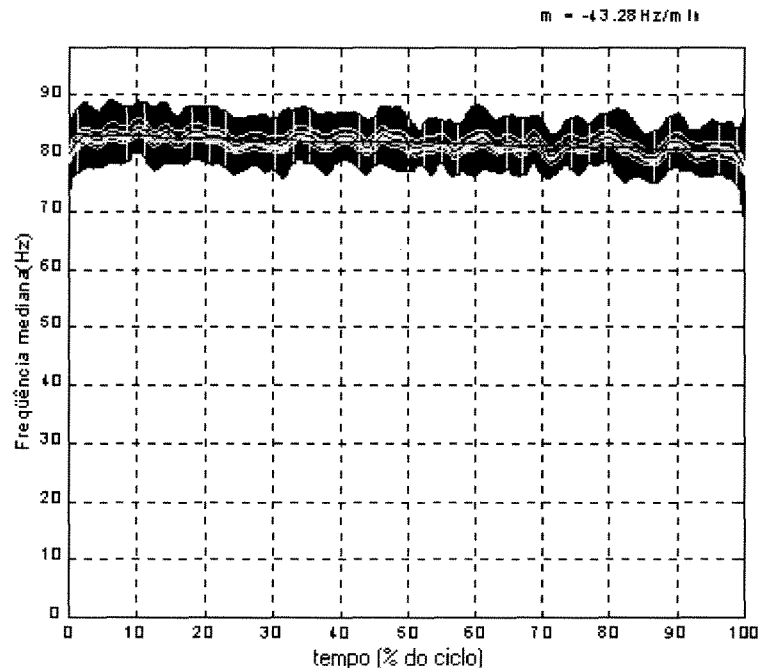


FIGURA 29 – Gráfico representativo do traçado das médias das frequências medianas do sinal eletromiográfico do M. bíceps femoral (Cabeça longa), do conjunto de CIVM das 12 voluntárias com bandagem em 30 graus de flexão da perna, no *software* Matlab®. O intervalo azul representa os valores máximos e mínimos; a curva amarela é o intervalo de confiança da amostra; a reta vermelha é a média e “m” o valor numérico da média.

A rotina EMG125 1t (ANEXO 12) foi utilizada para a análise da Densidade Espectral de Potência (DEP) do total de contrações das voluntárias, também em relação a cada um dos músculos testados, em uma determinada angulação com um mesmo tratamento. Os valores resultantes de cada grupo de contrações, à semelhança da rotina anterior, geraram uma tabela, que permitiu o tratamento estatístico dos dados, além de uma imagem gráfica exemplificada na FIG. 30.

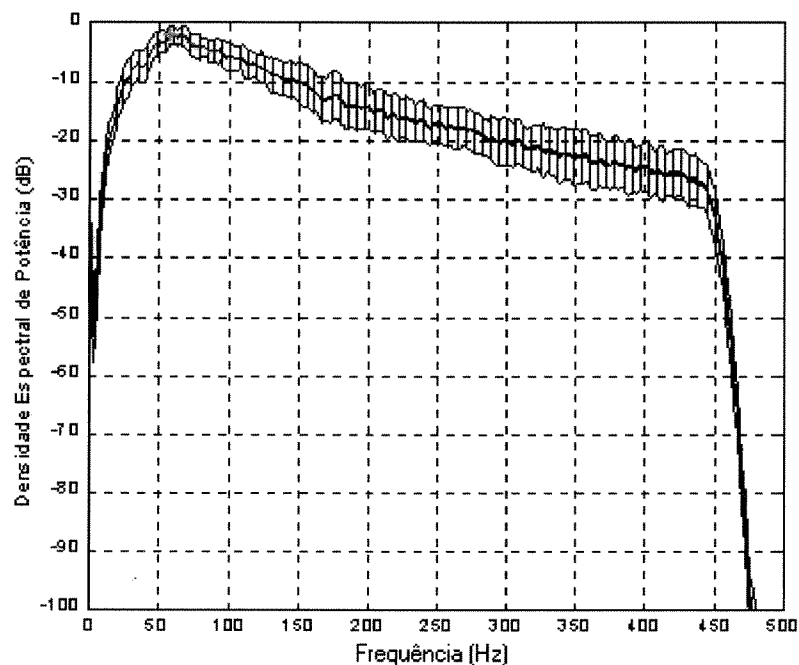


FIGURA 30 – Gráfico representativo do traçado das médias da DEP do sinal eletromiográfico do M. bíceps femoral (Cabeça longa), do conjunto de CIVM das 12 voluntárias com bandagem em 30 graus de flexão da perna, no *software* Matlab®. O intervalo azul representa os valores máximos e mínimos; a reta central, a média e o ponto verde, o valor do pico.

A rotina EMG126 (ANEXO 13) permitiu a análise da envoltória não normalizada (ENN) do total de contrações das voluntárias, para cada um dos músculos, a uma dada angulação com um mesmo tratamento. Os valores resultantes de cada grupo de contrações, à semelhança das rotinas anteriores, geraram uma tabela, que possibilitou a análise estatística dos dados, além de uma imagem gráfica exemplificada na FIG. 31.

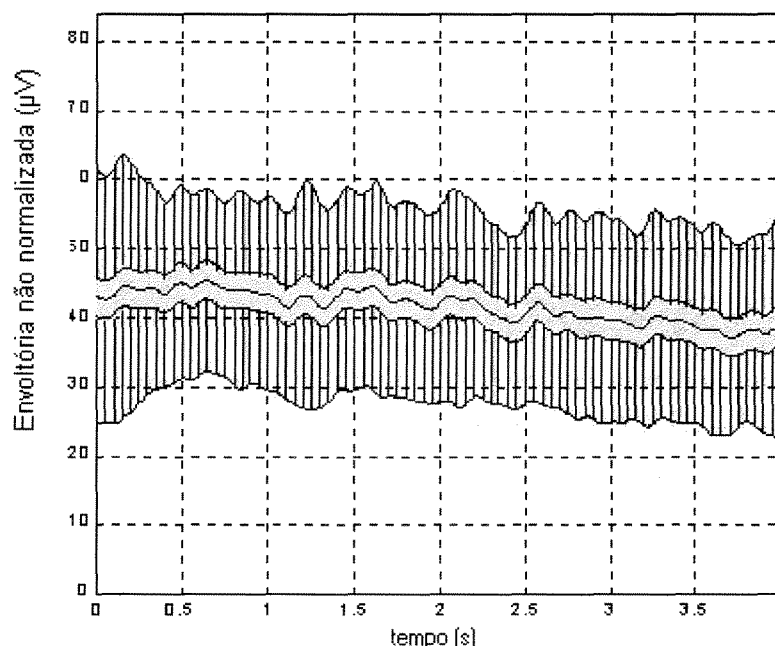


FIGURA 31 – Gráfico representativo do traçado das médias das ENN do sinal eletromiográfico do M. bíceps femoral (Cabeça longa), do conjunto de CIVM das 12 voluntárias com bandagem em 30 graus de flexão da perna, no *software* Matlab®. O intervalo azul representa os valores máximos e mínimos; a curva amarela é o intervalo de confiança da amostra e a reta central, a média;

A última rotina utilizada foi a EMG126cc (ANEXO 14) para a análise da envoltória não normalizada (ENN) da célula de carga do total de contrações das voluntárias a uma dada angulação com um mesmo tratamento. Os valores resultantes de cada grupo de contrações, igualmente geraram uma tabela, que possibilitou a análise estatística dos dados, além de uma imagem gráfica, exemplificada na FIG. 32.

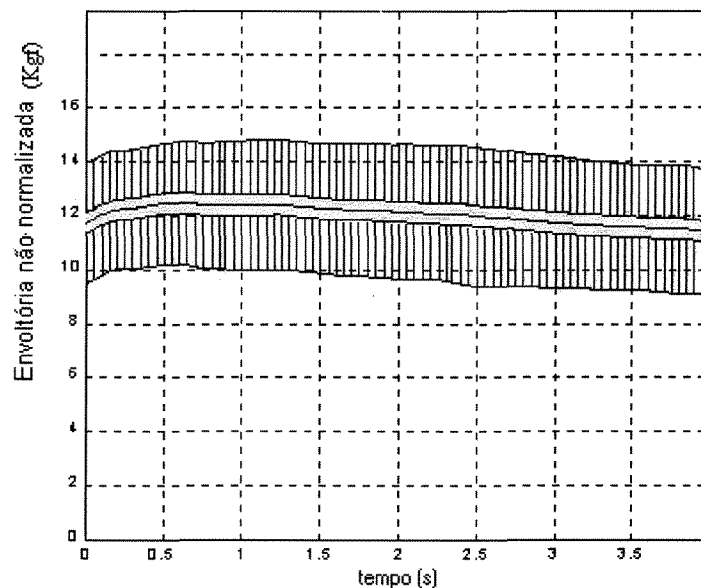


FIGURA 32 – Gráfico representativo da ENN da força gerada pelos músculos analisados, do conjunto de CIVM das 12 voluntárias com bandagem em 30 graus de flexão da perna, no *software* Matlab®. O intervalo azul representa os valores máximos e mínimos; a curva amarela é o intervalo de confiança da amostra e a reta central a média.

A totalidade dos gráficos gerados pelas rotinas utilizadas estão apresentados nos ANEXOS 15, 16 e 17.

4.11 Procedimentos estatísticos

Para a elaboração da análise estatística dos dados utilizou-se o sistema computacional *Statistical Analysis System (SAS)*.

Primeiramente estudou-se a suposição de normalidade dos dados, de todas as variáveis consideradas, através do teste de Shapiro-Wilk, com objetivo de avaliar a metodologia adequada para a análise da variabilidade dos dados no processo de confirmação das hipóteses experimentais.

Como os conjuntos de dados experimentais para todas as variáveis consideradas não apresentaram evidências estatísticas, para aceitar a suposição de normalidade, analisou-se cada uma das variáveis através do teste de Kruskal-Wallis. Este teste é indicado na literatura como uma das metodologias não-paramétricas, que permitem avaliar a variabilidade dos dados, quando comparados em mais de dois grupos (ZAR, 1996). Para todas as análises de variância considerou-se o nível crítico de 5% ($p < 0,05$).

Os fatores considerados para a análise estatística foram três, cada um deles com três variáveis. O fator “tratamento” foi analisado “com bandagem”, com a “bandagem frouxa” e “sem bandagem”. O fator “músculo” considerou a análise dos Mm. bíceps femoral (Cabeça longa),

semitendíneo e semimembranáceo. O fator angulação considerou a flexão da perna em 30°, 60° e 90°.

As variáveis analisadas no *software* Matlab® e submetidas ao tratamento estatístico foram:

- a) Densidade Espectral de Potência (DEP), de duas formas. A partir dos tratamentos, considerando-se as angulações e os músculos em cada uma das angulações e a partir dos músculos, em cada uma das angulações, com os diferentes tratamentos;
- b) Envoltória Não Normalizada (ENN), nas duas formas mencionadas acima;
- c) Envoltória Não Normalizada para a Célula de Carga (ENN CC), a partir das diferentes angulações, com os diversos tratamentos.

5. RESULTADOS

5.1 Densidade Espectral de Potência (DEP)

As estatísticas da análise da variável DEP, com base nos músculos estudados, em relação às diversas angulações, com os diferentes tratamentos apresentam diferenças estatisticamente significantes ($p < 0,05$) apenas para o músculo semitendíneo, na condição “sem bandagem”, em 90 graus de flexão da perna (TAB. 1, ANEXO 18).

A DEP, em relação ao tratamento, nas diversas angulações, com os diferentes os músculos apresentam diferenças significativas, cujos valores estão expressos na TAB. 2 (ANEXO 18) e os resultados obtidos representados nas FIG. de 33 a 35.

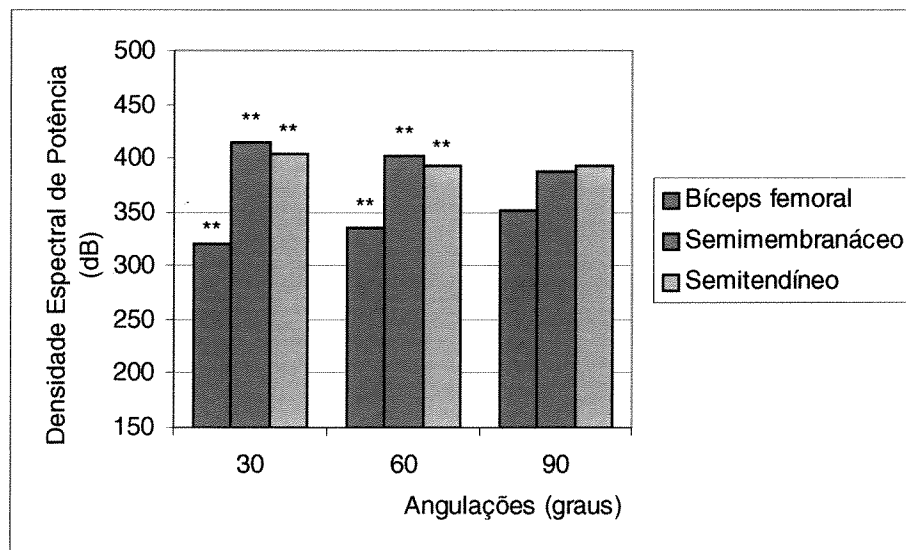


FIGURA 33 – Valores da DEP para o tratamento “com bandagem”, nos diferentes graus e músculos (** $p < 0,01$).

Verifica-se através da FIG. 33 que aos 30° e 60° de flexão da perna com bandagem, há um padrão semelhante de atividade, sendo menor a do M. bíceps femoral (Cabeça longa), intermediária, a do M. semitendíneo e maior, a do M. semimembranáceo, embora com valores próximos à do M. semitendíneo, mas com diferença significativa ($p < 0,01$). Em 90° de flexão da perna, os dados não foram significantes ($p > 0,05$).

Para a condição da “bandagem frouxa” de tratamento (FIG. 34), o padrão de atividade nas três angulações foi o mesmo da situação “com bandagem” em 30° e 60° de flexão da perna, sendo menor a do M. bíceps femoral (Cabeça longa), intermediária, a do M. semitendíneo e maior, a do M. semimembranáceo.

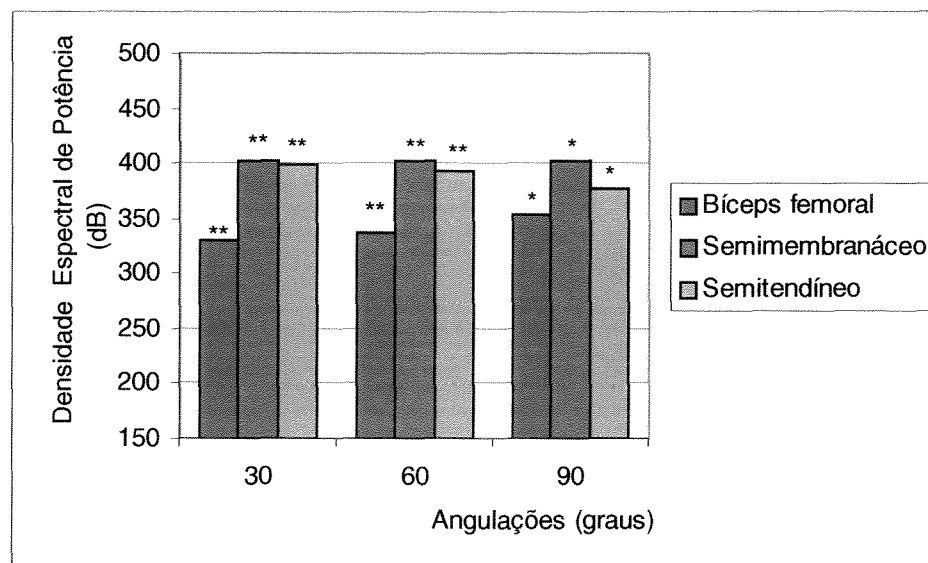


FIGURA 34 – Valores da DEP para o tratamento “bandagem frouxa”, nos diferentes graus e músculos (** $p < 0,01$, * $p < 0,05$).

Sem a aplicação da bandagem (FIG. 35), todos os valores foram estatisticamente significantes ($p<0,01$), com o mesmo padrão de atividade em, maior do M. semimembrâneo em relação ao M. bíceps femoral (Cabeça longa) nas três angulações. O M. semitendíneo não teve atividade padronizada na situação sem bandagem.

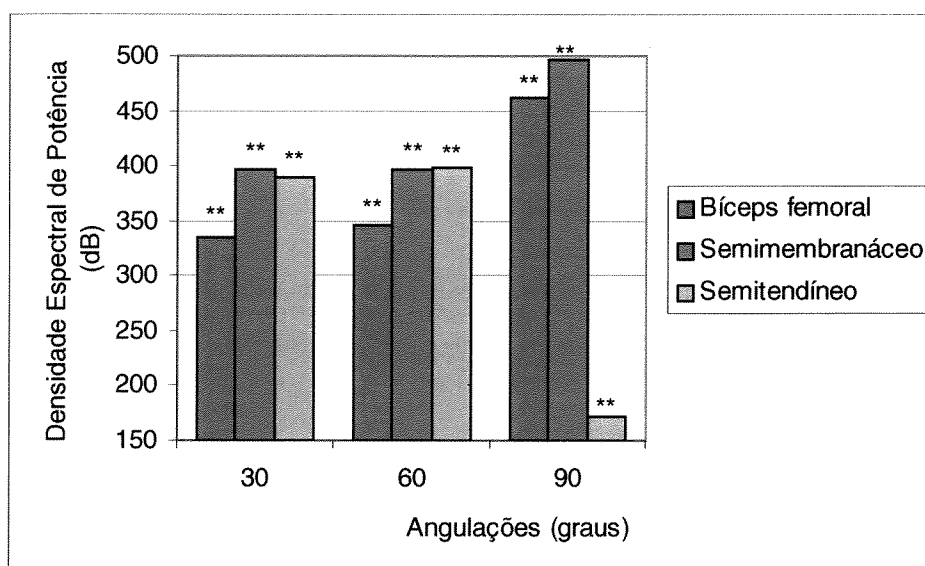


FIGURA 35 – Valores da DEP para o tratamento “sem bandagem”, nos diferentes graus e músculos(** $p<0,01$).

O M. bíceps femoral (Cabeça longa) mantém o mesmo padrão de atividade nas três condições de tratamento, sendo menor a 30°, intermediária, a 60° e maior, a 90° de flexão da perna.

Os valores dos Mm. semitendíneo e semimembranáceo são maiores em comparação aos do M. bíceps femoral em 30° e 60° de flexão da perna.

5.2 Envoltória não normalizada

Os valores estatísticos para a análise da variável Envoltória Não Normalizada (ENN) segundo os músculos analisados, nas diversas angulações, com os diferentes tratamentos estão expressos na TAB. 3 (ANEXO 18). Os resultados obtidos estão representados nas FIG. de 36 a 38.

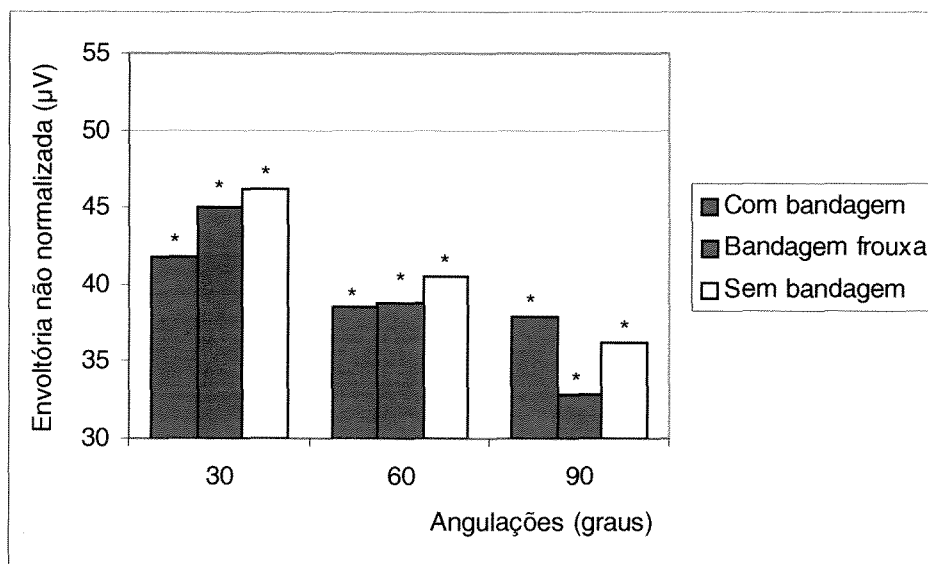


FIGURA 36 – Valores da ENN para o M. bíceps femoral (Cabeça longa), nos diferentes graus e tratamentos (* $p < 0,05$).

Observa-se através da FIG. 36 que o M. bíceps da coxa (Cabeça longa) apresenta maior atividade sem bandagem, em 30° e em 60° de flexão da perna, em relação à bandagem frouxa e com bandagem.

Em 90° de flexão da perna a presença de bandagem foi estatisticamente significante maior ($p < 0,05$) em comparação a situação da bandagem frouxa e sem a bandagem.

A atividade do músculo foi menor a medida em que a angulação aumentou.

A FIG. 37, a seguir, mostra que o M. semimembranáceo a semelhança do M. bíceps femoral (Cabeça longa), teve sua atividade diminuída, na medida em que houve aumento do ângulo de flexão da perna.

Em 30° de flexão da perna, a situação sem bandagem apresenta valor superior em relação a bandagem frouxa e com bandagem.

Em 60° e 90° de flexão da perna, no entanto, os resultados com bandagem e com a bandagem frouxa foram maiores em comparação ao da situação sem bandagem.

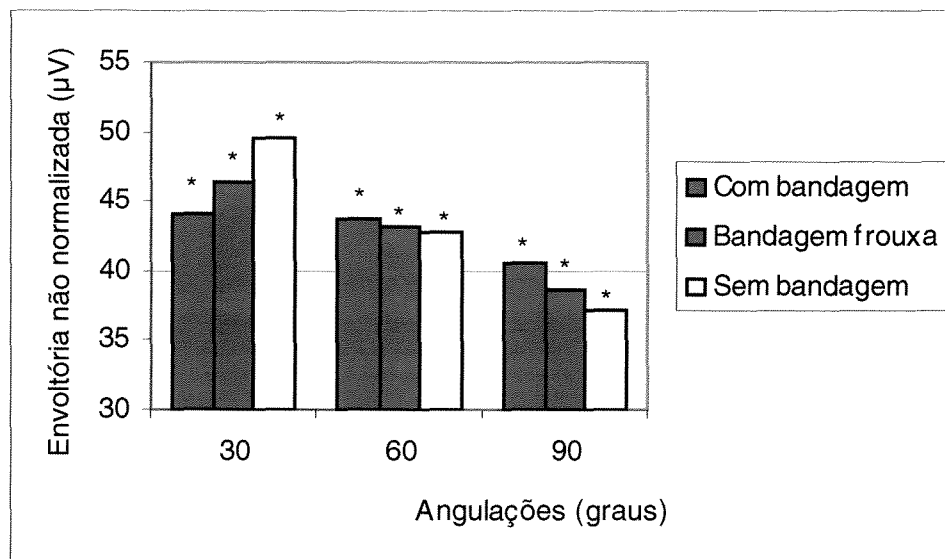


FIGURA 37 – Valores da ENN para o M. semimembranáceo, nos diferentes graus e tratamentos (* $p < 0,05$).

Os valores apresentados pelo M. semitendíneo (FIG. 38), mostram, a semelhança dos demais músculos, que a atividade diminuiu conforme o aumento do ângulo de flexão da perna.

A condição sem bandagem apresentou, em 30° de flexão da perna, valor superior em relação a bandagem frouxa e com bandagem.

Em 60° e 90° de flexão da perna os resultados foram diferentes, sendo maiores com a bandagem frouxa. Em 60°, com a bandagem, os valores ainda foram inferiores ao da situação sem bandagem, mas em 90° a bandagem teve resultados superiores em relação à condição sem aplicação da bandagem.

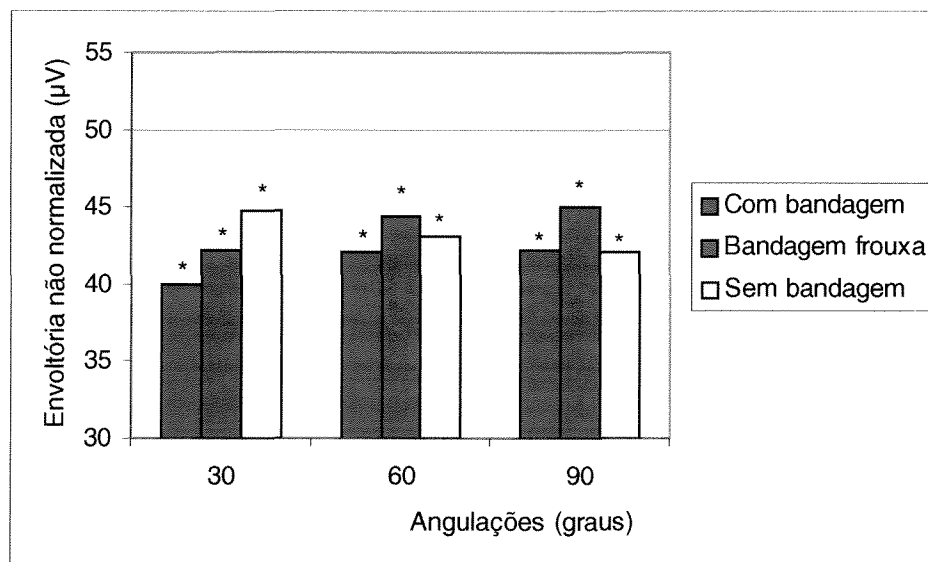


FIGURA 38 – Valores da ENN para o M. semitendíneo, nos diferentes graus e tratamentos (* $p < 0,05$).

Os valores estatísticos para a análise da variável ENN segundo os tratamentos aplicados, nas diversas angulações e músculos estão representados na TAB. 4 (ANEXO 18) e os resultados obtidos estão expressos nas FIG. de 39 a 41.

As FIG. 39 e 40, a seguir, apresentam os valores na situação com bandagem e bandagem frouxa respectivamente. A atividade dos Mm. bíceps femoral (Cabeça longa) e semimembranáceo possui o mesmo padrão de comportamento, ou seja, é menor à medida que a angulação de flexão da perna aumenta.

O M. semitendíneo apresenta comportamento inverso, sendo maior sua atividade à medida que a angulação de flexão da perna aumenta.

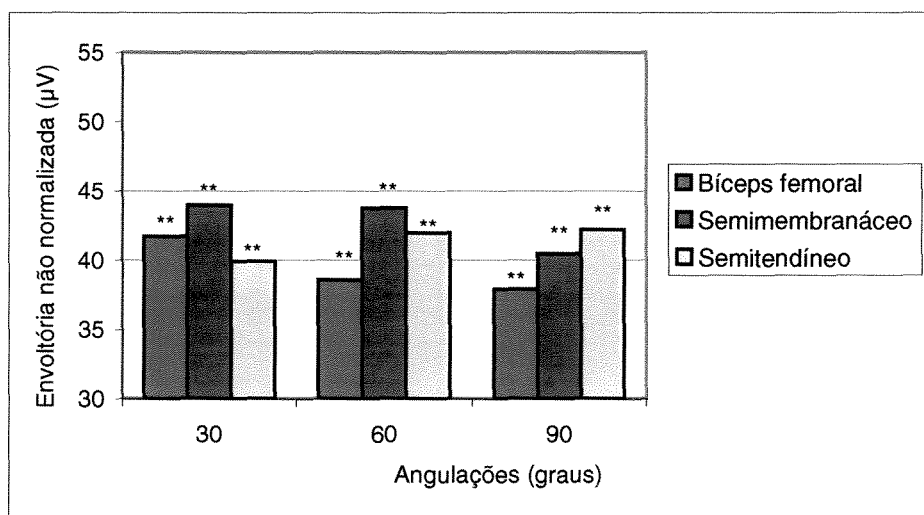


FIGURA 39 – Valores da ENN para o tratamento “com bandagem”, nos diferentes graus e músculos (** $p < 0,01$)

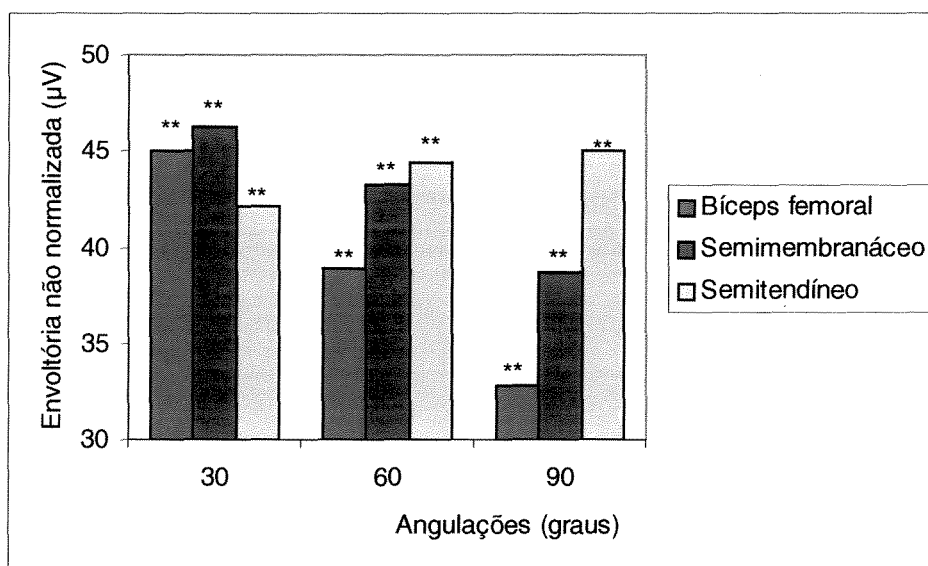


FIGURA 40 – Valores da ENN para o tratamento “bandagem frouxa”, nos diferentes graus e músculos (** $p < 0,01$)

Sem a aplicação da bandagem (FIG. 41), a atividade dos Mm. bíceps femoral (Cabeça longa) e semimembranáceo apresenta o mesmo padrão de comportamento em relação as situações com bandagem e bandagem frouxa, mas com maior atividade do M. semimembranáceo em 30° de flexão da perna sem bandagem em comparação com os demais tratamentos.

O M. semitendíneo, na condição sem bandagem, teve diminuição da atividade com o aumento da angulação, ou seja, o inverso em relação as situações com bandagem e com a bandagem frouxa.

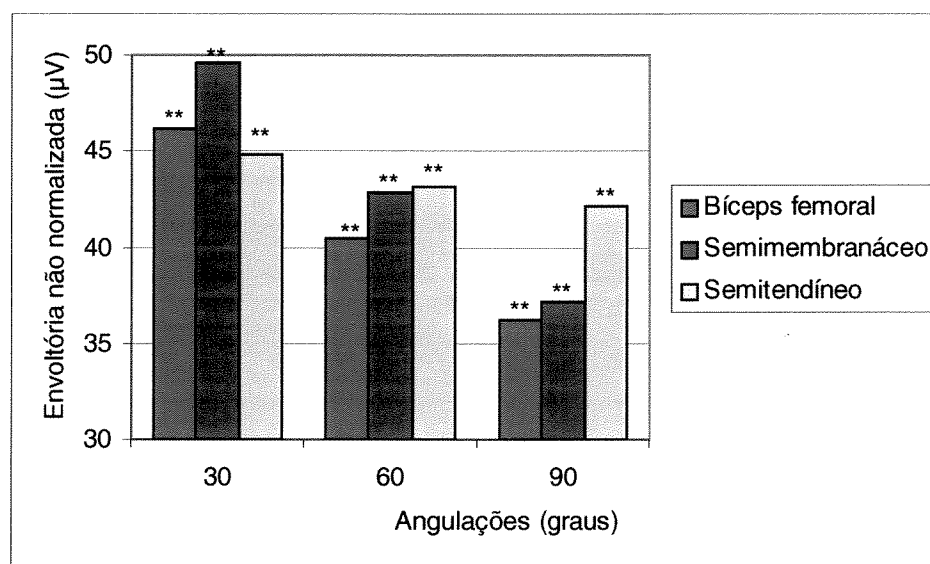


FIGURA 41 – Valores da ENN para o tratamento “sem bandagem”, nos diferentes graus e músculos (** $p < 0,01$)

5.3 Envoltória não normalizada para a célula de carga

Os valores estatísticos para a análise da variável Envoltória Não Normalizada (ENN) para a célula de carga nas diversas angulações, com os diferentes tratamentos estão expressos na TAB. 3 (ANEXO 18). Os resultados obtidos estão representados na FIG. 42, a seguir:

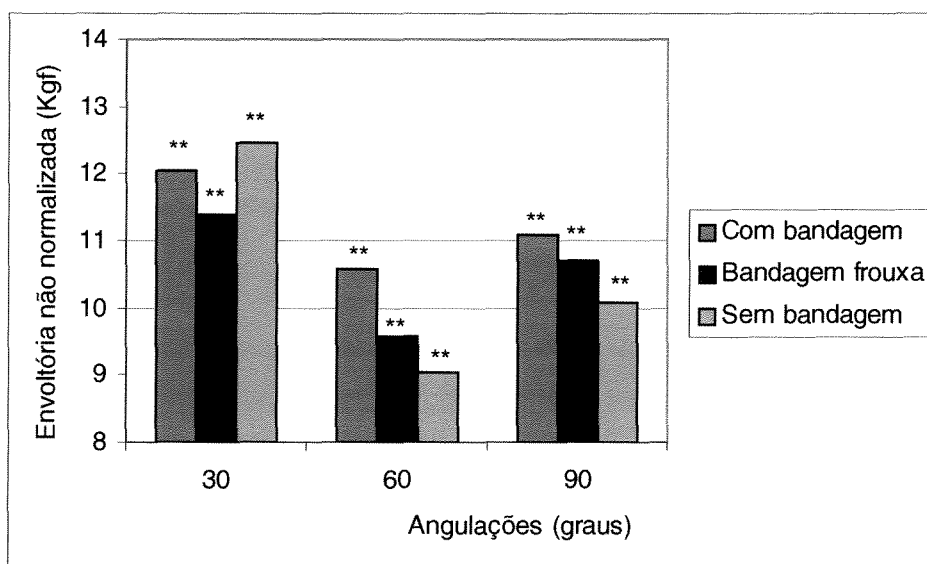


FIGURA 42 – Valores da ENN para a célula de carga segundo o grau e o tratamento (** $p < 0,01$)

Observa-se um padrão de atividade aos 60° e 90° de flexão da perna, em relação, de modo que a força registrada é maior com bandagem, intermediária na condição da bandagem frouxa e menor sem bandagem.

Já aos 30° de flexão da perna, a força apresenta-se maior sem bandagem em comparação à situação com bandagem e as duas, superiores em relação à condição da bandagem frouxa.

6. DISCUSSÃO

A discussão será desenvolvida em dois blocos, com os assuntos relacionados ao estudo. Num primeiro momento, versará sobre o experimento em si, e em relação aos procedimentos adotados; em seguida, os resultados obtidos serão discutidos e comparados a estudos similares.

6.1 Experimento

A eletromiografia é um método eficaz na identificação da atividade muscular e permite a comparação dos potenciais elétricos dos músculos a serem estudados em diferentes atividades (PORTNEY, 1993).

Sabe-se que a variabilidade das técnicas e procedimentos na eletromiografia faz com que os resultados apresentem grandes diferenças (YANG & WINTER, 1984; TURKER, 1993; SOLOMONOW et al., 1994; KNUTSON et al., 1994; KELLIS & BALTZOPOULOS, 1996; DE LUCA, 1997; ERVILHA et al., 1998; MORRIS et al., 1998). Neste sentido uma amostra mais homogênea deve contribuir para a geração de resultados mais fidedignos.

Em se tratando de pesquisa com o envolvimento de seres humanos,

esta deve levar em conta os aspectos éticos sob a ótica do indivíduo e da coletividade. Sendo assim, os referenciais básicos da bioética, incorporados pela Resolução N° 196/96 do Conselho Nacional de Saúde, Ministério da Saúde, que dispõe sobre pesquisa com seres humanos (BRASIL, 1996), são relevantes e devem ser considerados. Neste estudo houve a preocupação de se seguir os referenciais dispostos na referida resolução.

Os Mm. bíceps femoral, semitendíneo e semimembranáceo perdem força na presença de encurtamento do M. reto femoral e/ou se a flexão da perna é realizada concomitante com a extensão da coxa (LEHMKUHL & SMITH, 1989). Nesta linha, as voluntárias foram testadas para se descartar a presença de retração do M. quadríceps femoral (CIPRIANO, 1999) e a coleta dos dados foi realizada com as mesmas em decúbito ventral, angulação de 0° da articulação do quadril (em posição neutra), com a pelve devidamente estabilizada.

Para possibilitar uma melhor contração muscular, sem interferências indesejáveis provenientes de alterações angulares, foram testadas mas não recrutadas para o experimento, as voluntárias que apresentassem retração nos músculos flexores da perna, torção tibial e/ou trajeto anormal da

patela de acordo com KENDALL et al. (1995), WEINSTEIN & BUCKWALTER (2000) e CAMANHO (1996) respectivamente.

A utilização da loção emoliente e antiinflamatória (Higiporo, Davene[®]), em detrimento da usual utilização de produtos, como o éter sulfúrico e álcool a 70%, se deu, para, ao mesmo tempo remover as impurezas da pele, melhorando a captação do sinal elétrico, e para não ressecar a pele das voluntárias.

Outro cuidado foi o de realizar previamente um teste de sensibilidade em relação à bandagem e ao *mousse* de proteção, para não provocar reações alérgicas, causando danos à saúde das voluntárias.

A padronização da amostra, com voluntárias com Índice de Massa Corporal (IMC) no padrão de normalidade (GHORAYEB & BARROS, 1999) e a escolha de estudantes do curso de Educação Física, tiveram como objetivo a prevenção de fadiga e a captação de sinais de voluntárias melhor preparadas do ponto de vista muscular e com menor taxa de tecido adiposo. YANG & WINTER (1984) e SOLOMONOW et al. (1994) entre outros, encontraram diferenças significativas no sinal EMG de indivíduos com maior concentração de tecido adiposo, podendo ser este um fator de interferência nos resultados.

A escolha do membro dominante (no caso das 12 voluntárias, o membro inferior direito), também teve como preocupação a prevenção de fadiga, considerando o mínimo de 27 contrações, que deveriam ser realizadas. Embora DE LUCA et al. (1986) tenham observado alterações na frequência mediana na mão dominante dos voluntários, vários estudos são realizados com base no membro dominante (JOHANSSON et al., 1983; ARAÚJO & AMADIO, 1996). FEUERBACH et al. (1994) utilizaram órtese no membro dominante, considerando o membro de preferência do voluntário para chutar a bola. Já TREPMAN et al. (1994) utilizaram o membro inferior direito em estudo com dançarinas de *ballet* pelo motivo da simetria em relação aos movimentos analisados.

O tempo de repouso conferido de 1 minuto entre as 3 contrações em uma determinada angulação, 2 minutos entre os blocos de 3 contrações com um determinado tratamento, e 5 minutos entre o bloco de cada 9 contrações, teve como objetivo, da mesma forma, a prevenção da fadiga. Um minuto, segundo MATHIASSEN et al. (1995), é o tempo mínimo necessário para estudos, que envolvem a repetição.

Outras padronizações foram seguidas, considerando a importância do rigor metodológico defendido por TURKER (1993), SODERBERG &

COOK (1994) e DE LUCA (1997), padronizações estas, adotadas inclusive por revistas científicas da área (STANDARDS..., 1999), no intuito de tornar mais confiáveis os resultados de experimentos apresentados para publicação.

A adoção de eletrodos diferenciais de superfície possui vantagens, pois, capta a atividade da unidade motora de forma não invasiva, representando um método, que gera menos desconforto aos que o utilizam (YANG & WINTER, 1984; KELLIS & BALTZOPOULOS, 1996).

Os eletrodos diferenciais de superfície utilizados neste estudo possuem as configurações recomendadas por DE LUCA (1997). A calibração dos eletrodos foi feita no início do experimento, porém, durante a análise dos sinais provenientes da contração de algumas voluntárias, detectou-se o deslocamento da curva de Gauss e dos respectivos histogramas. Diante disto, foi realizada a calibração “*a posteriori*”, conforme passos descritos no ANEXO 9, de modo a possibilitar a análise adequada dos dados.

O treino da CIVM (Contração Isométrica Voluntária Máxima) nas diferentes angulações, foi realizado previamente à coleta, visto que a habilidade para o movimento influencia a magnitude dos sinais (KELLIS

& BALTZOPOULOS, 1996; MORRIS et al., 1998; STANDARDS..., 1999; EVETOVICH et al., 2000).

Embora BASMAJIAN & DE LUCA (1985) recomendem a colocação dos eletrodos diferenciais de superfície no ventre do músculo, entre o ponto motor e o tendão, optou-se pela colocação diretamente no ponto motor, como preconizam GROPPÉL & NIRSCHL (1986), ERVILHA & ARAÚJO (1996), ARAÚJO & AMADIO (1996), garantindo a colocação destes sempre num mesmo local.

Vários trabalhos, realizados para analisar a relação entre o comando verbal e a resposta muscular, verificaram que a contração muscular desenvolvida foi maior, na medida em que o comando verbal foi mais alto (JOHANSSON et al., 1983; McNAIR et al., 1996). LUCCA & RECCHIUTI (1983) verificaram que o estímulo visual promovido pelo dinamômetro isocinético com *biofeedback* também melhorou o torque do M. quadríceps femoral durante a CIVM de extensão da perna. JOHANSSON et al. (1983), no entanto, afirmam que os resultados também dependem de outros fatores, como sexo, idade e personalidade, entre outros.

O relato de uma voluntária durante a realização do estudo piloto deste trabalho, foi que o comando verbal, às vezes atrapalhava a concentração no momento da contração muscular. Paralelamente, foram observados picos de contração na tela de tratamento de dados. Diante disto, optou-se por, no momento do treino da CIVM nas diversas angulações, conscientizar a voluntária sobre a importância da contração máxima e constante durante todo o período entre o comando verbal inicial e o comando final. A cada bloco de contrações, a voluntária era lembrada sobre a importância de se conferir a CIVM constante, por todo o período que durasse a contração. Considera-se, portanto, que houve padronização do procedimento, de forma que a contração não sofreu interferência externa, sendo os resultados obtidos fruto do tratamento empregado. É claro que o comando verbal, o estímulo visual (no caso do *biofeedback*), têm utilidade e devem ser utilizados na prática fisioterapêutica, desportiva e outras, com o objetivo de obter melhor desempenho, mas, levando-se em conta a resposta apresentada por cada indivíduo no momento de sua aplicação.

A normalização dos dados, para minimizar a diferença entre indivíduos nos dias de hoje, é defendida por vários autores e vem sendo

cada vez mais utilizada (YANG & WINTER, 1984; KNUTSON et al., 1994; MATHIASSEN et al., 1995; KELLIS & BALZOPoulos, 1996; ERVILHA et al., 1998; MORRIS et al., 1998). Embora em estudos dinâmicos os autores estejam levando em consideração outras variáveis, a CIVM é um dos métodos mais utilizados para estudos estáticos (YANG & WINTER, 1984), tendo sido adotada neste experimento.

A repetição é outra forma de diminuir a diferença entre os resultados. Três repetições são consideradas suficientes para a padronização dos dados (YANG & WINTER, 1984; MATHIASSEN et al., 1995), e são normalmente utilizadas (ARAÚJO & AMADIO, 1996), visto que em experimentos, nos quais são testadas várias situações, a realização de um número maior de repetições levaria à fadiga dos voluntários.

6.2 Resultados obtidos

Diante da variedade dos métodos de bandagens funcionais existentes e escassez de estudos realizados, a comparação dos resultados obtidos fica limitada.

A bibliografia existente em relação à bandagem de contenção muscular não apresenta dados objetivos em relação ao recrutamento de

unidades motoras, com ou sem a sua utilização (EITNER et al., 1984; BOVÉ, 1994; KAZEMI, 1997). Vários trabalhos avaliam se o uso de bandagem promove maior estabilidade articular (TROPP et al., 1984; YAMAMOTO et al., 1993; VAES et al., 1998).

A energia produzida pela contração muscular ao longo do espectro de frequência foi um dos parâmetros analisados neste estudo, sendo denominada Densidade Espectral de Potência (DEP) e os valores expressos em dB.

Nas diversas angulações não houve diferença significativa ($p > 0,05$) na DEP dos músculos, considerando o tratamento empregado (TAB. 1), com exceção do M. semitendíneo em 90° de flexão da perna, sem bandagem ($p < 0,05$).

Os resultados da DEP, com base nos tratamentos empregados, em 30° e 60° de flexão da perna (TAB. 2), foram estatisticamente significantes ($p < 0,01$), mantendo-se o padrão de recrutamento das unidades motoras, maior do M. semimembranáceo, intermediário, do M. semitendíneo e menor, do M. bíceps femoral (Cabeça longa). Entretanto, o fato de não ter havido mudança no padrão de atividade dos diferentes músculos nos diversos tratamentos, sugere que a bandagem não atuou no

sentido de promover maior ou menor recrutamento das unidades motoras dos músculos nessas angulações.

Em 90° de flexão da perna os resultados se mantiveram, com diferença menor estatisticamente significativa apenas para o M. semitendíneo sem bandagem ($p < 0,05$).

A envoltória normalizada fornece dados em relação às médias móveis dos valores da amplitude em relação ao tempo. No entanto, anula a diferença entre os tratamentos empregados. Neste sentido, as rotinas EMG126 e EMG126cc do *software* Matlab® foram realizadas com base na envoltória não normalizada (ENN), de forma a possibilitar a análise da diferença entre os tratamentos.

Todos os valores da ENN com base nos músculos, em relação às angulações e tratamentos empregados (TAB. 3), foram estatisticamente significantes ($p < 0,05$).

O M. bíceps femoral (Cabeça longa), aos 30° e 60° de flexão da perna, foi mais ativo sem bandagem em comparação com a bandagem frouxa e com a bandagem, respectivamente. Em 30° de flexão da perna, a atividade foi maior, o que está de acordo com SANT'ANNA (1988), LEHMUKUHL & SMITH (1989), RASCHKE & CHAFFIN (1996) e

GUIRRO (2000), mostrando que o músculo foi mais ativo, na medida em que está mais distendido.

Aos 90° de flexão da perna a bandagem teve efeito positivo, pois, a atividade foi maior, comparada à sem bandagem. Talvez o fato de a bandagem comprimir a musculatura na angulação, em que a origem e a inserção estão mais próximas, tenha distendido o músculo, aumentando a estabilidade e o recrutamento de unidades motoras. GEYER et al. (1993) verificaram maior atividade nos Mm. fibulares (longo e curto) em dançarinas de *ballet* com bandagem. KOWALL et al. (1996), ao aplicarem bandagem associada ao tratamento fisioterapêutico, verificaram o aumento de força muscular nos dois grupos de voluntários, sem diferença significativa entre eles, chegando à conclusão de que a bandagem não trouxe benefício adicional. Inversamente, o uso de cinto pélvico diminuiu a atividade EMG de alguns músculos no levantamento de carga (GONÇALVES & CERQUEIRA, 1997).

O M. semimembráceo manteve o padrão de atividade na condição sem bandagem, de forma que ela diminuiu à medida, em que a angulação aumentou.

Nas angulações de 60° e 90° a bandagem foi efetiva no aumento da atividade em comparação à bandagem frouxa e sem a bandagem. À semelhança do M. bíceps femoral, a bandagem parece ter influenciado no recrutamento de unidades motoras na condição, em que o músculo se encontra mais encurtado. Os resultados com a bandagem frouxa também foram superiores aos sem bandagem nessas angulações. Uma hipótese seria que nos ângulos, em que a origem e inserção musculares estão mais próximas, as voluntárias tenham sentido maior segurança para a contração com a bandagem e a bandagem frouxa tenha promovido efeito psicológico positivo, aumentando o controle neuromuscular. FIRER (1990) não descarta o efeito psicológico que o *taping* pode causar e KAZEMI (1997), afirma que a bandagem tem efeito mecânico, proprioceptivo e psicológico.

O efeito do *brace* no tornozelo e da bandagem elástica no joelho na melhora da cinestesia foi verificado por FEUERBACH et al. (1994) e PERLAU et al. (1995) respectivamente.

Já em outros estudos com a utilização do *brace* os autores verificaram que houve diminuição do controle neuromuscular (STYF et

al., 1992; WILSON et al., 1998) e aumento da concentração de lactato no sangue (HOUSTON & GOEMANS, 1982).

Para o M. semitendíneo, sem a bandagem, houve um discreto decréscimo na atividade, à medida em que houve aumento no ângulo de flexão da perna. Por outro lado, com a bandagem frouxa e com a bandagem, a atividade foi maior com o aumento da angulação, promovendo efeito positivo.

Os valores da envoltória não normalizada, com base no tratamento aplicado em relação aos músculos e ângulos de flexão da perna, foram todos significativos em nível de 1% (TAB. 4).

O M. bíceps femoral manteve seu padrão de atividade nos 3 tratamentos, de forma que foi menos ativo, à medida em que houve aumento da angulação. O mesmo ocorreu com o M. semimembrâneo, mas, o padrão de comportamento destes dois músculos com base no tratamento não possibilita uma afirmação de que a bandagem foi efetiva ou não na magnitude da contração muscular nas diferentes angulações de flexão da perna.

O M. semitendíneo apresentou, à semelhança da ENN com base nos músculos, um maior recrutamento de unidades motoras, à medida em

que o ângulo articular aumentou, na presença da bandagem e com a bandagem frouxa. Sem a bandagem, o padrão de atividade foi inverso, sendo menor com o aumento da angulação. Estes resultados sugerem que a compressão teve efeito positivo no recrutamento de unidades motoras.

Os resultados da ENN para a célula de carga (TAB. 5) foram estatisticamente significantes ($p < 0,01$). A força gerada pelos músculos sem a bandagem foi maior em 30° de flexão da perna. Isto está de acordo com a correlação comprimento-tensão descrita por SANT'ANNA (1988), RASCHKE & CHAFFIN (1996) e GUIRRO (2000), que detectaram maior força em situações, nas quais os músculos estavam mais distendidos.

Aos 30° de flexão da perna a bandagem e a bandagem frouxa não promoveram maior força dos músculos, provavelmente pelo fato de estes já estarem distendidos, tendo a compressão efeito negativo na força.

Já aos 60° e 90° de flexão da perna a bandagem foi efetiva e os músculos geraram mais força. Com a bandagem frouxa a força foi maior que sem a bandagem, mas menor que com a bandagem. É possível que a bandagem, considerando a diminuição da alavanca e a aproximação das origens e inserções musculares, à semelhança de resultados anteriores,

tenha promovido uma maior segurança às voluntárias e a bandagem frouxa tenha promovido um efeito placebo positivo, com influência direta na força muscular desenvolvida pelas voluntárias.

A bandagem foi eficaz na melhora da atividade muscular na CIVM de flexão da perna com as voluntárias em decúbito ventral. Qual será o efeito desta técnica com o indivíduo em posição ortostática, em cadeia cinética fechada ou em outros músculos do membro inferior, por exemplo, na atividade do M. quadríceps femoral? Quais seriam os resultados utilizando-se outros *softwares* e/ou procedimentos experimentais? Estas e outras questões suscitam a necessidade de estudos complementares, de forma a fornecerem subsídios para a prática de profissionais da área.

7. CONCLUSÕES

Diante dos resultados obtidos no estudo sobre a influência da bandagem funcional na atividade elétrica e força dos músculos flexores da perna durante a CIVM, conclui-se que:

- ❖ O recrutamento de unidades motoras em 30° e 60° de flexão da perna foi maior no M. semimembráceo em comparação ao M. semitendíneo e dos dois em relação ao M. bíceps femoral (Cabeça longa);

- ❖ A bandagem foi efetiva no aumento dos valores da amplitude do sinal EMG em relação ao tempo (envoltória não normalizada) do M. bíceps femoral em 90° de flexão da perna, em comparação à condição da bandagem frouxa e sem a bandagem;

- ❖ O M. semimembráceo, na situação sem bandagem, apresentou valores para a ENN menores, à medida em que o ângulo de flexão da perna aumentou, sendo a bandagem efetiva aos 60° e 90°, visto que os valores foram maiores nestas angulações;

- ❖ A bandagem foi eficaz e a bandagem frouxa promoveu efeito placebo positivo nos valores da ENN do M. semitendíneo em comparação com a situação sem bandagem;

❖ A bandagem produz melhores resultados em situações de menor alavanca dos segmentos envolvidos;

❖ A bandagem frouxa teve efeito placebo positivo nos músculos estudados nos ângulos de flexão da perna que estes tendem a apresentar menor atividade;

❖ A força dos músculos flexores é maior 30° de flexão da perna, situação em que os músculos estão mais distendidos;

❖ A bandagem foi eficaz e a bandagem frouxa teve efeito placebo positivo na força dos músculos nos ângulos de 60° e 90° de flexão da perna.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS*

ARAÚJO, R.C.; AMADIO, A.C. Análise biomecânica da ativação das porções superficiais do m. quadríceps femoral durante contrações excêntrica e concêntrica. **Rev Bras Fisioter**, São Carlos, v.1, n.1, p.13-20, 1996.

ARAÚJO, R.C.; AMADIO, A.C. Análise do padrão eletromiográfico do M. tríceps sural durante a marcha e suas correlações com a cinética do movimento. *In*: CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, 8., 1999, Florianópolis. **Anais...** Florianópolis: Universidade do Estado de Santa Catarina, 1999. p.477-482.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **NBR 8197**: Instrumentos de medição de força, de uso geral – Aferição. Rio de Janeiro, 1983.

BASMAJIAN, J.V.; DE LUCA, C.J. **Muscles alive**: their function revealed by eletromyography. 5th ed. Baltimore: Willians & Wilkins, 1985. 516p.

BASSET, G.S.; FLEMING, B.W. The Lenox Hill Brace in anterolateral rotatory instability. **Am J Sports Med**, Waltham, v.11, n.5, p.345-347, 1983.

* Baseada na NBR-6023 de ago. de 2000, da Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT). Abreviatura dos títulos dos periódicos em conformidade com o MEDLINE.

BECK, C. *et al.* Instrumented testing of functional knee braces. **Am J Sports Med**, Waltham, v.14, n.4, p.253-256, 1986.

BIRMINGHAM, T.B. *et al.* Effect of a neoprene sleeve on knee joint kinesthesia: influence of different testing procedures. **Med Sci Sports Exerc**, Baltimore, v.32, n.2, p.304-308, 2000.

BOVÉ, T. **El vendaje funcional**. 2.ed. Madrid: Mosby, 1994.

BRANCH, T.P.; HUNTER, R.; DONATH, M. Dynamic EMG analysis of anterior cruciate deficient legs with and without bracing during cutting. **Am J Sports Med**, Waltham, v.17, n.1, p.35-41, Jan./Feb. 1989.

BRASIL. Ministério da Saúde. Conselho Nacional de Saúde. **Resolução Nº 196/96 sobre pesquisa envolvendo seres humanos**. Brasília, 1996. 24p.

CALLAGHAN, M.J. Role of ankle taping and bracing in the athlete. **Br J Sports Med**, Guildford, v.31, n.2, p.102-108, June 1997.

CAMANHO, G.L. **Patologia do joelho**. São Paulo: Sarvier, 1996.

CAMPBELL, D.C.; GLENN, W. Rehabilitation of knee flexor and knee extensor muscle strength in patients with meniscectomies, ligamentous repairs and chondromalacia. **Phys Ther**, Alexandria, v.62, n.1, p.10-15, Jan. 1982.

CIPRIANO, J.J. **Manual fotográfico de testes ortopédicos e neurológicos**. 3.ed. São Paulo: Manole, 1999.

COLVILLE, M.R.; LEE, C.L.; CIULLO, J.V. The Lenox Hill Brace: an evaluation of effectiveness in treating knee instability. **Am J Sports Med**, Waltham, v.14, n.4, p.257-261, July/Aug. 1986.

DE LUCA, C.J. The use of surface electromyography in biomechanics. **J Appl Biomech**, Champaign, v.13, n.2, p.135-163, May 1997.

DE LUCA, C.J.; SABBAHI, M.S.; ROY, S.H. Median frequency of the myoelectric signal. Effects of hand dominance. **Eur J Appl Physiol**, Berlin, v.55, n.5, p.457-464, 1986.

DUCHENNE, G.B. **Physiology of motion**: demonstrated by means of electrical stimulation and clinical observation and applied to the study of paralysies and deformities. Translated by Emanuel B. Kaplan. Philadelphia: J.B. Lippincott, 1949. 612p. Título original: Physiologie des mouvements démontrée à l'aide de l'expérimentation électrique et de l'observations clinique et applicable à l'étude des paralysies et des déformations.

EIFF, M.P.; SMITH, A.T.; SMITH, G.E. Early mobilization versus immobilization in the treatment of lateral ankle sprains. **Am J Sports Med**, Waltham, v.22, n.1, p.83-88, 1994.

EITNER, D. *et al.* **Fisioterapia nos esportes**. São Paulo: Manole, 1984. 373p.

ERVILHA, U.F.; ARAÚJO, R.C. Estudo sobre a frequência de distribuição da cronaxia e a sua correlação com distintos graus de lesões nervosas periféricas. **Rev Bras Fisioter**, São Carlos, v.1, n.2, p.45-50, 1996.

ERVILHA, U.F.; DUARTE, M.; AMADIO, A.C. Estudo sobre procedimentos de normalização do sinal eletromiográfico durante o movimento humano. **Rev Bras Fisioter**, São Carlos v.3, n.1, p.15-20, 1998.

EVETOVICH, T.K. *et al.* The effect of leg extension training on the mean power frequency of the mechanomyographic signal. **Muscle Nerve**, New York, v.23, n.6, p.973-975, June 2000.

FEUERBACH, J.W. *et al.* Effect of an ankle orthosis and ankle ligament anesthesia on ankle joint proprioception. **Am J Sports Med**, Waltham, v.22, n.2, p.223-229, 1994.

FIRER, P. Effectiveness of taping for prevention of ankle ligament sprains. **Br J Sports Med**, Guildford, v.24, n.1, p.47-50, 1990.

FREEMAN, M.A.R. Treatment of ruptures of lateral ligaments of the ankle. **J Bone Joint Surg Br**, London, v.47, p.661-668, 1965.

FUJIWARA, M.; BASMAJIAN, J.V. Electromyographic study of two-joint muscles. **Am J Phys Med**, Baltimore, v.54, n.5, p.234-242, Oct. 1975.

FURLANI, J.; VITTI, M.; BÉRZIN, F. Estudo eletromiográfico do M. bíceps femoral. **Folia Clin Biol**, São Paulo, v.1, p.188-192, 1973.

FURLANI, J.; VITTI, M.; BÉRZIN, F. Musculus biceps femoris, long and short head: an electromyographic study. **Electromyogr Clin Neurophysiol**, Beauvechain, v.17, n.1, p.13-19, Jan. 1977.

GERTZ, L.C.; ZARO, M.A. Análise eletromiográfica de acessórios utilizados em digitação. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, 8., 1999, Florianópolis. **Anais...** Florianópolis: Universidade do Estado de Santa Catarina, 1999. p.447-452.

GERTZ, L.C. *et al.* Análise eletromiográfica de acessórios utilizados em digitação. Estudo piloto. CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, 7., 1997, Campinas. **Anais...** Campinas: UNICAMP, 1997. p.140-145.

GEYER, M.; BERGMANN, C.; SIEBERT, W.E. Overuse syndrome in ballet: study of the effect of a tape bandage of the upper ankle joint with motor analysis. **Sportverletz Sportschaden**, Stuttgart, v.7, n.2, p.78-83, June 1993.

GHORAYEB, N.; BARROS, T. **O exercício:** preparação fisiológica, avaliação médica, aspectos especiais e preventivos. São Paulo: Atheneu, 1999. 496p.

GONÇALVES, M.; CERQUEIRA, E.P. Análise eletromiográfica do levantamento manual de carga: efeito da postura e altura inicial da carga e do uso de cinto pélvico. *In:* CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, 7., Campinas. **Anais...** Campinas: UNICAMP, 1997. p.157-162.

GROPPEL, J.L.; NIRSCHL, R.P. A Mechanical and electromyographical analysis of the effects of various joint counterforce braces on the tennis player. **Am J Sports Med**, Waltham, v.14, n.3, p.195-200, 1986.

GUIRRO, R.R.J. **Análise da atividade elétrica e da força dos músculos flexores da mão após estimulação elétrica neuromuscular.** Piracicaba, 2000. 197p. Tese (Doutorado) - Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.

HOPPER, D.M.; McNAIR, P.; ELLIOTT, B. Landing in netball: effects of taping and bracing. **Br J Sports Med**, Guildford, v.33, n.6, p.409-413, 1999.

HOUSTON, M.E.; GOEMANS, P.H. Leg muscle performance of athletes with and without knee support braces. **Arch Phys Med Rehabil**, Philadelphia, v.63, n.9, p.431-432, Sept. 1982.

JOHANSSON, C.A.; KENT, B.E.; SHEPARD, K.F. Relationship between verbal command volume and magnitude of muscle contraction. **Phys Ther**, Alexandria, v.63, n.8, p.1260-1265, Aug. 1983.

KAPANDJI, J.A. **Fisiologia articular**. 5.ed. São Paulo: Manole, 1990. v.2, 234p.

KARLSSON, J.; ANDREASSON, G.O. The effect of external ankle support in chronic lateral ankle joint instability. An electromyographic study. **Am J Sports Med**, Waltham, v.20, n.3, p.257-261, 1992.

KAZEMI, A. **Modificación de la biomecánica a través de los vendajes funcionales**. Guadalajara: Gráficas Minaya, 1997.

KELLIS, E.; BALTZOPOULOS, V. The effect of normalization method on antagonistic activity patterns during eccentric and concentric isokinetic knee extension and flexion. **J Electromyogr Kinesiol**, Oxford, v.6, n.4, p.235-245, 1996.

KENDALL, F.P.; McCREARY, E.K.; PROVANCE, P.G. **Músculos – provas e funções**. 4.ed. São Paulo: Manole, 1995. 453p.

KNUTSON, L.M. *et al.* A study of various normalization procedures for within day electromyographic data. **J Electromyogr Kinesiol**, Oxford, v.4, n.1, p.47-59, 1994.

KNUTZEN, K.M.; BATES, B.T.; HAMILL, J. Electrogoniometry of post-surgical knee bracing in running. **Am J Phys Med**, Baltimore, v.62, n.4, p.172-181, 1983.

KOWALL, M.G. *et al.* Patellar taping in the treatment of patellofemoral pain. A prospective randomized study. **Am J Sports Med**, Waltham, v.24, n.1, p.61-66, 1996.

KURCA, E.; DROBNÝ, M. Four quantitative EMG methods and their individual parameter diagnostic value. **Electromyogr Clin Neurophysiol**, Beauvechain, v.40, n.8, p.451-458, Dec. 2000.

LARSEN, E. Taping the ankle for chronic instability. **Acta Orthop Scand**, Oslo, v.55, n.5, p.551-553, Oct. 1984.

LEHMKUHL, D.L.; SMITH, K.L. **Cinesilogia clínica de Brunnstrom**. 4.ed. São Paulo: Manole, 1989. 466p.

LEVINE, J.; SPLAIN, S. Use of the infrapatella strap in the treatment of patellofemoral pain. **Clin Orthop**, Philadelphia, n.139, p.179-181, Mar./Apr. 1979.

LUCCA, J.A.; RECCHIUTI, S.J. Effect of electromyographic biofeedback on an isometric strengthening program. **Phys Ther**, Alexandria, v.63, n.2, p.200-203, Oct. 1983.

LYNX TECNOLOGIA ELETRÔNICA LTDA. **Manual do programa de aquisição de sinais “Aqdados”**. São Paulo, 1997.

LYSHOLM, J. *et al.* The effect of a patella brace on performance in a knee extension strength test in patients with patellar pain. **Am J Sports Med**, Waltham, v.12, n.2, p.110-112, 1984.

MATHIASSEN, S.E.; WINZEL, J.; HAGG, G.M. Normalization of surface EMG amplitude from the upper trapezius muscle in ergonomic studies – A review. **J Electromyogr Kinesiol**, Oxford, v.5, n.4, p.197-226, 1995.

McNAIR, P.J. *et al.* Verbal encouragement: effects on maximum effort voluntary muscle action. **Br J Sports Med**, Guildford, v.30, n.3, p.243-245, Sept. 1996.

MILLER, E.A.; HERGENROEDER, A.C. Prophylatic ankle bracing. **Pediatr Clin North Am**, Philadelphia, v.37, n.5, p.1175-1185, Oct. 1990.

MILNER-BROWN, H.S.; STEIN, R.B. The relation between the surface electromyogram and muscular force. **J Physiol**, Cambridge, v.246, n.3, p.549-569, Apr. 1975.

MORRIS, A.D. *et al.* A study of the reproducibility of three different normalization methods in intramuscular dual fine wire electromyography of the shoulder. **J Electromyogr Kinesiol**, Oxford, v.8, n.5, p.317-322, Oct. 1998.

NICHOLAS, J.A. Editorial comment: the Lenox Hill Brace in anterolateral rotatory instability. **Am J Sports Med**, Waltham, v.11, n.5, p.347-348, 1983.

PALUMBO, P.M. Dynamic patellar brace: a new orthosis in the management of patellofemoral pain syndrome. A preliminary report. **Am J Sports Med**, Waltham, v.9, n.1, p.45-49, 1981.

PAULOS, L.E. Editorial comment: instrumented testing of functional knee braces. **Am J Sports Med**, Waltham, v.14, n.4, p.256, 1986.

PERLAU, R.; FRANK, C.; FICK, G. The effect of elastic bandages on human knee proprioception in the uninjured population. **Am J Sports Med**, Waltham, v.23, n.2, p.251-255, Mar./Apr. 1995.

PORTNEY, L. Eletromiografia e teste de velocidade de condução nervosa. *In*: O'SULLIVAN, S.B.; SCHIMITZ, T.J. **Fisioterapia: avaliação e tratamento**. 2.ed. São Paulo: Manole, 1993. 775p.

QUIGLEY, T.B.; COX, J.; MURPHY, J. Prospective device for the ankle. **JAMA**, Chicago, v.123, p.924, 1946.

RARICK, G.L. *et al.* The measurable support of the ankle joint by conventional methods of taping. **J Bone Joint Surg Br**, London, v.44, p.1183-1190, 1962.

RASCHKE, U.; CHAFFIN, D.B. Support for a linear length-tension relation of the torso extensor muscles: an investigation of the length and velocity EMG-force relationships. **J Biomech**, Elmsford, v.29, n.12, p.1597-1604, 1996.

RAY, G.C.; GUHA, S.K. Relationship between the surface e.m.g. and muscular force. **Med Biol Eng Comput**, Stevenage, v.21, n.5, p.579-586, Sept. 1983.

ROSER, L.A.; MILLER, S.J.; CLAWSON, K. Effects of taping and bracing on the unstable knee. **Northwest Med**, Stockholm, v.70, n.8, p.544-546, Aug. 1971.

SANT'ANNA, M.F. **Estudo eletromiográfico dos Mm. bíceps femoris (caput longum), semitendinosus e semimembranosus nos movimentos de flexão e extensão da perna em mesa flexora.** Piracicaba, 1988. 87p. Dissertação (Mestrado) - Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.

SOCIEDADE BRASILEIRA DE ANATOMIA. **Terminologia anatômica:** terminologia anatômica internacional. São Paulo: Manole, 2001. 248p.

SODERBERG, G.L.; COOK T.M. Electromyography in biomechanics. **Phys Ther**, Alexandria, v.64, n.12, p.1813-1820, Dec. 1994.

SOLOMONOW, M. *et al.* Surface and wire EMG crosstalk in neighbouring muscles. **J Electromyogr Kinesiol**, Oxford, v.4, n.3, p.131-142, 1994.

SPENCE, A.P. **Anatomia humana básica**. 2.ed. São Paulo: Manole, 1991. 713p.

STANDARDS for reporting EMG data. **J Electromyogr Kinesiol**, Oxford, v.9, p.III-IV, 1999.

STOVER, C.N. Air stirrup management of ankle injuries in the athlete. **Am J Sports Med**, Waltham, v.8, n.5, p.360-365, 1980.

STYF, J.R.; NAKHOSTINE, M.; GERSHUNI, D.H. Functional knee braces increase intramuscular pressures in the anterior compartment of the leg. **Am J Sports Med**, Waltham, v.20, n.1, p.46-49, 1992.

TIMM, K.E. Randomized controlled trial of protonics on patellar pain, position and function. **Med Sci Sports Exerc**, Baltimore, v.30, n.5, p.665-670, May 1998.

TREPMAN, E. *et al.* Electromyographic analysis of standing posture and demi-plie in ballet and modern dancers. **Med Sci Sports Exerc**, Baltimore, v.26, n.6, p.771-782, 1994.

TROPP, H.; ASKLING, C.; GILLQUIST, J. Prevention of ankle sprains. **Am J Sports Med**, Waltham, v.13, n.4, p.259-262, July/Aug. 1985.

TROPP, H.; EKSTRAND, J.; GILLQUIST, J. Factors affecting stabilometry recordings of single limb stance. **Am J Sports Med**, Waltham, v.12, n.3, p.185-188, 1984.

TURKER, K.S. Electromyography: some methodological problems and issues. **Phys Ther**, Alexandria, v.73, n.10, p.698-710, Oct. 1993.

VAES, P. *et al.* Comparative radiological study of the influence of ankle joint bandages on ankle stability. **Am J Sports Med**, Waltham, v.13, n.1, p.46-50, 1985.

VAES, P. *et al.* Objective roentgenologic measurements of the influence of ankle braces on pathologic joint mobility. A comparison of 9 braces. **Acta Orthop Belg**, Bruxelles, v.64, n.2, p.201-209, 1998.

VAZ, M.A. *et al.* Comparação da intensidade da atividade elétrica dos músculos reto abdominal e oblíquo externo em exercícios abdominais com e sem a utilização de aparelhos. *In: CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA*, 8, 1999, Florianópolis. **Anais...** Florianópolis: Universidade do Estado de Santa Catarina, 1999. p.441-446.

WEINSTEIN, S.L.; BUCKWALTER, J.A. **Ortopedia de Turek**: princípios e sua aplicação. 5.ed. São Paulo: Manole, 2000. 3v.

WILSON, L.Q. *et al.* Effects of a functional knee brace for ACL insufficiency during treadmill running. **Med Sci Sports Exerc**, Baltimore, v.30, n.5, p.655-664, May 1998.

YAMAMOTO, T.; KIGAWA, A.; XU, T. Effectiveness of functional ankle taping for judo athletes: a comparison between judo bandaging and taping. **Br J Sports Med**, Guildford, v.27, n.2, p.110-112, June 1993.

YANG, J.F.; WINTER, D.A. Electromyographic amplitude normalization methods: improving their sensitivity as diagnostic tools in gait analysis. **Arch Phys Med Rehabil**, Philadelphia, v.65, n.9, p.517-521, Sept. 1984.

ZAR, J.H. **Biostatistical analysis**. 3rd ed. New Jersey: Prentice-Hall, 1996.

ANEXO 1

QUADRO 1

Relação das voluntárias com as respectivas datas de nascimento e a idade na época da realização do experimento

Nº VOLUNTÁRIA	DATA DE NASCIMENTO	IDADE EM MARÇO DE 2000
Voluntária 01	22/10/77	22 anos
Voluntária 02	13/01/78	22 anos
Voluntária 03	06/04/76	23 anos
Voluntária 04	20/09/78	21 anos
Voluntária 05	01/04/77	22 anos
Voluntária 06	20/11/76	23 anos
Voluntária 07	20/10/77	22 anos
Voluntária 08	01/04/77	22 anos
Voluntária 09	26/12/74	25 anos
Voluntária 10	06/01/74	26 anos
Voluntária 11	28/01/76	24 anos
Voluntária 12	01/11/74	25 anos

QUADRO 2

Relação das voluntárias com os respectivos valores de altura, peso e Índice de Massa Corporal (IMC) na época da realização do experimento

Nº VOLUNTÁRIA	ALTURA (m)	PESO (Kg)	IMC (março/2000)
Voluntária 01	1,64	55,6	20,67
Voluntária 02	1,65	56	20,57
Voluntária 03	1,60	52	20,31
Voluntária 04	1,60	52,4	20,47
Voluntária 05	1,61	53,7	20,73
Voluntária 06	1,58	50	20,03
Voluntária 07	1,59	61,2	24,21
Voluntária 08	1,51	46	20,17
Voluntária 09	1,68	58	20,55
Voluntária 10	1,65	59	21,67
Voluntária 11	1,60	56	21,88
Voluntária 12	1,69	61,3	21,46

ANEXO 2

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Nome da Voluntária: _____

As informações contidas neste termo, foram fornecidas por Gislaine Cecília de Oliveira Cervený e têm por objetivo firmar um acordo por escrito, mediante o qual, a voluntária autoriza sua participação, bem como a utilização das imagens que serão produzidas, para fins acadêmicos, com pleno conhecimento da natureza dos procedimentos a que se submeterá, com a capacidade de livre arbítrio e sem qualquer coação.

Título da Pesquisa

“Estudo eletromiográfico dos músculos bíceps femoral (Cabeça longa), semitendíneo e semimembranáceo na contração isométrica voluntária máxima em 30, 60 e 90 graus de flexão da perna, com e sem o uso de bandagem funcional”.

Objetivos

a) determinar a atividade eletromiográfica dos Mm. isquiotibiais em contração isométrica voluntária máxima nas amplitudes de movimento de 30, 60 e 90 graus de flexão da perna;

b) verificar se a utilização de bandagem funcional influi no desempenho muscular durante a contração isométrica voluntária máxima nos intervalos de 30, 60 e 90 graus de flexão da perna;

Justificativa

A utilização das bandagens tem sido indicada por diversos autores, como técnicas capazes de acelerar o processo de cura e evitar traumas ou recidivas (EITNER et al., 1984).

A eletromiografia é um método eficaz na identificação da atividade muscular (PORTNEY, 1993) e permitirá a comparação dos potenciais elétricos dos músculos a serem estudados em voluntárias, com e sem a utilização de bandagem.

Material e Métodos

A voluntária será submetida à aplicação de uma técnica não invasiva, denominada “bandagem funcional”, que consiste na colocação de bandagem rígida de 5 cm, na região da coxa, para a realização das contrações musculares.

Para a aplicação da bandagem, a pele será limpa, protegida com mousse e a bandagem aplicada na região média da coxa. A voluntária será posicionada na maca, em decúbito ventral e realizará contração isométrica voluntária máxima em 30, 60 e 90 graus de flexão da perna, sendo três repetições em cada angulação, com e sem bandagem funcional (serão utilizadas duas formas de colocação). Entre as contrações será dado um período de repouso de 1 minuto e entre as séries de três contrações, de 2 minutos. O tempo entre as contrações sem o uso de bandagem e com o uso da bandagem nas duas formas será de 5 minutos.

Resultados Esperados

Espera-se que a presente pesquisa venha a contribuir para a elucidação de informações em relação à eficácia das bandagens funcionais e sua influência no recrutamento de unidades motoras no momento da contração muscular. Trata-se de técnica de fácil aplicação, porém pouco difundida. Pode proporcionar o retorno mais rápido dos usuários às atividades desportivas e de vida diária, além de ser mais um recurso de tratamento para o fisioterapeuta.

Desconforto ou Riscos Esperados

O desconforto possível de ocorrer seria o cansaço muscular ou eventuais pressões da bandagem, as quais seriam aliviadas com a colocação de algodão. Acredita-se que o tempo de repouso proposto previna uma possível fadiga muscular.

Orçamento Financeiro do Projeto

Todo e qualquer gasto com material de consumo (bandagem, algodão, etc.), deslocamento ou outros não previstos (indenização, etc.), que sejam decorrentes da participação do projeto, serão ressarcidos pela pesquisadora Gislaine Cecília de Oliveira Cervený.

Esclarecimentos

A voluntária receberá, além das informações sobre os procedimentos que serão utilizados, esclarecimentos sobre dúvidas e questionamentos relacionados com os procedimentos e com a pesquisa. Igualmente, a pesquisadora supra citada, assume o compromisso de conceder informações atualizadas obtidas durante o estudo, ainda que estas possam interferir na decisão da voluntária em continuar participando do mesmo. Não haverá despesas por parte da voluntária para participar do experimento.

Retirada do Consentimento

Fica garantida a liberdade da voluntária em retirar o consentimento, deixando de participar do estudo, em qualquer fase de seu desenvolvimento, sem penalização alguma e sem prejuízo ao seu cuidado.

Tendo obtido com clareza e assimilado todas as informações acima citadas:

Eu, _____, RG N° _____, estou de acordo em participar como voluntária desta pesquisa, autorizando a divulgação dos dados e de minha imagem, para fins acadêmicos, conforme proposto por Gislaine Cecília de Oliveira Cervený e assino este termo em duas vias, permanecendo de posse de uma das vias.

Piracicaba, _____ de _____ de _____.

Assinatura

ANEXO 3

CALIBRAÇÃO DO ELETRODO BIPOLAR ATIVO DE SUPERFÍCIE POR GANHO

1. Clicar no “INICIAR”, “MSDOS”
2. Digitar **CD\AQD4** <enter>, **AQDADOS**<enter>
3. Colocar o eletrodo bipolar ativo de superfície em contato com o eletrodo terra;
4. Pressionar **F2** “Ensaio”
5. Pressionar **F1** “Configuração de entrada”
 - ❖ **00** – eletrodo terra
 - ❖ **01** – Bíceps longo
 - ❖ **02** – semimembrânico
 - ❖ **03** – semitendíneo
 - ❖ **15** – célula de carga
6. Selecionar o canal 01
7. Calibração por ganho:
 - ❖ **Ganho: 0,0005**
 - ❖ **F3: Lê referência vAD**
 - ❖ **F10: OK**
8. Repetir os procedimentos para os canais 02 e 03.

ANEXO 4

CALIBRAÇÃO DA CÉLULA DE CARGA

1. Clicar no “INICIAR”, “MSDOS”
2. Digitar **CD\AQD4 <enter>, AQDADOS<enter>**
3. Colocar a célula de carga suspensa e fixada em uma das extremidades por um cabo, sendo a outra extremidade utilizada para adicionar os pesos previamente aferidos;
4. Pressionar **F2 “Ensaio”**
5. Pressionar **F1 “Configuração de entrada”**
 - ❖ **00 – eletrodo terra**
 - ❖ **01 – bíceps longo**
 - ❖ **02 – semimembrânico**
 - ❖ **03 – semitendíneo**
 - ❖ **15 – célula de carga**
6. Selecionar o canal 15
7. Calibração por regressão:
 - ❖ **Procedimentos para calibrar a célula de carga**
 - ❖ **F10: OK.**

ANEXO 5

MANUSEIO DO SISTEMA “AQDADOS”

Acesso ao aplicativo AqDados

1. Clicar no “INICIAR”, “MSDOS”
2. Digitar CD\AQD4 <enter>, AQDADOS<enter>

Configuração dos canais de entrada

3. Pressionar:
 - ❖ “F2 / ensaio” <enter>
 - ❖ “F1 / configuração das entradas” <enter>
4. Ao aparecer a tela de configuração dos canais de entrada, preencher o nome de cada canal na segunda coluna:
 - ❖ 00 – eletrodo terra
 - ❖ 01 – bíceps longo
 - ❖ 02 – semimembrânico
 - ❖ 03 – semitendíneo
 - ❖ 15 – célula de carga
5. Na coluna “tipo”, ir pressionando a tecla <enter>, até aparecer “linear”, o que significa que o sinal será captado durante todo o tempo
6. Na coluna “faixa (V)”, ir pressionando a tecla <enter>, até aparecer “-5 a 5”, faixa utilizada para experimentos com eletrodos diferenciais de modo que não haja saturação do sinal
7. Pressionar “ESC” para retornar ao “ensaio”

Configuração da frequência de amostragem

8. Pressionar “F6 / Frequências”;
9. Deixar a frequência A/D com 1000.000Hz, pois é a frequência do analógico para o digital (da placa para o eletrodo e vice-versa)
10. Pressionar “ESC” para retornar ao “ensaio”

Determinação dos parâmetros de ensaio

11. Pressionar **“F7 / Parâmetros do ensaio”**

12. Preencher cada um dos campos através da tecla *“page down”*:

- ❖ **“Tipo”**, pressionar <enter> até aparecer **“simples”**
- ❖ **“Comentários”**, preencher o nome, número da voluntária, a data do experimento e outras informações desejadas
- ❖ **“Duração”**, preencher o tempo da coleta
- ❖ **“Início”**, pressionar <enter> até aparecer **“assíncrono”**
- ❖ **“Canal de trigger”**, deixar **“00”**
- ❖ **“Nível de borda”**, deixar **“0.00 V.”**
- ❖ **“Meio de armazenamento”**, **“arquivo”**
- ❖ **“Arquivo destino”**, digitar o diretório de destino com o nome do arquivo a ser salvo

13. Pressionar **“ESC”** para voltar ao menu de ensaio

Execução

14. Pressionar **“F9 / Executa”**

15. Ao aparecer a tela **“Executa ensaio”**, verificar se todas as informações estão corretas e pressionar <enter>

16. Ao aparecer a tela de **“Execução”**, utilizar as teclas **“F5”** e **“F6”**, para acertar o número de canais utilizados

17. No momento que estiver pronto para coletar o sinal, pressionar **“F1”** para dar início à coleta de dados de acordo com o tempo estabelecido, com término automático

18. Pressionar **“ESC”** duas vezes para voltar ao menu AqDados

Visualização dos gráficos

19. Pressionar **“F3 / Trata dados”**

20. Pressionar **“Parâmetros para gráficos”**, **“F2 / Gráficos”**

21. Voltar ao passo número 12. para iniciar outra coleta do mesmo voluntário, alterando apenas o nome do arquivo

22. Ao iniciar a coleta com outro voluntário, alterar os **“comentários”** do **“Parâmetros do ensaio”**

23. Sempre que se dá início a coleta, o arquivo do experimento deve ser **“carregado”**, para que mantenhamos os mesmos parâmetros das coletas anteriores.

ANEXO 6

CONVERSÃO DOS SINAIS PARA A LINGUAGEM ASCII

1. No *Windows Explorer*, copiar os arquivos da pasta do voluntário no “AQD4” (que é um diretório do “[C:]”)
2. Abrir o diretório do AQD4 para checar se os arquivos estão lá
3. Clicar no **INICIAR, MSDOS**
4. Digitar **CD\AQD4 <enter>, AQDADOS<enter>**
5. Pressionar:
 - ❖ **F4 “arquivos” <enter>**
 - ❖ **F1 “carrega dados” <enter>**
6. Digitar na faixa laranja que vai abrir: **C:\AQD4 <enter>**
7. Ir com a seta até o arquivo desejado, ex.: G1C30A e dar **<enter>**
8. Pressionar **ESC**, para voltar ao menu inicial do AqDados
9. Pressionar:
 - ❖ **F3 “trata dados” <enter>**
 - ❖ **F7 “Operações sobre arq.” <enter>**
 - ❖ **F4 “tabela ASCII” <enter>**
10. Digitar o destino com o nome do arquivo na faixa laranja que aparece: **C:\nome do arquivo <enter>** (no exemplo: **C:\G1C30A**)
11. “Ponto Decimal”: pressionar **<enter>** até aparecer “ . ”
12. Pressionar **F1**
13. “Coluna de Tempo”: pressionar **<enter>** até aparecer **segundos**
14. Pressionar **F1**
15. Pressionar **<enter>** até aparecer **Sim** no canal, ir com a seta para baixo repetindo o mesmo para todos os canais
16. Pressionar **F1**
17. Pressionar **S**, para efetuar a transferência
18. Pressionar **ESC**, até voltar ao menu inicial e reiniciar desde o passo 6. , repetindo o processo com outro arquivo.

ANEXO 7

COMANDO EMG 11 DO SOFTWARE MATLAB – ANÁLISE ELETROMIOGRÁFICA – SELECIONA SINAIS E TRAÇA FORMAS DE ONDA

Autor : Prof. Dr. Antonio Marcos de Lima Araújo

Sem restrição de cópia e uso

```
function emg11 ;
%
%                               Análise Eletromiografia
%
%   Funções
%   1. Selecciona Sinal
%   2. Traça Formas de Onda
%
%
% mais ver: emg11.m emg12.m emg13.m emg14.m emg15.m emg16.m emg17.m
emg18.m fdp.m
%
% por Antonio Marcos de Lima Araújo  AMLA  amarc@decom.fee.unicamp.br
% Ver. 1.0 em 31.3.1999

clc
close all
clear all
global XSinal Xfs Xnome ORIGEM
ORIGEM = 0 ;
Xdata = 'AMA 31.03.1999' ;
% le sinais
[XSinal,Xfs,Xnome]=leremg ; % leitura do sinal
[M,N]=size(XSinal)         ; % verifica o número de funções

% desenha formas de onda
cores = ['gbrkmcgbbrkmcgbbrkmcgbbrkmcgbbrkmcgbbrkmc'] ;
figure
for d=2:M
    nnom = ['Sinal N° ' num2str(d-1)];
    L = (M-1)*100+10+d-1 ;
    p = d - 1 - M*fix((d-1)/M) ;
    cor = cores(p) ;
    subplot(L); plot(XSinal(1,:),XSinal(d,:),cor); % forma de onda
    maxs = max(XSinal(d,:)) ; mins = min(XSinal(d,:))
;
    maxx = max(abs([maxs mins])) ; base =
(10^(fix(log10(maxx))-1)) ;
    maxs = base*(1+fix(maxs/base)) ; mins = base*(-
1+fix(mins/base)) ;
    if maxs*mins > 0          % unipolar
        if maxs < 0          % todo negativo
            vmaximo = 0 ;
            vminimo = mins ;
        else                  % todo positivo
```

```

        vminimo = 0      ;
        vmaximo = maxs ;
    end
    else % bipolar
        vmaximo = max(abs([maxs mins]));
        vminimo = -vmaximo;
    end
    axis([0 max(XSinal(1,:)) vminimo vmaximo]); ylabel(nnom);
grid on ;
end
if vminimo < 0
    py = 1.45*vminimo ;
else
    py = -0.35*vmaximo ;
end

text(0.85*max(XSinal(1,:)), py,Xdata);
xlabel('tempo(s)');
load ceng
set(gcf,'NumberTitle','off','Name',[ int2str(gcf) '.' emgpath Xnome
'          Formas de Onda'],'Color',[0.95 0.95 0.95]);
drawnow

% resumo
for k=1:30
    disp([' ']);
end
disp([' ' emgpath Xnome ' «» Sinais - ' int2str(M-1) ' «»
Amostras - ' int2str(N) ' «» Duração - ' num2str((N-1)/Xfs) 's']);

```

ANEXO 8

ROTINA EMG 12 DO SOFTWARE MATLAB – ANÁLISE ELETROMIOGRÁFICA – TRAÇA GRÁFICOS PARA SINAL SELECIONADO

Autor : Prof. Dr. Antonio Marcos de Lima Araújo
Sem restrição de cópia e uso

```
function [ZY] =  
emg12(NumSinal, Nome, Unidade, PicoMed, Janela, tempo, Nfdp, dc, deltaE, Super, delt  
aZ);  
% =====  
%  
%                               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, Delt  
aZ);  
%  
% 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 )  
% 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', 1, 1,[2 4], 24, 0, 100, 90, 0);
%
% mais ver: cg.m fdp.m emg12.m emg13.m emg14.m emg15.m emg16.m emg17.m
emg18.m
%
% por Antonio Marcos de Lima Araújo AMLA amarc@decom.fee.unicamp.br
% Ver. 1.0 em 31.3.1999

global XSinal Xfs Xnome ZZZ ORIGEM
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
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]=firl(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
fs = 1000 ; % frequência de amostragem
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 ;

%
%===== Frequência mediana (Centro de Gravidade espectral) =====
%

subplot(212) ;

L = length(Sinal2) ;
Tj2 = 250 ;
passo = 25 ;
K = fix( (L - Tj2) / passo ) + 1;
vcg = zeros(1,K) ;
KK = zeros(1,K) ;
ki = 1 ;
KKmin = min(Vtemp) ; % + (passo/(2*Xfs)) ;
for k=1:K
    ki = 1+(k-1)*passo ;
    kf = ki+Tj2-1 ;
    s = Sinal2(ki:kf) ;
    cgf = cg(s,1000) ;
    vcg(k) = cgf ;
    KK(k) = KKmin + (k-1)*passo/Xfs ;
end

% [Bf,Af]=butter(4,0.4) ;
% vcg = filtfilt(Bf,Af,vcg) ; % suavização

h = ones(1,8)/8 ;
vcg = filtfilt(h,1,vcg) ;
maxyy = 1.1*max(vcg) ;
Dp = 1 ;
if deltaZ == 1
    Dp = 2 ;
elseif deltaZ == 2
    Dp = 4 ;
elseif deltaZ == 3
    Dp = 10 ;
elseif deltaZ == 4
    Dp = 20 ;
end
Lkk = length(KK) ;
Z = [KK(1:Dp:Lkk);vcg(1:Dp:Lkk)]';
ZY = Z ;

```

```

ZZZ = [KK;vcg]';
[SSS,PPP]= reglin(ZZZ);
plot(KK,vcg,'b-'); hold on ; plot(KK,SSS,'r') ;
xlabel('tempo(s)'); ylabel('Frequência mediana(Hz)'); grid on ;
v = axis ; axis([min(KK) max(KK) 0 maxyy]);
px = min(KK) + 0.7*(max(KK)-min(KK)) ;
text(px,1.05*maxyy,['m = ' num2str(60*PPP,'%8.4g') 'Hz/min']);
set(gcf,'NumberTitle','off','Name',[int2str(gcf) '.' Xnome ' «»
Análise Espectral «» ' Nome],'Color',[1 1 1] );

```

```

figure(4)
%
% ===== 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
    Jan2 = boxcar(Nj) ;
end
if Super > 100
    Super = 50 ;
end
if Super <=0
    Super = 50 ;
end
sSuper = fix(Nj*Super/100);
fs = 1000 ; % frequência de amostragem
Sinal3 = Sinal - mean(Sinal) ; % elimina dc
psd(Sinal3,Nj,1000,Jan2,sSuper);
xlabel('Frequência (Hz)'); ylabel('Densidade Espectral de
Potência(dB)');
v = axis ; axis([0 500 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]=fdpl(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 dinâmica = ' num2str(Nbits,'%1.6g') ' bits'];

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

text(2,6.0,A1); text(2,5.2,A2); text(2,4.4,A3); text(2,3.6,A4);
text(2,2.8,A5); text(2,2.0,A6); text(2,1.2,A7); text(2,0.4,A8);

axis off ;
set(gcf,'NumberTitle','off','Name',[int2str(gcf) '. ' Xnome ' «»
' Nome'],'Color',[1 1 1] );

```

ANEXO 9

CALIBRAÇÃO DOS ELETRODOS A *POSTERIORI*

1. Esta calibração a *posteriori* se faz através do sinal bruto original
2. No *Windows Explorer*, copiar os arquivos da pasta do voluntário no “AQD4” (que é um diretório do “[C:]”)
3. Abrir o diretório do AQD4 para checar se os arquivos estão lá
4. Clicar no **INICIAR, MSDOS**
5. Digitar **CD\AQD4 <enter>, AQDADOS<enter>**
6. Pressionar:
 - ❖ **F4 “arquivos” <enter>**
 - ❖ **F1 “carrega dados” <enter>**
7. Digitar na faixa laranja que vai abrir: **C:\AQD4 <enter>**
8. Ir com a seta até o arquivo desejado, ex.: G1C30A e dar <enter>
9. Pressionar **ESC**, para voltar ao menu inicial do AqDados
10. Pressionar:
 - ❖ **F3 “trata dados” <enter>**
 - ❖ **F2 “gráficos” <enter>**
 - ❖ **“e”, no teclado, que significa “estatísticas”**. Neste momento aparecem na tela os valores máximo, mínimo, media, RMS, desvio padrão, área e amostras. À direita, um quadro azul com a questão: **“Estatísticas no gráfico – Retira media ? (S/N)”**
 - ❖ **“s” no teclado**. Aparecem os limites atuais e os novos limites A/D, com uma questão à direita da tela **“Retirada da média – Confirma (S/N)”**
 - ❖ **“s” no teclado**
 - ❖ **ESC**
 - ❖ **ESC**
11. A partir deste momento, este arquivo está pronto para ser convertido em ASCII
12. Para fazer o mesmo procedimento, carregar um novo dado e repetir os passos anteriores.

ANEXO 10

EDIÇÃO DOS SCRIPTS NO SOFTWARE MATLAB

1. Abrir o *software* Matlab
2. Na barra de ferramentas do Matlab:
 - ❖ Clicar “*file*”;
 - ❖ Clicar “*new*”;
 - ❖ Clicar “*M-file*” (isto abrirá o editor do Matlab)
3. Digitar os nomes dos arquivos já convertidos em ASCII , na forma de “linha de comandos”, de maneira que no momento em que for dado o comando para a execução das rotinas, o Matlab, através do *script*, acesse os arquivos das contrações indicadas no *script*. A linha de comando deve ter o seguinte formato e informações:

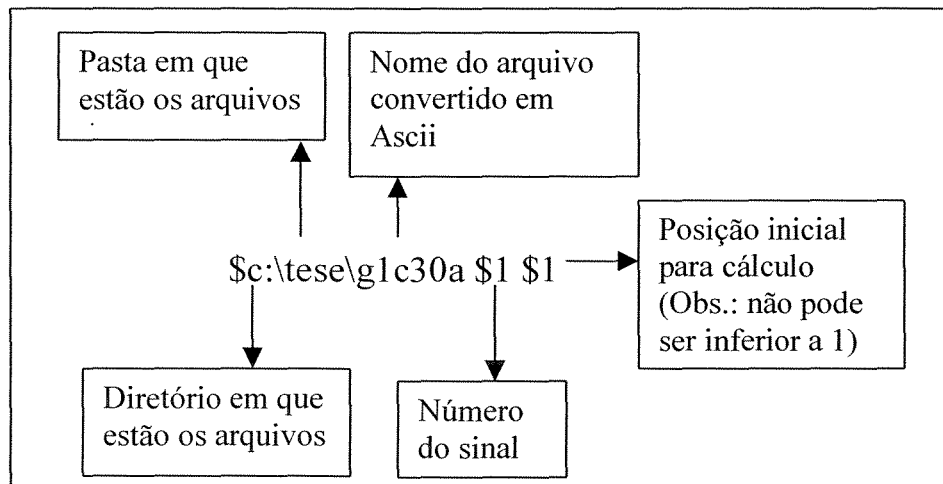


FIGURA 43 – Exemplo de linha de comando para o *script*.

4. Incluir linhas de comando de todas as contrações que se deseja incluir na análise de uma determinada rotina (FIG. 44)
5. Salvar no diretório “C:” com um nome para o *script*.

```
$c:\tese\g1c30a $1 $1  
$c:\tese\g1c30b $1 $1  
$c:\tese\g1c30c $1 $1  
$c:\tese\g2c30a $1 $1  
$c:\tese\g2c30b $1 $1  
$c:\tese\g2c30c $1 $1  
$c:\tese\g3c30a $1 $1  
$c:\tese\g3c30b $1 $1  
$c:\tese\g3c30c $1 $1  
$c:\tese\g4c30a $1 $1  
$c:\tese\g4c30b $1 $1  
$c:\tese\g4c30c $1 $1  
$c:\tese\g5c30a $1 $1  
$c:\tese\g5c30b $1 $1  
$c:\tese\g5c30c $1 $1  
$c:\tese\g6c30a $1 $1  
$c:\tese\g6c30b $1 $1  
$c:\tese\g6c30c $1 $1  
$c:\tese\g7c30a $1 $1  
$c:\tese\g7c30b $1 $1  
$c:\tese\g7c30c $1 $1  
$c:\tese\g8c30a $1 $1  
$c:\tese\g8c30b $1 $1  
$c:\tese\g8c30c $1 $1  
$c:\tese\g9c30a $1 $1  
$c:\tese\g9c30b $1 $1  
$c:\tese\g9c30c $1 $1  
$c:\tese\g10c30a $1 $1  
$c:\tese\g10c30b $1 $1  
$c:\tese\g10c30c $1 $1  
$c:\tese\g11c30a $1 $1  
$c:\tese\g11c30b $1 $1  
$c:\tese\g11c30c $1 $1  
$c:\tese\g12c30a $1 $1  
$c:\tese\g12c30b $1 $1  
$c:\tese\g12c30c $1 $1
```

FIGURA 44 – *Script* das 36 contrações do M. bíceps femoral (Cabeça longa), sinal 1, a 30 graus de flexão da perna com bandagem.

ANEXO 11

ROTINA EMG 124 DO SOFTWARE MATLAB -ANÁLISE ELETROMIOGRÁFICA - FREQUÊNCIA MEDIANA

Autor : Prof. Dr. Antonio Marcos de Lima Araújo

Sem restrição de cópia e uso

```
function ZZZ = emgl24(nomescr,Tamanho,Janela,trel,creta,E60,Pbanda,nomesai);
%
%                               Análise Eletromiografia
%
%                               Frequência mediana
%
% Nomescr   : nome do arquivo contendo script
% Tamanho   : Tamanho da sequência a ser processada (ms)
% Janela     : Janela para FFT
%           1 - hanning           2 - hamming           3 - triangular
%           4 - Chebyshev         5 - Kaiser            6 - retangular
% Tnor       : Unidade de tempo
%           0 - segundo           1 - % do ciclo
% Creta      : Com(sem) reta 0 - sem reta 1 - com reta
% E60        : Filtro de 60 Hz
%           0 - sem filtro, 1 - filtra 60 Hz e 2 - filtra 60 Hz e harmônicas)
% Pbanda     : Filtro passa-alta 10 Hz e passa-baixa de 450 Hz
%           (0 - sem bandas, 1 - passa-alta, 2 - passa-baixa e 3 - ambas)
% Nomesai    : Nome do arquivo para tabela de dados numéricos
%
% ***** exemplo *****
%
% z = emgl24('nomescr.m',Tamanho,Janela,Tnor,Creta,E60,Pbanda,'nomesai.m');
%
% z = emgl24('c:\script.m',4000,1,1,1,0,3,'nomesai.m') ;
%
% por Antonio Marcos de Lima Araújo  AMLA  amarc@decom.fee.unicamp.br
%
% z = emgl24('script.m',2000,2) ;
%
% nomescr = 'script.m'; Tamanho = 3000 ; Janela = 2 ; trel = 1 ;

clc
close all

fs = 1000 ;
if E60 == 0
    B = 1 ;
    A = 1 ;
    E600 = 0 ;
elseif E60 == 1
    [B,A]= mnotch(60,1,fs); % Notch
    E600 = 1 ;
elseif E60 == 2
    B = 1 ;
```

```

A      = 1 ;
for LH = 1:8
    foo = 60*LH ;
    [Bno,Ano] = mnotch(foo,1,fs) ;
    B = conv(B,Bno) ;
    A = conv(A,Ano) ;
end
E600 = 1 ;
end
if Pbanda == 0
    Bb = 1 ;
    Ab = 1 ;
elseif Pbanda == 1 % passa alta em 10Hz
    fcorte = 10 ;
    [Bb,Ab]= butter(6,fcorte/(fs/2),'high') ;
    E600 = 1 ;
elseif Pbanda == 2 % passa baixa em 450Hz
    fcorte = 450 ;
    [Bb,Ab]= butter(6,fcorte/(fs/2)) ;
    E600 = 1 ;
elseif Pbanda == 3 % passa alta em 10Hz e baixa em 450
    fcorte = 10 ;
    [Bb0,Ab0]= butter(6,fcorte/(fs/2),'high') ;
    fcorte = 100
    [Bb,Ab]= butter(6,fcorte/(fs/2)) ;
    Bb = conv(Bb,Bb0);
    Ab = conv(Ab,Ab0) ;
    E600 = 1 ;
end
A = conv(A,Ab) ;
B = conv(B,Bb) ;

[vXnome,vCanais,vPini]= lerscr(nomescr) ;
[u,SinoMax]= size(vCanais);
% Relação dos Arquivos
for k=1:3
    disp(['          ']);
end

disp(['          Arquivo          Canal
Posição inicial']);
disp(['          ']);
for kk=1:SinoMax
    disp(['          ' int2str(kk) '          ' vXnome(kk,:) '          ' num2str(vCanais(kk))
          ' num2str(vPini(kk))]);
end

figure
set(gcf,'NumberTitle','off','Color',[1 1 1] );
set(gcf,'Name',['Processado : ' nomescr ' <> ' num2str(100*0/SinoMax,5) '
% ..... ']);
drawnow ;

Tj = 100 ;
if      Janela == 1      % Hanning
    Janl = 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
    Jan1 = boxcar(Tj) ;
end

maxyy = 0 ;
Conta = 0 ;
vPPP = [] ;
fs = 1000 ;

for Sino = 1:SinoMax
    Xnome = vXnome(Sino,1:40)

    op = find(Xnome!=' ') ;
    Xnome = Xnome(op) ;
    [y,Vtemp]= leremgl(Xnome,vCanais(Sino)) ;

    Xnome
    length(y)
    Pi = vPini(Sino) ;
    Pf = Pi + Tamanho - 1 ;
    if E600 == 1 % Elimina 60Hz e Harmônicas
        y = filtfilt(B,A,y) ;
    end

    Sinal = y(Pi:Pf) ;
    [length(Sinal) length(Jan1) ]
    [vcg,vtt]=emgl23(Sinal,Jan1);
    LL = length(vcg) ;
    if Conta == 0
        Mvcg = vcg ;
        vcgMax = vcg ;
        vcgMin = vcg ;
        SQQ = vcg.^2 ;
    else
        Mvcg = Mvcg + vcg ;
        SQQ = SQQ + vcg.^2 ;
        for ll=1:LL
            if vcg(ll) > vcgMax(ll)
                vcgMax(ll) = vcg(ll) ;
            end
            if vcg(ll) < vcgMin(ll)
                vcgMin(ll) = vcg(ll) ;
            end
        end
    end
    Conta = Conta + 1 ;

    % Regressão Linear
    ZZZ = [vtt;vcg]' ;
    [SSS,PPP]= reglin(ZZZ);

```

```

vPPP(Sino) = PPP ;
maxv = max(vcg) ;
if maxv > maxyy
    maxyy = maxv ;
end

% Figura
subplot(211);
if Sino > 1
    plot(vtt,oldvcg,'r-'); hold on ; plot(vtt,oldSSS,'g-') ;
end
plot(vtt,vcg,'b-'); hold on ; plot(vtt,SSS,'k-') ;
xlabel('tempo(s)'); ylabel('Frequência mediana(Hz)'); grid on ;
v = axis ; axis([min(vtt) max(vtt) 0 1.1*maxyy]);
set(gcf,'Name',['Processado : ' Xnome ' <> ' num2str(100*Sino/SinoMax,5)
' % .... ' ]]);
drawnow ;
oldvcg = vcg ;
oldSSS = SSS ;
end
Pvcg = Mvcg/Conta ;
vVCG = sqrt(((SQQ/Conta) - (Pvcg.^2))) ; % variância (SomQuada/N)-
Média^2
plot(vtt,oldvcg,'r-'); hold on ; plot(vtt,oldSSS,'g-') ;
% figure
subplot(111);
% set(gcf,'NumberTitle','off','Color',[1 1 1] );
% set(gcf,'Name',['Arquivo : ' nomescr] );
maxyy = 1.1*max(Pvcg+vVCG) ;

ZZZ = [vtt;Pvcg]' ;
[SSS,PPP]= reglin(ZZZ);

if trel == 1
    vtt = ((vtt-min(vtt))/(max(vtt)-min(vtt)))*100 ;
end

for l=1:LL
    Po = vtt(l) ;
    abmin = vcgMin(l) ;
    abmax = vcgMax(l) ;
    vamin = Pvcg(l) - vVCG(l) ;
    vamax = Pvcg(l) + vVCG(l) ;
    plot([Po Po],[vamin vamax],'b-'); hold on
end
for l=1:LL
    Po = vtt(l) ;
    abmin = vcgMin(l) ;
    abmax = vcgMax(l) ;
    vamin1 = Pvcg(l) - (vVCG(l)/sqrt(Conta)) ;
    vamax1 = Pvcg(l) + (vVCG(l)/sqrt(Conta)) ;
    plot([Po Po],[vamin1 vamax1],'y-'); hold on
end
plot(vtt,(Pvcg-vVCG),'b-'); plot(vtt,(Pvcg+vVCG),'b-');
plot(vtt,(Pvcg-(vVCG(l)/sqrt(Conta))), 'y-');
plot(vtt,(Pvcg+(vVCG(l)/sqrt(Conta))), 'y-');
% plot(vtt,vcgMin,'y-'); plot(vtt,vcgMax,'y-') ;

```

```

plot(vtt,Pvcg,'k-') ;

if creta == 1
    plot(vtt,SSS,'r') ;
end
if trel == 1
    xlabel('tempo(% do ciclo)');
else
    xlabel('tempo(s)');
end
ylabel('Frequência mediana(Hz)'); grid on ;
v = axis ; axis([min(vtt) max(vtt) 0 maxyy]);
px = min(vtt) + 0.7*(max(vtt)-min(vtt)) ;
text(px,1.05*maxyy,['m = ' num2str(60*PPP,'%8.4g') 'Hz/min']) ;

set(gcf,'NumberTitle','off','Color',[1 1 1] );
set(gcf,'Name',['Arquivo : ' nomescr] );

drawnow ;

fid2 = fopen(nomesai,'w');
L = length(Pvcg)
for l=1:L
    fprintf(fid2,'%6.2f %6.2f\n',vtt(l),Pvcg(l));
end
fclose(fid2) ;

```

ANEXO 12

ROTINA EMG 125 1t DO SOFTWARE MATLAB -ANÁLISE ELETROMIOGRÁFICA - DENSIDADE ESPECTRAL DE POTÊNCIA

Autor : Prof. Dr. Antonio Marcos de Lima Araújo
Sem restrição de cópia e uso

```
function Z = emg125t(nomescr,Tamanho,Pnor,Janela,Super,E60,Pbanda,nomesai);
%
%                               Análise Eletromiografia
%
%                               Densidade Espectral de Potência
%
%   Nomescr   : Nome do arquivo contendo script
%   Tamanho   : Tamanho da sequência a ser processada (ms)
%   Pnor      : 0 - média sem norma      1 - média com norma
%   Janela    : Janela para FFT
%       1 - hanning      2 - hamming      3 - triangular
%       4 - Chebyshev    5 - Kaiser      6 - retangular
%   Super     : percentagem de superposição
%   E60       : Filtro de 60 Hz
%       (0 - sem filtro, 1 - filtra 60 Hz e 2 - filtra 60 Hz e harmônicas)
%   Pbanda    : Filtro passa-alta 10 Hz e passa-baixa de 450 Hz
%       (0 - sem bandas, 1 - passa-alta, 2 - passa-baixa e 3
- ambas)
%   Nomesai   : Nome do arquivo para tabela de dados numéricos
%
%
%   ***** exemplo *****
%
Z = emg125t('Nomescr.m',Tamanho,Pnor,Janela,Super,E60,Pbanda,'Nomesai.m');
%
%       Z = emg125t('c:\script.m',4000,1,1,85,0,3,'nomesai.m') ;
%
%
% por Antonio Marcos de Lima Araújo      AMLA      amarc@decom.fee.unicamp.br

clc
close all

fs = 1000 ;
if E60 == 0
    B = 1 ;
    A = 1 ;
    E600 = 0 ;
elseif E60 == 1
    [B,A]= mnotch(60,1,fs); % Notch
    E600 = 1 ;
elseif E60 == 2
    B = 1 ;
    A = 1 ;
```

```

    for LH = 1:8
        foo = 60*LH ;
        [Bno,Ano] = mnotch(foo,1,fs) ;
        B = conv(B,Bno) ;
        A = conv(A,Ano) ;
    end
    E600 = 1 ;
end
if Pbanda == 0
    Bb = 1 ;
    Ab = 1 ;
elseif Pbanda == 1 % passa alta em 10Hz
    fcorte = 10 ;
    [Bb,Ab]= butter(6,fcorte/(fs/2),'high') ;
    E600 = 1 ;
elseif Pbanda == 2 % passa baixa em 450Hz
    fcorte = 450 ;
    [Bb,Ab]= butter(6,fcorte/(fs/2)) ;
    E600 = 1 ;
elseif Pbanda == 3 % passa alta em 10Hz e baixa em 450
    fcorte = 10 ;
    [Bb0,Ab0]= butter(6,fcorte/(fs/2),'high') ;
    fcorte = 450
    [Bb,Ab]= butter(6,fcorte/(fs/2)) ;
    Bb = conv(Bb,Bb0);
    Ab = conv(Ab,Ab0) ;
    E600 = 1 ;
end
A = conv(A,Ab) ;
B = conv(B,Bb) ;

[vXnome,vCanais,vPini]= lerscr(nomescr) ;
[u,SinoMax]= size(vCanais);
% Relação dos Arquivos
for k=1:3
    disp(['
end

disp(['
Arquivo
Canal
Posição inicial']);
disp(['
']);
for kk=1:SinoMax
    disp(['
int2str(kk) '
vXnome(kk,:) '
num2str(vCanais(kk)) '
num2str(vPini(kk))]);
end

figure
set(gcf,'NumberTitle','off','Color',[1 1 1] );
set(gcf,'Name',['Processado : ' nomescr ' <> ' num2str(100*0/SinoMax,5)
' % .... ' ]]);
drawnow ;

Tj = 500 ;
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
    Jan1 = boxcar(Tj) ;
end
if Super >= 100
    Super = 50 ;
end
if Super <=0
    Super = 50 ;
end
sSuper = fix(Tj*Super/100);

maxyy = 0 ;
Conta = 0 ;
vPPP = [] ;
% SinoMax = 10 ;
vPico = zeros(1,SinoMax) ;
for Sino = 1:SinoMax
    Xnome = vXnome(Sino,1:40) ;
    op = find(Xnome!=' ') ;
    Xnome = Xnome(op) ;
    [y,Vtemp]= leremgl(Xnome,vCanais(Sino)) ;
    Pi = vPini(Sino) ;
    Pf = Pi + Tamanho - 1 ;
    if E600 == 1 % Elimina 60Hz e/ou Harmônicas
        y = filtfilt(B,A,y) ;
    end
    Sinal = y(Pi:Pf) ;
    Sinal3 = Sinal - mean(Sinal) ; % elimina dc
    [Pxx,F] = psd(Sinal3,Tj,fs,sSuper);
    if Pnor == 1
        DSP = 10*log10(Pxx/max(Pxx)) ;
    else
        DSP = 10*log10(Pxx) ;
    end

    oppic = find(DSP == max(DSP)) ; % Determina frequência de pico
    vPico(Sino) = F(oppic(1)) ;

LL = length(DSP) ;
if Conta == 0
    MDSP = DSP ;
    DSPMax = DSP ;
    DSPMin = DSP ;
    SQQ = DSP.^2 ;
else
    MDSP = MDSP + DSP ;
    SQQ = SQQ + DSP.^2 ;
    for ll=1:LL
        if DSP(ll) > DSPMax(ll)

```

```

        DSPMax(11) = DSP(11) ;
    end
    if DSP(11) < DSPMin(11)
        DSPMin(11) = DSP(11) ;
    end
end
end
Conta = Conta + 1 ;

% Figura
if Sino > 1
    plot(F,oldDSP,'r-'); hold on ;
end
plot(F,DSP,'b-'); hold on ;
xlabel('frequência(Hz)'); ylabel('Densidade Espectral de Potência
(dB)'); grid on ;
v = axis ; % axis([min(F) max(F) -50 0]);
set(gcf,'Name',['Processado : ' Xnome ' <> '
num2str(100*Sino/SinoMax,5) ' % .... ' ]]);
drawnow ;
oldDSP = DSP ;
end

PDSP = MDSP/Conta ;
vDSP = ((SQQ/Conta) - (PDSP.^2)) ; % variância      (SomQuada/N)-Média^2
vDSP = sqrt(vDSP) ;
plot(F,oldDSP,'r-');
subplot(111);
maxyy = 1.1*max(PDSP+vDSP) ;
minxy = 0.9*min(PDSP-vDSP) ;

% determina pico máximo e banda de 3 e 5 dB
LPDSP = length(PDSP) ;
mPDSP = max(PDSP) ;
op = find(PDSP==mPDSP) ;
Fpico = F(op) ;
oppico = op ;
F3dB1 = 1000 ; Ok1 = 0 ;
F3dB2 = 0 ; Ok2 = 0 ;
for l =1:LPDSP
    if PDSP(l) > ( mPDSP - 3 )
        if l < op & Ok1 == 0
            F3dB1 = F(l) ;
            opmin = l ;
            Ok1 = 1 ;
        end
        if l > op
            F3dB2 = F(l) ;
            opmax = l ;
        end
    end
end
end
Z = DSP ;

```

```

DL = fix(LL/80) ;
for l=1:DL:LL
    Po = F(l) ;
    abmin = DSPMin(l) ;
    abmax = DSPMax(l) ;
    vamin = PDSP(l) - vDSP(l) ;
    vamax = PDSP(l) + vDSP(l) ;
    plot([Po Po],[vamin vamax],'b-'); hold on
end
plot(F,(PDSP-vDSP),'b-'); plot(F,(PDSP+vDSP),'b-');
p = [0.99 0.995 1 1.005 1.01];
for ll=1:5
    plot(F,p(ll)*PDSP,'k-') ;
    plot(F(opmin:opmax),p(ll)*PDSP(opmin:opmax),'r-') ;
end
plot(F(oppico),PDSP(oppico),'*g');
xlabel('frequência(Hz)');
ylabel('Densidade Espectral de Potência (dB)'); grid on ;
if Pnor == 1
    v = axis ; axis([min(F) max(F) -100 0]);
else
    v = axis ; axis([min(F) max(F) 0 100]);
end
set(gcf,'NumberTitle','off','Color',[1 1 1] );
set(gcf,'Name',['Arquivo : ' nomescr] );
drawnow ;

```

figure

```

% determina pico máximo e banda de 3 e 5 dB
LPDSP = length(PDSP) ;
mPDSP = max(PDSP) ;
op = find(PDSP==mPDSP) ;
Fpico = F(op) ;
F3dB1 = 1000 ; Ok1 = 0 ;
F3dB2 = 0 ; Ok2 = 0 ;
for l =1:LPDSP
    if PDSP(l) > ( mPDSP - 3 )
        if l < op & Ok1 == 0
            F3dB1 = F(l) ;
            Ok1 = 1 ;
        end
        if l > op
            F3dB2 = F(l) ;
        end
    end
end
F5dB1 = 1000 ; Ok1 = 0 ;
F5dB2 = 0 ; Ok2 = 0 ;
for l =1:LPDSP
    if PDSP(l) > ( mPDSP - 5 )
        if l < op & Ok1 == 0
            F5dB1 = F(l) ;
            Ok1 = 1 ;
        end
        if l > op

```

```

        F5dB2 = F(1) ;
    end
end
end

plot([0,10],[0,7],'w.');
```



```

U = sort(vPico) ;
Umediana = U(fix(length(vPico)/2)) ;
plot([0,10],[0,7],'w.');
```

A1 = ['Frequência de Pico	= ' num2str(Fpico,'%10.2f')	'Hz'];
A2 = ['F 3dB inferior	= ' num2str(F3dB1,'%10.2f')	'Hz'];
A3 = ['F 3dB superior	= ' num2str(F3dB2,'%10.2f')	'Hz'];
A4 = ['F 5dB inferior	= ' num2str(F5dB1,'%10.2f')	'Hz'];
A5 = ['F 5dB superior	= ' num2str(F5dB2,'%10.2f')	'Hz'];
A6 = ['Freq. Pico (média)	= ' num2str(mean(vPico),'%10.2f')	'Hz'];
A7 = ['Freq. Pico (mediana)	= ' num2str(Umediana,'%10.2f')	'Hz'];


```

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

text(2,6.0,A1);	text(2,5.2,A2);	text(2,4.4,A3);
text(2,3.6,A4);	text(2,2.8,A5);	text(2,2.0,A6);
text(2,1.2,A7);		


```

axis off ;
set(gcf,'NumberTitle','off','Color',[1 1 1] );

if length(B) > 1
    figure
    freqz(B,A,1000,1000);
    set(gcf,'NumberTitle','off','Color',[1 1 1] );
    set(gcf,'Name','Filtragem Notch');
end

fid2 = fopen(nomesai,'w');
L = length(PDSP);
for l=1:L
    fprintf(fid2,'%6.2f %6.2f\n',F(l),PDSP(l));
end
fclose(fid2) ;
```

ANEXO 13

ROTINA EMG 126 DO SOFTWARE MATLAB – ANÁLISE ELETROMIOGRÁFICA – ENVOLTÓRIA NORMALIZADA

Autor : Prof. Dr. Antonio Marcos de Lima Araújo

Sem restrição de cópia e uso

```
function[vcg,vtt]= emgl26(nomescr,Tamanho,PicoMed,Tnor,E60,Pbanda,nomesai);
%
%                               Análise Eletromiografia
%                               Envoltória Normalizada
%
% Nomescr   : nome do arquivo contendo script
% Tamanho   : Tamanho da sequência a ser processada (ms)
% PicoMed    : Normalização da envoltória
%             (0 - RMS, 1 - Pico, 2 - Média e 4 - Sem normalização)
% Tnor       : Unidade de tempo
%             0 - segundo e 1 - % do ciclo
% E60        : Filtro de 60 Hz
%             (0 - sem filtro, 1 - filtra 60 Hz e 2 - filtra 60 Hz e harmônicas)
% Pbanda     : Filtro passa-alta 10 Hz e passa-baixa de 450 Hz
%             (0 - sem bandas, 1 - passa-alta, 2 - passa-baixa e 3 - ambas)
% Nomesai    : Nome do arquivo para tabela de dados numéricos
%
% ***** exemplo . *****
%
z = emgl26('nomescr.m',Tamanho,PicoMed,Tnor,E60,Pbanda,'nomesai.m') ;
%
%           z = emgl26('c:\script.m',4000,4,0,0,3,'nomesai.m') ;
%
% por Antonio Marcos de Lima Araújo   AMLA amarc@decom.fee.unicamp.br
% z = emgl24('script.m',2000,2) ;
% nomescr = 'script.m'; Tamanho = 3000 ; Janela = 2 ; trel = 1 ;

clc
close all
xMedia = 0 ;
xVaria = 0 ;
nEleme = 0 ;
A = 1 ;
B = 1 ;
fs = 1000 ;
if E60 == 0
    B = 1 ;
    A = 1 ;
    E600 = 0 ;
elseif E60 == 1
    [B,A]= mnotch(60,1,fs); % Notch
    E600 = 1 ;
elseif E60 == 2
    B = 1 ;
    A = 1 ;
```

```

    for LH = 1:8
        foo = 60*LH ;
        [Bno,Ano] = mnotch(foo,1,fs) ;
        B = conv(B,Bno) ;
        A = conv(A,Ano) ;
    end
    E600 = 1 ;
end
if Pbanda == 0
    Bb = 1 ;
    Ab = 1 ;
elseif Pbanda == 1 % passa alta em 10Hz
    fcorte = 10 ;
    [Bb,Ab]= butter(6,fcorte/(fs/2),'high') ;
    E600 = 1 ;
elseif Pbanda == 2 % passa baixa em 450Hz
    fcorte = 450 ;
    [Bb,Ab]= butter(6,fcorte/(fs/2)) ;
    E600 = 1 ;
elseif Pbanda == 3 % passa alta em 10Hz e baixa em 450
    fcorte = 10 ;
    [Bb0,Ab0]= butter(6,fcorte/(fs/2),'high') ;
    fcorte = 450
    [Bb,Ab]= butter(6,fcorte/(fs/2)) ;
    Bb = conv(Bb,Bb0);
    Ab = conv(Ab,Ab0) ;
    E600 = 1 ;
end
A = conv(A,Ab) ;
B = conv(B,Bb) ;

[vXnome,vCanais,vPini]= lerscr(nomescr) ;
[u,SinoMax]= size(vCanais);
% Relação dos Arquivos
for k=1:3
    disp(['          ']);
end

disp(['          Arquivo          Canal
Posição inicial']);
disp(['          ']);
for kk=1:SinoMax
    disp(['      ' int2str(kk) '      ' vXnome(kk,:) '      '
num2str(vCanais(kk)) '      ' num2str(vPini(kk))]);
end

figure
set(gcf,'NumberTitle','off','Color',[1 1 1] );
set(gcf,'Name',['Processado : ' nomescr ' <> '
num2str(100*0/SinoMax,5) ' % .... ' ]);
drawnow ;

maxyy = 0 ;
Conta = 0 ;
vPPP = [] ;
fs = 1000 ;

```

```

for Sino = 1:SinoMax
    Xnome = vXnome(Sino,1:40) ;
    op = find(Xnome!=' ') ;
    Xnome = Xnome(op) ;
    [y,Vtemp]= leremgl(Xnome,vCanais(Sino)) ;

    Pi = vPini(Sino) ;
    Pf = Pi + Tamanho - 1 ;
    if E600 == 1 % Elimina 60Hz e Harmônicas
        y = filtfilt(B,A,y) ;
    end

    Sinal = y(Pi:Pf) ;
%    Sinal = Sinal/max(abs(Sinal)) ;
    L = length(Sinal) ;
    vtt = (0:1:(L-1))/fs ;
    if Tnor == 1
        vtt = 100*vtt/max(vtt) ;
    end

    yabs = abs(Sinal);
    [h]=fir1(180,5/(fs/2)) ;
    L = length(yabs) ;
    yaux5 = [fliplr(yabs) yabs fliplr(yabs)];
    yaux5 = filtfilt(h,1,iaux5) ;
    yabs = yaux5((L+1):2*L) ;
    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
            vrm2 = std(yabs) + mean(yabs) ;
            yabs = yabs/vrm2 ;
        end
        vcg = yabs ;

    % Cálculo do coeficiente de variação

    xMedia = xMedia + sum(yabs) ;
    yn = yabs - mean(yabs) ;
    xVaria = xVaria + yn(:)'*yn(:) ;
    nEleme = nEleme + length(yabs) ;

    LL = length(vcg) ;
    if Conta == 0
        Mvcg = vcg ;
        vcgMax = vcg ;
        vcgMin = vcg ;
        SQQ = vcg.^2 ;
    else
        Mvcg = Mvcg + vcg ;
        SQQ = SQQ + vcg.^2 ;
        for ll=1:LL
            if vcg(ll) > vcgMax(ll)
                vcgMax(ll) = vcg(ll) ;
            end
        end
    end
end

```

```

        if vcg(ll) < vcgMin(ll)
            vcgMin(ll) = vcg(ll) ;
        end
    end
end
Conta = Conta + 1 ;

% Regressão Linear
ZZZ = [vtt;vcg]' ;
[SSS,PPP]= reglin(ZZZ);
vPPP(Sino) = PPP ;
maxv = max(vcg) ;
if maxv > maxyy
    maxyy = maxv ;
end

% Figura
subplot(211);
if Sino > 1
    plot(vtt,oldvcg,'r-'); hold on ; plot(vtt,oldSSS,'g-') ;
end
plot(vtt,vcg,'b-'); hold on ; plot(vtt,SSS,'k-') ;
if Tnor == 1
    xlabel('tempo(%')');
else
    xlabel('tempo(s)');
end
ylabel('Envoltória Normalizada'); grid on ;
v = axis ; axis([min(vtt) max(vtt) 0 1.1*maxyy]);
set(gcf,'Name',['Processado : ' Xnome ' <> '
num2str(100*Sino/SinoMax,5) ' % .... ' ]]);
drawnow ;
oldvcg = vcg ;
oldSSS = SSS ;
end
Pvcg = Mvcg/Conta ;
vVCG = ((SQQ/Conta) - (Pvcg.^2)) ; % variância      (SomQuada/N)-Média^2
vVCG = sqrt(vVCG);
uuu = Pvcg ; length(uuu)
xxx = vVCG ; length(xxx)
uuu = 100*vVCG ;
uuu = uuu./Pvcg ;

plot(vtt,oldvcg,'r-'); hold on ; plot(vtt,oldSSS,'g-') ;

subplot(111);
maxyy = 1.1*max(Pvcg+vVCG) ;

ZZZ = [vtt;Pvcg]' ;
[SSS,PPP]= reglin(ZZZ);

DL = fix(LL/80);
for l=1:DL:LL
    Po = vtt(l) ;
    vamin = Pvcg(l) - vVCG(l) ;
    vamax = Pvcg(l) + vVCG(l) ;
    plot([Po Po],[vamin vamax],'b-'); hold on

```

```

%      vamin1 = Pvcg(1) - (vVCG(1)/sqrt(Conta)) ;
%      vamax1 = Pvcg(1) + (vVCG(1)/sqrt(Conta)) ;
%      plot([Po Po],[vamin1 vamax1],'y-');
end
for l=1:LL
    Po = vtt(1) ;
%      vamin = Pvcg(1) - vVCG(1) ;
%      vamax = Pvcg(1) + vVCG(1) ;
%      plot([Po Po],[vamin vamax],'b-'); hold on
    vamin1 = Pvcg(1) - (vVCG(1)/sqrt(Conta)) ;
    vamax1 = Pvcg(1) + (vVCG(1)/sqrt(Conta)) ;
    plot([Po Po],[vamin1 vamax1],'y-');
end

plot(vtt, (Pvcg-vVCG), 'b-'); plot(vtt, (Pvcg+vVCG), 'b-');
plot(vtt, (Pvcg-(vVCG(1)/sqrt(Conta))), 'b-');
plot(vtt, (Pvcg+(vVCG(1)/sqrt(Conta))), 'b-');

% plot(vtt,vcgMin, 'r. '); plot(vtt,vcgMax, 'r. ');
plot(vtt,Pvcg, 'k-') ;
ylabel('Envoltória Normalizada'); grid on ;
v = axis ; axis([min(vtt) max(vtt) 0 1.2*maxyy]);
px = min(vtt) + 0.7*(max(vtt)-min(vtt)) ;
if Tnor == 1
    xlabel('tempo (%)')
else
    xlabel('tempo(s)');
end
set(gcf, 'NumberTitle', 'off', 'Color', [1 1 1] );
set(gcf, 'Name', ['Arquivo : ' nomescr] );

xMedia = xMedia/nEleme ;
xVaria = sqrt(xVaria/nEleme) ;
CoeVar = 100*xVaria/xMedia
v = axis ;
title(['CV = ' num2str(CoeVar, '%8.2f') '%']);

figure
plot(vtt,uuu) ; grid on ;
set(gcf, 'NumberTitle', 'off', 'Color', [1 1 1] );
set(gcf, 'Name', ['Arquivo : ' nomescr] );
ylabel('CV(% )');
if Tnor == 1
    xlabel('tempo(% )');
else
    xlabel('tempo(s)');
end
v = axis ;
title(['CV = ' num2str(CoeVar, '%8.2f') '%   CV2 = '
num2str(mean(uuu), '%8.2f') '%']);
drawnow ;
fid2 = fopen(nomesai, 'w');
L = length(vcg)
for l=1:L
    fprintf(fid2, '%6.2f   %6.2f\n', vtt(1), Pvcg(1));
end
fclose(fid2) ;

```

ANEXO 14

ROTINA EMG 126cc DO SOFTWARE MATLAB - ANÁLISE ELETROMIOGRÁFICA - ENVOLTÓRIA NORMALIZADA PARA A CÉLULA DE CARGA

Autor : Prof. Dr. Antonio Marcos de Lima Araújo
Sem restrição de cópia e uso

Análise Eletromiografia - Célula de Carga
Envoltória Normalizada

Nomescr : nome do arquivo contendo script
Tamanho : Tamanho da sequência a ser processada (ms)
PicoMed : Normalização da envoltória
(0 - RMS, 1 - Pico, 2 - Média e 4 - Sem normalização)
Tnor : Unidade de tempo
(0 - segundo e 1 - % do ciclo)
E60 : Filtro de 60 Hz
(0 - sem filtro, 1 - filtra 60 Hz e 2 - filtra 60 Hz e harmônicas)
Pbanda : Filtro passa-alta 10 Hz e passa-baixa de 450 Hz
(0 - sem bandas, 1 - passa-alta, 2 - passa-baixa e 3 - ambas)
Nomesai : Nome do arquivo para tabela de dados numéricos

***** exemplo *****

```
z = emg126cc('nomescr.m',Tamanho,PicoMed,Tnor,E60,Pbanda,'nomesai.m') ;
```

```
z = emg126('c:\script.m',4000,4,0,0,0,'nomesai.m') ;
```

por Antonio Marcos de Lima Araújo AMLA amarc@decom.fee.unicamp.br

```
z = emg124('script.m',2000,2) ;
```

```
nomescr = 'script.m'; Tamanho = 3000 ; Janela = 2 ; trel = 1 ;
```

```
clc  
close all
```

```
xMedia = 0 ;  
xVaria = 0 ;  
nEleme = 0 ;
```

```
A = 1 ;  
B = 1 ;  
fs = 1000 ;  
if E60 == 0  
    B = 1 ;  
    A = 1 ;  
    E600 = 0 ;  
elseif E60 == 1  
    [B,A]= mnotch(60,1,fs); % Notch  
    E600 = 1 ;
```

```

elseif E60 == 2
    B = 1 ;
    A = 1 ;
    for LH = 1:8
        foo = 60*LH ;
        [Bno,Ano] = mnotch(foo,1,fs) ;
        B = conv(B,Bno) ;
        A = conv(A,Ano) ;
    end
    E600 = 1 ;
end
if Pbanda == 0
    Bb = 1 ;
    Ab = 1 ;
elseif Pbanda == 1 % passa alta em 10Hz
    fcorte = 10 ;
    [Bb,Ab]= butter(6,fcorte/(fs/2),'high') ;
    E600 = 1 ;
elseif Pbanda == 2 % passa baixa em 450Hz
    fcorte = 450 ;
    [Bb,Ab]= butter(6,fcorte/(fs/2)) ;
    E600 = 1 ;
elseif Pbanda == 3 % passa alta em 10Hz e baixa em 450
    fcorte = 10 ;
    [Bb0,Ab0]= butter(6,fcorte/(fs/2),'high') ;
    fcorte = 450
    [Bb,Ab]= butter(6,fcorte/(fs/2)) ;
    Bb = conv(Bb,Bb0);
    Ab = conv(Ab,Ab0) ;
    E600 = 1 ;
end
A = conv(A,Ab) ;
B = conv(B,Bb) ;

[vXnome,vCanais,vPini]= lerscr(nomescr) ;
[u,SinoMax]= size(vCanais);
% Relação dos Arquivos
for k=1:3
    disp(['          ']);
end

disp(['          Arquivo          Canal
Posição inicial']);
disp(['          ']);
for kk=1:SinoMax
    disp(['          ' int2str(kk) '          ' vXnome(kk,:) '          '
num2str(vCanais(kk)) '          ' num2str(vPini(kk))]);
end

figure
set(gcf,'NumberTitle','off','Color',[1 1 1] );
set(gcf,'Name',['Processado : ' nomescr ' <> '
num2str(100*0/SinoMax,5) ' % .... ' ]]);
drawnow ;
maxyy = 0 ;
Conta = 0 ;
vPPP = [] ;

```

```

fs = 1000 ;

for Sino = 1:SinoMax
    Xnome = vXnome(Sino,1:40) ;
    op = find(Xnome!=' ') ;
    Xnome = Xnome(op) ;
    [y,Vtemp]= leremgl(Xnome,vCanais(Sino)) ;

    Pi = vPini(Sino) ;
    Pf = Pi + Tamanho - 1 ;
    if E600 == 1 % Elimina 60Hz e Harmônicas
        y = filtfilt(B,A,y) ;
    end

    Sinal = y(Pi:Pf) ;
%    Sinal = Sinal/max(abs(Sinal)) ;
    L = length(Sinal) ;
    vtt = (0:1:(L-1))/fs ;
    if Tnor == 1
        vtt = 100*vtt/max(vtt) ;
    end

    yabs = abs(Sinal);
    [h]=fir1(180,5/(fs/2)) ;
    L = length(yabs) ;
    yaux5 = [fliplr(yabs) yabs fliplr(yabs)];
    yaux5 = filtfilt(h,1,yaux5) ;
    yabs = yaux5((L+1):2*L) ;
    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
        vrm2 = std(yabs) + mean(yabs) ;
        yabs = yabs/vrm2 ;
    end
    vcg = yabs ;

    % Cálculo do coeficiente de variação

    xMedia = xMedia + sum(yabs) ;
    yn = yabs - mean(yabs) ;
    xVaria = xVaria + yn(:)'*yn(:) ;
    nEleme = nEleme + length(yabs) ;

    LL = length(vcg) ;
    if Conta == 0
        Mvcg = vcg ;
        vcgMax = vcg ;
        vcgMin = vcg ;
        SQQ = vcg.^2 ;
    else
        Mvcg = Mvcg + vcg ;
        SQQ = SQQ + vcg.^2 ;
        for ll=1:LL
            if vcg(ll) > vcgMax(ll)
                vcgMax(ll) = vcg(ll) ;
            end
        end
    end
end

```

```

        end
        if vcg(11) < vcgMin(11)
            vcgMin(11) = vcg(11) ;
        end
    end
    end
    Conta = Conta + 1 ;

    % Regressão Linear
    ZZZ = [vtt;vcg]' ;
    [SSS,PPP]= reglin(ZZZ);
    vPPP(Sino) = PPP ;
    maxv = max(vcg) ;
    if maxv > maxyy
        maxyy = maxv ;
    end

    % Figura
    subplot(211);
    if Sino > 1
        plot(vtt,oldvcg,'r-'); hold on ; plot(vtt,oldSSS,'g-') ;
    end
    plot(vtt,vcg,'b-'); hold on ; plot(vtt,SSS,'k-') ;
    if Tnor == 1
        xlabel('tempo(%)');
    else
        xlabel('tempo(s)');
    end
    ylabel('Envoltória Normalizada'); grid on ;
    v = axis ; axis([min(vtt) max(vtt) .0 1.1*maxyy]);
    set(gcf,'Name',['Processado : ' Xnome ' <> '
num2str(100*Sino/SinoMax,5) ' % .... ' ]]);
    drawnow ;
    oldvcg = vcg ;
    oldSSS = SSS ;
end
Pvcg = Mvcg/Conta ;
vVCG = ((SQQ/Conta) - (Pvcg.^2)) ; % variância (SomQuada/N)-
Média^2
vVCG = sqrt(vVCG);
uuu = Pvcg ; length(uuu)
xxx = vVCG ; length(xxx)
uuu = 100*vVCG ;
uuu = uuu./Pvcg ;

plot(vtt,oldvcg,'r-'); hold on ; plot(vtt,oldSSS,'g-') ;

subplot(111);
maxyy = 1.1*max(Pvcg+vVCG) ;

ZZZ = [vtt;Pvcg]' ;
[SSS,PPP]= reglin(ZZZ);

DL = fix(LL/80);
for l=1:DL:LL
    Po = vtt(l) ;
    vamin = Pvcg(l) - vVCG(l) ;

```

```

        vamax = Pvcg(1) + vVCG(1) ;
        plot([Po Po],[vamin vamax],'b-'); hold on
%       vamin1 = Pvcg(1) - (vVCG(1)/sqrt(Conta)) ;
%       vamax1 = Pvcg(1) + (vVCG(1)/sqrt(Conta)) ;
%       plot([Po Po],[vamin1 vamax1],'y-');
    end
    for l=1:LL
        Po = vtt(l) ;
%       vamin = Pvcg(1) - vVCG(1) ;
%       vamax = Pvcg(1) + vVCG(1) ;
%       plot([Po Po],[vamin vamax],'b-'); hold on
        vamin1 = Pvcg(1) - (vVCG(1)/sqrt(Conta)) ;
        vamax1 = Pvcg(1) + (vVCG(1)/sqrt(Conta)) ;
        plot([Po Po],[vamin1 vamax1],'y-');
    end
    plot(vtt,(Pvcg-vVCG),'b-'); plot(vtt,(Pvcg+vVCG),'b-');
    plot(vtt,(Pvcg-(vVCG(1)/sqrt(Conta))), 'b-');
    plot(vtt,(Pvcg+(vVCG(1)/sqrt(Conta))), 'b-');

% plot(vtt,vcgMin,'r. '); plot(vtt,vcgMax,'r. ');
    plot(vtt,Pvcg,'k-') ;
    ylabel('Envoltória Normalizada'); grid on ;
    v = axis ; axis([min(vtt) max(vtt) 0 1.2*maxyy]);
    px = min(vtt) + 0.7*(max(vtt)-min(vtt)) ;
    if Tnor == 1
        xlabel('tempo (%)')
    else
        xlabel('tempo(s)');
    end
    set(gcf,'NumberTitle','off','Color',[1 1 1] );
    set(gcf,'Name',['Arquivo : ' nomescr] );

    xMedia = xMedia/nEleme ;
    xVaria = sqrt(xVaria/nEleme) ;
    CoeVar = 100*xVaria/xMedia
    v = axis ;
    title(['CV = ' num2str(CoeVar,'%8.2f') '%']);
    figure
    plot(vtt,uuu) ; grid on ;
    set(gcf,'NumberTitle','off','Color',[1 1 1] );
    set(gcf,'Name',['Arquivo : ' nomescr] );
    ylabel('CV(% )');
    if Tnor == 1
        xlabel('tempo(% )');
    else
        xlabel('tempo(s)');
    end
    v = axis ;
    title(['CV = ' num2str(CoeVar,'%8.2f') '% CV2 = '
num2str(mean(uuu),'%8.2f') '%']);
    drawnow ;
    fid2 = fopen(nomesai,'w');
    L = length(vcg)
    for l=1:L
        fprintf(fid2,'%6.2f %6.2f\n',vtt(l),Pvcg(l));
    end
    fclose(fid2) ;

```

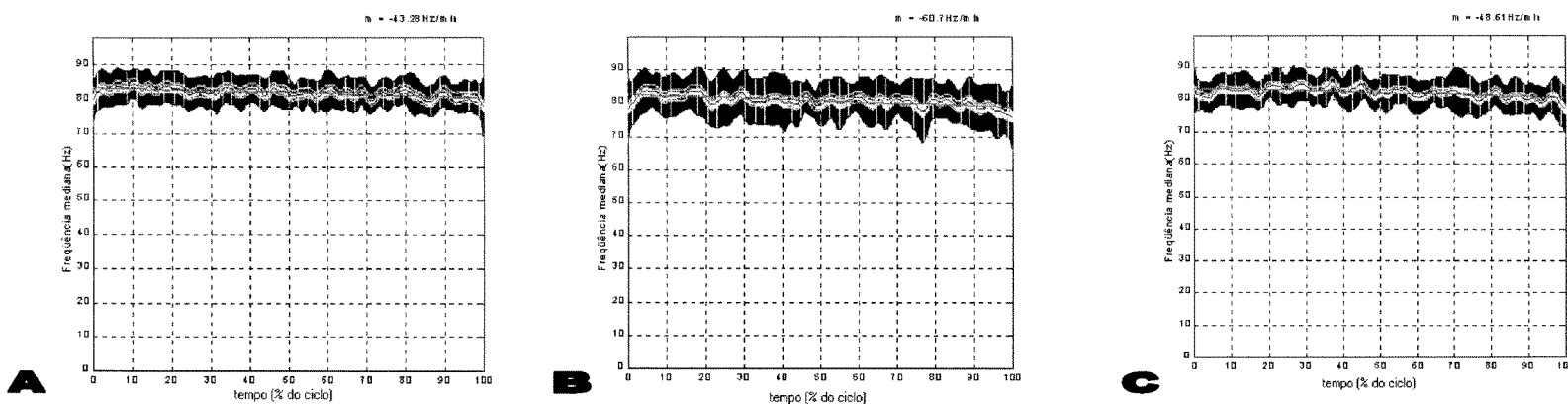


FIGURA 45 – Gráficos representativos dos traçados das médias das frequências medianas do sinal eletromiográfico do M. bíceps femoral (Cabeça longa), do conjunto de CIVM das 12 voluntárias em 30 graus de flexão da perna com bandagem (A), sem bandagem (B) e com a bandagem frouxa (C).

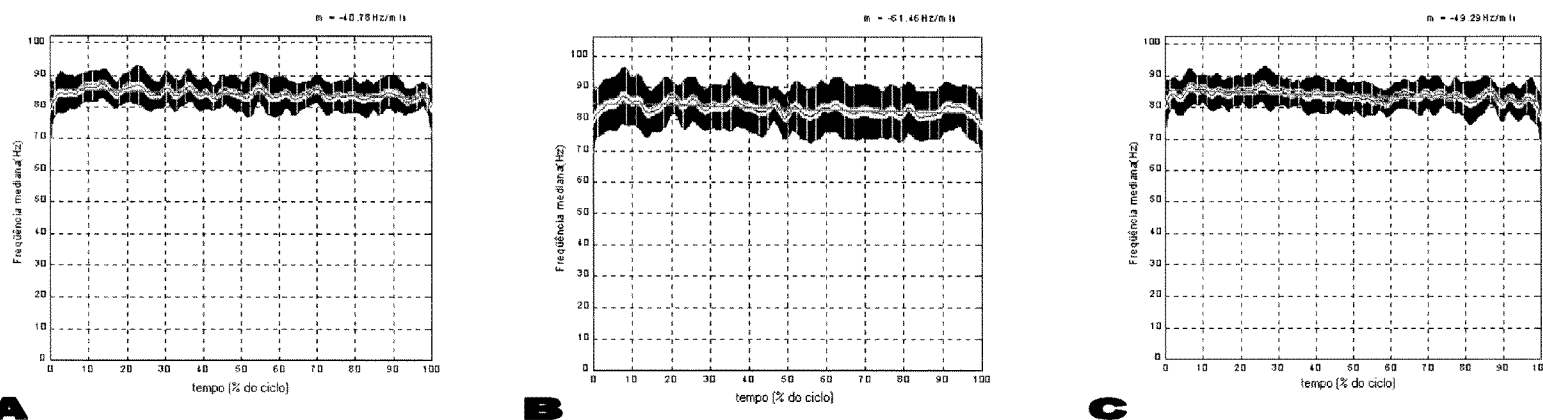


FIGURA 46 – Gráficos representativos dos traçados das médias das frequências medianas do sinal eletromiográfico do M. semitendíneo, do conjunto de CIVM das 12 voluntárias em 30 graus de flexão da perna com bandagem (A), sem bandagem (B) e com a bandagem frouxa (C).

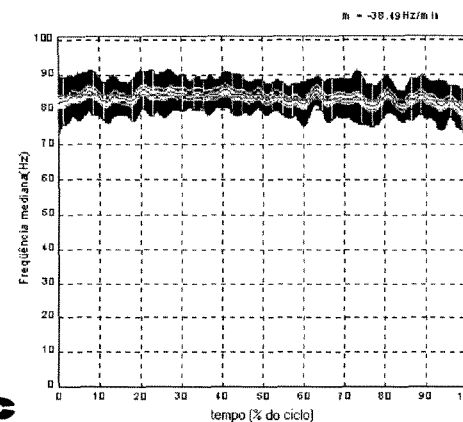
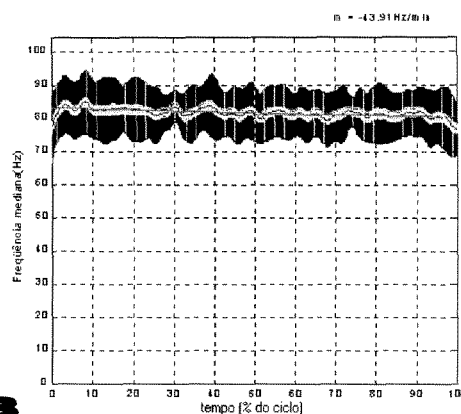
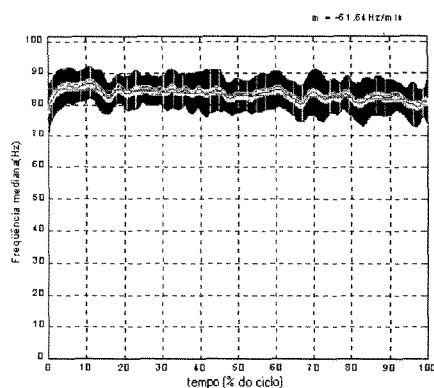


FIGURA 47 – Gráficos representativos dos traçados das médias das frequências medianas do sinal eletromiográfico do M. semimembranáceo, do conjunto de CIVM das 12 voluntárias em 30 graus de flexão da perna com bandagem (A), sem bandagem (B) e com a bandagem frouxa (C).

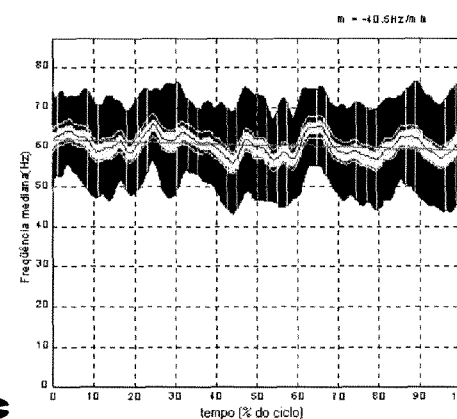
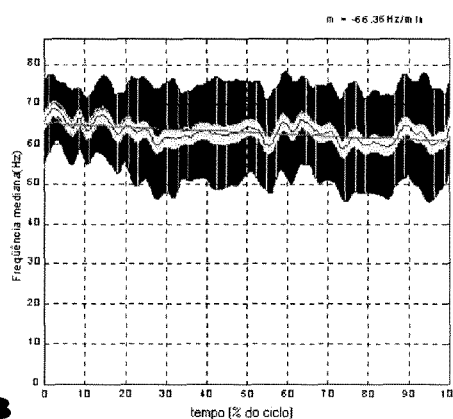
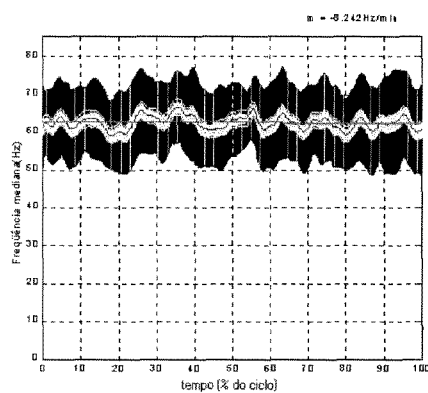


FIGURA 48– Gráficos representativos dos traçados das médias das frequências medianas do sinal eletromiográfico da célula de carga, do conjunto de CIVM das 12 voluntárias em 30 graus de flexão da perna com bandagem (A), sem bandagem (B) e com a bandagem frouxa (C).

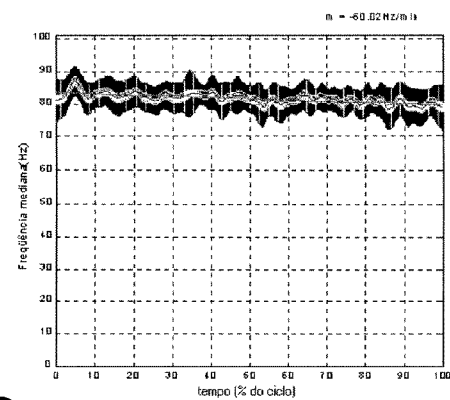
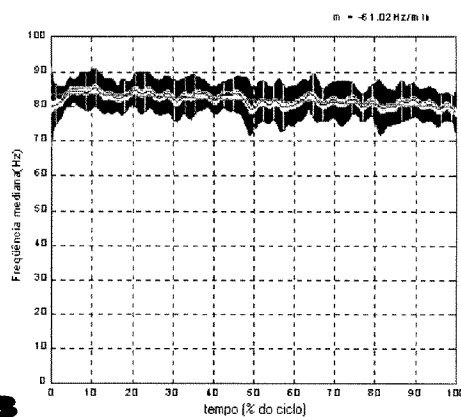
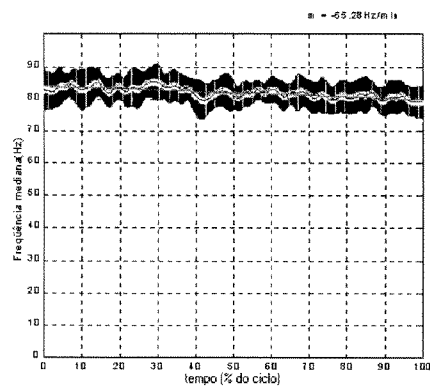


FIGURA 49 – Gráficos representativos dos traçados das médias das frequências medianas do sinal eletromiográfico do M. bíceps femoral (Cabeça longa), do conjunto de CIWM das 12 voluntárias em 60 graus de flexão da perna com bandagem (A), sem bandagem (B) e com a bandagem frouxa (C).

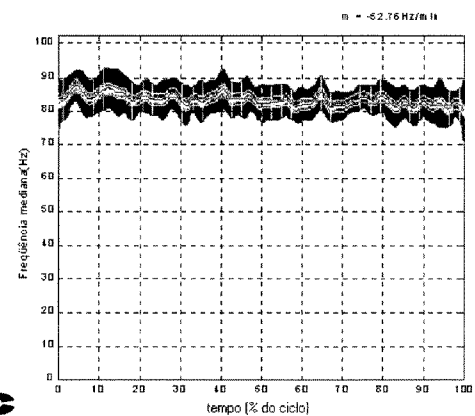
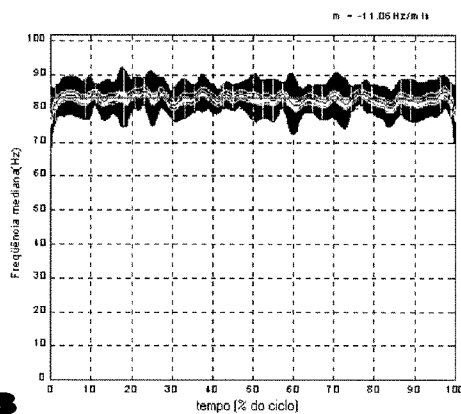
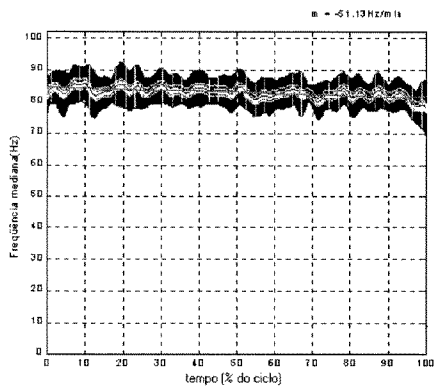


FIGURA 50 – Gráficos representativos dos traçados das médias das frequências medianas do sinal eletromiográfico do M. semitendíneo, do conjunto de CIWM das 12 voluntárias em 60 graus de flexão da perna com bandagem (A), sem bandagem (B) e com a bandagem frouxa (C).

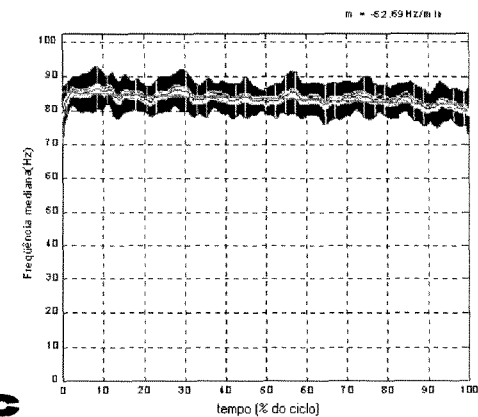
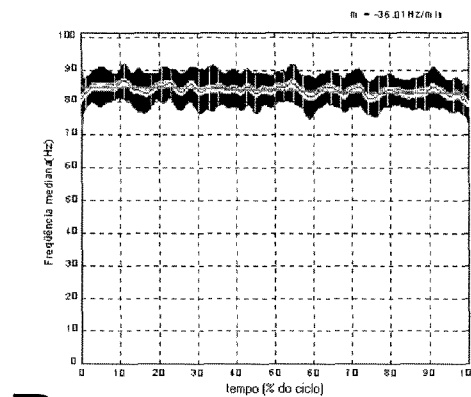
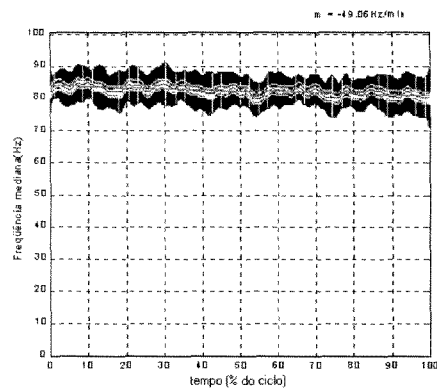


FIGURA 51 – Gráficos representativos dos traçados das médias das frequências medianas do sinal eletromiográfico do M. semimembranáceo, do conjunto de CIVM das 12 voluntárias em 60 graus de flexão da perna com bandagem (A), sem bandagem (B) e com a bandagem frouxa (C).

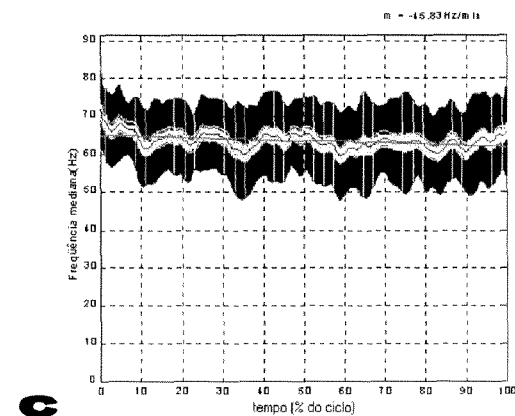
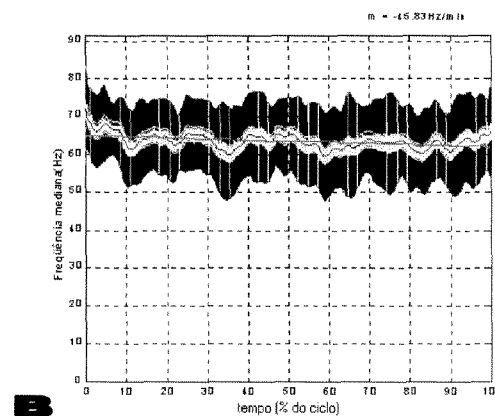
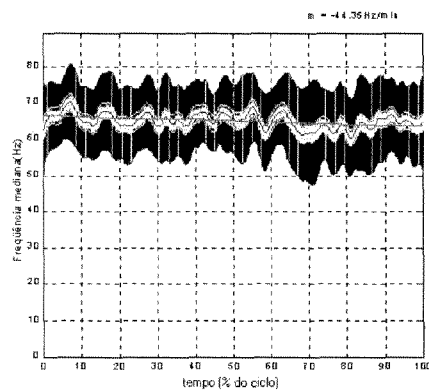


FIGURA 52 – Gráficos representativos dos traçados das médias das frequências medianas do sinal eletromiográfico da célula de carga, do conjunto de CIVM das 12 voluntárias em 60 graus de flexão da perna com bandagem (A), sem bandagem (B) e com a bandagem frouxa (C).

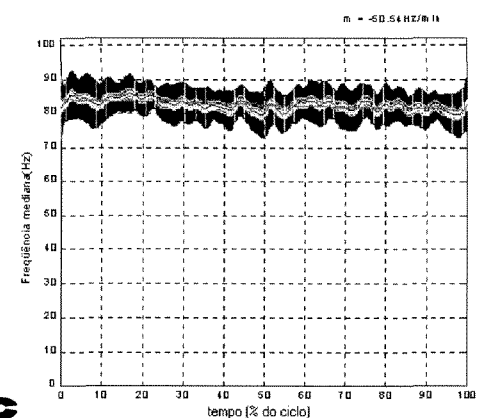
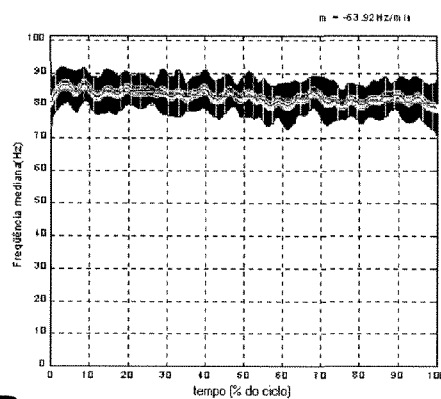
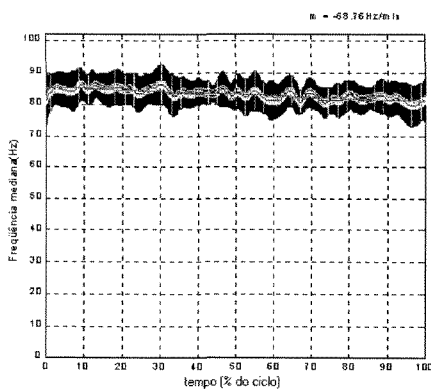


FIGURA 53 – Gráficos representativos dos traçados das médias das frequências medianas do sinal eletromiográfico do M. bíceps femoral (Cabeça longa), do conjunto de CIVM das 12 voluntárias em 90 graus de flexão da perna com bandagem (A), sem bandagem (B) e com a bandagem frouxa (C).

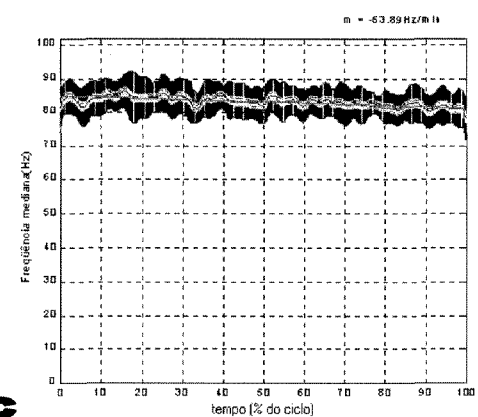
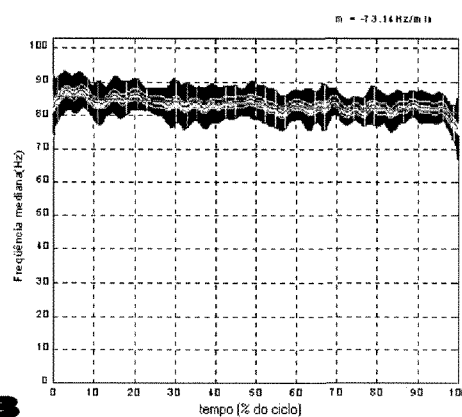
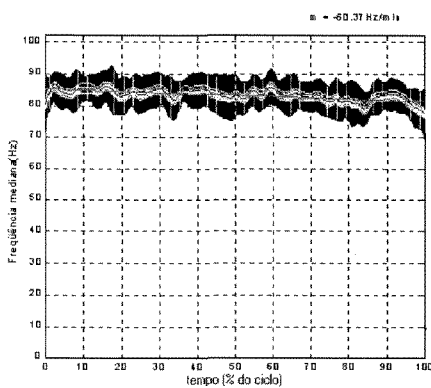
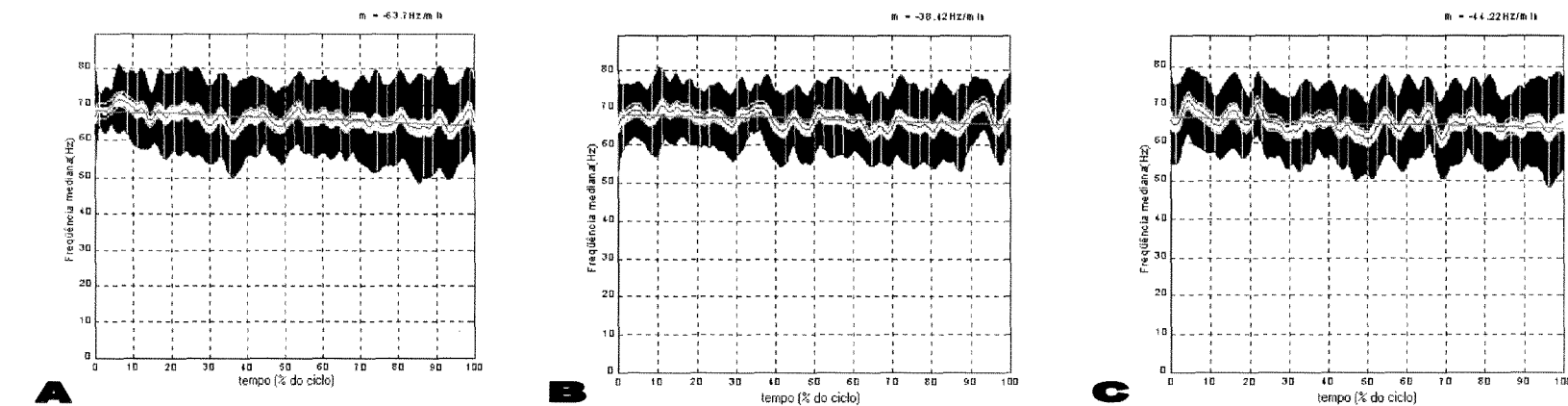
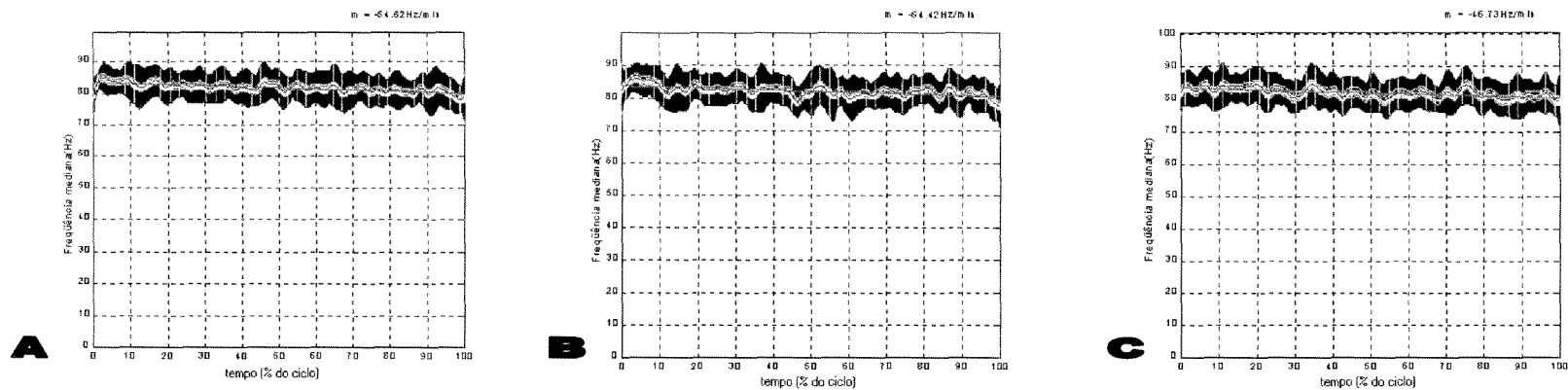


FIGURA 54 – Gráficos representativos dos traçados das médias das frequências medianas do sinal eletromiográfico do M. semitendíneo, do conjunto de CIVM das 12 voluntárias em 90 graus de flexão da perna com bandagem (A), sem bandagem (B) e com a bandagem frouxa (C).



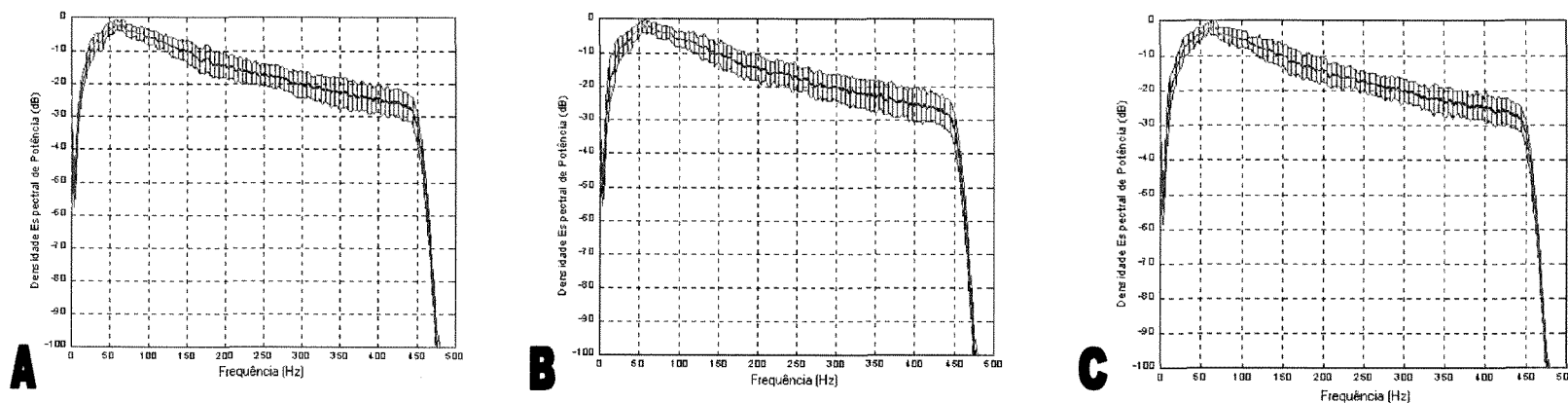


FIGURA 57 – Gráficos representativos dos traçados das médias DEP do sinal eletromiográfico do M. bíceps femoral (Cabeça longa), do conjunto de CIVM das 12 voluntárias em 30 graus de flexão da perna com bandagem (A), sem bandagem (B) e com a bandagem frouxa (C).

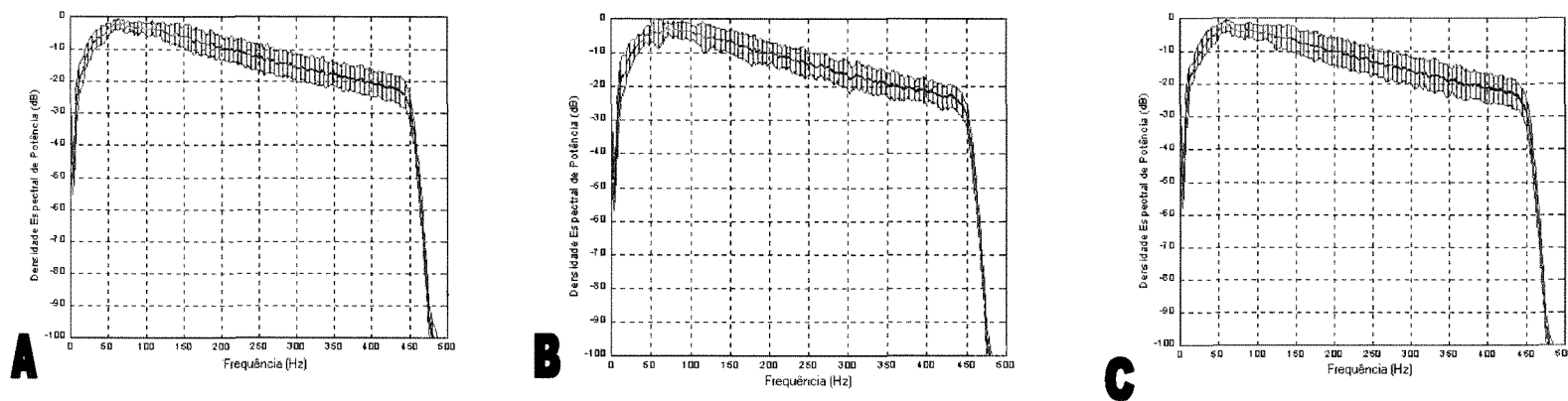


FIGURA 58 – Gráficos representativos dos traçados das médias das DEP do sinal eletromiográfico do M. semitendíneo, do conjunto de CIVM das 12 voluntárias em 30 graus de flexão da perna com bandagem (A), sem bandagem (B) e com a bandagem frouxa (C).

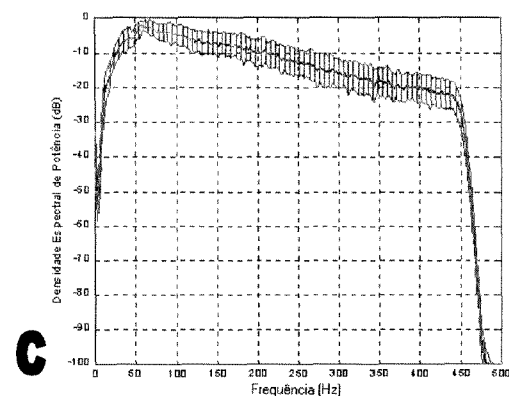
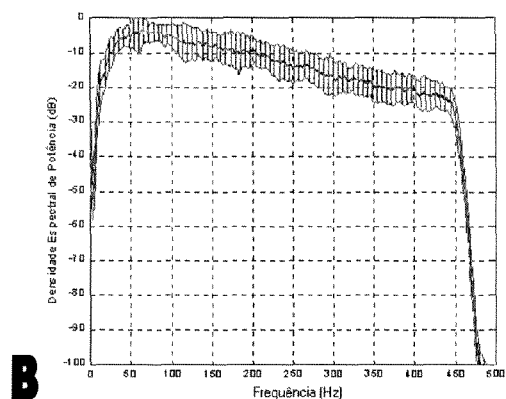
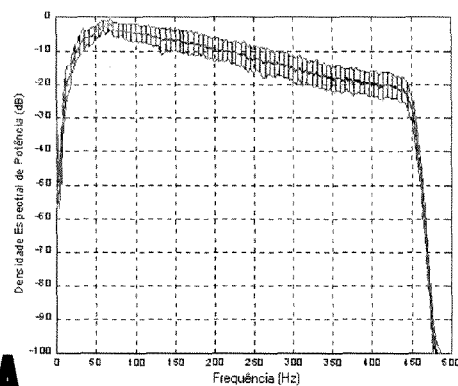


FIGURA 59 – Gráficos representativos dos traçados das médias das DEP do sinal eletromiográfico do M. semimembranáceo, do conjunto de CIVM das 12 voluntárias em 30 graus de flexão da perna com bandagem (A), sem bandagem (B) e com a bandagem frouxa (C).

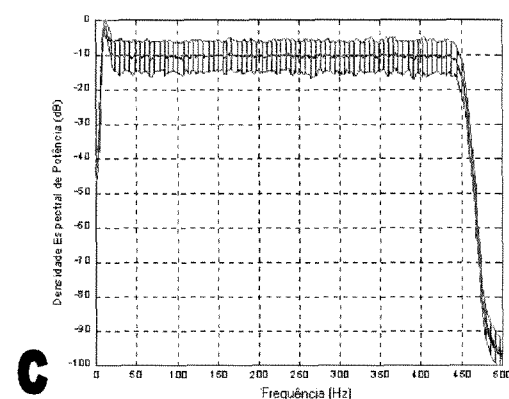
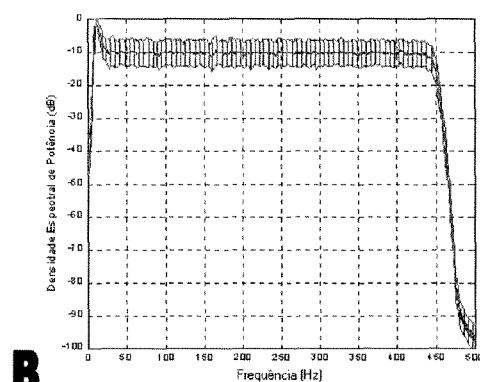
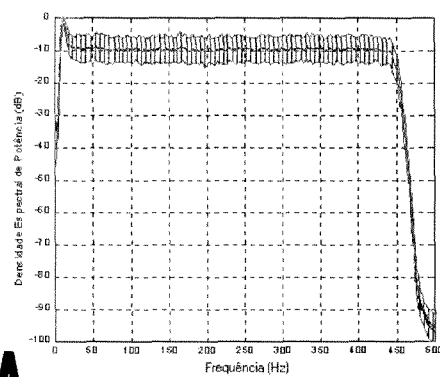


FIGURA 60 – Gráficos representativos dos traçados das médias das DEP do sinal eletromiográfico da célula de carga, do conjunto de CIVM das 12 voluntárias em 30 graus de flexão da perna com bandagem (A), sem bandagem (B) e com a bandagem frouxa (C).

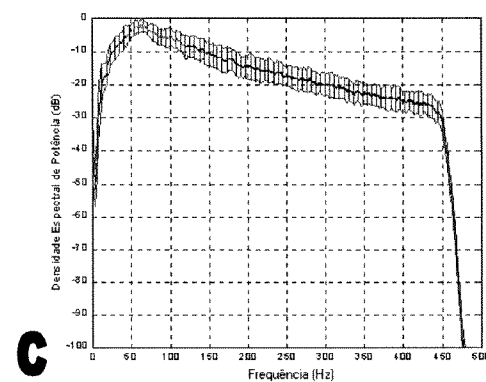
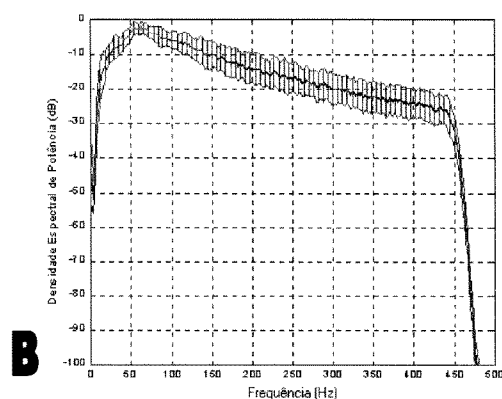
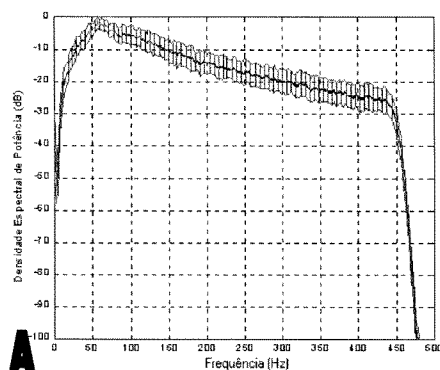


FIGURA 61 – Gráficos representativos dos traçados das médias DEP do sinal eletromiográfico do M. bíceps femoral (Cabeça longa), do conjunto de CIVM das 12 voluntárias em 60 graus de flexão da perna com bandagem (A), sem bandagem (B) e com a bandagem frouxa (C).

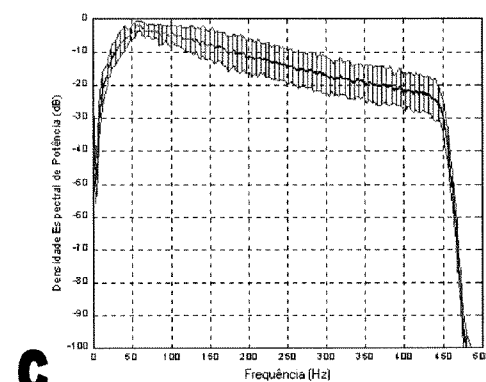
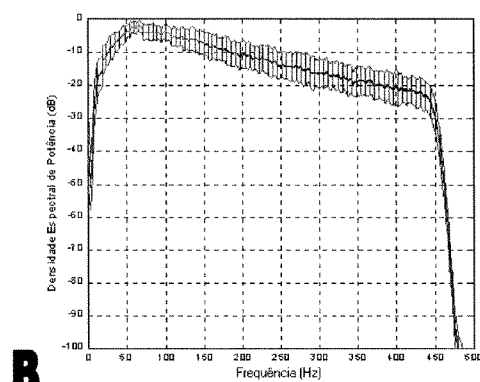
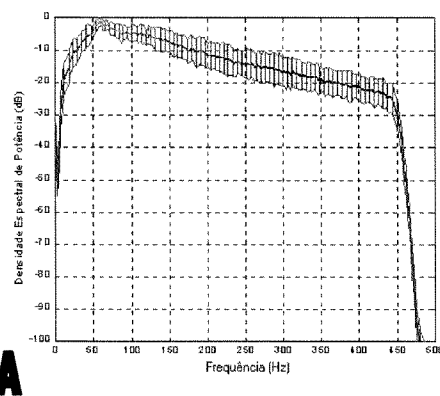


FIGURA 62 - Gráficos representativos dos traçados das médias das DEP do sinal eletromiográfico do M. semitendíneo, do conjunto de CIVM das 12 voluntárias em 60 graus de flexão da perna com bandagem (A), sem bandagem (B) e com a bandagem frouxa (C).

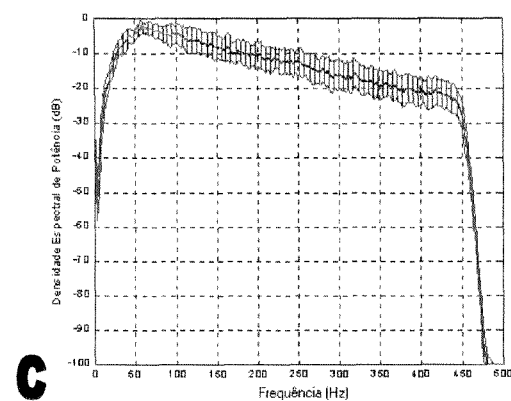
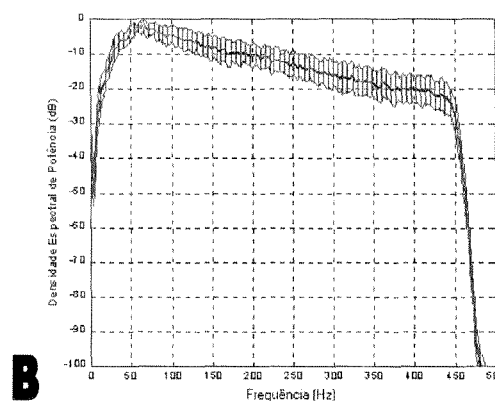
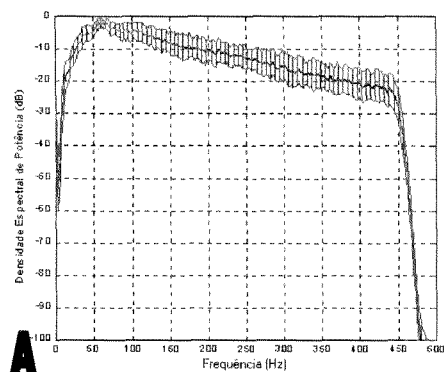


FIGURA 63 – Gráficos representativos dos traçados das médias das DEP do sinal eletromiográfico do M. semimembranáceo, do conjunto de CIVM das 12 voluntárias em 60 graus de flexão da perna com bandagem (A), sem bandagem (B) e com a bandagem frouxa (C).

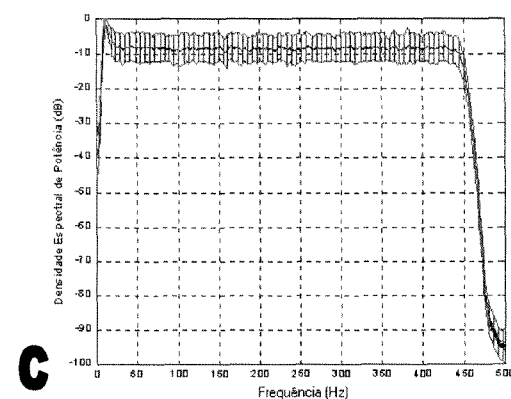
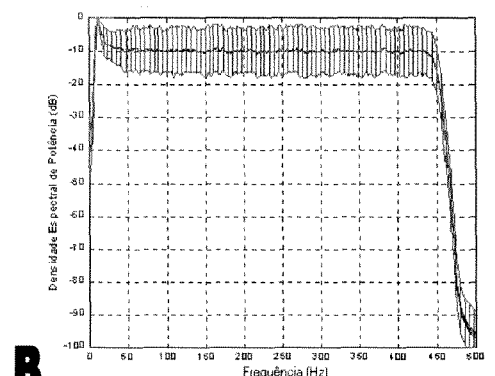
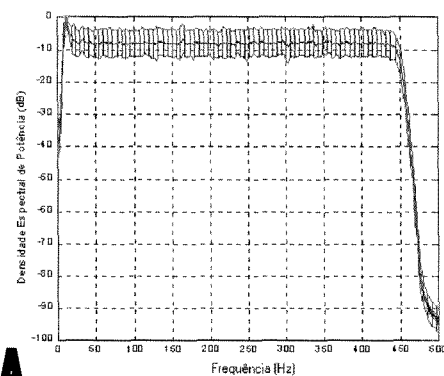


FIGURA 64 – Gráficos representativos dos traçados das médias das DEP do sinal eletromiográfico da célula de carga, do conjunto de CIVM das 12 voluntárias em 60 graus de flexão da perna com bandagem (A), sem bandagem (B) e com a bandagem frouxa (C).

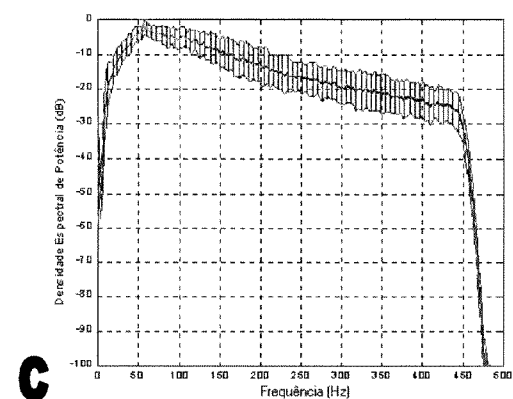
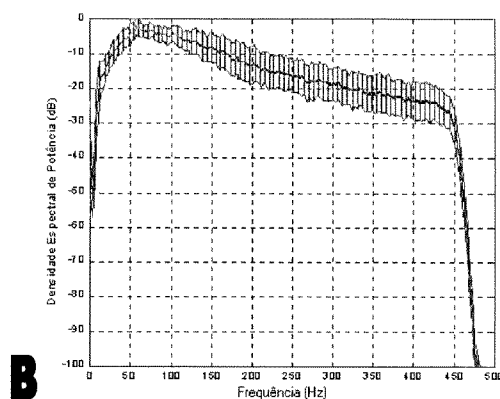
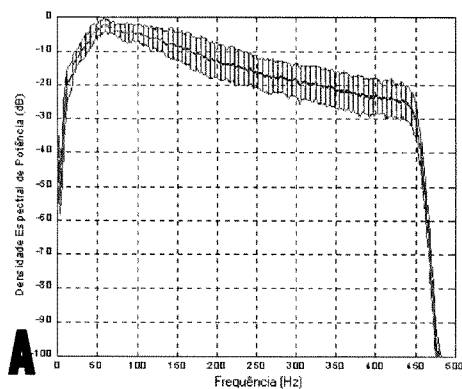


FIGURA 65 – Gráficos representativos dos traçados das médias DEP do sinal eletromiográfico do M. bíceps femoral (Cabeça longa), do conjunto de CIVM das 12 voluntárias em 90 graus de flexão da perna com bandagem (A), sem bandagem (B) e com a bandagem frouxa (C).

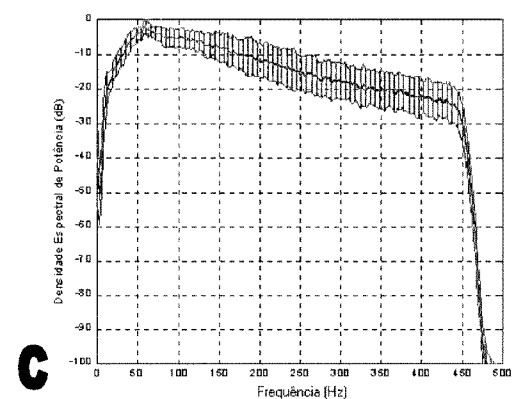
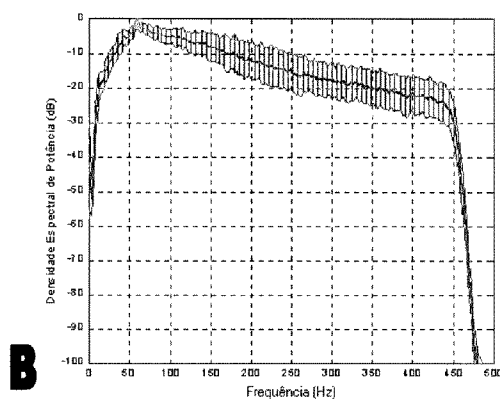
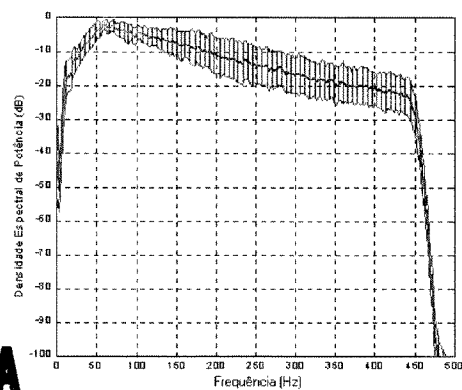


FIGURA 66 - Gráficos representativos dos traçados das médias das DEP do sinal eletromiográfico do M. semitendíneo, do conjunto de CIVM das 12 voluntárias em 90 graus de flexão da perna com bandagem (A), sem bandagem (B) e com a bandagem frouxa (C).

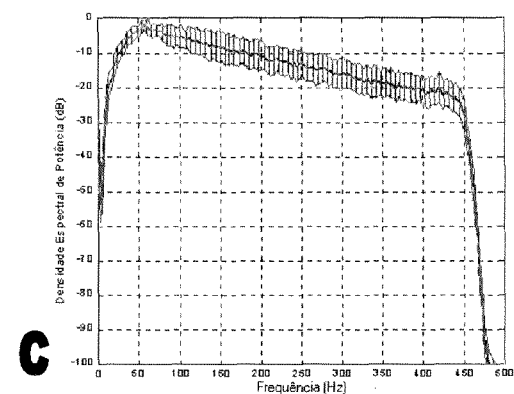
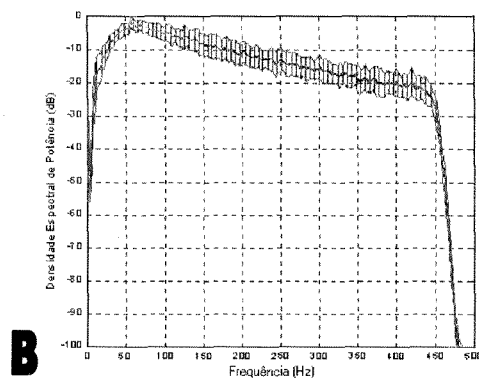
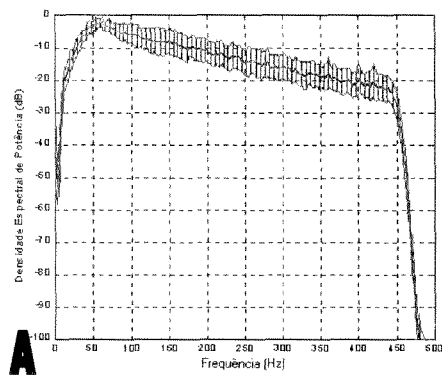


FIGURA 67 – Gráficos representativos dos traçados das médias das DEP do sinal eletromiográfico do M. semimembranáceo, do conjunto de CIVM das 12 voluntárias em 90 graus de flexão da perna com bandagem (A), sem bandagem (B) e com a bandagem frouxa (C).

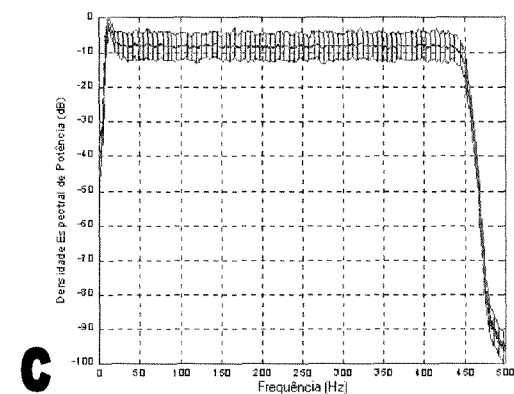
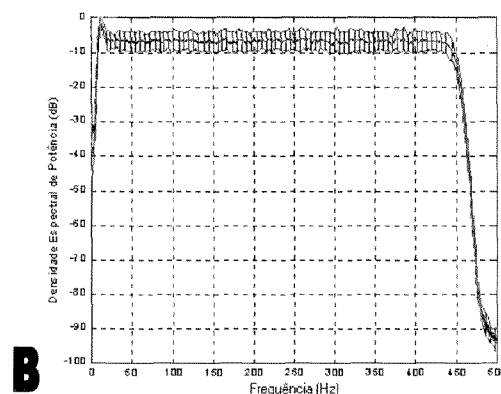
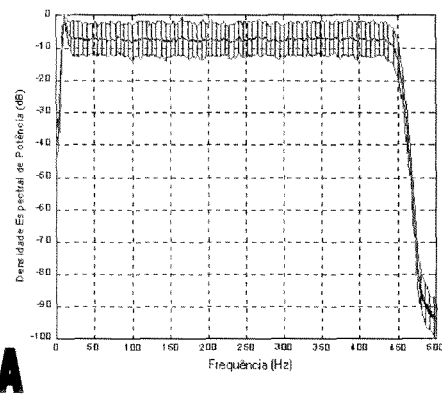


FIGURA 68 – Gráficos representativos dos traçados das médias das DEP do sinal eletromiográfico da célula de carga, do conjunto de CIVM das 12 voluntárias em 90 graus de flexão da perna com bandagem (A), sem bandagem (B) e com a bandagem frouxa (C).

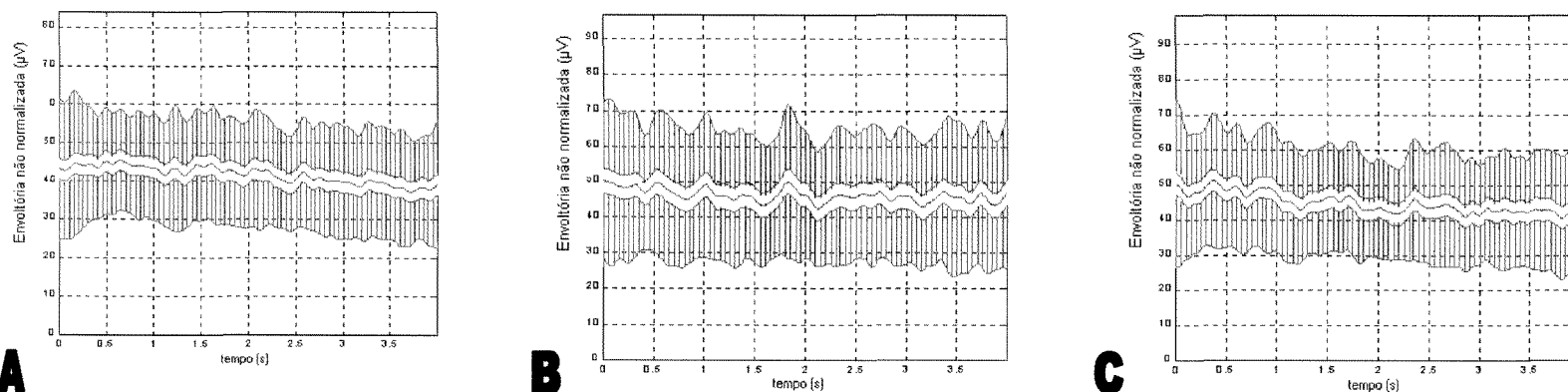


FIGURA 69 – Gráficos representativos dos traçados das médias das ENN do sinal eletromiográfico do M. bíceps femoral (Cabeça longa), do conjunto de CIVM das 12 voluntárias em 30 graus de flexão da perna com bandagem (A), sem bandagem (B) e com a bandagem frouxa (C).

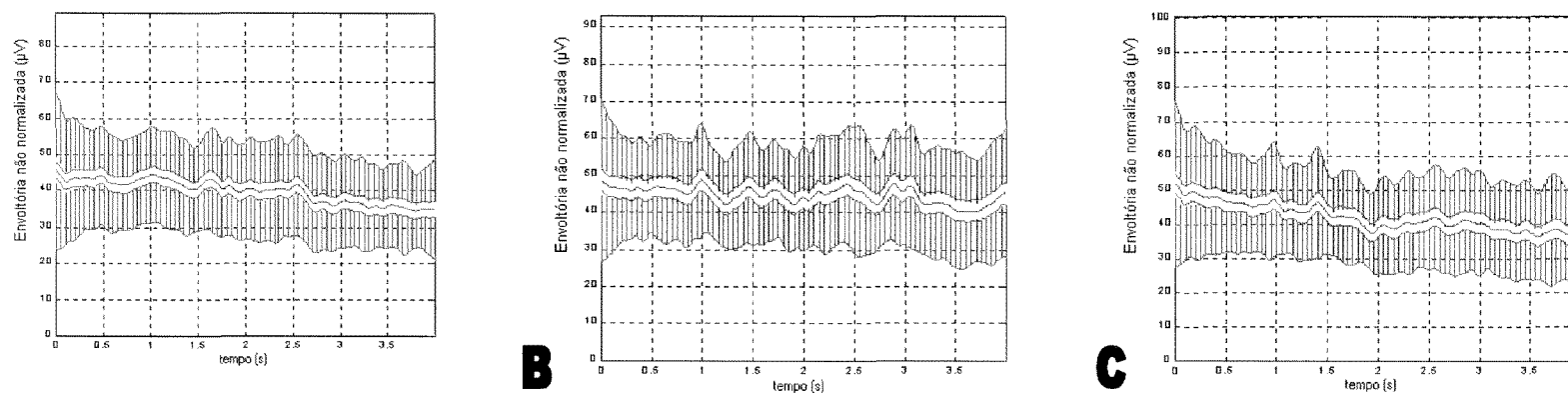


FIGURA 70 – Gráficos representativos dos traçados das médias das ENN do sinal eletromiográfico do M. semitendíneo, do conjunto de CIVM das 12 voluntárias em 30 graus de flexão da perna com bandagem (A), sem bandagem (B) e com a bandagem frouxa (C).

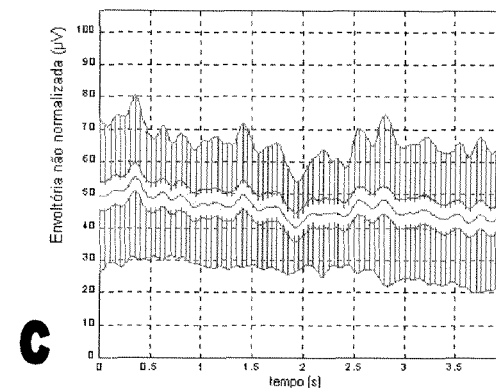
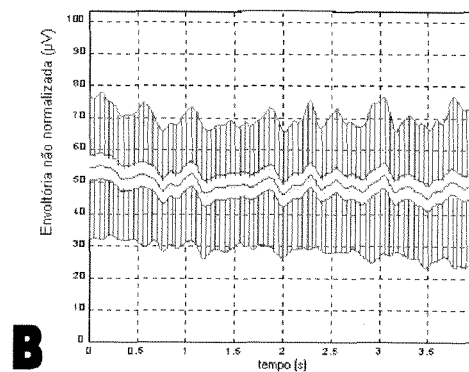
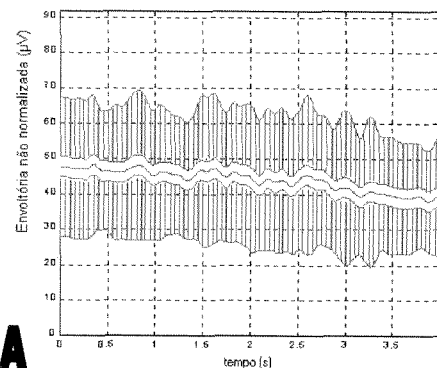


FIGURA 71 – Gráficos representativos dos traçados das médias das ENN do sinal eletromiográfico do M. semimembranáceo, do conjunto de CIVM das 12 voluntárias em 30 graus de flexão da perna com bandagem (A), sem bandagem (B) e com a bandagem frouxa (C).

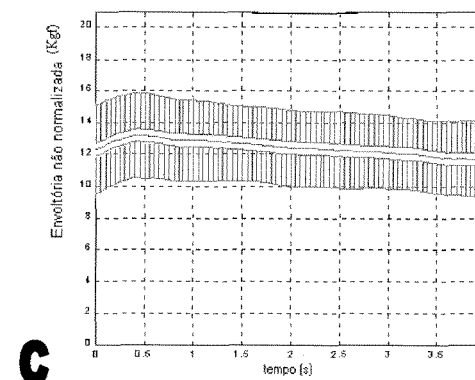
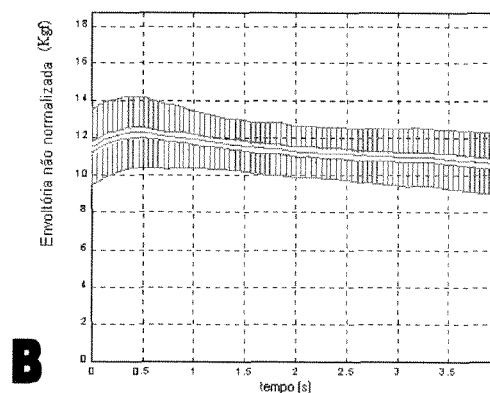
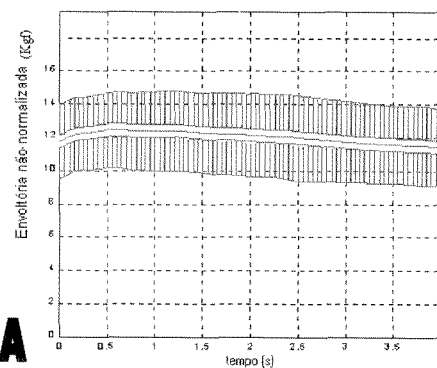


FIGURA 72 – Gráficos representativos dos traçados das médias ENN do sinal eletromiográfico da célula de carga, do conjunto de CIVM das 12 voluntárias em 30 graus de flexão da perna com bandagem (A), sem bandagem (B) e com a bandagem frouxa (C).

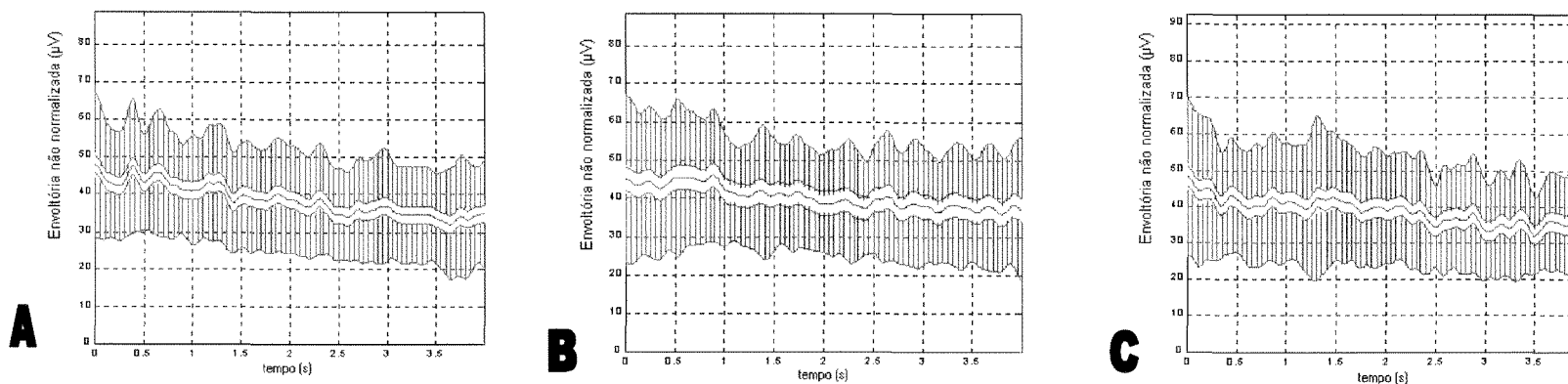


FIGURA 73 – Gráficos representativos dos traçados das médias das ENN do sinal eletromiográfico do M. bíceps femoral (Cabeça longa), do conjunto de CIVM das 12 voluntárias em 60 graus de flexão da perna com bandagem (A), sem bandagem (B) e com a bandagem frouxa (C).

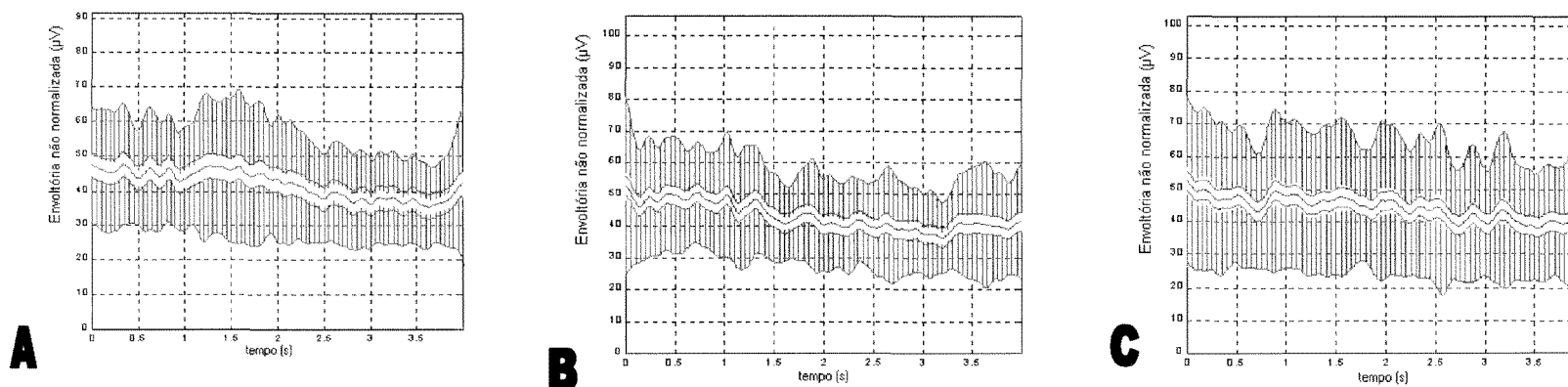


FIGURA 74 – Gráficos representativos dos traçados das médias das ENN do sinal eletromiográfico do M. semitendíneo, do conjunto de CIVM das 12 voluntárias em 60 graus de flexão da perna com bandagem (A), sem bandagem (B) e com a bandagem frouxa (C).

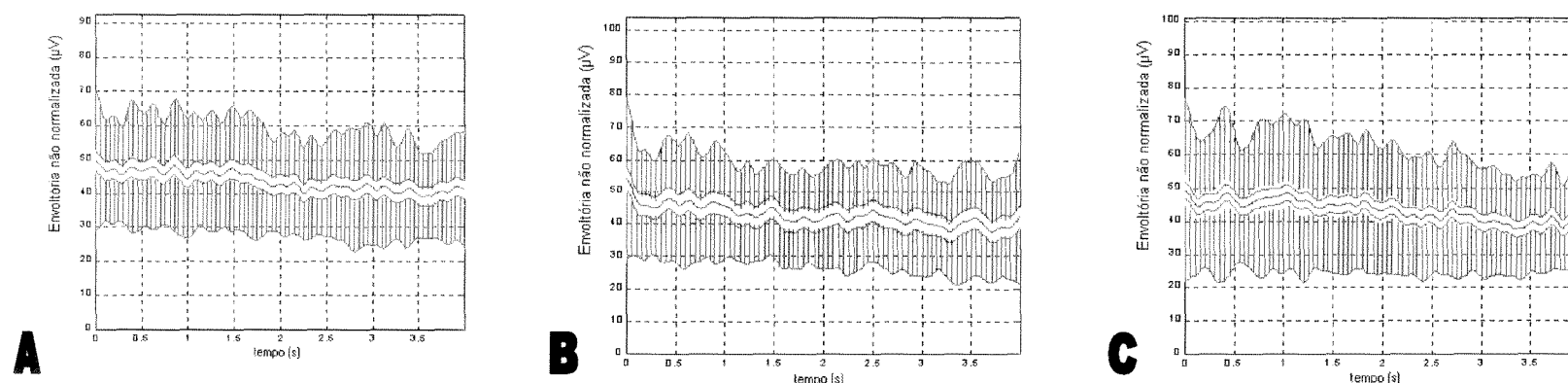


FIGURA 75 – Gráficos representativos dos traçados das médias das ENN do sinal eletromiográfico do M. semimembrâneo, do conjunto de CIVM das 12 voluntárias em 60 graus de flexão da perna com bandagem (A), sem bandagem (B) e com a bandagem frouxa (C).

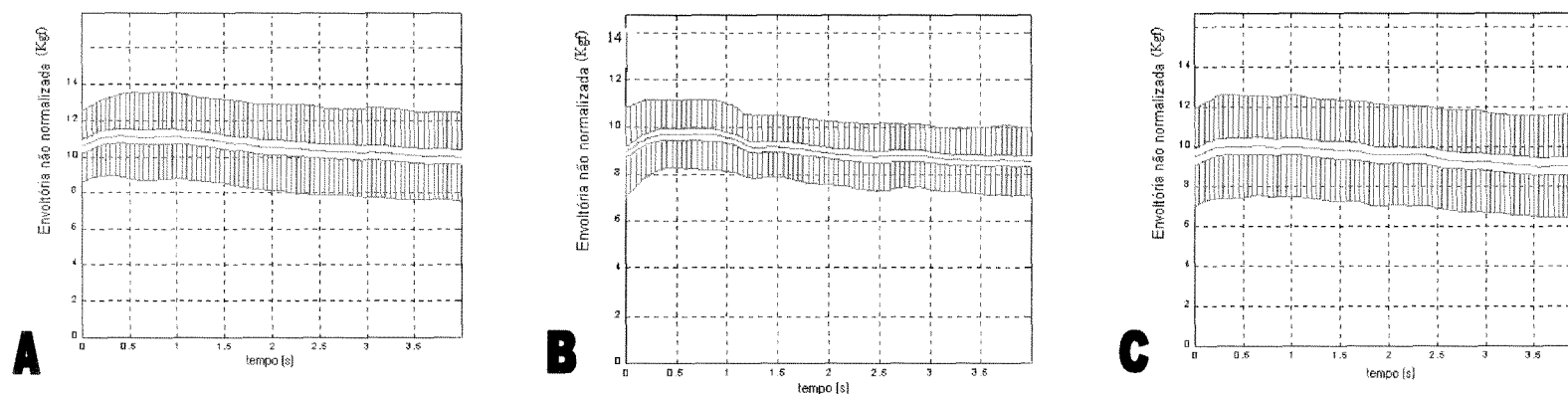


FIGURA 76 – Gráficos representativos dos traçados das médias ENN do sinal eletromiográfico da célula de carga, do conjunto de CIVM das 12 voluntárias em 60 graus de flexão da perna com bandagem (A), sem bandagem (B) e com a bandagem frouxa (C).

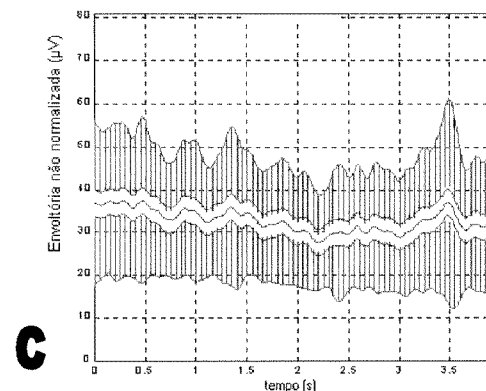
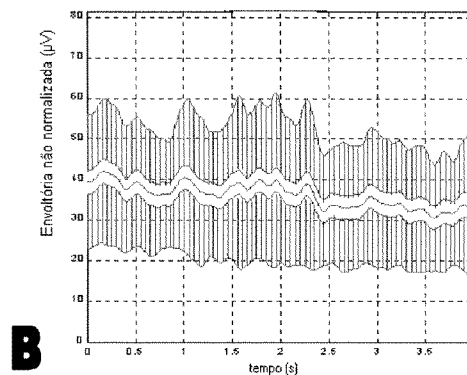
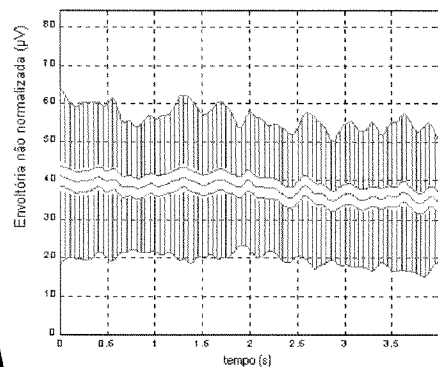


FIGURA 77 – Gráficos representativos dos traçados das médias das ENN do sinal eletromiográfico do M. bíceps femoral (Cabeça longa), do conjunto de CIWM das 12 voluntárias em 90 graus de flexão da perna com bandagem (A), sem bandagem (B) e com a bandagem frouxa (C).

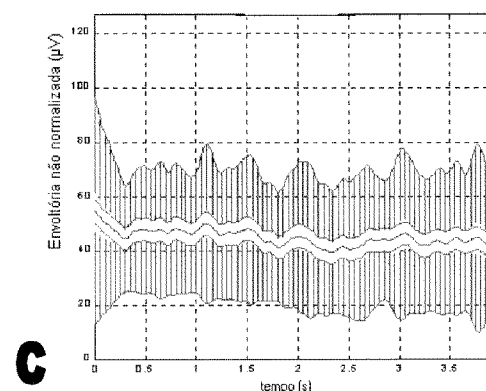
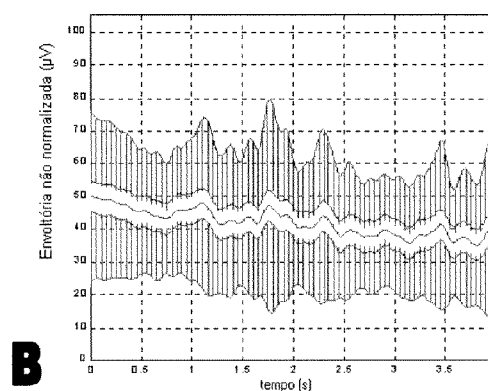
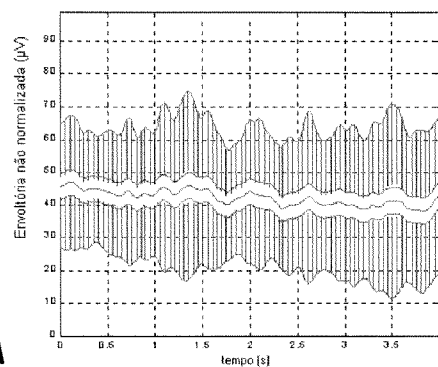


FIGURA 78 – Gráficos representativos dos traçados das médias das ENN do sinal eletromiográfico do M. semitendíneo, do conjunto de CIWM das 12 voluntárias em 90 graus de flexão da perna com bandagem (A), sem bandagem (B) e com a bandagem frouxa (C).

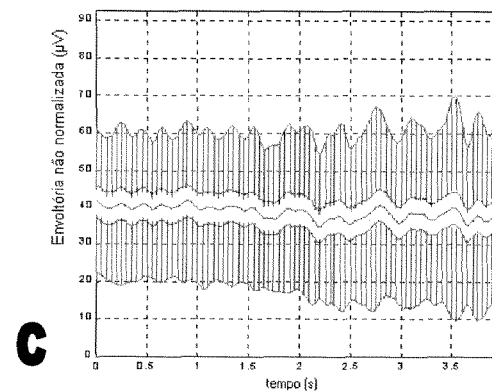
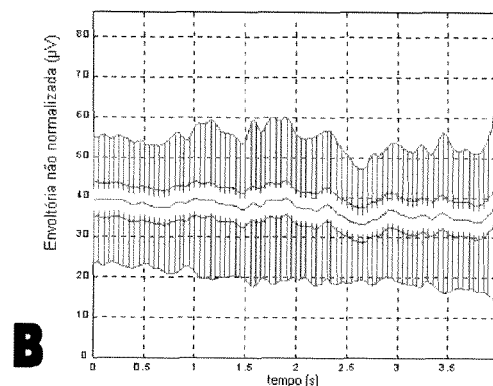
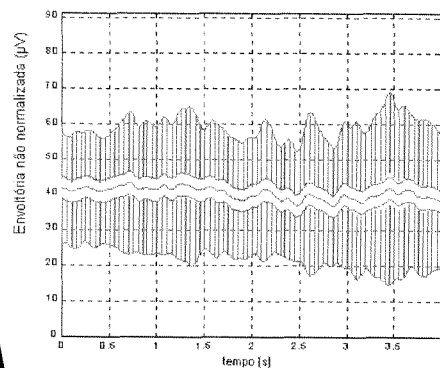


FIGURA 79 – Gráficos representativos dos traçados das médias das ENN do sinal eletromiográfico do M. semimembranoso, do conjunto de CIVM das 12 voluntárias em 90 graus de flexão da perna com bandagem (A), sem bandagem (B) e com a bandagem frouxa (C).

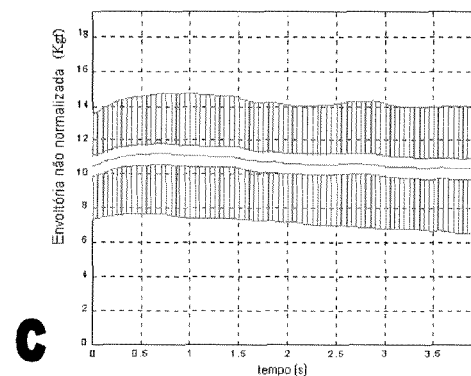
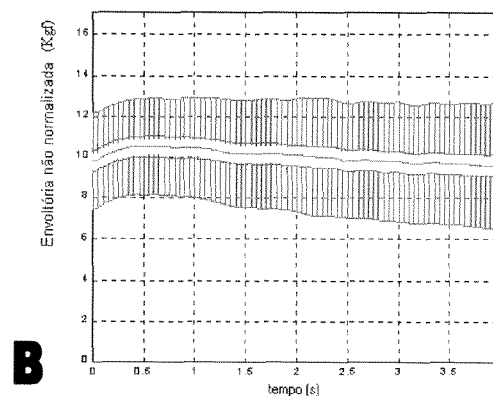
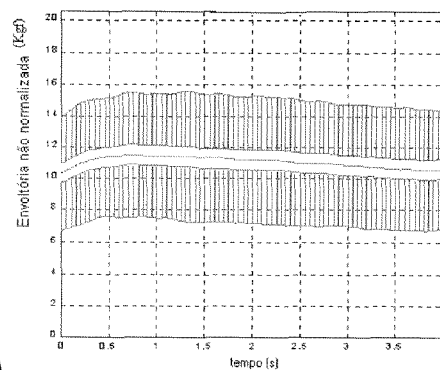


FIGURA 80 – Gráficos representativos dos traçados das médias ENN do sinal eletromiográfico da célula de carga, do conjunto de CIVM das 12 voluntárias em 90 graus de flexão da perna com bandagem (A), sem bandagem (B) e com a bandagem frouxa (C).

ANEXO 18

TABELA 1

Características das amostras e resultados obtidos nas análises estatísticas para a variável DEP (dB) segundo o músculo, a angulação e o tratamento

MÚSCULO	GRAU	TRATAMENTO	n	MÉDIA	ERRO PADRÃO	VALOR -p
bíceps femoral (Cabeça longa)	30	Com bandagem	251	-23,28	1.50	p>0,05
		Bandagem frouxa	251	-23.26	1.50	
		Sem bandagem	251	-23.27	1.50	
	60	Com bandagem	251	-23.07	1.48	p>0,05
		Bandagem frouxa	251	-23.19	1.48	
		Sem bandagem	251	-22.84	1.48	
	90	Com bandagem	251	-22.08	1.48	p>0,05
		Bandagem frouxa	251	-22.25	1.48	
		Sem bandagem	251	-22.11	1.48	
semimembrânico	30	Com bandagem	251	-19.51	1.45	p>0,05
		Bandagem frouxa	251	-19.94	1.45	
		Sem bandagem	251	-20.43	1.45	
	60	Com bandagem	251	-20.21	1.45	p>0,05
		Bandagem frouxa	251	-20.46	1.45	
		Sem bandagem	251	-20.18	1.45	
	90	Com bandagem	251	-20.58	1.44	p>0,05
		Bandagem frouxa	251	-20.33	1.44	
		Sem bandagem	251	-20.14	1.44	
semitendíneo	30	Com bandagem	251	-19.51	1.47	p>0,05
		Bandagem frouxa	251	-20.17	1.47	
		Sem bandagem	251	-20.37	1.47	
	60	Com bandagem	251	-20.58	1.46	p>0,05
		Bandagem frouxa	251	-20.79	1.46	
		Sem bandagem	251	-20.28	1.46	
	90	Com bandagem	251	-20.44	1.19	p>0,05
		Bandagem frouxa	251	-21.30	1.19	
		Sem bandagem	251	-42.27*	1.19	p<0,05*

* - indica a rejeição da hipótese de nulidade com nível de significância de 5%

TABELA 2
Características das amostras e resultados obtidos nas análises estatísticas para a variável DEP (dB), segundo tratamento, nas diversas angulações e músculos analisados

TRATAMEN	GRAU	MÚSCULO	N	MÉDIA	ESCORE MÉDIO	ERRO PADRÃO	VALOR -p
Com bandagem	30	bíceps femoral	251	-23,28	320,41	1,49	$p<0,0001^{**}$
		semimembranáceo	251	-20,51	414,31	1,44	
		semitendíneo	251	-19,51	404,31	1,46	
	60	bíceps femoral	251	-23,07	334,62	1,48	$p<0,0007^{**}$
		semimembranáceo	251	-20,21	402,63	1,45	
		semitendíneo	251	-20,58	393,75	1,46	
	90	bíceps femoral	251	-22,08	351,054	1,47	$p>0,05$ n.s.
		semimembranáceo	251	-20,58	387,56	1,44	
		semitendíneo	251	-20,44	392,38	1,46	
Bandagem frouxa	30	bíceps femoral	251	-23,26	329,45	1,50	$p<0,0001^{**}$
		semimembranáceo	251	-19,94	402,40	1,44	
		semitendíneo	251	-20,17	399,15	1,47	
	60	bíceps femoral	251	-23,18	336,16	1,48	$p<0,0012^{**}$
		semimembranáceo	251	-20,45	401,55	1,45	
		semitendíneo	251	-20,79	393,29	1,46	
	90	bíceps femoral	251	-22,25	353,22	1,46	$p<0,05^{*}$
		semimembranáceo	251	-20,33	401,27	1,44	
		semitendíneo	251	-21,29	376,52	1,45	
Sem bandagem	30	bíceps femoral	251	-23,27	335,67	1,45	$p<0,0008^{**}$
		semimembranáceo	251	-20,43	397,16	1,49	
		semitendíneo	251	-20,35	389,18	1,51	
	60	bíceps femoral	251	-22,84	345,67	1,44	$p<0,0011^{**}$
		semimembranáceo	251	-20,18	397,15	1,46	
		semitendíneo	251	-20,28	398,18	1,48	
	90	bíceps femoral	251	-22,11	462,52	1,45	$p<0,0001^{**}$
		semimembranáceo	251	-20,14	496,48	0,01	
		semitendíneo	251	-42,27	172,00	1,48	

n.s - indica a não rejeição da hipótese de nulidade .

* - indica a rejeição da hipótese de nulidade com nível de significância de 5%

** - indica a rejeição da hipótese de nulidade com nível de significância de 1%

TABELA 3

Características das amostras e resultados obtidos nas análises estatísticas para a variável ENN (μV) segundo o músculo, o grau e o tratamento

MÚSCULO	GRAU	TRATAMENTO	N	MÉDIA	ERRO PADRÃO	VALOR $-p$
bíceps femoral (Cabeça longa)	30	Com bandagem	4000	41.73	0.04	$p < 0,05^*$
		Bandagem frouxa	4000	45.02	0.04	
		Sem bandagem	4000	46.20	0.04	
	60	Com bandagem	4000	38.59	0.05	$p < 0,05^*$
		Bandagem frouxa	4000	38.87	0.05	
		Sem bandagem	4000	40.43	0.05	
	90	Com bandagem	4000	37.93	0.04	$p < 0,05^*$
		Bandagem frouxa	4000	32.79	0.04	
		Sem bandagem	4000	36.25	0.04	
semimembrâneo	30	Com bandagem	4000	44.01	0.04	$p < 0,05^*$
		Bandagem frouxa	4000	46.32	0.04	
		Sem bandagem	4000	49.56	0.04	
	60	Com bandagem	4000	43.80	0.04	$p < 0,05^*$
		Bandagem frouxa	4000	43.24	0.04	
		Sem bandagem	4000	42.83	0.04	
	90	Com bandagem	4000	40.51	0.03	$p < 0,05^*$
		Bandagem frouxa	4000	38.74	0.03	
		Sem bandagem	4000	37.10	0.03	
semitendíneo	30	Com bandagem	4000	39.96	0.05	$p < 0,05^*$
		Bandagem frouxa	4000	42.15	0.05	
		Sem bandagem	4000	44.81	0.05	
	60	Com bandagem	4000	42.00	0.06	$p < 0,05^*$
		Bandagem frouxa	4000	44.37	0.06	
		Sem bandagem	4000	43.13	0.06	
	90	Com bandagem	4000	42.22	0.05	$p < 0,05^*$
		Bandagem frouxa	4000	45.01	0.05	
		Sem bandagem	4000	42.08	0.05	

* - indica a rejeição da hipótese de nulidade com nível de significância de 5%

TABELA 4

Características das amostras e resultados obtidos nas análises estatísticas para a variável ENN (μV) segundo o tratamento, o grau e o músculo

TRATAMENTO	GRAU	MÚSCULO	n	MÉDIA	ESCORE MÉDIO	ERRO PADRÃO	VALOR -p
Com bandagem	30	bíceps femoral	4000	41,73	5679,74	0,04	$p < 0,0000$ **
		semimembranáceo	4000	44,01	8194,63	0,05	
		semitendíneo	4000	39,96	4127,13	0,05	
	60	bíceps femoral	4000	38,59	3729,78	0,06	$p < 0,0000$ **
		semimembranáceo	4000	43,80	7868,34	0,04	
		semitendíneo	4000	42,00	6403,38	0,06	
	90	bíceps femoral	4000	37,93	2960,29	0,03	$p < 0,0000$ **
		semimembranáceo	4000	40,50	5528,93	0,02	
		semitendíneo	4000	42,22	8512,28	0,04	
Bandagem frouxa	30	bíceps femoral	4000	45,02	6420,42	0,05	$p < 0,0000$ **
		semimembranáceo	4000	46,31	7705,76	0,05	
		semitendíneo	4000	42,15	3875,21	0,05	
	60	bíceps femoral	4000	38,87	3291,89	0,05	$p < 0,0000$ **
		semimembranáceo	4000	43,24	6893,10	0,05	
		semitendíneo	4000	44,37	7816,51	0,05	
	90	bíceps femoral	4000	32,79	2111,05	0,04	$p < 0,0000$ **
		semimembranáceo	4000	38,74	5940,18	0,02	
		semitendíneo	4000	45,02	9950,26	0,04	
Sem bandagem	30	bíceps femoral	4000	46,20	5089,12	0,02	$p < 0,0000$ **
		semimembranáceo	4000	49,56	9404,67	0,03	
		semitendíneo	4000	44,81	3507,72	0,03	
	60	bíceps femoral	4000	40,43	4317,61	0,04	$p < 0,0001$ **
		semimembranáceo	4000	42,83	7011,72	0,04	
		semitendíneo	4000	43,13	6672,18	0,06	
	90	bíceps femoral	4000	36,25	4155,62	0,04	$p < 0,0000$ **
		semimembranáceo	4000	37,10	4924,80	0,03	
		semitendíneo	4000	42,08	4921,08	0,06	

** - indica a rejeição da hipótese de nulidade com nível de significância de 1%

TABELA 5

Características das amostras e resultados obtidos na análise estatística para a variável ENN (Kgf) para a célula de carga segundo o grau e o tratamento

GRAU	TRATAMENTO	N	MÉDIA	ESCORE MÉDIO	ERRO PADRÃO	VALOR <i>-p</i>
30	Com bandagem	4000	12,05	6417,15	0,005	0,0000**
	Bandagem frouxa	4000	11,40	2841,39	0,007	
	Sem bandagem	4000	12,45	8742,96	0,006	
60	Com bandagem	4000	10,57	9965,06	0,006	0,0000**
	Bandagem frouxa	4000	9,57	5360,48	0,005	
	Sem bandagem	4000	9,04	2675,96	0,006	
90	Com bandagem	4000	11,09	9260,,98	0,004	0,0000**
	Bandagem frouxa	4000	10,70	6468,36	0,004	
	Sem bandagem	4000	10,07	2272,16	0,004	

** - indica a rejeição da hipótese de nulidade com nível de significância de 1%