

*Rinaldo Roberto de Jesus Guirro*

***ANÁLISE DA ATIVIDADE ELÉTRICA E DA FORÇA DOS  
MÚSCULOS FLEXORES DA MÃO APÓS ESTIMULAÇÃO  
ELÉTRICA NEUROMUSCULAR***

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

UNICAMP  
BIBLIOTECA CENTRAL  
SEÇÃO CIRCULANTE

PIRACICABA

MARÇO - 2000



*Rinaldo Roberto de Jesus Guirro*

***ANÁLISE DA ATIVIDADE ELÉTRICA E DA FORÇA DOS  
MÚSCULOS FLEXORES DA MÃO APÓS ESTIMULAÇÃO  
ELÉTRICA NEUROMUSCULAR***

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

UNICAMP

BIBLIOTECA CENTRAL

SEÇÃO CIRCULANTE

**Orientador:** *Prof. Dr. Fausto Bérzin*

**Banca Examinadora:**

*Prof. Dr. Carlos Alberto da Silva*

*Prof. Dr. Carlos R. H. Fortinguerra*

*Profa. Dra. Débora Bevilacqua Grosso*

*Profa. Dra. Vanessa Monteiro Pedro*

PIRACICABA

MARÇO - 2000

Este exemplar foi devidamente corrigido  
de acordo com a Resolução C.P.P.G. 036/83  
D.P.G. 09 / 06 / 2000  
Assinatura do Orientador

12C  
UNICAMP  
949a  
41874  
278/00  
R\$ 11,00  
07-08-00

CM-00143105-4

**Ficha Catalográfica**

G949a Guirro, Rinaldo Roberto de Jesus.  
Análise da atividade elétrica e da força dos músculos flexores da mão após estimulação elétrica neuromuscular. / Rinaldo Roberto de Jesus Guirro. – Piracicaba, SP : [s.n.], 2000.  
197p. : il.

Orientador : Prof. Dr. Fausto Bérzin.  
Tese (Doutorado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Eletromiografia. 2. Músculos. 3. Estimulação Elétrica Nervosa Transcutânea 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 24 de Março de 2000, considerou o candidato RINALDO ROBERTO DE JESUS GUIRRO aprovado.

1. Prof. Dr. FAUSTO BERZIN

2. Profa. Dra. VANESSA MONTEIRO PEDRO

3. Prof. Dr. CARLOS ALBERTO DA SILVA

4. Profa. Dra. DEBORA BEVILAQUA GROSSO

5. Prof. Dr. CARLOS ROBERTO HOPPE FORTINGUERRA

“A maior recompensa para o trabalho de um  
homem não é o que ele ganha com isso, mas  
o que ele se torna com isso”

John Ruskin

## **DEDICATÓRIA**

A minha esposa *Elaine*

As minhas filhas *Amanda e Bárbara*

Obrigado pelo amor recebido e pela compreensão das horas ausentes

Aos meus pais *Heraldo e Conceição*

“A boa madeira não cresce com o sossego; quanto mais forte o vento, mais fortes as árvores”

J. Willard Marriott

A *Deus*

“Jamais desesperes em meio às mais sombrias aflições de tua vida, pois das mais escuras nuvens cai uma água clara e fertilizante”

Provérbio Chinês

## ***AGRADECIMENTOS ESPECIAIS***

Ao prof. *Dr. Fausto Bérzin*

Pela orientação e acima de tudo pela amizade

“Há homens que trabalham um dia e são bons.  
Existem aqueles que trabalham vários dias e são ótimos;  
Outros trabalham um ano e são ainda melhores;  
Porém existem aqueles que trabalham a vida toda,  
Esses são imprescindíveis.”

À profa. *Dra. Heloisa A. de Lima Castro*

“Pela confiança, respeito e compreensão, lhe sou imensamente grato”

Ao Prof. *Ms. Antônio Marcos de Lima Araújo*

Pela colaboração incessante

“A gentileza não custa nada e mesmo assim compra coisas de valor incalculável.”

## ***AGRADECIMENTOS***

- À Universidade Estadual de Campinas, na pessoa do seu reitor prof. Dr. Hermano M. F. Tavares;
- À Faculdade de Odontologia de Piracicaba, na pessoa do seu diretor prof. Dr. Antonio Wilson Sallun
- Ao Departamento de Morfologia da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, local onde este trabalho foi realizado;
- Ao Curso de Pós-Graduação em Biologia e Patologia Buco-Dental da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, na pessoa da sua coordenadora profa. Dra. Darcy de Oliveira Tosello;
- Aos professores do Curso de Pós-Graduação em Biologia e Patologia Buco-Dental da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, por se mostrarem competentes no desempenho de suas funções;
- A funcionária Joelma Aparecida Macchi sempre solícita e competente;
- Aos funcionários do Departamento de Morfologia e da Biblioteca da FOP - UNICAMP, sempre que necessário fui atendido com respeito e dedicação;

- A profa. Dra. Maria Imaculada L. Montebello pelas análises estatísticas;
  
- Aos colegas do Curso de Pós-graduação, em especial à Débora Bevilaqua Grosso, Gilmar da Cunha Souza, Rúben de Faria Negrão Filho, pelos conhecimentos compartilhados e pelo companheirismo;
  
- A querida profa. Dra. Vanessa Monteiro Pedro pela amizade inigualável;
  
- As amigas Anamaria S. de Oliveira e Delaine Rodrigues pelo crescimento mútuo e agradável convivência.
  
- A QUARK – Equipamentos Médicos pela concessão do equipamento de estimulação elétrica neuromuscular utilizado neste trabalho;
  
- Ao amigo André Luis T. Mendes pelos esclarecimentos das dúvidas;
  
- A todas as voluntárias que anonimamente contribuíram para a realização deste trabalho;

## ***SUMÁRIO***

# ***SUMÁRIO***

	Página
LISTA DE ILUSTRAÇÕES .....	4
LISTA DE TABELAS .....	10
LISTA DE ABREVIATURAS .....	13
RESUMO .....	15
ABSTRACT .....	18
INTRODUÇÃO .....	22
REVISÃO DA LITERATURA .....	28
Sinal Eletromiográfico .....	28
Músculos Flexores da Mão .....	35
Força Muscular .....	36
Estimulação Elétrica Neuromuscular (NMES) .....	39
PROPOSIÇÃO .....	52
MATERIAL E MÉTODOS .....	54
Voluntários .....	54
Dispositivo para o Posicionamento da Mão .....	55
Equipamentos de Registro .....	56
Eletromiógrafo .....	56
Célula de Carga .....	61
Estimulador Elétrico Neuromuscular .....	62
PROCEDIMENTOS .....	67
Tratamento dos Dados .....	73

Análise dos Resultados .....	79
RESULTADOS .....	82
DISCUSSÃO .....	98
Coleta e Processamento dos Sinais .....	98
Programa de Estimulação Elétrica Neuromuscular .....	102
Resultados da Dinamometria .....	107
Resultados da Eletromiografia .....	117
CONCLUSÕES .....	132
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....	136
ANEXO I .....	158
ANEXO II .....	161
ANEXO III .....	162
ANEXO IV .....	163
ANEXO V .....	164
ANEXO VI .....	166
ANEXO VII .....	173
ANEXO VIII .....	179
ANEXO IX .....	185
ANEXO X .....	190

## ***LISTA DE ILUSTRAÇÕES***

## ***LISTA DE ILUSTRAÇÕES***

<b>Figura</b>		<b>Página</b>
1	Dispositivo confeccionado em metal para fixação do antebraço na posição supinada, para mensuração simultânea da Força e da EMG. A) punho na posição de 45° extensão e B) punho na posição de 45° de flexão. ● Célula de Carga e ⊕ Parafusos de ajuste. ....	56
2	Acessórios para coleta dos sinais. A) eletrodo de superfície para a captação do sinal eletromiográfico, destacando-se as barras paralelas de prata pura (seta) do eletrodo bipolar ativo (Delsys®) e eletrodo de referência; B) célula de carga modelo MM 50 (KRATOS®). ....	57
3	Módulo condicionador de sinais analógicos, modelo MCS 1000 – V2 (LYNX®). A) entrada do eletrodo de referência, B) entrada do sinal eletromiográfico, C) entrada do sinal da célula de carga e D) cabo de conexão à placa de conversão analógica/digital. ....	58
4	Sistema completo para a aquisição dos sinais. A) micro-computador 486 padrão, B) módulo condicionador de sinais, modelo MCS 1000 - V2 (LYNX®), com 16 canais de entrada. ....	59
5	Coleta simultânea dos sinais. A) sinal eletromiográfico (uV) e B) Força (Kgf). ....	62
6	Equipamento de estimulação elétrica neuromuscular, modelo DUALPEX 961 (QUARK®). Eletrodos percutâneos silicone-carbono (seta). ....	64
7	Esquema representativo das formas de onda das correntes utilizadas. A) corrente de baixa frequência e B) corrente de média frequência. ....	65

8	Representação dos vários parâmetros do sinal eletromiográfico: A) sinal bruto; B) densidade espectral de potência; C) histograma; D) função densidade de probabilidade; E) envoltória normalizada e F) resumo. ....	74
9	Representação da densidade espectral de potência de um sinal eletromiográfico. A) com interferência de 60 Hz e harmônicas (seta em 240 Hz) e B) após a filtragem do sinal. ....	75
10	Correlação entre a força (Kgf) e a amplitude da atividade elétrica ( $\mu$ V) dos músculos flexores da mão na posição de 45° de flexão, n = 24. ....	83
11	Correlação entre a força (Kgf) e amplitude da atividade elétrica ( $\mu$ V) dos músculos flexores da mão na posição de 45° de extensão, n = 24. ....	83
12	Média das forças geradas pelos músculos flexores da mão, na posição de 45° de flexão e 45° de extensão da mão, n = 24. *p < 0,05. ....	84
13	Valores médios da força muscular ( $\pm$ dp) dos grupos eletroestimulados em baixa frequência (BF) ou em média (MF), na posição de flexão (F) ou extensão (E), sendo o sinal coletado na posição de flexão (F) ou extensão (E) da mão, n = 6. *p < 0,05. ....	85
14	Valores médios ( $\pm$ dp) da intensidade (mA) das correntes aplicadas durante o programa de estimulação elétrica, nos diferentes protocolos, n = 12. BF – baixa frequência e MF – média frequência. ....	88
15	Gráficos representativos da frequência mediana da densidade espectral de potência (A) e da densidade espectral de potência (B) do sinal eletromiográfico dos músculos flexores da mão, dos grupos eletroestimulados com baixa frequência (BF), na posição	

	de flexão (F), pré (0) estimulação, sendo o sinal coletado em flexão (F) da mão, n = 6. ....	89
16	Gráficos representativos da frequência mediana do espectro de frequência do sinal eletromiográfico dos músculos flexores da mão, dos grupos eletroestimulados com baixa frequência (BF), na posição de extensão (E), pré (0) e pós (1) estimulação, sendo o sinal coletado em extensão (E) da mão, n = 6. ....	190
17	Gráficos representativos da frequência mediana do espectro de frequência do sinal eletromiográfico dos músculos flexores da mão, dos grupos eletroestimulados com baixa frequência (BF), na posição de extensão (E), pré (0) e pós (1) estimulação, sendo o sinal coletado em flexão (F) da mão, n = 6. ....	190
18	Gráficos representativos da frequência mediana do espectro de frequência do sinal eletromiográfico dos músculos flexores da mão, dos grupos eletroestimulados com baixa frequência (BF), na posição de flexão (F), pré (0) e pós (1) estimulação, sendo o sinal coletado em flexão (F) da mão, n = 6. ....	191
19	Gráficos representativos da frequência mediana do espectro de frequência do sinal eletromiográfico dos músculos flexores da mão, dos grupos eletroestimulados com média frequência (BF), na posição de flexão (F), pré (0) e pós (1) estimulação, sendo o sinal coletado em extensão (E) da mão, n = 6. ....	191
20	Gráficos representativos da frequência mediana do espectro de frequência do sinal eletromiográfico dos músculos flexores da mão, dos grupos eletroestimulados com média frequência (MF), na posição de extensão (E), pré (0) e pós (1) estimulação, sendo o sinal coletado em extensão (E) da mão, n = 6. ....	192
21	Gráficos representativos da frequência mediana do espectro de frequência do sinal eletromiográfico dos músculos flexores da	

	mão, dos grupos eletroestimulados com média frequência (MF), na posição de extensão (E), pré (0) e pós (1) estimulação, sendo o sinal coletado em flexão (F) da mão, n = 6. ....	192
22	Gráficos representativos da frequência mediana do espectro de frequência do sinal eletromiográfico dos músculos flexores da mão, dos grupos eletroestimulados com média frequência (MF), na posição de flexão (F), pré (0) e pós (1) estimulação, sendo o sinal coletado em flexão (F) da mão, n = 6. ....	193
23	Gráficos representativos da frequência mediana do espectro de frequência do sinal eletromiográfico dos músculos flexores da mão, dos grupos eletroestimulados com baixa frequência (BF), na posição de flexão (F), pré (0) e pós (1) estimulação, sendo o sinal coletado em extensão (E) da mão, n = 6. ....	193
24	Gráficos representativos da densidade espectral de potência do sinal eletromiográfico dos músculos flexores da mão, dos grupos eletroestimulados com baixa frequência (BF), na posição de extensão (E), pré (0) e pós (1) estimulação, sendo o sinal coletado em extensão (E) da mão, n = 6. ....	194
25	Gráficos representativos da densidade espectral de potência do sinal eletromiográfico dos músculos flexores da mão, dos grupos eletroestimulados com baixa frequência (BF), na posição de extensão (E), pré (0) e pós (1) estimulação, sendo o sinal coletado em flexão (F) da mão, n = 6. ....	194
26	Gráficos representativos da densidade espectral de potência do sinal eletromiográfico dos músculos flexores da mão, dos grupos eletroestimulados com baixa frequência (BF), na posição de flexão (F), pré (0) e pós (1) estimulação, sendo o sinal coletado em flexão (F) da mão, n = 6. ....	195
27	Gráficos representativos da densidade espectral de potência do	

	sinal eletromiográfico dos músculos flexores da mão, dos grupos eletroestimulados com baixa frequência (BF), na posição de flexão (F), pré (0) e pós (1) estimulação, sendo o sinal coletado em extensão (E) da mão, n = 6. ....	195
28	Gráficos representativos da densidade espectral de potência do sinal eletromiográfico dos músculos flexores da mão, dos grupos eletroestimulados com média frequência (MF), na posição de extensão (E), pré (0) e pós (1) estimulação, sendo o sinal coletado em extensão (E) da mão, n = 6. ....	196
29	Gráficos representativos da densidade espectral de potência do sinal eletromiográfico dos músculos flexores da mão, dos grupos eletroestimulados com média frequência (MF), na posição de extensão (E), pré (0) e pós (1) estimulação, sendo o sinal coletado em flexão (F) da mão, n = 6. ....	196
30	Gráficos representativos da densidade espectral de potência do sinal eletromiográfico dos músculos flexores da mão, dos grupos eletroestimulados com média frequência (MF), na posição de flexão (F), pré (0) e pós (1) estimulação, sendo o sinal coletado em flexão (F) da mão, n = 6. ....	197
31	Gráficos representativos da densidade espectral de potência do sinal eletromiográfico dos músculos flexores da mão, dos grupos eletroestimulados com média frequência (BF), na posição de flexão (F), pré (0) e pós (1) estimulação, sendo o sinal coletado em extensão (E) da mão, n = 6. ....	197

## ***LISTA DE TABELAS***

Tabela	Página
1 Parâmetros das correntes elétricas e dos procedimentos utilizados no programa de estimulação. ....	66
2 Distribuição dos grupos experimentais segundo os parâmetros da corrente elétrica, da posição do segmento para a estimulação e para coleta do exame, bem como o período inicial ou final à estimulação elétrica. ....	71
3 Valores do coeficiente de variação, em porcentagem, do sinal não normalizado, normalizados pelo RMS, pelo pico do sinal, pela média do sinal dos diferentes grupos experimentais, n = 18.	78
4 Características das amostras para as diferenças entre os valores observados na ausência e na presença de estimulação elétrica, para a força. ....	86
5 Resultados obtidos para as diferentes variáveis, segundo a análise estatística, teste t de Student, na ausência e na presença de estimulação elétrica para a força. ....	87
6 Valores da frequência (Hz) calculados pela mediana da densidade espectral de potência dos grupos eletroestimulados com baixa frequência (BF), na posição de extensão (E), pré (0) e	

	pós (1) estimulação, sendo o sinal coletado em extensão (E) da mão, n = 6. ....	91
7	Valores da frequência (Hz) calculados pela mediana da densidade espectral de potência dos grupos eletroestimulados com baixa frequência (BF), na posição de extensão (E), pré (0) e pós (1) estimulação, sendo o sinal coletado em flexão (F) da mão, n = 6. ....	91
8	Valores da frequência (Hz) calculados pela mediana da densidade espectral de potência dos grupos eletroestimulados com baixa frequência (BF), na posição de flexão (F), pré (0) e pós (1) estimulação, sendo o sinal coletado em flexão (F) da mão, n = 6. ....	92
9	Valores da frequência (Hz) calculados pela mediana da densidade espectral de potência dos grupos eletroestimulados com baixa frequência (BF), na posição de flexão (F), pré (0) e pós (1) estimulação, sendo o sinal coletado em extensão (E) da mão, n = 6. ....	92
10	Valores da frequência (Hz) calculados pela mediana da densidade espectral de potência dos grupos eletroestimulados com média frequência (MF), na posição de extensão (E), pré (0) e pós (1) estimulação, sendo o sinal coletado em extensão (E) da mão, n = 6. ....	93

11	Valores da frequência (Hz) calculados pela mediana da densidade espectral de potência dos grupos eletroestimulados com média frequência (MF), na posição de extensão (E), pré (0) e pós (1) estimulação, sendo o sinal coletado em flexão (F) da mão, n = 6. ....	93
12	Valores da frequência (Hz) calculados pela mediana da densidade espectral de potência dos grupos eletroestimulados com média frequência (MF), na posição de flexão (F), pré (0) e pós (1) estimulação, sendo o sinal coletado em flexão (F) da mão, n = 6. ....	94
13	Valores da frequência (Hz) calculados pela mediana da densidade espectral de potência dos grupos eletroestimulados com média frequência (MF), na posição de flexão (F), pré (0) e pós (1) estimulação, sendo o sinal coletado em extensão (E) da mão, n = 6. ....	94
14	Características das amostras das diferenças entre os valores observados na ausência e na presença de estimulação elétrica para a densidade espectral de potência. ....	95
15	Resultados da análise estatística das diferentes variáveis, na ausência e na presença de estimulação elétrica para a densidade espectral de potência. ....	96

## ***LISTA DE ABREVIATURAS***

- NMES - Estimulação elétrica neuromuscular
- ms - Milissegundos
- mA - Miliamper
- s - Segundos
- mm - Milímetro
- cm - Centímetro
- pF - Picofaraday
- V - Volt
- $\mu$ V - Microvolt
- RMS - Raiz quadrada da média (root mean square)
- FM - Frequência mediana
- DEP - Densidade espectral de potência
- Kgf - Kilograma-força
- dB - Decibel
- $\Omega$  - Ohms
- Hz - Hertz
- BF - Baixa frequência
- MF - Média frequência
- EMG - Eletromiografia
- A/D - Analógico/digital

***RESUMO***

## **RESUMO**

### ***ANÁLISE DA ATIVIDADE ELÉTRICA E DA FORÇA DOS MÚSCULOS FLEXORES DA MÃO APÓS ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA NEUROMUSCULAR***

Autor: *Rinaldo Roberto de Jesus Guirro*

Orientador: *Prof. Dr. Fausto Bérzin*

O objetivo desta pesquisa foi analisar o efeito de dois protocolos de estimulação elétrica neuromuscular (NMES) na atividade elétrica dos músculos flexores da mão, bem como da força de 24 voluntárias na faixa etária de 18 a 24 anos ( $X = 21,3 \pm 2,5$ ) divididas igualmente em 4 grupos (NMES de baixa frequência em 45° de flexão ou extensão da mão e NMES de média frequência em 45° de flexão ou extensão). Ambos protocolos utilizaram o pulso quadrático bifásico simétrico, com  $T_{ON}-T_{OFF}$  de 5 segundos, sendo a média frequência à 2500 Hz e duração de 100  $\mu$ s (modulado em 50 Hz) e a baixa frequência à 50 Hz com pulso de 300  $\mu$ s. A estimulação foi de 30 minutos diários, perfazendo um total de 15 sessões. Os sinais analisados foram durante uma contração isométrica voluntária máxima de quatro segundos. A estimulação foi realizada nas posições de 45° de flexão ou extensão da mão, sendo que em cada grupo os sinais foram coletados tanto na flexão quanto na extensão de 45°. A análise estatística constou de uma análise exploratória dos dados, onde aplicou-se o teste de normalidade de SHAPIRO-WILK para as variáveis força e densidade espectral de potência. Para os dados normalizados, utilizou-se o teste t de Student para dados pareados. Os dados para os quais não é razoável a suposição de normalidade foram analisados através do teste das Ordens Assinaladas de Wilcoxon. Os resultados demonstraram uma correlação linear positiva forte ( $r = 0,76$ ) entre a amplitude do sinal eletromiográfico e a força dos músculos quando a mão estava em 45° de flexão, mas esta correlação foi fraca ( $r = 0,23$ ) em 45° de extensão. Com relação a força, os músculos desenvolveram maior força em extensão (6,53 Kgf) ( $p < 0,05$ ), quando comparado com a flexão (5,31 Kgf). A NMES proporcionou aumento da

força para todos os grupos analisados ( $p < 0,05$ ). A análise da frequência do espectro foi analisada através da frequência mediana e da densidade espectral de potência, as quais indicaram um aumento da frequência mediana para o grupo estimulado à 50 Hz, na posição de flexão, sendo o sinal coletado tanto em flexão quanto em extensão. Houve diminuição para os mesmos grupos à 2500 Hz. Já para a densidade espectral de potência, as diferenças entre pré e pós NMES só foram significativas ( $p < 0,01$ ) para os grupos de 2500 Hz, estimulado e coletado em flexão e estimulado e coletado em extensão. Pode-se concluir que há uma correlação entre a amplitude do sinal eletromiográfico e a força muscular, dependente da relação comprimento-tensão dos músculos flexores da mão, a NMES promoveu aumento da força muscular em todos os protocolos analisados e diferentes protocolos da NMES alteram diferentemente a frequência mediana e a densidade espectral de potência do espectro de frequência do sinal eletromiográfico.

**Palavras-chaves:** Eletromiografia, Músculo, Estimulação elétrica nervosa transcutânea

***ABSTRACT***

## ***ABSTRACT***

### **ANALYSIS OF THE ELECTRIC ACTIVITY AND OF BY FORCE OF THE FLEXOR MUSCLES OF THE HAND AFTER NEUROMUSCULAR ELECTRICAL STIMULATION**

Author: *Rinaldo Roberto de Jesus Guirno*

Adviser: *Prof. Dr. Fausto Bérzin*

The objective of this research went analyze the effect of two protocols of electric stimulation neuromuscular (NMES) in the electric activity of the flexors muscles of the hand, as well as of by force of 24 volunteers in the age group of 18 to 24 years ( $X = 21,3 \pm 2,5$ ) divided equally in 4 groups (NMES of low frequency in 45° of flexion or extension of the hand and NMES of medium frequency in 45° of flexion or extension). Both protocols used the symmetrical two-phase quadratic pulse, with  $T_{ON}-T_{OFF}$  of 5 seconds, being the medium frequency to 2500 Hz and duration of 100  $\mu$ s (modulated in 50 Hz) and the low frequency to 50 Hz with pulse of 300  $\mu$ s. The estimulaion was of 30 minutes daily, to completting a total of 15 sessions. The analyzed signs were during a contraction isometric voluntary maxim of four seconds. The stimulation was accomplished in the positions of 45° of flexion or extension of the hand, and in each group the signs were collected so much in the flexion as in the extension of 45°. The statistical analysis consisted of an exploratory analysis of the data, where the test of normality of SHAPIRO-WILK was applied for the variables force and ghasly density of potency. For the normalized data, the test t of Student was used to have pareados data. The data for which it is not reasonable the normality supposition were analyzed through the test of the Marked Orders of Wilcoxon. The results demonstrated a strong positive lineal correlation ( $r = 0,76$ ) among the width of the eletromyographyc sign and by force of the muscles when the hand was in 45° of flexion, but this correlation was weak ( $r = 0,23$ ) in 45° of extension. With relationship the force, the muscles developed larger force in extension (6,53 Kgf) ( $p < 0,05$ ), when compared with the

flexão (5,31 Kgf). NMES provided increase of the force for all the analyzed groups ( $p < 0,05$ ). The analysis of the frequency of the spectrum was analyzed through the medium frequency and of the power density spectrum of potency, which indicated an increase of the medium frequency for the group stimulated to 50 Hz, in the flexion position, being the so much collected sign in flexion as in extension. There was decrease for the same groups to 2500 Hz. Already for the power density spectrum of potency, the differences between pré and after NMES was only significant ( $p < 0,01$ ) for the groups of 2500 Hz, stimulated and collected in flexion and stimulated and collected in extension. It can be concluded that there is a correlation between the width of the electromyographyc signal and the muscle force, dependent of the relationship length-tension of the muscles flexores of the hand, NMES promoted increase of the force muscle in all the analyzed protocols and different protocols of NMES alters the medium frequency and the power density spectrum of frequency spectrum of the electromyographyc signal

Word-keys: Electromyography, Muscle, Transcutaneous electrical nerve stimulation

## ***INTRODUÇÃO***

## ***INTRODUÇÃO***

A partir dos estudos sobre os efeitos da eletricidade em sapos, os cientistas de Bologna deduziram a hipótese de que os tecidos animais são dotados de uma eletricidade intrínseca, e que estão envolvidos em processos fisiológicos fundamentais como a condução nervosa e a contração muscular (PICCOLINO, 1998). Luigi Galvani apresentou o primeiro relato sobre as propriedades elétricas dos músculos e nervos no final do século XVIII, sendo possível somente no início do século atual o registro de tais atividades. Atualmente, a eletromiografia é empregada na avaliação de doenças neuromusculares, e como instrumento para o estudo da função muscular.

A eletromiografia cinesiológica é utilizada extensamente no estudo da atividade muscular e no restabelecimento do papel de diversos músculos em atividades específicas. Embora os conceitos sejam os mesmos, o enfoque da eletromiografia cinesiológica é bastante diferente do enfoque da eletromiografia clínica, em termos de necessidades de instrumentação e técnicas de análise de dados. Neste campo, BASMAJIAN & DeLUCA (1985) nos propiciaram uma vasta revisão da literatura.

A estimulação elétrica neuromuscular por meio de eletrodos de superfície é um procedimento terapêutico não invasivo e de grande utilidade clínica, que tem sido usada frequentemente na reabilitação de diversas patologias, visando a estimulação de nervos sensitivos e motores de diferentes partes do corpo.

Estudos tem demonstrado que os parâmetros da eletroestimulação podem influenciar nos limiares sensitivo e motor dos pacientes, podendo afetar diretamente o efeito terapêutico (BOWMAN & BAKER, 1985).

As pesquisas devem existir para dar suporte a prática clínica, criando estratégias científicas racionais de manipulação de parâmetros envolvidos em otimizar o fortalecimento muscular com eletroestimulação. Sugestões de pesquisa incluem comparar as modificações resultantes de protocolos de resistência e de potência, comparar os efeitos da manipulação de diferentes parâmetros (número de repetições e de sessões, tempo de contração e intervalo), diferentes equipamentos, além das características de conforto do estímulo e o torque produzido.

Dentre as possibilidades de estudo, a relação entre a força exercida e a atividade EMG registrada de um músculo ainda é assunto controverso desde o advento das técnicas de registro da EMG (PHILIPSON & LARSSON, 1988). As questões da transferência da força isométrica para uma situação dinâmica (GARDNER, 1963) também é passível de estudo. Tem-se sugerido que o ganho de força ocorre, principalmente, no ângulo em que o exercício voluntário é executado.

A densidade do espectro de potência tem sido apresentada como uma técnica usual para a investigação das propriedades musculares e do comportamento das unidades motoras. A sua utilização envolve a investigação da fadiga muscular durante a contração isométrica (MERLETTI et al., 1991), a tipagem de fibras (HAGBERG et al., 1987), bem como o padrão de recrutamento das unidades motoras (BILODEAU et al., 1994; BERNARDI et al., 1996).

Dentre os diferentes níveis de envolvimento do sistema neuromuscular, CHRISTENSEN (1981) define a fadiga muscular periférica como a incapacidade de um músculo esquelético produzir, seja através de um estímulo natural ou artificial, um nível pré-existente de tensão subsequente a uma solicitação contrátil dinâmica ou estática. Para OBERG (1995), dependendo do enfoque dado, o fenômeno pode ainda apresentar diferentes significados: desempenho motor prejudicado, amplitude eletromiográfica aumentada para um mesmo nível de carga e queda nas frequências do espectro eletromiográfico. Neste contexto, uma grande importância tem sido dada à fadiga muscular que ocorre mais rapidamente quando o músculo é contraído via estimulação elétrica, quando comparado à contração voluntária.

As respostas de torque obtidas após a aplicação de protocolos de estimulação elétrica, os quais STEFANOVSKA & VODOVNIK (1985) analisaram diferentes padrões de estímulo, concluíram que diferentes fibras musculares, com diferentes níveis de fadiga, foram recrutadas em cada tipo de estimulação, sendo a fadiga muscular induzida principalmente pela duração da atividade muscular.

Nos dias atuais, com o desenvolvimento da eletrônica e da indústria do *softwares*, não podemos mais analisar o sinal eletromiográfico somente através da sua amplitude. Das inúmeras técnicas hoje disponíveis para a análise do sinal eletromiográfico, a análise no domínio da frequência tem sido reconhecida como uma ferramenta usual para o estudo da fadiga muscular. BROMAN et al. (1985) e De LUCA et al. (1986) já citavam estas técnicas.

Frente ao exposto, o objetivo deste trabalho foi o de analisar o efeito de dois protocolos de estimulação elétrica neuromuscular, na atividade elétrica dos

músculos flexores da mão, utilizando-se da eletromiografia, bem como no desenvolvimento da força, a partir da dinamometria, estabelecendo as possíveis correlações entre a atividade mioelétrica e a força.

## ***REVISÃO DA LITERATURA***

## **REVISÃO DA LITERATURA**

### **• Sinal Eletromiográfico**

Dentre as técnicas de avaliação que podem auxiliar o fisioterapeuta, a eletromiografia cinesiológica é pouco utilizada. Está bem documentado na literatura, que a eletromiografia (EMG) é um instrumento importante não apenas para estudar a função dos músculos, mas também para analisar as respostas musculares em tarefas específicas ou regimes terapêuticos. Neste contexto, de acordo com SODERBERG & COOK (1983) e WOLF et al. (1986) os terapeutas podem usar a EMG para a avaliação da eficácia dos exercícios quanto a facilitar ou inibir a atividade muscular específica, podendo, então, verificar se as metas terapêuticas estão sendo alcançadas. Portanto, diante da crescente necessidade de validação da eficácia terapêutica, a EMG representa um meio objetivo de documentação científica (PORTNEY, 1993).

A resposta muscular pode ser analisada através da eletromiografia de superfície, como proposto por De LUCA (1997), através de processos bioquímicos e fisiológicos dos músculos esqueléticos, sem a necessidade de procedimentos invasivos.

Segundo ARAÚJO et al. (1997), o sinal eletromiográfico permite a análise da atividade elétrica da contração muscular, expressando a soma dos potenciais de ação das unidades motoras (PAUMs) que se encontram próximas dos eletrodos quando a mesma é gerada; porém, quando o nível de força muscular

aumenta, mais unidades motoras são recrutadas, aumentando assim a taxa de disparo; então, os PAUMs podem ser sobrepostos, gerando uma somação dos mesmos e causando um traçado de interferência. Segundo os autores, surge um problema quando se pretende comparar o sinal de uma dada contração de um indivíduo com a de outros, ou mesmo com a dele em outras circunstâncias, devido ao erro inerente à aquisição do sinal e suas diversas etapas de processamento. Desta forma, deve ser considerada a magnitude do erro quando se for optar pelo procedimento de normalização do sinal eletromiográfico ou, numa situação imprópria para tal procedimento, deve-se considerar tal erro para não incidir em falsas interpretações.

De acordo com De LUCA (1997) o sinal eletromiográfico pode ser afetado por diversos fatores causais, intermediários e determinantes. Onde as características de excitação das unidades motoras e sua contração são fatores causais, que podem afetar este sinal diretamente. Os fatores intermediários, fenômenos físicos que permeiam todo o processo da EMG desde a detecção do sinal até a sua interpretação são: os filtros passa-banda, a detecção de volume do eletrodo, a superposição de potenciais de ação no detector do sinal eletromiográfico, as interferências de músculos próximos, a velocidade de condução do potencial de ação pela membrana muscular e o efeito de filtragem espacial. Os fatores determinantes são aqueles que estão diretamente relacionadas com a informação da EMG: o número de unidades motoras ativas, a interação entre as fibras musculares, a medida proporcional de excitação da unidade motora, o número de unidades motoras detectadas, a amplitude, a duração e a configuração dos PAUMs, além da estabilidade do recrutamento das

unidades motoras. SEKI & NARUSAWA (1998) concluem que a tensão da contração e a amplitude do sinal eletromiográfico são prognósticos bem conhecidos do tamanho das unidades motoras.

A relação entre a força exercida e a atividade eletromiográfica registrada de um músculo, tem sido um assunto controvertido desde o advento das técnicas de registro da EMG (PHILIPSON & LARSSON, 1988). No entanto, de acordo com BASMAJIAN & De LUCA (1985), a força desenvolvida por um músculo depende de vários fatores, tais como: índice de disparos do neurônio alfa, número de unidades motoras ativas no músculo, bem como o seu tamanho e o tipo, além do tempo da contração. Além disso, segundo ERVILHA et al. (1997), o sinal eletromiográfico é afetado por propriedades anatômicas e musculares, pelo esquema de controle do sistema nervoso periférico, pela instrumentalização utilizada para coletar o sinal e pelo processamento do mesmo.

PORTNEY (1993), observou que frequentemente os profissionais que lançam mão da EMG no estudo da função muscular, são tentados a fazer afirmações concernentes à força do músculo. Embora este termo seja clinicamente empregado, ele precisa ser utilizado com precaução, uma vez que força é um termo que deve ser definido como torque ou potência produzida sob um conjunto específico de condições. O referido autor considerou também a influência do fator comprimento muscular na correlação atividade elétrica e força, pois os estudos revisados por ele apoiam a conclusão geral de que se observa um aumento na resposta da atividade elétrica à medida que se aumenta a tensão muscular, desde que o comprimento muscular não sofra alterações, isto é, durante uma contração isométrica. Segundo o autor, a contração isotônica foi suplantada

pela contração isocinética, na qual podem ser associadas medidas de força, com resistência e velocidades controladas. O fato é que, quando o comprimento muscular varia, a relação entre a atividade elétrica e a tensão não se mantém.

Por outro lado, STOKES & YOUNG (1984), consideraram que o nível de ativação muscular é o resultado do número de unidades motoras recrutadas e de sua taxa de disparo e que, embora alterações nesses fatores possam alterar a força de contração, a amplitude do sinal eletromiográfico da contração isométrica voluntária máxima (CIVM) não é uma medida de força muscular.

RAY & GUHA (1983) observaram que a maioria dos estudos teóricos da correlação entre a EMG e força sugerem que a amplitude do sinal eletromiográfico deveria aumentar proporcionalmente com a raiz quadrada da tensão, e que, no entanto, experimentos diretos demonstravam uma correlação linear. BASMAJIAN & De LUCA (1985) realizaram uma ampla revisão na literatura sobre a correlação entre a amplitude do sinal eletromiográfico e a força, observando que não há consenso entre os autores. Isto se deve, principalmente, à considerável variabilidade dos músculos examinados, ao sítio de detecção, ao tipo de contração realizada e às técnicas de detecção e processamento de dados. Contudo, os autores reconhecem que a amplitude do sinal eletromiográfico pode refletir a geração de força pelo músculo, resumindo que: 1) a correlação entre EMG e Força, durante uma contração isométrica, é dependente do músculo, pois é quase linear para os pequenos músculos da mão e não-linear (amplitude aumentando mais do que a força) para os grandes músculos dos membros; 2) este comportamento diferente dos músculos pode ser, possivelmente, o reflexo da diferença do índice de disparo e das propriedades de recrutamento dos pequenos

e dos grandes músculos, bem como a outras considerações elétricas e anatômicas.

De acordo com GERTZ et al. (1997), a força desenvolvida por um músculo em contração depende da excitação neural que lhe é aplicada; assim a EMG, ao medir o nível de excitação, pode ser utilizado como indicador de força, sendo impossível, porém, estimar a força aplicada; sendo possível, apenas, determinar com boa precisão a diferença no nível de atividade mioelétrica e, conseqüentemente, a variação da força aplicada.

ARAÚJO (1993) apresentou uma revisão bibliográfica sobre a relação entre o sinal eletromiográfico e a força gerada pelo músculo. Em seu trabalho, o autor pretendeu proporcionar ganho de força aos músculos dos voluntários por meio de um programa de estimulação elétrica. As mensurações dinamométricas e eletromiográficas, simultâneas e sincronizadas, foram realizadas pré e pós-electroestimulação. Apesar da amostra ser insuficiente, com dificuldades de interpretação estatística, a força dos indivíduos apresentou uma tendência ao aumento, diferentemente da atividade eletromiográfica. Em outras palavras, os ganhos observados na força muscular não foram acompanhados por aumentos correlatos na atividade eletromiográfica.

À medida que a tecnologia digital passou a ser aplicada nessa área e com os avanços na tecnologia de circuitos integrados, produziu-se quedas acentuadas no tempo de processamento dos sinais digitais, com conseqüente diminuição de custos. Esses métodos de registro estão saindo dos laboratórios de pesquisa e aos poucos sendo disponibilizados para aplicações clínicas.

Para BASMAJIAN & De LUCA (1985), a amplitude do sinal eletromiográfico é melhor analisada através da determinação da raiz quadrada da média (RMS) dos quadrados da voltagem ao longo do ciclo. Esta análise é a que melhor contempla as alterações fisiológicas do sinal eletromiográfico, refletindo o número de unidades motoras ativas, a sua frequência de disparo, bem como a forma dos seus potenciais de ação.

A análise do RMS isoladamente não retrata todas as variáveis da complexa atividade mioelétrica. São vários os parâmetros que podem ser obtidos do sinal eletromiográfico além do RMS. Outras análises quantitativas podem ser examinadas através do espectro de potência. Para PALLA & ASH (1981), a frequência pode ser analisada por um processamento digital, utilizando a transformação rápida de Fourier para gerar a densidade espectral de potência.

A velocidade de condução da fibra muscular pode ser mensurada através da frequência mediana (STULEN & De LUCA, 1981), bem como o recrutamento das unidades motoras (KROGH-LUND & JORGENSEN, 1991). MANNION & DOLAN (1994) definem a frequência mediana como a frequência que divide o espectro em duas regiões que contém igual potência.

A frequência mediana pode ser influenciada pelo tipo de contração (BILODEAU et al., 1991), pH muscular (BILIVEAU et al., 1991), isquemia (ZWARTS et al., 1987), resfriamento (MORITANI et al., 1986), tipo de fibra muscular (LINSSEN et al., 1991), imobilização (DUCHATEAU et al., 1991) e mão de domínio (De LUCA et al., 1986).

O exame das mudanças na distribuição de frequências do sinal eletromiográfico tem-se mostrado valioso como técnica não invasiva para se

avaliar o desenvolvimento da fadiga local durante a manutenção de uma contração isométrica. Tipicamente a diminuição do espectro de potência para as baixas frequências é observada durante a contração fadigante (MERLETTI et al., 1992).

Dos vários parâmetros comumente utilizados para a substituição do traçado, a frequência média ou mediana do espectro de potência tem se mostrado a melhor alternativa, com a mediana inicial menos sensível para o ruído e mais sensível para modificações mioeletricamente induzidas durante contração voluntária (SOLOMONOW et al., 1990).

MANNION & DOLAN (1994) observaram que taxa de declínio da frequência mediana dada pelo *slop* da análise da regressão linear do espectro de potência dos músculos espinhais tem uma relação significativa com o seu tempo de resistência isométrica. A autora pode ainda detectar porções distintas do músculo eretor espinhal que apresentaram-se respostas distintas, sugerindo que a fadiga em uma região específica pode resultar de uma incapacidade inicial individual em gerar a força requerida para o teste contínuo que é fator limitante para o manutenção da resistência em uma região mais fadigável do grupo muscular. KROON et al. (1986) concordam com os autores, quando concluem que o espectro de frequência do sinal eletromiográfico é um recurso útil para a análise da fadiga muscular. Para BILODEAU et al. (1994) o espectro de potência do eletromiograma parece ser mais sensível para o diâmetro das fibras do que para os tipos de fibras proporcionais do músculo tríceps sural, durante aumento do nível de força, quando comparado à frequência mediana.

## • **Músculos Flexores da Mão**

Os músculos analisados neste estudo fazem parte do conjunto denominado de palmares antebraquiais, dos quais fazem parte o flexor radial do carpo, o palmar longo, o flexor ulnar do carpo, o flexor superficial dos dedos e o pronador redondo (GOES, 1988). Dentre estes, os músculos que apresentam a ação proposta neste estudo, a flexão da mão, pode-se destacar o flexor radial do carpo, palmar longo, flexor ulnar do carpo, todos com origem no epicôndilo medial do úmero por um tendão comum, recebendo fibras adicionais da fáscia profunda do antebraço, próximo ao cotovelo. O músculo flexor ulnar do carpo apresenta uma segunda porção que origina-se no olécrano e na borda posterior do corpo da ulna (GARDNER et al., 1978).

As inserções diferem para cada músculo. O flexor radial do carpo se insere na base do segundo osso metacárpico e envia um fascículo para a base do terceiro. O palmar longo se fixa na porção central do retináculo dos flexores e na aponeurose palmar, já o flexor ulnar do carpo se insere nos ossos pisiforme, hamato e no quinto metacárpo (GARDNER et al., 1978; GOES, 1988).

O movimento analisado, flexão, é definido como a movimentação de um segmento do corpo no plano sagital, sendo o seu eixo transversal. A flexão de uma articulação resulta na diminuição do ângulo entre dois segmentos que compreendem aquela articulação (HAY & REID, 1985). Para MOORE (1994) a flexão indica a inclinação ou redução de um ângulo entre dois ossos ou partes do corpo.

- ***A Força Muscular***

A grande vantagem dos exercícios isométricos é a sua facilidade de realização, pode ser prescrito para a maioria dos músculos, requer pouco tempo e, resulta em pouca dor muscular. A sua indicação, como exposto por PELLEGRINI & FLANDERS (1996), está subsidiado no fato que mesmo o sistema muscular apresentando uma anisotropia de suas propriedades viscoelásticas na execução de um movimento, pode-se utilizar o exercício isométrico para se avaliar o controle neuromuscular via EMG.

Segundo ERVILHA et al. (1997), há mais músculos do que o necessário para desempenhar uma tarefa motora específica, fazendo com que o sinal eletromiográfico apresente uma alta variação intra e inter sujeitos, sendo crucial a normalização do sinal para se comparar diferentes sujeitos, dias de medida, músculos ou estudos; o procedimento mais comum para tal normalização é o da contração isométrica voluntária máxima (CIVM).

Há algumas questões a respeito da transferência da força isométrica para uma situação dinâmica (MULLER, 1970; LINDH, 1979; ATHA, 1981), e se tem sugerido que o ganho de força ocorre, principalmente, no ângulo em que o exercício foi executado, implicando influências neurais, e não hipertrofia muscular, como causa do aumento da força.

Segundo levantamento feito por LIEBER & BODINE-FOWLER (1993), a força desenvolvida por um músculo, em contração isométrica, varia de acordo com o seu comprimento; quando este se apresenta em posições de extremo

encurtamento ou alongamento gera menor tensão, enquanto em comprimento intermediário estaria em seu comprimento ótimo, gerando a tensão tetânica máxima, definindo a relação comprimento-tensão, a qual determina que a tensão gerada por um músculo esquelético é função direta da superposição entre os miofilamentos de actina e miosina. Nota-se que próximo ao comprimento ótimo, a tensão passiva do músculo é quase zero, caso o músculo seja mais alongado a tensão passiva aumenta drasticamente; quando este alongamento está em parâmetros fisiológicos a tensão passiva pode promover força de resistência através de estruturas que, desta forma, não fazem parte da interação actina-miosina. Assim, existe muita incerteza nos estudos de fisiologia, acerca da definição da angulação de uma articulação na qual o músculo desenvolva maior torque, só existe um consenso de que não coincide com o ângulo de maior momento de força.

De acordo com VILLAR et al. (1997) o torque instantâneo é o produto da força muscular e do comprimento do braço de alavanca; portanto, quanto maior o braço de alavanca músculo-tendinoso maior será a carga gerada.

Tem-se demonstrado ocorrer consistente hipertrofia das fibras musculares com o treinamento de força (SALTIN & GOLLNICK, 1983), o que, suspeita-se resultar de um aumento no número de miofibrilas numa dada fibra muscular, uma vez que ocorre um aumento da síntese protéica e uma diminuição de sua degradação (GOLDEBERG et al., 1975). Isto é evidente em todos os tipos de fibras, sendo maior nas de contração rápida que nas de contração lenta (THORSTENSSON, 1976; MacDOUGALL et al., 1980). Também são relatadas como acompanhando o aumento de força, as alterações metabólicas, tais como

aumento do glicogênio, fosfato de creatina, trifosfato de adenosina, difosfato de adenosina, creatina e enzimas do ciclo de Krebs nos músculos (BROOKS & FAHEY, 1984; MacDOUGALL et al., 1980). Tem sido observado ainda, um aumento de força sem evidências de hipertrofia de fibras musculares (PENMAN, 1970). Assim como, quando ocorre hipertrofia, o aumento da força não é proporcional ao aumento da área das fibras (MacDOUGALL et al., 1980).

Hipertrofia das fibras não parece ser uma consequência necessária ou consistente do treinamento de força. Postula-se que este aumento de força, particularmente aquele que ocorre precocemente, seja, em parte, o resultado de mecanismos neurológicos, como o aumento de recrutamento. Neste contexto, HAKKINEN & KOMI (1983) observaram um aumento na atividade eletromiográfica após o treinamento de força, ocorrendo o maior aumento nas primeiras semanas de treinamento.

Alguns estudos sustentam o fato de que parte do efeito do treinamento está no aprendizado motor ou na facilitação neural em função de um número maior de unidades motoras disparando impulsos, por um aumento na taxa de impulsos ou por um padrão mais eficiente de recrutamento (McDONAGH & DAVIES, 1984; RUTHERFORD & JONES, 1986; SELKOWITZ, 1989).

A taxa de aumento da força também é dependente da natureza do exercício e de sua intensidade (McDONAGH & DAVIES, 1984). A taxa de ganho de força depende do estado inicial do músculo e do ponto entre o máximo e o mínimo da escala de força, onde o indivíduo se encontra no início do programa de treinamento.

IKAI & STEINHAUS (1961) em um estudo não tradicional, avaliaram a influência psicológica na força muscular de jovens universitários. A força do braço era mensurada em condições normais, imediatamente após um grande ruído ou enquanto o voluntário gritava fortemente sob a influência do álcool, anfetaminas ou sob hipnose. Os resultados mostraram que os níveis de força em todos os grupos aumentou, sendo o maior aumento sob o efeito da hipnose. Os autores especularam que normalmente há um nível de inibição neural, talvez através de mecanismos reflexos protetores.

- ***Estimulação Elétrica Neuromuscular (NMES)***

A NMES é um importante complemento para muitos programas de tratamento utilizados pela fisioterapia. Este potente instrumento pode ser utilizado para acelerar processos de recuperação em várias áreas como o fortalecimento muscular, a facilitação ou o controle da espasticidade, não devendo, entretanto, ser considerado um substituto para os tratamentos tradicionais.

A eletricidade, como muitos dos elementos físicos, tem uma longa história na aplicação médica. Plínio, Aristóteles e Plutão já sabiam que enguias elétricas, raios e o peixe elétrico podiam produzir choque (KANE & TAUB, 1975). Foi somente no século XVIII, com o Iluminismo, que ocorreu uma acelerada busca pelas explicações dos fenômenos elétricos observados nos animais. O desenvolvimento de geradores eletrostáticos e vasos de Leyden, bem como da

bateria foram de vital importância nesta época. Dentre muitos pesquisadores desta época, podemos citar John Wesley, fundador da Igreja Metodista, que em 1760 publicou em Londres o livro "Desideratum: or, Electricity Made Plain and Useful", no qual apresenta tratamentos para a dor de cabeça, gota, ciática e histeria (STILLINGS, 1975).

Um dos grandes estudiosos da estimulação elétrica, Guillaume Benjamin Amand Duchenne, em 1835 interessou-se pela aplicação da corrente farádica no tratamento de várias patologias utilizando-se de eletrodos implantados nos tecidos, os quais promoviam processos de necrose. Neste período ele observou que a colocação de eletrodos na pele eram suficientes para a estimulação dos músculos, possibilitando assim a utilização da eletroestimulação como método de diagnóstico e tratamento (DUCHENNE, 1949).

A estimulação elétrica neuromuscular (NMES) é a aplicação da corrente elétrica, a qual visa promover uma contração muscular. A NMES tem sido, ao lado da cinesioterapia, um dos recursos amplamente utilizados na clínica para se produzir fortalecimento e hipertrofia muscular, especialmente a partir da metade do anos 70 (NORONHA et al., 1997).

A prática clínica da fisioterapia tem evidenciado resultados positivos quanto à recuperação da força pelo tratamento com NMES. Exemplos clínicos são válidos para demonstrar o resultado dessa técnica nos casos de instabilidade articular acompanhados de desequilíbrio de força muscular e que necessitam de diferentes graus de hipertrofia.

De acordo com PICHON et al. (1995), a NMES é uma técnica de fortalecimento muscular baseada na estimulação elétrica dos ramos

intramusculares dos motoneurônios, que induz à contração muscular, utilizada na reabilitação para o tratamento de hipotrofia, espasticidade, contraturas e fortalecimento, além de programas de treinamento de atletas, gerando um ganho de torque isométrico de até 44%, a qual pode apresentar inúmeros protocolos diferentes.

Os resultados de MUNSAT et al. (1974) revelaram um aumento progressivo no torque muscular máximo com tratamentos de duas a dez semanas em pacientes semi-comatosos.

De acordo com pesquisa de PARKER et al. (1986), vários estudos demonstraram ganho de força após diferentes programas de treinamento com estimulação elétrica. Mas o mecanismo fisiológico deste aumento, após programas utilizando correntes de média frequência, não é bem claro, podendo ser explicado, apenas em parte, pelo princípio da sobrecarga.

Segundo CABRIC et al. (1988), alguns autores dizem ter encontrado modificações morfofuncionais (aumento na porção nuclear) em músculos treinados com estimulação elétrica. Tem sido reportado que, após estimulação de baixa frequência por longos períodos, ocorre uma diminuição no tamanho da fibra, com declínio do peso do músculo; assim, pesquisaram estimulação com corrente de média frequência (2.500 Hz) e alta intensidade, esperando mudanças morfológicas musculares. Os autores concluíram que: 1) a estimulação elétrica leva à hipertrofia das fibras musculares (tipo II - 50% e tipo I - 20%); 2) o volume nuclear interno teve um aumento tecidual de 25%; 3) o tamanho e o volume das fibras musculares estão completamente relacionados com o volume dos mionúcleos; 4) o aumento da atividade das células leva à hipertrofia celular,

paralelamente ao aumento da atividade nuclear; 5) fibras maiores significam menos fibras por unidade de volume e de área; então o número de núcleos por fibra deve estar aumentado e o aumento do volume nuclear indica o aumento do número de núcleos, individualmente, durante a estimulação; 6) o tipo e a frequência da estimulação são essenciais para os efeitos nos mionúcleos; 7) o aumento na porção mitocondrial foi muito maior nas fibras tipo II que nas de tipo I, isto pode demonstrar que o regime de estimulação com média frequência e alta amplitude de corrente estaria mais orientado para potência que para resistência e 8) em geral, correntes de média frequência e alta intensidade têm maior efeito sobre as fibras do tipo II.

O efeito do fortalecimento muscular foi atribuído por MUNSAT et al. (1976), a um aumento médio de 37% no diâmetro das fibras musculares durante o programa de estimulação elétrica.

Realizando uma revisão, que ressalta alguns pontos da estimulação elétrica, DELITTO & ROBINSON (1989), concluíram que: 1) usualmente existe um aumento de força no grupo da estimulação elétrica comparado ao grupo controle; 2) não existe diferença entre o grupo da estimulação elétrica e o de exercícios voluntários em regime similar; 3) não há benefício adicional da estimulação elétrica e do exercício voluntário simultâneo, sobre ambos isolados; 4) existe evidência de que certos regimes de estimulação elétrica promovem maior ganho de força do que o exercício voluntário, quando os músculos estiverem hipotrofiados; 5) pode existir uma correlação positiva entre a intensidade de contração da estimulação e o ganho de força e 6) parece existir uma correlação positiva entre as fases de carga elétrica e a capacidade de gerar torque.

De acordo com a revisão feita por SELKOWITZ (1985) tem-se que: 1) o treinamento isométrico com estimulação elétrica aumenta significativamente a força isométrica do músculo quadríceps em determinadas posições; 2) o treinamento isométrico com estimulação elétrica aumenta significativamente a força isocinética em determinadas velocidades; 3) não está claro se existem diferenças significativas nas alterações de força isométrica ou isocinética entre indivíduos dos sexos masculino e feminino após treinamento com estimulação elétrica; 4) não há diferença significativa no aumento de força isométrica entre os grupos de treinamento usando estimulação elétrica sozinha, contração voluntária sozinha, ou estimulação elétrica e contração voluntária simultaneamente; 5) o aumento na força isométrica de um grupo treinado somente com estimulação elétrica é significativa e positivamente correlacionada com a intensidade da contração-treino (i.e., torque representados como uma porcentagem da CIVM); 6) o aumento na força isométrica para um grupo usando somente estimulação elétrica pode depender do tempo de duração da contração-treino; 7) podem existir limites máximos para a intensidade e para o tempo de duração das contrações-treino com a estimulação elétrica, podendo ser afetados por fatores neuromusculares e de fadiga das fibras musculares; 8) nenhuma associação entre o aumento de força e as mudanças fisiológicas musculares devido ao treino com estimulação elétrica foi demonstrada na literatura até hoje; 9) o aprendizado motor também pode influenciar no aumento de força devido à estimulação elétrica; 10) não há relação consistente entre amplitude de corrente tolerada e o torque produzido durante a contração.

Segundo SNYDER-MACKLER et al. (1994), deve ser utilizada, na estimulação elétrica, a maior intensidade tolerada porque existe uma correlação positiva entre a intensidade da corrente durante o tratamento e o torque posteriormente desenvolvido pelo músculo.

Foi encontrado, na pesquisa de DELITTO et al. (1988), um ganho de força muito maior em grupo de estimulação elétrica (2.500 Hz, modulado a 50 Hz, com intensidade máxima tolerada) do que no grupo treinado com contração voluntária.

McMIKEN et al. (1983) comparando dois programas de tratamento, sendo um a contração isométrica voluntária máxima e outro a NMES, por um período de 10 dias, observaram um aumento de 25% no grupo de contração isométrica e de 22% para NMES, ressaltando que não houve diferença entre os mesmos.

De acordo com pesquisa desenvolvida por BINDER-MACLEOD & McDERMOND (1992), são fatores determinantes da força produzida por estimulação elétrica a intensidade e a frequência da corrente utilizada, favorecendo a força máxima e conseqüentemente a fadiga do músculo (ou grupo muscular) estimulado, já que quanto maior a frequência, maior a somatória de contrações, maior a força desenvolvida, mas também maior a fadiga. Relatam ainda uma enorme atenuação da força desenvolvida quando o músculo é estimulado com correntes de frequências subtetânicas.

BOWMAN & BAKER (1985), consideram que a estimulação elétrica com eletrodos de superfície tem se tornado um método popular na clínica fisioterápica no tratamento de deficiências motoras por causa de sua natureza não invasiva. O eletrodo percutâneo propicia o seu uso clínico rotineiro com um risco mínimo para o paciente, mas o desconforto sentido por este tem limitado o seu uso. Neste

contexto, desenvolveram um estudo no qual investigaram como as formas de onda, a frequência da corrente e o comprimento do pulso influenciam o conforto da corrente e, portanto, a eficácia do tratamento. Concluíram que é preferível uma corrente bifásica, com duração de 300 microsegundos ( $\mu\text{s}$ ), desencorajando o uso dos pulsos com 50 ( $\mu\text{s}$ ) de duração.

STEFANOVSKA & VODOVNIK (1985), ao compararem uma corrente de pulso quadrático, com 300  $\mu\text{s}$  de duração e frequência de 25 Hz, com outra, senoidal, de frequência de 2.500 Hz, modulada a 25 Hz, concluíram que a de média frequência, por ser mais fadigável, produz menor ganho de força.

Os experimentos que relacionam a estimulação elétrica com o torque isométrico voluntário máximo demonstram que a estimulação elétrica sozinha não consegue exceder o mesmo. Os valores apresentados variam entre 53% e 93% segundo KRAMER et al. (1984), e 46% e 87% segundo WASMSLEY & VOSSYS (1984), quando da utilização de diferentes parâmetros de estimulação elétrica ou de diferentes estimuladores, respectivamente. MILNER et al. (1970) demonstraram que a largura do pulso de aproximadamente 200 microsegundos ( $\mu\text{s}$ ) com 50 hertz (Hz) de frequência não promoveu efeito na estimulação motora.

Vários são os autores que analisaram os parâmetros físicos das correntes excitomotoras sob o aspecto da sensibilidade. Para GRACANIN & TRNKCOZY (1975), uma largura de pulso de 300  $\mu\text{s}$  é mais confortável que uma de 1000  $\mu\text{s}$ , devido à menor carga elétrica. Estudo realizado por BOWMAN & BAKER (1985), mostrou que a largura do pulso de 300  $\mu\text{s}$  foi a mais aceita pelos indivíduos avaliados, independente da forma de pulso utilizada, quando comparada com 50

us, para geração do mesmo torque. A análise dos parâmetros é de difícil interpretação devido à natureza subjetiva das respostas sensitivas dos indivíduos.

BHADRA & PECKHAM (1997) relatam que amplitude dos pulsos necessária para iniciar um potencial de ação é maior quando os pulsos são de pequena duração. O uso de um pulso de longa duração pode minimizar a amplitude e a transferência total de cargas o que diminui o risco de lesão tecidual.

Durante o exercício voluntário, a força de uma contração é aumentada de duas maneiras: aumentando-se o número de unidades motoras ativadas (recrutamento) e aumentando-se a frequência de disparo das unidades motoras ativas (somação temporal). Os programas de estimulação elétrica empregam a mesma abordagem geral, embora não tenham a habilidade de ajustar a ordem de recrutamento entre os tipos de unidades (WEBER, 1992).

Segundo DUCHATEAU & HAINAUT (1988) as propriedades contráteis do músculo podem ser modificadas pela frequência utilizada pela estimulação elétrica e, quando comparada com o treinamento voluntário, desenvolvidos com cargas submáximas, sugere-se que a estimulação elétrica é menos eficiente, mas complementar ao treinamento voluntário, porque o número e o tipo de unidades motoras treinadas são diferentes nestes dois procedimentos.

O aumento da força depende, tanto no treinamento com estimulação elétrica como com exercício voluntário, do aumento da carga funcional. Mas existem diferenças neurofisiológicas entre os tipos de contração desenvolvida e o nível de recrutamento de fibras (tipo I e II), na forma de despolarização (sincrônica e assincrônica) e na frequência de disparo (DELITTO & SNYDER-MACKLER, 1990). Porém, não existe diferença significativa no ganho de força quando se

comparam treinamentos por estimulação elétrica ou por contração voluntária (DRAPER & BALLARD, 1991). Discordando desta afirmação LAUGHMAN et al. (1983) demonstraram que a estimulação elétrica isolada é mais efetiva no fortalecimento muscular que o exercício isométrico voluntário.

NORONHA et al. (1997) colocaram que, na hipótese da literatura demonstrar que a estimulação elétrica aumenta a força muscular em indivíduos que contraem concomitante e voluntariamente musculatura, auxiliando a facilitação da estimulação elétrica, seus resultados sugeririam que o estado consciente e/ou atividade voluntária do indivíduo, na realização do movimento, são essenciais para a efetividade da estimulação elétrica, particularmente em relação à hipertrofia muscular. Mas, se a literatura mostrar que a estimulação elétrica aumenta a força muscular mesmo quando o indivíduo não realiza voluntariamente o movimento, então seus resultados indicariam que o estado de alerta (consciência) é importante para a obtenção da hipertrofia. Outra possibilidade seria de que o aumento de força, produzida pela estimulação elétrica, não seja conseqüente à hipertrofia das fibras musculares, mas sim, a uma maior facilitação, ou a um maior recrutamento do número de unidades motoras durante a contração muscular.

De acordo com VILLAR et al. (1997), a estimulação elétrica é uma técnica utilizada para reeducação muscular, retardamento de atrofia, inibição temporária de espasticidade, redução de contraturas e edemas, sendo útil, também, para aumentar a força muscular, em que unidades motoras maiores são recrutadas preferencialmente. Os três parâmetros básicos manipulados para a obtenção de maior geração de força são: a intensidade da estimulação, a frequência e a

duração individual dos pulsos; também a posição dos eletrodos para o início da produção da força muscular eletroestimulada. Estes autores fazem referências a estudos onde a estimulação elétrica isoladamente gerou forças musculares maiores do que a contração isométrica voluntária máxima, ou quando a estimulação elétrica associada à contração voluntária máxima do mesmo músculo corrige o déficit de força devido à sub-ativação de unidades motoras facilitando o seu recrutamento máximo e, conseqüentemente, produzindo um torque maior do que o voluntário isolado.

São vários os trabalhos que indicam o uso da estimulação elétrica para pacientes que apresentam lesões do sistema nervoso central. BAKER & PARKER (1986) utilizaram a estimulação elétrica funcional (FES) para a estabilização do ombro de pacientes neurológicos que apresentavam subluxação crônica. As autoras concluíram que a NMES é um efetivo método para a mobilização do ombro, especialmente para os pacientes que apresentam dor. A primeira vantagem está no seu uso profilático, inicialmente no estiramento da cápsula e na manutenção da integridade articular no período flácido.

A extensão do punho de pacientes hemiplégicos pode ser promovida através da FES, a qual visa um aumento do grau de movimento e melhora da força (BACKER et al., 1979)

Em estudo realizado por PANDYAN et al. (1996) a estimulação elétrica promoveu uma recuperação funcional, aumentou o grau de movimento, previniu a formação de contraturas por tecidos moles, reduziu a espasticidade e o edema do punho de pacientes com hemiplegia.

CARMICK (1996) descreve um estudo de caso onde fez uso da FES associada ao *splint* de punho em um paciente com paralisia cerebral e hemiparesia direita. A autora conclui que a estimulação elétrica proporcionou melhora da função da mão, possibilitando uma melhor estabilização do punho.

Outro grupo de pacientes que pode ser beneficiado com a estimulação elétrica, segundo ABDEL-MOTY et al. (1994), são os portadores de dor crônica pós-radculopatia associada a fraqueza muscular. Os resultados destes autores indicaram um aumento de força muscular medida através da contração isométrica voluntária máxima.

SILVA et al. (1999) destacaram a importância do controle glicêmico para os músculos esqueléticos. Em seu estudo, observaram que a estimulação elétrica foi capaz de aumentar as reservas de glicogênio do músculo sóleo normal ou desnervado de ratos. Este efeito, segundo os autores, restabelece parcialmente a homeostasia energética dos músculos desnervados.

***PROPOSIÇÃO***

## ***PROPOSIÇÃO***

Pretendeu-se através desta pesquisa delinear o efeito de dois protocolos de estimulação elétrica neuromuscular em diferentes posicionamentos da mão, analisando-se a atividade mioelétrica e a força dos músculos flexores da mão, através da eletromiografia de superfície e da dinamometria, respectivamente. As possíveis correlações entre a atividade mioelétrica dos músculos flexores da mão e a força muscular também foram levantadas.

## ***MATERIAL E MÉTODOS***

## ***MATERIAL E MÉTODOS***

- ***Voluntários***

As análises eletromiográfica e dinamométrica foram realizadas nos músculos flexores da mão do membro não dominante de 24 voluntárias, divididas igualmente de forma aleatória em 4 grupos, a saber: a) grupo eletroestimulado em baixa frequência com o punho em 45° de flexão; b) grupo eletroestimulado em baixa frequência com o punho em 45° de extensão; c) grupo eletroestimulado em média frequência com o punho em 45° de flexão e d) grupo eletroestimulado em média frequência com o punho em 45° de extensão. As voluntárias apresentavam uma faixa etária de 18 a 24 anos ( $X = 21,3 \pm 2,5$ ), sem história clínica de disfunções osteomioarticulares no segmento a ser analisado, bem como não realizavam nenhuma atividade recreacional que utilizava os referidos músculos. As voluntárias foram recrutadas por convite verbal e após esclarecimentos sobre os procedimentos da pesquisa, assinaram o Termo de Consentimento (Anexo I), antes do início das atividades experimentais.

Os diferentes grupos experimentais foram compostos levando-se em conta os diferentes protocolos de estimulação elétrica neuromuscular aplicados como treinamento para os respectivos músculos.

## • ***Dispositivo para o Posicionamento da Mão***

Foi desenvolvido e confeccionado um dispositivo em metal que permite a fixação do antebraço em 30° de flexão, em posição anatômica (supinado), com o punho a 45° de flexão e a 45° de extensão, possibilitando a fixação da célula de carga (figura 1), a qual segundo ARAÚJO (1993) deve ser posicionada perpendicularmente ao braço de resistência e paralelamente ao braço de potência. A fixação nos respectivos ângulos eram realizadas mediante ajuste dos parafusos que estavam intercalados entre a palma da mão da voluntária e o dispositivo de fixação da célula de carga. Estes parafusos permitiam ainda que a força de compressão fosse aplicada ao longo do eixo longitudinal da célula de carga. Na porção terminal de um dos parafusos estava acoplada uma borracha de densidade média que servia de apoio para a aplicação da força.

Para a familiarização dos voluntários, foram realizados treinamentos do exame eletromiográfico, da dinamometria e da estimulação elétrica no membro dominante.

Os testes pré e pós-treinamento foram realizados em um período específico previamente agendado com a voluntária, que foi informada previamente a respeito de todas as condutas experimentais.

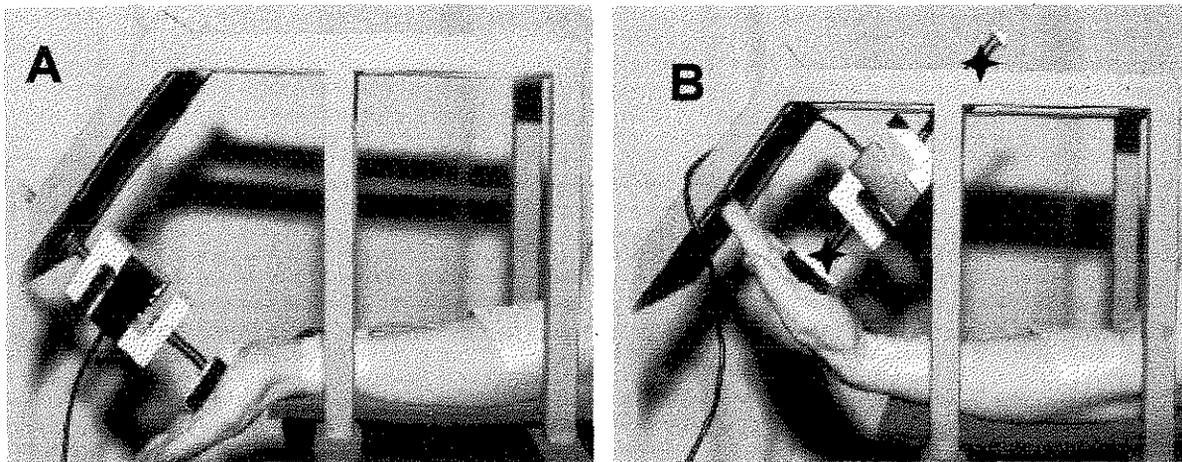


Figura 1 – Dispositivo confeccionado em metal para fixação do antebraço na posição supinada, para mensuração simultânea da Força e da EMG. A) punho na posição de 45° extensão e B) punho na posição de 45° de flexão. \*Célula de Carga e † Parafusos de ajuste

## • Equipamentos de Registro

### **Eletromiógrafo**

A atividade elétrica dos músculos flexores da mão do membro não dominante foi obtida por meio de um eletrodo bipolar de superfície (Delsys<sup>®1</sup>), constituído de duas barras de prata pura de 10 mm de comprimento por 1 mm de largura cada, posicionadas paralelamente e separadas entre si em 10 mm. O encapsulamento do eletrodo apresenta a forma retangular, constituído em

<sup>1</sup> Delsys<sup>®</sup> Inc. Pº. Box 81-138, Wellesley, MA 02181, USA, Fax (671)237-2859

poliuretano (20 mm de largura, 33 mm de comprimento e 5 mm de espessura), conforme figura 2.

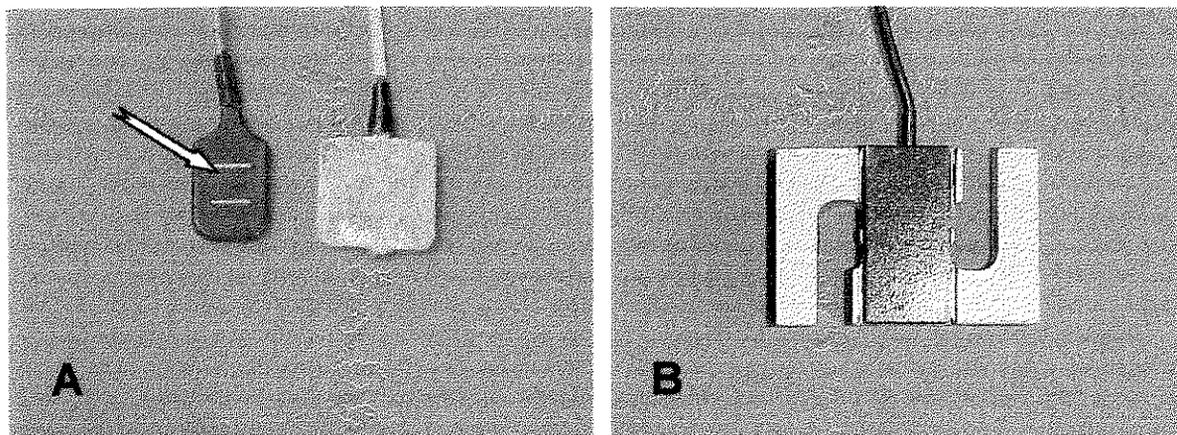


Figura 2 – Acessórios para coleta dos sinais. A) eletrodo de superfície para a captação do sinal eletromiográfico, destacando-se as barras paralelas de prata pura (seta) do eletrodo bipolar ativo (Delsys®) e eletrodo de referência; B) célula de carga modelo MM 50 (KRATOS®).

Os eletrodos apresentam sob a cápsula um circuito pré-amplificador com ganho de 10 vezes ( $\pm 10\%$ ), CMRR (*common mode rejection ratio*)  $> 80$  dB o qual corresponde ao valor mínimo descrito na literatura para a eletromiografia de superfície (MATHIASSEN et al., 1995), impedância de  $10^{12} \Omega // 5$  pF, corrente de polarização de entrada de  $30 \times 10^{-12}$  A e taxa de ruído do sinal  $< 5$   $\mu$ V pp. Os eletrodos foram conectados através de cabo coaxial de 100 mm de comprimento, composto de quatro fios (1 para o sinal de saída, 2 para a alimentação e 1 terra).

Após a pré amplificação nos eletrodos, o sinal eletromiográfico foi enviado para o módulo condicionador de sinais, modelo MCS 1000 - V2 (LYNX<sup>®2</sup>), com 16 canais de entrada (figura 3), interfaciado com um computador 486 padrão (figura 4). Os canais foram configurados para receber sinais provenientes do eletrodo bipolar ativo e da célula de carga.

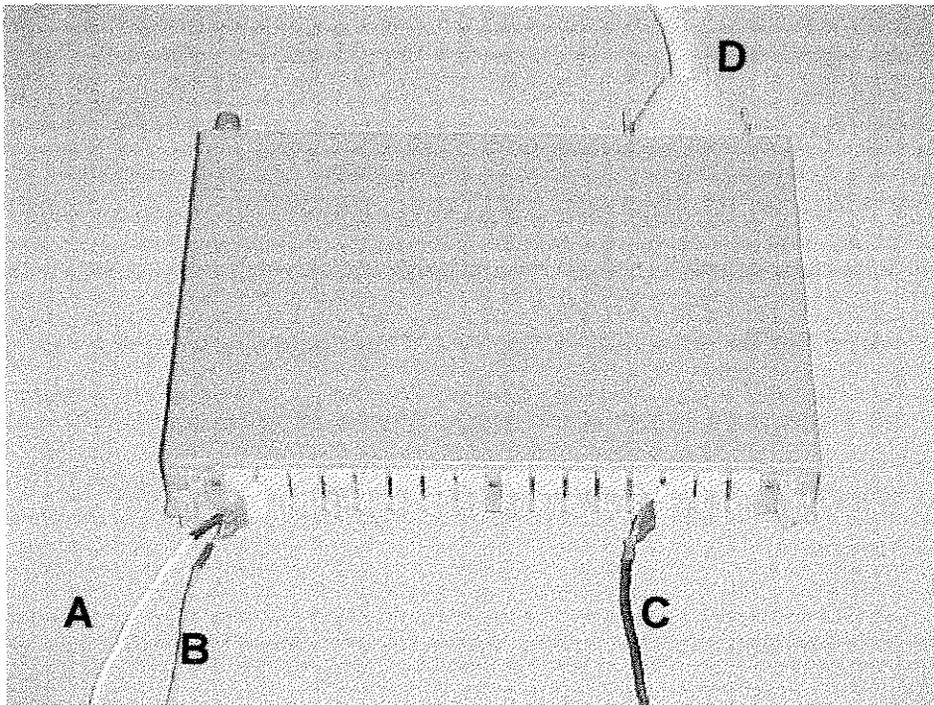


Figura 3 – Módulo condicionador de sinais analógicos, modelo MCS 1000 – V2 (LYNX<sup>®</sup>). A) entrada do eletrodo de referência, B) entrada do sinal eletromiográfico, C) entrada do sinal da célula de carga e D) cabo de conexão à placa de conversão analógica/digital.

---

<sup>2</sup> LYNX<sup>®</sup> – Tecnologia Eletrônica Ltda. Rua Sales Junior, 476, Altos da Lapa. São Paulo – SP / BR

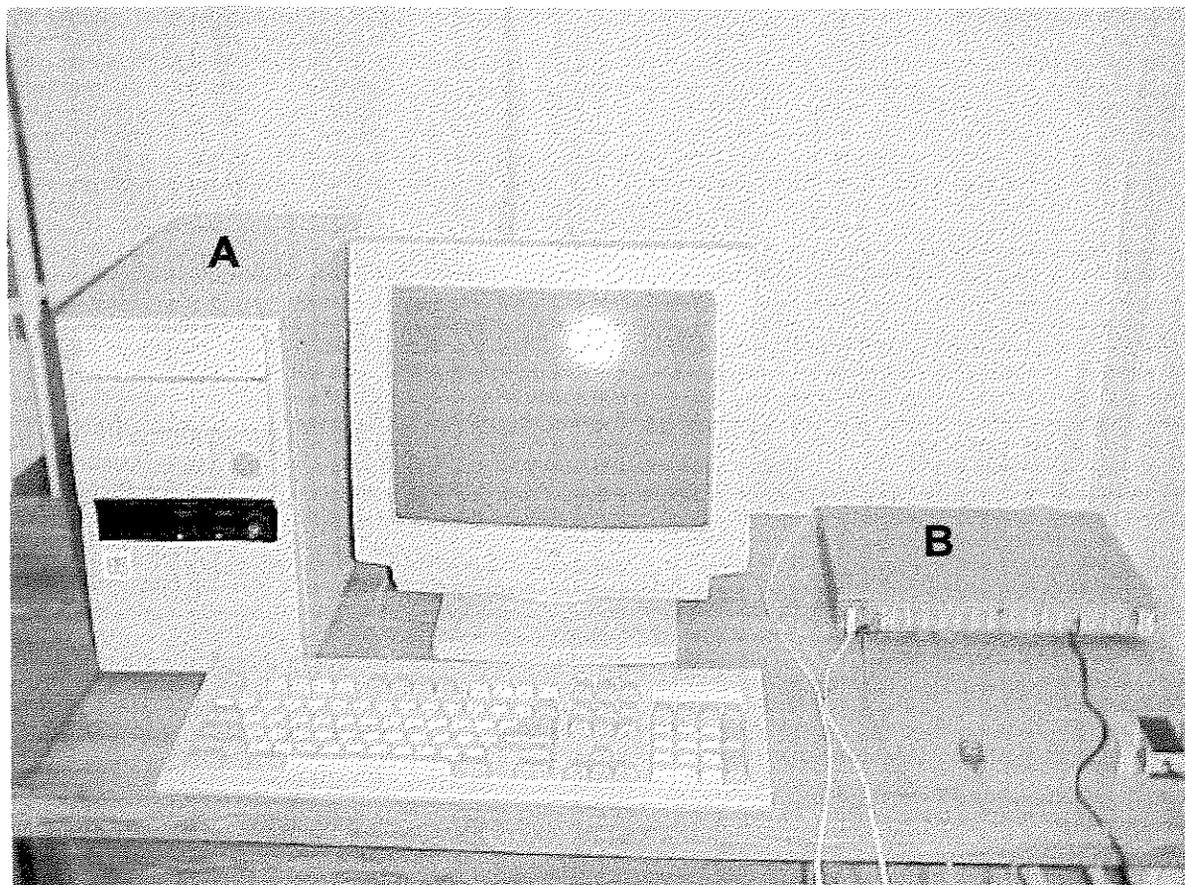


Figura 4 – Sistema completo para a aquisição dos sinais. A) micro-computador 486 padrão, B) módulo condicionador de sinais, modelo MCS 1000 - V2 (LYNX<sup>®</sup>), com 16 canais de entrada.

Para o sinal eletromiográfico, o canal de número 1 foi calibrado para um ganho de 50 vezes, perfazendo um total de 500 (10 no eletrodo e 50 no módulo), com frequência de corte de 10 Hz no filtro passa alta e 500 Hz no filtro passa baixa, realizada através de filtro analógico do tipo *Butterworth* de dois pólos. Para o sinal proveniente da célula de carga, o canal de número 13 foi calibrado para receber até 2 V, além de uma frequência de 20 Hz de passa baixa. Um eletrodo

terra constituído de uma placa metálica, conectado ao canal 0, foi utilizado com o objetivo de eliminar eventuais interferências externas.

A frequência de amostragem foi de 1000 Hz em decorrência do interesse em avaliar as características do sinal dentro da faixa dos filtros de passa alta (10 Hz) e do passa baixa (500 Hz). De acordo com o teorema da amostragem não há nenhuma perda de informação, quando a taxa utilizada for maior ou igual ao dobro da maior frequência do sinal (DeFATTA et al., 1988).

Todos os sinais analógicos foram amplificados e preparados para serem digitalizados através de uma placa de conversão de sinal analógico para digital (A/D) modelo CAD 16/32, de 12 bites de resolução, com 16 entradas analógicas e suporte DMA (*Directy Memory Acess*) (LYNX<sup>®</sup>), permitindo a velocidade máxima de coleta de sinais independentemente da unidade central de processamento do microcomputador.

Para a aquisição e armazenamento em arquivos de dados dos sinais digitalizados foi utilizado o *software* Aqdados (LYNX<sup>®</sup>), versão 4.0 para MS – DOS, que permite aquisição de até 32 canais analógicos, com frequência de amostragem e duração de ensaio programável, apresentação de até 8 canais simultaneamente na tela durante a aquisição; e que permite tratamento dos dados após aquisição e compatibilidade para formatos universais.

A leitura do sinal foi realizada em RMS (*Root Mean Square*) na unidade de micro volts ( $\mu\text{V}$ ) o qual, de acordo com BASMAJIAN & De LUCA (1985) é o parâmetro que melhor contempla as variáveis do sinal EMG e por expressar o

potencial de ação muscular, que é bifásico (LATEVA et al., 1996). Além do RMS foi realizada a análise do espectro de potência, através da frequência mediana e da densidade espectral de potência.

### **Célula de Carga**

A análise da força muscular se deu concomitantemente ao registro eletromiográfico nas duas posições de 45° de flexão e extensão da mão.

A célula de carga utilizada é do tipo universal com *strain gauge*, modelo MM 50 (KRATOS<sup>®3</sup>), com capacidade nominal de 50 kgf de tração ou compressão, de acordo com a ABNT projeto 4.06.05.012. O seu sinal de saída é de 2 mV/V, construída em alumínio anodizado (figura 2).

A fixação da célula de carga ao suporte foi realizada por meio de um parafuso, o qual permitia ajustes específicos para cada voluntário, figura 1.

O sinal gerado pela célula de carga durante a compressão exercida pela voluntária foi coletado simultaneamente ao sinal eletromiográfico, através do canal 13 do condicionador de sinais, cuja calibração e amplificação permitiram a leitura direta na tela do computador em quilogramas força (Kgf), servindo assim de *feedback* visual para as voluntárias durante a execução do experimento (figura 5).

---

<sup>3</sup> KRATOS<sup>®</sup> – Dinamômetros Ltda. R. Dr. João Marques Maurício, 360, Embu. São Paulo – SP / BR

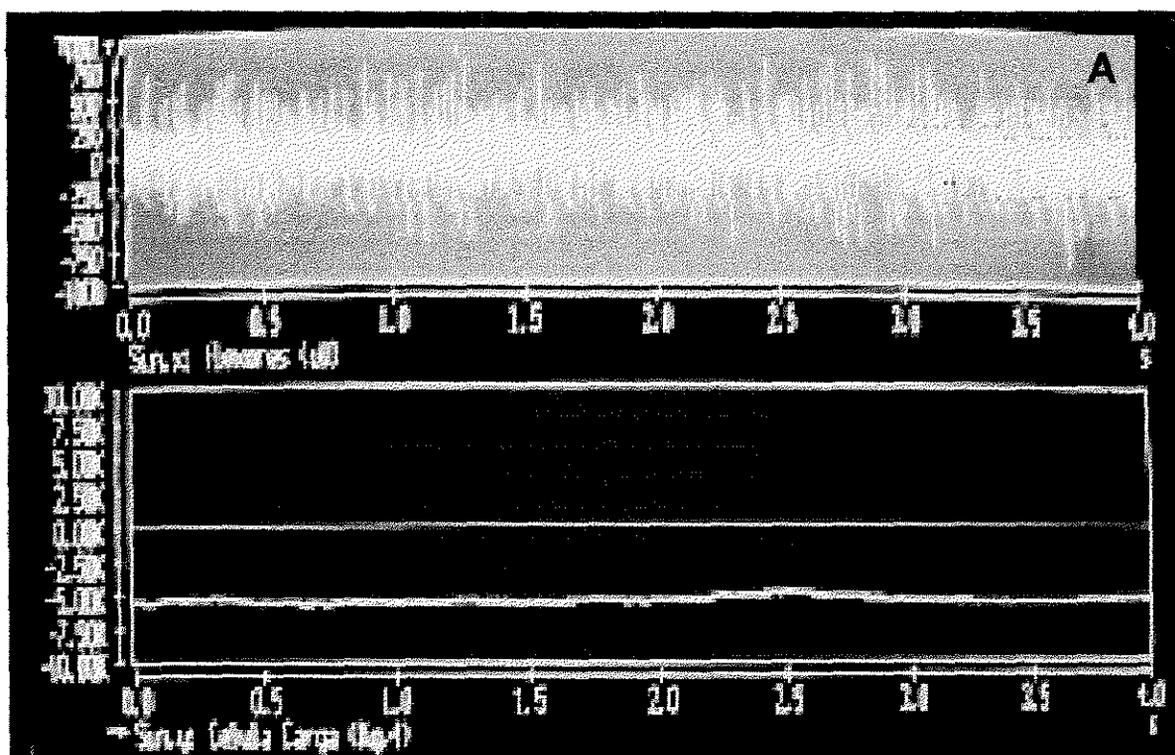


Figura 5 – Coleta simultânea dos sinais. A) sinal eletromiográfico (uV) e B) Força (Kgf).

Todos os equipamentos utilizados para os registros do sinal eletromiográfico e da força pertencem ao Laboratório de Eletromiografia da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP.

### ***Estimulador Elétrico Neuromuscular***

Foi utilizado um equipamento de estimulação elétrica neuromuscular, modelo DUALPEX (QUARK<sup>®4</sup>), com dois canais independentes, gerando pulsos

<sup>4</sup> QUARK<sup>®</sup> – Equipamentos Médicos. R. do Rosário 1525, Centro. Piracicaba – SP / BR

quadráticos bifásicos simétricos, com intensidade de 0 a 70 miliamperes (mA), possibilitando variações de frequência na faixa de 1 a 2500 Hz. O equipamento permitia ainda modulações na amplitude e na frequência, bem como a geração de trens de pulso (figura 6). Conjuntamente ao equipamento foi utilizado um par de cabos, dois eletrodos de silicone-carbono, gel hidrossolúvel e fita adesiva. A forma de pulso proposta, quadrática bifásica simétrica, não permite a ocorrência de fluxos iônicos unidirecionais sob os eletrodos, os quais, se ocorrerem por longos períodos podem ocasionar efeitos deletérios aos tecidos.

A intensidade da corrente, dada em miliamper foi determinada pela tolerância máxima de cada voluntário porque, segundo BINDER-MACLEOD & McDERMOND (1992), existe uma correlação positiva entre a força desenvolvida durante o treinamento e o ganho de força observado, devendo ser utilizados protocolos que produzam força máxima. Após o início da estimulação, a intensidade sofreu incrementos de 1 mA a cada 5 minutos, respeitando-se a tolerância máxima de cada voluntário, até a totalização de 30 minutos.

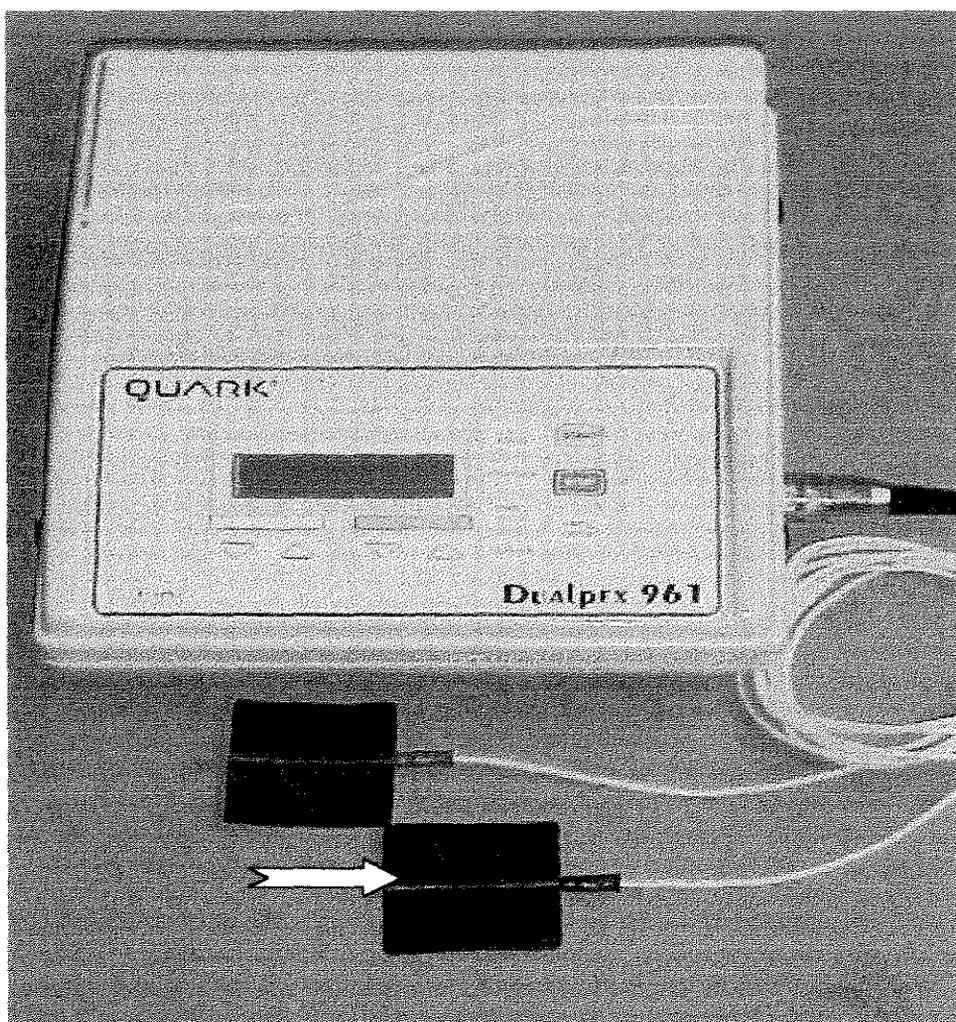


Figura 6 - Equipamento de estimulação elétrica neuromuscular, modelo DUALPEX 961 (QUARK®). Eletrodos percutâneos silicone-carbono (seta)

Em função da escassez de literatura que relacione estimulação elétrica, EMG e força e baseados em estudos pilotos previamente realizados decidiu-se por 15 sessões de estimulação, diárias com exceção dos finais de semana, perfazendo um período de 21 dias.

As correntes elétricas diferiram quanto aos parâmetros de frequência, largura de pulso e modulação. O destaque deve ser dado à frequência, uma vez que é o parâmetro mais utilizado para definir a corrente, seja ela de baixa frequência (50 Hz) ou de média (2500 Hz). As formas das correntes estão apresentadas na figura 7.

O programa de estimulação foi iniciado 24 horas após a realização do exame de EMG e da Dinamometria. As estimulações se repetiram a cada período de 24 horas, sempre no período vespertino, com exceção dos finais de semana em que não foram realizadas, perfazendo um período de 3 semanas, com os parâmetros descritos na tabela 1.

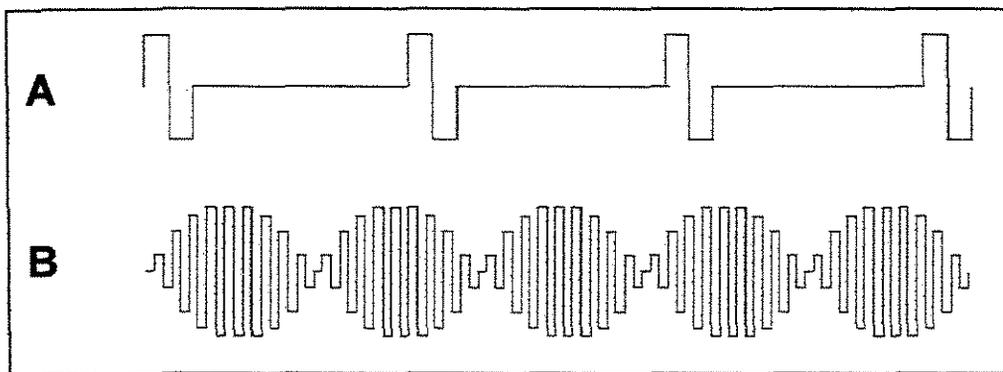


Figura 7 – Esquema representativo das formas de onda das correntes utilizadas. A) corrente de baixa frequência e B) corrente de média frequência

Tabela 1 – Parâmetros das correntes elétricas e dos procedimentos utilizados no programa de estimulação.

PARÂMETROS	GRUPOS			
	Baixa Frequência	Baixa Frequência	Média Frequência	Média Frequência
Forma de Pulso	quadrático bifásico	quadrático bifásico	quadrático bifásico	quadrático bifásico
Largura de Pulso ( $\mu$ s)	300	300	100	100
Tempo de Subida do Pulso (S)	0.5	0.5	0.5	0.5
Frequência (Hz)	50	50	2500	2500
Modulação em Amplitude (%)			100	100
Frequência da Modulação (Hz)			50	50
$T_{ON} : T_{OFF}$ (s)	5 : 5	5 : 5	5 : 5	5 : 5
Tempo de Estimulação (minutos)	30	30	30	30
Período (dias)	15	15	15	15
Posicionamento da mão	45° de flexão	45° de extensão	45° de flexão	45° de extensão
Número de Voluntárias	6	6	6	6

## • **PROCEDIMENTOS**

Foi realizado um estudo prévio para avaliar-se a efetividade do dispositivo de posicionamento, bem como para treinamento do protocolo a ser utilizado.

Antes da coleta dos dados a sala era preparada para manter a temperatura constante em 24 graus centígrados ( $\pm 1^\circ$ ), o dispositivo de posicionamento era fixado à mesa de exame e o mobiliário era posicionado de forma a facilitar a execução das contrações isométricas voluntárias máximas de flexão ou extensão da mão. Após esta etapa seguia-se para a checagem do eletrodo bipolar ativo, da célula de carga e do fio terra ao módulo condicionador.

A verificação do sistema de aquisição dos sinais foi realizada através do manuseio do *software* Aqdados 4.0 na seguinte ordem: a) configuração dos canais de entrada, habilitando-se 2 canais, sendo um para o sinal eletromiográfico e o outro para a força; b) ajuste da frequência de amostragem dos sinais; c) seleção dos parâmetros de ensaio com tempo de duração de 4 segundos, seguido da determinação do arquivo de destino no disco rígido do microcomputador; d) apresentação dos dados, o qual consistiu na configuração da tela de tratamento dos dados estabelecida para a visualização simultânea de dois canais e finalmente, executou-se um ensaio testando todos os canais habilitados, com apresentação simultânea na tela de ensaio do monitor, obtendo-se assim a garantia de funcionamento adequado de todo o sistema.

O canal de entrada do eletrodo bipolar ativo foi calibrado diariamente utilizando-se do *software* Aqdados 4.0 (Anexo II). Esse procedimento foi realizado para atribuir como valor de referência a voltagem registrada durante o curto-circuito do eletrodo ativo e o eletrodo de referência.

A célula de carga foi calibrada pelo método da regressão (Anexo III). A cada experimento a mesma foi aferida antes do início da coleta de dados. O procedimento consistia da fixação de um peso pré definido, o qual ficava suspenso no ar durante o período de coleta de um sinal, proporcionando assim a checagem da sua calibração.

A etapa seguinte consistiu de uma breve explicação sobre o projeto de pesquisa e dos procedimentos que seriam realizados na sua execução, seguido de esclarecimentos caso houvesse necessidade. Somente após essa etapa era fornecida à voluntária o Termo de Consentimento. Estando a voluntária de acordo com a execução dos exames, a mesma era então posicionada e orientada a executar algumas contrações isométricas voluntárias máximas (CIVM) com o membro dominante, o qual visava o treinamento do posicionamento do antebraço e mão, direção da força aplicada, do comando verbal e do *feedback* visual fornecido pelo monitor do microcomputador, por meio das amplitudes dos sinais.

Sendo os músculos analisados os flexores da mão do membro não dominante, o eletrodo de superfície foi posicionado na linha média do ventre muscular, entre o ponto motor (zona de inervação) e a junção miotendinosa uma vez que o sinal de maior amplitude foi encontrado nesta localização, segundo experimento de De LUCA (1997). Para a colocação dos eletrodos foi realizada a tricotomia do local, com posterior limpeza da pele com álcool a 70%, diminuindo

assim a impedância elétrica. O eletrodo foi fixado à pele por meio de fita adesiva acompanhando o sentido longitudinal das fibras musculares. A fim de eliminar eventuais interferências, um eletrodo de referência foi acoplado no terço distal do antebraço.

A voluntária permaneceu sentada, com os pés apoiados ao chão, o membro superior não dominante apoiado sobre uma superfície macia da mesa de exames, sob o dispositivo de posicionamento para a fixação da célula de carga.

Com a voluntária devidamente esclarecida e posicionada, foi realizada a coleta do sinal eletromiográfico com a musculatura em repouso para observar a ocorrência de possíveis interferências, as quais poderiam ser detectadas pela amplitude do sinal. Foi considerado satisfatório o sinal que não ultrapassou 15  $\mu$ V. Os sinais foram captados durante a CIVM obtida em 2 posições da mão: 45° de flexão e 45° de extensão com o antebraço supinado, sendo registrados em uma planilha padrão (Anexo IV). Com este procedimento dobrou-se o número de grupos do experimento, a exemplo o grupo eletroestimulado em baixa frequência com o punho em 45° de flexão realizou os exames de eletromiografia e dinamometria tanto na flexão quanto na extensão de 45°. O total dos grupos analisados estão apresentados na tabela 2.

Durante exames a voluntária foi instruída a se concentrar no comando verbal **“atenção já!”**, dado pelo operador do eletromiógrafo, para iniciar a contração e de **“força, força, força ... força”**, emitido de forma vigorosa e compassada, a fim de manter a força máxima e modular a duração da contração em 4 segundos, período pré-estabelecido para a captação do sinal, além de prestar atenção no *feedback* visual dado pelo monitor do microcomputador o que,

segundo DRAPER & BALLARD (1991), promove um torque máximo maior do que a simples execução de uma contração máxima. Para cada uma das posições foram repetidas 3 contrações, para se obter a média, com intervalo de um minuto de descanso entre cada uma.

Ao final de cada exame os sinais captados eram visualizados na tela de tratamento de dados no sentido de garantir a qualidade do sinal adquirido. Os dados eram então arquivados no disco rígido para posterior conversão para a linguagem ASCII.

Após um período de 24 horas da realização do exame para a coleta dos dados, a voluntária iniciava o programa de estimulação elétrica. Os eletrodos de superfície foram posicionados sobre os pontos motores, como proposto por DAINTY & NORMAN (1987). O ponto motor do músculo corresponde ao ponto, na superfície da pele, onde o ramo motor do nervo penetra no músculo (MACHADO, 1987). Este ponto é o de menor resistência à passagem da corrente elétrica, permitindo assim, a maior excitabilidade do músculo, como foi observado por COX et al. (1986).

Tabela 2 – Distribuição dos grupos experimentais segundo os parâmetros da corrente elétrica, da posição do segmento para a estimulação e para coleta do exame, bem como o período inicial ou final à estimulação elétrica.

Grupos	Descrição
BF-E0E	- Baixa frequência, EE* em extensão, período inicial, exame coletado em extensão
BF-E0F	- Baixa frequência, EE em extensão, período inicial, exame coletado em flexão
BF-F0F	- Baixa frequência, EE em flexão, período inicial, exame coletado em flexão
BF-F0E	- Baixa frequência, EE em flexão, período inicial, exame coletado em extensão
BF-E1E	- Baixa frequência, EE em extensão, período final, exame coletado em extensão
BF-E1F	- Baixa frequência, EE em extensão, período final, exame coletado em flexão
BF-F1F	- Baixa frequência, EE em flexão, período final, exame coletado em flexão
BF-F1E	- Baixa frequência, EE em flexão, período final, exame coletado em extensão
MF-EOE	- Média frequência, EE em extensão, período inicial, exame coletado em extensão
MF-E0F	- Média frequência, EE em extensão, período inicial, exame coletado em flexão
MF-F0F	- Média frequência, EE em flexão, período inicial, exame coletado em flexão
MF-F0E	- Média frequência, EE em flexão, período inicial, exame coletado em extensão
MF-E1E	- Média frequência, EE em extensão, período final, exame coletado em extensão
MF-E1F	- Média frequência, EE em extensão, período final, exame coletado em flexão
MF-F1F	- Média frequência, EE em flexão, período final, exame coletado em flexão
MF-F1E	- Média frequência, EE em flexão, período final, exame coletado em extensão

EE\* – estimulação elétrica

Os pontos motores dos músculos flexor ulnar do carpo e flexor radial do carpo de todas as voluntárias foram localizados utilizando-se do mesmo equipamento de estimulação elétrica neuromuscular (DUALPEX 961), onde buscou-se um ponto de menor sensibilidade e maior excitabilidade.

Os eletrodos escolhidos foram os de silicone-carbono, untados com gel hidrossolúvel que, de acordo com NOLAN (1991) são considerados o meio de condução de menor impedância elétrica. Os mesmos foram fixados à pele por meio de fita adesiva.

A corrente utilizada foi quadrática bifásica porque o potencial de ação muscular é bifásico (LATEVA et al., 1996); além de não oferecer risco por não apresentar efeitos polares.

Os músculos foram eletroestimulados 30 minutos por dia, exceto sábado e domingo, num total de 15 sessões, com o segmento na posição de 45° de flexão ou extensão, conforme o grupo. A fixação da mão foi realizada no mesmo dispositivo utilizado para a coleta dos sinais. Novos exames eletromiográficos e dinamométricos foram realizados 24 horas após o término do programa de EE.

Após o período de treinamento, as voluntárias foram submetidas aos mesmos procedimentos de análise tanto da atividade elétrica muscular quanto da dinamometria.

## ***Tratamento dos Dados***

Os dados foram inicialmente convertidos para linguagem ASCII utilizando-se do programa Aqdados<sup>®</sup> 4.0, seguindo as etapas descritas no Anexo V.

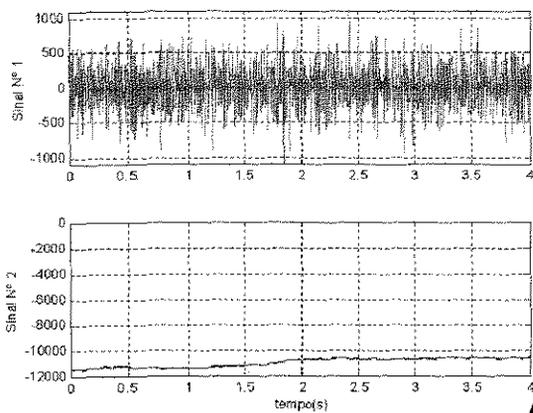
O processamento e análise dos dados foram realizados através de rotinas especialmente desenvolvidas para o sinal eletromiográfico e da célula de carga, as quais foram executadas no *software* MATLAB<sup>®5</sup> (versão 5.0).

Inicialmente foi realizado uma análise do sinal eletromiográfico por amostragem (um sinal por grupo) para que pudesse ser observada a qualidade do sinal captado. Este procedimento foi executado através de uma rotina – EMG12 - (Anexo VI) a qual permitia a observação dos seguintes parâmetros: forma de onda, envoltória normalizada, frequência mediana, densidade espectral de potência, função densidade de probabilidade, função distribuição de probabilidade, histograma e resumo (valor médio, valor mediano, valor RMS, valor mínimo, valor máximo, número de amostras, duração do segmento selecionado), conforme figura 8.

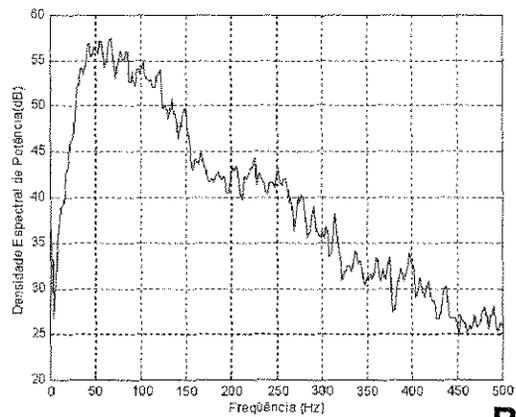
Nesta etapa foi observado a presença de interferência de 60 Hz, bem como de suas harmônicas. Para que este fato não promovesse alterações importantes no sinal optou-se pela filtragem dos mesmos, sem com isso comprometer de modo significativo os valores de RMS (figura 9). O filtro utilizado possibilitava o corte de apenas 1,0 Hz no espectro de frequência, tanto para o 60 Hz (59,5 – 60,5 Hz) como para as suas harmônicas.

---

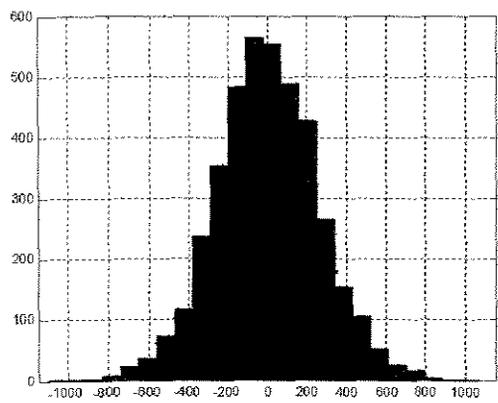
<sup>5</sup> MATLAB<sup>®</sup> é marca registrada de The Math Works Inc.



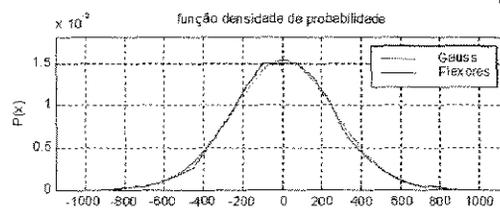
**A**



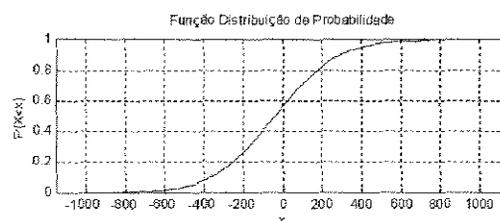
**B**



**C**

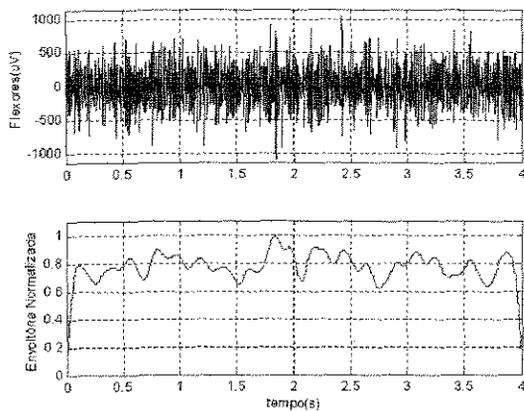


**D**



**RESUMO**

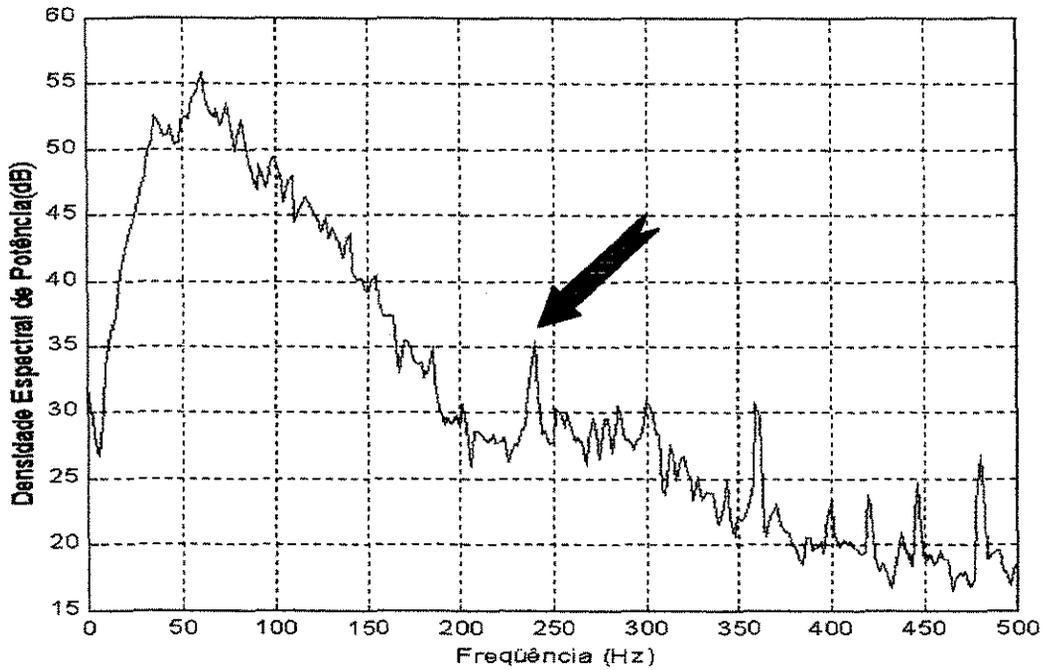
Valor médio = 4.32099 uV  
 Valor mediano = 1.16018 uV  
 Valor rms = 264.64 uV  
 Valor mínimo = -1092.59 uV  
 Valor máximo = 1065.61 uV  
 Nº de amostras = 4000  
 Duração = 4s  
 Faixa dinâmica = 19 bits



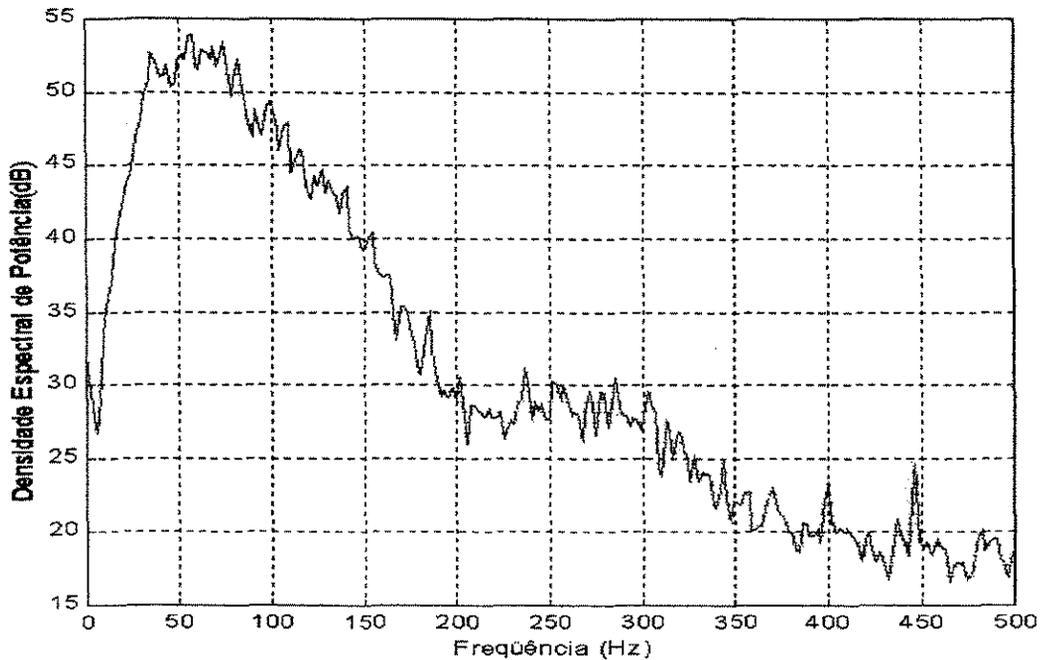
**E**

**F**

Figura 8 – Representação dos vários parâmetros do sinal eletromiográfico: A) sinal bruto; B) densidade espectral de potência; C) histograma; D) função densidade de probabilidade; E) envoltória normalizada e F) resumo.



**A**



**B**

Figura 9 – Representação da densidade espectral de potência de um sinal eletromiográfico. A) com interferência de 60 Hz e harmônicas (seta em 240 Hz) e B) após a filtragem do sinal.

A utilização das rotinas para a análise dos diferentes grupos (inter-sujeitos) pressupõe a elaboração de um *script* para a compilação de todos os sinais. A sua montagem segue, para todos os sinais, a mesma sequência (\$c:\nome do arquivo \$número do canal \$posição inicial) alterando somente o nome do arquivo. O *script* deve ser montado dentro do editor de texto do *software* MATLAB®.

Com referência a análise objetiva do sinal eletromiográfico foram observados a sua variação de amplitude no domínio do tempo e as suas características de frequência e dinâmica.

A análise da amplitude do sinal no domínio do tempo foi realizada através da rotina EMG 126 (Anexo VII), a qual buscou-se o coeficiente de variação (CV) das amostras, tabela 3. Antes de se definir o referencial para a normalização da amplitude do sinal, recomenda-se a realização de um estudo para comparar os três fatores (RMS, pico do sinal ou média do sinal) com o sinal não normalizado.

Sabendo-se que o sinal eletromiográfico é formado por ondas complexas, constituído de várias frequências, o que impossibilita a sua análise baseada unicamente no domínio do tempo, a análise no domínio da frequência foi realizada através da densidade espectral de potência (rotina EMG 125) (Anexo VIII) e da frequência mediana (EMG 124) (Anexo IX) com os seguintes parâmetros:

#### Densidade Espectral de Potência (DEP)

- Tamanho da sequência a ser processada: 4000 ms
- P normalizada: média sem normalização
- Janela: hanning

- Superposição: 85%
- Filtro de 60 Hz: filtra 60 Hz e harmônicas
- Filtro da banda: filtro passa-alta 10 Hz e passa-baixa de 450 Hz

#### Frequência Mediana (FM)

- Tamanho da seqüência a ser processada: 4000 ms
- Janela: hanning
- Normalização na base do tempo: segundo
- Filtro de 60 Hz: filtra 60 Hz e harmônicas
- Filtro da banda: filtro passa-alta 10 Hz e passa-baixa de 450 Hz

Tabela 3 – Valores do coeficiente de variação, em porcentagem, do sinal não normalizado, normalizados pelo RMS, pelo pico do sinal, pela média do sinal dos diferentes grupos experimentais, n = 18.

Grupos	Não normalizado	Normalizado pelo RMS	Normalizado pelo pico	Normalizado pela média
BF-EOE	57,24	14,07	16,01	13,84
BF-E0F	50,93	15,97	23,79	15,20
BF-F0F	45,77	13,50	16,51	13,66
BF-F0E	66,29	14,47	15,44	14,40
BF-E1E	70,52	14,71	16,80	14,58
BF-E1F	30,72	13,20	16,08	13,06
BF-F1F	45,75	11,65	14,29	11,49
BF-F1E	51,45	13,04	14,33	12,91
MF-EOE	76,25	13,31	14,25	13,21
MF-E0F	52,21	12,09	15,12	11,78
MF-F0F	40,69	13,69	14,90	13,56
MF-F0E	65,25	14,13	15,89	13,96
MF-E1E	35,49	15,88	18,50	15,75
MF-E1F	45,58	12,88	15,00	12,74
MF-F1F	47,67	13,77	17,88	13,53
MF-F1E	38,42	14,17	17,61	13,99

## **Análise dos Resultados**

A análise estatística dos dados foi realizada, após a conclusão de toda a fase experimental.

Inicialmente foi realizada uma análise exploratória dos dados pelo programa JMP (*Statistical Analysis System*), onde aplicou-se o teste de normalidade de SHAPIRO-WILK para todas as variáveis estatísticas consideradas, força e densidade espectral de potência dos diferentes grupos experimentais.

Quando os dados se apresentaram normalizados, analisou-se cada uma das variáveis através do teste t de Student para dados pareados. Os dados para os quais não é razoável a suposição de normalidade foram analisados através do teste das Ordens Assinaladas de Wilcoxon.

Os fatores considerados para análise foram as correntes de baixa e média frequência; nas condições de estimulação em flexão ou extensão com a coleta dos sinais em flexão ou extensão, nos grupos pré e pós estimulação elétrica. Foram observadas as variáveis força e densidade espectral de potência.

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

***RESULTADOS***

## **RESULTADOS**

Os resultados obtidos neste experimento serão apresentados sobre dois aspectos. Uma primeira análise dos dados envolveu todos os exames pré eletroestimulação das 24 voluntárias, considerando-se assim somente um grupo experimental, dividido nas posições de flexão ou extensão da mão. Os dados foram analisados segundo a força e a amplitude do sinal eletromiográfico, através da raiz quadrada da média (RMS). Em uma segunda etapa, os resultados serão apresentados para cada um dos protocolos de estimulação elétrica utilizados (baixa ou média frequência), para os posicionamentos da estimulação (flexão ou extensão da mão), bem como para os de coleta dos sinais (flexão ou extensão da mão) tanto para o período pré quanto pós estimulação, contemplando a análise do espectro do sinal.

Em um primeiro momento, o sinal eletromiográfico e a força dos músculos flexores da mão do membro não dominante das 24 voluntárias, sem história clínica de disfunções osteomioarticulares foram analisados com o objetivo de estabelecer as possíveis correlações entre a amplitude do sinal eletromiográfico e a força dos músculos flexores da mão. Os resultados demonstraram uma correlação positiva entre a atividade eletromiográfica e a força ( $r = 0.76$ ) na posição de 45° de flexão, (figura 10), ao passo que, para a posição de 45° de extensão a correlação não foi significativa ( $r = 0.23$ ) como pode ser observado na figura 11, considerando a amostra analisada.

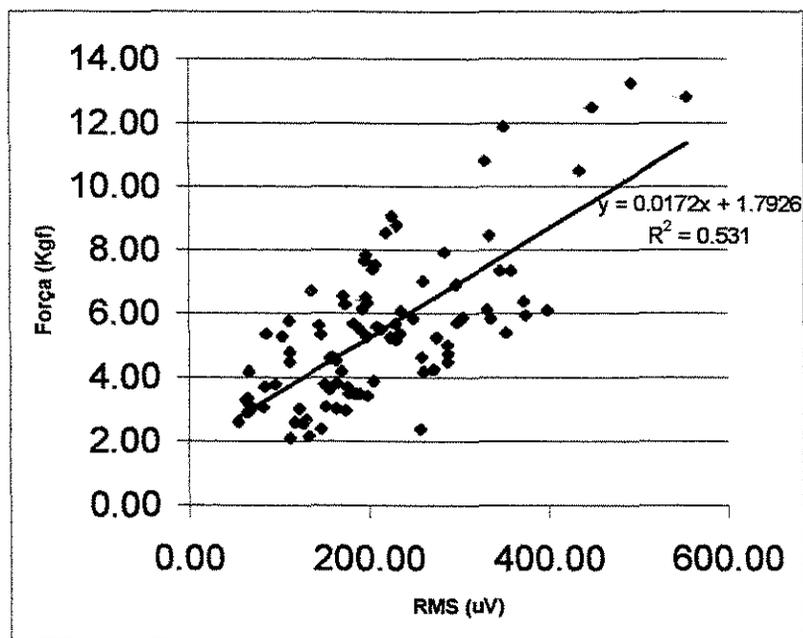


Figura 10 – Correlação entre a força (Kgf) e a amplitude da atividade elétrica ( $\mu\text{V}$ ) dos músculos flexores da mão na posição de 45° de flexão, n = 24.

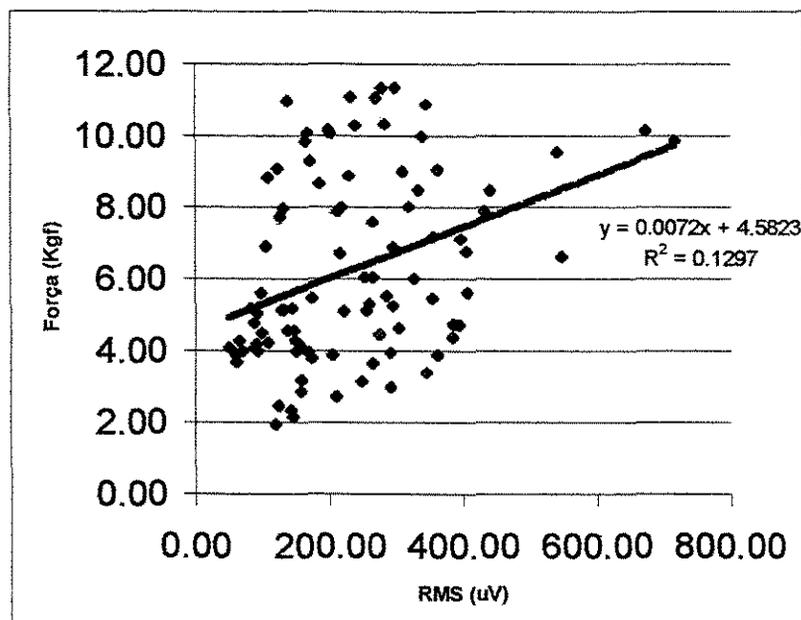


Figura 11 – Correlação entre a força (Kgf) e amplitude da atividade elétrica ( $\mu\text{V}$ ) dos músculos flexores da mão na posição de 45° de extensão, n = 24.

Em função dos dados estarem disponíveis, buscou-se possíveis inter-relações, independentemente da estimulação elétrica (EE), tais como: força e comprimento muscular. Observando-se a figura 12, pode-se constatar que a força gerada foi maior em 45° de extensão (6,53 Kgf), quando comparada aos 45° de flexão (5,31 Kgf) ( $p < 0,05$ ), tendo a relação comprimento-tensão um fator preponderante na geração de força pelos músculos flexores da mão.

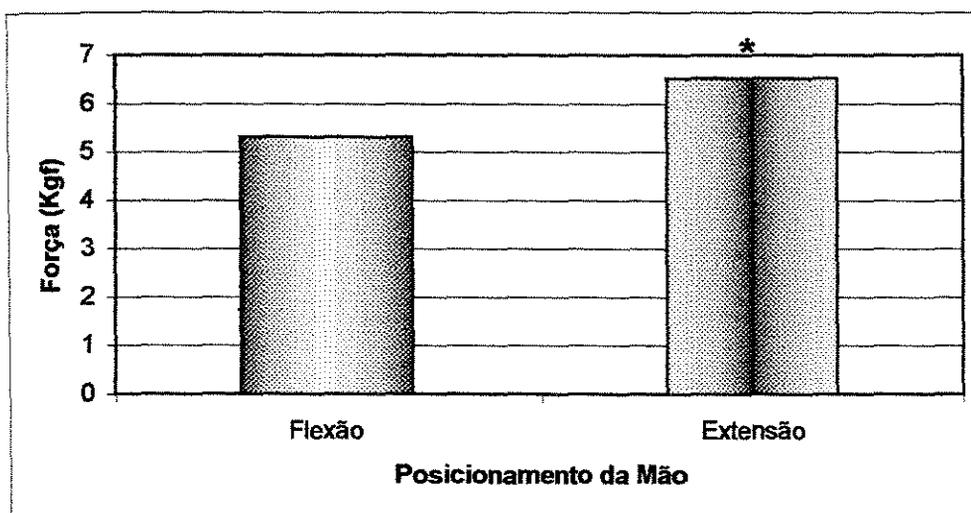


Figura 12 – Média das forças geradas pelos músculos flexores da mão, na posição de 45° de flexão e 45° de extensão da mão,  $n = 24$ . \* $p < 0,05$ .

Além da análise geral de todas as voluntárias, no que refere-se a força muscular, a mesma foi analisada separadamente nos diferentes grupos. Os resultados demonstram um aumento significativo ( $p < 0,05$ ) na força dos músculos flexores da mão, em todos os grupos eletroestimulados, independentemente da frequência, do ângulo de estimulação ou coleta do sinal, figura 13.

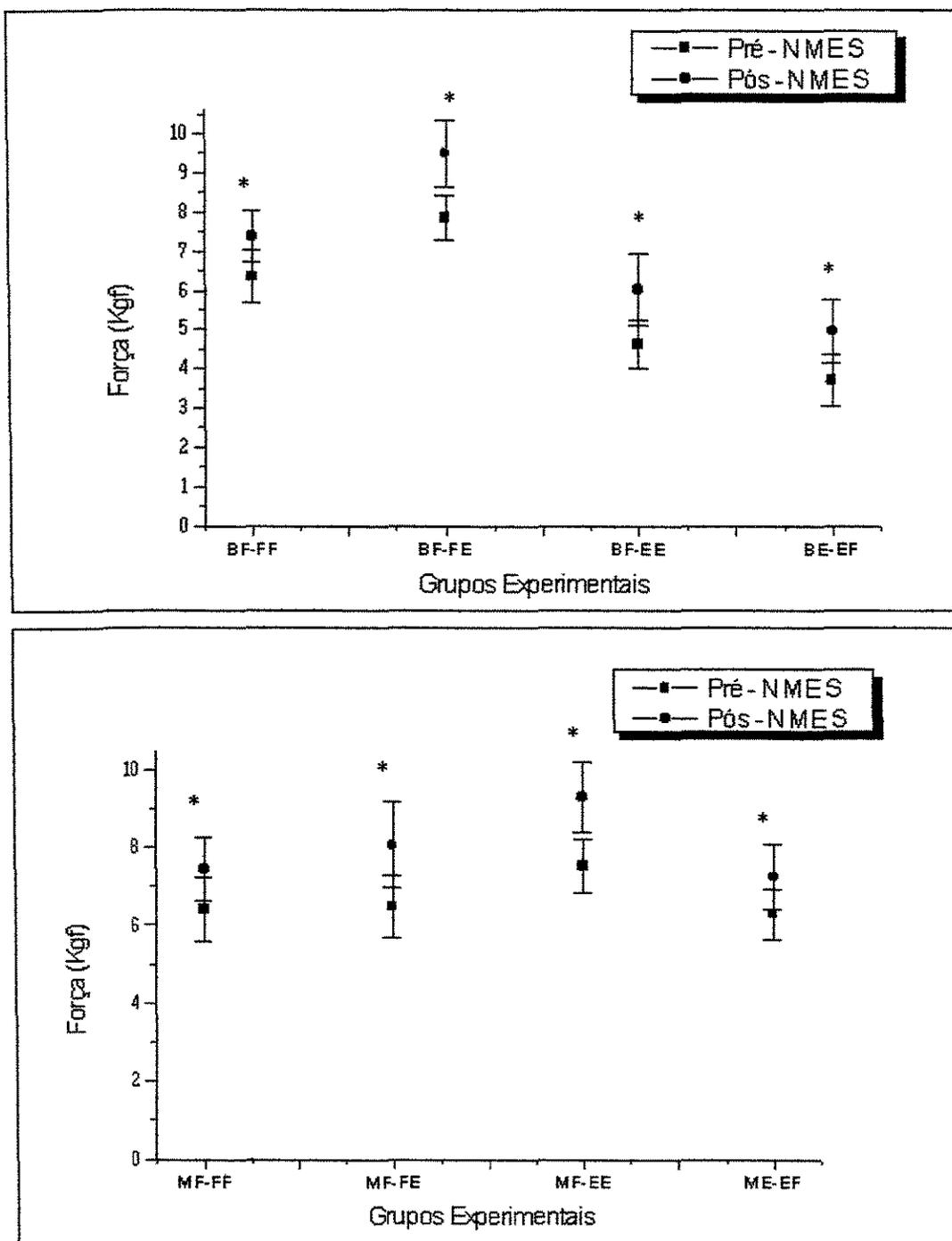


Figura 13 - Valores médios da força muscular ( $\pm$  dp) dos grupos eletroestimulados em baixa frequência (BF) ou em média (MF), na posição de flexão (F) ou extensão (E), sendo o sinal coletado na posição de flexão (F) ou extensão (E) da mão,  $n = 6$ . \* $p < 0,05$ .

A tabela 4 demonstra que há evidências da suposição de normalidade, segundo o teste de SHAPIRO-WILK para a variável força, em todos os fatores considerados. A partir desses resultados analisou-se cada uma das variáveis através do teste t de Student para dados pareados. Os valores obtidos estão apresentados na tabela 5 .

Tabela 4 – Características das amostras para as diferenças entre os valores observados na ausência e na presença de estimulação elétrica, para a força.

Corrente	Posição de Estimulação	Posição de Coleta	n	Diferença das médias	Desvio padrão	Valor mínimo	Valor máximo
Média Frequência	Flexão	Flexão	6	-1.04	0.93	-2.22	0.48
		Extensão	6	-1.56	1.21	-3.61	0.12
	Extensão	Flexão	6	-0.96	0.86	-2.15	0.29
		Extensão	6	-1,78	1.08	-0.52	-3.49
Baixa Frequência	Flexão	Flexão	6	-1.66	1.63	-4.97	-0.73
		Extensão	6	-1.04	0.49	-1.67	-0.49
	Extensão	Flexão	6	-0.77	0.48	-1.46	-0.36
		Extensão	6	-1.70	1.57	-3.76	0.30

Tabela 5 – Resultados obtidos para as diferentes variáveis, segundo a análise estatística, teste t de Student, na ausência e na presença de estimulação elétrica para a força.

Corrente	Posição de Estimulação	Posição de Coleta	Diferença da média	Erro padrão da média	t	Valor-p
Média Frequência	Flexão	Flexão	-1.04	0.39	-2.73	0.0207
		Extensão	-1.56	0.50	-3.00	0.0151
	Extensão	Flexão	-0.96	0.35	2.71	0.0211
		Extensão	-1,78	0.44	4.04	0.0050
Baixa Frequência	Flexão	Flexão	-1.66	0.67	2.49	0.0274
		Extensão	-1.04	0.20	5.16	0.0018
	Extensão	Flexão	-0.77	0.19	3.94	0.0055
		Extensão	-1.70	0.64	2.65	0.0226

Verifica-se através da tabela 5 que há diferenças significativas ( $p < 0,05$ ) entre as médias dos valores observados na ausência de estimulação elétrica e na presença de estimulação elétrica. A média na presença de estimulação elétrica é maior que a média na ausência de estimulação elétrica para as diferentes condições.

Foi registrada a intensidade da corrente elétrica em miliamper (mA), de todas as voluntárias participantes. Observa-se na figura 14 que a intensidade sofreu aumentos consecutivos no decorrer dos dias de estimulações, exceto no décimo primeiro, quando nota-se um decréscimo para a corrente de baixa

frequência. O seu valor médio foi maior para a corrente de média frequência, quando comparada com a de baixa, durante todo o período observado.

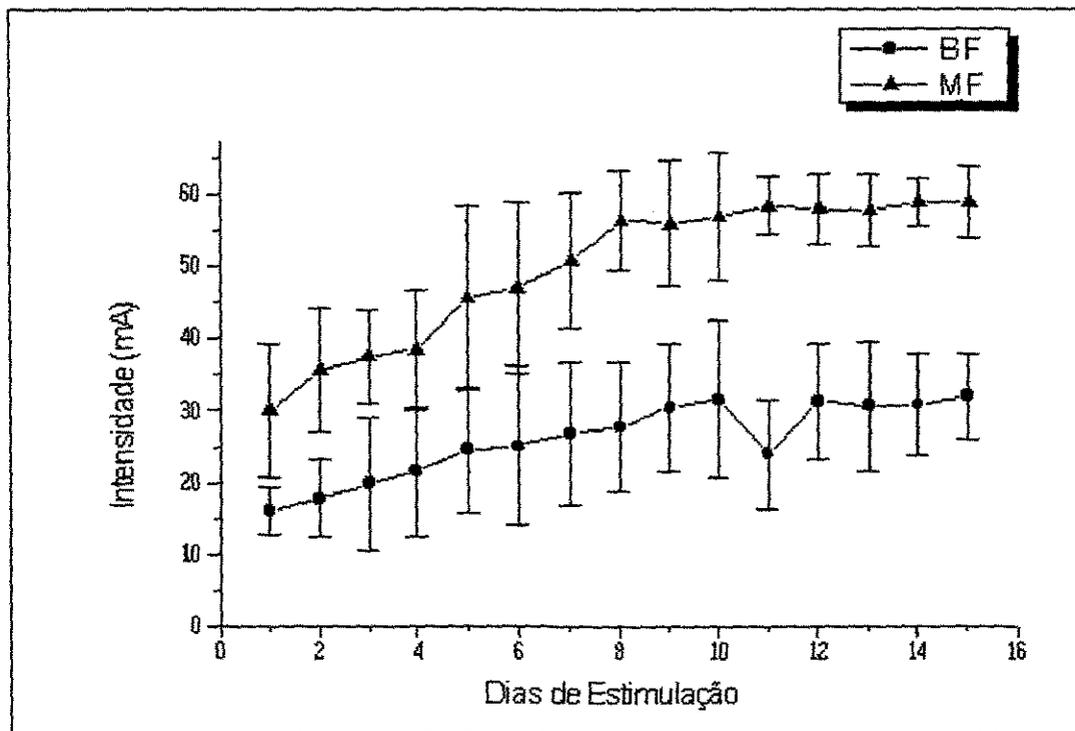


Figura 14 - Valores médios ( $\pm dp$ ) da intensidade (mA) das correntes aplicadas durante o programa de estimulação elétrica, nos diferentes protocolos,  $n = 12$ . BF – baixa frequência e MF – média frequência

Os parâmetros analisados no espectro de frequência do sinal foi a frequência mediana da densidade espectral de potência, bem como a densidade espectral de potência. A exemplo, os gráficos podem ser visualizados na figura 15. A totalidade dos gráficos gerados, para estas duas variáveis estão apresentados no Anexo X.

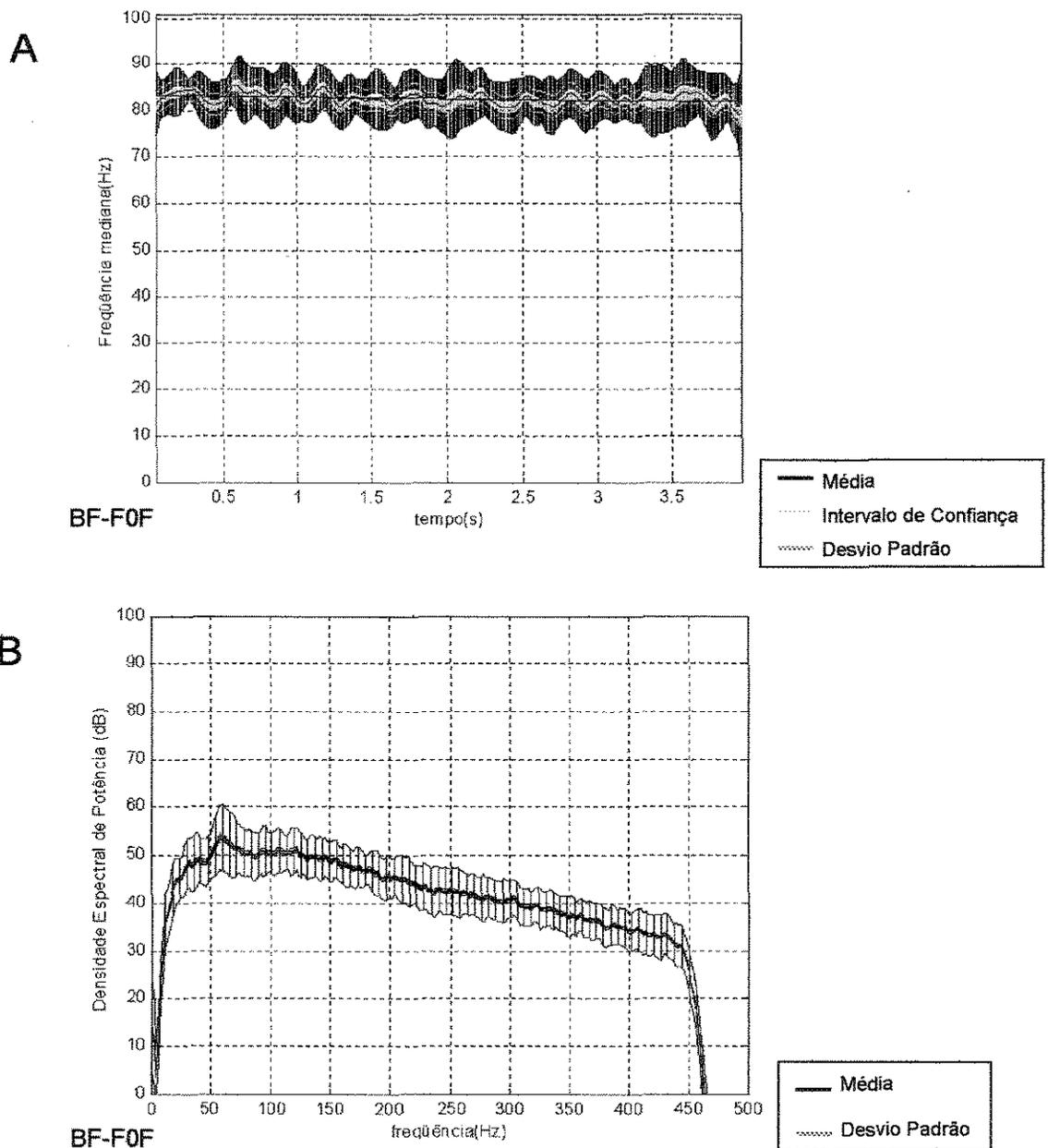


Figura 15 – Gráficos representativos da frequência mediana da densidade espectral de potência (A) e da densidade espectral de potência (B) do sinal eletromiográfico dos músculos flexores da mão, dos grupos eletroestimulados com baixa frequência (BF), na posição de flexão (F), pré (0) estimulação, sendo o sinal coletado em flexão (F) da mão,  $n = 6$ .

Os resultados da frequência mediana, para o grupo estimulado em baixa frequência, demonstraram uma elevação evidente somente nos grupos BF-F1F e BF-F1E (tabelas 8 e 9), sendo mais pronunciada no primeiro, quando comparado aos respectivos controles. O padrão foi invertido para os mesmos grupos de média frequência (MF-F1F e MF-F1E), isto é, houve diminuição da frequência mediana entre os grupos pré e pós estimulação elétrica, tabelas 12 e 13.

Tabela 6 – Valores da frequência (Hz) calculados pela mediana da densidade espectral de potência dos grupos eletroestimulados com baixa frequência (BF), na posição de extensão (E), pré (0) e pós (1) estimulação, sendo o sinal coletado em extensão (E) da mão, n = 6.

Grupos	Mediana
BF-E0E	58,0
BF-E1E	58,0
% de Variação	0,0

Tabela 7 – Valores da frequência (Hz) calculados pela mediana da densidade espectral de potência dos grupos eletroestimulados com baixa frequência (BF), na posição de extensão (E), pré (0) e pós (1) estimulação, sendo o sinal coletado em flexão (F) da mão, n = 6.

Grupos	Mediana
BF-E0F	60,0
BF-E1F	58,0
% de Variação	(-) 3,4

Tabela 8 – Valores da frequência (Hz) calculados pela mediana da densidade espectral de potência dos grupos eletroestimulados com baixa frequência (BF), na posição de flexão (F), pré (0) e pós (1) estimulação, sendo o sinal coletado em flexão (F) da mão, n = 6.

Grupos	Mediana
BF-F0F	62,0
BF-F1F	92,0
% de Variação	(+) 48,4

Tabela 9 – Valores da frequência (Hz) calculados pela mediana da densidade espectral de potência dos grupos eletroestimulados com baixa frequência (BF), na posição de flexão (F), pré (0) e pós (1) estimulação, sendo o sinal coletado em extensão (E) da mão, n =6.

Grupos	Mediana
BF-F0E	60,0
BF-F1E	68,0
% de Variação	(+) 13,0

Tabela 10 – Valores da frequência (Hz) calculados pela mediana da densidade espectral de potência dos grupos eletroestimulados com média frequência (MF), na posição de extensão (E), pré (0) e pós (1) estimulação, sendo o sinal coletado em extensão (E) da mão, n = 6.

Grupos	Mediana
MF-E0E	60,0
MF-E1E	60,0
% de Variação	0,0

Tabela 11 – Valores da frequência (Hz) calculados pela mediana da densidade espectral de potência dos grupos eletroestimulados com média frequência (MF), na posição de extensão (E), pré (0) e pós (1) estimulação, sendo o sinal coletado em flexão (F) da mão, n = 6.

Grupos	Mediana
MF-E0F	62,0
MF-E1F	60,0
% de Variação	(-) 3,4

Tabela 12 – Valores da frequência (Hz) calculados pela mediana da densidade espectral de potência dos grupos eletroestimulados com média frequência (MF), na posição de flexão (F), pré (0) e pós (1) estimulação, sendo o sinal coletado em flexão (F) da mão, n = 6.

Grupos	Mediana
MF-F0F	68,0
MF-F1F	60,0
% de Variação	(-) 11,8

Tabela 13 – Valores da frequência (Hz) calculados pela mediana da densidade espectral de potência dos grupos eletroestimulados com média frequência (MF), na posição de flexão (F), pré (0) e pós (1) estimulação, sendo o sinal coletado em extensão (E) da mão, n = 6.

Grupos	Mediana
MF-F0E	62,0
MF-F1E	58,0
% de Variação	(-) 6,5

Os resultados da densidade espectral de potência do espectro do sinal eletromiográfico, demonstram que não há evidências da suposição de normalidade, segundo o teste de SHAPIRO-WILK para todas as variáveis estatísticas consideradas, exceto para a variável diferença média entre os valores observados da densidade espectral de potência, segundo a corrente de baixa frequência na ausência ou presença de estimulação elétrica, quando eletroestimulado em extensão, com o sinal coletado extensão.

Tabela 14 – Características das amostras das diferenças entre os valores observados na ausência e na presença de estimulação elétrica para a densidade espectral de potência.

Corrente	Posição de Estimulação	Posição de Coleta	n	Diferença das médias	Desvio padrão	Valor mínimo	Valor máximo
Média Frequência	Flexão	Flexão	251	-4.08	0.92	-7.55	-1.56
		Extensão	251	-0.56	1.65	-7.81	4.94
	Extensão	Flexão	251	-0.49	1.32	-3.51	2.90
		Extensão	251	-3.02	2.24	-10.11	0.02
Baixa Frequência	Flexão	Flexão	251	-1.58	3.93	-8.67	6.07
		Extensão	251	-1.36	0.99	-3.18	3.27
	Extensão	Flexão	251	-1.05	0.98	-2.88	3.01
		Extensão	251	-1.94	1.37	-2.	5.74

Verificou-se que a média da densidade espectral de potência na presença de estimulação elétrica é maior que a média na ausência de estimulação ( $p < 0,01$ ), para a corrente de média frequência, na posição de estimulação em flexão e coleta do sinal em flexão, bem como para a posição de estimulação em extensão e coleta do sinal em extensão, tabela 15.

Os números negativos apresentados na coluna diferença da média da tabela 15, indicam que o valor pós eletroestimulação foi maior que o valor pré.

Tabela 15 – Resultados da análise estatística das diferentes variáveis, na ausência e na presença de estimulação elétrica para a densidade espectral de potência.

Corrente	Posição de Estimulação	Posição de Coleta	Diferença da média	Teste Estatístico	Valor-p
Média Frequência	Flexão	Flexão	-4.08	S	< 0.0001**
		Extensão	-0.56	S	0.5140
	Extensão	Flexão	-0.49	S	0.7376
		Extensão	-3.02	S	0.006**
Baixa Frequência	Flexão	Flexão	-1.58	S	0.0577
		Extensão	-1.39	S	0.1084
	Extensão	Flexão	-1.05	S	0.1776
		Extensão	-1.94	t	1.0000

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

S - Teste das Ordens Assinaladas de Wilcoxon

t - Teste t de Student

***DISCUSSÃO***

## ***DISCUSSÃO***

A discussão será apresentada de forma segmentar, visando contemplar todos os aspectos envolvidos neste estudo. Primeiramente será abordado a metodologia de coleta e processamento dos sinais, seguido do protocolo de estimulação elétrica neuromuscular e por fim os resultados obtidos.

### **• *Coleta e Processamento dos Sinais***

A eletromiografia é amplamente utilizada em pesquisas que envolve o movimento humano, as quais visam esclarecer como o sistema nervoso central controla a contração muscular. Mais recentemente, o sinal eletromiográfico evocado por estimulação elétrica tem sido utilizado para produzir informações sobre o desempenho muscular com possível aplicação em sistemas de estimulação elétrica funcional.

Para a execução de um exame eletromiográfico deve-se considerar a instrumentação, equipamento e suprimentos necessários, bem como o arranjo físico do experimento. De acordo com De LUCA (1997) o sinal EMG pode ser afetado por interferências de músculos próximos, desta forma a colocação e posicionamento dos eletrodos para a coleta do sinal eletromiográfico foi realizada de forma padronizada para todos os voluntários, evitando assim alterações da atividade eletromiográfica dos músculos analisados. É neste contexto que se

justifica a utilização de somente um eletrodo bipolar ativo, em função da proximidade dos músculos flexores da mão.

Além da distância do eletrodo às fibras musculares, a distância entre os eletrodos é um importante fator que pode afetar as dimensões do potencial registrado. Um amplo espaçamento entre os eletrodos irá aumentar a superfície, largura e profundidade da área registrada. Sabendo-se que a voltagem depende da diferença de potencial entre os eletrodos, quanto maior a distância maior será a voltagem ou amplitude (SODERBERG & COOK, 1984).

Sobre este tópico, a escolha do eletrodo bipolar ativo de superfície foi suficiente para padronizar as distâncias entre as superfícies de captação, as quais eram fixas pelo encapsulamento. Outro ponto a ser destacado é a presença de amplificador no eletrodo utilizado, o que em última análise melhora a relação sinal-ruído, uma vez que os ruídos presentes nos cabos que transmitem o sinal do eletrodo até o condicionador são grandemente minimizados.

Para SODERBERG & COOK (1984) o amplificador utilizado na eletromiografia tem os seguintes propósitos: 1) isolamento entre o sinal original e o instrumento de gravação; 2) corrente para a conversão de voltagem; 3) reprodução menos distorcida de um evento bioelétrico; 4) ganho de voltagem e 5) redução do ruído. As mais importantes características do amplificador são a alta impedância de entrada e uma entrada diferenciada.

Recomendações citadas por De LUCA (1997), quanto à configuração dos eletrodos diferenciais ativos, tais como uma largura de faixa de 20-500Hz com um *roll-off* menor que 12 dB/octave, ruído menor que 2  $\mu$ V RMS (20-500 Hz) e impedância de *input* maior que 100 M $\Omega$  serão seguidas.

Buscando a padronização da amostra, optou-se pelo membro não dominante, visto que De LUCA et al. (1986) observaram alterações na frequência mediana na mão de domínio dos seus voluntários. A opção pelo sexo feminino deveu-se aos resultados de ARAUJO (1993), o qual observou que o grupo de mulheres, quando comparadas ao grupo dos homens, apresentou um maior ganho de força dos músculos *interosseus dorsalis*, *biceps braquialis* e *quadriceps femoris*, após treinamento com estimulação elétrica.

Para ARAÚJO et al. (1997) a variabilidade do sinal está na dependência do sítio de colocação dos eletrodos. Quanto a colocação do eletrodo no teste e reteste, pesquisadores demonstraram uma confiabilidade bastante boa para os eletrodos de superfície, quando os critérios de colocação são bem detalhados (KOMI & BUSKIRK, 1970; GRAHAM, 1979).

Algumas precauções precisam ser tomadas ao analisar os registros eletromiográficos. Os dados devem ser sempre visualizados na forma em que foram captados, antes de qualquer procedimento de normalização. Isso impedirá a interpretação de artefatos causados pelo movimento de fios, contato inadequado dos eletrodos, falha de eletrodos e sinais elétricos impróprios, como se fossem da atividade muscular. PORTNEY (1993) destaca a necessidade da utilização do eletrodo terra, o qual permite o cancelamento do efeito de interferência do ruído elétrico externo, como o causado por lâmpadas fluorescentes, instrumentos de radiodifusão, equipamentos de diatermia, entre outros.

Com o advento da eletrônica e amplificadores de baixo-ruído, a capacidade para registrar o sinal eletromiográfico tornou-se mais acessível. À medida que a tecnologia digital passou a ser aplicada nessa área e, com os avanços na

tecnologia de circuitos integrados produziu-se quedas acentuadas nos custos associados com o processamento dos sinais digitais. O procedimento adotado após a coleta do sinal analógico foi a sua digitalização por um conversor de 12 *bites*. A velocidade na qual o conversor trabalha é chamada de índice de amostragem ou frequência de amostragem. Esta variável é de vital importância uma vez que pode limitar as aplicações do equipamento em uso. Para a precisão mínima da reprodução digital de um sinal analógico, a frequência de amostragem deve ser pelo menos duas vezes e meia a frequência mais alta do sinal a ser analisado, recebendo o nome de frequência de Nyquist (WIECHERS & JOHNSON, 1994). A utilizada no presente estudo foi a de 1000 Hz, a qual, quando para fins da eletromiografia cinesiológica, onde as características específicas da forma de onda não é de interesse primordial, SODERBERG & COOK (1984) recomendam uma faixa de 10 a 1000 Hz para os eletrodos de superfície.

Em nota divulgada recentemente pelo corpo editorial do *Journal of Electromyography and Kinesiology* (1999), intitulada Padronização para Coleta de Dados, são recomendados alguns procedimentos para a execução e análise do sinal eletromiográfico. As recomendações visam estabelecer níveis mínimos de descrição da metodologia para que seja possível a comparação entre os diferentes pesquisadores.

Durante a execução dos exames eletromiográficos todos os procedimentos necessários à padronização foram contemplados. Previamente ao tratamento dos dados, os sinais foram analisados individualmente, por amostragem. Os resultados demonstraram que o traçado eletromiográfico apresentava-se dentro dos padrões de normalidade, a distribuição do sinal segue a curva de Gaus, o

número de bits está dentro dos recomendados (10 – 12), sendo observado em alguns sinais a presença de interferências em 60 Hz, bem como de suas harmônicas.

A atividade elétrica muscular não dá informações concernentes à força dos músculos ou ao tipo de contrações que ocorrem. Contudo, a adição de transdutores de força e eletrogoniômetros, ou algum outro tipo de dispositivo de medida ao sistema de registro, permite a documentação simultânea desses dados. Esse tipo de registro foi extremamente útil na avaliação proposta.

- ***Programa de Estimulação Elétrica Neuromuscular***

Os sistemas de estimulação elétrica neuromuscular incorporam o conhecimento de muitas áreas, incluindo fisiologia, fisioterapia, engenharia, ciência da computação, ortótica e cinesiologia. As técnicas de controle e estimulação estão progredindo rapidamente, refletindo as contribuições de numerosos pesquisadores neste campo.

Na literatura existe uma grande variação entre os procedimentos experimentais que envolvem a estimulação elétrica neuromuscular. Como exemplo pode-se citar os diferentes parâmetros físicos da corrente, número e duração das contrações, tempo de repouso, número de sessões, ângulos articulares, bem como outras variáveis.

O conforto do paciente durante a estimulação elétrica é fator fundamental para o seu sucesso, podendo até limitar a sua aplicação (BAKER et al., 1988; DELITTO et al., 1992). SOO et al. (1988) relataram que alguns indivíduos referiram dores nas coxas logo após o treinamento com estimulação elétrica. Essas dores ocorreram após a primeira ou segunda sessão, mas se mantiveram por dois ou três dias. Dores musculares também têm sido relatadas por outros pesquisadores que utilizaram a NMES. A dor muscular resultante do exercício induzido eletricamente pode ser similar àquela experimentada inicialmente por indivíduos ao participarem de novo exercício ativo resistido.

A estimulação percutânea ativa os receptores sensitivos na pele. O desconforto e a dor resultantes podem frequentemente restringir a eficácia da estimulação aplicada. Outros parâmetros, além da intensidade, desempenham um importante papel para o conforto do estímulo. Os níveis de dor e sensações desagradáveis são minimizados pelo uso de pulsos estreitos com frequências elevadas. Neste contexto, SNYDER-MACKLER et al. (1989) relatam que pulsos inferiores a 50 microsegundos ( $\mu\text{s}$ ) são ineficazes para a ativação do nervo. Por outro lado, pulsos de duração superior à 500  $\mu\text{s}$  são menos confortáveis para o paciente. Assim, a largura de pulso utilizada neste experimento foi de 100 e 300  $\mu\text{s}$  para a corrente de média e baixa frequência, respectivamente. Esses resultados foram confirmados a partir de estudos clínicos que apontaram para o grande desconforto relatado pelos pacientes quando a largura do pulso ultrapassava os 500  $\mu\text{s}$  (ERIKSSON et al., 1981).

A estimulação elétrica de baixa frequência utilizada em estudos no ser humano, não são superiores à 1000 Hz, situando-se abaixo da faixa de 100 Hz

(SCOTT, 1996). A seleção da frequência em 50 Hz em ambos protocolos deve-se a citação de SAVAGE (1985) que coloca ser esta a melhor frequência para a excitação dos nervos motores, onde pode ser observada uma contração muscular tetânica.

Os termos alta frequência e média frequência são definidos e utilizados similarmente na literatura (SELKOWITZ, 1989). As correntes alternadas de média frequência, as quais variam de 1000 a 4000 Hz, podem promover a contração muscular. A frequência máxima de despolarização depende do período refratário absoluto. A duração deste, por sua vez, depende da velocidade de condução da fibra nervosa.

Parece haver uma relação linear entre a velocidade de condução e o período refratário absoluto. Esse período, para as grandes fibras mielínicas, é da ordem de 1/2500 de segundo, portanto pode ser facilmente calculado que essa fibra poderá transmitir, no máximo, 2500 impulsos por segundo (GUYTON, 1992). A frequência de 2500 Hz utilizada no estudo, além de contemplar a velocidade de condução nervosa, visa minimizar a irritação cutânea, tornando o estímulo mais agradável.

Pode ser observado na figura 14 que as voluntárias dos diferentes grupos de estimulação (baixa e média frequência), suportaram diferentes intensidades de corrente elétrica, sendo as maiores para o grupo de média frequência. Estes dados são subsidiados pelo trabalho de MORENO-ARANDA & SEIREG (1981), os quais postulam que a estimulação de alta frequência (até 10.000 Hz) minimizam a irritação da pele e a dor.

O pulso quadrático bifásico é indicado para a estimulação muscular por apresentar um incremento rápido da sua amplitude, além de não promover os efeitos deletérios causados pela concentração iônica. O estudo de KANTOR et al. (1994) analisou cinco formas diferentes de pulso e concluiu que o limiar de resposta motora foi melhor desenvolvido quando o pulso bifásico simétrico foi aplicado. BAKER et al. (1988) sugeriram a forma de onda quadrática bifásica balanceada como sendo a mais confortável dentre seis formas diferentes, quando utilizadas para a contração dos músculos flexores e extensores da mão.

Outra variável que deve ser controlada para a padronização dos procedimentos que envolvem a estimulação elétrica é o eletrodo percutâneo. Os vários materiais que o compõem podem interferir na quantidade de corrente elétrica aplicada, em função da sua resistência. LIEBER & KELLY (1991) testaram três diferentes eletrodos, mantendo a duração, a frequência e a amplitude do pulso constantes. Os eletrodos avaliados foram os de esponja, os auto-adesivos e o de silicone-carbono, sendo que o último produziu maior torque muscular. NOLAN (1991) analisou 25 marcas de diferentes eletrodos divididos em dois grupos, os auto-adesivos e os de silicone-carbono, nos quais encontrou impedâncias que variavam de 1000 à 7800 ohms, sendo que os de menor resistência eram os de silicone-carbono.

Os estudos experimentais com animais (JOHNSTON & KASPER, 1986) ou através de modelos matemáticos (REILLY et al., 1985) sugerem que a despolarização e o padrão de propagação do potencial de ação são independentes da forma de onda. As características do estímulo, contudo, a

variação da forma de onda é percebida pelos indivíduos que são estimulados com eletrodos percutâneos ao nível dos limiares (KANTOR et al., 1994).

Geralmente, parece ser necessário aumentar a amplitude da corrente para aumentar o torque da contração muscular. DE DOMENICO & STRAUSS (1986) testaram esta hipótese e relataram ser verdadeira. Provavelmente haverá momentos específicos, no entanto, em que esta relação não se manterá; isto é, quando a amplitude é aumentada e tem-se diminuído o rendimento do torque gerado; talvez por causa da co-contracção resultante do abrupto aumento da amplitude da corrente, ou em decorrência do desenvolvimento da fadiga. Um grande aumento na amplitude da corrente de uma estimulação para outra não necessariamente produz um aumento no torque. Indivíduos relataram resistir a uma contração por NMES percebida muito forte (usualmente uma sensação de desconforto da contração), esta resistência possivelmente manifesta a co-contracção.

Vários estudos mencionam a necessidade de uma maior intensidade de corrente com o treinamento progressivo. ALON et al. (1987) relatam que poucos estudos documentam a variação da intensidade da corrente elétrica aplicada. O mesmo autor observou que a resistência do tecido diminuiu após a estimulação dos músculos abdominais de indivíduos saudáveis, possivelmente por um aumento na condutividade.

No presente estudo a intensidade foi elevada em 1.0 miliamper (mA) a cada período de 5 minutos, respeitando-se a sensação do paciente. Este procedimento permitiu que a contração muscular fosse mantida dentro de um padrão de uniformidade, sempre no seu nível máximo. Este modelo experimental contempla

uma das teorias de DELITTO & SNYDER-MACKLER (1990) que sustenta e explica o aumento da força muscular através da estimulação elétrica. Os autores discutem que o aumento da força muscular pela eletroestimulação envolve o mesmo mecanismo do exercício voluntário, ou seja, o aumento da força depende do aumento da carga funcional. Já para SELKOWITZ (1989) o aumento na força isométrica para um grupo muscular treinado somente com estimulação elétrica apresenta correlação positiva com a intensidade da contração treino.

Pode ser observado na figura 14, que a intensidade apresentou variações crescentes com o transcorrer dos dias de estimulação, indicando um condicionamento do tecido muscular, bem como uma acomodação ao estímulo elétrico. Nota-se na mesma figura uma diminuição importante na intensidade da corrente elétrica, no grupo estimulado com baixa frequência no décimo primeiro dia. Isto ocorreu provavelmente pelo estresse, uma vez que todas as voluntárias eram universitárias e iriam realizar uma prova de conhecimentos no dia seguinte.

### • **Resultados da Dinamometria**

A força muscular é desenvolvida ao longo do crescimento normal do indivíduo, contemplando as necessidades cotidianas. A medida que um músculo se contrai e desenvolve tensão, ele exerce uma força. A magnitude da força produzida depende de um grande número de fatores biomecânicos, fisiológicos e neuromusculares.

Visando elucidar os fatores que podem alterar a força muscular, em um primeiro momento foi analisada a relação entre a força exercida e o posicionamento da mão, o qual indica o comprimento muscular. Na tentativa de se buscar possíveis interrelações, independentemente da NMES, os dados das 24 voluntárias foram agrupados. Os resultados mostraram uma maior força dos músculos flexores da mão na posição de 45° de extensão quando comparado com 45° de flexão da mão, figura 12.

Assim, estes resultados podem ser devidos à presença de maior tensão passiva nesta posição alongada, a qual, segundo LIEBER & BODINE-FOWLER (1993), quando o músculo está mais alongado que seu comprimento ótimo (em parâmetros fisiológicos), pode promover força de resistência através de estruturas que não fazem parte da interação actina-miosina i.e., sem a necessidade de atividade muscular, desta forma, em 45° de extensão a força desenvolvida não seria devida totalmente às estruturas contráteis (mensuráveis na atividade eletromiográfica), como parece ser em 45° de flexão. Estes resultados demonstram portanto que na posição de 45° de flexão, os músculos não sofrem qualquer influência da resistência passiva na geração de força, ao passo que em 45° de extensão os mesmos estão em parte sob a ação da resistência passiva.

Vários autores tem demonstrado que o componente excêntrico do trabalho dinâmico dá início a um papel crítico na determinação de ocorrência e severidade do exercício induzido sem dor (BERRY et al., 1990). Tem sido também demonstrado que as fibras do tipo II são predominantemente afetadas pela contração excêntrica (JONES et al., 1986). O estudo de MORITANI et al. (1988) com eletrodos intramusculares,

tem confirmado que o padrão de recrutamento das unidades motoras são qualitativamente similares aos dos eletrodos de superfície, mas para uma dada força ocorre um recrutamento maior das unidades motoras na contração excêntrica, quando comparada com a isométrica ou concêntrica. Estes estudos evidenciam a relação comprimento-tensão das fibras musculares.

Outro fator que pode interferir na força desenvolvida pelo músculo, segundo BASMAJIAN & De LUCA (1985) é a duração da contração. Este fator no entanto, foi controlado no experimento visto que as contrações tiveram o mesmo período de 4 segundos de contração isométrica voluntária máxima (CIVM) nas posições de 45° de flexão e extensão da mão.

Uma das possibilidades de aumento da força muscular é o comando verbal durante a coleta dos sinais. Ele pode por si só aumentar a força de pico muscular. McNAIR et al. (1996) examinaram o efeito do encorajamento verbal em 20 sujeitos distribuídos em dois grupos, sendo a força do músculo bíceps braquial mensurada através do dinamômetro. Foi observado que a força de pico foi maior no grupo em que o encorajamento verbal foi aplicado. Para os autores este estímulo deve ser utilizado para motivar atletas ou pacientes que necessitem de máximo desempenho durante o exercício. Neste contexto, a padronização do comando verbal garantiu uma atividade muscular padrão, a qual não interferiu na diferença dos valores médios da força nas diferentes posições da articulação da mão.

GERTZ et al. (1997) discutem a relação entre a atividade elétrica e a força gerada pelo músculo, ressaltando que a força desenvolvida por um músculo em contração depende da excitação neural que lhe é aplicada, assim a

eletromiografia, ao medir o nível de excitação, pode ser utilizado como indicador de força, sendo impossível, porém, estimar a força aplicada a partir do sinal mioelétrico; sendo possível, apenas, determinar com boa precisão a diferença no nível de atividade mioelétrica e, conseqüentemente, a variação da força aplicada.

PHILIPSON & LARSSON (1988) destacam que a relação entre a força exercida e a atividade eletromiográfica registrada de um músculo, tem sido um assunto controvertido desde o advento das técnicas de registro da EMG.

Por outro lado, STOKES & YOUNG (1984), consideram que o nível de ativação muscular é o resultado do número de unidades motoras recrutadas e de sua taxa de disparo e que, embora alterações nesses fatores possam alterar a força de contração, a amplitude do sinal eletromiográfico da CIVM não é uma medida de força muscular.

Vários autores tem relatado, à décadas, que quando um músculo, em contração isométrica, mantém um comprimento constante o resultado da eletromiografia varia diretamente com a tensão muscular (LIPPOLD, 1952; EDWARDS & LIPPOLD, 1956). Após estudo das mudanças da amplitude de quatro grupos musculares durante contrações fadigantes, PETROFSKY et al. (1982) encontraram uma relação linear da amplitude do sinal eletromiográfico para os músculos flexores da mão, adutor do polegar e quadríceps femoral durante a contração. Em contraste, o músculo biceps braquial mostrou uma relação não linear, que parece ser também dependente do comprimento do músculo testado. Para o autor as possibilidades de explanação para as diferenças encontradas incluem a possibilidade de se alterar o padrão de recrutamento das unidades motoras, bem como a variabilidade na composição das fibras musculares. Este

estudo vem confirmar que a correlação entre a atividade eletromiográfica e a força é músculo dependente.

Para ERIM et al. (1996) a taxa de disparo da unidade motora pode ser descrita em termos de uma função da força muscular durante a contração isométrica para o músculo tibial anterior.

Os resultados obtidos neste estudo mostraram uma correlação positiva ( $r = 0,76$ ) entre a atividade elétrica e a força, quando a articulação da mão encontrava-se a  $45^\circ$  de flexão, portanto encurtados, figura 10. Essa correlação foi menor na posição de alongamento ( $r = 0,23$ ), com a articulação da mão em  $45^\circ$  de extensão, figura 11. Estes resultados podem ser explicados em função de que nesta posição, de acordo com LIPPOLD (1952) quando o comprimento muscular varia observa-se menor atividade eletromiográfica no músculo alongado e, inversamente, maior atividade à medida que o comprimento muscular diminuí. PORTNEY (1993) teoriza a possibilidade de se assumir de que são necessárias menos unidades motoras para produzir o mesmo nível de tensão na posição de alongamento.

CRESSWELL et al. (1995) sugerem em seu estudo outras explicações para as alterações do sinal eletromiográfico relacionadas ao comprimento muscular. Os autores observaram que a diminuição do RMS do músculo gastrocnêmio ocorre concomitante à diminuição do comprimento muscular, podendo ser conduzido por uma diminuição no número de fibras registradas sob o eletrodo de eletromiografia, volume e/ou prejuízo da transmissão neuromuscular.

Além dos fatores citados na literatura, que interferem na relação entre EMG e força, os resultados sugerem que a posição da articulação também influencia esta relação.

São vários os benefícios dos programas de fortalecimento muscular utilizados pela fisioterapia. NORONHA et al. (1997) ressaltam que esses programas surgem da necessidade de se estabelecer as funções de um músculo quando este apresenta sua força diminuída, ou então para se ter um melhor rendimento em um determinado esporte.

CURRIER & MANN (1983) analisaram os efeitos da NMES em quatro diferentes grupos experimentais: estimulação elétrica, estimulação elétrica associada ao exercício voluntário, exercício isométrico voluntário e grupo controle. O protocolo de treinamento consistiu em 10 contrações tetânicas intermitentes do músculo quadríceps da coxa por 16 segundos, seguidos de 50 segundos de repouso. O treinamento foi de 3 dias por semana durante 5 semanas. Todos os três grupos apresentaram aumento significativo de força, quando comparado ao controle, apesar de que, nenhuma diferença significativa foi encontrada entre os grupos treinados.

Com vistas ao fortalecimento muscular, a corrente de média frequência foi introduzida na década de 40 pelo russo Yakov Kots, o qual observou melhora de 30 a 40% da força. LAUGHMAN et al. (1983) tem indicado aumentos na força entre 13 e 22%, utilizando-se de vários protocolos de estimulação elétrica.

Como pode ser observado na figura 13, os resultados obtidos tanto com a corrente de baixa quanto de alta frequência, independente do posicionamento da mão para a estimulação ou coleta dos sinais (45° de flexão ou 45° de extensão),

demonstram ganhos significativos de força desenvolvida nas quatro posições de análise.

STOKES & YOUNG (1984) consideram que o nível de ativação muscular é o resultado do número de unidades motoras recrutadas e de sua taxa de disparo, assim, alterações nesses fatores podem alterar a força de contração. Conforme BASMAJIAN & DeLUCA (1985), são diversos os fatores relacionados à geração de força: frequência de disparo, número de unidades motoras recrutadas, tempo de contração, tamanho e tipo de unidades motoras do músculo.

O ganho de força, independente do posicionamento, pode ter sido devido ao fato da NMES promover uma despolarização sincrônica (HENNEMAN, 1981; TRIBLE & ENOKA, 1991), a qual, leva a um recrutamento máximo e simultâneo das unidades motoras. Ao contrário do que ocorre com o exercício voluntário que, segundo DELITTO & SNYDER-MACKLER (1990) promove um recrutamento assincrônico e que, quando feito isometricamente, promove um ganho de força somente na posição treinada (GARDNER, 1963; MULLER, 1970; LINDH, 1979; ATHA, 1981). HAKKINEN et al. (1985) relatam que o aumento do recrutamento de fibras do tipo II tem sido detectado após aumento da força em indivíduos normais durante contração isométrica.

Em sua pesquisa SELKOWITZ (1985) conclui que a estimulação elétrica isolada, em posição isométrica, promove aumento de força isométrica, determinando também uma maior capacidade do indivíduo em tolerar contrações mais fortes e longas. Observou que não existe correlação significativa entre a intensidade da corrente tolerada durante a estimulação elétrica e o torque produzido pela contração, onde esta variabilidade é devida à interferência do

sistema nervoso central (sensibilidade e percepção emocional, desconforto e ansiedade), à fadiga e à impedância elétrica de cada indivíduo.

Vários autores (GOLDEBERG et al., 1975; THORSTENSSON, 1976; MacDOUGALL et al., 1980; SALTIN & GOLLNICK, 1983; BROOKS & FAHEY, 1984) demonstraram haver hipertrofia muscular com o treinamento de força, alterando assim a área de secção transversal do músculo e a sua força, além de outras alterações morfo-funcionais, as quais, geradas pela NMES, representariam o seu principal fator de ganho de força (MUNSAT et al., 1974; CABRIC et al., 1988), ou que isto ocorreria após um programa de NMES máxima, baseada sempre na sensação de máxima tolerância do voluntário (SNYDER-MACKLER et al., 1994), parâmetro este que foi utilizado neste experimento, registrando-se a intensidade utilizada.

Em divergência com os demais autores, NORONHA et al. (1997) analisando as alterações morfológicas desencadeadas após a aplicação da estimulação elétrica neuromuscular no músculo tibial anterior de ratos, observaram que não houve alterações estruturais e metabólicas significativas após um período de 8 semanas, das quais eram promovidas 20 contrações por sessão em dias alternados. O autor faz considerações ao fato de não ter realizado avaliações funcionais, como por exemplo a força muscular.

Por outro lado, vários autores (PENMAN, 1970; MacDOUGALL et al., 1980; HAKKINEN & KOMI 1983; McDONAGH & DAVIES, 1984; RUTHERFORD & JONES, 1986; SELKOWITZ, 1989; NORONHA et al., 1997; VILLAR et al., 1997) observaram que o aumento de força após treinamento não apresenta uma hipertrofia proporcionalmente correlata, sugerindo que parte deste aumento é

devido ao aprendizado motor, i.e., à facilitação neural que levaria a um padrão mais eficiente de recrutamento das unidades motoras, tendo um maior número de impulsos disparando a uma maior frequência.

Apesar de não ter sido mensurada, pode-se observar visualmente uma tendência à hipertrofia dos músculos eletroestimulados em geral, o que é sustentado pela bibliografia como coadjuvante do aumento de força devido ao treinamento (GOLDEBERG et al., 1975; THORSTENSSON, 1976; MacDOUGALL et al., 1980; SALTIN & GOLLNICK, 1983; BROOKS & FAHEY, 1984).

Inúmeros estudos na literatura (MUNSAT et al., 1974 e 1976; LAUGHMAN et al., 1983; KRAMER et al., 1984; WALMSLEY & VOSSYS, 1984; BOWMAN & BAKER, 1985; STEFANOVSKA & VODOVNIK, 1985; PARKER et al., 1986; CABRIC et al., 1988; DELITTO et al., 1988; DUCHATEAU & HAINAUT, 1988; DELITTO & ROBINSON, 1989; SELKOWITZ, 1989; DELITTO & SNYDER-MACKLER, 1990; DRAPER & BALLARD, 1991; BINDER-MACKLEOD & McDERMOND, 1992; ARAÚJO 1993; SNYDER-MACKLER et al., 1994; PICHON et al., 1995; VILLAR et al., 1997), ratificam os resultados encontrados neste estudo com referência ao aumento de força desenvolvida por músculos esqueléticos quando estimulados eletricamente por meio de eletrodos percutâneos. POVILONIS & MIZUNO (1998) referem ainda que mudanças metabólicas, como aumento do fosfato de creatina, diminuição do consumo da adenosina trifosfato intramuscular e alterações no pH intracelular ocorrem e que, o aumento da força muscular se dá em virtude destas adaptações orgânicas à NEMS.

Sabe-se que a força produzida por um músculo é dependente do número de unidades motoras ativadas e/ou pela sua frequência de disparo. Foi verificado neste experimento um aumento significativo na força muscular em todos os grupos eletroestimulados, porém, a frequência mediana do espectro de frequência do sinal eletromiográfico não apresentou alterações que justificassem tal resultado em todos os grupos. A outra variável a ser analisada, que pudesse dar subsídio para o aumento da força é a amplitude do sinal, uma vez que o aumento da força está relacionada ao aumento do número de unidades motoras recrutadas. Os valores da raiz quadrada da média (RMS) no domínio da amplitude não foram apresentados neste estudo em função da necessidade da sua normalização nos diferentes grupos, como pode ser observado através dos altos coeficientes de variação apresentados na tabela 3.

Mesmo com a utilização da contração isométrica voluntária máxima para a normalização do sinal eletromiográfico, como proposto por KNUTSON et al. (1994), a qual é reforçada por SODERBERG & COOK (1983) que a indicam principalmente para os estudos em atividades estáticas, os altos coeficientes de variação encontrados neste estudo indicam a necessidade de um segundo procedimento para normalizar a amostra estudada.

A normalização da amplitude pode ser realizada por diferentes rotinas. YANG & WINTER (1984) e ERVILHA et al. (1998) propõem a normalização pelo pico ou pela média da amplitude do sinal para a análise dos músculos da marcha. A análise da tabela 3 indica que o melhor procedimento para a normalização da amplitude neste estudo é através da média do sinal, em função de ter apresentado o menor coeficiente de variação.

Pode ser também, que o aumento de força verificado neste experimento seja devido ao aprendizado motor. VAZ et al. (1997) discutem que as vibrações musculares produzidas durante contrações de músculos esqueléticos humanos, eletricamente estimulados, refletem as estratégias de controle usadas pelo sistema nervoso para a produção de força durante contrações voluntárias isométricas.

- ***Resultados da Eletromiografia***

O estudo de CORRÊA et al. (1996) analisou o uso da estimulação elétrica neuromuscular associada as técnicas cinesioterápicas. Os autores puderam concluir que a terapêutica proposta é viável e eficaz para o tratamento da instabilidade fêmuro-patelar, proporcionando uma melhora significativa em curto período de tempo.

Dentre os diferentes níveis de envolvimento do sistema neuromuscular, CHRISTENSEN (1981) define a fadiga muscular periférica como a incapacidade de um músculo esquelético produzir, seja através de um estímulo natural ou artificial, um nível pré-existente de tensão subsequente a uma solicitação contrátil dinâmica ou estática. Para MANTON et al. (1992) a fadiga muscular é definida como o momento em que um determinado músculo ou grupo de músculos torna-se incapaz de manter um nível de força constante. Segundo OBERG (1995), dependendo do enfoque dado, o fenômeno pode ainda apresentar diferentes

significados: desempenho motor prejudicado, amplitude eletromiográfica aumentada para um mesmo nível de carga e queda nas frequências do espectro eletromiográfico.

Uma grande importância tem sido dada à fadiga muscular que ocorre mais rapidamente quando o músculo é contraído via estimulação elétrica, quando comparado à contração voluntária. O mecanismo da fadiga prematura não é bem compreendido, mas acredita-se que ele seja causado pelo recrutamento de axônios por ordem inversa do tamanho, resultante da ativação por estimulação externa (RATTAY, 1988) e por um padrão não natural de ativação da unidade motora que resulta na sua ativação sincrônica (SJOGAARD et al., 1988).

BROMAN et al. (1985) citam o trabalho de Lindstron et al. de 1970 como sendo a primeira pesquisa sobre a estimativa, não invasiva, de velocidade de condução, baseado na técnica de frequência de domínio.

Dentre as possibilidades de estudo do espectro de frequência do sinal eletromiográfico, a frequência mediana, a moda da frequência e a frequência média são capazes de quantificar as alterações na velocidade de condução da fibra muscular (STULEN & De LUCA, 1981). Já para MERLETTI et al. (1984) a frequência mediana é a que melhor demonstra estas alterações.

DAANEN et al. (1990) chamam a atenção para o fato de que a densidade do espectro de frequência obtido com eletrodos de superfície tem uma excelente confiabilidade intra-sujeitos, mas apresenta uma variação inter-sujeitos. Para KRIVICKAS et al. (1996) a reprodutibilidade do espectro obtido com eletrodos de fio não está bem estudado ainda.

SOLOMONOW et al. (1990) sugerem o uso da frequência mediana como índice para identificar as estratégias do controle de recrutamento utilizado pelos vários músculos durante o aumento da força de contração.

Os resultados da frequência mediana (tabelas 6 a 13) não foram passíveis de análise estatística em decorrência do processamento do sinal, rotina EMG 125 (Anexo VIII), apresentar um único valor para cada grupo analisado. Mesmo com a restrição da análise estatística pode-se observar que o padrão da frequência mediana é comum para todos grupos. As diferenças pouco marcantes, dos valores da frequência, talvez deva-se ao fato dos sinais terem sido coletados após 24 horas da última estimulação elétrica, ao contrário de vários pesquisadores que realizam os exames imediatamente após o estímulo (ADEYANJU & AKANLE, 1996) ou simultaneamente (TEPAVAC & SCHWIRTLICH, 1997).

A apresentação dos resultados da frequência mediana na forma de porcentagem entre os valores pré e pós a intervenção, também foi utilizado por AMENT et al. (1996) que observaram a diminuição da frequência mediana após a corrida. A maior variação encontrada foi de 18% para o músculo gastrocnêmio medial e de 7% para o sóleo. Os autores não discutem os seus resultados com relação à tipagem das fibras, uma vez que é sabido que o músculo sóleo apresenta uma maior porcentagem de fibras do tipo I e o gastrocnêmio as do tipo II, mais propensas à fadiga.

Outro ponto a ser discutido refere-se às posições da estimulação elétrica que apresentaram as variações da frequência mediana. Para o grupo estimulado em baixa frequência observa-se que houve um aumento da frequência mediana somente nos subgrupos que receberam o estímulo com a mão na posição em

flexão, sendo mais evidente quando o sinal foi coletado na mesma posição. Já o grupo de média frequência, ao contrário, apresentou decréscimos da frequência mediana para os mesmos subgrupos. Nota-se que essas variações estão relacionadas com a estimulação em flexão. Isto talvez deva-se a relação comprimento-tensão das estruturas musculares, uma vez que foi observada a correlação entre atividade elétrica e força somente nesta posição.

Segundo alguns autores o decréscimo da frequência mediana é indicativo de fadiga muscular (LINDSTRON & HELLSING, 1983; THOMAS, 1990; ; BRODY et al., 1991). Sobre este aspecto ORCHARDSON (1978) demonstrou que a excitabilidade da membrana diminui quando o pH intracelular diminui.

A diminuição do pH intracelular pode ser em decorrência da estimulação elétrica, sendo que ERIKSSON et al. (1981) demonstraram uma significativa diminuição de adenosina trifosfato e fosfato de creatina, e um aumento no lactato, após estimulação por 6 minutos, com 15 segundos de contração seguida de um mesmo período de intervalo. Mesmo não tendo sido quantificado, pode-se supor que houve alguma alteração à nível de lactato, uma vez que a duração da estimulação foi de 30 minutos, o que pode ter proporcionado alguma resposta na frequência mediana, principalmente para a corrente de média frequência.

Foi ratificado por De LUCA et al. (1986) que a frequência mediana diminui quando há resíduos de lactato no fluído extracelular, podendo acarretar maior número de fibras musculares contraídas, oclusão da corrente sanguínea, e a existência proporcionalmente maior de fibras de contração rápida.

Está bem estabelecido que a capacidade de transporte máximo da glicose do músculo esquelético está fortemente correlacionado com a composição e tipo

de fibra (MEGENEY et al., 1993). Assim os efeitos estimulantes de ambos, insulina e exercício sobre o transporte de glicose são mais evidentes em fibras oxidativas do tipo I e IIa (tais como o sóleo e a porção vermelha do gastrocnêmio), que em fibras do tipo IIb glicolíticas (porção branca do gastrocnêmio) (MARETTE et al., 1992; WALBERG-HENRIKSSON, 1987). Entretanto, uma grande diferença no quadro surge quando a relação entre o transporte de glicose e a composição da fibra muscular é examinada na contração muscular eletricamente induzida.

De fato, a taxa de transporte da glicose tem sido reportada como sendo similar ou maior nas fibras do tipo IIb quando comparada com as IIa durante estimulação elétrica (BROZINICK et al., 1992). Esse paradoxo pode ser explicado por um recrutamento diferenciado de fibras musculares entre exercícios e estimulação elétrica. Assim, fibras do tipo I são mais ativas que as do tipo IIb durante contração voluntária de intensidade moderada. Tem sido demonstrado que tipos de fibras inervados por motoneurônios tem distintas despolarizações de frequência in vivo (HENNIG & LOMO, 1985). Entretanto fibras do tipo I são ativadas por largura de pulso largo e frequência baixa, que ocupa 25 a 30% do total do tempo de estimulação, enquanto que fibras do tipo II são caracterizadas por pulsos curtos e altas frequências, ocorrendo em cerca de 5% do tempo. Em contraste, a estimulação elétrica supramáxima recruta todos os tipos de fibras para o mesmo nível para um dado músculo (ROY et al., 1998). Os protocolos utilizados neste estudo, baixa e média frequência com larguras de pulso de 300 e 100  $\mu$ s, respectivamente, contemplam as orientações dadas pelos autores quando da estimulação preferencial para os diferentes tipos de fibras musculares.

Com referência as alterações do metabolismo muscular decorrentes da estimulação elétrica, vários pesquisadores já analisaram diferentes níveis de respostas. ETGEN et al. (1993) têm observado que concomitante ao aumento na atividade contrátil muscular induzida pela estimulação elétrica da inervação motora periférica, ocorre elevação na população do transportador de insulina tipo 4 (GLUT 4) na membrana das fibras, elevando a captação de glicose que pode ser oxidada e liberada na forma de lactato, alanina ou piruvato, ou direcionada para formação de glicogênio (HENRIKSEN et al., 1990). Experimentos que utilizaram estimulação elétrica crônica em baixa frequência em músculos de contração rápida, constataram alterações no padrão das contrações e no metabolismo da fibra (PETTE & VRBOVA, 1985). Dentre as alterações observadas, a principal é o expressivo aumento das enzimas responsáveis pela fosforilação e oxidação da glicose (WALTERS et al., 1991).

Por outro lado, tem-se sugerido a existência de uma população de GLUT 4 insensíveis à insulina, que são translocados devido as mudanças no perfil contrátil das fibras musculares (HENRIKSEN et al., 1990; BELL et al., 1990). O conteúdo de glicogênio nos músculos está relacionado diretamente a capacidade aeróbia ou à capacidade de endurance do organismo, de forma que as alterações no perfil enzimático, das mitocôndrias e das reservas glicogênicas são os responsáveis pela eficiência do trabalho muscular (TAYLOR, 1972). KLIP & PAQUET (1990), propuseram que a captação de glicose estimulada pela elevação no padrão contrátil, varia dependendo de fatores como por exemplo a espécie estudada, o tipo de músculo ou o status metabólico vigente.

Durante a atividade muscular, as necessidades energéticas são expressivamente superiores as observadas no repouso se fazendo necessário ajustar o suprimento de substratos metabólicos à demanda. Sendo assim, as reservas começam a ser mobilizadas concomitante a elevação na atividade neuroendócrina (YAMAGUCHI, 1992).

Em se tratando das reservas de glicogênio, diversos estudos tem sido realizados na última década (CONSTABLE, 1984). Acredita-se que o inusitol trifosfato (IP3), liberando cálcio do retículo sarcoplasmático através da estimulação muscular, aumenta a atividade da fosforilase b, resultando na ativação da fosforilase (de b para a), com conseqüente depleção do glicogênio muscular. No repouso a fosforilase quinase está inativa (forma b) devido as baixas concentrações citosólicas de cálcio (ECKERT, 1988).

CONLEE et al. (1979), estimulando eletricamente músculos isolados de ratos, observaram que, após contrações contínuas capazes de provocar pequena ou nenhuma fadiga, porém suficientes para manter a liberação do cálcio do retículo sarcoplasmático, a fosforilase quinase tornou-se inativa, com conseqüente inibição da glicogenólise. Para o pesquisador, a redução na atividade da fosforilase a, pode ser atribuída ao aumento na concentração de metabólitos no tecido muscular submetido a contração. Outra hipótese se fundamenta na regulação alostérica da fosforilase b que poderia desempenhar papel fisiológico na glicogenólise, associada à presença do AMPc, amplamente distribuído no citoplasma (CONLEE et al., 1979). Esta hipótese ainda associa o fato de que, no repouso, a fosforilase b está inativa pela presença, tanto do ATP como da glicose-6-fosfato em elevadas concentrações. Durante o aumento das contrações

musculares ocorre a redução destes metabólitos, assim como elevação do AMPc, que ativa a fosforilase b. Em condições fisiológicas essa enzima é estimulada pelo AMPc através da ativação da proteína quinase a (MURRAY et al., 1991). Todas estas adaptações do tecido muscular frente a estimulação elétrica restabelece parcialmente a homeostasia energética dos músculos eletroestimulados, favorecendo assim um melhor condicionamento.

O aumento na força de contração produzido por aumentos na frequência de disparo é independente daquele produzido pelo aumento da amplitude; assim, os sistemas de estimulação elétrica neuromuscular podem empregar uma combinação desses dois fatores para regular a força de contração muscular. De um ponto de vista prático, a fadiga das fibras musculares é resultado direto da frequência de disparo, de modo que uma alta frequência de estimulação irá eventualmente resultar em perda da força de contração.

PARKER et al. (1986) concluíram que a corrente alternada de média frequência promoveu uma diminuição do pico do torque absoluto, o qual sugerem uma fadiga seletiva nas fibras musculares de contração rápida.

ADEYANJU & AKANLE (1996) examinaram o efeito da fadiga dos músculos flexores da mão de atletas com diferentes níveis de resistência ou potência. As contrações isométricas voluntárias máximas foram medidas, seguidas de uma estimativa de força de 25%, 50% e 75% da CIVM. A fadiga dos músculos flexores da mão foi induzida através de exercício que correspondia à 20% da CIVM por um período de 40 segundos. Os resultados mostraram que as estimativas de força dos atletas de potência foram significativamente maiores que dos de resistência

para os três níveis, destacando que os atletas de resistência eram coerentes ao menor nível e os atletas de potência ao maior.

DUCHATEAU & HAINAUT (1988) compararam os efeitos do treinamento submáximo com eletroestimulação ou contração voluntária no músculo adutor do polegar. O programa de treinamento diário consistiu em 10 séries de 20 contrações isotônicas à 60 - 65% da CIVM por 6 semanas. O aumento de força encontrado durante a eletroestimulação não foi associado a mudanças nos índices de tetania no desenvolvimento da tensão e da tensão de relaxamento. Este estudo indica que a eletroestimulação aumenta a força da contração muscular através da mudança de processos periféricos associados a eventos intra-celulares, sem modificar o comando nervoso da contração. Como uma hipótese, os autores colocam que, durante treinamento com contrações voluntárias submáximas, um aumento no número de unidades motoras recrutadas e/ou sua frequência de disparo aumentou de forma a manter o nível de tensão desenvolvida através das sessões de treinamento diário. No treinamento por eletroestimulação submáxima não há evidência experimental de alguma adaptação funcional das unidades motoras recrutadas durante estas contrações. Além disso, a eletroestimulação não aumentou a resistência do músculo em relação à fadiga, o qual, ocorreu no treinamento por contrações voluntárias.

Pelas respostas de torque obtidas após a aplicação de dois protocolos de NMES, os quais STEFANOVSKA & VODOVNIK (1985) analisaram diferentes padrões de estímulo (forma de pulso e frequência), concluíram que diferentes fibras musculares, com diferentes níveis de fadiga, foram recrutadas em cada tipo de estimulação. A fadiga muscular é principalmente induzida pela duração da

atividade muscular e é aumentada pela frequência da estimulação. Sob baixa frequência, pulsos quadráticos produziram contração de fibras musculares de contração lenta e de baixa fadigabilidade. Estímulos sinusoidais de alta frequência causaram fadiga rapidamente no músculo estimulado. Isto indica que motoneurônios que inervam fibras oxidativas despolarizam nas altas frequências. Os resultados deste estudo confirmam a relação entre a forma de pulso e o tipo de unidade motora recrutada, o que pode ser observado nos grupos que apresentaram alterações da frequência mediana. Sendo a modulação em amplitude da corrente de média frequência uma senóide e tendo-se uma diminuição da frequência mediana nos grupos MF-F1F e MF-F1E pode-se supor que houve um recrutamento seletivo das fibras musculares mais susceptíveis à fadiga (fibras do tipo II), ao passo que para a corrente de baixa frequência com pulso quadrático, a frequência mediana aumentou para os grupos BF-F1F e BF-F1E, caracterizando assim uma menor fadiga muscular, talvez pelo recrutamento mais efetivo das fibras musculares oxidativas (fibras do tipo I). Assim, o número de unidades motoras estimuladas é diferente nos dois procedimentos de eletroestimulação. A proposição de que as pequenas unidades motoras não são estimuladas pela média frequência é sustentada pelo resultado de que a eletroestimulação de média frequência não aumentou a resistência muscular à fadiga, que é uma contribuição específica das pequenas unidades motoras, estimuladas preferencialmente com as baixas frequências.

Assim, a diferença nas respostas é uma consequência direta das diferentes frequências de estímulo, causando diferentes graus de fadiga muscular, como podem ser confirmados por esses resultados. A corrente de média frequência

promoveu uma diminuição na frequência mediana, indicando fadiga muscular, ao passo que na baixa frequência ocorreu aumento da frequência com consequente diminuição da fadiga.

Outro ponto de discussão é o condicionamento muscular proporcionado pela estimulação elétrica. Para BENTON et al. (1981), o aumento da amplitude de movimento, da mão de pacientes hemiplégicos eletroestimulados, pode ser um reflexo do aumento da força ou uma melhora nas características da fadiga dos músculos extensores dada pelo condicionamento.

Outro parâmetro analisado no presente estudo foi a densidade espectral de potência, que representa a energia gerada pela contração muscular ao longo do espectro de frequência. Os valores apresentados na tabela 15 são referentes ao valor do RMS no domínio da frequência, na faixa de 10 a 450 Hz.

A análise da RMS no domínio da frequência permite concluir que houve alteração significativa somente para dois grupos da corrente de média frequência, sendo um quando a estimulação ocorreu em flexão e o sinal foi coletado flexão (MF-F1F), bem como para a posição de estimulação em extensão e coleta do sinal em extensão (MF-E1E), quando comparados com os respectivos controles. Este resultado indica que houve um maior número de unidades motoras recrutadas após o treinamento com eletroestimulação, sendo o mesmo, ângulo dependente.

A mesma tabela ainda mostra que houve um padrão dos resultados, isto é, a RMS apresenta uma tendência ao aumento (não significativa) para os demais grupos analisados.

Pode ser visualizado nas figuras 24 a 31 que as curvas geradas para os diferentes grupos apresentam um padrão, isto é, há uma maior densidade de energia nas baixas frequências.

As alterações ocorridas no RMS no domínio da frequência pode ser justificado primeiramente pelas diferentes frequências aplicadas, baixa ou média, as quais apresentam ciclos de trabalho diferentes. O ciclo de trabalho da corrente de média frequência pode ser calculado pela expressão I e o de baixa frequência pela expressão II:

Expressão I – Ciclo de Trabalho

Onde:

Corrente de Média Frequência

$i_p$  – intensidade de pico

0,7 – valor eficaz da envoltória senoidal

K – constante de tempo

2 – relação efetiva do ciclo (50%)

$$C. T. = \frac{i_p \cdot 0,7}{2} \times K$$

Expressão II – Ciclo de Trabalho

Onde:

Corrente de Baixa Frequência

$i_p$  – intensidade de pico

0,6 – fase do pulso

K – constante de tempo

20 – repouso do pulso

$$C. T. = \frac{i_p \cdot 0,6}{20} \times K$$

Considerando a mesma intensidade de pico e o mesmo tempo de aplicação, os valores dos ciclos de trabalho apresentado pela corrente de baixa frequência representa 8,5% do ciclo da corrente de média frequência, repercutindo assim nas diferentes respostas geradas por estes estímulos. O pequeno ciclo de trabalho da corrente de baixa frequência pode ser o responsável pela não alteração da RMS. Além disso, a baixa frequência recruta predominantemente as fibras do tipo I, as quais são responsáveis pelo aumento da resistência, como demonstrado pela frequência mediana nos grupos BF-F1F e BF-F1E e por fim as diferenças de recrutamento das unidades motoras entre a contração voluntária e a eletricamente provocada (assincrônica e sincrônica, respectivamente), que serviu de treinamento, podem ter alterado o padrão do espectro.

O período de estimulação utilizado neste estudo, 21 dias, com a coleta dos resultados 24 horas após a última estimulação pode ter interferido nos resultados encontrados. Os espectros eletromiográficos analisados por GERDLE et al. (1991) e HAAG (1991) demonstraram aumentos na sexta sessão, no mesmo período em que houve um aumento do RMS. A hipótese plausível pode ser que a aquisição da força é significativa somente após a fase de fadiga ter sido concluída, o que pode ser chamado de fase recuperação da fadiga. Esta recuperação do espectro eletromiográfico após a fase de fadiga pode ser atribuído a habilidade do sangue venoso em remover metabólitos acumulados como um resultado da isquemia e do metabolismo anaeróbio durante as primeiras cinco sessões. Esta mudança de tendência central do espectro para as altas frequências, pode ser interpretada como um recrutamento progressivo de unidades motoras com fibras de grande

diâmetro, recrutamento seletivo de fibras do tipo II, unidades motoras novas e aumento de velocidade de condução intramuscular.

Uma dúvida que não foi respondida refere-se à fadiga após longos tempos de treinamento com eletroestimulação. Será que os grupos que apresentaram uma maior fadiga, 24 horas após o término do protocolo de estimulação, não teriam alterado este perfil após 72 horas ou mais?

***CONCLUSÕES***

## **CONCLUSÕES**

De acordo com a análise dos resultados obtidos na pesquisa referente a atividade elétrica e da força dos músculos flexores da mão após estimulação elétrica neuromuscular, pode-se emitir as seguintes conclusões:

1. Existe uma relação entre comprimento-tensão nos músculos flexores da mão, já que o mesmos geraram maior força na posição de 45° de extensão;
2. Os dados demonstram haver uma correlação positiva entre a amplitude do sinal eletromiográfico e a força muscular, dependente da posição do músculo analisado, sendo forte em flexão de 45° da mão e fraca em 45° de extensão;
3. As voluntárias suportaram, em média, maiores intensidades das correntes com o passar das estimulações, sendo superior para a corrente de média frequência;
4. O treinamento com a NMES em contração isométrica, na baixa (50 Hz) ou média (2500 Hz) frequência, promoveu um aumento significativo da força dos músculo flexores da mão, independente da posição de estímulo (45° de flexão ou extensão) ou de análise (45° de flexão ou extensão);
5. A frequência mediana do espectro de potência apresentou aumentos para os grupos eletroestimulados em baixa frequência na posição de flexão e coletados tanto em flexão quanto em extensão da mão;

6. Para os grupos eletroestimulados com média frequência, houve um decréscimo da frequência mediana para os grupos estimulados em flexão, com o sinal coletado nas posições de flexão e extensão da mão;
7. A densidade espectral de potência do espectro de frequência apresentou alterações significativas somente para os grupos eletroestimulados com a média frequência nas posições de extensão ou flexão, sendo os sinais coletados em extensão e flexão da mão, respectivamente;
8. A estimulação elétrica neuromuscular em média frequência parece desenvolver maior fadiga que a de baixa, dependente da posição do estímulo;
9. A estimulação elétrica neuromuscular na baixa frequência parece desenvolver um maior condicionamento que a de média, dependente da posição do estímulo;
10. A diferença entre o ciclo de trabalho das correntes de média e baixa frequência parece interferir na densidade espectral de potência do espectro de frequência.

## ***REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS***

## ***REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS***

- ABDEL-MOTY, E., FISHBAIN, D.A., GOLDBERG, M., CUTLER, R., ZAKI, A.M., ROSONOFF, R. S., ROSONOFF, H. L. Functional electrical stimulation treatment of postradiculopathy associated muscle weakness. Arch. Phys. Med. Rehabil., v.75, p.680-686, 1994.
- ADEYANJU, S.A., AKANLE, O.O. Fatigue characteristics of champion power and endurance athletes during force estimation. J. Sports Med. Phys. Fitness, v.36, p.90-4, 1996.
- ALON, G., McCOMBE, S.A., KOUTSANTONIS, P.T., et al. Comparison of the effects of electrical stimulation and exercise on abdominal musculature. J. Orthop. Sports Physical Therapy, v.8, n.12, 1987.
- ARAÚJO, R.C. Contribuição para o estudo do efeito do treinamento com estimulação elétrica neuromuscular sobre a força e a atividade eletromiográfica. São Paulo; USP 1993, 52p Dissertação (Mestrado) Universidade de São Paulo, 1993.
- ARAÚJO, R.C., DUARTE, M., AMADIO, A.C. Estudo sobre a variabilidade do sinal eletromiográfico intra e inter-indivíduos durante contração isométrica. Anais do VII Congresso Brasileiro de Biomecânica, p.128-34, 1997.
- ATHA, J. Strengthening muscle. Exerc. Sport Sci. Rev., v.9, p.1-73, 1981.
- BAKER, L., BOWMAN, B.R., McNEAL, D.R. Effects of waveform on comfort during neuromuscular electrical stimulation. Clin. Orthop. Relat. Res., v.233, p.75-85, 1988.

- BAKER, L.L., PARKER, K. Neuromuscular electrical stimulation of the muscles surrounding the shoulder. Phys. Ther., v.66, n.12, p.1930-37, 1986.
- BAKER, L.L., YEH, C.H., WILSON, D. et al. Electrical stimulation of wrist and fingers for hemiplegic patients, Phys. Ther., v.59, n.12, p.1495-99, 1979.
- BASMAJIAN, J.V., DeLUCA C.J. Muscle Alive "their functions revealed by electromyography". 5ed., Baltimore; Williams and Wilkins 1985, 516p.
- BILIVEAU, L. HELAL, J.N., GAILARD, E., et al. EMG spectral shift and P-NMR determined intracellular pH in fatigued human biceps brachii muscle. Neurology, v.41, p.1998-2001, 1991.
- BELL, G.I., KAYANO, T., BUSE, J.B. BURANT, C.F., TAKEDA, J., LIN, D. FUKUMOTO, H., SEINO, S. Molecular biology of mammalian glucose transporters. Diabetes Care, v.13, p.198-208, 1990.
- BENTON, L.A., BAKER, L.L., BOWMAN, et al. Functional Electrical Stimulation - A Practical Clinical Guide. Rancho Los Amigos Rehabilitation Engineering Centre, California, 1981.
- BERNARDI, M., SOLOMONOW, M. NGUYEN, G. et al. Motor unit recruitment strategy changes with skill acquisition. Eur. Journ. Appl. Physiol., v.74, p.52-59, 1996.
- BERRY, C.B., MORITANI, T., TOLSON, H. Electrical activity and soreness in muscles after exercise. Am. J. Phys. Med. Rehab., v. 69, p. 60-6, 1990.
- BHADRA, N., PECKHAM, H.P. Peripheral Nerve Stimulation for Restoration of Motor Function. J Clin Neurophysiol, v.5, n.14, p.378-93, 1997.

- BILODEAU, M., ARSENAULT, A.B., GRAVEL, D., BOURBONNAIS, D. EMG power spectra of elbow extensors during ramp and step isometric contractions. Eur. J. Appl. Physiol., v. 63, p. 24-28, 1991.
- BILODEAU, M., GOULET, C., NADEAU, S., ARSENAULT, A.B., GRAVEL, D. Comparison of the EMG power spectrum of the human soleus and gastrocnemius muscles. Eur. Journ. of Appl. Physiol., v.68, p.395-401, 1994.
- BINDER-MACLEOD, S.A., McDERMOND, L.R. Changes in the force-frequency relationship of the human quadriceps femoris muscle following electrically and voluntarily induced fatigue. Phys. Ther., v.72, n.2, p.95-104, 1992.
- BOWMAN, B.R., BAKER, L.L. Effects of waveform parameters on comfort during transcutaneous neuromuscular electrical stimulation. Annals of Biomedical Engineering, v.13, n.1, p.59-74, 1985.
- BRODY, L.R., POLLOCK, M.T., ROY, S.H., et al. pH-induced effects on median frequency and conduction velocity of the myoelectric signal. J. Appl. Physiol., v.71, p.1878-85, 1991.
- BROMAN, H., BILOTTO, G., De LUCA, C.J. Myoelectric signal conduction velocity and spectral parameters: influence of force and time. J. Appl. Physiol., v.58, p.1428-1437, 1985.
- BROOKS, G.A., FAHEY, T.D. Excercise Physiology: humam bionergetics and its application. New York, John Wiley & Sons, 1984.
- BROZINICK, J.T.Jr., ETGEN, J., YASPELKIS, B.B., et al. Contraction-activated glucose uptake is normal in insulin-resistant muscle of the obese Zucker rat. J. Appl. Physiol., v. 28, p. 382-387, 1992.

- CABRIC, M., APPEL, H.J., RESIE, A. Fine structural changes in electrostimulated human skeletal muscle: evidence for predominant effects on fast muscle fibres. Eur. J Appl Physiol., v.57, p.1-5, 1988.
- CARMICK, J. Use of neuromuscular electrical stimulation and a dorsal wrist splint to improve the hand function of a child with spastic hemiparesis. Phys. Ther., v.77, n.6, p.661-671, 1996.
- CHRISTENSEN, L.V. Jaw muscle fatigue and pains induced by experimental tooth clenching: a review. J. Oral Rehabil., v.8, p.27-36, 1981.
- CONLEE, R.K., McLANE, J.A., RENNIE, M.J., WINDER, W.W., HOLLOSZY, J.O. Reversal of phosphorylase activation in muscle despite continued contractile activity. Am. J. Physiol., v.237, p.291-296, 1979.
- CONSTABLE, S.H., YOUNG, J.C., HIGUCHI, M., HOLLOSZY, J.O. Glycogen resynthesis in leg muscles of rats during exercise. Am. J. Physiol., v.247, p.880-883, 1984.
- CORRÊA, J.C.F., NEGRÃO-FILHO, R. F.; DOCUSSE-FILHO, A.J., QUIALHEIRO, J.J.A. Tratamento da instabilidade fêmuro-patelar por meio da estimulação elétrica neuromuscular associada a cinesioterapia. Rev. Bras. Fisiot., v.1, n.1, p.37-43, 1996.
- COX, A.M., MENDRYK, S.W., KRAMER, J.F., et al. Effect of electrode placement and rest interval between contractions on isometric knee extension torques induced by electrical stimulation at 100 Hz. Physiot., v.38, p.20-27, 1986.
- CRESSWEL, A.G., LOSCHER, W.N., THOSTENSSON, A. Influence of gastrocnemius muscle length on triceps surae torque development and electromyographic activity in man. Exp. Brain Res., v.105, p.283-290, 1995.

- CURRIER, D.P., MANN, R. Muscular strenght development by electrical stimulation in healthy individuals. Phys. Ther., v.63, p.915-921, 1983.
- DAANEN, H.A., MAZURE, M., HOLEWIJN, M., et al. Reproducibility of the mean power frequency of the surface electromyogram. Eur. J. Appl. Physiol., v. 61, p. 274-277, 1990.
- DAINTY, D.A., NORMAN, R.V. Standardizing biomechanical testing in sport. Champaign, Human Kinects, 1987, 148 p.
- DE DOMENICO, G., STRAUSS, G.R. Maximum torque production in the quadriceps femoris muscle group using a variety of electrical stimulators. Aust. J. Physiot., v.31, p.51-56, 1986.
- De FATTA, D.J., LUCAS, J.G., HODGKISS, S.W. Digital Signal Processing: A System Design Approach. New York, John Wiley & Sons, 1988.
- De LUCA, C.J., SABBAHI, M.S., ROY, S.H. Median frequency of the myoeletric signal. Effects of hand dominance. Europ. Journ. of Appl. Physiol., v.55, p.457-464, 1986.
- De LUCA, C.J. The use of surface electromyography in biomechanics. Journal of Applied Biomechanics, v.13, p.135-63, 1997.
- DELITTO, A, ROSE, S.J., McKOWEN, J.M., THOMAS, J.A., et al. Electrical stimulation versus voluntary exercise in strengthening thigh musculature after anterior cruciate ligament surgery. Phys. Ther., v.68, n.5, p.660-3, 1988.
- DELITTO, A., ROBINSON, A.J. Electrical stimulation techniques and aplications. In: SNYDER-MACKLER, L & ROBINSON, A.J. Clinical Electrophysiology, Baltimore, Williams & Wilkins, 1989, p. 95-138.

- DELITTO, A., SNYDER-MACKLER, L. Two Theories of muscle strenght augmentation using percutaneous electrical stimulation. Phys. Ther., v.70, p.158-164, 1990.
- DELITTO, A., STRUBE, M.J., SHULMAN, A.D., MINOR, S.D. A study of discomfort with electrical stimulation. Phys. Ther., v.72, p.410-424, 1992.
- DRAPER, V., BALLARD, L. Eletrical stimulation versus electromyographic biofeedback in the recovery of quadriceps femoris muscle function following anterior cruciate ligament surgery. Phys. Ther., v.71, n.6, p.455-65, 1991.
- DUCHATEAU, J., EDSTRON, L., GRIMBY, L. Effect of exercise on the motor unit. Muscle & Nerve, v.9, p.104-126, 1986.
- DUCHATEAU, J., HAINAUT, K. Training effects of sub-maximal electrostimulation in a human muscle. Med. Sci. Sports and Exerc., v.20, n.1, p.99-104, 1988.
- DUCHATEAU, J., HAINAUT, K. Effects of immobilization on electromyogram power spectrum changes during fatigue. Eur. J. Appl. Physiol., v.63, p.458-62, 1991.
- DUCHENNE, G.B. Physiology of Motion. Philadelphia, J. B. Lippincott Company, 1949. 612 p.
- ECKERT, R., RANDALL, D., S'AUGUSTINE, G. Muscle and movement. In: ANIMAL physiology mechanism and adaptation. 3 ed., W.I.E. Freeman and Company, New York, 1988. p.329-367.
- EDWARDS, R.G., LIPPOLD, O.C.J. The relation between force and integrated electrical activity in fatigued muscle. J. Physiol., v.132, p.677, 1956.
- ERIKSSON, E., HAGGMARK, T., KIESSLING, H., et al. Effect of electrical stimulation on human skeletal muscle. J. Sport Med., v.2, n.1, p.18-22, 1981.

- ERIM, Z., De LUCA, C.J., MINEO, K., et al. Rank-ordered regulation of motor units. Muscle & Nerve, v.19, p.563-573, 1996.
- ERVILHA, U.F., AMADIO, A.C., DUARTE, M. Estudo sobre procedimentos de normalização da intensidade do sinal eletromiográfico durante o movimento humano. Anais do VII Congresso Brasileiro de Biomecânica, p.169-74, 1997.
- ERVILHA, U.F., DUARTE, M., AMADIO, A.C. Estudo sobre procedimentos de normalização do sinal eletromiográfico durante o movimento humano. Rev. Bras. Fisiot., v.3, p.15-20, 1998
- ETGEN, G.J., FARRAR, R.P., IVY, J.L. Effect of chronic electrical stimulation on GLUT 4 protein content in fast-twitch muscle. Am. J. Physiol., v.264, p.816-819, 1993.
- GARDNER, E., GRAY, D.J., O'RAHILLY, R. Anatomia. Rio de Janeiro, Guanabara Koogan, 4<sup>o</sup> ed., 1978, 815 p.
- GARDNER, G.W. Specificity of changes of the excised and non-excised limb following isometric training. Res. Q., v.34, p.98-101, 1963.
- GERDLE, B., HENRIKSSON-LARSEN, K., LORENTZON, R., et al. Dependence of the mean power frequency of the eletromyogram on muscle force and fibre type. Acta Physiol. Scand., v.142, p.457-465, 1991.
- GERTZ, L.C., LOSS, J.F., RIBEIRO, J.L.D., ZARO, M.A. Sensibilidade da eletromiografia na medição de variação de força. Anais do VII Congresso Brasileiro de Biomecânica, p.146-51, 1997.
- GOLDEBERG, A.L., ETLINGER, J.D., JABLECKI, C. Mechanism of work-induced hypertrophy of skeletal muscle. Med. Sci. Sports, v.7, p.185-198, 1975.

- GOES, C. M. Gray'S Anatomia. Rio de Janeiro, Editora Guanabara Koogan S.A., 29ª ed., 1988, 1147 p.
- GRACANIN, F., TRNKCOZY, A. Optimal stimulus parameters for minimum pain in the chronic stimulation of innervated muscle. Arch. Phys. Med. Rehabil., v.56, n.6, p.243-249, 1975.
- GRAHAM, G.P. Reliability of electromyography measurements after surface electrode removal and replacement. Percept Motor Skills, v.49, p.215, 1979.
- GUYTON, A. Tratado de Fisiologia Médica, Rio de Janeiro, 8 ed., Ed. Interamericana, 1992, 864 p.
- HAGBERG, C., ERIKSSON, N., GERDLE, B. et al. Frequency analysis of EMG activity of muscles with different fiber type composition. Proc. Intern. Soc. Biomech., p.112, 1987.
- HAAG, G.M. Comparison of different estimators of eletromyographic spectral shifts during work when applied on short test contractions. Med. Biol. Eng. Comput., v.29, p.511-6, 1991.
- HAKKINEN, K., ALEN, M., KOMI, P. Changes in isometric force and relaxation time, electromyographic and muscle fibre characteristics of human skeletal muscle during strength training and detraining. Acta Physiol. Scand., v.125, p.573-585, 1985.
- HAKKINEN, K.P.V., KOMI, P. Electromyographic changes during strength training and detraining. Med. Sci. Sports Exerc., v.15, p.455-460, 1983.
- HAY, J.G., REID, J.G. As Bases Anatômicas e Mecânicas do Movimento Humano. Rio de Janeiro, ed. Prentice-Hall do Brasil Ltda., 1985, 281 p.

- HENNEMAN, E. Recruitment of motoneurons: the size principle. Program. Clin. Neurophysiol., v.9, p.26-60, 1981.
- HENNIG, R., LOMO, T. Firing patterns of motor units in normal rats. Nat., v. 314, p. 164-166, 1985.
- HENRIKSEN, E.J., BOURNEY, R.E., RODNICK, K.J., KORANYI, L., PERMUTT, M.A., HOLLOSZY, J.O. Glucose transport protein content and glucose transport capacity in rat skeletal muscle. Am J. Physiol., v.259, p.593-598, 1990.
- IKAI, M., STEINHAUS, A.H. Some factors modifying the expression of human strength. J. Appl. Physiol., v.16, p.157, 1961.
- JOHNSTON, R.M., KASPER, S. Compound nerve action potentials produced by signal from clinical stimulators. Phys. Ther., v.66, p.85 (abstract), 1986.
- JONES, D.A., NEWHAM, D.J., ROUND, J.M., et al. Experimental human muscle damage: morphological changes in relation to other indices of damage. J. Physiol., v.375, p.435-48, 1986.
- KANE, K., TAUB, A.A history of local electrical analgesia. Pain, v.1, p.125-128, 1975.
- KANTOR, G., ALON, G., HO, H. The effects of selected stimulus waveforms on pulse and phase characteristics at sensory and motor thresholds. Phys. Ther., v.74, n.10, p.951-962, 1994.
- KLIP, A., PAQUET, M.R. Glucose transport and glucose transporters in muscle and their metabolic regulation. Diabetes Care, v.13, p.228-243, 1990.

- KNUTSON, L.M., SODERBERG, G.L., BALLANTYNE, B.T., CLARKE, W.R.A. study of various normalization procedures for within electromyographic data. J. Electromyog. Kinesiol., v.4, n.1, p. 47-58, 1994.
- KOMI, P.V., BUSKIRK, E.R. Reproducibility of electromyographic measurements with inserted wire electrodes and surface electrodes. Electromyography, v.4, p.357, 1970.
- KRAMER, J., LINDSAY, D., MAGEE, D., MENDRIK, S., WALL, T. Comparison of voluntary and electrical stimulation contraction torques. J. Orthop. Phys. Ther., v.6, p.324-31, 1984.
- KRIVICKAS, L.S., NADLER, S.F., DAVIES, M.S., et al. Spectral analysis during fatigue. Am. J. Phys. Med. Rehabil., v. 75, n.1, 1996.
- KROG-LUND, C. JORGENSEN, K. Changes in conduction velocity, median frequency, and root mean square amplitude of the electromyogram during 25% maximal voluntary contraction of the triceps braquii muscle to limit of endurance. Eur. Appl. Physiol., v. 63, p. 60-69, 1991.
- KROON, G. W., NAEIJE, M, HANSSON, T. L. Electromyographic power spectrum changes during repeated fatiguing contractions of the human masseter muscle. Arch. Oral Biol., v.31, p.603-8, 1986.
- LATEVA, Z.C., MCGILL, K.C., BURGAR, C.G. Anatomical and electrophysiological determinants of the human thenar compound muscle action potential. Muscle & Nerve, v.19, p.1457-68, 1996.
- LAUGHMAN, R.K., YOUDAS, J.W., GARRETT, T.R., CHAO, E.Y.S. Strength changes in the normal quadriceps femoris muscle as a result of electrical stimulation. Phys. Ther., v.62, n.4, p.494-9, 1983.

- LIEBER, R.L., KELLY, M.J. Factors influencing quadriceps femoris muscle torque using transcutaneous neuromuscular electrical stimulation. Phys. Ther., v.71, n.10, p.715-21, 1991.
- LIEBER, R.L., BODINE-FOWLER, S.C. Skeletal muscle mechanics: implications for rehabilitation. Phys. Ther., v.73, n.12, p.844-56, 1993.
- LINDH, M. Increase of muscle strength from isometric quadriceps exercises at different knee angles. Scand. J. Rehab. Med., v.11, p.33-36, 1979.
- LINDSTROM, L., HELLSING, G. Masseter muscle fatigue in man objectively quantified by analysis of myoelectric signal. Arch. Oral Biol., v.8, p.297-301, 1983.
- LINSSEN, W.H., STEGEMAN, D.F., JOOSTEN, E.M., et al. Fatigue in type I fiber predominance: a muscle force and surface EMG study on the relative role of type I and Type II muscle fibers. Muscle & Nerve, v.14, p.829-837, 1991.
- LIPPOLD, O.C.J. The relation between integrated action potentials in a human muscle and its isometric tension. J. Physiol., v.117, p.492, 1952.
- McDONAGH, M.J.N., DAVIES, C.T.M. Adaptive response of mammalian skeletal muscle to exercise with high loads. Eur. J. Appl. Physiol., v.52, p.139-155, 1984.
- MacDOUGALL, J.D., ELDER, G.C.B., SALE, D.G., et al. Effects of strength training and immobilization of human muscle fibers. Eur. J. Appl. Physiol., v.43, p.25-34, 1980.
- MACHADO, A. Neuroanatomia Funcional. Rio de Janeiro, Livraria Atheneu, 1987.

- MANNION, A. F., DOLAN, P. Electromyographic median frequency changes during isometric contraction of the back extensors to fatigue. SPINE, v.19, p.1223-1229, 1994.
- MANTON, B., RENDEL, J., GENTIL, M. GAY, T. masticatory muscle fatigue: endurance times and spectral changes in the electromyogram during the production of sustained bite forces. Archs. Oral Biol., v.37, n.7, p.521-529, 1992.
- MARETTE, A., RICHARDSON, T., BALON, M. et al. Abundance, localization and insulin-induced translocation of glucose transporters in red and white muscle. Am. J. Physiol., v. 263, p.443-452, 1992.
- MATHIASSEN, S.E., WILKEL, J., HAGG, G.M. Normalization of surface EMG amplitude from the upper trapezius muscle in ergonomic. J. Electromyogr. Kinesil., v.5, n.4, p.197-226, 1995.
- McMIKEN, D. F., TEDD-SMITH, M., THOMPSON, C. Strengthening of human quadriceps muscles by cutaneous electrical stimulation. Scand. J. Rehab. Med., v.15, p.25-28, 1983.
- McNAIR, P. J., DEPLEDGE, J., BRETTKELLY, M.; STANLEY, S. N. Verbal encouragement: effects on maximum effort voluntary muscle action. Br. J. Sports Med., v.30, p.243-245, 1996.
- MEGENEY, L.A., NEUFER, G.L., TAN, M.H. et al. Effects of muscular activity and fiber composition on glucose transport and GLUT4. Am. J. Physiol. v.264, p.583-593, 1993.
- MERLETTI, R. LOCONTE, L.R., ORIZIO, C. Indices of muscle. J. Electromyogr. Kinesil., v.1, p.20-33, 1991.

- MERLETTI, R., KNAFLITZ, M., DeLUCA, C.J. Electrically evoked myoelectric signal. Crit. Rev. Biomed. Eng., v.19, p.293-340, 1992.
- MERLETTI, R., SABBAHI, A.M., DeLUCA, C.J. Median frequency of the myoelectric signal – Effects of muscle ischemia and cooling. Eur. J. Appl. Physiol., v.52, p.258-65, 1984.
- MILNER, M., QUANBURY, AO, BASMAJIAN, J.V. Surface electrical stimulation of the lower limb. Arch. Phys. Med. Rehabil., v.51, p.540-548, 1970.
- MOORE, K.L. Anatomia Orientada para a Clínica. Rio de Janeiro, Guanabara Koogan, 3 ed., 1994, 831 p.
- MORENO-ARANDA, J., SEIREG, A. Electrical parameters for over the skin muscle stimulation. J. Biomech., v.14, p.579-585, 1981.
- MORITANI, T., MURAMATSU, S., MURO, M. Activity of motor unit activity during concentric and eccentric contractions. Am. J. Phys Med., v.66, p.338-50, 1988.
- MORITANI, T., MURO, M., NAGATA, A. Intramuscular and surface electromyogram changes during muscle fatigue. J. Appl. Physiol., v.60, p.1179-85, 1986.
- MULLER, EA. Influence of training and inactivity on muscle strength. Arch. Phys. Med. Rehabil., v.51, p.449-462, 1970.
- MUNSAT, T.L., McNEAL, D.R., WATERS, R.L. Effect of nerve stimulation on human muscle. Arch Neurol., v.33, p.608-17, 1976.
- MUNSAT, T.L., McNEAL, D.R., WATERS, R.L. Preliminary observation on prolonged stimulation of peripheral nerve in man. Recent Advances in Myology. Proceedings of the Third International Congress on Muscle Disease, Newcastle upon Tyne, England, 1974, p. 42-50.

- MURRAY, R.K., GRANNER, D.K., MAYES, P.A., RODWELL, V.W. Harper: Bioquímica. 6 ed. São Paulo, Atheneu, 1991. 705p.
- NOLAN, M.F. Conductive differences in electrodes used with transcutaneous electrical nerve stimulation devices. Phys. Ther., v.71, p.746-51, 1991.
- NORONHA, M.A., CAMARGO, L.C., MINAMOTO, V.B., CASTRO, C.E.S., SALVINI, T.F. O efeito da estimulação elétrica neuromuscular (NMES) no músculo tibial anterior do rato. Rev. Bras. Fisioterapia, v.2, n.2, p.71-6, 1997.
- OBBERG, T. muscle fatigue and calibration of EMG measurements. J. Electromyogr. Kinesiol., v.5, n.4, p.239-43, 1995.
- ORCHARDSON, R. The generation of nerve impulses in mammalian aons by changing the concentrations of the normal constituents of extacellular fluid. J. Physiol., v.275, p.177-89, 1978.
- PALLA, S., ASH, M.M. Jr. Effect of bite force on the power spectrum of the surface electromyogram of human jaw muscles. Archs. Oral Biol., v.26, p.287-95, 1981.
- PANDYAN, A.D., POWELL, J.; FUTTER, C., GRANAT, M.H., STOTT, D.J. Effects of electrical stimulation on the wrist of hemiplegic subjects. Physiot., v.82, n.3, p.184-188, 1996.
- PARKER, M.G., BERHOLD, M, BROWN, R., HUNTER, S., SMITH, M.R., RUNHLING, R.O. Fatigue response in human quadriceps femoris muscle during high frequency electrical stimulation. JOSPT, v.7, n.4, p.145-53, 1986.
- PELLEGRINI, J.J., FLANDERS, M. Force path curvature and conserved features of muscle activation. Exp. Brain Res., v.110, p.80-90, 1996.

- PENMAN, K.A. Human striated muscle ultra structural changes accompanying increase in strength without hypertrophy. Res. Q., v.41, p.418-424, 1970.
- PETROFSKY, J.S., GLASSER, R., PHILLIPS, C. et al. Evaluation of the amplitude and frequency components of the surface EMG as index of muscle fatigue. Ergonom., v. 25, p.213-223, 1982.
- PETTE, D., VRBOVA, G. Invited review: neural control of phenotypic expression in mammalian muscle fibers. Muscle & Nerve, v.8, p.676-689, 1985.
- PHILIPSON, L., LARSSON, P.G. The electromyographic signal as a measure of muscular force a comparison of detection and quantification techniques electromyographic. Clin. Neurophysiol., v.28, p.141-50, 1988.
- PICCOLINO, M. Animal electricity and the birth of electrophysiology: the legacy of Luigi Galvani. Brain Res. Bul., v.46, n.5, p.381-407, 1998.
- PICHON, F., CHATARD, J.C., MARTIN, A, COMETTI, G. Electrical stimulation and swimming performance. Med. Sc. Sports and Exerc., v.27, n.12, p.1671-6, 1995.
- PORTNEY, L. Eletromiografia e testes de velocidade de condução nervosa. In O'Sullivan, SB & Shmitz, TJ. Reabilitação Física: avaliação e tratamento. 2ª ed. São Paulo - Ed. Manole, 1993, cap 10,183-223.
- POVILONIS, E, MIZUNO, M. Energy metabolism of the gastrocnemius and soleus muscles during isometric voluntary and electrically induced contractions in man. J. Physiol., v.2, p.593-602, 1998.
- RATTAY, F. Modeling the excitation of fibers under surface electrodes. IEEE Trans. Biomed. Eng., v.35, p.199-202, 1988.

- RAY, G.G., GUHA, S.K. Relationship between the surface EMG and muscular force. Med. and Biol. Eng. Comp., v.21, p.579-86,1983.
- REILLY, J.P., FREEMAN, V.T., LARKIN, W.D. Sensory effects of transient electrical stimulation: evaluation with a neuroelectric model. IEEE Trans. Biomed. Eng., v.32, 1001-11, 1985.
- ROY, D., JÓHANSSON, E., BONEN, A., et al. Electrical stimulation induces fiber type-specific translocation of GLUT-4 to T tubules in skeletal muscle. Issue, v.2, p. 311-17, 1998.
- RUTHERFORD, O., JONES, D. The role of learning and coordination in strength training. Eur. J. Appl. Physiol., v.55, p.100-105, 1986.
- SALTIN, B., GOLLNICK, P.D. Skeletal muscle adaptability: Significance for metabolism and performance. In Peachey LD, Adrian RH, Geiger SR (eds); Handbook of Physiology. Section 10: Skeletal Muscle, pp555-631. Bethesda, MD American Physiological Society, 1983.
- SAVAGE, B. Interferential therapy. London, Faber and Faberlimited, 1984. 117p.
- SCOTT, O. Stimulative Effects. In KITCHEN, S; BAZIN, S. Clayton's Electrotherapy. WB Saunders Company Ltd, 1996. p.116-124.
- SEKI, K., NARUSAWA, M. Relation between the size of motor units and the spectral characteristics of their action potentials. Electroencephal. and Clin. Neurophysiol., v.109, p.436-443, 1998.
- SELKOWITZ, D.M. High frequency electrical stimulation in muscle strengthening. Am. J. of Sports Med., v.7, n.1, p.103-11, 1989.

- SELKOWITZ, D.M. Improvement in isometric strength of the quadriceps femoris muscle after training with electrical stimulation. Phys. Ther., v.65, n.2, p.186-96, 1985.
- SILVA, C.A. da, GUIRRO, R., POLACOW, M.L.O., SILVA, H.C., TANNO, A.P., RODRIGUES, D. Efeito da metformina ou eletroestimulação sobre as reservas de glicogênio do músculo sóleo normal ou desnervado. Rev. Bras. Fisiot., v.3, p.55-60, 1999.
- SJOGAARD, G., SAVARD, G., JUEL, C. Muscle blood flow during isometric activity and its relation to muscle fatigue. Eur. J. Appl. Physiol., v.57, p.287-295, 1988.
- SNYDER-MACKLER, L., DELITTO, A., STRALKA, S.W., BAILEY, S.L. Use of electrical stimulation to enhance recovery of quadriceps femoris muscle force production in patients following anterior cruciate ligament reconstruction. Phys. Ther., v.74, n.10, p.901-6, 1994.
- SNYDER-MACKLER, L., GARRET, M., ROBERTS, M. A comparison of torque generating capabilities of three different electrical stimulating currents. J. Orthp. Sports Phys. Ther., v.10, p.297-301, 1989.
- SODERBERG, G.L., COOK, T.M. Electromyography in biomechanics. Phys. Ther., v.64, p.1813-8, 1984.
- SOLOMONOW, M., BATEN, C., SMIT, J., BARATA, R., HERMENS, H., D'AMBROSIA, R., SHOJI, H. Electromyogram power spectra frequencies associated with motor unit recruitment strategies. J. Appl. Physiol., v.68, p.1177-85, 1990.

- SOO, C.L., CURRIER, D.P., THRELKELD, A. Augmentig voluntary torque of healthy muscle by optimization of electrical stimulation. Phys. Ther., v.68, n.3, p.333-7, 1988.
- Standards for Reporting EMG Data. J. Electromyog. Kinesiol., v.9, p. III-IV, 1999
- STEFANOVSKA, A., VODOVNIK, L. Change in muscle force following electrical stimulation. Scand. J. Rehab. Me., v.17, p.141-6, 1985.
- STILLINGS, D. A survey of the history of electrical stimulation for pain to 1900. Med. Instrum., v.9, p.255-259, 1975
- STOKES, M., YOUNG, A. Investigations of quadriceps inhibition; implication for clinical practice. Physioth., v.70, p.425-8, 1984.
- STULEN, F.B., De LUCA, C. J. Frequency parameters of the myoelectric signal as a measure of muscle conduction velocity. IEEE Transactions on Biom. Eng., v.28, p.515-23, 1981.
- TAYLOR, A., THAYER, R., RAO, S. Human skeletal glycogen synthetase activities water exercise and training. Can. J. Physiol. Pharmacol., v.50, p.411-412, 1972.
- TEPAVAC, D., SCHWIRTLICH Detection and prediction of FES-induced fatigue. J. Eletromyogr. Kinesiol., v.7, n.1, p.39-50, 1997.
- THOMAS, N.R. The effect of fatigue and TENS on the EMG mean power frequency. Front Oral Physiol., v.7, p.162-70, 1990.
- THORSTENSSON, A. Muscle strength, fiber types and enzyme activities in man. Acta Physiol. Scand., v.443, p.1-45, 1976.

- TRIMBLE, M.H., ENOKA, R.M. Mechanism underlying the training effects associated with neuromuscular electrical stimulation,. Phys. Ther., v.71, p.273-282, 1991.
- VAZ, M.A., HERZOG, W., MACINTOSH, B., EPSTEIN, T., SVEDAHL, K., ZHANG, Y.T. Mecanismo de vibrações musculares durante contrações isométricas voluntárias e eletricamente estimuladas de músculo esquelético humano. Anais do VII Congresso Brasileiro de Biomecânica, p.55-8, 1997.
- VILLAR, F.A.S., MENDONÇA, G.L.F., SANTOS, H.H., BRASILEIRO, J.S., ALENCAR, J.F., FERREIRA, J.J.A., LEITE J.T.F. Avaliação da capacidade de aferir torque voluntários da cadeira de Bonnet adaptada e comparação de torques gerados por dois tipos de estimulação elétrica neuromuscular. Anais do VII Congresso Brasileiro de Biomecânica, p.465-72, 1997.
- WALBERG-HENRIKSSON, H. Glucose transport into skeletal muscle. Influence of contractile activity, insulin, catecholamines and diabetes melitus. Acta Physiol. Scand. Suppl., v.564, p.1-80, 1987.
- WALMSLEY, R.P., VOSSYS, J.A. comparison of torque generated by knee extension with a maximal voluntary muscle contraction vis-a-vis electrical stimulation. J. Orthop. Sports Phys. Ther., v.1, p.10-7, 1984.
- WALTERS, T.J., SWEENEY, H.L., FARRAR, R.P. Influence of electrical stimulation on fast-twitch muscle in aging rats. J. Appl. Physiol., v.71, p.1921-1928, 1991.
- WEBER, J.R. Estimulação Neuromuscular Funcional. In: De LISA, J.A. Medicina de Reabilitação - princípios e prática. São Paulo, Ed. Manole, v.1, 1992.

- WIECHERS, D.O., JOHNSON, E.W. Eletrodiagnóstico. in KOTTKE F. J., LEHMANN, J.F. Tratado de Medicina Física e Reabilitação de Krusen. São Paulo, ed. Manole, 4 ed., v.1, 1994, p.71-105.
- WOLF, S.L., EDWARDS, D.I., SHUTTER, L.A. Concurrent assessment of muscle activity: a procedural approach to assess treatment goals. Phys. Ther., v.66, p.218, 1986.
- YAMAGUCHI, N. Sympathoadrenal system in neuroendocrine control of glucose: mechanism involved the liver, pancreas and adrenal gland. Can. J. Physiol. Pharmacol., v.70, p.167-206, 1992
- YANG, J.F., WINTER, D.A. Electromyographic amplitude normalization methods: improving their sensitivity as diagnostic tools in gait analysis. Arch. Phys. Med. Rehabil., v.65, p. 517-21, 1984.
- ZWARTS, M.J., VAN WEERDEN, T.W. HAENEN, H.T.M. Relationship between average muscle fibre conduction velocity and EMG power spectra during isometric contraction, recovery and applied ischemia. Eur. J. Appl. Physiol., v.56, p.212-216, 1987.

***ANEXOS***

## ANEXO I

### *Termo de Consentimento*

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

Endereço: \_\_\_\_\_

Cidade: \_\_\_\_\_ CEP: \_\_\_\_\_ ☎: \_\_\_\_\_

#### Das Informações:

- As voluntárias não serão submetidas a riscos durante a fase dos exames eletromiográfico e de dinamometria, sendo necessário somente a colocação de eletrodos percutâneos na região anterior do antebraço e do posicionamento do segmento na célula de carga;
- A voluntária tem garantia que receberá respostas a qualquer pergunta ou esclarecimento quanto aos procedimentos, riscos ou benefícios da pesquisa;
- Em qualquer fase do estudo as voluntárias poderão retirar o termo de consentimento e com isso deixar de fazer parte do estudo;
- Os músculos flexores do punho serão estimulados eletricamente através de eletrodos percutâneos, conectados a um gerador de pulsos da marca QUARK – Equipamentos Médicos, o qual não acarretará nenhum risco a sua saúde, podendo, no máximo ser interpretado como uma sensação incomoda;

- O procedimentos desta pesquisa estão de acordo com as diretrizes e normas regulamentadoras de pesquisa envolvendo seres humanos atendendo à Resolução nº 196, de 10 de outubro de 1996, do Conselho Nacional de Saúde do Ministério da Saúde – Brasília / DF;
- Os Pesquisadores asseguram a privacidade da voluntária quanto aos dados envolvidos com o estudo;
- Os resultados obtidos neste estudo serão utilizados exclusivamente para o uso acadêmico;
- O local dos exames será o Laboratório de Eletromiografia da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, localizada na Av. Limeira – Piracicaba/ SP;
- Uma cópia do Projeto de Pesquisa “EFEITO DA ELETROESTIMULAÇÃO NEUROMUSCULAR NA ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA E NA FORÇA DOS MÚSCULOS ESQUELÉTICOS” está a disposição das voluntárias para consulta e/ou esclarecimentos de dúvidas.

Eu, \_\_\_\_\_ por meio deste instrumento de autorização por mim assinado, dou pleno consentimento ao pesquisador abaixo relacionado para realizarem as análises necessárias a execução do projeto de pesquisa “EFEITO DA ELETROESTIMULAÇÃO NEUROMUSCULAR NA ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA E NA FORÇA DOS MÚSCULOS ESQUELÉTICOS”.

Tenho pleno conhecimento da justificativa, objetivos, benefícios esperados e dos procedimentos a serem executados, bem como da possibilidade de receber

esclarecimentos sempre que considerar necessário. Será mantido sigilo quanto à identificação de minha pessoa e zelo a minha privacidade. Ao mesmo tempo assumo o compromisso de retornar nos períodos de controle e seguir as recomendações estabelecidas pelos pesquisadores.

Também concordo que os dados obtidos ou quaisquer outras informações permaneçam como propriedade exclusiva dos pesquisadores. Dou pleno direito da utilização desses dados e informações para uso no ensino, pesquisa e divulgação em periódicos científicos.

Piracicaba, \_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de 199 \_\_\_\_

\_\_\_\_\_  
Assinatura do Paciente

RG \_\_\_\_\_

Pesquisadores: Prof. Ms. Rinaldo Guirro

Prof. Dr. Fausto Bérzin

Contato com o pesquisador: (019) 430-1625 ou (019) 424-2725

OBS: 1ª via Pesquisador e 2ª via Voluntária

## ANEXO II

### *Calibração do Eletrodo Bipolar Ativo*

#### Calibração por Ganho

- Primeiramente o eletrodo bipolar ativo de superfície era colocado em curto-circuito com o eletrodo terra
  
- F3 – Ensaio
  
- F1 – Configuração de Entrada
  - 00 – Eletrodo Terra
  - 01 – Flexores
  - 13 – Célula de Carga
  
- Selecionar o canal 02
  
- Calibração por Ganho
  - Ganho : 0,0005
  - F3 : Lê Referência vAD
  - F10 : OK

## ANEXO III

### *Calibração da Célula de Carga*

#### Calibração por Regressão

- Primeiramente a célula de carga era suspensa e fixada em uma das extremidades por um cabo, sendo a outra utilizada para adicionar os pesos previamente aferidos.
  
- F3 – Ensaio
  
- F1 – Configuração de Entrada
  - 00 – Eletrodo Terra
  - 01 – Flexores
  - 13 – Célula de Carga
- Selecionar o canal 13
  
- Calibração por Regressão
  - Procedimentos para calibrar a célula de carga
  
  - F10 : OK

## ANEXO IV

### *Ficha de Identificação e Registro dos Dados*

Voluntário: \_\_\_\_\_

Arquivo: \_\_\_\_\_

<i>Pré-teste</i> Data: ___/___/___		<i>Pós-teste</i> Data: ___/___/___	
<b>Movimento em Flexão</b>		<b>Movimento em Flexão</b>	
1/1	$\mu$ V. Kgf.	1/1	$\mu$ V. Kgf.
1/2	$\mu$ V. Kgf.	1/2	$\mu$ V. Kgf.
1/3	$\mu$ V. Kgf.	1/3	$\mu$ V. Kgf.
<b>Movimento em Extensão</b>		<b>Movimento em Extensão</b>	
1/1	$\mu$ V. Kgf.	1/1	$\mu$ V. Kgf.
1/2	$\mu$ V. Kgf.	1/2	$\mu$ V. Kgf.
1/3	$\mu$ V. Kgf.	1/3	$\mu$ V. Kgf.

## ANEXO V

### *Procedimentos para Conversão dos Sinais*

- F3 – Tratar Dados
  - Tipo de Gráfico : x+y.t
  - Eventos : SIM
  
- Parâmetros para Gráficos
  - Canal : 01
  - Nome : Flexores
  - Unidade : ( $\mu$ V)
  - Início : 000'00,000.000"
  - Fim : 000'04,000.000"
  - Limite Superior : 2000
  - Limite Inferior : - 2000
  - Referência : 0.000
  - Liga Pontos : SIM
  - Tipo de Ponto: Ponto
  
- Menu de Comando
  - F7 – Operação sobre arquivos

- F4 – Tabela ASCii
  
- Gravação de Dados em ASCii
  - Intervalo : : 000'00,000.000" a 000'04,000.000"
  - Arquivo de Destino : A:\***nome do arquivo***
  - Ponto Decimal : .
  - Coluna de Tempo : segundos
  
- Selecciona Canais
  - 01 – Flexores – SIM
  - 13 – Célula de Carga - SIM

## ANEXO VI

### *Rotina para Tratamento dos Sinais Eletromiográficos*

#### **Análise Eletromiográfica**

#### **Funções - Traça Gráficos para sinal selecionado**

### **EMG 12**

1. Análise no tempo
  - 1.1. Forma de onda
  - 1.3. Envoltória normalizada
  
2. Análise em frequência
  - 2.1. Espectrograma
  - 2.2. Frequência mediana
  - 2.1. Densidade Espectral de Potência
  
3. Análise Probabilística
  - 3.1. Função Densidade de Probabilidade
  - 3.2. Função Distribuição de Probabilidade
  - 3.3. Histograma
  
4. Resumo
  - 4.1. Valor médio, valor mediano, valor rms, valor mínimo, valor máximo, número de amostras, duração do segmento selecionado.

Chamar:

Z = emg12(NumSinal, Nome, Unidade, PicoMed, Janela, Tempo, Nfdp, dc, DeltaE, Super, DeltaZ);

**NumSinal:** 1..N ordem do sinal ( »»»» resultado de emg1.m «««« )

**Nome:** Nome para Sinal ('Força','Tensão', ...) obs. entre aspas '....'

**Unidade:** Unidade para o sinal ('Volts','Watts',...) obs. entre aspas '....'

**PicoMed:** Normalização para envoltória ( 0 - rms, 1 - pico, 2 - média )

**Janela:** Janela para FFT

1 - hanning	2 - hamming	3 - triangular
4 - Chebyshev	5 - Kaiser	6 - retangular

**Tempo:** intervalo de tempo

[Ti Tf] - [tempo inicial até tempo final]      0 - todo tempo

**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,'Flexores','µV', 1, 1,[0], 24, 0, 100, 85, 0);
```

Autor: Antonio Marcos de Lima Araújo / CEFET – PA

## ***SEM RESTRIÇÃO DE CÓPIA E USO***

---

```
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
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 % retangular
    Jan2 = boxcar(Nj) ;
end
if Super > 100
    Super = 50 ;

```





## ANEXO VII

### *Rotina para Tratamento dos Sinais Eletromiográficos*

#### **Análise Eletromiográfica**

#### **Envoltória Normalizada**

### **EMG 126**

**Nomescr:** nome do arquivo contendo script

**Tamanho:** Tamanho da seqüência 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 = emg126('nomescr.m',Tamanho,PicoMed,Tnor,E60,Pbanda,'nomesai.m');
```

Autor: Antonio Marcos de Lima Araújo / CEFET – PA

### **SEM RESTRIÇÃO DE CÓPIA E USO**

```
% 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]= leremg1(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
        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
        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
%     vaminl = Pvcg(l) - (vVCG(l)/sqrt(Conta)) ;
%     vamaxl = Pvcg(l) + (vVCG(l)/sqrt(Conta)) ;
%     plot([Po Po],[vaminl vamaxl],'y-');
end
for l=1:LL
    Po = vtt(l) ;
%     vamin = Pvcg(l) - vVCG(l) ;
%     vamax = Pvcg(l) + vVCG(l) ;
%     plot([Po Po],[vamin vamax],'b-'); hold on
    vaminl = Pvcg(l) - (vVCG(l)/sqrt(Conta)) ;
    vamaxl = Pvcg(l) + (vVCG(l)/sqrt(Conta)) ;
    plot([Po Po],[vaminl vamaxl],'y-');
end

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

```

## ANEXO VIII

### *Rotina para Tratamento dos Sinais Eletromiográficos*

#### **Análise Eletromiográfica**

#### **Densidade Espectral de Potência**

### **EMG 125**

**Nomescr:** Nome do arquivo contendo script

**Tamanho:** Tamanho da seqüência 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 = emg125('Nomescr.m',Tamanho,Pnor,Janela,Super,E60,Pbanda,'Nomesai.m');

Autor: Antonio Marcos de Lima Araújo / CEFET – PA

***SEM RESTRIÇÃO DE CÓPIA E USO***

```
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 % retangular
    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(ll) = DSP(ll) ;
        end
        if DSP(ll) < DSPMin(ll)
            DSPMin(ll) = DSP(ll) ;
        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) ;
        end
    end
end

```

```

        opmax = 1      ;
    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
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(l) ;
        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);
% text(2,0.4,A8);

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 IX

### *Rotina para Tratamento dos Sinais Eletromiográficos*

#### **Análise Eletromiográfica**

#### **Frequência Mediana**

### **EMG 124**

**Nomescr:** Nome do arquivo contendo script

**Tamanho:** Tamanho da seqüência 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 = emg124('nomescr.m',Tamanho,Janela,Tnor,Creta,E60,Pbanda,'nomesai.m');
```

Autor: Antonio Marcos de Lima Araújo / CEFET – PA

***SEM RESTRIÇÃO DE CÓPIA E USO***

---

```
% z = emg124('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
    fcorde = 10 ;
    [Bb,Ab]= butter(6,fcorde/(fs/2),'high') ;
    E600 = 1 ;
elseif Pbanda == 2 % passa baixa em 450Hz
    fcorde = 450 ;
    [Bb,Ab]= butter(6,fcorde/(fs/2)) ;
    E600 = 1 ;
elseif Pbanda == 3 % passa alta em 10Hz e baixa em 450
    fcorde = 10 ;
    [Bb0,Ab0]= butter(6,fcorde/(fs/2),'high') ;
    fcorde = 100
    [Bb,Ab]= butter(6,fcorde/(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
        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

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

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

        op = find(Xnome!=' ') ;
        Xnome = Xnome(op) ;
        [y,Vtemp]= leremg1(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]=emg123(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 ;
        end
    end

```

```

    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) ;
    vaminl = Pvcg(l) - (vVCG(l)/sqrt(Conta)) ;
    vamaxl = Pvcg(l) + (vVCG(l)/sqrt(Conta)) ;
    plot([Po Po],[vaminl vamaxl],'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']) ;

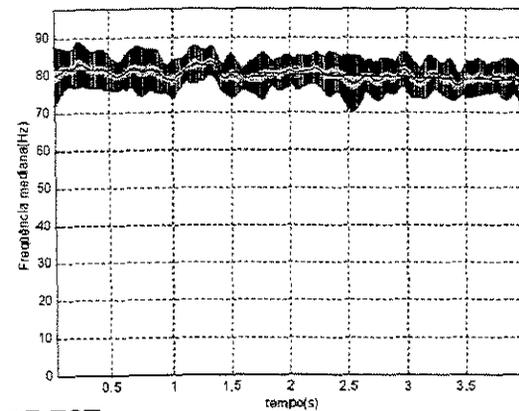
set(gcf,'NumberTitle','off','Color',[1 1 1] );
set(gcf,'Name',['Arquivo : ' nomescr] );

drawnow ;

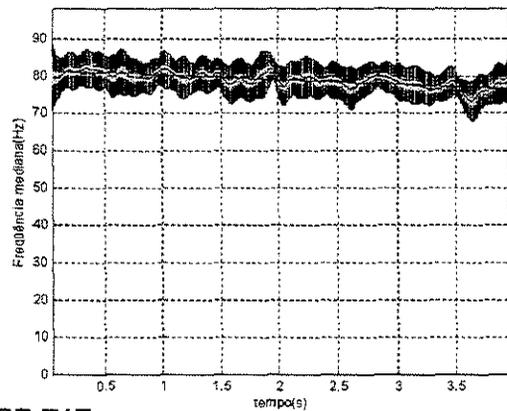
fid2 = fopen(nomesai,'w');
L = length(Pvcg)
for l=1:L
    fprintf(fid2,'%6.2f %6.2f\n',vtt(l),Pvcg(l));
end
fclose(fid2) ;

```

## ANEXO X

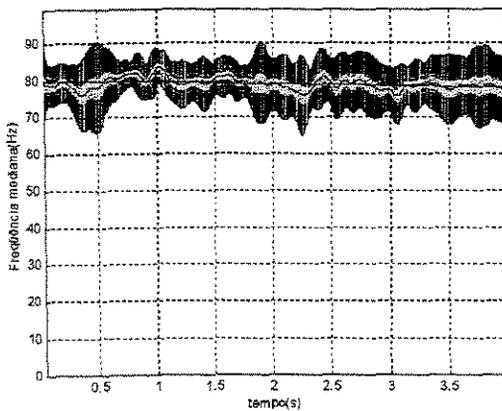


BF-E0E

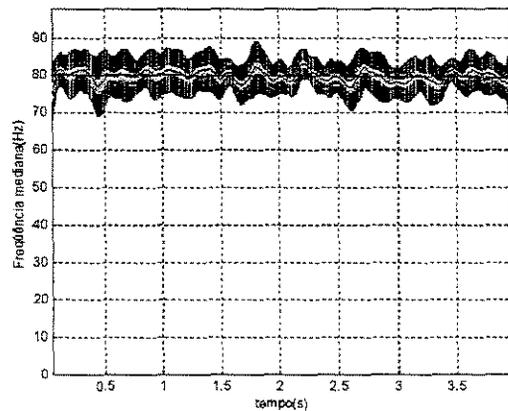


BF-E1E

Figura 16 - Gráficos representativos da frequência mediana do espectro de frequência do sinal eletromiográfico dos músculos flexores da mão, dos grupos eletroestimulados com baixa frequência (BF), na posição de extensão (E), pré (0) e pós (1) estimulação, sendo o sinal coletado em extensão (E) da mão, n = 6.

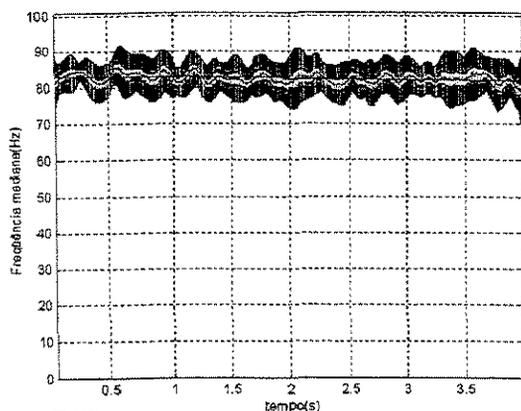


BF-E0F

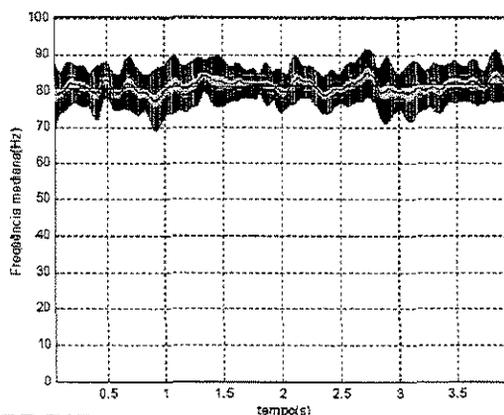


BF-E1F

Figura 17 - Gráficos representativos da frequência mediana do espectro de frequência do sinal eletromiográfico dos músculos flexores da mão, dos grupos eletroestimulados com baixa frequência (BF), na posição de extensão (E), pré (0) e pós (1) estimulação, sendo o sinal coletado em flexão (F) da mão, n = 6.

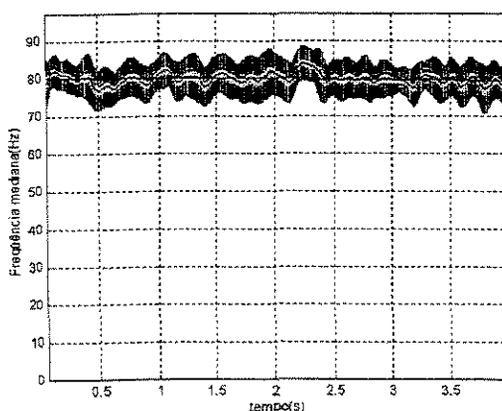


BF-F0F

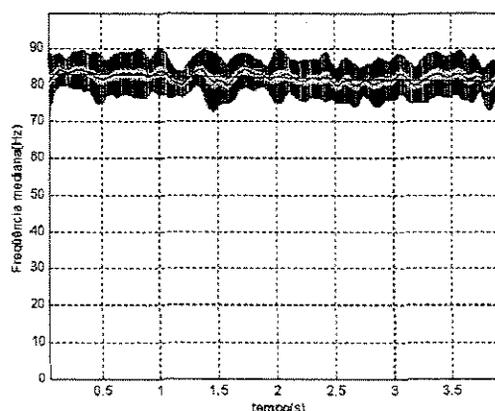


BF-F1F

Figura 18 - Gráficos representativos da frequência mediana do espectro de frequência do sinal eletromiográfico dos músculos flexores da mão, dos grupos eletroestimulados com baixa frequência (BF), na posição de flexão (F), pré (0) e pós (1) estimulação, sendo o sinal coletado em flexão (F) da mão,  $n = 6$ .

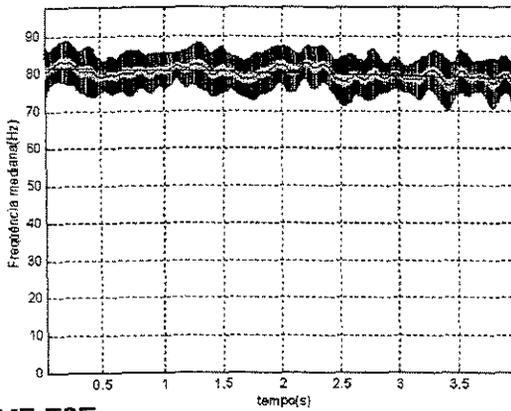


MF-F0E

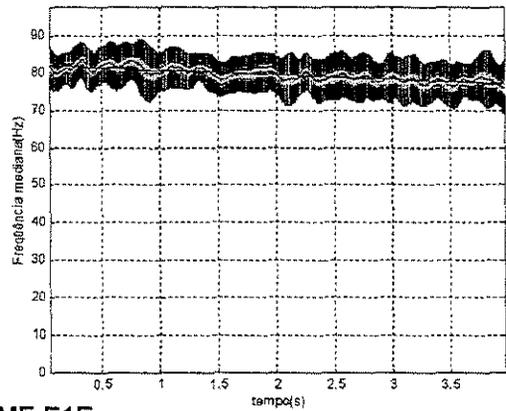


MF-F1E

Figura 19 - Gráficos representativos da frequência mediana do espectro de frequência do sinal eletromiográfico dos músculos flexores da mão, dos grupos eletroestimulados com média frequência (BF), na posição de flexão (F), pré (0) e pós (1) estimulação, sendo o sinal coletado em extensão (E) da mão,  $n = 6$ .

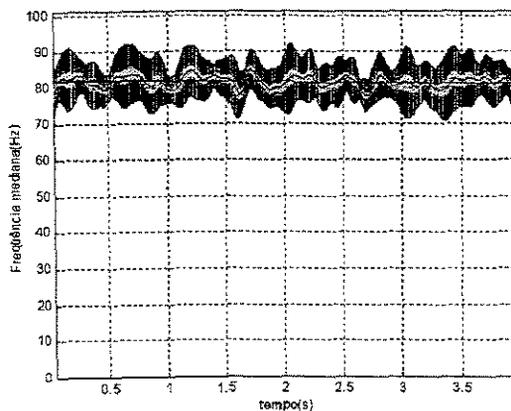


**MF-E0E**

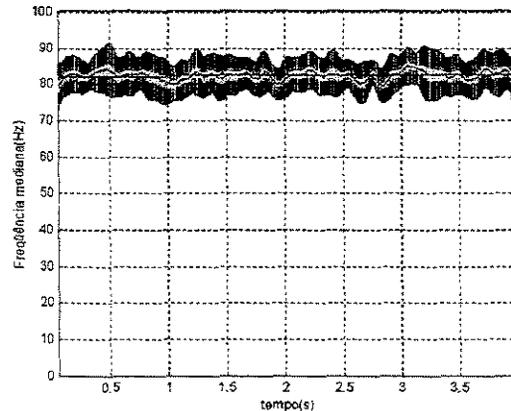


**MF-E1E**

**Figura 20** - Gráficos representativos da frequência mediana do espectro de frequência do sinal eletromiográfico dos músculos flexores da mão, dos grupos eletroestimulados com média frequência (MF), na posição de extensão (E), pré (0) e pós (1) estimulação, sendo o sinal coletado em extensão (E) da mão, n = 6.

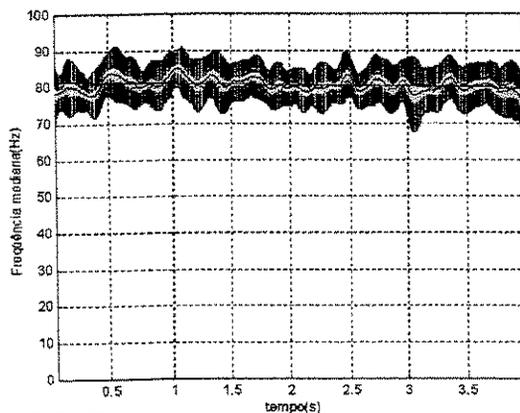


**MF-E0F**

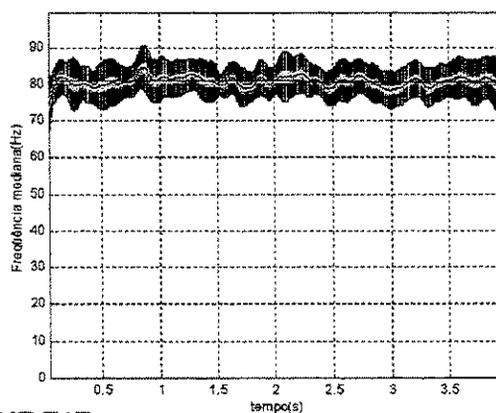


**MF-E1F**

**Figura 21** - Gráficos representativos da frequência mediana do espectro de frequência do sinal eletromiográfico dos músculos flexores da mão, dos grupos eletroestimulados com média frequência (MF), na posição de extensão (E), pré (0) e pós (1) estimulação, sendo o sinal coletado em flexão (F) da mão, n = 6.

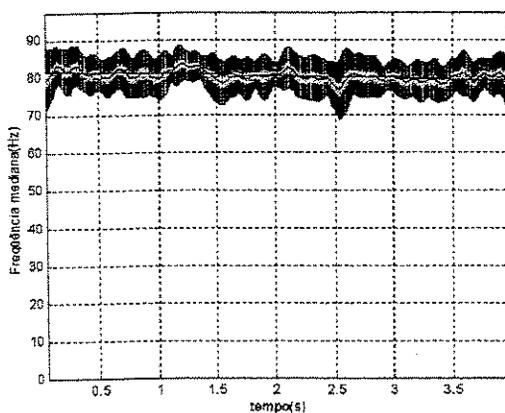


MF-F0F

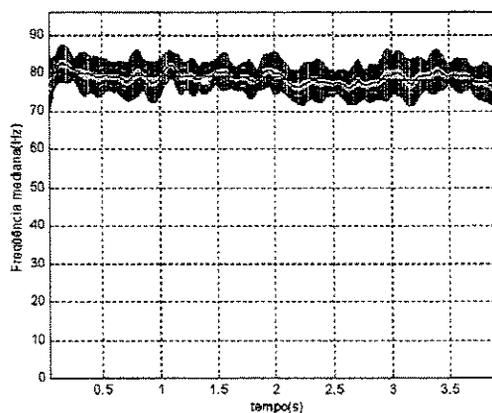


MF-F1F

Figura 22 - Gráficos representativos da frequência mediana do espectro de frequência do sinal eletromiográfico dos músculos flexores da mão, dos grupos eletroestimulados com média frequência (MF), na posição de flexão (F), pré (0) e pós (1) estimulação, sendo o sinal coletado em flexão (F) da mão, n = 6.

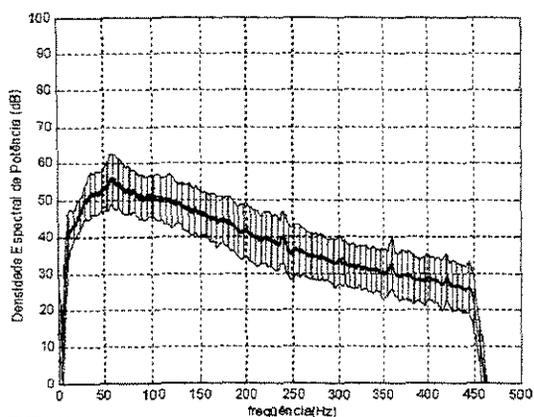


BF-F0E

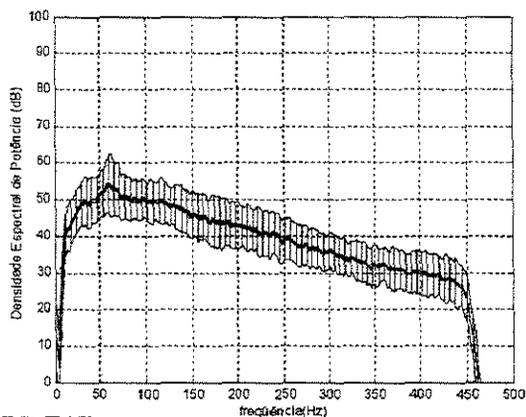


BF-F1E

Figura 23 - Gráficos representativos da frequência mediana do espectro de frequência do sinal eletromiográfico dos músculos flexores da mão, dos grupos eletroestimulados com baixa frequência (BF), na posição de flexão (F), pré (0) e pós (1) estimulação, sendo o sinal coletado em extensão (E) da mão, n = 6.

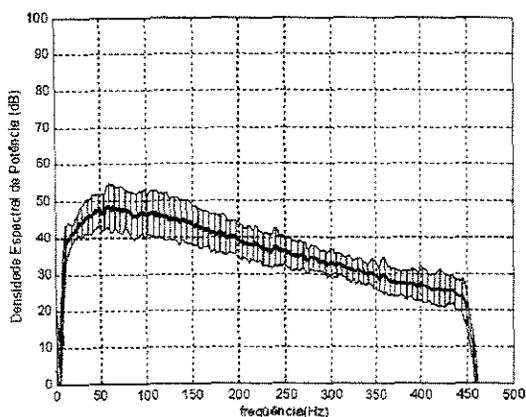


BF-E0E

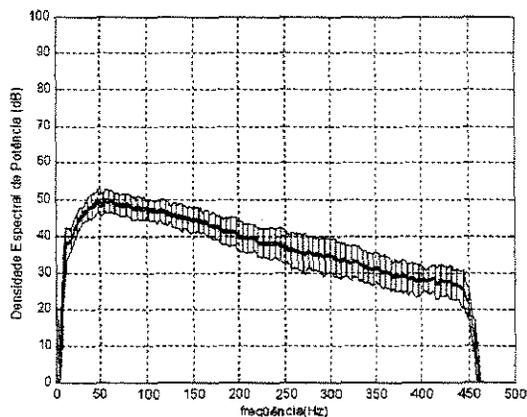


BF-E1E

Figura 24 - Gráficos representativos da densidade espectral de potência do sinal eletromiográfico dos músculos flexores da mão, dos grupos eletroestimulados com baixa frequência (BF), na posição de extensão (E), pré (0) e pós (1) estimulação, sendo o sinal coletado em extensão (E) da mão, n = 6.

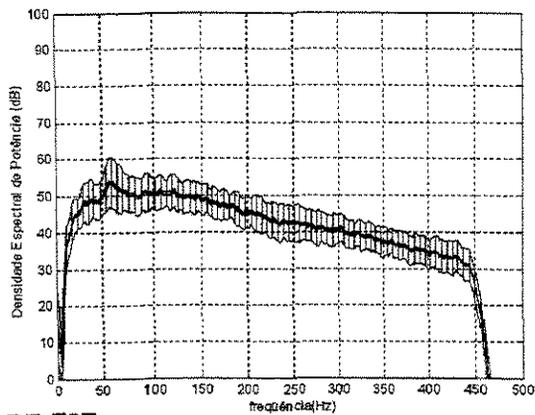


BF-E0F

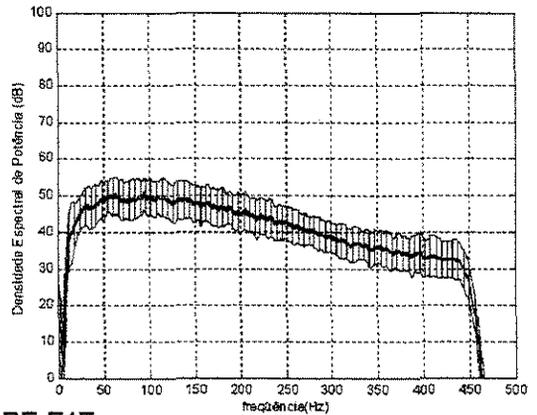


BF-E1F

Figura 25 - Gráficos representativos da densidade espectral de potência do sinal eletromiográfico dos músculos flexores da mão, dos grupos eletroestimulados com baixa frequência (BF), na posição de extensão (E), pré (0) e pós (1) estimulação, sendo o sinal coletado em flexão (F) da mão, n = 6.

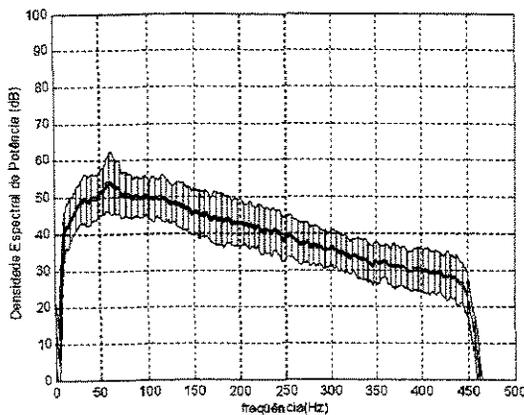


BF-F0F

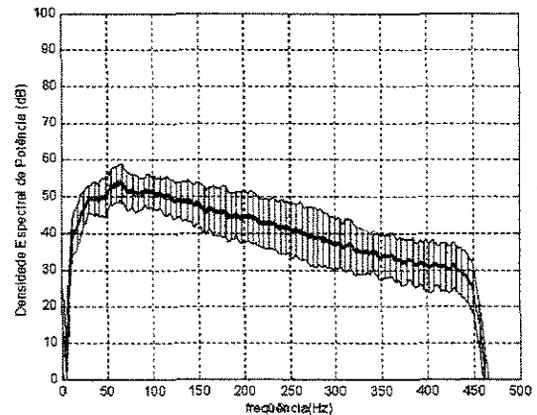


BF-F1F

Figura 26 - Gráficos representativos da densidade espectral de potência do sinal eletromiográfico dos músculos flexores da mão, dos grupos eletroestimulados com baixa frequência (BF), na posição de flexão (F), pré (0) e pós (1) estimulação, sendo o sinal coletado em flexão (F) da mão, n = 6.

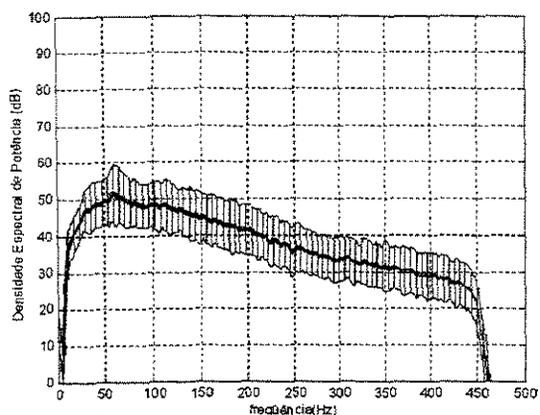


BF-F0E

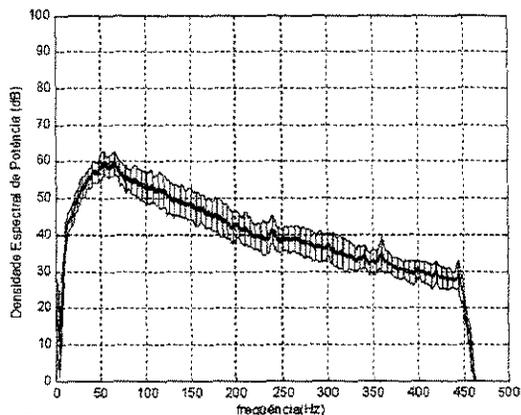


BF-F1E

Figura 27 - Gráficos representativos da densidade espectral de potência do sinal eletromiográfico dos músculos flexores da mão, dos grupos eletroestimulados com baixa frequência (BF), na posição de flexão (F), pré (0) e pós (1) estimulação, sendo o sinal coletado em extensão (E) da mão, n = 6.

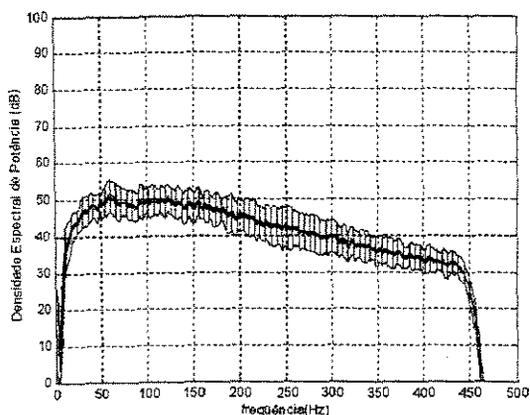


MF-E0E

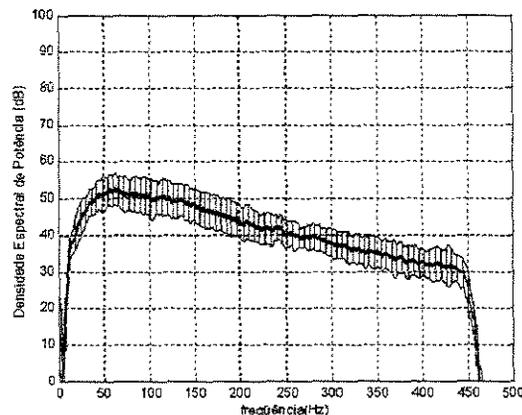


MF-E1E

Figura 28 - Gráficos representativos da densidade espectral de potência do sinal eletromiográfico dos músculos flexores da mão, dos grupos eletroestimulados com média frequência (MF), na posição de extensão (E), pré (0) e pós (1) estimulação, sendo o sinal coletado em extensão (E) da mão, n = 6.

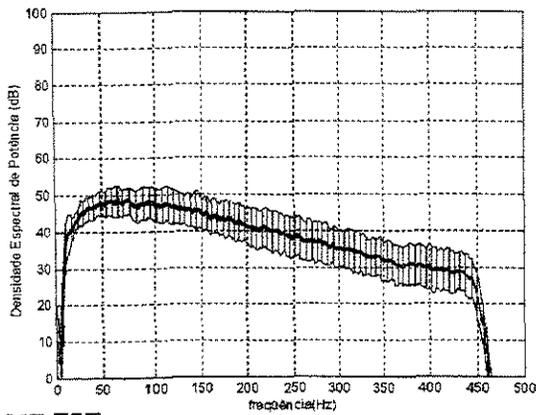


MF-E0F

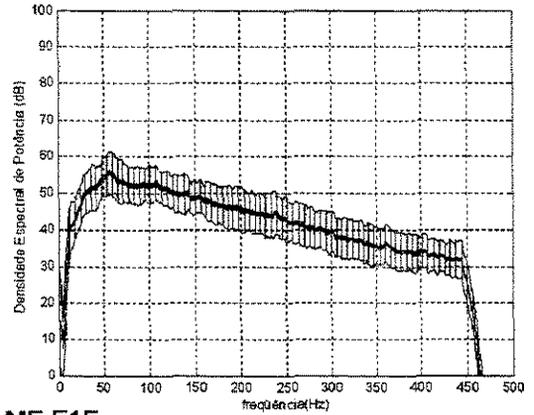


MF-E1F

Figura 29 - Gráficos representativos da densidade espectral de potência do sinal eletromiográfico dos músculos flexores da mão, dos grupos eletroestimulados com média frequência (MF), na posição de extensão (E), pré (0) e pós (1) estimulação, sendo o sinal coletado em flexão (F) da mão, n = 6.

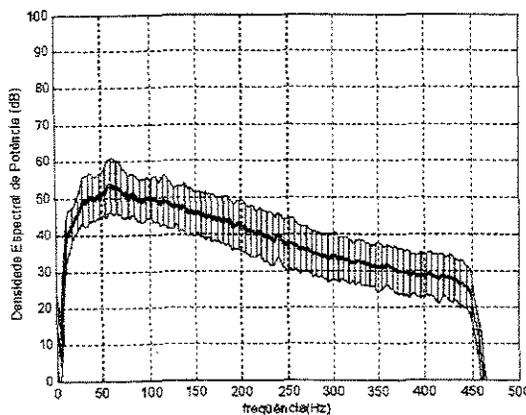


MF-F0F

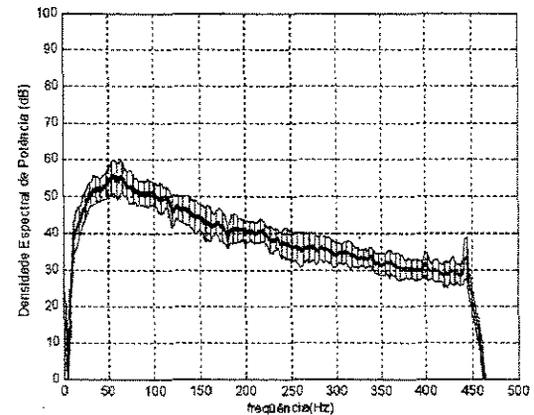


MF-F1F

Figura 30 - Gráficos representativos da densidade espectral de potência do sinal eletromiográfico dos músculos flexores da mão, dos grupos eletroestimulados com média frequência (MF), na posição de flexão (F), pré (0) e pós (1) estimulação, sendo o sinal coletado em flexão (F) da mão, n = 6.



MF-F0E



MF-F1E

Figura 31 - Gráficos representativos da densidade espectral de potência do sinal eletromiográfico dos músculos flexores da mão, dos grupos eletroestimulados com média frequência (BF), na posição de flexão (F), pré (0) e pós (1) estimulação, sendo o sinal coletado em extensão (E) da mão, n = 6.