

APLICAÇÃO DO FILTRO DE WIENER PARA TRATAMENTO DE SINAIS ELETROMIOGRÁFICOS

Giovana Yuko Nakashima

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-
Graduação Interunidades em Bioengenharia
Escola de Engenharia de São Carlos /
Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto /
Instituto de Química de São Carlos da
Universidade de São Paulo, para obtenção do
título de Mestre em Bioengenharia

ORIENTADOR: Prof. Dr. José Carlos Pereira

São Carlos

2003

*A meu filho Lyan,
a todos que puderem se utilizar desta pesquisa,
e a todas as pessoas que tenham um sonho.*

Ao professor José Carlos Pereira pela compreensão, paciência, orientação e confiança.

Ao professor Marcelo Basílio Joaquim pela solução de dúvidas e realizações de testes.

À Instituição Toledo de Ensino, na pessoa de seu diretor Édson Márcio Toledo de Mesquita, por ter acreditado e incentivado de maneira concreta.

Às amigas Fátima, Kátia, Parê, e Márcia, pelo interesse e colaboração.

Aos laboratórios de Avaliação e Intervenção em Ortopedia e Traumatologia do Departamento de Fisioterapia da Universidade Federal de São Carlos, e Labciber da Universidade de São Paulo, pela disponibilização de equipamentos e pessoal para a captação dos sinais utilizados.

À Janete, pelo auxílio nas questões acadêmicas.

À amiga Maíra, pelo apoio incondicional durante o longo e difícil caminho para chegar a esta dissertação.

A meu avô materno Yoneziro Doi, pela luz e exemplo de vida.

A meu filho Lyan, por ser a razão e motivação de tudo que faço.

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS	i
LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS	v
RESUMO	vi
ABSTRACT	vii
INTRODUÇÃO	1
OBJETIVOS	3
1 CONCEITOS DA ELETROMIOGRAFIA	4
1.1 Terminologia	4
1.2 A unidade motora	6
1.3 Tipos de fibras musculares	8
2 INSTRUMENTAÇÃO	9
2.1 Eletrodos	9
2.1.1 Eletrodos invasivos	9
2.1.2 Eletrodos de superfície	9
2.2 Impedância do tecido muscular	10
2.3 Cross-talk	12
2.4 Propriedade de filtragem de configurações bipolares	12
2.5 Considerações sobre os sinais	14
2.3.1 Ruído	14
2.3.2 Relação sinal-ruído (SNR)	15
3 DESCRIÇÃO E ANÁLISE DO SINAL EMG	16
3.1 O potencial de ação da unidade motora (MUAP)	16
3.2 As séries de MUAPs (MUAPTs)	18
3.2.1 Processos aleatórios	18
3.2.2 Um modelo para as MUAPTs	20
3.2.3 Um modelo para o sinal EMG	22
3.3 Propriedades do espectro de densidade de potência do sinal EMG	26
3.4 Análise do sinal EMG no domínio do tempo	31

3.4.1 Retificação	31
3.4.2 Suavização do sinal retificado	32
3.4.3 Médias do sinal retificado	32
3.4.4 Integração	32
3.4.5 O valor RMS (root mean square)	33
3.4.6 Exemplificação	33
3.5 Análise do sinal EMG no domínio da frequência	33
4 AMPLITUDE E FORÇA DO SINAL EMG	35
4.1 Contrações anisométricas	38
5 TÔNUS MUSCULAR E FADIGA	39
5.1 Repouso e tônus muscular	39
5.2 Fadiga	39
5.2.1 Controle da contração muscular	40
5.2.2 Antagonistas e sinergia	40
6 FILTROS	41
6.1 Filtros Determinísticos	41
6.2 Filtros Ótimos	42
6.3 Filtro de Wiener	42
6.3.1 Filtro de Wiener FIR	43
6.3.2 Cancelador de ruído	44
6.4 Filtro de Wiener Adaptativo	46
6.4.1 Algoritmo LMS	47
7 PESQUISA REALIZADA	49
7.1 Materiais e métodos	49
7.1.1 Sinais para testes	49
7.1.2 Primeira série de sinais	50
7.1.3 Segunda série de sinais	50
7.1.4 Terceira série de sinais	50
7.2 Resultados	51
7.3 Discussão	54
7.4 Conclusão	55
7.5 Sugestões para estudos posteriores	56
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	57

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 – Esquema de uma unidade motora.	6
FIGURA 2 – Esquema de uma terminação neural junto a uma fibra muscular. (adaptada de BELTRAMINI, 2000)	7
FIGURA 3 – Configuração bipolar. (adaptado de BASMAJIAN & de LUCA, 1985)	10
FIGURA 4 – Esquema do eletrodo duplo diferencial.	10
FIGURA 5 – Representação da função de filtragem do tecido. O parâmetro d indica a distância de uma fibra ativa ao eletrodo de captação. Essas curvas foram obtidas considerando a velocidade de condução através da fibra muscular igual a 4 m/s, e o diâmetro da fibra muscular igual a 100 μm . (adaptada de LINDSTRÖM, 1970)	11
FIGURA 6 – Declínio da amplitude pico-a-pico do potencial de ação da fibra muscular para um eletrodo monopolar e bipolar localizado perpendicularmente ou paralelamente à direção das fibras musculares. A ordenada representa a amplitude em termos de porcentagem da amplitude com distância zero da superfície da fibra. A abscissa exibe a distância da superfície da fibra à superfície de captação mais próxima. A distância na qual a amplitude declina a 25% é expressa para as três configurações de eletrodo pela linha horizontal: monopolar, 116 μm ; bipolar perpendicular, 63 μm ; bipolar paralelo, 76 μm . (adaptada de ANDREASSEN & ROSENFALCK, 1978)	12
FIGURA 7 – (A) Representação esquemática das características de filtragem da deteção bipolar amplificada diferencialmente. (B) Função de filtragem para um eletrodo de superfície (linha sólida), e de agulha (linha tracejada), com distância de interdetecção (d) igual a 1 cm e 0,5 mm, respectivamente, e velocidade de condução de 4 m/s para ambos. (adaptada de BASMAJIAN & de LUCA, 1985)	14
FIGURA 8 – Representação esquemática da geração do potencial de ação da unidade motora. (adaptada de BASMAJIAN & de LUCA, 1985)	17

FIGURA 9 – Representação gráfica de um processo aleatório.	19
FIGURA 10 – Gráfico da função densidade de probabilidade.	19
FIGURA 11 – Modelo para uma série de potencial de ação da unidade motora (MUAPT). (adaptada de BASMAJIAN & de LUCA, 1985)	21
FIGURA 12 – Um sinal EMG formado pela superposição de 25 MUAPTs matematicamente geradas. (adaptada de BASMAJIAN & de LUCA, 1985) ...	22
FIGURA 13 – Representação esquemática do modelo para geração do sinal EMG. (adaptada de BASMAJIAN & de LUCA, 1985)	23
FIGURA 14 – Expressões teóricas para parâmetros do sinal EMG e suas relações a correlatos fisiológicos de um músculo em contração. (adaptada de BASMAJIAN & de LUCA, 1985).....	24
FIGURA 15 – Taxa de disparo generalizada das séries de potencial de ação da unidade motora, como uma função do tempo de contração normalizado a vários níveis de força constante, normalizada em relação à contração voluntária máxima. (adaptada de BASMAJIAN & de LUCA, 1985).....	25
FIGURA 16 – Magnitude das transformadas de Fourier e histogramas dos IPIs das séries de potencial de ação da unidade motora obtidas durante duas contrações de força constante a 50% da força máxima. A linha sólida representa a média. (adaptada de BASMAJIAN & de LUCA, 1985)	28
FIGURA 17 – Espectro densidade de potência de sinal EMG obtido durante contrações de força constante a 5%, 10% e 25% do nível máximo, em que picos abaixo de 30 Hz são mais visíveis a 5% e 10%. (adaptada de HOGAN, 1976)	29
FIGURA 18 – Espectro de frequência de um sinal EMG com uma representação gráfica de modificações que ocorrem em função do tempo e da força de contração. (adaptada de BASMAJIAN & de LUCA, 1985)	31
FIGURA 19 – Quatro técnicas de análise: (a) sinal EMG bruto; (b) sinal retificado integrado; (c) média do sinal retificado (d) RMS; (e) sinal retificado suavizado. A base de tempo para cada gráfico é de 0,5 ms. (adaptada de BASMAJIAN et al, 1975)	34
FIGURA 20 – Uma versão idealizada do espectro de frequências de sinais EMG, com indicação de três parâmetros: a frequência mediana (f_{med}), a frequência média (f_{mean}), e a largura de banda. (adaptada de BASMAJIAN & de LUCA, 1985)	34

FIGURA 21 – Efeito do músculo na relação sinal EMG-força. n representa o número de contrações consideradas para cada músculo. Cada conjunto de dados foi obtido de 13 sujeitos. (adaptada de LAWRENCE & de LUCA, 1983).....	36
FIGURA 22 – Efeito de rigorosos regimes de treinamento na relação sinal EMG -força, em três diferentes músculos. n representa o número de contrações cuja média foi utilizada para obter as curvas traçadas. Os dados foram obtidos de 13 sujeitos. (adaptada de LAWRENCE & de LUCA, 1983)	37
FIGURA 23 – Curvas de força-comprimento para um músculo isolado. Curva 1 é a força elástica passiva de um músculo que está esticado. Curva 3 é a força total de um músculo contraído em diferentes comprimentos. Curva 2 é a força desenvolvida pelo mecanismo contrátil: é obtida subtraindo-se a curva 1 da curva 3. (adaptada de BASMAJIAN & de LUCA, 1985).....	38
FIGURA 24 – Traçados A, B e C exibem graus variáveis de atividade EMG em quadríceps em repouso de três diferentes pacientes espásticos. Mu itos sujeitos podem ser levados ao “silêncio EMG” de C sem medicamentos. (D, E e F mostram os resultados de um medicamento relaxante nos mesmos três pacientes). (adaptada de BASMAJIAN & SZATMARI, 1955)	39
FIGURA 25 – Categorias de filtros determinísticos, com detalhe, na figura a), para as bandas de passagem, de transição e de rejeição. (adaptada de SMITH, 1999)	41
FIGURA 26 – Ilustração do problema geral do filtro de Wiener. Dados dois processos estacionários, $x(n)$ e $d(n)$, que são estatisticamente relacionados entre si, o filtro $W(z)$ minimiza a estimativa do erro médio quadrático, $\hat{d}(n)$, de $d(n)$. (adaptada de DE FATTA, LUCAS, HODGKISS, 1988).....	42
FIGURA 27 – Representação esquemática de um cancelador de ruído. (adaptada de DE FATTA, LUCAS, HODGKISS, 1988)	45
FIGURA 28 – Diagrama de blocos de um filtro adaptativo como cancelador de ruído. (adaptada de DE FATTA, LUCAS, HODGKISS, 1988)	46
FIGURA 29 – Um dos sinais gerados para teste; no topo o sinal senoidal, e abaixo, o contaminado com ruído branco.	50
FIGURA 30 – Gráfico de sinal e ruído utilizados na primeira série de sinais.	51
FIGURA 31 – Saídas obtidas pelos filtros, utilizando o sinal de teste da figura 29.	52
FIGURA 32 –Resultados obtidos a partir dos sinais gerados para testes.	52
FIGURA 33 – Resultados obtidos a partir da primeira série de sinais.	53
FIGURA 34 – Resultados obtidos a partir do segundo conjunto de sinais.	53

FIGURA 35 – Resultados obtidos a partir da terceira série de sinais.	54
FIGURA 36 – Gráfico da Transformada Rápida de Fourier (FFT) de um dos sinais contaminados.	55
FIGURA 37 – Gráfico da Transformada Rápida de Fourier (FFT) de um dos sinais considerados como ruído.	55

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

EMG	- Eletromiografia
FF	- Fast Fatigable (Fatigáveis Rápidas – fibras musculares)
FFT	- Fast Fourier Transform (Transformada Rápida de Fourier)
FR	- Fast Resistent (Resistentes Rápidas – fibras musculares)
IPI	- Interpulse Interval (Intervalo Interpulso)
LMS	- Least Mean Square (Mínimos Quadrados)
MAP	- Motor Action Potencial (Potencial de Ação Motora)
MSE	- Mean Square Error (Erro Quadrático Médio)
MU	- Motor Unit (Unidade Motora)
MUAP	- Motor Unit Action Potencial (Potencial de Ação da Unidade Motora)
MUAPT	- Motor Unit Action Potencial Train (Série de Potenciais de Ação da Unidade Motora)
MVC	- Maximal Voluntary Contraction (Contração Voluntária Máxima)
RMS	- Root Mean Square (Valor da Raiz da Média Quadrada)
S	- Slow (Lentas – fibras musculares)
SNR	- Signal Noise Rate (Relação Sinal-Ruído)

RESUMO

NAKASHIMA, G.Y. **Aplicação do Filtro de Wiener para Tratamento de Sinais Eletromiográficos**. São Carlos, 2003. Dissertação de mestrado, Universidade de São Paulo.

A eletromiografia consiste no estudo dos movimentos dos músculos através dos sinais elétricos emitidos pelos mesmos. Esses sinais são captados por meio de eletrodos (de superfície ou de agulha), sendo muito suscetíveis a variações e interferências não relacionadas diretamente com o movimento muscular (ruídos). Visando obter dados qualitativamente confiáveis, o processamento digital de sinais fornece como ferramentas os filtros ótimos e adaptativos, que são utilizados quando o sinal desejado está contaminado por ruído. Com a finalidade de diminuir o ruído presente no sinal eletromiográfico, foram implementados os filtros de Wiener e Wiener adaptativo com o algoritmo LMS (least mean square), tendo a análise da relação sinal/ruído dos sinais obtidos demonstrado que não há diferença significativa entre os filtros. Como conclusão, no tratamento de sinais eletromiográficos, pode-se aplicar tanto o filtro de Wiener como o de Wiener adaptativo, observando-se que este último apresenta a vantagem de consumir menos tempo de processamento.

Palavras-chave: Eletromiografia; Processamento Digital de Sinais; Filtro de Wiener.

ABSTRACT

NAKASHIMA, G.Y. **Application of Wiener Filter to Electromyography Signals Treatment.** São Carlos, 2003. Dissertação de mestrado, Universidade de São Paulo.

Electromyography is the study of muscle movements through the electrical signal that they emanate. These signals are detected with electrodes (surface or needle), where variations and interferences not directly related with movement are present (noises). Digital signal processing provides optimal and adaptive filters with the aim to get qualitative reliable data. The filters are used when desired signal is corrupted by noise. With the purpose of noise reduction in electromyography signal, Wiener and adaptive Wiener filters (the last one with least mean square algorithm) were implemented. However, signal-to-noise ratio analysis gave evidence that there is no significant difference between both the filters. As conclusion, in electromyography signal treatment, Wiener and adaptive Wiener filters could be used, with the only difference that the last one takes less processing time.

Keywords: Electromyography; Digital Signal Processing; Wiener Filter.

INTRODUÇÃO

Eletromiografia (EMG) é o estudo da função muscular através da aquisição do sinal elétrico que os músculos produzem.

O movimento dos órgãos e membros é o sinal primário da vida animal, uma das razões pela qual o homem sempre teve curiosidade acerca de órgãos e locomoção de seu próprio corpo e de outros seres vivos.

O Renascimento revitalizou a ciência como um todo, sendo o interesse nos músculos inevitável. Dessa época remonta a obra *Fabrica*, de Andreas Vesalius, que, apesar de ter trabalhado com músculos mortos, deixando sua dinâmica de lado, é considerado o “pai” da anatomia moderna.

O primeiro cientista a documentar que a eletricidade poderia ser gerada no músculo foi Francesco Redi, que suspeitou que o choque do peixe elétrico tinha origem muscular. Em 1791, a relação entre eletricidade e contração muscular foi observada por Luigi Galvani, através de experimentos em que músculos das pernas de uma rã foram despolarizados pelo contato de varas metálicas. Essa descoberta é considerada o nascimento da neurofisiologia, tornando Galvani o “pai” dessa área do conhecimento. Em um experimento posterior, Galvani reafirmou que uma contração muscular pode ser induzida colocando o final livre de um nervo através de um músculo, sem a intervenção de metais. Mas a prova final de que correntes elétricas realmente se originam em músculos só aconteceu em 1838, com Carlo Matteucci utilizando um galvanômetro.

Em 1849, Du Bois – Reymond foi o primeiro a relatar a detecção de sinais de eletricidade voluntariamente induzidas por músculos humanos. As técnicas de detecção foram grandemente simplificadas com a invenção do tubo de raios catódicos, em 1897. Em 1922, Gasser e Erlanger utilizaram um osciloscópio de raios catódicos no lugar do galvanômetro, que, até então, era o único aparato capaz de “exibir” os sinais dos músculos.

Utilizando amplificadores a válvula, o “traçado” de um músculo com paralisia do nervo periférico foi primeiramente obtido em 1928, por Proebster.

A observação da atividade elétrica presente em fibras musculares individuais ou de pequenos grupos foi possibilitada pelos eletrodos de agulha, cujo uso foi explorado por Buchthal e colegas durante as décadas de 1950 e 1960.

À medida que qualidade e disponibilidade dos instrumentos foram melhorados, especialistas começaram a aumentar o uso da eletromiografia, não somente na detecção do sinal, como em sua criação, como em 1960, quando engenheiros russos revelaram o desenvolvimento de uma prótese de mão controlada por sinais eletromiográficos obtidos dos músculos do braço.

Atualmente, a EMG é empregada para diagnóstico de doenças neuromusculares e traumatismos, bem como para o estudo do movimento muscular.

O sinal EMG captado é passível de contaminação, em que o ruído pode estar presente na faixa de frequência do próprio sinal. Nesse caso, para aumentar a qualidade do sinal, faz-se necessário o uso de filtros ótimos, sendo o filtro de Wiener o utilizado no presente trabalho.

OBJETIVOS

O presente trabalho tem como objetivo a redução de ruído em sinais eletromiográficos, através do estudo, utilização e análise dos filtros de Wiener e Wiener adaptativo.

1 CONCEITOS DA ELETROMIOGRAFIA

1.1 Terminologia

Motoneurônio-alfa: estrutura neural cujo corpo celular está localizado na coluna vertebral e que, através de seu axônio e ramificações terminais, inerva um grupo de fibras musculares.

Unidade motora (MU): termo utilizado para descrever a menor unidade muscular controlável; consiste de um único motoneurônio-alfa, sua junção neuromuscular, e as fibras musculares que ele inerva (de 3 a 2000 fibras).

Potencial de ação da fibra muscular ou potencial de ação motor (MAP): nome dado à forma de onda detectada resultante da onda de despolarização que propaga em ambas as direções ao longo de cada fibra muscular.

Potencial de ação da unidade motora (MUAP): forma de onda que consiste da soma espaço-temporal dos potenciais de ação de fibras musculares individuais localizadas na vizinhança de detecção.

Série de potencial de ação da unidade motora (MUAPT): sequência repetitiva de MUAPs de uma unidade motora.

Intervalo interpulso (IPI): tempo entre descargas contíguas de uma unidade motora.

Taxa de disparo instantâneo: parâmetro que representa o valor inverso ao IPI.

Taxa média de disparo: média de taxa de disparos de uma unidade motora em um dado período de tempo; é medida em unidades de pulsos por segundo.

Sincronização: descreve a tendência de uma unidade motora a descarregar junto ou quase ao mesmo tempo que outra unidade motora; interdependência entre duas ou mais unidades motoras.

Sinal eletromiográfico: sinal total detectado por um eletrodo; é a soma de todas as MUAPTs de todas as unidades motoras ativas dentro da área de abrangência do eletrodo.

Sinal mioelétrico: nomenclatura alternativa para sinal eletromiográfico.

Amplitude: quantidade que expressa o nível de atividade do sinal.

Tempo de duração: quantidade de tempo em que uma forma de onda apresenta energia.

Fase: característica de avanço ou atraso de um sinal.

Forma: características de um sinal que se mantêm inalteradas com escalonamento no domínio do tempo ou da frequência; por exemplo, as fases de um potencial de ação.

Forma de onda: todos os aspectos associados a um sinal como uma função do tempo, como potencial, tensão ou corrente; incorpora noções de forma, amplitude e tempo de duração.

Decomposição: processo através do qual MUAPs individuais são extraídos do sinal mioelétrico.

Eletrodo: dispositivo ou unidade através da qual uma corrente elétrica penetra ou deixa um eletrólito.

Superfície de detecção: a porção do eletrodo que está em contato direto com o meio que está sendo analisado.

Eletrodo unipolar: eletrodo com uma superfície de detecção.

Eletrodo bipolar: eletrodo que consiste de duas superfícies de detecção.

Detecção: processo de captação de sinal por eletrodo.

Gravação: processo que cria um registro do sinal detectado em alguma mídia.

Contração isométrica: contração durante a qual o comprimento do músculo se mantém constante.

Contração isotônica: contração em que o comprimento do músculo pode variar.

Contração voluntária máxima (MVC): a maior quantidade de esforço que um indivíduo pode exercer; normalmente, o esforço é concentrado em um músculo ou em uma articulação, e é geralmente medida pelo monitoramento da força.

Músculo agonista: músculo que inicia uma contração.

Músculo antagonista: músculo de contribuição negativa a uma contração.

Músculo sinérgico: músculo que auxilia uma contração.

Largura de banda: intervalo de frequências

Espectro de frequência: função que caracteriza a distribuição de energia numa onda, em termos de frequências.

Processo aleatório ergódico e estacionário discretizado: processo de caráter estatístico, estocástico, randômico (aleatório), com sinais compostos por amostras tomadas em intervalos regularmente espaçados (discretizado), cujas médias temporais convergem para as médias estatísticas, em que as propriedades estatísticas são invariantes ao deslocamento do tempo (estacionário).

Transformada rápida de Fourier: função que representa um sinal no domínio da frequência.

DC: quando a amplitude do sinal é constante, ou varia muito pouco.

Ordem ou comprimento do filtro: número de coeficientes do filtro.

1.2 A unidade motora

Unidade motora é o termo utilizado para nomear a unidade funcional de um músculo. Essa unidade é composta por um motoneurônio -alfa, suas junções neuromusculares e por fibras musculares ligadas à mesma (fig. 1).

Fibras musculares são as unidades estruturais de uma contração; são fios com 10 a 100 μm de diâmetro, que, em repouso, podem medir até 30 cm de comprimento.

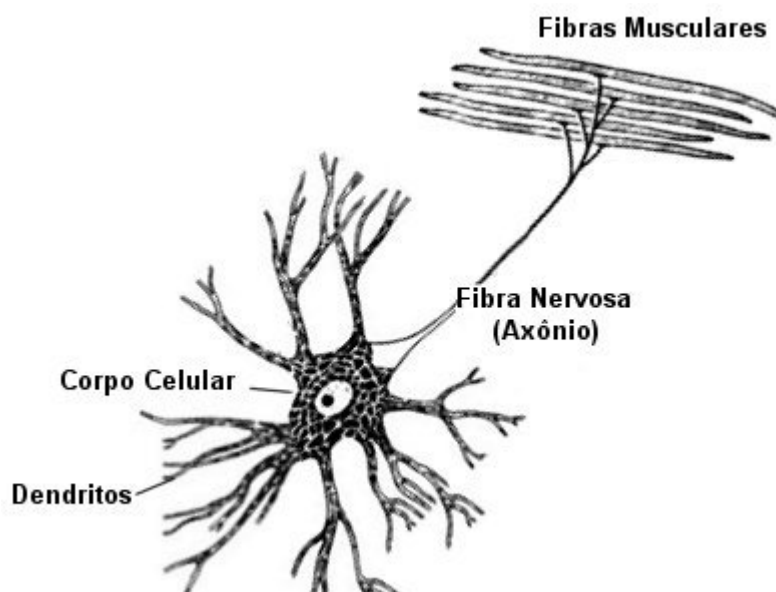


FIGURA 1 – Esquema de uma unidade motora.

Durante a contração de um músculo, as fibras musculares que o constituem são contraídas e relaxadas em pequenos grupos, onde cada um deles é suprido pelas ramificações terminais de um único axônio. Dessa forma, a contração ocorre pelo impulso de várias unidades motoras, que atinge as fibras musculares quase simultaneamente. A diferença no tempo de ativação das fibras de uma mesma unidade motora, se deve ao atraso introduzido pelo comprimento e diâmetro de cada uma das ramificações do axônio, e pela descarga

aleatória de pacotes de acetilcolina liberados em cada junção neuromuscular. Devido a esse processo aleatório, a excitação de cada fibra muscular de uma unidade motora é uma função aleatória no tempo, com desvio padrão de cerca de 20 μ s.

O número de fibras musculares de uma unidade motora é denominado taxa de inervação, e é muito variado. Geralmente, depende do tipo de movimento realizado: os dedicados a movimentos delicados, têm um número pequeno de fibras por unidade motora, como, por exemplo, as unidades ligadas aos ossículos do ouvido. Já músculos grandes, como os dos membros, são compostos por unidades motoras com maiores taxas de inervação. Durante uma contração, as unidades motoras com menor número de fibras são excitadas primeiro e, conforme a força é aumentada progressivamente, as unidades maiores são ativadas, acarretando em aumento na frequência ou taxa de disparo das unidades motoras envolvidas.

A terminação do axônio junto à fibra muscular define uma área conhecida como placa motora ou junção neuromuscular, normalmente localizada na região mediana da fibra muscular. É nesse local que a acetilcolina é lançada pelas vesículas sinápticas presentes na terminação do axônio, em direção à fibra, afim de excitar a membrana muscular (fig. 2).

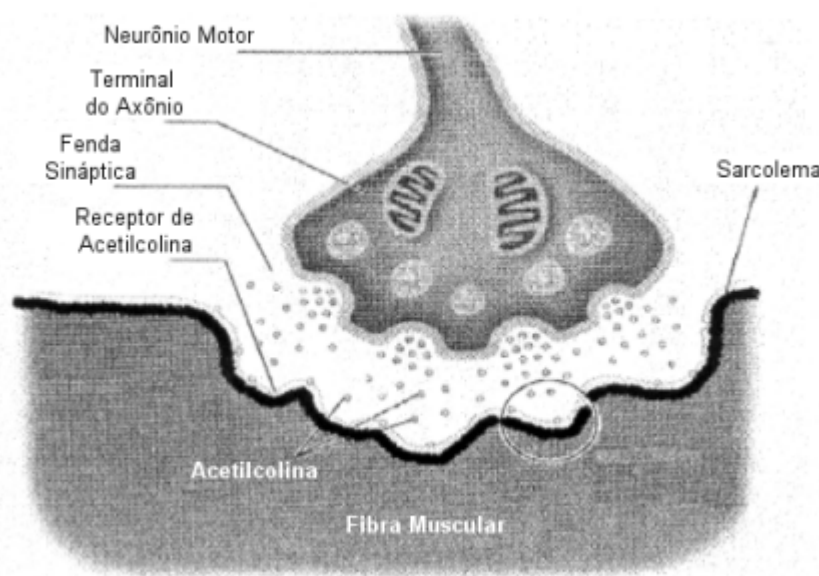


FIGURA 2 – Esquema de uma terminação neural junto a uma fibra muscular. (adaptada de BELTRAMINI, 2000)

1.3 Tipos de fibras musculares

De acordo com o aspecto, as fibras musculares podem ser divididas em vermelhas (tipo I) e brancas (tipo II). A coloração das primeiras se deve à grande quantidade de sangue que lhes é fornecido. Dessa forma, as fibras vermelhas têm como combustível o oxigênio, tendo, portanto, alta capacidade aeróbica, enquanto que, nas brancas, a glicólise é a fonte de energia, resultando em alta capacidade anaeróbica.

Fibras musculares com alta capacidade aeróbica são mais resistentes à fadiga, e mais lentas para contrair e relaxar que as com maior capacidade anaeróbica. Assim, conforme o tempo que as fibras levam para contrair e fatigar, as MUs são classificadas em fatigáveis rápidas (FF), resistentes rápidas (FR) e lentas (S). As unidades S são as mais numerosas e localizadas mais profundamente no músculo; as unidades FR têm os dois tipos de fibras, apresentando, dessa forma, propriedades intermediárias.

2 INSTRUMENTAÇÃO

2.1 Eletrodos

A captação ou detecção do sinal EMG é realizada por eletrodos. A parte do eletrodo que tem contato direto com o tecido é denominada superfície de detecção. A captação pode ser feita por um ou dois eletrodos, conhecidas por configurações monopolar e bipolar.

Há dois tipos de eletrodo: invasivo (fio ou agulha) e não invasivo (de superfície).

2.1.1 Eletrodos invasivos

São considerados invasivos os eletrodos de agulha e de fio. Ambos são capazes de detectar potenciais de ação de uma única unidade motora, além de serem indicados para estudo de músculos profundos. Por sua natureza, eletrodos invasivos devem ser limpos a cada uso, afim de remover partículas de pele, sangue coagulado e tecido muscular, que tendem a se acumular próximos à superfície de detecção, podendo deteriorar a qualidade do sinal.

2.1.2 Eletrodos de superfície

Eletrodos de superfície podem ser passivos ou ativos. Eletrodos passivos consistem de um disco de prata, normalmente fixados junto à pele com auxílio de cintas ou fitas adesivas. Para melhorar o contato elétrico, pode-se usar gel ou pasta salina, além de remover a camada de pele morta, utilizando-se gel abrasivo.

Os eletrodos de superfície ativos foram desenvolvidos com o objetivo de eliminar a necessidade de preparação da pele e do meio condutor. Por não fazerem uso de gel condutor ou pasta abrasiva, são também chamados de eletrodos secos. Na configuração ativa, o eletrodo fica menos sensível à impedância da interface eletrodo-pele, aumentando, assim, a qualidade do sinal captado. Normalmente, são bipolares (fig. 3), compostos de um amplificador diferencial. Esse amplificador é utilizado para minimizar o ruído (n) na saída, uma vez que, esse é induzido nas duas entradas, sendo subtraído no final.

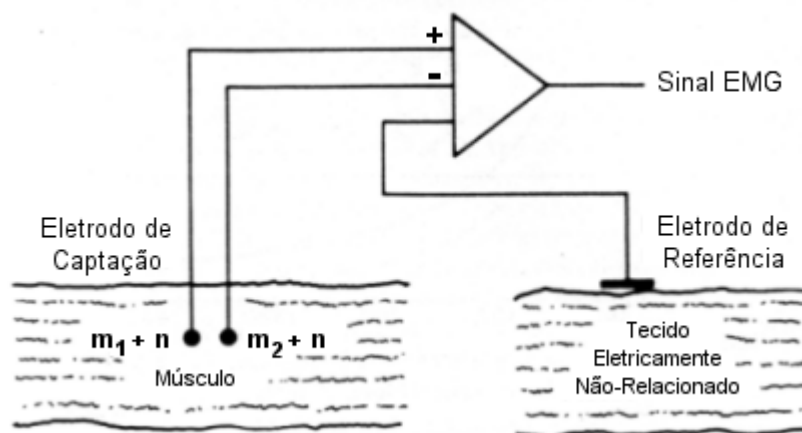


FIGURA 3 – Configuração bipolar. (adaptado de BASMAJIAN & de LUCA, 1985)

A simplicidade e rapidez, com as quais os eletrodos de superfície podem ser aplicados à pele, encontra contrapartida em duas desvantagens: sua utilização se restringe a músculos superficiais, além de não poderem ser empregados para captar sinais de músculos pequenos, devido à interferência que pode ocorrer a partir de músculos adjacentes.

Há um segundo tipo de eletrodo de superfície ativo, denominado eletrodo duplo diferencial, composto por três superfícies de detecção. Com esse eletrodo, dois sinais diferenciais são obtidos a partir das superfícies 1 e 2, e 2 e 3; então, um sinal diferencial é obtido desses dois (fig. 4); dessa forma, o sinal EMG passa por dois níveis de diferenciação.

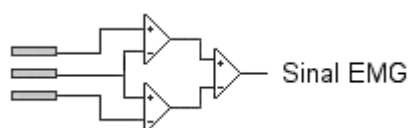


FIGURA 4 – Esquema do eletrodo duplo diferencial.

2. 2 Impedância do tecido muscular

O tecido muscular apresenta uma impedância interna à propagação de correntes elétricas. Essa impedância depende da frequência e da distância entre a fonte do sinal EMG e a área de detecção do eletrodo. A fig. 5 apresenta curvas que representam as propriedades de filtragem do tecido em função da distância perpendicular à fibra muscular.

A impedância é altamente dependente da direção; isso se deve, principalmente, à não homogeneidade da construção anatômica dos músculos, que possuem arranjo no sentido do comprimento, e são rodeados por fluidos que formam canais paralelos às fibras musculares. Esses canais de menor impedância se ramificam através do músculo, fazendo com que seja muito difícil definir, precisamente, a distribuição da corrente dentro do músculo.

A magnitude da impedância é muito maior na direção perpendicular que na paralela às fibras musculares. A fig. 6 mostra que o deslocamento de 100 μm da superfície da fibra, diminui a amplitude do potencial de ação em, aproximadamente, 75%, observando -se que a configuração bipolar perpendicular apresenta a menor porcentagem em amplitude.

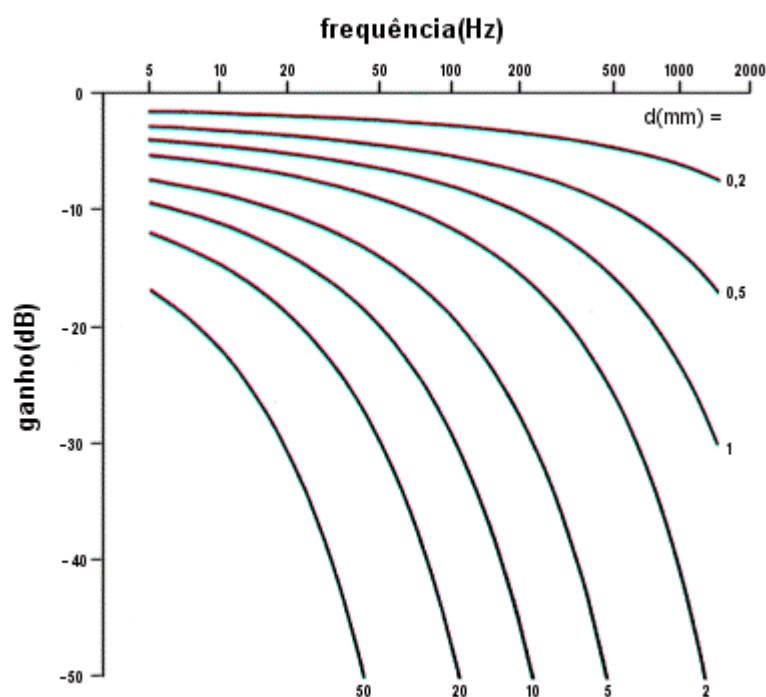


FIGURA 5 – Representação da função de filtragem do tecido. O parâmetro d indica a distância de uma fibra ativa ao eletrodo de captação. Essas curvas foram obtidas considerando a velocidade de condução através da fibra muscular igual a 4 m/s, e o diâmetro da fibra muscular igual a 100 μm . (adaptada de LINDSTRÖM, 1970)

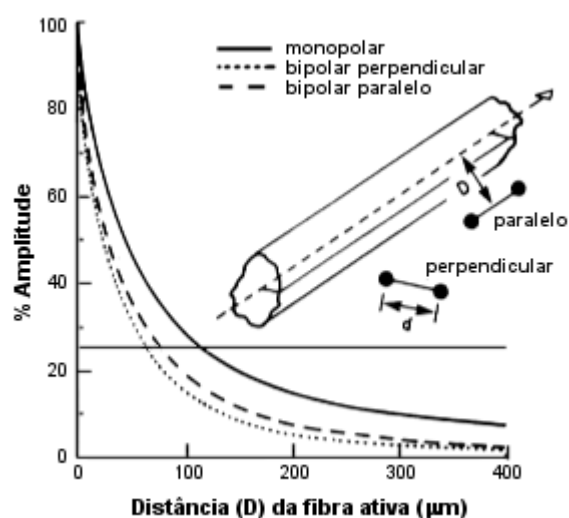


FIGURA 6 – Declínio da amplitude pico-a-pico do potencial de ação da fibra muscular para um eletrodo monopolar e bipolar localizado perpendicularmente ou paralelamente à direção das fibras musculares. A ordenada representa a amplitude em termos de porcentagem da amplitude com distância zero da superfície da fibra. A abscissa exibe a distância da superfície da fibra à superfície de captação mais próxima. A distância na qual a amplitude declina a 25% é expressa para as três configurações de eletrodo pela linha horizontal: monopolar, 116 μm ; bipolar perpendicular, 63 μm ; bipolar paralelo, 76 μm . (adaptada de ANDREASSEN & ROSENFALCK, 1978)

2.3 Cross-talk

Eletrodos de superfície são desenvolvidos para obter atividade de um músculo tanto quanto possível. Entretanto, isso pode levar à captação de sinais de músculos adjacentes, incluindo músculos mais profundos àquele de interesse. Essa “interferência” que o sinal EMG sofre de outros músculos é denominada cross-talk. Para combater o cross-talk, na configuração bipolar, é recomendado que as superfícies de detecção sejam posicionadas numa distância de 1 cm, uma vez que, esse espaçamento é compatível com a arquitetura anatômica da maior parte dos músculos do corpo humano.

2.4 Propriedade de filtragem de configurações bipolares

Conforme exibido pela fig. 3, eletrodos bipolares recebem dois sinais de entrada, que são subtraídos e amplificados. Se as duas superfícies de detecção são colocadas paralelas às fibras musculares, o potencial de ação atingirá uma superfície antes da outra. As diferenças de instantes de chegada dependerão da velocidade de condução da fibra muscular,

e da distância entre as superfícies de detecção. Observe que na fig. 7A, as componentes de frequência, cujo comprimento de onda é igual à separação de inter-deteção (d), serão canceladas (sinal 1); já, componentes com comprimento igual a $2d$ serão amplificadas sem perda (sinal 2). As frequências de rejeição e de passagem podem ser expressadas pela eq.(1) e eq.(2), sendo v a velocidade de condução ao longo das fibras musculares, e d , o espaço de interdeteção.

$$f_{rejeição} = \frac{nv}{d} \quad n = 1, 2, 3, \dots \quad (1)$$

$$f_{passagem} = \frac{nv}{2d} \quad n = 1, 3, 5, \dots \quad (2)$$

Para eletrodos de agulha ou de fio, em que o espaço entre as superfícies de detecção é pequeno, a primeira frequência será cancelada em valores altos. Por exemplo, para um eletrodo de agulha, com distância de interdeteção de 0,5 mm, e uma velocidade de condução de 4 m/s, o primeiro ponto de cancelamento ocorreria a 8 kHz, e a primeira frequência de passagem a 4 kHz, valores localizados no final do espectro do sinal EMG (linha tracejada da fig. 7B).

A função de filtragem diferencial, elaborada por LINDSTRÖM (1970), é exibida pela eq.(3), onde k é um escalar que representa o ganho da interface eletrodo-eletrólito. Essa função é mostrada na fig. 7B, em que foram considerados $d = 1$ cm e $v = 4$ m/s.

$$R(w, d) = k \sin^2 \left(\frac{wd}{2v} \right) \quad (3)$$

As funções vistas levam em consideração que o eletrodo é posicionado paralelamente às fibras musculares; porém, isso nem sempre acontece. Assim, observando-se ainda que as fibras possuem velocidades de condução nem sempre iguais, a função de filtro resultante (soma das funções individuais), não será tão bem definida, nem terá “mergulhos” bem definidos como os exibidos.

É importante salientar que, apesar dessas funções terem sido criadas a partir de considerações não realistas (a fibra muscular foi modelada como um cilindro infinitamente longo num meio sem limites), elas fornecem características de filtragem muito úteis; exemplo disso é a relação entre distância de interdeteção e largura de banda, que aumenta conforme a distância diminui.

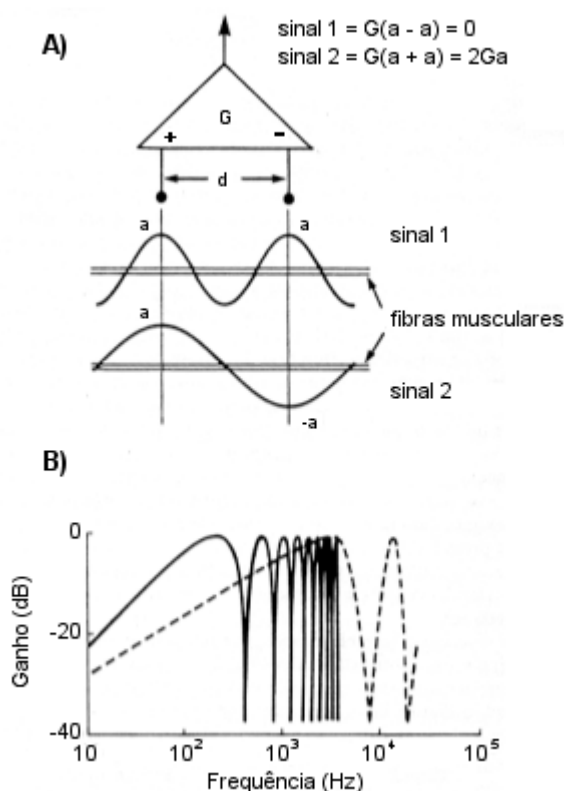


FIGURA 7 – (A) Representação esquemática das características de filtragem da detecção bipolar amplificada diferencialmente. (B) Função de filtragem para um eletrodo de superfície (linha sólida), e de agulha (linha tracejada), com distância de interdetecção (d) igual a 1 cm e 0,5 mm, respectivamente, e velocidade de condução de 4 m/s para ambos. (adaptada de BASMAJIAN & de LUCA, 1985)

2.5 Considerações sobre os sinais

Os comentários a seguir limitar-se-ão a situações em que eletrodos de superfície são utilizados.

2.3.1 Ruído

Ruído é qualquer sinal indesejado captado junto com o desejado. Para a eletromiografia são preocupantes os campos eletromagnéticos e os artefatos de movimento.

Campos eletromagnéticos estão presentes na forma de 60 Hz, originados em dispositivos elétricos. Já os artefatos de movimento ocorrem na interface eletrodo-tecido, tendo como origem o movimento entre o eletrodo e o tecido.

Ambos os tipos de ruído são críticos, uma vez que são adicionados ao sinal desejado antes da amplificação, ou seja, a amplificação aumentará tanto o sinal desejado, como o indesejado.

2.3.2 Relação sinal-ruído (SNR)

Este fator mede a qualidade do sinal, uma vez que é a razão entre o sinal desejado (filtrado) e o ruído presente no sinal.

3 DESCRIÇÃO E ANÁLISE DO SINAL EMG

3.1 O potencial de ação da unidade motora (MUAP)

O potencial de ação propagado por um motoneurônio ativa suas terminações, atingindo todas as fibras musculares da unidade motora, despolarizando suas membranas. A despolarização iniciada na membrana pós-sináptica e propagada a ambas as direções das membranas, é acompanhada por um movimento de íons, que gera um campo eletromagnético na vizinhança das fibras musculares. O potencial (em relação ao terra) detectado nesse campo por um eletrodo é conhecido como *potencial de ação motor*, cujo esquema é apresentado pela fig. 8.

No diagrama, está representada uma unidade motora com n fibras musculares, suficientemente próximas ao eletrodo de captação, para que seus potenciais de ação possam ser detectados. O sinal coletado pelo eletrodo tem contribuição de todas as fibras musculares, através de seus potenciais de ação individuais, representados à direita. Além disso, a forma de onda do potencial de ação motor depende da direção da qual a despolarização da membrana se aproxima do local de captação. Assim, para despolarização iniciando a partir do lado esquerdo do ponto de detecção, o potencial de ação motor é representado por uma fase positiva (fibras 2 e i), enquanto que, partindo do lado direito, a fase é negativa (fibras 1 e n).

Em células musculares humanas, a amplitude do potencial de ação motor depende do diâmetro da fibra muscular, da distância entre a fibra muscular ativa e o local de captação, e das propriedades do eletrodo. O aumento da amplitude em relação ao raio da fibra muscular é dado pela eq.(4), sendo V , a amplitude, k , uma constante, e a , o raio da fibra muscular (ROSENFALCK, 1969); amplitude e distância entre a fibra ativa e o local de detecção são, aproximadamente, inversamente proporcionais.

$$V = k.a^{1.7} \quad (4)$$

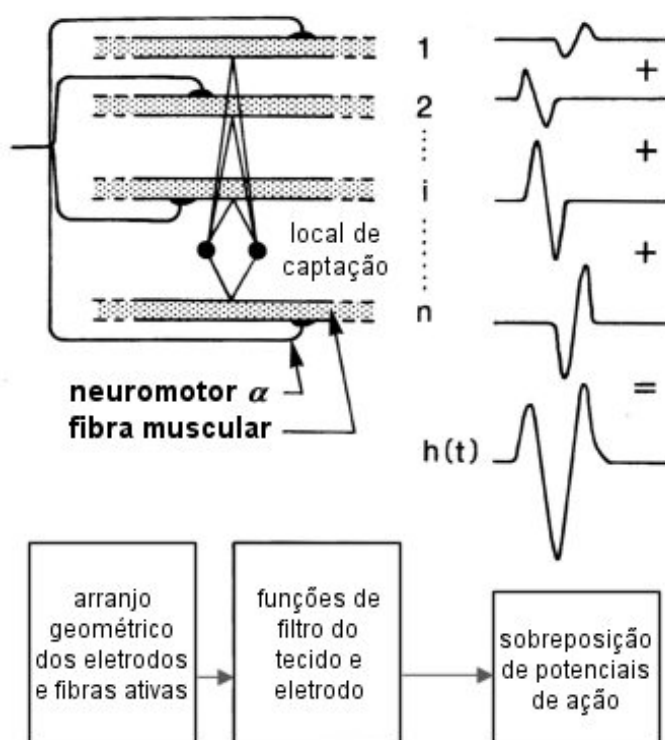


FIGURA 8 – Representação esquemática da geração do potencial de ação da unidade motora. (adaptada de BASMAJIAN & de LUCA, 1985)

A duração dos potenciais de ação motores individuais é inversamente relacionada à velocidade de condução da fibra muscular, estando entre 3 e 6 m/s. O tempo de iniciação de cada potencial de ação motor é diretamente proporcional à diferença no comprimento das terminações dos nervos, e à distância que as despolarizações devem propagar ao longo das fibras musculares, antes de atingir o limite de detecção do eletrodo. Por outro lado, o tempo de iniciação é inversamente proporcional às velocidades de condução da terminação do nervo e da fibra muscular. O atraso causado pela propagação ao longo das fibras musculares é uma ordem de magnitude maior que aquele originado da terminação nervosa, devido à alta velocidade de condução do motoneurônio-alfa (em ordem de 50 a 90 m/s).

O espectro de frequência dos potenciais de ação motores é afetado pela massa celular existente entre a fibra muscular e o local de detecção, criando um efeito de filtro passa-baixa, cuja largura de banda diminui quando a distância aumenta. Esse efeito é muito mais visível para eletrodos de superfície que para os de agulha, uma vez que, estes ficam mais próximos das fibras musculares ativas.

Devido ao fato de que as despolarizações das fibras musculares de uma unidade motora se sobrepõem no tempo, o sinal resultante, captado pelo eletrodo, será constituído pela superposição espaço-temporal das contribuições dos potenciais de ação motores

individuais. Esse sinal resultante é chamado de *potencial de ação da unidade motora* (MUAP). A fig. 8 apresenta a representação de um MUAP ($h(t)$) com três fases. A forma e a amplitude de um MUAP dependem do arranjo geométrico formado pelas fibras musculares ativas e pelo local do eletrodo, bem como de todos os fatores já mencionados que afetam os potenciais de ação motores individuais.

Se as fibras musculares de outras unidades motoras são ativadas na vizinhança de captação do eletrodo, seus MUAPs também serão detectados. Esses MUAPs podem ter amplitude e forma similares se as fibras musculares de cada unidade motora, próximas ao eletrodo, tiverem arranjo geométrico parecido.

3. 2 As séries de MUAPs (MUAPTs)

A manifestação elétrica de um MUAP é acompanhada por um rápido movimento das fibras musculares. Para que uma contração muscular ocorra, as unidades motoras devem ser repetidamente ativadas, gerando uma sequência de MUAPs, chamada de série de potenciais de ação da unidade motora (MUAPT).

As fibras musculares de uma unidade motora são aleatoriamente distribuídas em toda a parte interna de uma subseção do músculo, e misturadas com fibras pertencentes a diferentes unidades motoras. Evidências para esse arranjo anatômico foram apresentadas em ratos e gatos (EDSTRÖN & KUGELBERG, 1968; DOYLE & MAYER, 1969; BURKE & TSAIRIS, 1973), e há também, uma evidência indireta eletromiográfica sugerindo que um arranjo similar ocorre no músculo humano (STALBERG & EKSTEDT, 1973; STALBERG et al, 1976).

À medida que a força de saída do músculo aumenta, unidades motoras, com fibras próximas ao eletrodo, se tornam ativas, fazendo com que várias MUAPTs sejam detectadas simultaneamente. Esse fato torna difícil identificar todos os MUAPs de uma MUAPT em particular, devido à probabilidade crescente de sobreposição entre MUAPs de diferentes MUAPTs.

3.2.1 Processos aleatórios

Um processo aleatório (fig. 9) é descrito pela função de densidade de probabilidade (fig. 10) de todas as sequências de que é composto (eq. (5)), sendo x_1, x_2, \dots, x_n , variáveis ou sequências aleatórias.

$$p(x_1, x_2, \dots, x_n) \quad (5)$$

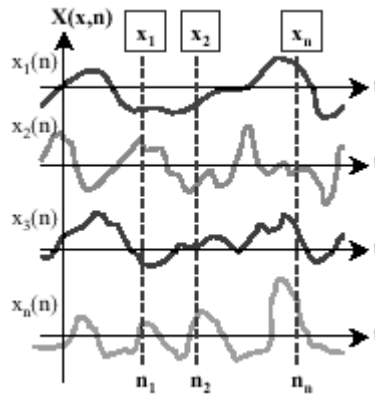


FIGURA 9 – Representação gráfica de um processo aleatório.

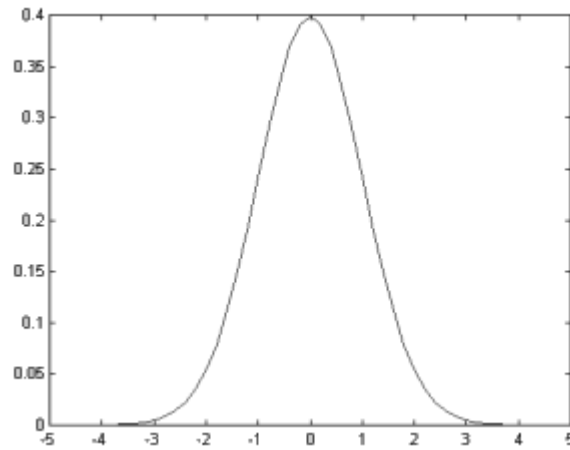


FIGURA 10 – Gráfico da função densidade de probabilidade.

Para uma caracterização de primeira ordem de um processo aleatório, geralmente dois parâmetros são suficientes: valor médio e função de autocorrelação.

Valor médio: dado pela eq. (6).

$$m_x = \int_{-\infty}^{\infty} x(n) p(x) dx \quad (6)$$

$$\gamma_x(n, m) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} x_n x_m p(x_n, x_m) dx_n dx_m \quad (7)$$

Função de autocorrelação: mede as variações da sequência em função do deslocamento no tempo, para um sinal aleatório (eq. (7)); $x_n(1)$ e $x_n(2)$ normalmente estarão mais relacionados que $x_n(1)$ e $x_n(100000)$.

Para um processo aleatório ergódico e estacionário discretizado, consideram-se as médias temporais para determinação da média e autocorrelação, conforme equações (8) e (9).

$$m_x = \lim_{N \rightarrow \infty} \frac{1}{2N+1} \sum_{n=-N}^N x(n) \quad (8)$$

$$r_x(k) = \lim_{N \rightarrow \infty} \frac{1}{2N+1} \sum_{n=-N}^N x(n)x(n+k) \quad (9)$$

Entretanto, na prática, a sequência é limitada $\{x(n), n = 0, 1, 2, \dots, N-1\}$, razão pela qual são utilizadas as estimativas a seguir:

$$\hat{m}_x = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} x(n) \quad (10)$$

$$\hat{r}_x(k) = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1-|k|} x(n)x(n+k) \quad (11)$$

3.2.2 Um modelo para as MUAPTs

A MUAPT é descrita como um processo aleatório no qual a forma de onda do MUAP está presente em intervalos aleatórios do tempo, os IPIs.

Na eq. (12), $\lambda(t, F)$ denota a taxa de disparo como sendo uma função do tempo (t) e da força (F), e $p_x(x, t, F)$, a função densidade de probabilidade dos IPIs; $\lambda(t, F)$ é obtido pelo inverso do valor médio de $p_x(x, t, F)$.

$$\lambda(t, F) = \left[\int_{-\infty}^{\infty} x p_x(x, t, F) dx \right]^{-1} \quad (12)$$

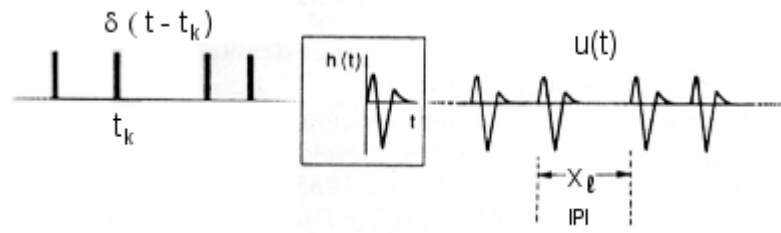


FIGURA 11 – Modelo para uma série de potencial de ação da unidade motora (MUAPT). (adaptada de BASMAJIAN & de LUCA, 1985)

Na fig. 11, a MUAPT é representada pela saída do filtro, $u(t)$, que tem como entrada impulsos delta, $\delta(t)$, que marcam a ocorrência de cada MUAP existente; $\delta(t)$ é dado pela eq. (13), e $u(t)$ pela eq. (14).

$$\delta(t) = \sum_{k=1}^n \delta(t - t_k) \quad (13)$$

$$u(t) = \sum_{k=1}^n h(t - t_k) \quad (14)$$

sendo

$$t_k = \sum_{l=1}^k x_l \quad (15)$$

Nas equações 13, 14 e 15, t é uma variável aleatória, t_k representa os deslocamentos no tempo dos MUAPs, x denota os IPIs, e n o número total de IPIs numa MUAPT.

Os IPIs de uma mesma MUAPT podem apresentar alguma dependência, mas a maioria esmagadora de dados disponíveis sustenta o modelo de série de IPIs como um processo que se renova, ou seja, em que cada IPI é independente de todos os demais (BASMAJIAN & de LUCA, 1985).

O espectro de densidade de potência de uma MUAPT depende do MUAP e dos dados estatísticos de disparo da unidade motora. LEFEVER & de LUCA (1976) mostraram que as frequências de 0 a 40 Hz são afetadas fundamentalmente pela estatística dos IPIs. Um pico aparece na frequência que corresponde à taxa de disparo e, progressivamente, picos menores são encontrados nas harmônicas dessa taxa. A amplitude dos picos aumenta conforme os IPIs se tornam mais regulares. É possível observar a regularidade de disparo da unidade motora através do coeficiente de variação, dado pela razão entre desvio padrão e

valor médio dos IPIs. Quanto menor for o coeficiente de variação, mais definido e alto será o pico correspondente à taxa de disparo.

3.2.3 Um modelo para o sinal EMG

O sinal EMG captado pelo eletrodo é a soma das MUA PTs geradas na proximidade do local de detecção. Na fig. 12, a soma de 25 MUAPTs superpostas, geradas artificialmente, apresenta um exemplo de sinal EMG. A fig. 13 exibe um esquema do modelo.

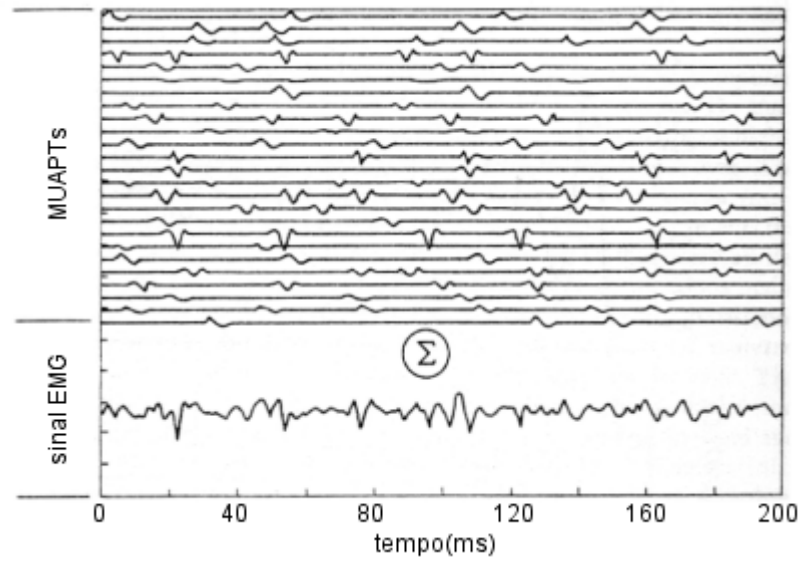


FIGURA 12 – Um sinal EMG formado pela superposição de 25 MUAPTs matematicamente geradas. (adaptada de BASMAJIAN & de LUCA, 1985)

O inteiro p representa o número de MUAPTs que contribuem para o campo de potencial no local de detecção. A superposição das MUAPTs forma o sinal EMG fisiológico, $m_p(t, F)$. Esse sinal não é observável, pois, fatores como ruído elétrico, $n(t)$, e propriedades do eletrodo, $r(t)$, afetam na captação. O sinal EMG realmente coletado é o resultante $m(t, F)$, cuja expressão é apresentada pela eq. (16).

$$m(t, F) = \sum_{i=1}^p u_i(t, F) \quad (16)$$

sendo

$$u_i(t, F) = \lambda(t, F) \sum_{k=1}^n h_i(t - t_k) \quad (17)$$

A partir da eq. (16), é possível derivar expressões para a média do sinal retificado e o valor da raiz da média quadrada (RMS); a fig. 14 exibe seus termos associados a cinco fatores fisiológicos que afetam as propriedades do sinal EMG.

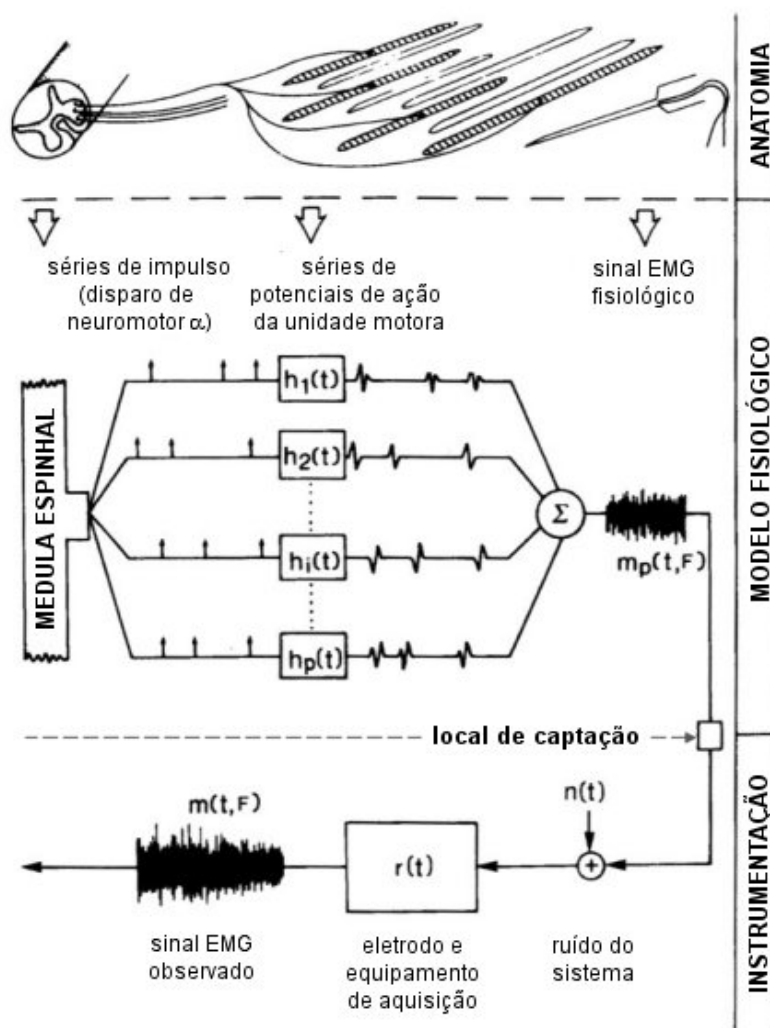


FIGURA 13 – Representação esquemática do modelo para geração do sinal EMG. (adaptada de BASMAJIAN & de LUCA, 1985)

Normalização e taxa de disparo generalizada

Ambos os parâmetros, média do sinal retificado e RMS, utilizam a função $\lambda(\tau, \phi)$ que designa a taxa de disparo generalizada do sinal EMG, sendo τ e ϕ , respectivamente, o tempo de contração e a força normalizados. Numa contração isométrica de força constante, o tempo é normalizado em relação à duração que o indivíduo pode manter o nível de força requisitado; já a normalização da força é em relação ao valor da força de uma MVC. τ e ϕ têm valor máximo igual a um.

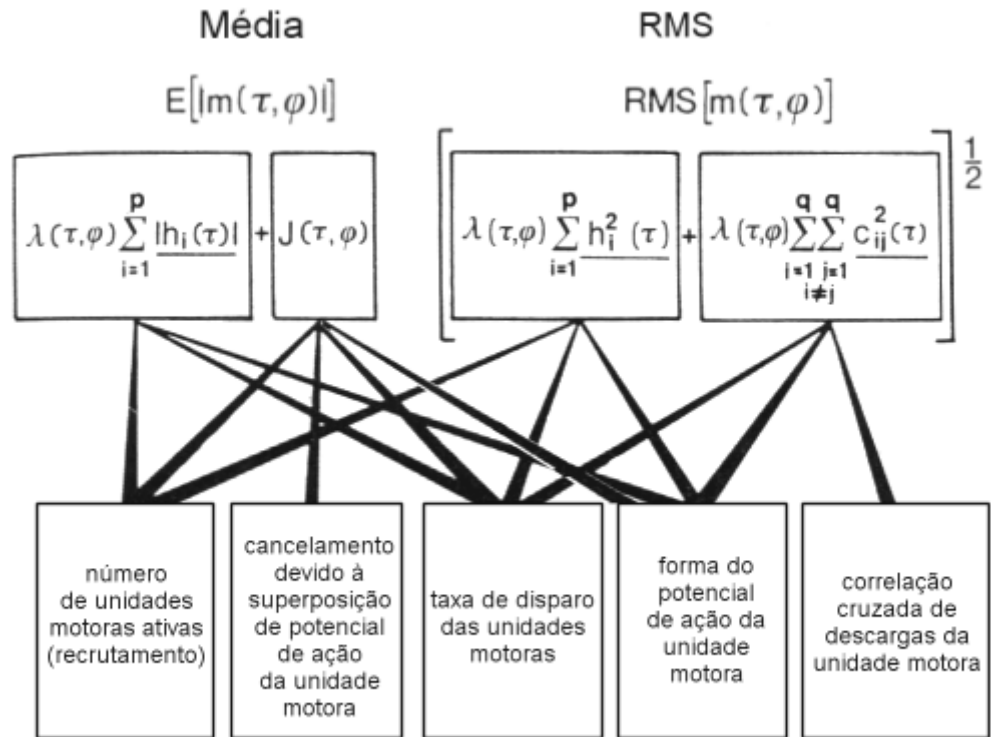


FIGURA 14 – Expressões teóricas para parâmetros do sinal EMG e suas relações a correlatos fisiológicos de um músculo em contração. (adaptada de BASMAJIAN & de LUCA, 1985)

A taxa de disparo generalizada é definida como o valor médio das taxas de disparo das MUAPTs ($\lambda(t, F)$) captadas durante uma contração. Entretanto, tal informação é difícil de ser obtida. Um exemplo de cálculo de taxa de disparo generalizada é apresentado pela eq. (18) (sem utilização de taxas individuais), descrita por de LUCA & FORREST (1973a).

$$\lambda(\tau, \phi) = \frac{1000}{\beta(\tau, \phi) \Gamma \left[1 + \frac{1}{\kappa(\tau, \phi)} \right] + \alpha} \text{ pulsos por segundo} \quad (18)$$

sendo

$$\kappa(\tau, \phi) = 1,16 - 0,19\tau + 0,18\phi \quad (19)$$

$$\beta(\tau, \phi) = \exp(4,60 + 0,67\tau - 1,16\phi)ms \quad (20)$$

$$\alpha = 3,9ms \quad (21)$$

A eq. (18) somente é válida para fibras medianas do músculo deltóide durante uma contração isométrica de força constante; assim, outros músculos requerem outras relações. A fig. 15 representa a eq. (18).

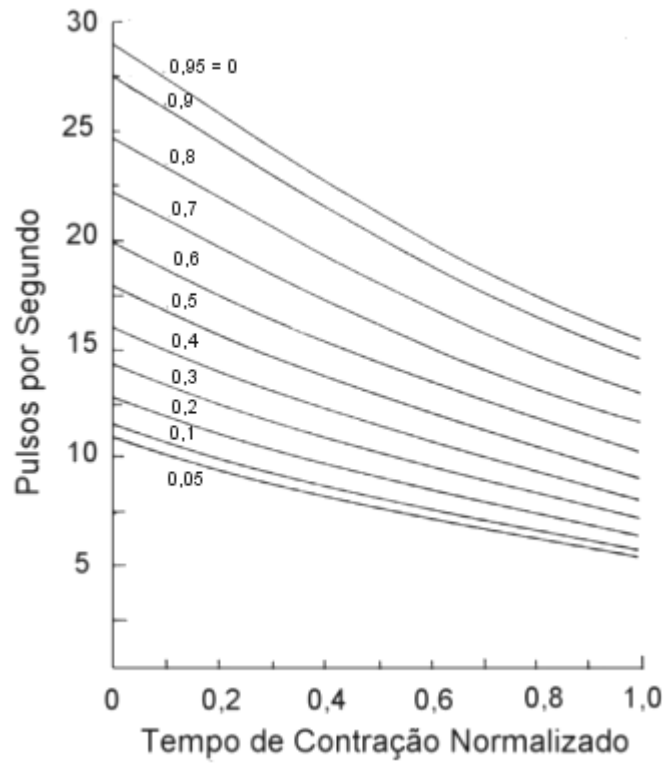


FIGURA 15 – Taxa de disparo generalizada das séries de potencial de ação da unidade motora, como uma função do tempo de contração normalizado a vários níveis de força constante, normalizada em relação à contração voluntária máxima. (adaptada de BASMAJIAN & de LUCA, 1985)

Média do sinal retificado

Na equação da média do sinal retificado, o termo $J(\tau, \phi)$ diz respeito ao cancelamento do sinal devido à superposição de fases opostas das MUAPTs; representa atividade EMG gerada pelo músculo, mas não disponível no sinal EMG observado.

Valor da raiz da média quadrada

A equação do valor RMS apresenta o termo $c_{ij}^2(\tau)$, que representa a correlação cruzada entre as MUAPTs. Entretanto, duas MUAPTs quaisquer podem estar sincronizadas, e esse termo ser zero; assim, a eventual sincronização não tem efeito no valor RMS.

Nos itens que seguem, será utilizada uma abordagem que considera somente parâmetros mensuráveis do sinal EMG, ao invés do comportamento individual das MUAPTs.

3.3 Propriedades do espectro de densidade de potência do sinal EMG

O espectro de densidade de potência do sinal EMG pode ser representado pela eq.(22).

$$S_m(w) = \sum_{i=1}^p S_{u_i}(w) + \sum_{\substack{i,j=1 \\ i \neq j}}^q S_{u_i u_j}(w) \quad (22)$$

Na eq.(22), $S_{u_i}(w)$ é a densidade de potência do MUAPT, $u_i(t)$, e $S_{u_i u_j}(w)$ representa o espectro de densidade de potência cruzada dos MUAPTs $u_i(t)$ e $u_j(t)$. O último termo será diferente de zero se as taxas de disparo de quaisquer duas unidades motoras ativas estiverem correlacionadas. O índice p representa o número total de MUAPTs do sinal, e q , o número de MUAPTs com descargas correlacionadas (de LUCA & VAN DYK, 1975). Ainda que, durante uma contração muscular isométrica, as taxas de disparo de muitas unidades motoras ativas concomitantemente estejam fortemente correlacionadas, q não é necessariamente igual a p , pois não é possível afirmar que todas as unidades motoras estejam correlacionadas.

Além disso, três outros fatos podem ser considerados:

- durante uma contração sustentada, a forma do MUAP pode mudar, com um aumento em sua duração;
- o número de MUAPTs presente no sinal EMG depende da força de contração (F);
- o sinal EMG captado é filtrado pelo eletrodo; a função dessa filtragem será representada por $R(w,d)$, sendo d a distância entre as superfícies de detecção de um eletrodo bipolar.

Dessa forma, a eq.(22) pode ser reescrita como a seguir:

$$S_m(w, t, F) = R(w, d) \left[\sum_{i=1}^{p(F)} S_{u_i}(w, t) + \sum_{\substack{i,j=1 \\ i \neq j}}^{q(F)} S_{u_i u_j}(w, t) \right] \quad (23)$$

A notação utilizada descreve uma função que tem propriedades de frequência dependentes do tempo, como é o caso dos processos estocásticos não-estacionários. Além disso, a eq. (23) não considera o recrutamento de unidades motoras como uma função do tempo, nem tampouco, o conceito de “rotação de unidade motora”, ou seja, o fato de novas unidades motoras serem recrutadas para substituir outras previamente ativas, uma vez que, não há evidência desse fenômeno que exclua a probabilidade de que eletrodos de agulha se movam em relação às fibras musculares ativas e que, de fato, um novo território de unidades motoras no músculo esteja sendo captado.

Conforme visto anteriormente, a regularidade de IPIs de uma MUAPT é medida pelo coeficiente de variação. Num sinal EMG, em que mais de uma MUAPT está presente, esse coeficiente, juntamente com a quantidade de separação entre a média de IPIs de cada MUAPT, influencia na presença ou não de um pico na frequência correspondente à taxa de disparo média. O parâmetro de separação de médias determina como os picos e vales, na parte inicial da transformada de Fourier se sobrepõem e se cancelam (fig. 16). Em geral, quando muitas MUAPTs, com uma ampla série de coeficientes de variação estão presentes, os picos são menos nítidos, e o efeito dos dados estatísticos dos IPIs na magnitude da transformada de Fourier é insignificante acima de 30 Hz. Evidência empírica desse comportamento foi relatado por de LUCA (1968) e HOGAN (1976), que notaram grandes picos ocorrendo entre 8 e 30 Hz. Mais tarde HOGAN (1976) mostrou que, conforme mais unidades motoras são detectadas durante uma contração com nível de força aumentando, a amplitude dos picos diminuem em relação ao resto do espectro (fig. 17).

Os dois parâmetros que afetam a presença de pico na taxa de disparo estão relacionados à sincronização, pois, quanto menor o coeficiente de variação e mais próximas as médias de taxa de disparo, maior a probabilidade de duas ou mais unidades motoras estarem disparando durante um intervalo de tempo específico.

Modificações na forma de onda dos MUAPs, durante uma MUAPT, também têm efeito sobre o espectro do sinal EMG, pois, ambos os termos da eq.(23) (espectro do sinal e espectro cruzado), são afetados por essas alterações. Contrações anisométricas têm maior chance de apresentar esse fenômeno, uma vez que a forma do MUAP pode mudar em resposta à alteração da distância entre as fibras musculares ativas e o eletrodo de captação. Em contrações isométricas, há evidências de que a modificação que ocorre é o aumento no

tempo de duração, primeiramente relatado por BROMAN (1973) e de LUCA & FORREST (1973a).

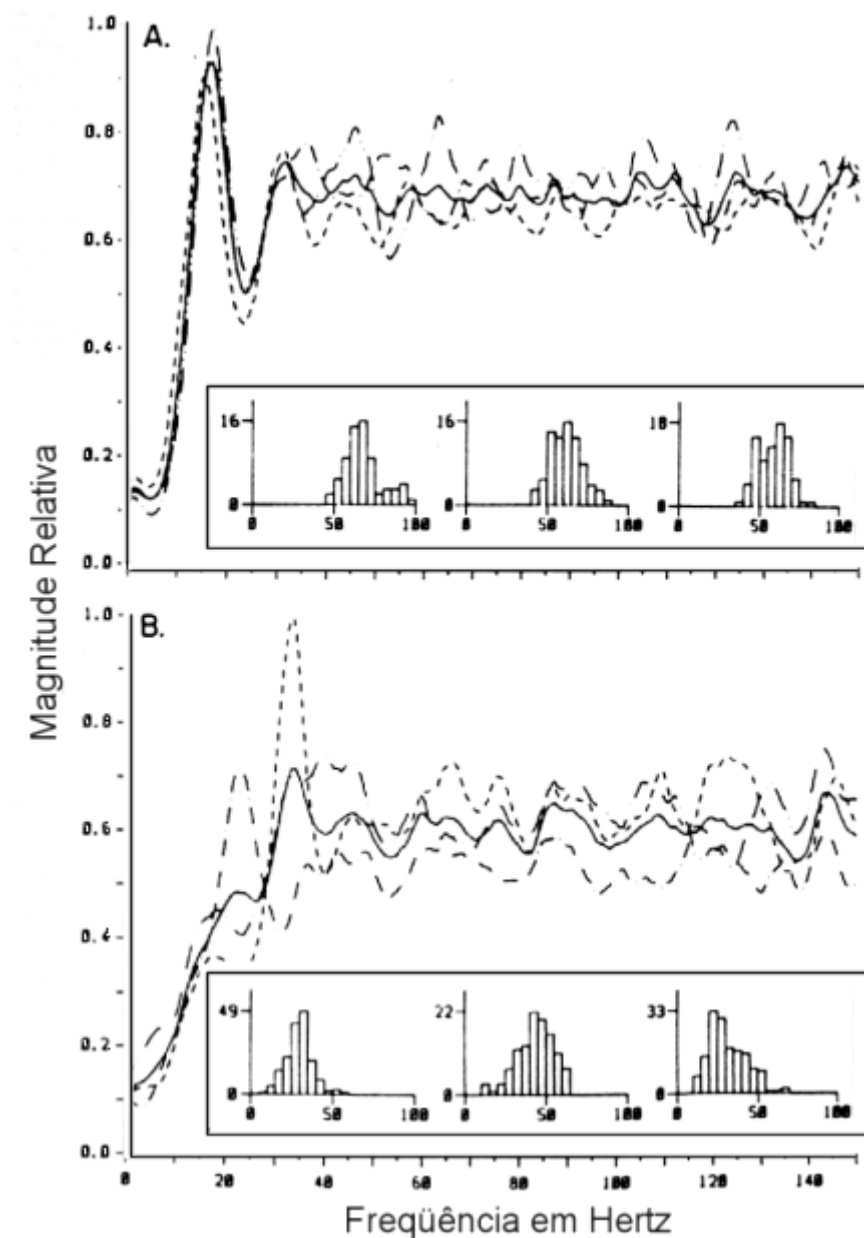


FIGURA 16 – Magnitude das transformadas de Fourier e histogramas dos IPIs das séries de potencial de ação da unidade motora obtidas durante duas contrações de força constante a 50% da força máxima. A linha sólida representa a média. (adaptada de BASMAJIAN & de LUCA, 1985)

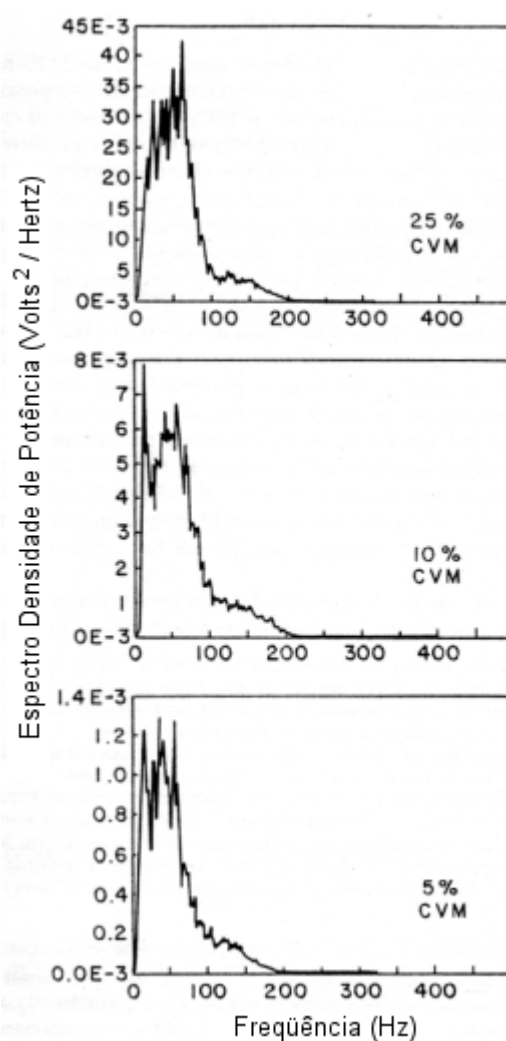


FIGURA 17 – Espectro densidade de potência de sinal EMG obtido durante contrações de força constante a 5%, 10% e 25% do nível máximo, em que picos abaixo de 30 Hz são mais visíveis a 5% e 10%. (adaptada de HOGAN, 1976)

O sinal EMG tem a propriedade de se manifestar como um deslocamento para o final das baixas frequências. Essa propriedade pode ser entendida através da abordagem de LINDSTRÖM (1970), que derivou uma expressão diferente para o espectro de densidade de potência do sinal EMG. Ele representou as fibras musculares como cilindros pelos quais uma carga é propagada. Na eq. (24), uma versão simplificada da expressão de Lindström, v é a velocidade média de condução das fibras musculares ativas, contribuindo para o sinal EMG, G é uma função que depende de fatores anatômicos, fisiológicos e experimentais, e d é a distância entre as superfícies de detecção do eletrodo bipolar.

$$S_m(w) = R(w, d) \left[\frac{1}{v^2} G\left(\frac{wd}{2v}\right) \right] \quad (24)$$

A função G incorpora o efeito de filtragem do tecido entre a fonte (fibras musculares ativas) e o eletrodo de captação. Esse efeito depende da profundidade das fibras musculares dentro do músculo, da espessura dos tecidos adiposo e da pele, debaixo do eletrodo. Um gráfico da expressão para a “distância” ou função de filtragem do tecido foi apresentado pela fig. 5. O mesmo possui características de um filtro passa-baixas com uma frequência de corte inversamente relacionada à distância entre o eletrodo e as fibras musculares ativas.

Com o objetivo de generalizar, a eq. (24) pode ser reescrita pela eq. (25).

$$S_m(w, t, F) = R(w, d) \left[\frac{1}{v^2(t, F)} G\left(\frac{wd}{2v(t, F)}\right) \right] \quad (25)$$

Assim, se a velocidade de condução diminuir, a corrente de despolarização levará mais tempo para percorrer a distância ao longo das fibras próximas às superfícies de detecção, e os MUAPs terão tempo de duração maior. Portanto, o espectro de frequência dos MUAPs e do sinal EMG terá um aumento nas componentes de baixas frequências, e uma diminuição nas de altas frequências, caracterizando, assim, o deslocamento para as baixas frequências, mencionado anteriormente. Além disso, a eq. (25) mostra que a amplitude aumenta conforme a velocidade de condução diminui.

A função de filtragem do eletrodo, vista anteriormente pela eq. (3), é proporcional ao quadrado do seno, o qual assume valor zero em intervalos regulares. Pelo fato da função R ter efeito multiplicativo sobre o espectro de densidade de potência do sinal EMG, o mesmo também será zero em algumas frequências. Porém, esses vales nem sempre estão bem delineados: quando o sinal é composto por várias MUAPTs, cujos MUAPs contribuem substancialmente para o espectro de densidade de potência, e as fibras musculares têm diferentes velocidades de condução, a localização dos valores zero podem ser diferentes para cada MUAPT, resultando numa soma sem vales perceptíveis. O oposto também pode acontecer, quando há uma MUAPT, no sinal EMG, que contribui consideravelmente em situações em que a maioria das unidades motoras têm velocidades de condução próximas. Ou seja, como no caso dos picos nas baixas frequências, a presença de vales acontece quando MUAPTs individuais contribuem com energia considerável com o sinal EMG.

É importante observar, também, que, conforme o nível de força do músculo aumenta, o número de unidades motoras ativas aumenta, e as taxas de disparo de todas as

unidades, geralmente, aumentam ou se mantêm quase constantes. Quando o tempo de contração aumenta, a duração dos MUAPs aumenta, e o espectro do sinal EMG desloca para o final das frequências baixas. A fig. 18 apresenta as modificações que podem ocorrer no espectro do sinal EMG, em função da força e do tempo de contração.

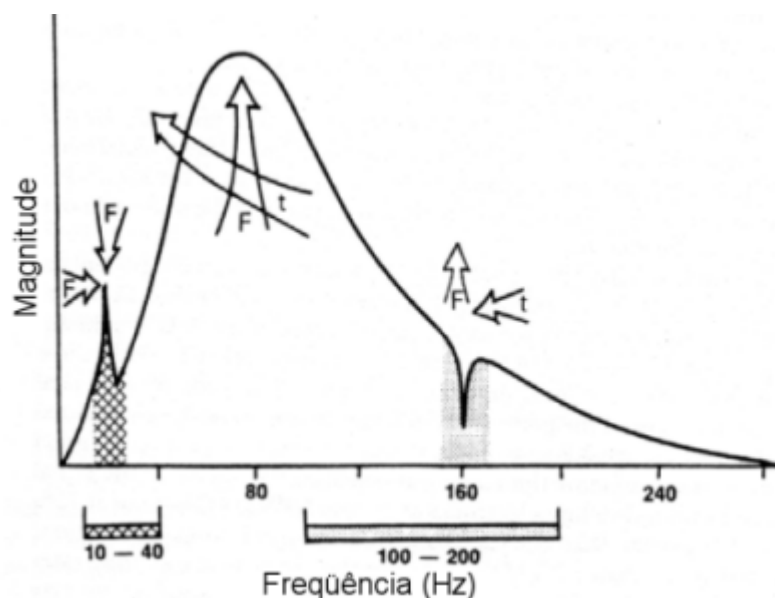


FIGURA 18 – Espectro de frequência de um sinal EMG com uma representação gráfica de modificações que ocorrem em função do tempo e da força de contração. (adaptada de BASMAJIAN & de LUCA, 1985)

3.4 Análise do sinal EMG no domínio do tempo

Como visto anteriormente, o sinal EMG é dependente do tempo e força, cuja amplitude varia numa natureza aleatória acima e abaixo de zero. Normalmente, o sinal captado é aplicado à amplificadores diferenciais. Isso garante que o valor médio (nível DC) seja atenuado, mesmo se os amplificadores forem DC. Em qualquer um dos casos, a simples média do sinal não proverá qualquer informação útil.

3.4.1 Retificação

No processo de retificação do sinal, ocorre a reprodução das alterações positivas apenas, onde os valores negativos podem ser tratados de duas maneiras: eliminação (retificação de meia-onda) e inversão (retificação de onda completa); a última forma é preferível por reter toda a energia do sinal.

3.4.2 Suavização do sinal retificado

O sinal retificado ainda apresenta características de natureza aleatória de sua amplitude. Um procedimento útil para a extração de informação relacionada à amplitude é a suavização, onde ocorre a eliminação de altas frequências do sinal, também conhecido como uma filtragem passa-baixa. A taxa de suavização do sinal depende da largura de banda do filtro passa-baixa utilizado: quanto menor a banda, maior a suavização.

3.4.3 Médias do sinal retificado

A obtenção de médias de valores variando aleatoriamente faz com que as maiores flutuações sejam removidas, atingindo os mesmos resultados que a suavização.

$$\overline{|m(t)|}_{t_j-t_i} = \frac{1}{t_j - t_i} \int_{t_i}^{t_j} |m(t)| dt \quad (26)$$

A eq.(26) apresenta a expressão matemática para a média, sendo t_i e t_j pontos delimitadores do intervalo de tempo do qual será calculada a média; quanto menor esse intervalo, menos suavizado será o valor da média.

Para obter a média variante no tempo de um sinal completo, é necessário mover o intervalo ou janela de tempo, $T = t_j - t_i$ ao longo do sinal, gerando a média móvel. Essa média pode ser polarizada ou não (dependendo do estimador utilizado). No primeiro caso, a janela de tempo é deslocada por um tempo menor que sua largura, fazendo com que a nova média leve em consideração alguns dados da anterior. Já, para a segunda situação, o deslocamento ocorre exatamente no tamanho da janela T , onde um dado ponto é considerado apenas uma vez, por uma única média.

$$\overline{|m(t_i)|} = \frac{1}{T} \int_{t_i}^{t_i+T} |m(t)| dt \quad (27)$$

A média móvel pode ser expressa pela eq.(27), onde nota-se que quanto menor a janela T , menos suavizado será o resultado; para aplicações típicas, valores entre 100ms e 200ms são sugeridos.

3.4.4 Integração

O termo integração implica no cálculo da área sob um sinal ou curva estando, portanto, relacionado à energia.

Para um sinal EMG, a integração somente deve ser aplicada a um sinal retificado, evitando-se, assim, obter uma área total inferior àquela relacionada à energia.

$$I\{|m(t)|\} = \int_0^t |m(t)| dt \quad (28)$$

Uma vez que o valor retificado é sempre positivo, observando-se a eq.(28), nota-se que o valor obtido pela integração aumentará continuamente como uma função do tempo.

De modo análogo ao valor de médias, a integração pode ser aplicada sobre intervalos fixos de tempo, o que é expressado pela eq.(29).

$$I\{|m(t)|\} = \int_t^{t+T} |m(t)| dt \quad (29)$$

3.4.5 O valor RMS (root mean square)

A eq.(30) apresenta a expressão matemática para o cálculo do valor RMS, o qual está relacionado ao valor efetivo do sinal.

$$RMS\{|m(t)|\} = \left(\frac{1}{T} \int_t^{t+T} m^2(t) dt \right)^{1/2} \quad (30)$$

3.4.6 Exemplificação

A fig. 19 apresenta o resultado obtido pelas técnicas de análise aplicadas num sinal de contração isométrica do bíceps.

3.5 Análise do sinal EMG no domínio da frequência

A análise do sinal EMG, no domínio da frequência, envolve medidas e parâmetros que descrevem aspectos específicos do espectro de frequência do sinal. A transformada rápida de Fourier (FFT) é utilizada para se obter o espectro de densidade de potência do sinal; uma versão idealizada do mesmo é apresentada na fig. 20.

As frequências média e mediana são definidas pelas equações (31) e (32), sendo $S_m(f)$, o espectro de densidade de potência.

$$\int_0^{f_{med}} S_m(f) df = \int_{f_{med}}^{\infty} S_m(f) df \quad (31)$$

$$f_{mean} = \frac{\int_0^f f S_m(f) df}{\int_0^f S_m(f) df} \quad (32)$$

Das duas medidas, mediana e média, a primeira se mostra mais confiável, por ser menos sensível a ruído; essa qualidade é particularmente útil quando o sinal é obtido durante contrações de nível baixo, em que a relação sinal-ruído pode ser menor que seis.

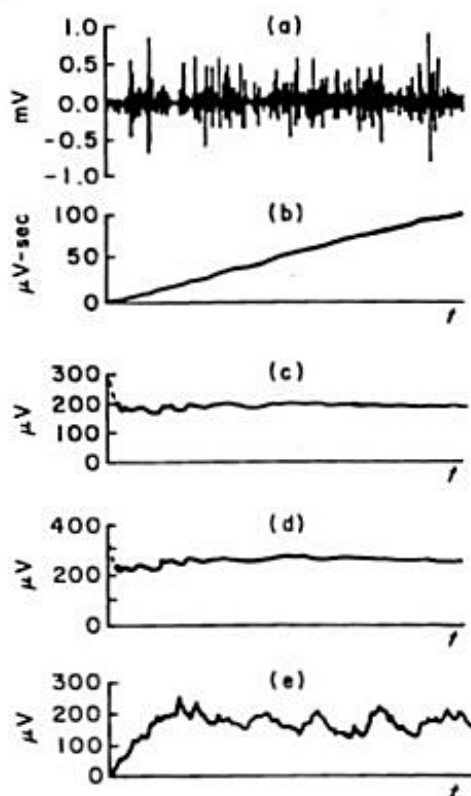


FIGURA 19 – Quatro técnicas de análise: (a) sinal EMG bruto; (b) sinal retificado integrado; (c) média do sinal retificado (d) RMS; (e) sinal retificado suavizado. A base de tempo para cada gráfico é de 0,5 ms. (adaptada de BASMAJIAN et al, 1975)

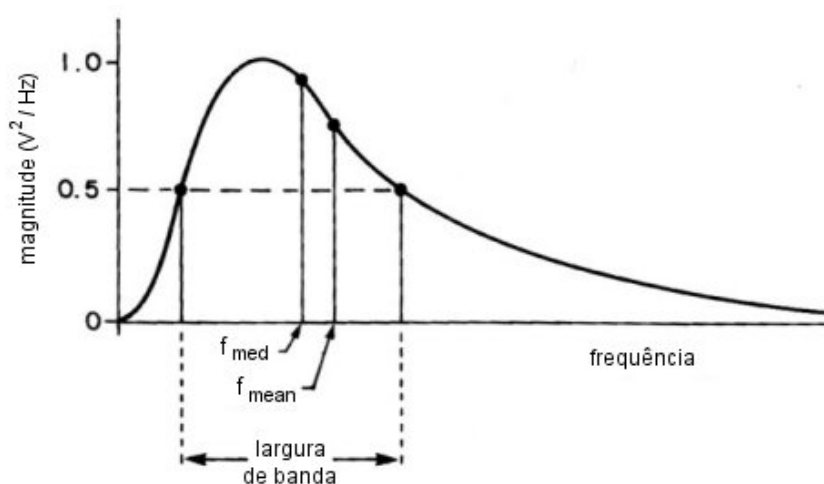


FIGURA 20 – Uma versão idealizada do espectro de freqüências de sinais EMG, com indicação de três parâmetros: a freqüência mediana (f_{med}), a freqüência média (f_{mean}), e a largura de banda. (adaptada de BASMAJIAN & de LUCA, 1985)

4 AMPLITUDE E FORÇA DO SINAL EMG

A relação entre amplitude de um sinal EMG e força muscular, durante uma contração isométrica, é objeto de estudo de muitos pesquisadores (PERSON & LIBKIND, 1967; BERNSHTEIN, 1967; MOORE, 1967; LIBKIND, 1968 e 1969). Inicialmente, concluiu-se que a amplitude aumentava proporcionalmente à raiz quadrada da força gerada pelo músculo. Porém, experimentos mais recentes demonstram que essa relação é praticamente linear, apesar de não haver consenso em itens como o local de captação na superfície do músculo, tipo de eletrodo e parâmetro de medida da amplitude (suavizada, média, RMS ou integrada) que devam ser utilizados. Juntamente com a variabilidade fisiológica, esses itens tornam a comparação e reprodução de resultados extremamente difíceis.

No estudo a seguir, foram utilizados eletrodos de superfície, uma vez que tem-se verificado que a variabilidade do sinal é bem menor nesse tipo que em outros, como o de agulha, por exemplo.

LAWRENCE & de LUCA (1983) investigaram três aspectos:

- a relação amplitude-força para músculos diferentes;
- a relação dependente do nível do exercício a que é submetido o sujeito;
- a variação de força (10% MCV a 40% MCV) entre músculos iguais de diferentes sujeitos.

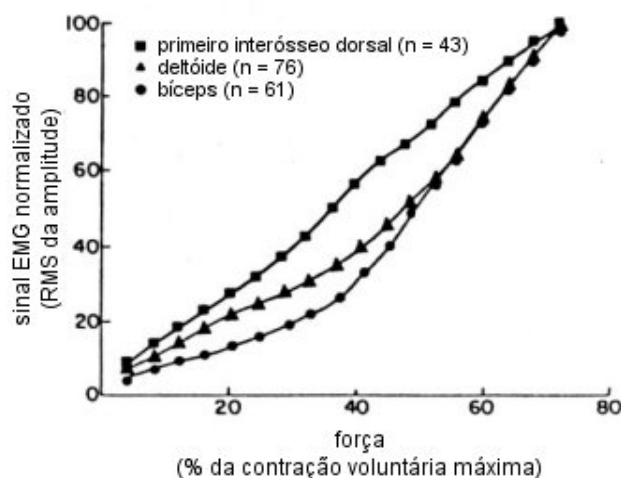


FIGURA 21 – Efeito do músculo na relação sinal EMG-força. n representa o número de contrações consideradas para cada músculo. Cada conjunto de dados foi obtido de 13 sujeitos. (adaptada de LAWRENCE & de LUCA, 1983)

Os sinais foram coletados durante contrações isométricas voluntárias, por dois eletrodos de superfície; como parâmetro, utilizou-se o valor RMS da amplitude de sinal.

O primeiro aspecto, relação amplitude-força para músculos diferentes, tem seus resultados exibidos pela fig. 21. Para o primeiro interosseo dorsal, a relação é quase linear; já, no caso do deltóide e bíceps, a amplitude aumenta mais que a força, caracterizando uma relação não-linear. Essa diferença também é observada em outros estudos, onde músculos pequenos apresentam relação quase linear, enquanto que os grandes, não -linear.

Na fig. 22, os indivíduos foram agrupados afim de caracterizar diferentes constituições no tipo de fibra muscular, devido a regimes de treinamento distintos: nadadores de longa distância têm composição da fibra do braço diferente da dos halterofilistas. Os diferentes grupos apresentam resultados muito próximos, indicando que o tipo de fibra não afeta a relação amplitude-força.

Alguns fenômenos podem contribuir para a diferença na relação amplitude -força de músculos submetidos a diferentes porcentagens do valor MCV:

- recrutamento de unidades motoras e taxa de disparo;
- localização de fibras de movimento rápido com relação aos eletrodos: a amplitude do potencial de ação motor é proporcional ao diâmetro da fibra, e inversamente proporcional à distância entre o eletrodo e as fibras ativas, sendo, portanto, uma combinação do diâmetro da fibra e da distância da mesma ao eletrodo;

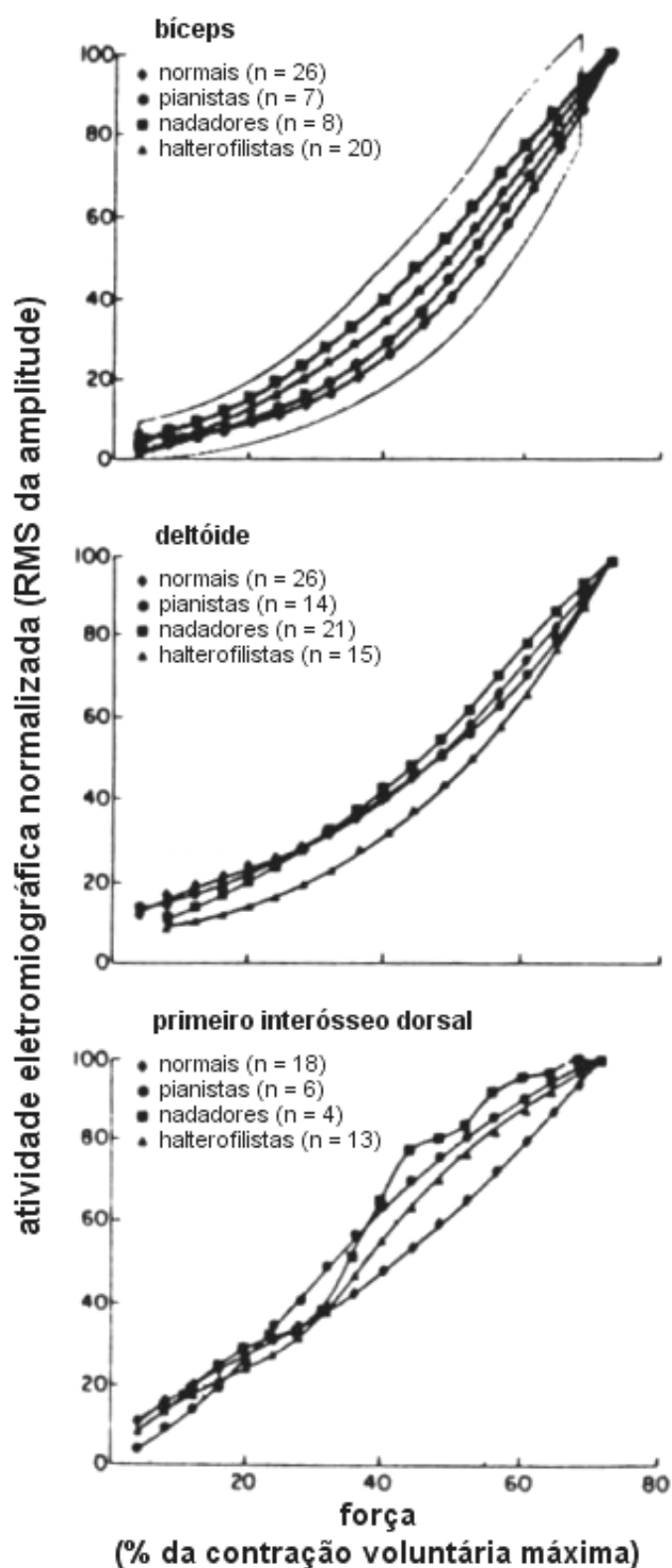


FIGURA 22 – Efeito de rigorosos regimes de treinamento na relação sinal EMG-força, em três diferentes músculos. n representa o número de contrações cuja média foi utilizada para obter as curvas traçadas. Os dados foram obtidos de 13 sujeitos. (adaptada de LAWRENCE & de LUCA, 1983)

- influência de sinais de músculos adjacentes (cross-talk): presente, principalmente, na captação de sinal em músculos pequenos, onde os eletrodos ficam localizados próximos à musculatura adjacente; sua manifestação cresce conforme a força do músculo aumenta;
- interação do músculo antagonista: sempre que uma junção necessita ser estabilizada, um ou mais músculos antagonistas devem ser ativados; essa situação tende a ocorrer com mais frequência à medida que a força aumenta, podendo ser alterada por fatores como ângulo de junção e sensação de dor.

4.1 Contrações anisométricas

Para contrações que envolvem alteração no comprimento do músculo, a relação amplitude-força é afetada, também, pelos seguintes fatores:

- movimento entre eletrodo e fibras ativas;
- relação força-comprimento do músculo: é não-linear e não monotônica. Pela fig.23, é possível observar que a força produzida pelo músculo consiste de dois componentes: a força elástica passiva (curva 1), e a resposta excitação-força (curva 2); a soma desses componentes representa a força do músculo em função de seu comprimento (curva 3), que tem seu máximo quando o músculo atinge de 1,2 a 1,3 vezes seu comprimento de repouso.



FIGURA 23 – Curvas de força-comprimento para um músculo isolado. Curva 1 é a força elástica passiva de um músculo que está esticado. Curva 3 é a força total de um músculo contraído em diferentes comprimentos. Curva 2 é a força desenvolvida pelo mecanismo contrátil: é obtida subtraindo-se a curva 1 da curva 3. (adaptada de BASMAJIAN & de LUCA, 1985)

5 TÔNUS MUSCULAR E FADIGA

5.1 Repouso e tônus muscular

A eletromiografia pode ser utilizada para observar um músculo estriado relaxado, pois sua atividade neuromuscular desaparece durante o relaxamento. Essa ausência de atividade é mantida mesmo quando os músculos são passivamente movimentados.

Em músculos espásticos de braços e pernas de seres humanos com lesões no sistema nervoso central, o repouso (ou a diminuição de atividade) pode, temporariamente, ser obtido sem a utilização de medicamentos (BASMAJIAN & SZATMARI, 1955) (fig. 24).

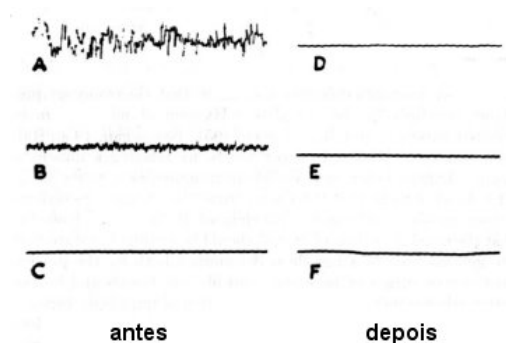


FIGURA 24 – Traçados A, B e C exibem graus variáveis de atividade EMG em quadríceps em repouso de três diferentes pacientes espásticos. Muitos sujeitos podem ser levados ao “silêncio EMG” de C sem medicamentos. (D, E e F mostram os resultados de um medicamento relaxante nos mesmos três pacientes). (adaptada de BASMAJIAN & SZATMARI, 1955)

A constatação de repouso muscular, por meio do sinal EMG, não significa a ausência de tônus muscular, pois este é determinado tanto pela elasticidade passiva dos tecidos muscular e fibroso, como pela contração do músculo em resposta a um estímulo, pelo sistema nervoso. Portanto, em completo repouso, um músculo não perde seu tônus, mesmo que não apresente atividade muscular.

5.2 Fadiga

Fadiga é um fenômeno complexo que abrange fatores fisiológicos e psicológicos. Desde seu início, a eletromiografia vem sendo utilizada na investigação da fadiga, afim de monitorar ou medir a deterioração do desempenho muscular.

Na tarefa de manter uma contração muscular constante, pelo maior tempo possível, os músculos envolvidos estão fadigando continuamente, e, em um dado momento, ocorrerá o “ponto de falha”, quando a produção de força desejada não mais puder ser mantida.

5.2.1 Controle da contração muscular

O processo de contração muscular é controlado por informações retro-alimentadas do músculo para a coluna vertebral. Em unidades motoras normais, essa retro-alimentação ocorre numa periodicidade de 8 a 14 vezes por segundo, podendo aumentar pela movimentação do músculo ou pela fadiga do esforço. Além disso, a retro-alimentação dá origem a tremores, normalmente invisíveis a olho nu; é possível que tremores de várias doenças possam ser o exagero dessa periodicidade fisiológica ou atividade rítmica de grupos de unidades motoras.

5.2.2 Antagonistas e sinergia

A sinergia que ocorre durante uma contração, abrange os músculos denominados antagonistas, onde seu papel é o de regulador do movimento, com a função de proteção, para evitar possíveis danos que a força poderia produzir.

6 FILTROS

Filtros são utilizados com o objetivo geral de separar elementos diferentes. Quando esses elementos formam sinais elétricos, os filtros são dispositivos que alteram o conteúdo de frequências do sinal de entrada. Afim de remover partes indesejadas (ruídos, interferências) ou separar um sinal de outro, os filtros restringem a passagem de frequências específicas.

6.1 Filtros Determinísticos

Filtros determinísticos delimitam intervalos de frequências que serão permitidas (banda de passagem) ou não (banda de rejeição). Essa característica dá origem a quatro categorias de filtros: passa-baixas, passa-altas, passa-banda e rejeita-banda (fig. 25).

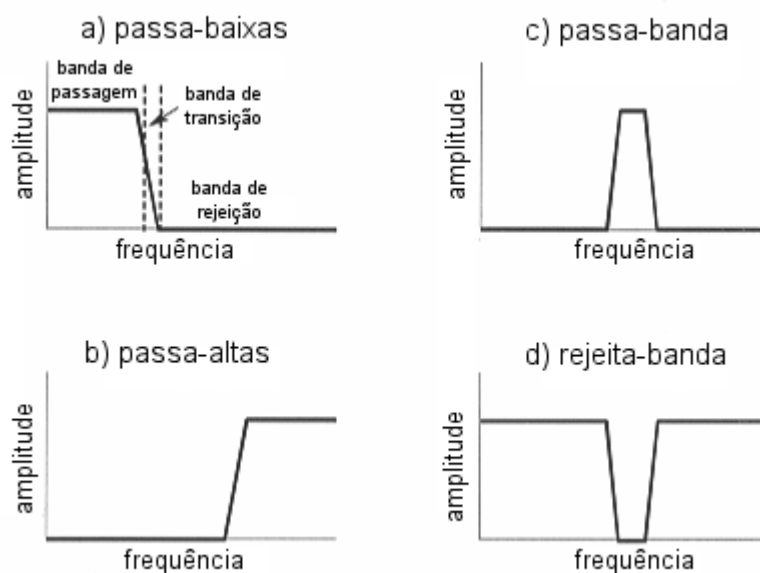


FIGURA 25 – Categorias de filtros determinísticos, com detalhe, na figura a), para as bandas de passagem, de transição e de rejeição. (adaptada de SMITH, 1999)

6.2 Filtros Ótimos

Há ocasiões em que os filtros determinísticos não podem ser empregados, seja por não se ter conhecimento de características dos sinais, ou pelo fato de que o ruído resida na faixa de frequência do sinal desejado. Nessas situações, a utilização de filtros ótimos se faz necessária, uma vez que não fixa frequências específicas a passar ou a rejeitar.

6.3 Filtro de Wiener

Na década de 1940, Norbert Wiener foi pioneiro na pesquisa para a elaboração de um filtro que produziria a estimativa ótima de um sinal ruidoso. A fig. 26 exibe o problema do filtro de Wiener, afim de recuperar um sinal desejado, $d(n)$, de uma observação com ruído $x(n)$,

$$x(n) = d(n) + v(n) \quad (33)$$

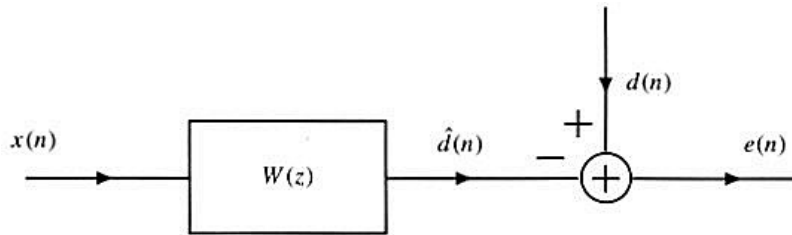


FIGURA 26 – Ilustração do problema geral do filtro de Wiener. Dados dois processos estacionários, $x(n)$ e $d(n)$, que são estatisticamente relacionados entre si, o filtro $W(z)$ minimiza a estimativa do erro médio quadrático, $\hat{d}(n)$, de $d(n)$. (adaptada de DE FATTA, LUCAS, HODGKISS, 1988)

Assumindo que $d(n)$ e $v(n)$ são processos aleatórios estacionários, a elaboração do filtro consiste em minimizar o valor esperado do erro médio quadrático da estimativa de $d(n)$. Assim, com

$$\xi = E\{|e(n)|^2\} \quad (34)$$

sendo

$$e(n) = d(n) - \hat{d}(n) \quad (35)$$

o problema é encontrar o filtro que minimize ξ .

6.3.1 Filtro de Wiener FIR

A função do sistema, para um filtro de ordem p , é dada por:

$$W(z) = \sum_{n=0}^{p-1} w(n)z^{-n} \quad (36)$$

sendo $w(n)$ a resposta à amostra unitária do filtro.

A saída do filtro, $\hat{d}(n)$ é dada pela convolução de $w(n)$ com $x(n)$, a entrada do filtro.

$$\hat{d}(n) = \sum_{l=0}^{p-1} w(l)x(n-l) \quad (37)$$

Os coeficientes do filtro devem ser determinados de tal forma que minimizem o erro

$$\xi = E\{|e(n)|^2\} = E\{|d(n) - \hat{d}(n)|^2\} \quad (38)$$

Para tanto, é necessário e suficiente que a derivada de ξ em relação a $w^*(k)$ seja igual a zero, para $k = 0, 1, \dots, p-1$:

$$\frac{\partial \xi}{\partial w^*(k)} = \frac{\partial}{\partial w^*(k)} E\{e(n)e^*(n)\} = E\left\{e(n) \frac{\partial e^*(n)}{\partial w^*(k)}\right\} = 0 \quad (39)$$

Com

$$e(n) = d(n) - \sum_{l=1}^{p-1} w(l)x(n-l) \quad (40)$$

segue que:

$$\frac{\partial e^*(n)}{\partial w^*(k)} = -x^*(n-k) \quad (41)$$

e a eq.(39) se torna

$$E\{e(n)x^*(n-k)\} = 0 \quad (42)$$

Substituindo a eq.(40) em eq.(42), tem-se:

$$E\left\{\left[d(n) - \sum_{l=1}^{p-1} w(l)x(n-l)\right]x^*(n-k)\right\} = 0 \quad (43)$$

$$E\{d(n)x^*(n-k)\} - \sum_{l=1}^{p-1} w(l) E\{x(n-l)x^*(n-k)\} = 0 \quad (44)$$

O primeiro termo da eq.(44) é chamado correlação cruzada entre $d(n)$ e $x(n)$, e denotado por r_{dx} ; já a estimativa do segundo termo, autocorrelação de $x(n)$, R_x . Assim, a eq.(44) pode ser reescrita pela eq.(45), também conhecida como equações de Wiener-Hopf.

$$\sum_{l=1}^{p-1} w(l) R_x(k-l) = r_{dx}; \quad k = 0, 1, \dots, p-1 \quad (45)$$

Pela forma matricial:

$$R_x w = r_{dx} \quad (46)$$

$$\begin{bmatrix} r_x(0) & r_x(1) & \dots & r_x(p-1) \\ r_x(1) & r_x(0) & \dots & r_x(p-2) \\ \dots & \dots & \dots & \dots \\ r_x(p-1) & r_x(p-2) & \dots & r_x(0) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} w(0) \\ w(1) \\ \dots \\ w(p-1) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} r_{dx}(0) \\ r_{dx}(1) \\ \dots \\ r_{dx}(p-1) \end{bmatrix} \quad (47)$$

Para se determinar w :

$$w = R_x^{-1} r_{dx} \quad (48)$$

6.3.2 Cancelador de ruído

O filtro de Wiener FIR também pode ser aplicado como cancelador de ruído, cujo esquema pode ser visto na fig.27.

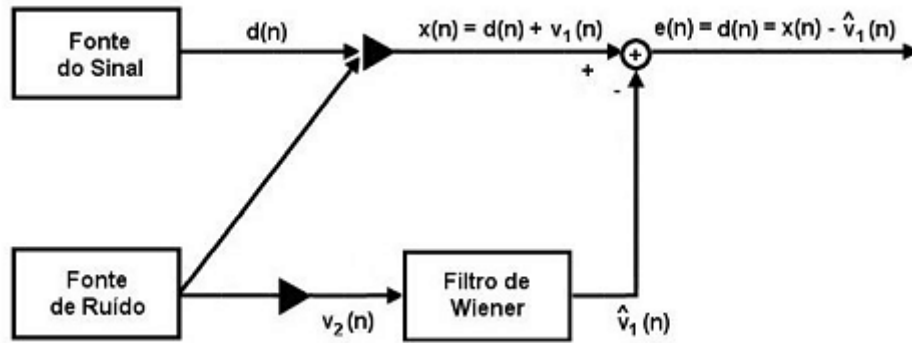


FIGURA 27 – Representação esquemática de um cancelador de ruído. (adaptada de DE FATTA, LUCAS, HODGKISS, 1988)

Dois sensores são utilizados: o primeiro recebe o sinal , $d(n)$, somado a um ruído não-correlacionado, $v_1(n)$, formando a “entrada primária” do cancelador, $x(n) = d(n) + v_1(n)$. O segundo sensor recebe um ruído, $v_2(n)$, não-correlacionado com o sinal, mas correlacionado de alguma forma desconhecida com o ruído $v_1(n)$; esse sensor fornece a “entrada de referência” para o cancelador. O ruído $v_2(n)$ é filtrado para produzir a saída $\hat{v}_1(n)$, uma estimativa de $v_1(n)$. Essa saída é subtraída da entrada primária, $x(n)$, para dar origem à saída do sistema, $d(n) + v_1(n) - \hat{v}_1(n)$.

É importante observar que $v_1(n)$ e $v_2(n)$ são correlacionados, e não iguais, devido à diferença nos caminhos de propagação. Assim, não é possível obter $d(n)$ pela simples subtração $d(n) = x(n) - v_2(n)$. Dessa forma, o cancelador de ruído é elaborado para estimar o ruído $v_1(n)$ do sinal recebido pelo sensor secundário. Essa estimativa, $\hat{v}_1(n)$ é, então, subtraída do sinal primário $x(n)$, para estimar $d(n)$, que é dado por:

$$\hat{d}(n) = x(n) - \hat{v}_1(n) \quad (49)$$

As equações de Wiener-Hopf para o cancelador de ruído são:

$$R_{v_2} w = r_{v_1 v_2} \quad (50)$$

Assumindo que $v_2(n)$ não é correlacionado com $d(n)$, a correlação cruzada será:

$$\begin{aligned} r_{v_1 v_2}(k) &= E[v_1(n) v_2^*(n-k)] \\ &= E\{[x(n) - d(n)] v_2^*(n-k)\} \\ &= E[x(n) v_2^*(n-k)] - E[d(n) v_2^*(n-k)] \\ &= E[x(n) v_2^*(n-k)] \\ &= r_{x v_2}(k) \end{aligned} \quad (51)$$

Portanto,

$$r_{v_1 v_2} = r_{x v_2} \quad (52)$$

Assim, as equações de Wiener-Hopf para o cancelador de ruído se tornam:

$$R_{v_2} w = r_{x v_2} \quad (53)$$

6.4 Filtro de Wiener Adaptativo

O filtro adaptativo tem seus coeficientes determinados pelo algoritmo LMS (Least Mean Square), cujo princípio é a minimização do erro produzido na saída do sistema. Isto é obtido com a realimentação da saída ao filtro adaptativo (fig. 28), e ajustando-o através do algoritmo LMS.

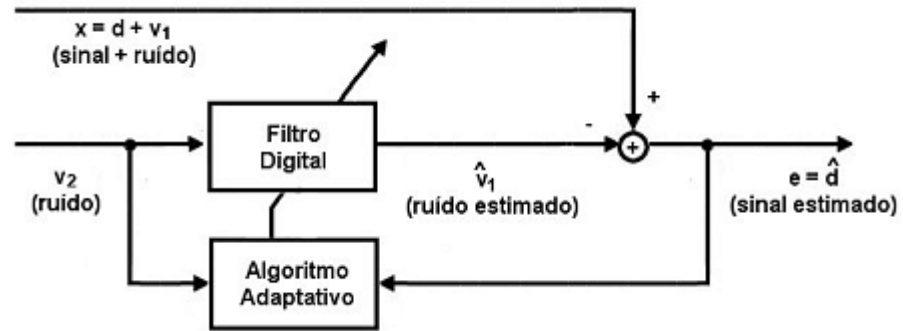


FIGURA 28 – Diagrama de blocos de um filtro adaptativo como cancelador de ruído. (adaptada de DE FATTA, LUCAS, HODGKISS, 1988)

Assumindo que d não está correlacionado com v_1 nem com v_2 , e que \hat{v}_1 está correlacionado com v_1 , a minimização do erro na saída garante que \hat{v}_1 está bem próximo de v_1 , pois, elevando-se a saída (eq. 54) ao quadrado, obtém-se a eq.(55).

$$e = d + v_1 - \hat{v}_1 \quad (54)$$

$$e^2 = d^2 + (v_1 - \hat{v}_1)^2 + 2d(v_1 - \hat{v}_1) \quad (55)$$

Considerando-se as estimativas de ambos os lados da eq.(55), e que d não é correlacionado com v_1 nem com \hat{v}_1 , tem-se:

$$\begin{aligned} E[e^2] &= E[d^2] + E[(v_1 - \hat{v}_1)^2] + 2E[d(v_1 - \hat{v}_1)] \\ E[e^2] &= E[d^2] + E[(v_1 - \hat{v}_1)^2] \end{aligned} \quad (56)$$

$E[d^2]$ não será afetado pela minimização de $E[e^2]$. Assim:

$$E_{\min}[e^2] = E[d^2] + E_{\min}[(v_1 - \hat{v}_1)^2] \quad (57)$$

Quando o filtro é ajustado, $E[e^2]$ e $E[(v_1 - \hat{v}_1)^2]$ são ambos minimizados. Pela eq.(56), a menor saída possível é quando $E_{\min}[e^2] = E[d^2]$, situação em que $E[(v_1 - \hat{v}_1)^2] = 0$. Portanto, $v_1 = \hat{v}_1$ e $e = d$. Nesse caso, a minimização produziu uma saída perfeitamente livre de ruído.

6.4.1 Algoritmo LMS

O algoritmo LMS ajusta os coeficientes do filtro, amostra por amostra, com o objetivo de minimizar o erro quadrático médio (MSE). Assim, enquanto for necessário, a cada estimativa k (0, 1, ..., N) de v_1 , um vetor de coeficientes w_k será determinado, conforme apresentado pelos passos a seguir.

1. Atribuir um valor arbitrário (por exemplo, zero) ao vetor de coeficientes do filtro:

$$w_k(i) = 0, \quad i = 0, 1, \dots, p-1 \quad (58)$$

2. Calcular a k -ésima estimativa de v_1 :

$$\hat{v}_1(k) = \sum_{i=0}^{p-1} w_k(i) v_2(p+k-i) \quad (59)$$

3. Determinar a estimativa do erro:

$$e_k = x(k) - \hat{v}_1(k) \quad (60)$$

4. Atualizar os coeficientes do filtro:

$$w_{k+1}(i) = w_k(i) + 2\mu e_k v_2(p+k-i) \quad (61)$$

5. Verificar se o erro (e_k) atingiu um valor aceitável; em caso afirmativo, finaliza-se o algoritmo, tendo como resposta o último vetor calculado w_{k+1} ; caso contrário, repetem-se os passos 2 a 5.

7 PESQUISA REALIZADA

7.1 Materiais e métodos

Os sinais EMG foram adquiridos a uma taxa de 1000Hz, com período de contração de 4 segundos, por equipamentos dos laboratórios de eletromiografia da Universidade Federal de São Carlos, e Labciber da Universidade de São Paulo em São Carlos.

Foram utilizados eletrodos ativos diferenciais simples de superfície, compostos por duas barras paralelas de prata, cada uma com um centímetro de comprimento, um milímetro de largura e distanciadas um centímetro entre si, acopladas a uma cápsula de poliuretano contendo um microcircuito elétrico, o qual permite que o sinal seja amplificado 100 vezes.

Os eletrodos ficaram localizados no centro do ventre muscular da cabeça longa do músculo bíceps braquial de mais de um indivíduo, em dias distintos, captando a atividade elétrica em contrações isotônicas e isométricas, e também em repouso. O eletrodo de referência foi posicionado no punho contralateral. Os sinais filtrados foram os de contrações; já os obtidos durante repouso do músculo, tiveram como função, a estimativa do ruído que, supostamente, estaria adicionado aos primeiros.

Para a filtragem dos sinais, foram implementados os filtros de Wiener e de Wiener Adaptativo, para que elementos indesejados, mesmo que presentes na faixa de frequência do sinal, pudessem ser eliminados. Utilizou-se comprimento 5 para os filtros, que foram implementados no software MatLab.

Inicialmente, os filtros foram testados utilizando-se de sinais gerados artificialmente. Após a validação, foram utilizadas três séries de sinais.

7.1.1 Sinais para testes

Para a avaliação das rotinas implementadas para os filtros, ruídos brancos foram adicionados a sinais senoidais, afim de simular um sinal contaminado.

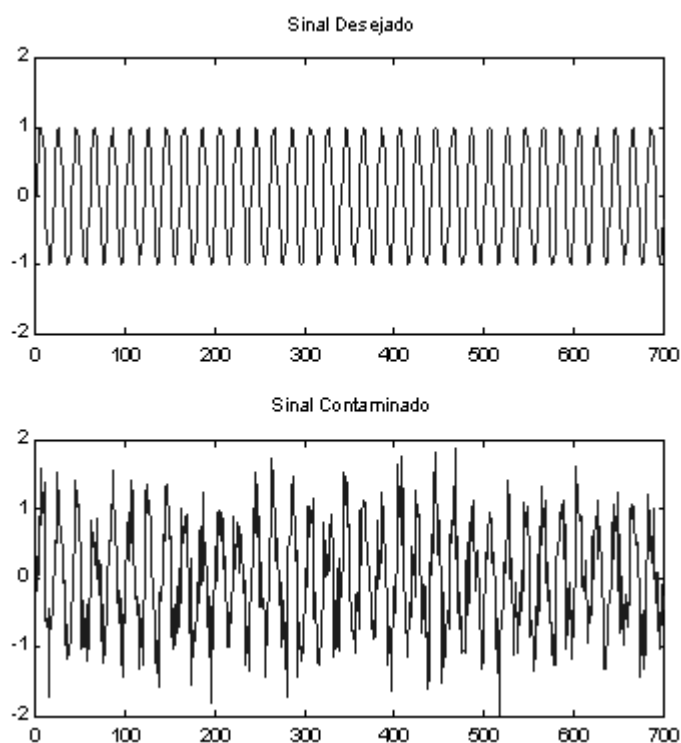


FIGURA 29 – Um dos sinais gerados para teste; no topo o sinal senoidal, e abaixo, o contaminado com ruído branco.

7.1.2 Primeira série de sinais

O primeiro conjunto analisado foi composto por 14 sinais, sendo 3 oriundos do músculo em repouso, 3 de contrações isométricas (sinais 1, 2 e 3), e 8 de contrações isotônicas (sinais 4 a 11). Os eletrodos foram fixados no braço direito de um mesmo indivíduo, do sexo feminino, de 25 anos.

7.1.3 Segunda série de sinais

Nesta segunda série, os sinais de repouso e de contração foram captados ao mesmo tempo, através de um eletrodo fixado em cada braço do indivíduo (sexo feminino, 26 anos). Foram 7 sinais: 4 isométricos (sinais 4, 5, 6 e 7) e 3 isotônicos (sinais 1, 2, e 3).

7.1.4 Terceira série de sinais

Os sinais do último conjunto foram obtidos com a mesma configuração de eletrodos da segunda série: um eletrodo em cada braço, porém com outro indivíduo (sexo masculino, 26 anos). Ao todo, foram 6 sinais de contração isotônica.

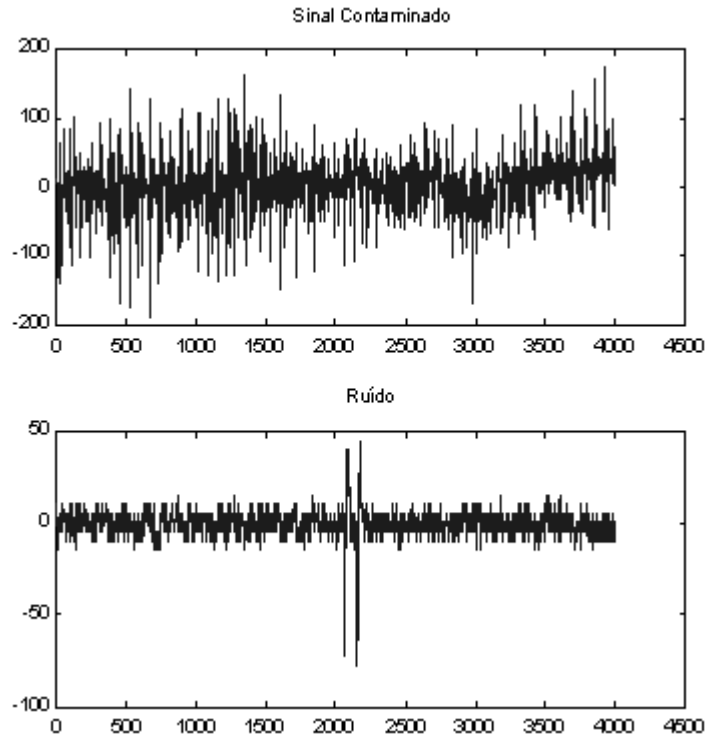


FIGURA 30 – Gráfico de sinal e ruído utilizados na primeira série de sinais.

7.2 Resultados

Após a utilização dos filtros, foram considerados como dados finais, os valores da relação sinal-ruído(SNR) (eq. 62) entre os sinais captados (entrada), e os sinais obtidos pelos filtros(saída). Para cada entrada-ruído foi determinada a razão entre as SNRs de saída e de entrada.

Na fig.31 são apresentadas as saídas dos filtros de Wiener e de Wiener Adaptativo quando a entrada do filtro é o sinal para testes gerado. Verifica-se que os filtros foram eficientes, sobretudo o de Wiener; a comprovação pode ser quantificada pela relação sinal - ruído apresentada na fig.32 para vários sinais de testes gerados.

$$SNR = 20 * \log \left(\frac{\sum_{i=0}^{I-1} sinal^2(i)}{\sum_{n=0}^{N-1} ruído^2(n)} \right) \quad (62)$$

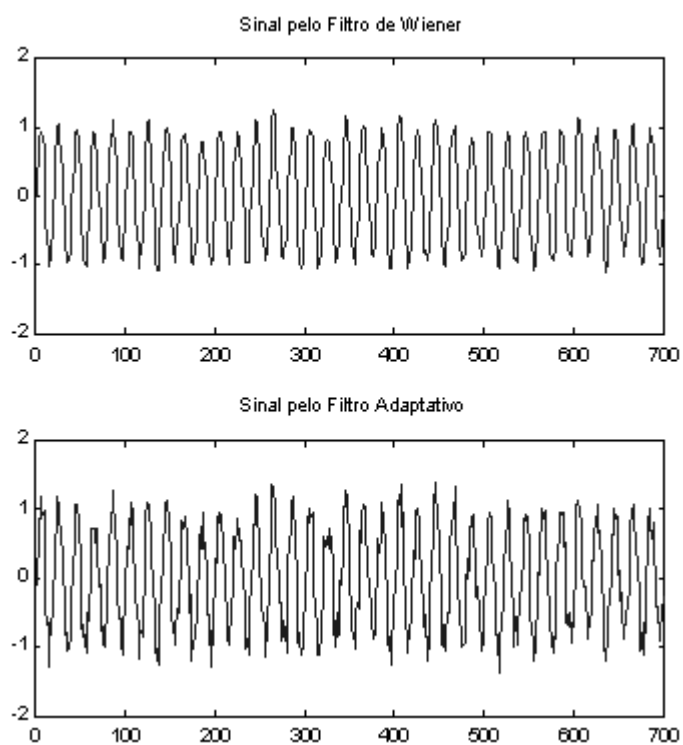


FIGURA 31 – Saídas obtidas pelos filtros, utilizando o sinal de teste da figura 29.

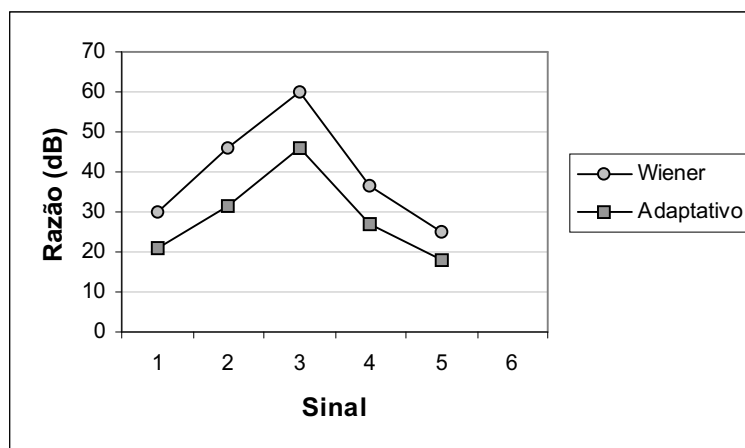


FIGURA 32 – Resultados obtidos a partir dos sinais gerados para testes.

A fig.33 exibe o gráfico com resultados da primeira série de sinais. Cada um dos 11 sinais medidos foi filtrado levando-se em consideração as três estimativas de ruído (sinal em repouso). Os valores apresentados no gráfico da figura 33 representam a média aritmética das SNRs obtidas pelos três processamentos de cada sinal.

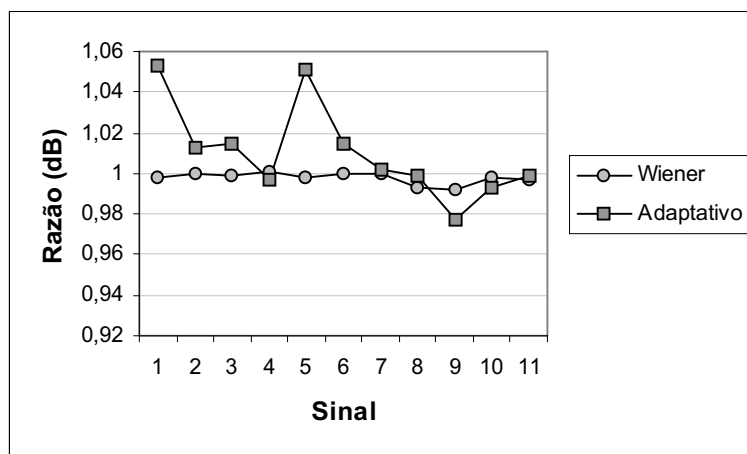


FIGURA 33 – Resultados obtidos a partir da primeira série de sinais.

O segundo e terceiro conjuntos de dados são apresentados, respectivamente, pelas figuras 34 e 35. Nesse caso, não foram utilizadas médias, pois o ruído considerado foi único: o captado concomitantemente à contração.

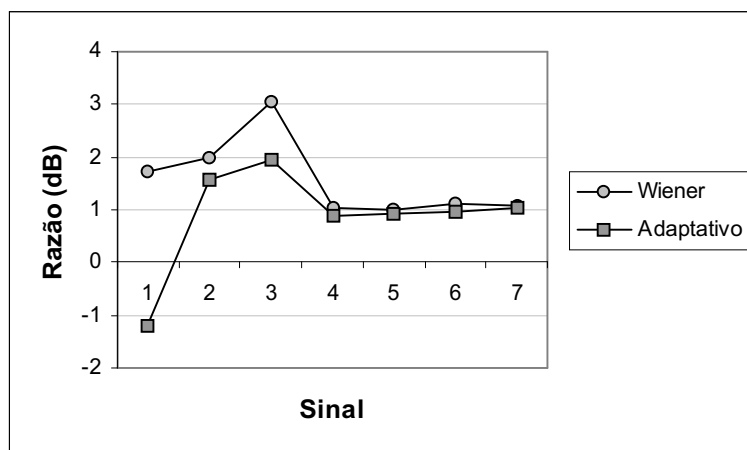


FIGURA 34 – Resultados obtidos a partir do segundo conjunto de sinais.

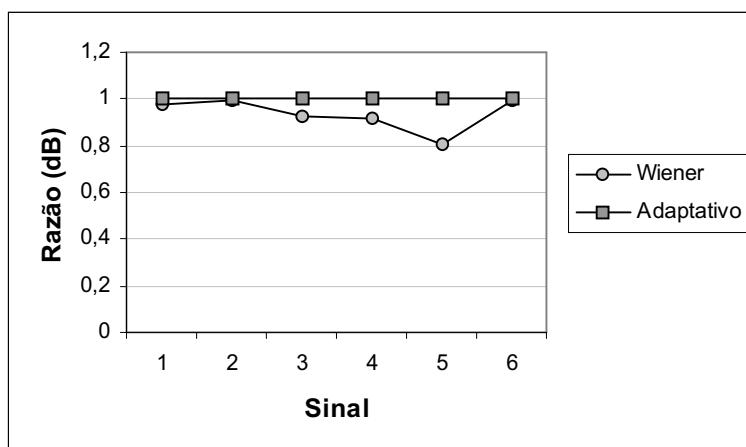


FIGURA 35 – Resultados obtidos a partir da terceira série de sinais.

7.3 Discussão

Comparando-se os sinais originais com os obtidos pelos filtros de Wiener e Wiener adaptativo para as amostras coletadas no primeiro conjunto de sinais, observou-se uma discreta melhora realizada pelo filtro adaptativo. Entretanto, não houve diferença significativa entre os sinais resultantes da utilização dos filtros e o sinal original.

A baixa eficiência dos filtros levou à suposição de que o sinal utilizado como estimativa do ruído não estivesse correlacionado com o verdadeiro ruído, já que haviam sido captados em momentos distintos. Por esse motivo, coletou-se o segundo conjunto de sinais, que também não apresentou diferenças marcantes.

A terceira série de sinais teve por objetivo considerar dados de um indivíduo diferente. Como é apresentado pela fig.35, os valores de SNRs também ficaram próximos de um.

Analisando-se a FFT dos sinais considerados, constatou-se que as harmônicas de 60Hz apresentam valores altos, com destaque para a 4ª harmônica, que pode ser observada nos gráficos da fig.36 e fig.37. Esse pode ser o motivo pelo qual os filtros obtiveram baixo desempenho, sendo objeto de estudo posterior.

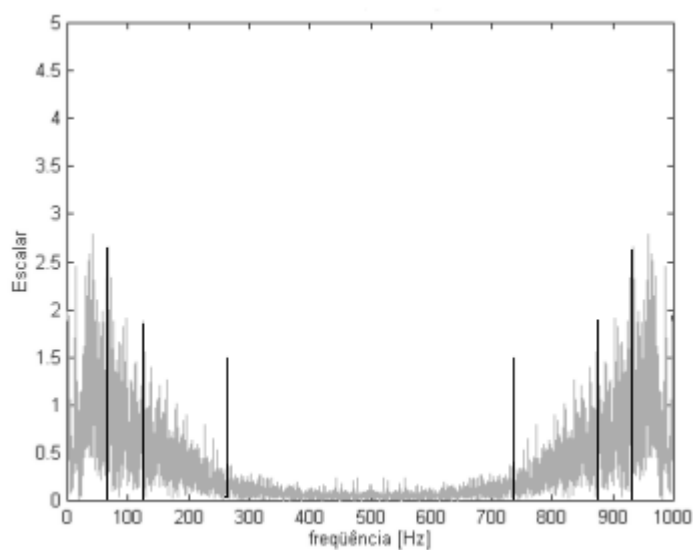


FIGURA 36 – Gráfico da Transformada Rápida de Fourier (FFT) de um dos sinais contaminados.

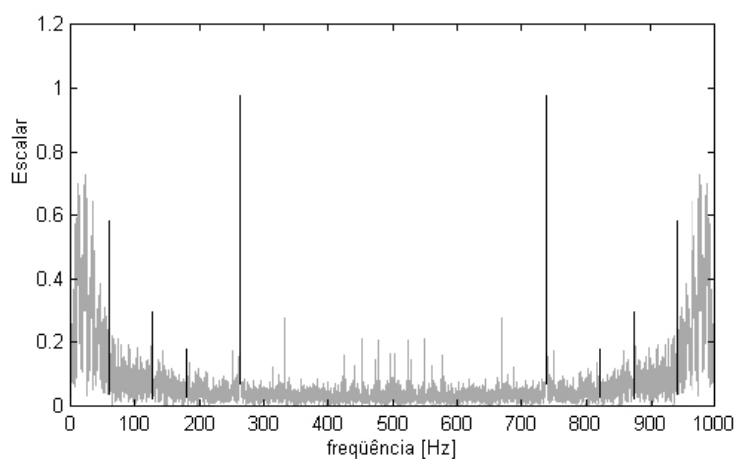


FIGURA 37 – Gráfico da Transformada Rápida de Fourier (FFT) de um dos sinais considerados como ruído.

7.4 Conclusão

A avaliação dos dados apresentados levam à conclusão de que, para o tratamento dos sinais mioelétricos analisados não há uma diferença que justifique a utilização de um filtro em detrimento a outro. A grande dificuldade neste processamento foi a obtenção de ruído, a ser utilizado nos filtros, que estivesse correlacionado com o ruído que contamina o

sinal mioelétrico. Entretanto, deve-se ressaltar que o filtro de Wiener adaptativo apresentou em relação ao outro filtro maior velocidade no tempo de processamento.

7. 5 Sugestões para estudos posteriores

A fim de aperfeiçoar a filtragem dos sinais considerados, sugere-se o estudo da distribuição de probabilidade e geração artificial do ruído, bem como o aumento do comprimento do filtro de Wiener, e a utilização e avaliação do desempenho do filtro de Kalman e da Transformada Wavelet.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ANDREASSEN, S.; ROSENFALCK, A. Recording from a single motor unit during strong effort. **IEEE Transactions in Biomedical Engineering**, New York, n.25, p.501-508, 1978.

BASMAJIAN, J.V.; de LUCA, C.J. **Muscles Alive: their functions revealed by electromyography**. 2th ed. Baltimore: Williams & Wilkins, 1967. 421 p.

BASMAJIAN, J.V.; de LUCA, C.J. **Muscles Alive: their functions revealed by electromyography**. 5th ed. Baltimore: Williams & Wilkins, 1985. 561 p.

BASMAJIAN, J.V. et al. **Computers in Electromyography**. 1st ed. London: Butterworths, 1975. 138 p.

BASMAJIAN, J.V.; SZATMARI, A. Effect of largactil (chlorpromazine) on human spasticity and electromyogram. **Archives of Neurology**, Chicago, n.73, p.224-231, 1955.

BELTRAMINI, L.M. Tecido muscular e sistema muscular. **Elementos de Histologia e Anatomo-fisiologia Humana**. Disponível em: <<http://biologia.ifqsc.sc.usp.br/cap5/muscular.html>>. Acesso em: 11 dez. 2000.

BERNSHTEIN, V.M. Statistical parameters of the electric signal of a muscle model. **Biophysics Journal**, Bethesda, n.12, p.693-703, 1967.

BROMAN, H. **An investigation on the influences of a sustained contraction on the succession of action potentials from a single motor unit**. Ph.D. dissertation, Chalmers University of Technology, Göteborg, Sweden, 1973.

de LUCA, C.J. **Myoelectric analysis of isometric contractions of the human biceps brachii**. M. Sc. Thesis, University of New Brunswick, Fredericton, New Brunswick, Canada, 1968.

de LUCA, C.J.; FORREST, W.J. Some properties of motor unit action potential trains. **Kybernetics**, n.12, p.160-168, 1973a.

de LUCA, C.J.; VAN DYK, E.J. Derivation of some parameters of myoelectric signals recorded during sustained constant force isometric contractions. **Biophysics Journal**, Bethesda, n.15, p.1167-1180, 1975.

DEFATTA, D.J.; LUCAS, J.G.; HODGKISS, W.S. **Digital Signal Processing: a system design approach**. New York: Wiley, 1988. 661 p.

DOYLE, A.M.; MAYER, R.F. Studies of the motor unit in the cat. . **Bull Sch Med Univ Md**, n.54, p.11-17, 1969.

EDSTRÖM, L.; KUGELBERG, E. Histological composition, distribution of fibres and fatigability of single motor units. **Journal of Neurology Neurosurgery and Psychiatry**, London, n.31, p.424-433, 1968.

HOGAN, N.J. **Myoelectric prosthesis control: optimal estimation applied to EMG and the cybernetic considerations for its use in a man-machine interface**. Ph.D. dissertation, M.I.T., Cambridge, 1976.

IFEACHOR, E.C.; JERVES, B.W. **Digital Signal Processing: a practical approach**. Bridport: Addison-Wesley, 1993. 760 p.

LAWRENCE, J.H.; de LUCA, C.J. Myoelectric signal versus force relationship in different human muscles. **Journal of Applied Physiology**, Bethesda, n.54, p.1653-1659, 1983.

LEFEVER, R.S.; de LUCA, C.J. The contribution of individual motor units to the EMG power spectrum. **Proc 29th ACEMB**, n.56, 1976.

LIBKIND, M.S. II. Modelling of interference bioelectrical activity. **Biofizika**, Moscow, n.13, p.685-693, 1968.

LIBKIND, M.S. III. Modelling of interference bioelectrical activity. **Biofizika**, Moscow, n.14, p.395-398, 1969.

LINDSTRÖM, L.R. **On the frequency spectrum of EMG signals**. Technical Report-Research Laboratory of Medical Electronics, Chalmers University of Technology, Göteborg, Sweden, 1970.

MOORE, A.D. Synthesized EMG waves and their implications. **American Journal of Physical Medicine**, Baltimore, n.46, p.1302-1316, 1967.

O'SULLIVAN, S.B.; SCHMITZ, T.J. **Fisioterapia: avaliação e tratamento**. 2. ed. São Paulo: Manole, 1993. 775 p.

OPPENHEIM, A.V.; SCHAFER, R.W. **Digital Signal Processing**. Eglewood Cliffs: Prentice-Hall, 1975. 585 p.

PERSON, R.S.; LIBKIND, M.S. Modelling of interference bioelectrical activity. **Biophysics Journal**, Bethesda, n.12, p.145-153, 1967.

PROAKIS, J.G.; MANOLAKIS, D.G. **Digital Signal Processing: principles, algorithms and applications**. 3th ed. Upper Saddle River: Prentice-Hall, 1996. 968 p.

ROSENFALCK, P. **Intra and Extracellular Potential Fields of Active Nerve and Muscle Fibers**. 1st ed. Copenhagen: Akademisk Forlag, 1969. 168 p.

SMITH, S.W. **The Scientist and Engineer's Guide to Digital Signal Processing**. 2th ed. San Diego: California Technical Publishing, 1999. 630 p.

WIDROW, B.; STEARNS, S.D. **Adaptive Signal Processing**. Eglewood Cliffs: Prentice-Hall, 1985. 474 p.