

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA
PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA**



**DESENVOLVIMENTO E IMPLEMENTAÇÃO DE UM SENSOR HÍBRIDO NÃO
INVASIVO DE ELETROMIOGRAFIA E MECANOMIOGRAFIA PARA
REGISTROS DE POTENCIAIS DE AÇÃO DE UMA UNIDADE MOTORA**

NAYARA NASCIMENTO MORAES

Uberlândia

2010

NAYARA NASCIMENTO MORAES

**DESENVOLVIMENTO E IMPLEMENTAÇÃO DE UM SENSOR HÍBRIDO NÃO
INVASIVO DE ELETROMIOGRAFIA E MECANOMIOGRAFIA PARA
REGISTROS DE POTENCIAIS DE AÇÃO DE UMA UNIDADE MOTORA**

Dissertação apresentada ao Curso de Mestrado em
Ciências da Universidade Federal de Uberlândia, como
requisito parcial à obtenção do título de Mestre em
Ciências.

Orientador: Prof. Dr. Eduardo Lazaro Martins Naves.

Co-orientador: Prof. Dr. Adriano Alves Pereira.

Uberlândia

2010

Aos meus pais Adélio e Márcia, e ao meu
irmão João Gabriel.

AGRADECIMENTOS

Agradeço aos meus pais e ao meu irmão pelo apoio incondicional na realização dos meus sonhos e conquista dos meus objetivos. Aos meus amigos, namorado e familiares pela força e ajuda em todas as circunstâncias. Aos estudantes e docentes do Biolab, os quais contribuíram muito para o desenvolvimento deste trabalho, cada um a sua maneira. Aos meus orientadores professores Adriano Alves e Eduardo Naves pelo exemplo de dedicação e competência, e pela paciência e confiança em mim dedicadas. A Marcilia, Adelino, Meire e à secretaria em geral, pela atenção e carinho, sempre me ajudando prontamente muito mais que o necessário à realização deste trabalho. Um agradecimento especial à Cinara e ao professor Alexandre Cardoso pelo imenso apoio durante toda a realização do mestrado e por tornarem possível a realização dessa defesa. Ao CNPq pelo apoio financeiro durante o desenvolvimento do trabalho.

“A mente que se abre a uma nova idéia jamais voltará ao seu tamanho original.”
(Albert Einstein).

RESUMO

Mais de 40 tipos de distrofias musculares são atualmente conhecidos, dados de 2003 indicavam que cerca de 80 mil brasileiros eram acometidos por estas disfunções. Um tipo de exame usado no auxílio ao diagnóstico dessas distrofias musculares é a eletroneuromiografia, a qual visa avaliar a atividade elétrica no músculo. A realização desse exame conta com a utilização de eletrodos de agulha, os quais analisam a morfologia dos potenciais de ação das fibras musculares bem como seu padrão de recrutamento. Apesar do caráter invasivo dos eletrodos usados, métodos como a eletromiografia de superfície não têm se mostrado eficazes no registro individual de potenciais de ação. Neste sentido, a proposta deste trabalho é desenvolver um sensor híbrido de eletromiografia e mecanomiografia que registre potenciais de ação de uma unidade motora por meio de métodos não invasivos. O sensor de eletromiografia construído é constituído de dois eletrólitos confeccionados por meio de uma liga de prata-cloreto de prata, de 99% de pureza, área de 1mm^2 (1mm de lado) e a distância inter-eletrodo de 3mm. O eletrodo é ativo e utiliza a configuração bipolar, apresentando ganho de 20 vezes e CMRR superior a 120dB. Já o sensor de mecanomiografia conta com um transdutor de acelerometria, cujo circuito integrado usado foi o MMA7260 da Freescale. Este apresenta 800mV/g de sensibilidade, nível de ruído de $350\mu\text{g}/(\text{Hz})^{1/2}$ e banda de frequência de 350Hz. Os testes realizados mostraram a eficiência do sensor desenvolvido para registros de potenciais de ação de uma unidade motora em condições de baixa atividade muscular e músculos superficiais.

Palavras-chave: Sensor, Eletromiografia, Mecanomiografia, Potencial de Ação.

ABSTRACT

More than 40 types of muscular dystrophy are currently known, which in 2003 had affected more than 80,000 brazilians. One type of medical test used as an aid in the diagnosis of these muscular dystrophies is the electroneuromyography, which aims to evaluate muscle electrical activity. To performance this test needle electrodes are used, which analyze the morphology of muscle fibers action potentials and their recruitment pattern. Despite the invasive nature of the used electrodes, methods such as surface electromyography have not been effective in individual action potentials records. Thus, this study proposed to develop a hybrid electromyography and mechanomyography sensor which records a motor unit action potential through noninvasive methods. So, the EMG sensors are built up of two electrolytes prepared using an alloy of silver-silver chloride, 99% purity, area of 1mm^2 (1mm side) and the inter-electrode distance of 3mm. The electrode is active and the configuration used is bipolar, with gain of 20 times and CMRR exceed 120dB. The mechanomyography sensor has an accelerometry transducer, whose used chip was Freescale MMA7260. It features 800mV/g of sensitivity, noise level of $350\mu\text{g}/\text{Hz}^{1/2}$ and 350Hz frequency band. The tests performed show the efficiency of the developed sensor to record motor unit action potentials in low muscle activity levels and superficial muscles.

Keywords: Sensor, Electromyography, Mechanomyography, Action Potential.

Lista de Acrônimos

ADP	Adenosine Diphosphate
ATP	Adenosine Triphosphate
BIOMED II	Biomedical Health and Research Program
CCD	Charge Coupled Device
CI	Circuito Integrado
CMOS	Complementary Metal Oxide Semiconductor
CMRR	Common Mode Rejection Ratio
MVC	Maximum Voluntary Contraction
EMG	Eletromiografia
FWEMG	Fine Wire Electromyography
MMG	Mecanomiografia
MU	Motor Unit
MUAP	Motor Unit Action Potential
NEMG	Needle Electromyography
RMS	Root Mean Square
SENIAM	Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles
SEMG	Surface Electromyography

Lista de Figuras

Figura 2.1– Concentrações de íons nos fluídos extra e intracelular	19
Figura 2.2 – Tipos de transporte de substâncias através da membrana celular.....	19
Figura 2.3 – Transporte passivo - canais de sódio e potássio	21
Figura 2.4 – Potenciais de repouso de membrana.....	21
Figura 2.5 – Transporte ativo – Bomba de sódio e potássio	22
Figura 2.6 – Forma de onda do potencial de ação	25
Figura 2.7 – Etapas do potencial de ação.....	26
Figura 2.8 – Forma de onda do potencial de ação registrado na pele.....	27
Figura 2.9 – Composição do músculo esquelético	28
Figura 2.10 – Junção neuromuscular – fenda sináptica	29
Figura 2.11 – Túbulos transversais	30
Figura 2.12 – Sarcômero.....	31
Figura 2.13 – Composição do filamento de actina	31
Figura 2.14 – Composição do filamento de miosina	32
Figura 2.15 – Mecanismo de contração muscular	33
Figura 3.1 – Sinal eletromiográfico.....	34
Figura 3.2 – Sistema nervoso central e periférico.....	35
Figura 3.3 – Origem do impulso motor	36
Figura 3.4 – Registro de força e EMG e respectivo espectro no tempo e frequência	38
Figura 3.5 – Eletrodo de agulha concêntrico descartável	41
Figura 3.6 – Eletrodo de agulha monopolar.....	42
Figura 3.7 – Processo de mecanomiografia	45
Figura 3.8 – Sinal mecanomiográfico	46
Figura 3.9 – Mecanografia por meio de sensor laser	48
Figura 3.10 – Comparação entre sinais MMG registrados por sensores de acelerometria e distância laser	52
Figura 4.1 – Circuito equivalente dos eletrodos.....	61
Figura 4.2 – Relação entre impedância e frequência dos eletrodos	62
Figura 4.3 – Técnica de amplificação diferencial.....	66
Figura 4.4 – Eletrodos ativos	68
Figura 4.5 – Configurações básicas de eletrodos ativos.....	68
Figura 4.6 – Eletrodos passivos	69
Figura 4.7 – Esquema para implementação dos filtros	73
Figura 5.1 – Sensor implementado	75
Figura 5.2 – Sistema de aquisição de dados utilizado	75
Figura 5.3 – Localização anatômica dos músculos de atividade elétrica mensurada	76
Figura 5.4 – Registro analógico de potenciais de ação do primeiro interósseo dorsal.....	77
Figura 5.5 – Registro digital de potenciais de ação do corrugador do supercílio	78
Figura 5.6 – Registro do potencial de ação de uma fibra muscular isolada do músculo Sartório	79
Figura 5.7 – Localização do músculo Sartório	79
Figura 5.8 – Espectro do sinal eletromiográfico.....	80

Figura 5.9 – Eletrodo adesivo descartável.....	81
Figura 5.10 – Posicionamento dos eletrodos	81
Figura 5.11 – Sinal eletromiográfico amostrado por intermédio dos eletrodos desenvolvido e descartável comercial.....	82
Figura 5.12 – Ampliação da área de baixa contração da Figura 5.10.....	82
Figura 5.13 – Sinal eletromiográfico amostrado por intermédio dos eletrodos desenvolvido e descartável comercial em condições de contração voluntária máxima	83
Figura 5.14 – Espectro dos sinais eletromiográficos registrados a partir dos eletrodos desenvolvido e descartável	84
Figura 5.15 – Sinais de aceleração medidos no eixo x, sensibilidade 1,5g.....	86
Figura 5.16 – Sinais de aceleração medidos no eixo y, sensibilidade 4g.....	86
Figura 5.17 – Sinais de aceleração medidos no eixo z, sensibilidade 6g.....	86
Figura 5.18 – Registro simultâneo de eletromiografia e mecanomiografia.....	88
Figura 5.19 – Espectro do sinal mecanomiografico	88
Figura 5.20 – Registros de EMG e MMG usando o sensor hibrido.....	89
Figura 5.21 – Registros de potenciais de ação através do uso do sensor híbrido.....	90

Lista de Tabelas

Tabela 4.1 – Potenciais de meia-célula dos diferentes materiais	59
Tabela 4.2 – Relação entre propriedades físicas e elétricas dos eletrodos	62
Tabela 4.3 – Comparativo entre acelerômetros usados em registros de MMG	72
Tabela 5.1 – Cálculo da aceleração em experimentos de queda livre	87

Sumário

CAPITULO 1 INTRODUÇÃO	13
1.1 Objetivo.....	15
1.2 Estrutura da Dissertação.....	15
CAPITULO 2 FISIOLOGIA DA GERAÇÃO DO SINAL EMG	17
2.1 Eletrofisiologia da Membrana Celular.....	18
2.1.1 Transporte de Substância Através da Membrana Celular	18
2.2 Potenciais de Membrana e Potenciais de Ação.....	23
2.2.1 Potencial de Membrana	23
2.2.2 Potencial de Ação	24
2.3 Contração dos Músculos Esqueléticos	28
2.3.1 Aspectos Fisiológicos e Anatômicos do Músculo Esquelético	28
2.3.2 Excitação dos Músculos Esqueléticos e Princípios Gerais da Contração Muscular	29
2.3.3 Princípios Moleculares da Contração Muscular	31
CAPITULO 3 SENSORES E SINAIS	34
3.1 Eletromiografia	34
3.1.1 Unidade Motora	35
3.1.2 Recrutamento de Unidades Motoras e Frequência de Disparo	37
3.1.3 Potencial de Ação de Unidades Motoras e seus Reflexos em Enfermidades	38
3.1.4 Eletrodos Invasivos	40
3.1.5 Eletrodos Não-Invasivos	42
3.1.6 Desafios da Eletromiografia de Superfície.....	44
3.2 Mecanomiografia	45
3.2.1 Relação entre MMG e Força	46
3.2.2 Técnicas de Detecção do Sinal MMG.....	47
3.2.3 Comparação entre Diferentes Sensores	50
3.3 Sensores Híbridos	52
3.3.1 Vantagens da Utilização de Sensores Híbridos.....	52
3.3.2 Complementaridade das Informações dos Sinais EMG e do Acelerômetro	54
CAPITULO 4 DESENVOLVIMENTO DOS SENSORES	56
4.1 Sensores de Eletromiografia de Superfície.....	56
4.1.1 Registro dos Biopotenciais na Superfície da Pele	57

4.1.2	Definição do Material Usado nos Eletrólitos	58
4.1.3	Definição da Forma do Eletrodo	60
4.1.4	Distância entre as Superfícies de Detecção	63
4.1.5	Tipos de Eletrodos e Técnicas de Minimização de Ruídos.....	64
4.2	Sensores de Mecanomiografia.....	70
4.2.1	Características Elétricas Avaliadas para Escolha do Acelerômetro	70
4.2.2	Condicionamento Requerido pelo Sistema	73
CAPITULO 5 RESULTADOS E VALIDAÇÃO.....		74
5.1	Sensores de Eletromiografia	74
5.1.1	Músculos Analisados e Posicionamento dos Eletrodos	76
5.1.2	Registros dos Potenciais de Ação	77
5.1.3	Comparação de Eletrodos	80
5.2	Sensores de Mecanomiografia.....	84
5.2.1	Medição do Erro de Registro	85
5.2.2	Registros de Mecanomiografia	87
5.3	Sensor Híbrido de Eletromiografia e Mecanomiografia.....	89
CAPITULO 6 CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS.....		91
6.1	Conclusões.....	91
6.2	Trabalhos Futuros.....	92
REFERÊNCIAS		94

Capítulo 1

Introdução

Distrofias musculares é o nome dado a um conjunto de doenças genéticas as quais provocam o enfraquecimento progressivo dos músculos. Segundo dados do Ministério da Saúde (www.saude.gov.br), no ano de 2003 o número de brasileiros que sofriam dessas distrofias musculares já somavam 80 mil.

Atualmente, são conhecidos mais de 40 tipos de distrofias musculares, as quais são diferenciadas por meio de critérios como a idade em que se manifestam os primeiros sintomas, gravidade dos sintomas, velocidade de progressão da doença, músculos que são preferencialmente afetados e mecanismo de herança genética.

Dentre os tipos de distrofia, o mais comumente manifestado na população é a Distrofia de Duchenne e, segundo dados da ONG *Parent Project Muscular Dystrophy* (www.parentprojectmd.org), é a doença genética diagnosticada mais fatal na infância e acomete aproximadamente 1 a cada 3500 nascimentos de crianças do sexo masculino. Isso significa cerca de 20000 novos casos a cada ano.

Estas disfunções podem ser detectadas por meio da atividade muscular, pois em indivíduos saudáveis, os músculos apresentam silêncio elétrico durante o repouso muscular. Já em indivíduos que sofreram de alguma lesão no sistema neuromuscular, a exemplo das distrofias musculares, a presença de fibrilações e ondas positivas é freqüente, particularmente

na fase sub-aguda. Patologias musculares, especialmente miopatias inflamatórias, também podem apresentar esse tipo de atividade.

As fibrilações, resultado de uma atividade anormal dos músculos, podem ser detectadas, juntamente com o histórico clínico do paciente, por meio de um exame diagnóstico chamado eletroneuromiografia, a qual é composta por uma série de testes neurofisiológicos que visam o estudo funcional do sistema nervoso periférico, da junção neuromuscular e dos músculos. Esse tipo de avaliação é habitualmente composto pelas etapas de neurocondução e eletromiografia. Visto que este trabalho visa o desenvolvimento de sensores para registro da atividade muscular, o enfoque será dado à etapa de eletromiografia. Esta se constitui do estudo da atividade elétrica muscular, em diferentes estágios de ativação e é realizada normalmente, no caso de eletroneuromiografia, com um eletrodo invasivo na forma de agulha. Durante a contração, são analisados morfológicamente os potenciais de ação das unidades motoras e o padrão de recrutamento das mesmas.

A partir de estudos morfológicos dos potenciais de ação registrados nas neuropatias crônicas, observa-se um aumento da amplitude e duração dos potenciais das unidades motoras em consequência do processo de reinervação, além do recrutamento de poucas unidades operando em alta frequência. Nas miopatias, ocorre uma diminuição da amplitude e da duração dos potenciais devido à perda de fibras musculares saudáveis. O recrutamento, nesta situação, é precoce e excessivo. O aumento da frequência de potenciais polifásicos é uma anormalidade inespecífica, que pode ocorrer em ambas as situações.

A importância dos exames realizados com a eletroneuromiografia levou a Associação Médica Brasileira e o Conselho Federal de Medicina [75] a afirmarem que este tipo de avaliação não deve ser rotulado simplesmente como um exame complementar. Conforme essa associação isso seria reduzir um ato médico muito mais amplo, ao contrário da eletromiografia de superfície, a qual ainda é considerada apenas como exame complementar, não apresentando larga utilização em aplicações clínicas. Apesar de se mostrar um processo não invasivo, a eletromiografia de superfície por si só ainda não se mostra eficaz em aplicações envolvendo disfunções neuromusculares, visto a dificuldade de visualização dos potenciais de ação, tanto em termos de amplitude e forma, bem como padrão de recrutamento das fibras [72].

Além da eletromiografia, método comumente utilizado na literatura para registros de potenciais de ação, desde a década de 70, tem sido estudada uma nova técnica de avaliação

dos músculos através de vibrações musculares produzidas na contração muscular: a mecanomiografia (MMG).

A mecanomiografia expressa em geral as mesmas características do EMG, porém cada um apresenta suas especificidades e melhor rendimento em situações distintas. É encontrado na literatura [71] casos onde apesar da atividade muscular não ser detectada através da eletromiografia, essa foi registrada através do MMG.

A partir do cenário exposto verifica-se a necessidade de uma melhor visualização dos potenciais de ação, bem como extrair características das fibras musculares através de métodos não invasivos. Porém, é sabido que devido à distância entre o ponto de detecção (superfície da pele) dos sinais e o ponto de geração dos mesmos (membrana da fibra muscular), se torna muito difícil a visualização da atividade de apenas uma fibra muscular pelo sensor, ainda que a superfície de contato do mesmo seja pequena.

1.1 OBJETIVO

Desenvolver um sensor híbrido não invasivo de eletromiografia e mecanomiografia capaz de visualizar potenciais de ação na superfície da pele em músculos superficiais e sob condições de baixa atividade muscular.

1.2 ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO

A metodologia utilizada para alcançar o objetivo principal deste trabalho, citado anteriormente, será descrita nos capítulos subseqüentes, os quais seguem a seguinte estrutura:

No Capítulo 2 serão discutidos os princípios biológicos envolvidos no processo de contração muscular, necessários à compreensão dos sinais registrados.

Já no Capítulo 3 serão apresentadas características dos sinais de mecanomiografia e eletromiografia, bem como descritos alguns tipos de sensores para registros desses sinais. Além disso, serão apresentadas algumas vantagens do desenvolvimento de um sensor híbrido.

O Capítulo 4 conterá propriamente o desenvolvimento dos eletrodos, com a especificação de todas as características envolvidas no processo de desenvolvimento.

No Capítulo 5 será realizada a avaliação dos sensores e sua validação para o registro de potenciais de ação.

A dissertação será finalizada com o Capítulo 6, o qual trata das principais conclusões. Neste também serão elucidadas as contribuições deste trabalho, bem como as sugestões de trabalhos futuros.

Capítulo 2

Fisiologia da geração do sinal EMG

Estudos relativos à decomposição, interpretação e aplicações usando biopotenciais têm fascinado engenheiros e fisiologistas visto o grande desafio que se mostra a decodificação e extração de informações a partir desses sinais.

Para que seja então possível a associação desses sinais a determinados processos fisiológicos, permitindo a identificação e descrição dos mesmos, se faz necessário primeiramente o entendimento de como esses processos afetam o sinal eletromiográfico (EMG). Deve-se ressaltar que a origem desses sinais se dá no sistema nervoso central, sendo conduzidos ao sistema muscular através de nervos, passando por junções nervo musculares até chegarem à ativação muscular propriamente dita. Assim, este capítulo busca fornecer diversos fatores e fenômenos básicos que contribuem para a formação do sinal EMG.

Inicia-se o capítulo discorrendo sobre os princípios elementares, a nível celular e molecular, fundamentais para a compreensão dos potenciais de membrana e potencial de ação. A seguir explicam-se os mecanismos de contração muscular e características dos potenciais de unidades motoras.

2.1 ELETROFISIOLOGIA DA MEMBRANA CELULAR

A membrana da célula do tecido muscular esquelético é a base do fenômeno bioelétrico, visto que é a região onde ocorrem as trocas iônicas que resultam no potencial registrado como EMG. Portanto para um melhor entendimento deste sinal, esta sessão do trabalho se dedica ao estudo da movimentação iônica que ocorre na região da membrana celular e os potenciais ali gerados.

2.1.1 Transporte de Substância Através da Membrana Celular

As células são compostas por substâncias que coletivamente são denominadas protoplasma, o qual é composto principalmente por cinco elementos básicos: água, íons, proteínas, lipídios e carboidratos.

O meio líquido principal da célula é a água, que está presente na maioria das células. Lipídios são normalmente encontrados juntamente com proteínas (além de em outras diversas formas) na membrana celular, que pela sua insolubilidade na água age como uma barreira que separa os meios intra e extracelular. Já em relação aos íons, os mais importantes são o potássio, magnésio, fosfato, sulfato, bicarbonato, e pequenas quantidades de sódio, cloreto e cálcio, os quais são necessários para o funcionamento de alguns dos mecanismos de controle celular. Alguns desses mecanismos serão melhor descritos ainda nesta sessão.

A Figura 2.1 apresenta as concentrações aproximadas de íons nos líquidos extra e intracelular. Nota-se que o líquido extracelular contém uma grande quantidade de sódio, mas apenas uma pequena quantidade de potássio, exatamente o oposto do fluido intracelular.

Essas diferenças de concentração iônicas são mantidas pelas características da membrana celular lipoproteica (insolúvel), que constitui uma barreira contra o movimento das moléculas de água e substâncias solúveis em água entre os compartimentos extracelular e intracelular de fluido. No entanto, como mostrado na Figura 2.2 pela seta à esquerda, algumas substâncias podem penetrar nessa bicamada lipídica, difundindo diretamente através da própria substância lipídica. Este tipo de transporte é denominado difusão simples e a energia

	EXTRACELLULAR FLUID	INTRACELLULAR FLUID
Na ⁺	142 mEq/L	10 mEq/L
K ⁺	4 mEq/L	140 mEq/L
Ca ⁺⁺	2.4 mEq/L	0.0001 mEq/L
Mg ⁺⁺	1.2 mEq/L	58 mEq/L
Cl ⁻	103 mEq/L	4 mEq/L
HCO ₃ ⁻	28 mEq/L	10 mEq/L
Phosphates	4 mEq/L	75 mEq/L
SO ₄ ⁻	1 mEq/L	2 mEq/L
Glucose	90 mg/dl	0 to 20 mg/dl
Amino acids	30 mg/dl	200 mg/dl ?
Cholesterol	0.5 g/dl	2 to 95 g/dl
Phospholipids		
Neutral fat		
PO ₂	35 mm Hg	20 mm Hg ?
PCO ₂	46 mm Hg	50 mm Hg ?
pH	7.4	7.0
Proteins	2 g/dl (5 mEq/L)	16 g/dl (40 mEq/L)

Figura 2.1– Concentrações de íons nos fluídos extra e intracelular

Fonte: GUYTON, Arthur C. **Textbook of Medical Physiology**. Elsevier Saunders, 2006, p. 46

utilizada para tanto é somente aquela do movimento cinético normal da matéria. Deve-se ressaltar que o transporte pode acontecer tanto no sentido de passagem de moléculas em direção ao meio intracelular como ao extracelular, desde que a passagem seja a favor de seu gradiente de concentração.

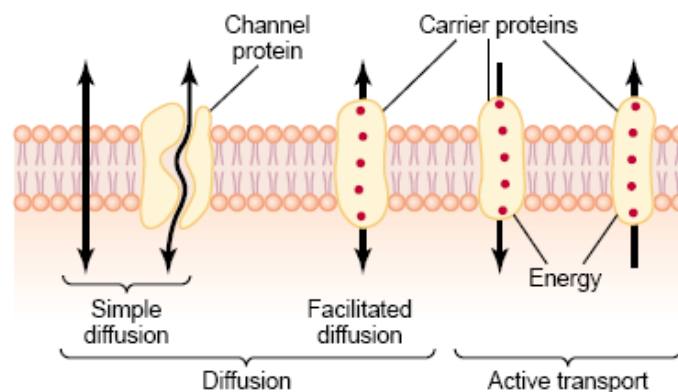


Figura 2.2 – Tipos de transporte de substâncias através da membrana celular

Fonte: GUYTON, Arthur C. **Textbook of Medical Physiology**. Elsevier Saunders, 2006, p. 46.

Já as moléculas de proteínas presentes na membrana celular têm propriedades completamente diferentes daquelas apresentadas pelos lipídeos com relação ao transporte de substâncias. Suas estruturas moleculares interrompem a continuidade da bicamada lipídica, constituindo uma via alternativa através da membrana celular, podendo funcionar como proteínas de transporte.

Algumas dessas proteínas apresentam espaços aquosos os quais permitem a livre circulação de água, bem como de determinados íons ou moléculas. Elas são denominadas canais protéicos e caracterizam outro tipo de transporte por difusão simples. Outras proteínas, essas chamadas proteínas carregadoras, se ligam às moléculas ou íons a serem transportados através de uma ligação química. A esse transporte dá-se o nome de difusão facilitada. Ambos os tipos de proteínas com os respectivos tipos de transporte são mostrados na Figura 2.2 e geralmente são altamente seletivos no tipo de moléculas ou íons que estão autorizados a atravessar através membrana.

Um exemplo de canais protéicos de extrema importância para a compreensão do potencial de ação e do processo de contração muscular como um todo são os canais específicos para o transporte de íons sódio e potássio. Como mostrado na Figura 2.3, os canais de sódio são normalmente fechados, possuem dimensão específica (relacionadas às dimensões dos íons sódio) e são carregados negativamente. Dessa forma quando o meio externo possui uma alta concentração de íons sódio, a parte superior que fecha a passagem de íons através do canal (de carga negativa) é atraída pela polaridade positiva do meio extracelular, abrindo assim a circulação através do canal para os íons sódio para o meio intracelular. Da mesma forma acontece para os canais de potássio quando a concentração de potássio no meio intracelular é alta.

Deve-se ressaltar que esses canais são abertos devido à polaridade dos meios extracelular no caso do sódio e intracelular no caso do potássio. Isso quer dizer que eles são dependentes de voltagem. Isso significa dizer que os íons sódio sofrerão um influxo, por meio dos canais passivos de sódio, até que o gradiente de concentração diminua a ponto de reduzir a diferença de potencial existente entre os meio extra e intracelular a valores inferiores a 61mV (para células nervosas em mamíferos), conforme mostra a Figura 2.4. O mesmo ocorre com os íons potássio, porém em sentido contrario (efluxo para o meio extracelular), com um potencial de limiar de -94mV para humanos, considerando o potencial de referência como sendo o meio intracelular.

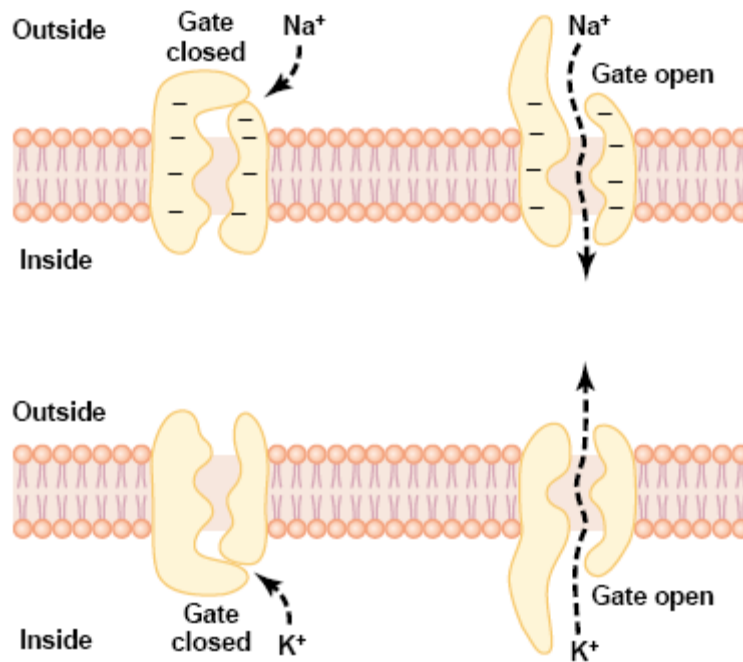


Figura 2.3 – Transporte passivo - canais de sódio e potássio

Fonte: GUYTON, Arthur C. **Textbook of Medical Physiology**. Elsevier Saunders, 2006, p. 47.

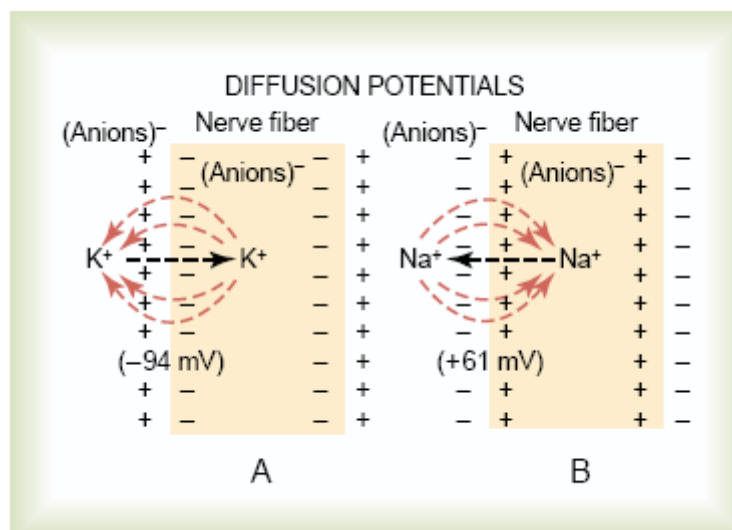


Figura 2.4 – Potenciais de repouso de membrana

Fonte: GUYTON, Arthur C. **Textbook of Medical Physiology**. Elsevier Saunders, 2006, p. 58.

Entretanto existem processos fisiológicos que necessitam de grandes concentrações de íons no meio intracelular, mesmo que o fluido extracelular contenha apenas pequenas concentrações desses íons. Dessa forma outro tipo de transporte se faz necessário, e como ele se dá contra o gradiente de concentração, uma fonte de energia se faz necessária. A esse tipo de transporte é dado o nome transporte ativo.

A bomba de sódio e potássio é o exemplo mais importante de transporte ativo para o entendimento do processo de contração muscular, que é um processo onde íons sódio são bombeados para o meio extracelular enquanto os íons potássio para o meio intracelular. Essa bomba é responsável por manter constante as diferenças de concentração entre os meios intra e extracelular (como visto anteriormente na Figura 2.1).

Como mostra a Figura 2.5, quando dois íons de potássio se ligam no exterior da proteína transportadora e três de sódio se ligam no interior, a função ATPase da proteína é ativada. Esta se cliva então a uma molécula de ATP, dividindo-a em adenosina difosfato (ADP) liberando um íon fosfato e energia. Postula-se que esta energia liberada causa um produto químico e uma mudança conformacional na molécula de proteína transportadora, que gira e expulsa os três íons de sódio no exterior e os dois íons potássio no interior da célula [GUYTON].

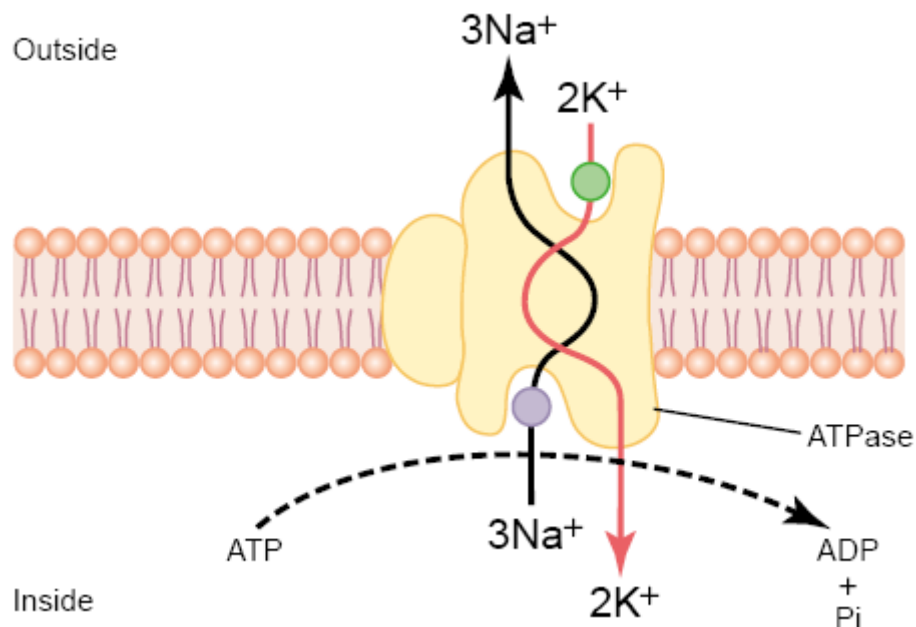


Figura 2.5 – Transporte ativo – Bomba de sódio e potássio

Fonte: GUYTON, Arthur C. **Textbook of Medical Physiology**. Elsevier Saunders, 2006, p. 63.

As diferentes concentrações iônicas no interior e exterior celular, bem como sua variação através dos processos de transporte de íons através da membrana; alteram a diferença de potencial existente entre esses dois meios. Para compreensão da importância desses potenciais e a geração do potencial de ação mais detalhes serão expostos na próxima sessão.

2.2 POTENCIAIS DE MEMBRANA E POTENCIAIS DE AÇÃO

Existem potenciais elétricos através das membranas de praticamente todas as células do corpo. Além disso, algumas células, como células nervosas e musculares, são capazes de gerar impulsos eletroquímicos usados para transmitir sinais ao longo do nervo ou células musculares, mudando rapidamente o potencial em suas membranas.

Enfatiza-se que a discussão atual está preocupada com os potenciais de membrana gerado tanto em repouso quanto durante a ação de células nervosas e musculares.

2.2.1 Potencial de Membrana

Como foi visto na sessão 2.1.1, as concentrações de íons (principalmente de sódio e potássio) são diferentes nos meios intra e extracelular, predominando uma concentração de íons sódio no meio extracelular e de potássio no meio intracelular, que são mantidas pela insolubilidade da membrana lipoproteica e pelos mecanismos ativos de transporte. É importante ressaltar que a bomba de sódio e potássio, mecanismo de transporte ativo mais importante, é considerada uma bomba eletrogênica, visto que mais cargas positivas são bombeadas para o meio extra em relação ao meio intracelular (três íons Na para o exterior para cada dois íons K bombeados para o interior), deixando um déficit líquido de íons positivos no interior. Isso faz com que exista um potencial negativo dentro da membrana celular.

Considerando portanto que a célula se encontre em repouso (as concentrações iônicas não são fortemente alteradas), a membrana possui um potencial de repouso, devido ao estabelecimento de determinadas diferenças de concentrações iônicas. Conforme mostrado no início deste capítulo, as concentrações dos íons de sódio de potássio no interior e exterior da célula são aproximadamente:

$\text{Na}^+_{\text{exterior}}: 142 \text{ mEq/L}$

$\text{Na}^+_{\text{interior}}: 14 \text{ mEq/L}$

$\text{K}^+_{\text{exterior}}: 4 \text{ mEq/L}$

$$K^{+}_{\text{interior}} \cdot 140 \text{ mEq/L}$$

Assim, as proporções das concentrações desses íons no interior em relação ao exterior são:

$$Na^{+}_{\text{interior}} / Na^{+}_{\text{exterior}} = 0.1$$

$$K^{+}_{\text{interior}} / K^{+}_{\text{exterior}} = 35.0$$

Dessa forma, considerando a razão dada pela diferença de concentração dos íons sódio e potássio nos meio intra e extracelular, bem como o déficit negativo gerado pela bomba de sódio e potássio supracitada, o potencial de repouso da membrana é aproximado para -90mV com relação ao meio extracelular.

2.2.2 Potencial de Ação

Para que se consiga voluntariamente mover determinado músculo do corpo, sinais nervosos devem ser transmitidos a esse músculo para promover o movimento desejado. Esses sinais nervosos são transmitidos através de potenciais de ação, que são rápidas mudanças no potencial da membrana que se espalham rapidamente. Cada potencial de ação começa com uma mudança brusca no potencial de repouso da membrana (normalmente negativo) para um potencial positivo e, em seguida, termina com uma alteração de volta para o potencial negativo, quase tão rápida quanto a primeira.

Desde que a membrana da fibra nervosa permaneça intacta, nenhum potencial de ação é desencadeado em determinada fibra. No entanto, se algum evento grande o suficiente causa um aumento inicial no potencial de membrana de cerca de 15 a 30 milivolts, é desencadeado um potencial de ação. Isto significa dizer que este potencial de ação obedece à lei do “Tudo ou Nada”, ou seja, se determinado estímulo recebido ultrapassar um limiar de tensão este potencial é desencadeado. Caso esse estímulo não seja grande o suficiente, a membrana permanece com seu potencial de repouso. Dessa forma a intensidade do potencial de ação não varia com a intensidade do estímulo aplicado.

Então, antes que tal célula seja excitada, ela permanece com o potencial de membrana constante, e esse estado é denominado polarizado devido ao potencial de -90mV indicado. Quando esta recebe um estímulo, ela se torna extremamente permeável a íons sódio, permitindo um influxo de células positivas para o interior de seu axônio, o qual neutraliza o potencial negativo com um rápido crescimento no sentido positivo. Este aumento do potencial recebe o nome de despolarização. Após algumas centenas de microssegundos, esses canais de sódio se fecham e mais canais de potássio se abrem, e um rápido efluxo de íons restabelece o potencial de repouso negativo da célula. A este último é dado o nome de estado de repolarização da membrana. Essas etapas do potencial de ação são ilustradas da Figura 2.6.

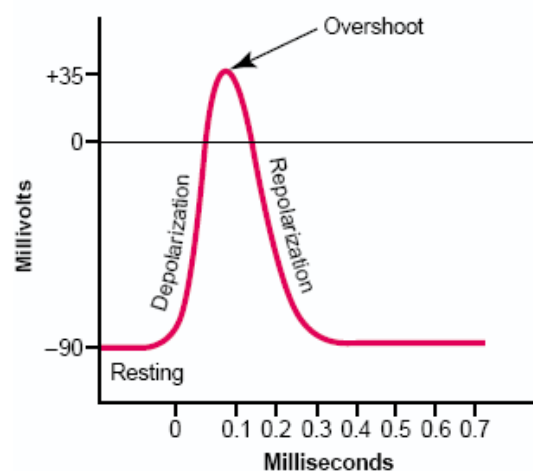


Figura 2.6 – Forma de onda do potencial de ação

Fonte: GUYTON, Arthur C. **Textbook of Medical Physiology**. Elsevier Saunders, 2006, p. 61.

Em se tratando da propagação do potencial de ação ao longo da membrana, como mostrado na Figura 2.7, sabe-se que uma ação provocada em qualquer ponto de uma membrana excitável geralmente estimula porções adjacentes da membrana. A Figura 2.7-A mostra uma fibra nervosa normal em repouso, e a Figura 2.7-B apresenta uma fibra excitada em sua porção central, a qual subitamente desenvolve uma permeabilidade aumentada ao sódio. As setas indicam o sentido do fluxo de corrente das áreas de despolarização da membrana para as áreas adjacentes, as quais ainda estão em repouso. Isso é, as cargas elétricas positivas são transportadas pelos íons de sódio que são difundidos para o interior da célula. Estas cargas positivas aumentam a tensão em uma região da fibra, a qual mede em torno de 1 a 3 milímetros, influenciando assim a abertura dos canais vizinhos. Assim, os canais de sódio abrem imediatamente nessas novas áreas, como mostrado na Figura 2.7-C e D. Estas áreas recém-despolarizadas induzem novas despolarizações em suas áreas vizinhas

causando progressivamente a despolarização em todo o comprimento da fibra. Esta transmissão do processo de despolarização ao longo de um nervo ou de fibras musculares é chamado de impulso nervoso ou muscular.

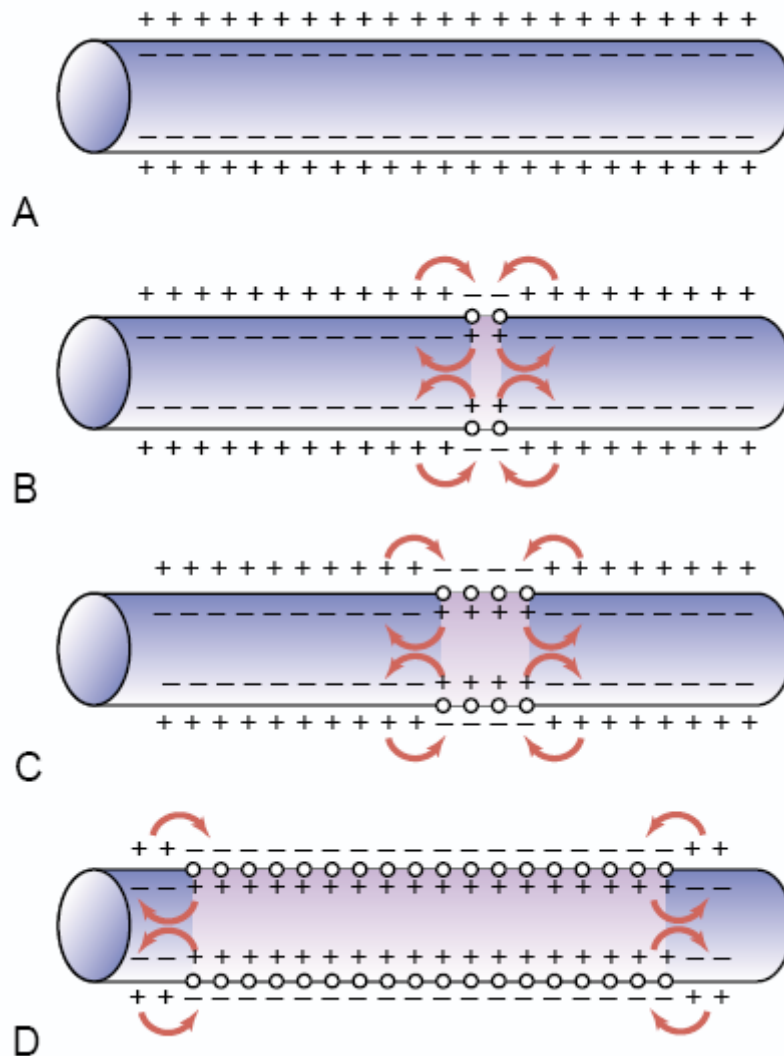


Figura 2.7 – Etapas do potencial de ação

Fonte: GUYTON, Arthur C. **Textbook of Medical Physiology**. Elsevier Saunders, 2006, p. 65.

Quando um eletrodo é inserido longe da fibra muscular, ou seja, na superfície da pele, a forma de onda do potencial de ação registrado à medida que este se propaga ao longo da fibra se assemelha ao mostrado na Figura 2.8. À medida que a despolarização da membrana viaja pela fibra, primeiramente esta se aproxima do eletrodo negativo fazendo com que a diferença de potencial registrada pelo sensor inicialmente se apresente de forma crescente no sentido positivo. Ao se aproximar do eletrodo positivo o potencial registrado

passa a diminuir até que atinja o valor zero, quando os dois eletrodos se encontram sobre uma parte da membrana despolarizada. Ao passo que essa despolarização se afasta do eletrodo negativo e fica apenas sobre o eletrodo positivo, os registros continuam a aumentar em módulo porém no sentido negativo. À medida que a repolarização vem restabelecendo o potencial de repouso da célula, essa diferença de potencial registrada entre os eletrodos volta a ser nula.

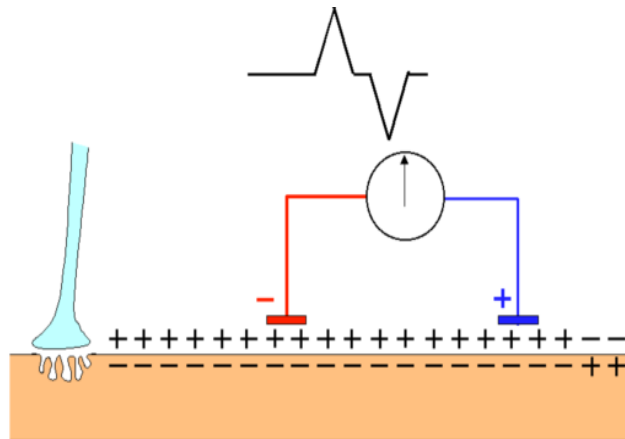


Figura 2.8 – Forma de onda do potencial de ação registrado na pele

Fonte: <http://fisio.ib.usp.br/fisioteorica/artigos/fisio2/>

Algumas considerações devem ser feitas a respeito da condução do impulso nervoso e as características geométricas da fibra muscular. Devido a características anatômicas e fisiológicas dos músculos, o diâmetro da fibra pode ser um empecilho à propagação do impulso no interior da mesma. No entanto, para provocar a contração muscular máxima, a corrente deve penetrar profundamente na fibra muscular.

Para que seja possível a compreensão do processo de contração muscular, aspectos anatômicos dos músculos e moleculares da contração muscular devem ser detalhados.

2.3 CONTRAÇÃO DOS MÚSCULOS ESQUELÉTICOS

2.3.1 Aspectos Fisiológicos e Anatômicos do Músculo Esquelético

Os músculos esqueléticos, como mostrado na Figura 2.9, são compostos de diversas fibras cujos diâmetros variam de 10 a 80 micrômetros. Cada uma dessas fibras por sua vez é formada por subunidades sucessivamente menores, denominadas miofibrilas.

As miofibrilas têm uma forma cilíndrica e estão presentes em todo comprimento da fibra muscular. As estrias das fibras musculares esqueléticas são formadas pela colocação de miofilamentos dentro das unidades de miofibrilas chamados sarcômeros. Estes contêm dois tipos de miofilamentos proteicos. Os filamentos grossos são constituídos de uma proteína chamada miosina e os filamentos finos são formados por uma proteína chamada actina. As interações desses dois filamentos, juntamente com íons cálcio, produzirão a contração muscular.

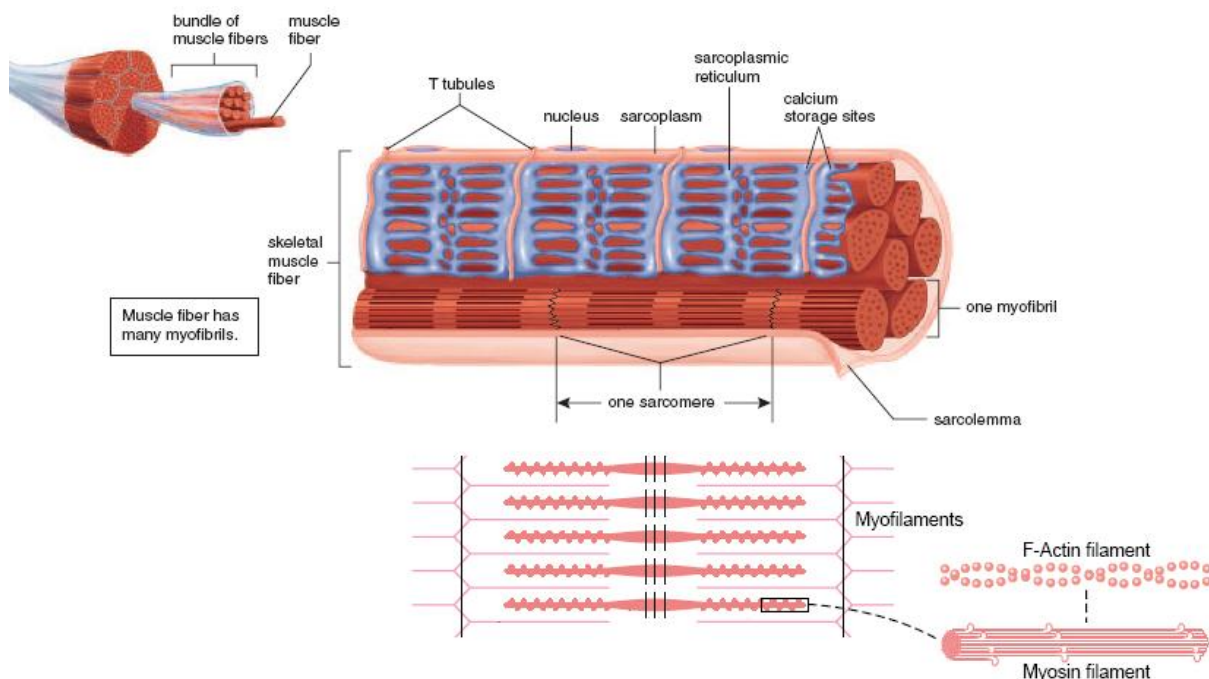


Figura 2.9 – Composição do músculo esquelético

Fonte: Modificado de MADER, Sylvia. **Understanding Human Anatomy & Physiology**. The McGraw-Hill, 2004, p. 115.

2.3.2 Excitação dos Músculos Esqueléticos e Princípios Gerais da Contração Muscular

As fibras musculares são innervadas, isto é, são estimuladas a contrair por meio de neurônios motores cujos axônios são encontrados nos nervos. O axônio de um neurônio motor tem vários ramos e pode estimular algumas fibras musculares de um músculo específico. A fibra nervosa forma ramificações de terminais nervosos que invaginam na superfície da fibra celular e se ligam a parte externa do sarcolema (membrana da célula muscular). Essa estrutura formada pelo neurônio motor e as fibras por ele innervadas recebe o nome de placa motora.

Um pequeno espaço, chamado de fenda sináptica, separa o bulbo do axônio do sarcolema. Toda esta região é chamada de junção neuromuscular como mostrado na Figura 2.10.

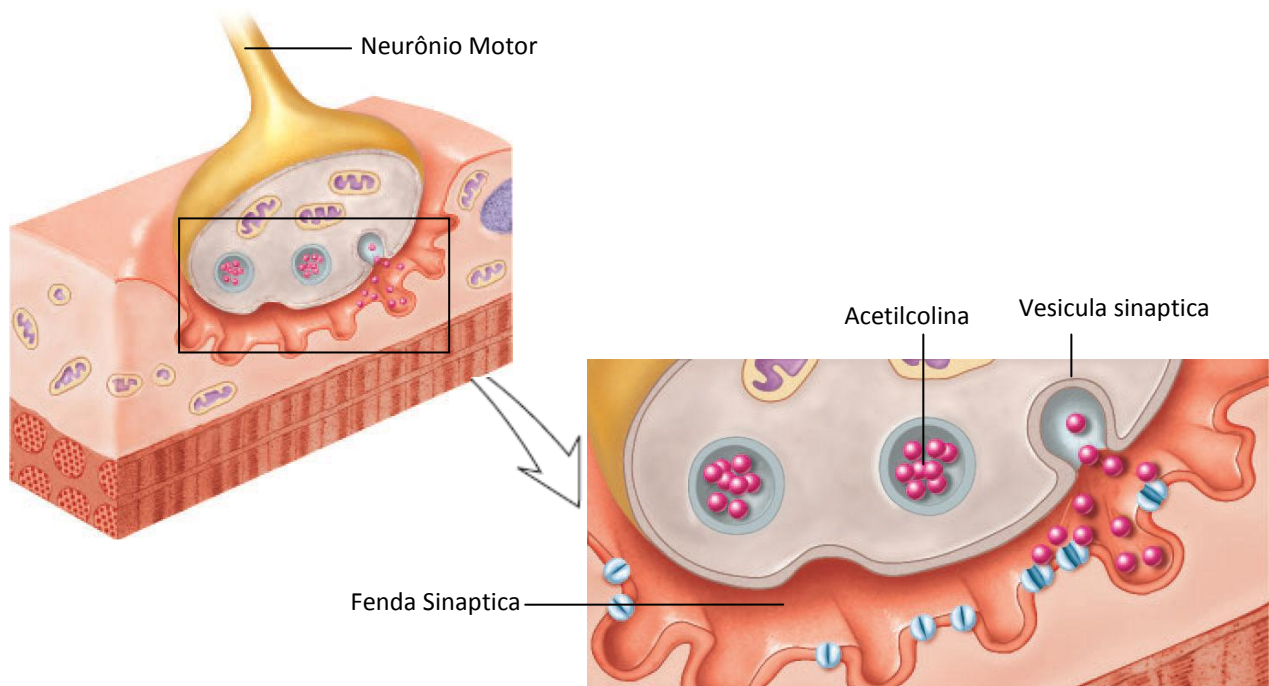


Figura 2.10 – Junção neuromuscular – fenda sináptica

Fonte: MADER, Sylvia. **Understanding Human Anatomy & Physiology**. The McGraw-Hill, 2004, p. 118.

Os terminais dos axônios contêm vesículas sinápticas que são preenchidas com o neurotransmissor acetilcolina (ACh). Quando os impulsos nervosos que viajam em determinado um neurônio motor chegam a um terminal axonal, as vesículas sinápticas liberam tal neurotransmissor na fenda sináptica, o qual rapidamente se difunde através da fenda e se liga a receptores no sarcolema. A acetilcolina atua sobre a membrana da fibra muscular para

que canais de sódio sejam abertos. Dessa forma, uma grande quantidade de íons sódio se difundem para o interior da membrana da fibra muscular, iniciando o potencial de ação nesta membrana. O potencial de ação despolariza a membrana da célula muscular e, para que esse potencial se propague também no interior de toda a fibra, esses potenciais são transmitidos ao longo de túbulos transversais (túbulos T) que penetram através da fibra muscular de um lado da fibra para o outro, conforme ilustrado na Figura 2.11. Os potenciais de ação dos túbulos T causam a liberação de íons cálcio no interior da fibra muscular nas proximidades das miofibrilas, íons esses essenciais ao processo de contração muscular, como será mostrado na próxima sessão. Após a contração muscular, os íons cálcio são novamente bombeados para o retículo sarcoplasmático, onde são armazenados até que um novo potencial de ação desencadeie nova contração muscular.

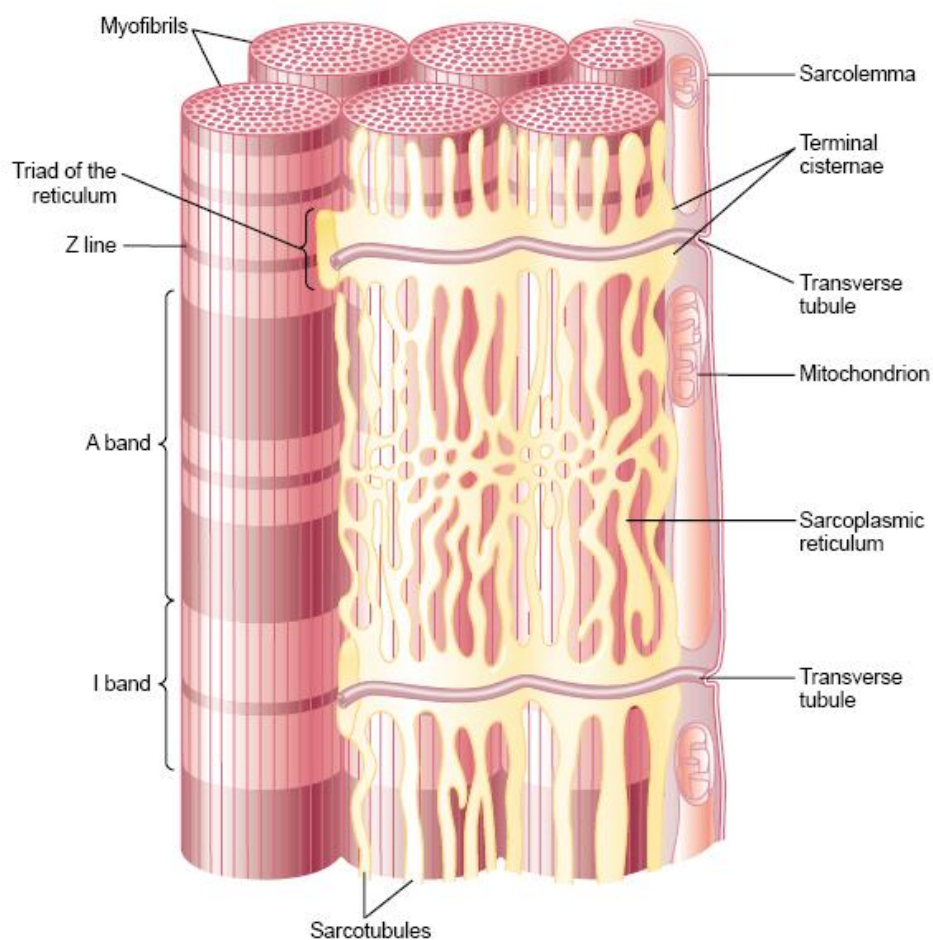


Figura 2.11 – Túbulos transversais

Fonte: GUYTON, Arthur C. **Textbook of Medical Physiology**. Elsevier Saunders, 2006, p. 90.

2.3.3 Princípios Moleculares da Contração Muscular

A contração muscular propriamente dita ocorre pela redução do tamanho do sarcômero por meio do deslizamento de filamentos de actina sobre os filamentos de miosina. Conforme mostrado na Figura 2.12, existe a redução do tamanho do sarcômero apesar da manutenção dos tamanhos dos filamentos de actina e miosina.

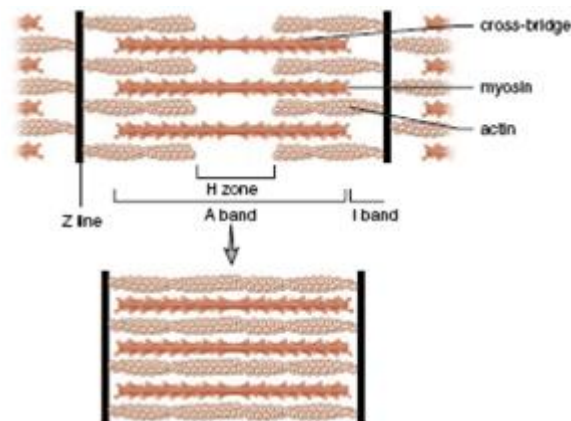


Figura 2.12 – Sarcômero

Fonte: MADER, Sylvia. **Understanding Human Anatomy & Physiology**. The McGraw-Hill, 2004, p. 117.

A nível molecular, como mostrado na Figura 2.13, nota-se que o filamento de actina é composto na verdade por duas outras proteínas além da actina: a troponina e a tropomiosina. As moléculas de tropomiosina permanecem sobre os sítios ativos dos filamentos de actina no estado de repouso, de modo a impedir a atração entre os filamentos de actina e miosina, e conseqüentemente a contração muscular. Já a troponina possui três subunidades cada uma apresentando uma forte afinidade para um elemento. Uma dessas unidades é fortemente atraída pela actina, outra pela tropomiosina e uma terceira por íons cálcio.

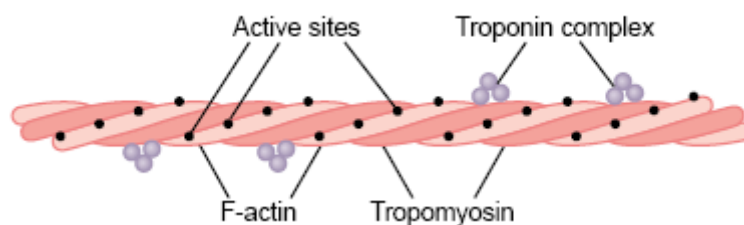


Figura 2.13 – Composição do filamento de actina

Fonte: GUYTON, Arthur C. **Textbook of Medical Physiology**. Elsevier Saunders, 2006, p. 76.

As moléculas de miosina por sua vez são formadas por uma dupla hélice, que forma sua cauda, e uma extremidade dobrada a qual é chamada de cabeça da miosina, como mostrado na Figura 2.14. Nota-se da figura que tanto a cabeça da miosina quanto parte do corpo do filamento de miosina se desligam do mesmo formando braços, e recebem o nome de pontes cruzadas. Esses braços articulados permitem que a cabeça seja estendida para longe do filamento do corpo da miosina, ou ser trazida para perto dele permitindo assim que as cabeças da miosina participem no processo real de contração muscular.

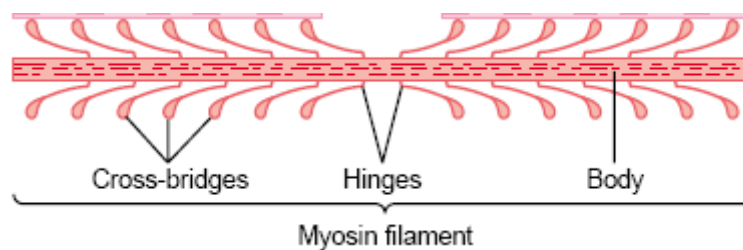


Figura 2.14 – Composição do filamento de miosina

Fonte: GUYTON, Arthur C. **Textbook of Medical Physiology**. Elsevier Saunders, 2006, p. 75.

Entendidas as características moleculares desses dois filamentos, torna-se possível a descrição do mecanismo de contração muscular mostrado na Figura 2.15.

Com a sensibilização da fibra muscular, os potenciais de ação desencadeados causam a liberação de íons cálcio no interior da fibra muscular. A subunidade da troponina que possui alta afinidade a íons cálcio se liga a esse íon, agora abundante no interior da célula, provocando alterações estruturais na posição da tropomiosina. Esta última por sua vez expõe os sítios ativos da actina, os quais atraem a cabeça da miosina, formando as pontes cruzadas.

Essas cabeças da miosina funcionam como uma enzima que quebra a molécula de ATP, armazenando energia e uma molécula de ADP e um íon fosfato, que ficam ligados à cabeça da miosina. Com a união, a energia armazenada é convertida em movimento, deslocando o filamento de miosina sobre o de actina, e a molécula de ADP e o íon fosfato são liberados.

Uma nova molécula de ATP se liga à cabeça da miosina, fazendo com que essa se desconecte do sítio ativo da actina. Assim o ATP sofre hidrólise liberando energia, a qual é armazenada na cabeça da miosina, permitindo que esta repita o ciclo ligada a um sítio ativo antes mais distal.

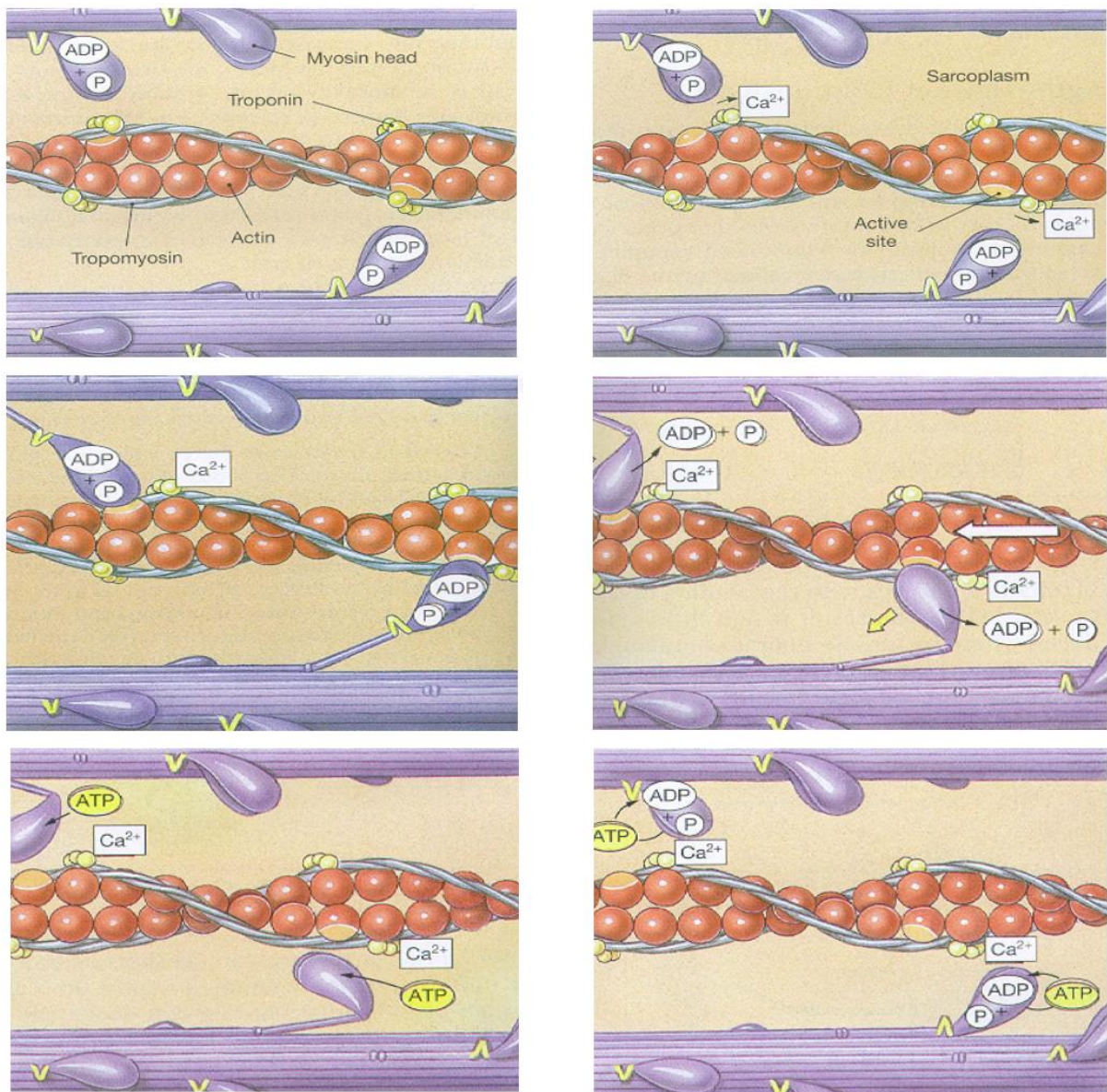


Figura 2.15 – Mecanismo de contração muscular

Fonte: <http://fisio.ib.usp.br/fisioteorica/artigos/fisio2/Atividade%20El%E9trica%20do%20Mioc%E1rdio.pdf>

Capítulo 3

Sensores e Sinais

3.1 ELETROMIOGRAFIA

Segundo De Luca (1997), o sinal mioelétrico ou eletromiográfico é a manifestação de uma atividade neuromuscular associada à contração muscular, proveniente dos potenciais de ação que percorrem as diversas fibras musculares. Este sinal é resultado do somatório dos potenciais de ação das miofibrilas em ativação, como mostrado na Figura 3.1.

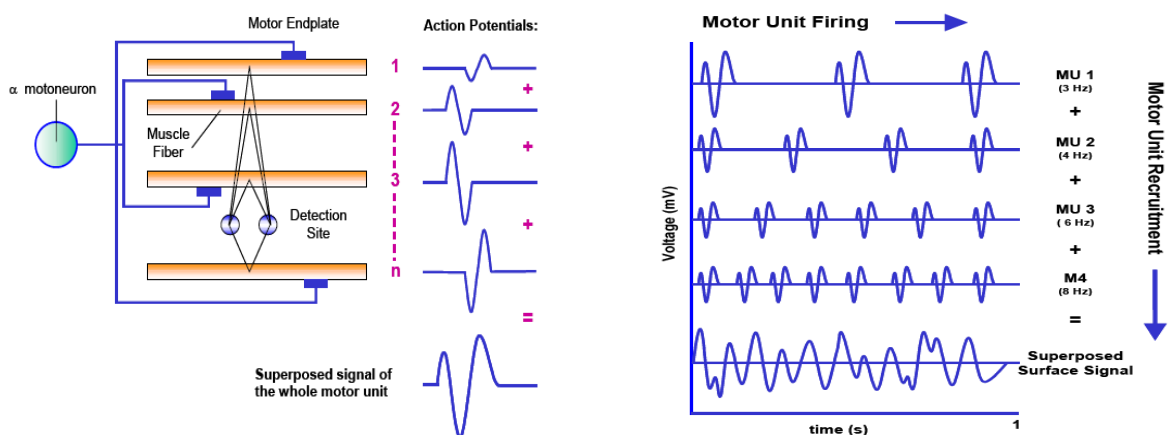


Figura 3.1 – Sinal eletromiográfico

Fonte: <http://fisio.ib.usp.br/fisioteorica/artigos/fisio2/>

É sabido que um neurônio motor alpha pode inervar mais de uma miofibrila. Ao conjunto do neurônio motor e das fibras por ele inervadas é dado o nome de unidade motora. Os potenciais dessas unidades motoras, bem como sua medição e suas aplicações serão discutidas no decorrer deste capítulo.

3.1.1 Unidade Motora

O sistema muscular esquelético humano possui uma demanda bem diversificada, incluindo variações na regulação de força, precisão de movimento, manutenção da postura ereta, locomoção, expressões da face, dentre outros, onde cada uma dessas atividades possui particularidades no controle desse sistema muscular. Este capítulo propõe a apresentação em caráter geral desse controle, enfocando o sistema locomotor, o qual pode ser considerado como função principal do sistema muscular.

Na Figura 3.2 temos um diagrama esquemático do sistema motor central e da geração das unidades motoras (MU).

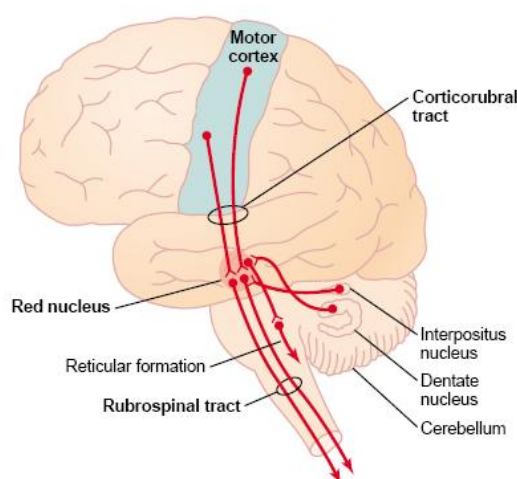


Figura 3.2 – Sistema nervoso central e periférico

Fonte: GUYTON, Arthur C. **Textbook of Medical Physiology**. Elsevier Saunders, 2006, p. 688.

Como se pode notar das Figuras 3.2 e 3.3 o sistema nervoso central se organiza de forma hierárquica, sendo a geração do impulso motor primeiramente no córtex cerebral (área

pré-motora, área motora suplementar e outras áreas associadas do córtex), convergindo no córtex motor primário juntamente com outras entradas do cerebelo e do gânglio basal, promovendo assim a excitação ou inibição de neurônios do córtex motor primário, os quais têm grande influência sobre inter e motoneurônios do cérebro e medula espinal.

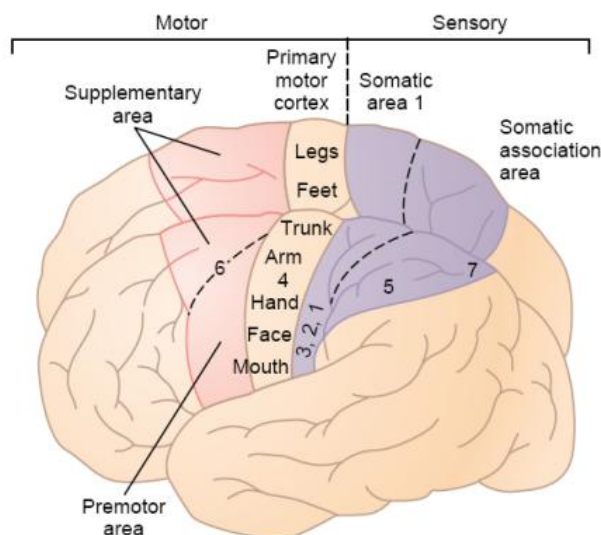


Figura 3.3 – Origem do impulso motor

Fonte: GUYTON, Arthur C. **Textbook of Medical Physiology**. Elsevier Saunders, 2006, p. 686.

Uma unidade motora consiste em um motoneurônio alpha na medula espinal e a fibra muscular a qual este inerva. O motoneurônio alpha é o ponto final de somação de todas as entradas que descem através da medula espinal. A corrente induzida neste motoneurônio pelos vários sítios de inervação sináptica determina o padrão de disparos dessa unidade motora, ou seja, a atividade da MU.

O número de MUs por músculo em humanos, bem como a frequência de disparos de potenciais de ação, pode variar de 100 disparos por segundo para pequenos músculos da mão à mais de 1000 para os grandes músculos dos membros [1], o que influencia muito na capacidade de geração de força, forças essas que podem ter módulos até 100 vezes superiores para diferentes MUs [2][3]. Tal fato pode ser explicado pela vasta quantidade de propriedades morfológicas e eletrofisiológicas apresentadas tanto pelos neurônios motores quanto pelas fibras musculares por estes inervadas.

Em seres humanos tem sido notada uma dificuldade de classificação desses neurônios motores quanto às suas propriedades fisiológicas, apesar de alguns estudos já determinarem classificações quanto a velocidade de contração e sensibilidade a fadiga [4].

Entretanto a identificação de conjuntos de fibras musculares através da histologia de sua sessão transversal é um critério comumente adotado.

3.1.2 Recrutamento de Unidades Motoras e Frequência de Disparo

Em contrações voluntárias, a força é modulada pela combinação de recrutamento de MUs e mudanças em sua frequência de ativação através de uma relação direta [5][6][7]. Quando apresentado um recrutamento de todas as unidades motoras, um músculo apresenta força de aproximadamente 2 a 5kg/cm² independente de espécie, gênero, idade ou mesmo condicionamento físico [8][9].

Estudos comprovam a dependência do recrutamento de MUs e sua frequência de disparo com o nível de força e velocidade de contração. Quando baixos limiares de MUs são recrutados, baixas amplitudes de força são geradas assim como uma alta resistência a fadiga. Ao aumentar os níveis de força requeridos ou mesmo a velocidade de contração desejada, unidades motoras de altos índices de sensibilidade à fadiga são recrutadas [10][1].

Dificuldades técnicas associadas ao registro individual de unidades motoras em altos níveis de força e a dificuldade de geração de forças controladas em experimentos com animais limitam a determinação precisa do número de unidades motoras recrutadas e de sua frequência de disparo.

O número de fibras recrutadas e a frequência média de descarga de excitação determinam a atividade elétrica em um músculo, o que significa que essa última sofre as mesmas influências que a força muscular [11][7]. Dessa maneira pode ser expressa uma relação direta entre o EMG e a força exercida. A Figura 3.4 representa um registro típico de força e EMG simultâneos durante contração isométrica. Pode ser notado que a atividade eletromiográfica aumenta progressivamente com o aumento da força gerada, sugerindo um aumento gradual do recrutamento de MUs e de sua taxa de disparo para que se possam ser alcançados os níveis de força desejados. O aumento da frequência média do espectro do sinal pode ser em parte explicado pelo aumento do recrutamento de MUs [7].

Entretanto, a mudança em um EMG de superfície não pode ser automaticamente atribuída ao recrutamento ou à frequência de disparos das MUs visto que a amplitude de tal

sinal também é influenciada pelo potencial individual das fibras musculares, grau de sincronização, e fadiga [11][12][13][14][15][16].

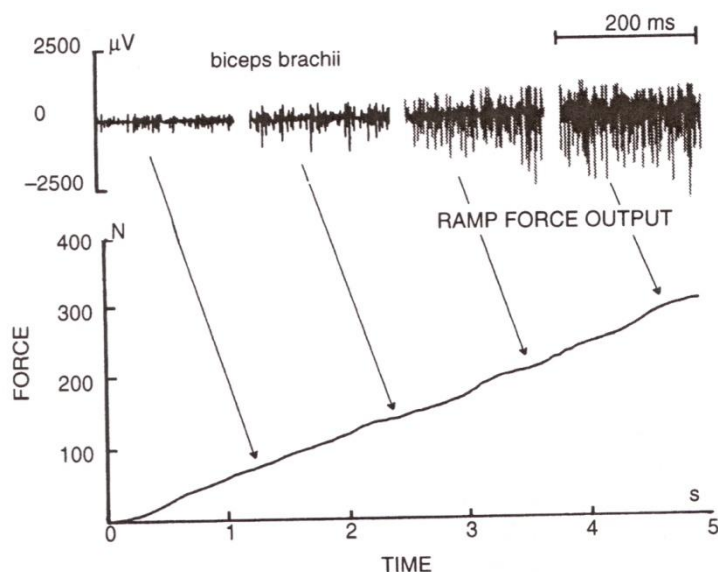


Figura 3.4 – Registro de força e EMG e respectivo espectro no tempo e frequência

Fonte: Bigland-Ritchie, B.[11].

Diversos fatores afetam esse recrutamento e disparo de MUs. Dentre eles citam-se o tipo de atividade muscular (movimentos excêntricos produzem maiores amplitudes de força que movimentos concêntricos ou isométricos [17][18]) e fadiga muscular (aumento da amplitude do sinal EMG com o aumento de tempo de fadiga [11][7][16]).

3.1.3 Potencial de Ação de Unidades Motoras e seus Reflexos em Enfermidades

Uma unidade motora é composta por um neurônio motor e pelas fibras por ele inervadas. Esse número de fibras pode variar de 10 a 15 nos músculos da região dos olhos para até 500 fibras nos músculos dos membros, como por exemplo o gastrocnêmio. O somatório, no tempo e no espaço, dos potenciais de ação gerados por cada uma dessas fibras é definido como potencial de ação de uma unidade motora.

O somatório dos potenciais de ação gerados por diferentes fibras musculares em uma unidade motora não são perfeitamente sincronizados. Isto se deve aos diferentes tempos

de condução que cada impulso leva para sair de uma extremidade da fibra até o eletrodo de captação, devido a diferentes velocidades de condução entre os nervos e as fibras e percursos distintos. Dessa forma, devido à grande variedade das características das unidades motoras, diferentes registros de potenciais de ação de unidades motoras (MUAPs) apresentam grandes variações em sua morfologia.

Entretanto um grande número de MUAPs foi estudado no sentido de obter uma amostra representativa, para que se tornasse possível a associação de características desse sinal à aspectos fisiológicos e, então associá-lo no diagnostico de determinadas doenças do sistema neuromuscular.

A amplitude desses sinais, geralmente medida pico a pico, reflete o número de fibras de uma unidade motora que tem sua atividade captada pelo sensor e o grau de sincronismo dos disparos. O número de 2 a 5 fibras representa a maior contribuição para a forma do sinal. A amplitude desses sinais aumenta em unidades motoras maiores, mais densas e sujeitas a reinervação e diminui em miopatias.

A duração medida entre o início da fase inicial da MUAP e o fim da fase terminal lenta reflete o número de fibras detectadas. Contrariamente a pressupostos iniciais, a duração da MUAP não apresenta grandes variações com a dessincronização das fibras, somente em casos extremos.

O número de oscilações de tensão e fases apresentadas reflete a dispersão temporal de diferentes potenciais de ação na unidade motora. Esse número aumenta com o aumento da diferença de tempo na condução do impulso entre as ramificações do terminal nervoso e particularmente ao longo da fibra muscular para os casos de variação do diâmetro da fibra muscular como é visto em miopatias.

Variações anormais da forma dessas MUAPs podem ser resultado de bloqueios intermitentes de potenciais de ação de fibras individuais, ou grupos de potenciais de ação. Uma condução indevida pode acontecer em um axônio ainda imaturo e portanto a transmissão pode ser interrompida.

Em lesões nervosas, onde o músculo perde certo número de neurônios motores de inervação, o músculo se torna denervado. Com o passar do tempo os axônios restantes passam a crescer e reinervar as regiões vizinhas, alterando as características metabólicas e eletrofisiológicas originais desse neurônio. Apesar desse músculo ainda se encontrar deficiente, ele já apresenta uma melhora significativa em termos de sincronização das contribuições para a MUAP.

As MUAPs de uma unidade motora reinervada apresenta aumento na amplitude e duração, devido à adição de fibras musculares, e uma forma polifásica devido ao atraso da propagação dos impulsos ao longo de fibras musculares recém adquiridas.

Os registros dessas MUAPs têm usualmente sido feito por meio de eletrodos invasivos como eletrodos de agulha e fio, porém estudos têm sido realizados no sentido de verificar a atividade elétrica dessas MUAPs usando eletrodos de superfície, não invasivos.

3.1.4 Eletrodos Invasivos

Ao aumentar o esforço na realização de uma contração voluntária, as taxas de disparos das unidades motoras ativas aumentam, bem como o número de fibras recrutadas, os quais podem ser notados no sinal coletado. Assim, MUAPs tendem a se sobrepor tornando-se cada vez menos discerníveis individualmente em uma atividade elétrica intensa, devido à interferência de padrões.

É sabido que o recrutamento de novas unidades pode ser atrasado em algumas disfunções neuromotoras, ou mesmo quando ocorre reinervação de fibras. Porém nem sempre esse atraso pode ser evidenciado quando os registros englobam diversas unidades motoras simultaneamente. Dessa forma faz-se necessário o uso de eletrodos que captem potenciais de ação de unidades motoras individualmente. Os eletrodos atualmente mais usados na prática para esses registros são os eletrodos de agulha ou fio.

Um eletrodo de agulha de qualquer tipo inserido em uma área de disparo de unidades motoras registra a atividade das fibras musculares ativas naquela região de captação. Entretanto, em eletromiografia clínica, dois tipos de eletrodos de agulha são usados para medir contrações voluntárias, espontâneas ou mesmo estimuladas. São eles os eletrodos de agulha concêntricos e os monopolares.

3.1.4.1 Eletrodos de Agulha Concêntricos

Desenvolvido por Adrian e Bronk em 1929, os eletrodos de agulha concêntricos são ainda um dos tipos de eletrodos mais comumente usados para registros de eletromiografia clínica. O eletrodo tem uma superfície elíptica ativa (aproximadamente $150 \times 580 \mu\text{m}$) localizada na ponta chanfrada de um fino tubo de metal. A diferença de potencial é registrada entre a superfície ativa e o potencial de referência da cânula. A Figura 3.5 mostra um eletrodo de agulha concêntrico comercializado.



Figura 3.5 – Eletrodo de agulha concêntrico descartável

Fonte: <http://www.jarisupply.com/disposable-concentric.html>

A característica de assimetria da superfície chanfrada sugere que se rotacione tal eletrodo para maximizar as amplitudes dos potenciais de ação registrados. Simulações realizadas mostram que a amplitude dos sinais registrados é diretamente relacionada ao número e tamanho das fibras musculares localizadas num raio de 0.5mm da ponta do eletrodo. Em média, o número de fibras registradas através do uso de eletrodos de agulha concêntricos varia entre 15 e 20 em uma unidade motora, a qual varia conforme a área de captação do eletrodo.

3.1.4.2 Eletrodos de Agulha Monopolares

O eletrodo de agulha monopolar consiste de um pino solido de Teflon, conforme mostrado na Figura 3.6, cuja superfície ativa tem a forma pontiaguda. A área dessa superfície pode variar de 0.15 a 0.20mm².



Figura 3.6 – Eletrodo de agulha monopolar

Fonte: <http://www.jarisupply.com/disposable-detachable-monopolar.html>.

A principal diferença entre esse tipo de eletrodo com relação ao eletrodo concêntrico é baseada no fato de que o primeiro registra sinais de mais fibras de uma unidade motora, gerando sinais mais polifásicos, com maior duração e valores de amplitude mais elevada. Em média, 20 a 30 fibras podem ser analisadas em um único sitio de inserção. Apesar de menos utilizados, os eletrodos monopolares apresentam os mesmos níveis de eficiência dos eletrodos concêntricos e podem ser empregados para os mesmos fins.

3.1.5 Eletrodos Não-Invasivos

Avaliação eletromiográfica através de EMG de agulha (*Needle EMG*, NEMG), em combinação com estudos de condução nervosa, é atualmente a metodologia padrão na

avaliação de características neurofisiológicas de doenças neuromusculares. Além disso, o EMG de fio (*Fine Wire EMG*, FWEMG) muitas vezes tem sido utilizado na avaliação dos distúrbios da marcha, estudos cinesiológicos e pesquisa, sendo também considerado um padrão. No entanto, NEMG e FWEMG são invasivos e dolorosos, o que limita sua utilização quando diversos músculos precisam ser monitorados simultaneamente.

3.1.5.1 Eletrodos de Superfície

A eletromiografia de superfície (*Surface EMG*, SEMG) é uma técnica para medir a atividade muscular não invasiva, com eletrodos de superfície colocados sobre a pele que recobre a musculatura. A SEMG difere da NEMG e FWEMG no que diz respeito às exigências técnicas e propriedades elétricas. Ao contrário da NEMG, a SEMG registra a atividade elétrica de uma vasta área do território do músculo, tem uma banda relativamente estreita (escala de 20-500 Hz), com resolução de sinal mais baixa, e é altamente suscetível a artefatos de movimento.

A SEMG pode registrar atividade muscular voluntária e involuntária, além de potenciais musculares externamente estimulados, como por exemplo potenciais evocados motores, ainda que a amplitude dos sinais registrados seja atenuada devido à intervenção dos tecidos moles, especialmente quando o músculo ativo se localiza a mais de 10 mm da pele [19].

Existem várias aplicações de SEMG em que esta técnica é considerada padrão, a exemplo da medição de velocidades de condução nervosa após a estimulação elétrica de um nervo periférico [20]. Da mesma forma, SEMG é o padrão para gravação de potenciais de ação muscular após a estimulação magnética transcraniana ou periférica. A EMG tem sido utilizada há décadas como uma técnica para estudar o movimento humano [21-32], que em virtude da natureza não-invasiva e indolor, o método pode ser considerado uma aplicação muitas vezes superior a qualquer NEMG ou FWEMG.

Apesar das diversas aplicações da SEMG, ao se tratar de doenças neuromusculares, como por exemplo a denervação de um músculo, a SEMG não apresenta desempenho equivalente a NEMG. Isto é devido a sua resolução espacial limitada, a qual

resulta na infidelidade do registro dos sinais de alta frequência, como potenciais polifásicos e potenciais de fibrilação [33]. Além disso, devido ao *cross-talk*, a SEMG não consegue identificar a origem do sinal elétrico quando dois ou mais músculos, que estão em estreita proximidade um do outro, estão ativos simultaneamente. Entretanto, alguns estudos têm proposto que a SEMG poderá ser um complemento útil na avaliação de fasciculação, particularmente na avaliação de pacientes com doença neuromuscular [34].

No sentido de viabilizar a avaliação de doenças neuromusculares por meio da eletromiografia de superfície, sensores específicos para esse fim têm sido desenvolvidos. Entretanto, estes ainda se mostram limitados a adquirir MUAPs quando submetidos a pequenos níveis de ativação muscular. Para níveis mais altos de ativação muscular, técnicas de decomposição de sinais EMG devem ser utilizadas. Contudo o uso desses sensores específicos para coleta do sinal EMG pode facilitar bastante o processo computacional de decomposição.

3.1.6 Desafios da Eletromiografia de Superfície

A eletromiografia de superfície tem se mostrado uma ferramenta amplamente utilizada e sugerida em análises, como por exemplo, na diferenciação dos tipos de tremores, na análise cinesiológica dos distúrbios do movimento, na avaliação dos distúrbios da marcha e postura, dentre outras tantas aplicações. Entretanto, visto sua limitação na aquisição de potenciais de ação de unidades motoras, essa ainda tem se mostrado bastante limitada como ferramenta de auxílio a diagnósticos referentes a disfunções neuromusculares.

Conforme constatado na literatura [72], a SEMG ainda é considerada inaceitável como uma ferramenta clínica para o diagnóstico de doenças neuromusculares e dores lombares, visto que sua utilização se mostrou ineficaz, ao contrario da NEMG.

Nesse sentido esse trabalho propõe o desenvolvimento de um sensor capaz de detectar, por meio de eletromiografia de superfície, potenciais de unidades motoras.

3.2 MECANOMIOGRAFIA

Desde o início do século XIX o fisiologista francês Marey registrava gráficos da atividade muscular relacionadas a mudanças no diâmetro da fibra. Até mesmo durante uma contração isométrica voluntária, ou seja, quando a unidade tendão músculo mantém seu comprimento constante, o deslizamento dos filamentos de miosina sobre os de actina determina uma redução no tamanho dos elementos contráteis [35]. Uma vez que o músculo pode ter seu volume considerado aproximadamente constante [36], estas mudanças no comprimento muscular são então paralelas no eixo transversal, causando portanto variações no diâmetro da fibra.

Essas análises das mudanças no diâmetro da seção transversal da fibra têm sido usadas para descrever o processo de contração muscular em diversos livros de fisiologia desde o início do século XX [37].

Essas alterações dimensionais da fibra muscular têm sido descritas então como eventos mecânicos de oscilação na superfície do músculo, as quais podem ser detectadas por diversos tipo de sensores, como por exemplo sensores de contato piezelétrico, microfones, acelerômetros e sensores laser de distância. Para ressaltar a natureza mecânica da geração do sinal estudado sugere-se o emprego do termo mecanomiografia (MMG), independentemente do sensor a ser empregado na realização das medidas.

Durante o processo de contrações voluntárias, as fibras ativas em determinada unidade motora geram ondas de pressão as quais determinam oscilações específicas na superfície do músculo, como mostrado pela Figura 3.7.

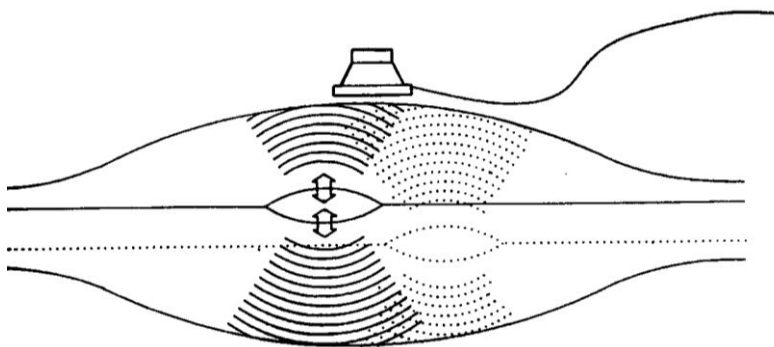


Figura 3.7 – Processo de mecanomiografia

Fonte: BASKIN, R. J. [36]

Esses movimentos gerados devido à atividade de uma única unidade motora foram pioneiramente detectados usando sensores piezelétricos na década de 1940, e um exemplo de captura é mostrado na Figura 3.8, na qual é apresentada a eletromiografia do músculo orbicular do olhos e sua respectiva mecanomiografia.

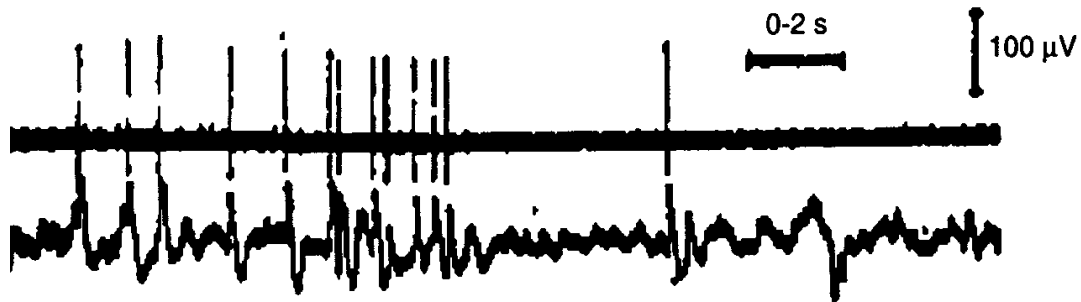


Figura 3.8 – Sinal mecanomiográfico

Fonte: AKATAKI, K. [38].

De modo geral, durante a eletroestimulação o MMG fornece informações sobre mecanismos musculares, podendo-se citar a estimativa da quantidade de fibras atuantes em determinada contração, bem como a taxa de disparo de unidades motoras.

Considerando aplicações clínicas, as possibilidades de uso do sinal MMG são vastas. Akataki et al. [38] aplicaram MMG para uso em pacientes com paralisia cerebral. É bem possível que MMG possa ser um instrumento útil, embora ainda não testada a aplicação no diagnóstico e acompanhamento de outras doenças neuromusculares. Assim, a inclusão de MMG nos estudos de marcha e equilíbrio podem fornecer informações não obtidas com instrumentos de medição tradicionais (por exemplo, EMG, captura de movimento de vídeo ou força).

3.2.1 Relação entre MMG e Força

Devido ao registro do sinal de mecanomiografia estar relacionado ao movimento de estruturas fisiológicas (deslizamento dos filamentos de actina e miosina) de extrema

importância na intensidade da força aplicada, sugere-se que o sinal MMG possa refletir alguns aspectos do processo de geração de força.

Orizio et al. [58] analisaram os sinais de força (F) e MMG do músculo tibial anterior em humanos antes e imediatamente após fadiga induzida por eletro-estimulação. Através de sensores de acelerometria, a mecanomiografia foi correlacionada com a segunda derivada da força (d^2F/dt^2) durante o período de contração e expressaram uma relação linear.

A d^2F/dt^2 reflete a intensidade do estado de atividade muscular relacionada à quantidade de íons cálcio liberados pelo retículo sarcoplasmático no interior da célula [59]. Desta maneira Orizio et al. [58] concluem que a diminuição das amplitudes do sinal MMG, aquisitionado quando músculo se encontrava em fadiga, refletem uma diminuição do influxo de íons cálcio durante essa contração muscular.

A relação entre força e registros de MMG, observadas através de um sensor laser, também foram detectados durante contração isométrica na porção medial do músculo gastrocnêmio de gatos por meio de eletro-estimulação [39]. Variando a taxa de disparo e o número de fibras recrutadas a força variava e também a amplitude do sinal MMG.

Com relação à comparação de força e sinais MMG considerando apenas a atividade de uma unidade motora, foi analisada a relação entre parâmetros ligados à contração muscular e a amplitude do sinal MMG, coletado por meio de sensores piezelétricos [60]. O experimento foi realizado pela estimulação se uma única unidade motora do gastrocnêmico de um rato. Os resultados indicaram uma relação da amplitude do sinal MMG com a velocidade das mudanças de força durante a fase de contração de cada tipo de unidade motora. A velocidade era baixa para unidades motoras de contração lenta, intermediária para MUs de contração rápida e resistentes à fadiga, e rápida para MUs de contração rápida e não resistentes à fadiga. Dessa forma o experimento mostra a relação do MMG com as características contrateis e funcionais das unidades motoras.

3.2.2 Técnicas de Detecção do Sinal MMG

Apesar dos tipos de sensores mais usualmente empregados na detecção de MMG serem os acelerômetros, em alguns casos sensores de distancia a laser, microfones ou ainda

sensores piezelétricos são também usados. Esta sub-sessão relata portanto os tipos de sensores usados bem como uma comparação entre eles.

3.2.2.1 Detecção de MMG por meio de Sensores de Distância a Laser

Sensores ópticos para medição da distância mantêm uma relação de proporcionalidade entre a tensão de saída do transdutor com a distância entre o feixe laser emitido e a superfície refletora do músculo alvo. Dessa forma, a medida que a superfície do músculo se movimenta em direção à fonte emissora dos feixes laser ou mesmo em sentido contrario, os feixes refletidos trazem a informação da nova posição da superfície desse músculo. Assim o sinal elétrico fornece uma informação que é proporcional à posição absoluta do músculo.

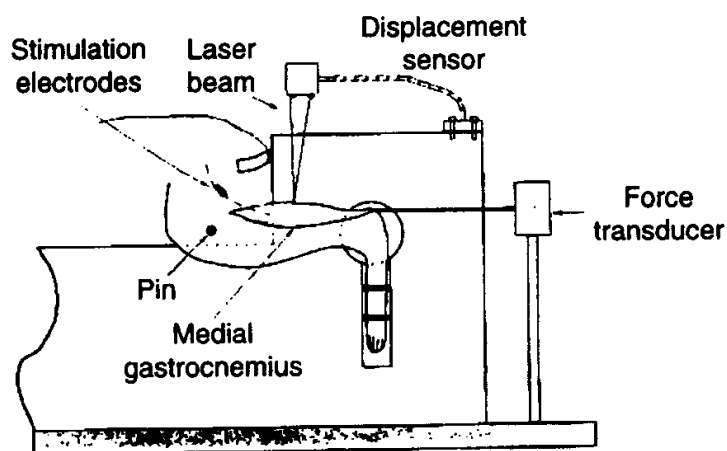


Figura 3.9 – Mecanografia por meio de sensor laser

Fonte: ORIZIO, C.[39]

Como mostra a Figura 3.9 Orizio et al. [39] [40] usaram o sensor para medida de distância a laser MEL M5L/20, com sensibilidade de 1V/mm para detecção de MMG para estudo da força e mudanças geométricas durante contração muscular estimulada no músculo gastrocnêmio medial em gatos.

O uso de sensores laser para a detecção de MMG de superfície permite que o músculo avaliado varie sua posição sem um componente inercial adicional devido ao

transdutor, bem como fornece uma medida de deslocamento em milímetros, a qual pode ser comparada a outros estudos. Deve ainda ser ressaltado que esses sensores conseguem captar resoluções de aproximadamente 6µm.

3.2.2.2 Detecção de MMG por meio de Acelerômetros

Os primeiros estudos a cerca da detecção de MMG por meio de acelerometria se deu na década de 70 com o trabalho de Jorgensen e Lammert [41], o qual já era capaz de detectar a contribuição de unidades motoras na oscilação da superfície muscular.

Aplicações mais atuais usam acelerômetros de massa inferior a 2g, afixados através de fitas dupla-face, as quais adicionam pressão quase nula, não interferindo assim na dinâmica da contração muscular. Esta técnica foi utilizada na detecção tanto de contração voluntária [42][43] quanto estimulada [44][45][46][47][39][48][49][50].

Assim como os sensores ópticos supracitados, estes sensores também propiciam a comparação de resultados com outros estudos, visto que a aceleração pode ser expressa em unidades físicas, independentemente das características do sensor.

3.2.2.3 Detecção de MMG por meio de Sensores Piezelétricos

Sensores piezelétricos têm sido muito usados desde a década de 80, porém suas dimensões físicas (massa de aproximadamente 40g, diâmetro e altura em torno de 30mm) limitam suas aplicações a grandes músculos. Entretanto, sua alta velocidade de resposta para os registros do sinal de MMG de superfície devem ser levados em conta.

As limitações desses sensores não se restringem somente as dimensões físicas, mas também deve ser ressaltada a pressão a qual este deve estar submetido para que haja um correto acoplamento entre o sensor e o músculo a ser avaliado. Este acoplamento mecânico é geralmente realizado através de fitas elásticas ou suportes externos, os quais têm o intuito de impedir o movimento entre a pele e o eletrodo, assim como manter o posicionamento do

eletrodo para que ele seja submetido ao aumento de pressão durante a contração muscular por meio das mudanças topográficas da superfície do músculo. Por esta razão a força exercida sobre estes sensores é limitada a 2N.

Estudos de Smith e Stokes [51] comprovam que a amplitude do sinal MMG é proporcional à pressão do acoplamento pele-sensor. Com uma pressão de 1200Pa um sinal de maior amplitude foi registrado se comparado à pressões de acoplamento de 180 ou 790Pa, para a mesma intensidade de contração. Nesse mesmo estudo concluiu-se que para a comparação de resultados avaliando as amplitudes do sinal MMG os sinais devem ser detectados usando o mesmo sensor bem como o mesmo sistema de acoplamento.

3.2.2.4 Detecção de MMG por meio de Microfones

A literatura que trata de MMG reporta uma ampla utilização de microfones capacitivos para a detecção de mecanografia de superfície. A maneira de afixar esses sensores aos músculos é similar ao usado para os sensores piezelétricos, porém o acoplamento entre a superfície muscular e o microfone pode ser dada pelo ar [52], gel para ultra-som [53], ou ainda por cimento cirúrgico [54], o qual preenche os espaços da cavidade onde o sensor é colocado.

Assim como nos sensores piezelétricos, a pressão exercida no acoplamento mecânico com o músculo também influencia a amplitude do sinal aquisitionado, limitando também a comparação com resultados verificados na literatura.

3.2.3 Comparação entre Diferentes Sensores

Os primeiros artigos comparando performances de sensores de MMG foram publicados no fim da década de 80 [55], comparando sensores de microfone com o acoplamento pelo ar e sensores de contato piezelétricos, os quais apresentaram sinais

similares nos testes realizados, porém o microfone apresentou forte dependência da pressão aplicada entre o mesmo e a pele.

Watakabe et al. [56] compararam a detecção de sinais MMG coletados a partir de sensores piezelétricos e acelerômetros durante uma contração muscular voluntária e durante uma excitação mecânica senoidal. Uma das conclusões obtidas foi que o sensor piezelétrico se comporta como um medidor do deslocamento da superfície muscular, visto que o conteúdo espectral desse sinal era muito semelhante àquele apresentado pelo espectro da integral dupla do sinal medido pelo acelerômetro. Entretanto esta conclusão deve ser analisada com cuidado, visto que considerando um deslocamento constante da superfície muscular o sensor piezelétrico não consegue estabelecer um valor estável de tensão. Este fenômeno pode prejudicar uma descrição precisa do MMG para pequenas taxas de deslocamento da superfície muscular.

Mais recentemente Watakabe et al. [57] compararam o sinal MMG detectado por um microfone com acoplamento via ar de um MMG detectado via acelerometria. Desse estudo concluiu-se que o espectro da integral dupla do sinal do acelerômetro se assemelha ao sinal de MMG detectado pelo microfone. Como consequência, concluiu-se que o microfone parece atuar como um medidor do deslocamento da superfície muscular. Este estudo também demonstra que as respostas temporais e frequenciais do sinal MMG do microfone são muito influenciadas pela geometria da cavidade de ar entre a superfície do músculo e do elemento sensível. Uma vantagem do uso do microfone como sensor de MMG seria sua menor sensibilidade aos artefatos de movimento, sendo inclusive indicado para registros de MMG mesmo durante movimento dos membros [57].

Estudos entre os laboratórios de fisiologia da Universidade de Brescia em cooperação com o Departamento de Bioengenharia da Politécnica de Milão avaliaram também as performances dos sensores de distância a laser e acelerômetros. Como mostrado na Figura 3.10, a segunda derivada do sinal MMG coletado pelo sensor óptico e o sinal de MMG do acelerômetro, ambos submetidos ao mesmo processo de filtragem e normalização, evidenciam que ambos os sensores monitoram o mesmo fenômeno, com o mesmo conteúdo espectral. Isto evidencia que o movimento da superfície muscular pode ser detectado por diferentes instrumentos de medida.

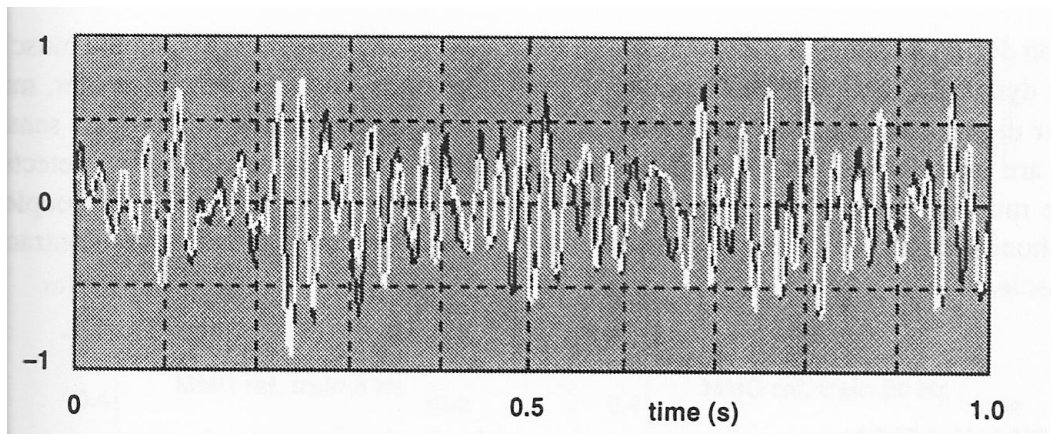


Figura 3.10 – Comparação entre sinais MMG registrados por sensores de acelerometria e distância laser

Fonte: LUCIANI, L. [37]

Assim, a detecção via acelerometria e por meio de sensores ópticos se mostram mais recomendáveis durante contrações isométricas, visto que suas características físicas não interferem na dinâmica muscular. Além disso, os métodos de acoplamento entre transdutor e músculo têm pouca influência sobre os resultados obtidos bem como produzem sinais com grandezas físicas (m/s^2 para o acelerômetro e mm para o sensor laser) os quais podem ser comparados com resultados da literatura. Entretanto, devido a sua baixa sensibilidade aos artefatos de movimento, os sensores de microfone com acoplamento pelo ar parecem ser mais adequados para detecção de MMG em contrações musculares dinâmicas.

Considerados os tipos de sensores usados em mecanomiografia e suas vantagens, o sensor produto deste trabalho se baseará no princípio de acelerometria.

3.3 SENSORES HIBRIDOS

3.3.1 Vantagens da Utilização de Sensores Híbridos

Quando se deseja avaliar ou controlar algum processo, quanto maior for o número de características relevantes monitoradas durante seus diferentes estágios mais confiabilidade se pode atribuir ao resultado. Com o avanço da ciência, os processos em análise têm se

tornado cada vez mais complexos. Portanto, para viabilizar o seu controle, novos sistemas de monitoramento têm sido desenvolvidos, aumentando a demanda por sensores híbridos.

Apesar de ainda não serem considerados como um dos principais objetivos na área de automação, o uso de sensores híbridos de pequenas dimensões está em ascensão. Mais usuários finais de sistemas robóticos acreditam que sensores híbridos têm um importante papel na produção. Os dispositivos são especialmente úteis para prover vários tipos de informações de parte dos processos industriais robotizados.

Em 2006, a Robotic Industries Association (RIA, www.roboticsonline.com), Ann Arbor, Michigan, a única associação comercial norte-americana dedicada exclusivamente à robótica, trabalhou no sentido de explorar o potencial do mercado para os sensores híbridos. Os dados mostram que quase 75% dos entrevistados acreditavam que os sensores híbridos seriam úteis em suas plantas.

O uso desses sensores híbridos faz com que informações ambíguas dadas por um sensor possam ser confirmadas pela informação do outro, cada um deles complementando a atividade do outro, diminuindo assim as limitações do sistema de monitoramento e aumentando sua eficiência. Tecnologias que anteriormente eram interpretadas como concorrentes passam a ser empregadas de forma colaborativa, aproveitando as melhores características de cada uma delas, a exemplo das tecnologias CCD e CMOS.

A tecnologia CCD, usada como sensor de imagem, viabilizou a primeira câmera fotográfica digital e proporcionou grandes avanços científicos. Apesar das tecnologias CCD e CMOS terem surgido na mesma época, o baixo ruído, o tamanho menor dos pixels e a alta sensibilidade da tecnologia CCD fizeram com que a indústria deixasse de lado o desenvolvimento de sensores CMOS. No entanto, o baixo consumo, o alto nível de integração, o baixo custo e o acesso aleatório da tecnologia CMOS, vêm, desde a década passada, motivando laboratórios acadêmicos e industriais a investirem na fabricação desses dispositivos.

Contrário ao pensamento inicial de que a tecnologia CMOS viria no sentido de substituir a CCD, empresas têm investido no desenvolvimento de sensores híbridos. Pode se citar a Panasonic, que patenteou em 2004 um sensor, hoje comercializado com o nome de Live MOS e usado em máquinas da Leica da Olympus e da própria Panasonic, os quais oferecem altos padrões de qualidade de imagem propiciados pelo CCD somado a melhores propriedades de processamento eletrônico de sinais analógicos e digitais oferecidos pelo CMOS.

De forma análoga ao citado para as tecnologias CCD e CMOS, os sinais de EMG e MMG podem ser usados de forma complementar em análises de força e potência muscular, ou mesmo para ampliação da extração de informações usualmente adquiridas usando eletromiografia para ambiente onde essa se torna inviável (ambientes submetidos a altos índices de ruído eletromagnético).

3.3.2 Complementaridade das Informações dos Sinais EMG e do Acelerômetro

Durante os processos de contração muscular, o padrão de ativação de unidades motoras de músculos específicos é basicamente controlado por dois fatores: o recrutamento de MUs e sua taxa de disparo. A eletromiografia de superfície mostra que o seu valor RMS (raiz dos mínimos quadrados) aumenta de valores baixos à máxima contração voluntária (MVC) conforme o aumento desses dois fatores [61]. O conteúdo espectral é fortemente influenciado pela forma do potencial de ação da unidade motora, o qual possui grande parte de sua potência concentrada em torno de 40Hz, e picos menores abaixo desse valor relacionadas à frequência de disparo [61], quando registrados usando eletrodos invasivos. Nesse sentido, é possível interpretar o aumento da frequência média ou mediana do espectro do sinal EMG como um aumento da velocidade de condução das fibras ativas devido ao maior recrutamento de unidades motoras [62]. Quando todas as fibras foram recrutadas, somente um aumento na frequência de disparos pode produzir um aumento na força gerada pela contração muscular [63][5], a qual pode ser registrada através da razão entre a frequência média e os níveis normalizados de MVC [64][65][66]. Esses padrões, no entanto, são influenciados pela localização das unidades motoras, a qual pode ser fornecida por exemplo pelo MMG.

Outros trabalhos, como por exemplo o de Cramer et al. [61], concluem que os sinais de MMG e EMG podem juntos fornecer importantes aspectos mecânicos e elétricos sobre força e potência. Estes investigadores sugerem que a potência é melhor refletida pelos sinais de MMG enquanto os sinais de EMG de superfície melhor refletem o torque. Assim, sempre que possível, MMG e EMG de superfície devem ser registrados como dados complementares.

Recentemente, estudos começaram a aplicar MMG ao reflexo Hoffman (reflexo H) [67][68]. Ao contrário da EMG, os sinais MMG não são suscetíveis ao artefato de eletro-estimulação e parece fornecer uma fonte de sinal complementar para os estudos do reflexo H. Cramer et al. [68] também concluíram que o sinal de MMG pode ser útil para determinar a força de máxima contração muscular e a intensidade do estímulo correspondente quando o torque ou a força de medidas não são exequíveis. Portanto o uso de sensores híbridos permitiria que as características extraídas de um EMG pudessem ainda ser analisadas em ambientes com altos níveis de ruídos eletromagnéticos.

Estudos têm mostrado aplicações de registros de eletromiografia e mecanomiografia simultâneos na detecção de distrofias miotônicas [69]. A relação entre o valor RMS da amplitude do sinal EMG e a amplitude do sinal MMG mostrou diferenças estatísticas significativas na eficiência do acoplamento eletromecânico se comparado com o grupo controle.

Considerando estudos sobre tremor humano, principalmente quando manifestado de forma sutil, é notado uma dificuldade de apresentação de um diagnóstico clínico objetivo. Assim, um sistema de sensoriamento foi desenvolvido para quantificar o tremor patológico no membro superior humano, o qual funde informações de acelerometria e eletromiografia de superfície baseados em filtro de Kalman [73]. Os resultados iniciais utilizando dados do tremor de dois pacientes com doença de Parkinson mostram um futuro promissor nesta fusão de sensores. O sistema de detecção e os algoritmos propostos são úteis para compensar o tremor ativamente e ajudar os médicos no diagnóstico de tremor.

Estudos utilizam a interpretação e utilização de EMG e acelerometria para monitoração e identificação de atividades da função motora em indivíduos cujos movimentos são improvisados, sem restrições, e tomam lugar no mundo "real". Este sensor híbrido permite que atividades do dia-a-dia sejam reconhecidas, viabilizando o monitoramento dos indivíduos no desempenho de suas atividades diárias [74]. Este mesmo sensor foi utilizado para identificação dos estágios em que se encontravam pacientes que sofriam da doença de Parkinson, durante realização de atividades cotidianas.

Capítulo 4

Desenvolvimento dos Sensores

Talvez o projeto de eletrodos possa ser considerado o aspecto mais crítico dos aparelhos eletrônicos que serão utilizados para a obtenção de sinais bioelétricos. A fidelidade da detecção do sinal EMG pelo eletrodo influencia todo o seu tratamento subsequente. É muito difícil melhorar a fidelidade e a relação sinal-ruído da amostra se uma boa coleta não tenha sido feita. Portanto, é importante elaborar um eletrodo que provenha o mínimo de distorção e maior relação sinal-ruído.

É nesse sentido que este capítulo aborda todos os aspectos relevantes ao desenvolvimento dos sensores, desde os processos de transdução dos fenômenos químicos envolvidos até a análise dos dados.

4.1 SENSORES DE ELETROMIOGRAFIA DE SUPERFÍCIE

Captar potenciais de grandeza da ordem de dezenas de milivolts, resultado da soma dos potenciais de ação desencadeados em várias unidades motoras sobre a superfície da pele, tem se mostrado por si só um grande desafio. À medida que o número de fibras em atividade reduz, a amplitude desses sinais também diminui, dificultando o processo de registro desses sinais com boa qualidade, expressa pela relação sinal ruído. Ao passo que a

amplitude dos sinais é reduzida e os ruídos ao qual o sistema de coleta é submetido permanecem os mesmos, diminui-se o poder de discriminação do sinal em relação ao ruído.

A forma com que os eletrodos de superfície registram os biopotenciais, os desafios que se apresentam ao registro desses potenciais bem como as estratégias usadas para reduzir seus efeitos sobre os sinais coletados serão discutidos nas subseções deste capítulo.

Deve também ser ressaltado o que é o projeto SENIAM, o qual será muito citado neste capítulo. Um acrônimo para Eletromiografia de Superfície para avaliação não invasiva dos músculos, o projeto SENIAM é uma ação da União Européia na área de Saúde e Programa de Pesquisa Biomédica (BIOMED II). Ele foi criado na tentativa de normalizar as metodologias de utilização da eletromiografia de superfície, para que isto não seja um empecilho à utilização dessa técnica. Notou-se que embora seus princípios tenham sido desenvolvidos no início do século XX e rapidamente tenha se tornado popular durante os últimos dez anos, a SEMG ainda não é uma técnica amplamente utilizada. Assim, observando que a maioria dos estudos dessa técnica tiveram lugar espalhadas pelo mundo em determinados grupos científicos, pensou-se que a variação da metodologia utilizada nesses grupos poderia ser um fator discriminante para sua baixa utilização. Dessa forma o projeto SENIAM hoje é uma referência em eletromiografia de superfície, e suas recomendações foram levadas em conta na determinação das características deste sensor.

4.1.1 Registro dos Biopotenciais na Superfície da Pele

Fenômenos bioelétricos podem ser associados a quase todos os órgãos do corpo humano. No entanto, uma grande proporção desses sinais não é especialmente útil em medicina clínica, e devido aos seus baixos níveis de amplitudes não são facilmente mensuráveis na prática. Há, no entanto, vários sinais que são de grande importância diagnóstica ou que fornecem um meio de avaliação eletrônico para auxiliar na compreensão dos sistemas biológicos, como é o caso dos sinais eletromiográficos.

Para que se torne possível o registro dos potenciais gerados pelo fluxo iônico através da membrana celular, se faz necessária a transdução de correntes iônicas em correntes elétricas, essenciais a instrumentação eletrônica. Esta função de transdução é realizada por

eletrodos que consistem de condutores elétricos em contato com a solução aquosa iônica do corpo. A interação entre elétrons e íons nos eletrodos no corpo pode afetar significativamente o desempenho destes sensores, e exige considerações específicas relativas à sua aplicação prática.

Na interface entre um eletrodo e uma solução iônica, reações de oxido-redução devem ocorrer para que cargas elétricas possam ser transferidas entre o eletrodo e a solução. Estas reações podem ser representadas, em geral, através das seguintes equações:



Onde n é a valência do cátion C do material e m é a valência do ânion A .

Para a maioria dos sistemas de eletrodos, os cátions presentes na solução e no metal dos eletrodos são os mesmos, de modo que os átomos C são oxidados quando liberam elétrons e vão para a solução na forma de íons carregados positivamente. Esses íons são reduzidos quando o processo ocorre no sentido inverso. No caso da reação de ânions, Eq. (4.2), as reações de oxidação e redução ocorrem na direção inversa. Para um melhor funcionamento dos eletrodos, estas duas reações devem ser reversíveis, isto é, ambos materiais podem oxidar e reduzir.

Dessa forma, à medida que cargas elétricas são liberadas no eletrodo uma corrente elétrica, proporcional à corrente iônica gerada pelos processos fisiológicos, pode ser estabelecida, concluindo assim o processo de transdução da corrente iônica.

4.1.2 Definição do Material Usado nos Eletrólitos

Sabe-se que a transdução da corrente iônica em corrente elétrica se faz por meio da interação de uma solução iônica e um metal, através de reações de oxidação-redução. Entretanto, essa interação produz uma mudança local de concentração dos íons na solução próxima à superfície do metal. Isso faz com que a neutralidade de carga se mantenha em toda região, fazendo com que o eletrólito em torno do metal apresente potenciais elétricos

diferentes daqueles apresentados no resto da solução. Assim, uma diferença de potencial conhecida como potencial de meia-célula é estabelecida entre o metal e o eletrólito, conforme apresentado na Tabela 4.1.

Tabela 4.1 – Potenciais de meia-célula dos diferentes materiais

Metal e Reação	Potential de meia-célula (V)
$\text{Al} \rightarrow \text{Al}^{3+} + 3\text{e}^{-}$	- 1.706
$\text{Ni} \rightarrow \text{Ni}^{2+} + 2\text{e}^{-}$	- 0.230
$\text{H}_2 \rightarrow 2\text{H}^{+} + 2\text{e}^{-}$	0.000 (por definição)
$\text{Ag} + \text{Cl}^{-} \rightarrow \text{AgCl} + \text{e}^{-}$	+ 0.223
$\text{Ag} \rightarrow \text{Ag}^{+} + \text{e}^{-}$	+ 0.799
$\text{Au} \rightarrow \text{Au}^{+} + \text{e}^{-}$	+ 1.680

Verifica-se da Tabela que para cada material é estabelecido um potencial de meia-célula distinto. O conhecimento do potencial do eletrólito pode ser importante quando se utiliza eletrodos para aferir sinais de baixa frequência ou medições de componentes contínuas.

Vale ressaltar que esse potencial de meia célula assume esses valores quando nenhuma corrente elétrica flui através do eletrodo. Esse potencial é dado pelo simples contato entre o material do eletrodo e o meio iônico.

Se, no entanto, há uma corrente elétrica, estes potenciais podem ser alterados. A diferença entre o potencial de corrente zero e os potenciais medidos enquanto a corrente está passando é conhecida como a sobretensão, e é resultado da alteração na distribuição de carga na solução em contato com os eletrodos. Esse efeito é conhecido como polarização e pode contribuir negativamente para o desempenho do eletrodo, especialmente sob condições de movimento.

Eletrodos perfeitamente polarizáveis permitem a passagem de uma corrente entre o eletrodo e a solução eletrolítica, por meio da alteração da distribuição de carga no interior da solução próxima ao eletrodo. Assim, nenhuma corrente atravessa a interface eletrodo-eletrólito. Já os eletrodos não-polarisáveis permitem que a corrente passe livremente através dessa interface, sem alterar a distribuição de carga na solução eletrolítica adjacente ao eletrodo. Vale lembrar que embora esses tipos de eletrodos possam ser descritos teoricamente, eles não podem ser fabricados na prática. É possível, no entanto, chegar a estruturas de eletrodo que se aproximam dessas características.

Eletrodos constituídos de metais nobres, a exemplo da platina, são muitas vezes altamente polarizados. Nestes eletrodos, a distribuição de carga encontrada na maior parte da solução eletrolítica difere daquela presente na solução próxima à superfície do eletrodo. Essa distribuição pode criar sérias limitações quando o movimento está presente, ou mesmo quando os sinais possuem componentes de baixa frequência, ou ainda sinais contínuos. Se existe movimento do eletrodo em relação à solução eletrolítica, mesmo que pequeno, a distribuição da carga na solução adjacente à superfície do eletrodo é diferente, o que provoca uma mudança de tensão medida pelo eletrodo. Essa diferença de tensão aparece no sinal registrado como artefatos de movimento. Assim, para medições de biopotenciais, eletrodos não-polarizáveis são mais indicados.

Para a construção do eletrodo implementado neste trabalho, assim como na maioria das aplicações para registros de biopotenciais, o material selecionado foi prata-cloreto de prata. Isto se deve ao fato de que este material apresenta características semelhantes àqueles dos materiais perfeitamente não-polarizáveis. A adição do cloreto de prata à liga de prata se faz para reduzir a facilidade dos íons prata a oxidarem e diminuir a sua solubilidade em água, tornando a superfície do eletrodo mais estável. Como a polarização é mínima, os artefatos de movimento se mostram em níveis reduzidos se comparados a eletrodos de platina por exemplo. Além disso, estes apresentam baixos potenciais de meia-célula e menor interferência de ruídos intrínsecos de baixa frequência.

4.1.3 Definição da Forma do Eletrodo

Para a definição da forma do eletrodo a ser desenvolvido, duas características importantes devem ser consideradas: as características elétricas, mais precisamente a impedância, e a detecção de potenciais de ação. Primeiramente serão apresentadas as características elétricas.

4.1.3.1 Características Elétricas dos Eletrodos

As características elétricas desses eletrodos são geralmente não-lineares, as quais variam em função da densidade de corrente que atravessa sua superfície. Assim, visto que estes dispositivos são representados por modelos lineares, é necessário que eles sejam estudados em baixos potenciais e correntes. Nestas condições ideais, os eletrodos podem ser representados por um circuito equivalente, como o mostrado na Figura 4.1.

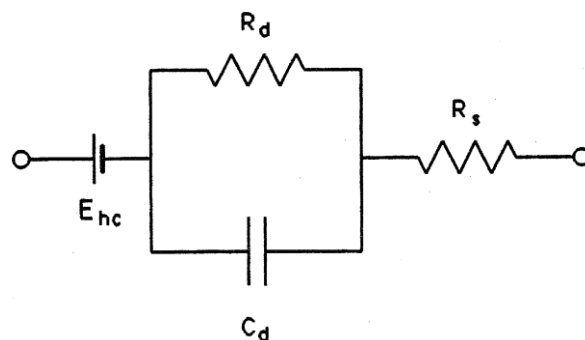


Figura 4.1 – Circuito equivalente dos eletrodos

Fonte: BRONZINO, Joseph D. **The Biomedical Engineering Handbook** CRC Press LLC, 2000.

Neste circuito R_d e C_d são componentes que representam a impedância associada à interface eletrodo-eletrólito e a polarização nessa interface. R_s é a resistência série relativa à resistência do material e propriedades geométricas do eletrodo em si, bem como a empecilhos na própria interface, como por exemplo células mortas ou presença de pêlos. Ressalta-se que cuidados como a preparação da pele (limpeza e tricotomia) podem reduzir o valor assumido por essa resistência. A fonte E_{hc} representa o potencial de meia-célula anteriormente descrito.

Conforme mostrado na Figura 4.2 a impedância do eletrodo será dependente da frequência, visto que seu modelo de representação possui elementos que armazenam energia. Em baixas frequências a impedância resultante é dada pela associação em série de R_s e R_d , visto que o capacitor se comporta como um circuito aberto. Já em frequências mais elevadas, a impedância formada pela capacitância C_d tende a zero, desprezando o efeito da resistência R_d , de modo que a impedância resultante estará próxima de R_s .

Vale lembrar que características elétricas dos eletrodos são afetadas por muitas propriedades físicas desses elementos. A Tabela 4.2 lista algumas das propriedades físicas

mais comuns de eletrodos e qualitativamente indica a forma como estes podem afetar a impedância do eletrodo.

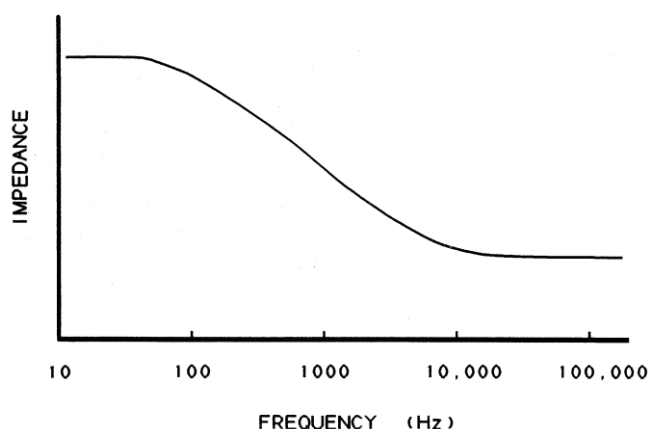


Figura 4.2 – Relação entre impedância e frequência dos eletrodos

Fonte: BRONZINO, Joseph D. **The Biomedical Engineering Handbook** CRC Press LLC, 2000.

Tabela 4.2 – Relação entre propriedades físicas e elétricas dos eletrodos

Propriedade	Impedância do Eletrodo
↑ Área da Superfície	↓
↑ Polarização	↑
↑ Rugosidade da superfície	↓
↑ Raio de curvatura	↓
↑ Contaminação da Superfície	↑

Portanto, para que se tenha a menor impedância de eletrodo possível, de maneira a diminuir os impedimentos à transferência do potencial da pele para o eletrodo, o ideal seria que se tivesse a maior superfície de contato possível, usando eletrodos planos (raio de curvatura infinito), com materiais não-polarizáveis perfeitos e de pureza elevada.

No entanto existem outros desafios que devem ser considerados, por exemplo o fato de que se almeja a visualização de potenciais de unidades motoras. Quando se aumenta a área do eletrodo, aumenta-se com ela a área de captação do eletrodo, ou seja, o número de fibras avaliadas. Para que seja então possível a visualização do potencial de apenas uma unidade motora, o eletrodo deve tentar registrar a atividade de apenas uma fibra. Dessa forma, sua área deve ser reduzida.

Com relação à forma adotada na construção dos eletrodos, o projeto SENIAM não encontrou critérios claros e objetivos de recomendações. Na literatura tanto os eletrodos retangular (quadrado) quanto circular (oval) são usados no registro de SEMG. Quando as diferenças existem apenas na forma, ou seja, quando a área de superfície total para os dois eletrodos é a mesma, não é comprovada qualquer diferença no desempenho desses sensores. A visão de ambos os eletrodos será praticamente a mesma, assim como a impedância da pele. A área dos eletrodos recomendada pelo SENIAM varia de 1mm^2 a alguns cm^2 .

Tendo em vista o exposto, neste trabalho optou-se por desenvolver um eletrodo constituído de uma liga de prata-cloreto de prata, de pureza 99%, cuja superfície de contato com a pele tem área de 1mm^2 . A forma utilizada é quadrada de 1mm de lado. Ressalta-se que essas dimensões aplicam-se ao eletrodo ativo.

4.1.4 Distância entre as Superfícies de Detecção

Tem-se claro que a distância entre as superfícies dos dois eletrólitos de detecção afeta a largura de banda e amplitude do sinal EMG. Pequenos deslocamentos da distância entre esses eletrodos podem deslocar o espectro de frequência do sinal EMG para valores superiores de frequência, além de diminuir a amplitude dos sinais captados. Por esta razão, o ideal é que a distância entre eles se mantenha fixa, de modo que as comparações quantitativas entre as gravações possam ser realizadas tanto entre músculos, quanto entre indivíduos.

Outra consideração na determinação da distância da superfície de detecção é a distância entre os eletrólitos. Ela deve ser estabelecida de forma que amplie sua utilização nos diferentes músculos do corpo, sendo úteis no registro da eletromiografia de pequenos músculos, como os da mão, bem como sobre músculos maiores.

Ainda que se almeje obter uma amostra representativa do sinal EMG, não se faz necessário a separação das duas superfícies de detecção por um grande espaço, uma vez que as fibras de uma unidade motora são distribuídas ao longo de um volume muito grande de músculo (nos gatos este volume é normalmente um terço do músculo).

Aumentar as distâncias inter-eletrodo, resultam em superfícies de eletrodos fisicamente maiores, as quais apresentam desvantagens consideráveis quando a detecção se

realiza em músculos relativamente pequenos, onde o *crosstalk* torna-se importante. *Crosstalk* refere-se a contaminação de um sinal EMG por outros sinais provenientes de músculos adjacentes.

Segundo o projeto SENIAM, a influência da distância entre eletrodos é um item relevante na determinação da área de detecção e nos níveis de *crosstalk*. Dessa forma é aconselhada uma distância não superior a um quarto do comprimento do músculo, sendo considerado como padrão o valor de 20mm.

Como os sensores de eletromiografia desenvolvidos por esse projeto objetivam o registro de sinais de músculos pequenos, como os da região dos olhos, os quais podem assumir dimensões de até 1,5 cm, a distância inter eletrodo adotada foi de 3mm. Os eletrólitos desse eletrodo foram construídos sobre uma placa fixa a qual mantém constante a distância entre os eletrodos durante todo o processo de medida.

4.1.5 Tipos de Eletrodos e Técnicas de Minimização de Ruídos

É sabido que o potencial de ação, representativo da atividade muscular e sinal alvo de registro, acontece na membrana das células musculares. Entretanto, seu registro através da SEMG é medido na superfície da pele. Isso significa que além dos baixos valores de potenciais gerados na membrana, desde a sua geração esse sinal tem sua amplitude reduzida por diversos fatores inerentes à estrutura do corpo humano. Para exemplificar podem se citar a impedância da pele, a influência dos canais sudoríparos, presença de pêlos, células mortas dentre outros.

Portanto, para que se possa estudar as técnicas de minimização de ruídos, primeiramente se faz necessário um estudo das principais fontes de ruído que influem na qualidade da aquisição de biopotenciais.

4.1.5.1 Características dos Ruídos Elétricos

Os ruídos que influenciam no sinal EMG podem ser advindos de fontes diversas fontes. Os que mais influenciam a coleta de biopotenciais são: ruídos dos componentes eletrônicos usados nos sistemas de aquisição, ruídos do ambiente, artefatos de movimento e instabilidade inerente ao sinal EMG.

Com relação aos ruídos inerentes aos sistemas de aquisição devido aos componentes eletrônicos utilizados, esses podem ser somente minimizados, não excluídos. O uso de componentes eletrônicos de alta qualidade e técnicas específicas para layouts de circuitos eletrônicos para aquisição de potenciais de baixas amplitudes contribuem positivamente para o registro de biopotenciais e minimização desse tipo de ruído. A faixa de frequência desses ruídos se localiza entre 0 e milhares de hertz.

Em se tratando dos ruídos do ambiente, esses são provenientes de fontes de radiação eletromagnética, podendo se citar aparelhos celulares, linhas de transmissão de energia, rádio ou mesmo as lâmpadas fluorescentes. Até mesmo a superfície do corpo humano está constantemente inundada pela radiação eletro-magnética. Esse tipo de ruído tem sua frequência em 60Hz e pode ter amplitudes que são da ordem de três vezes a magnitude do sinal EMG.

No que concernem aos artefatos de movimento, esses podem ser advindos de duas fontes distintas: o movimento do eletrodo com relação à superfície de detecção ou com relação ao movimento dos cabos que levam a informação do eletrodo ao sistema de condicionamento do sinal. Ambos podem ser diminuídos por meio de bons projetos de circuitos e principalmente do eletrodo. A faixa de frequência gerada por esses ruídos pode assumir valores até 20 Hz.

O sinal EMG por ser considerado de natureza quasi-aleatória, possui uma instabilidade inerente. Em frequências inferiores a 20Hz esse sinal se mostra particularmente mais instável, visto que os sinais são afetados pela natureza quasi-aleatória da taxa de disparo das unidades motoras que, na maioria das condições, possui taxa de disparo nessa banda de frequência. Assim na tentativa de aumentar a relação sinal-ruído, essa faixa de frequências é geralmente retirada do sinal desejado.

4.1.5.2 Amplificação Diferencial

Dessa forma, visto o grande número de ruídos intrínsecos ao sistema e os baixos valores de amplitude dos sinais registrados, estratégias devem ser usada na tentativa de minimizar os ruídos externos, diminuindo ao menos a influência desses ruídos externos no sinal adquirido.

A fim de eliminar o ruído de fontes de alimentação de linha, uma configuração diferencial de detecção é empregada. A técnica de amplificação diferencial está representada esquematicamente na Figura 4.3.

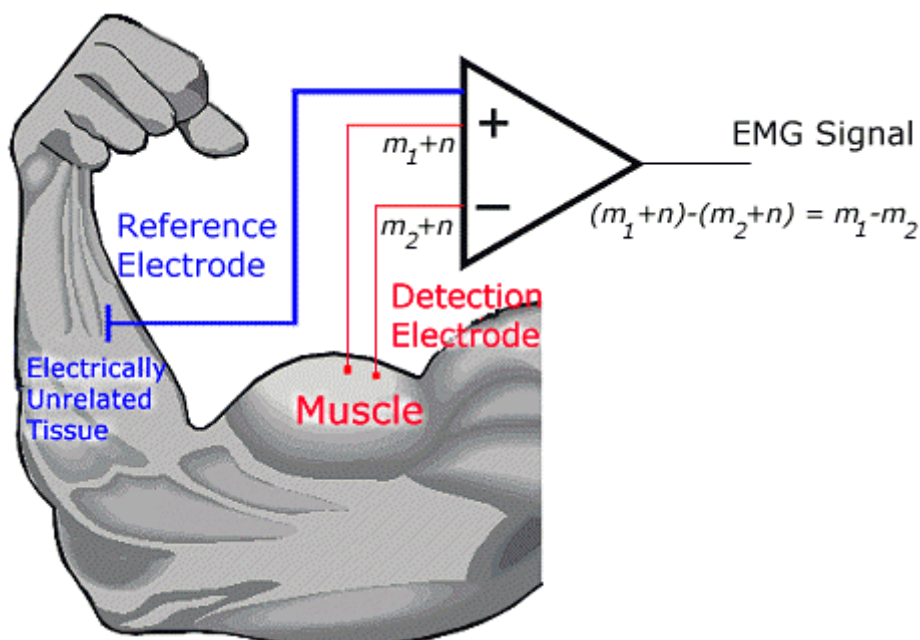


Figura 4.3 – Técnica de amplificação diferencial

Fonte: <http://robotics.hulcoop.com/4.html>

Na tentativa de eliminação dos ruídos externos, o sinal é detectado em dois locais distintos e um amplificador de instrumentação subtrai os dois sinais e amplifica a diferença. Como resultado, os sinais que são comuns a ambos os sítios de detecção (leia-se ruído) serão removidos enquanto que os sinais propriamente ditos, os quais terão uma diferença de fase, serão amplificados. Qualquer sinal que se origina longe dos locais de detecção irá aparecer como um sinal comum. Assim, sinais de ruído da rede elétrica serão removidos e os sinais EMG serão amplificados.

Esta operação de subtração, no entanto, requer a disponibilidade de um subtrator de alta precisão. Na prática, apesar dos grandes avanços na área de eletrônica, ainda é muito difícil subtrair perfeitamente os sinais. A precisão com que o amplificador diferencial pode subtrair o sinal é medida pela Razão de Rejeição de Modo Comum (CMRR). Um subtrator perfeito teria um CMRR infinito. Valores de CMRR superiores a 32 mil ou 90 dB são geralmente suficientes para eliminar ruídos elétricos externos [De Lucca, 1997].

Deve ser lembrado que esta configuração é usada independentemente do tipo de eletrodo usado. A diferença básica é que em alguns tipos de eletrodo essa subtração é realizada na própria região de detecção, enquanto em outros é feita na entrada do sistema de aquisição e condicionamento do sinal.

4.1.5.3 Tipos de Eletrodos

Como discutido anteriormente, a junção da pele e superfície de detecção apresenta uma impedância, que varia com as características geométricas do eletrodo, e podem variar de alguns milhares de ohms a megohms para a pele seca. A fim de evitar a atenuação e distorção do sinal detectado, devido ao efeito capacitivo gerado pelos cabos na transmissão do sinal do eletrodo de entrada, por exemplo, a impedância de entrada do sistema de aquisição do sinal deve ser tão grande quanto possível.

Entretanto, a exigência dessa alta impedância de entrada apresenta um problema conhecido como capacitância de acoplamento. Uma pequena capacitância entre os cabos de transmissão do sinal para a entrada do sistema de aquisição e os cabos de alimentação irá introduzir um ruído no sinal adquirido. A solução para este problema é então colocar um amplificador diferencial tão próximo quanto possível da superfície de detecção do eletrodo. Esta solução se tornou conhecida como eletrodo ativo. Outra vantagem desta configuração é que a impedância de saída do amplificador diferencial pode ser da ordem de 10 ohms. Portanto, qualquer movimento do cabo da saída do eletrodo não irá gerar níveis significativos de ruído ou até mesmo sinais de ruído notáveis. Alguns eletrodos ativos encontrados comercialmente são mostrados na Figura 4.4.



Figura 4.4 – Eletrodos ativos

Fonte: <http://www.bleng.com/emg-electrodes/product>

Como mostrado na Figura 4.4 e ressaltado na Figura 4.5, os eletrodos ativos podem assumir duas configurações básicas, as chamadas bipolar ou diferencial e a duplo diferencial. A primeira implementa a subtração entre os sinais captados nos dois eletrólitos. Já a segunda realiza inicialmente a diferenciação entre os dois pares de eletrólitos, cuja distancia intereletrodo é d ($a-b$ e $b-c$), e em seguida a subtração dos sinais resultantes $((a-b) - (b-c))$.

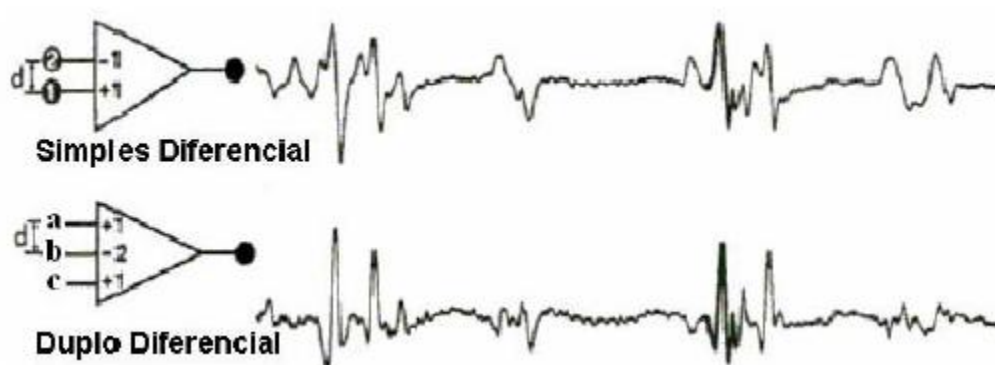


Figura 4.5 – Configurações básicas de eletrodos ativos

Fonte: BARBOSA, Kety Rosa. **Metodologia para Classificação se Sinais EMG para Controle de Próteses.**

Ressalta-se que o uso de eletrodos ativos por si só já aumenta a relação sinal-ruído, visto que desde sua aquisição um maior nível de sinal será apresentado em toda a transmissão do sinal, para os mesmo níveis de ruído externo.

Apesar das inúmeras vantagens apresentadas pelo uso de eletrodos ativos, existem aplicações que não requerem o uso desses, sendo suficiente a utilização de eletrodos passivos, a exemplo da eletrocardiografia e em alguns casos na própria eletromiografia, para registros da atividade dos músculos maiores dos membros. Alguns desses eletrodos podem ser visualizados na Figura 4.6.

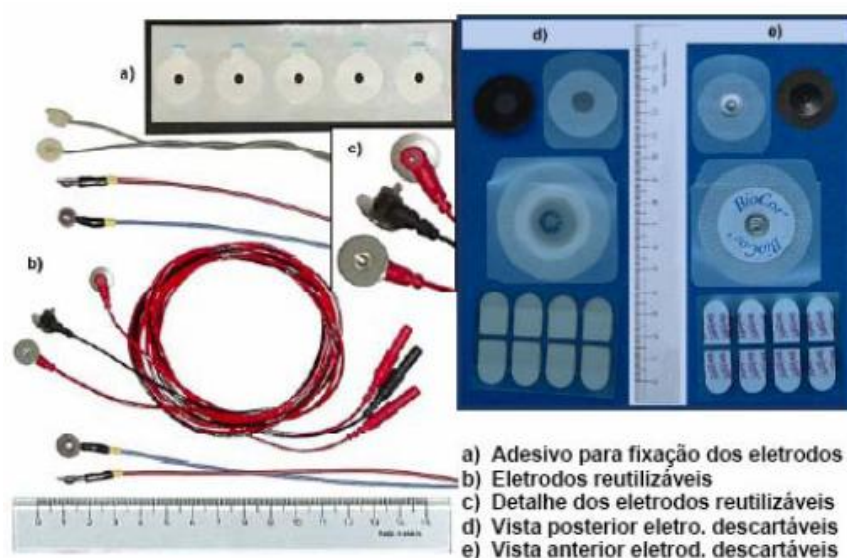


Figura 4.6 – Eletrodos passivos

Fonte: BARBOSA, Kety Rosa. **Metodologia para Classificação se Sinais EMG para Controle de Próteses.**

Entretanto, quando o amplificador não se encontra próximo à superfície de detecção algumas outras estratégias são usadas para a redução da impedância interface pele-eletrodo. Técnicas como o uso de abrasivos na limpeza da pele, bem como realização da tricotomia (raspagem dos pêlos) na região de posicionamento dos eletrodos são algumas das estratégias usadas. Além dessas, o uso de gel ou pasta condutora, contendo cátion e ânions do metal de fabricação do eletrodo para a potencialização das reações de oxidação e redução na interface do eletrodo, podem também ser estratégias usadas na redução da impedância da pele.

A configuração escolhida para implementação no eletrodo desenvolvido neste trabalho foi o uso de eletrodos ativos (ganho de 20 vezes), em configuração bipolar. Adotou-se o uso de gel condutor contendo íons prata e cloreto de prata. Essas configurações foram escolhidas dada a alta performance e tamanho reduzido da eletrônica moderna, de modo que os eletrodos satisfaçam os requisitos supracitados sem necessidade de qualquer preparo abrasivo da pele.

4.2 SENSORES DE MECANOMIOGRAFIA

Quando os músculos alvo de registro possuem dimensões reduzidas ou simplesmente o número de fibras em atividade não é muito grande, o sinal mecânico resultante dos movimentos dos sarcômeros de cada miofibrila possui baixa amplitude, o que dificulta o processo de medição. Para tanto, um sistema de detecção bem sensível precisa ser projetado, de forma que o sinal medido seja uma boa representação do fenômeno fisiológico em questão.

Nesse sentido algumas características como sensibilidade, níveis de ruído introduzidos nos sinais (devido aos componentes eletrônicos do sistema), largura de banda do sinal, dimensões, devem ser criteriosamente analisadas na escolha do sensor a ser utilizado. Uma busca dos sensores de acelerometria mais usados para o registro de mecanomiografia será realizada, bem como uma comparação entre eles, para decidir qual sensor será escolhido na construção do sensor, alvo deste projeto.

Ressalta-se que independentemente das características do acelerômetro escolhido, cuidados especiais com o processo de coleta devem ser tomados, no sentido de introduzir o mínimo possível de ruído ao sinal. Sinais fisiológicos como por exemplo os movimentos respiratórios, batimento cardíaco, o movimento de piscada do olho ou mesmo o fluxo sanguíneo são importantes geradores de ruído nos registro do sinal MMG. O protocolo de coleta estabelecido deve evitar, sempre que possível, o registro de sinais de mecanomiografia onde esses sinais possam deteriorar muito a relação sinal-ruído.

4.2.1 Características Elétricas Avaliadas para Escolha do Acelerômetro

A importância de algumas características elétricas essenciais à escolha do acelerômetro usado nesse trabalho será inicialmente explicitada. Em seguida, uma tabela comparativa entre os acelerômetros comumente usados em mecanomiografia será apresentada.

No passado, uma limitação do processo de registro dos sinais MMG era as dimensões físicas dos sensores de medida, cujos pesos e tamanhos poderiam interferir no processo de contração muscular. Apesar de atualmente esta característica não ser um fator limitante ao registro dos sinais MMG, sensores leves e de tamanho reduzidos devem ser preferidos no registro desses sinais.

Em um comparativo com o sinal EMG, o sinal MMG apresenta uma faixa de frequência muito inferior ao sinal elétrico. Enquanto este último possui a maior parte de sua energia concentrada até cerca de 500Hz, o sinal de MMG tem concentração de sua energia em frequências de até 25Hz. Assim para o registro de um sinal MMG de qualidade os acelerômetros devem fornecer repostas em frequências de até 60Hz.

Ressalta-se que existem duas principais contribuições para que essa frequência seja inferior. Primeiramente, tal fato pode ser explicado pela propagação mecânica do sinal gerado no interior da fibra muscular até a superfície da pele, onde ele é registrado. Outra possibilidade é em relação ao próprio registro da mecanomiografia. Quando iniciada uma contração muscular no interior da fibra, uma vibração é iniciada. Entretanto o sensor na superfície da pele registra como essa vibração afeta as células superficiais da pele. Essas células por sua vez vibram por meio da movimentação das moléculas de água em seu sarcoplasma [70], e portanto frequências bastante inferiores a 500Hz são registradas.

Como anteriormente citado, os sinais de registro em MMG apresentam baixos valores de amplitudes. Dessa forma se faz essencial uma alta sensibilidade dos sensores. Quanto maior for essa sensibilidade, oscilações de menor amplitude podem ser registradas, reproduzindo com mais precisão a vibração das fibras.

O mesmo critério usado para justificar a alta sensibilidade dos sensores, justifica o cuidado com a inserção de ruídos pelo próprio acelerômetro. Se níveis altos de ruídos forem inseridos, torna-se praticamente impossível discriminar se uma oscilação foi ou não produzida.

Outro aspecto analisado foi a variedade de sinais de saída. Tem-se que os acelerômetros podem registrar vibrações em diversos eixos. Existem aqueles que apresentam variações em um, dois ou três eixos de oscilação. Quanto mais eixos forem avaliados, mais informações podem ser extraídas, as quais podem ser usadas, por exemplo, para identificar e tentar eliminar ruídos devido ao movimento do músculo avaliado.

No sentido de avaliar os critérios supracitados bem como outros critérios também relevantes, a tabela 4.3 mostra um comparativo entre os acelerômetros mais comumente presentes na literatura para registro de sinais MMG.

Tabela 4.3 – Comparativo entre acelerômetros usados em registros de MMG

	MMA 7260	ADXL 202	3031	ADXL 330
Tamanho	6mm x 6mm x 1,45mm	9,9mm x 10mm x 5,46mm	7,6mm x 7,6mm x 2,5mm	4mm x 4mm x 1,45mm
Banda	350 Hz	0,1 Hz - 5 kHz	-	550 Hz
Ruído	350 $\mu\text{g}/\text{Hz}^{1/2}$	500 $\mu\text{g}/\text{Hz}^{1/2}$	50 μV	350 $\mu\text{g}/\text{Hz}^{1/2}$
Corrente	500 μA	600 μA	800 μA	320 μA
Sensibilidade	800 mV/g @ 1,5g	312 mV/g	0,6 mV/g	300 mV/g
Sleep mode	3 μA	-	-	-
Sensibilidade seletiva	1,5g/2g/4g/6g	2g/10g	-	-
Eixos	3	2	1	3

Devido às boas características do chip MMA7260 da Freescale, este foi selecionado para o projeto em pauta, o qual objetiva a medição da acelerometria no sentido de registrar sinais MMG. Fatores como a alta sensibilidade e baixos níveis de ruído foram determinantes na escolha do uso deste circuito integrado.

A sua sensibilidade (a qual se mostra mais de duas vezes maior àquelas apresentadas pelos outros acelerômetros) compensa a maior banda em frequência apresentada por outros CIs, visto que a banda apresentada pelo chip escolhido satisfaz as condições necessárias ao registro de sinais mecanomiográficos (350Hz, enquanto a frequência dos sinais MMG medida é de até 60Hz). As dimensões apresentadas pelo CI escolhido, apesar de não serem as menores encontradas, são suficientes para fazê-lo desprezível em termos de sua influência na contração muscular, não se fazendo um aspecto considerável frente às vantagens da alta sensibilidade. Enfatiza-se que essas dimensões foram inclusive bastante convenientes para os processos manuais de soldagem utilizados.

Além dessas, propriedades como o baixo consumo de potência, bem como a existência do *sleepmode* são também vantagens importantes do uso desse acelerômetro não só em sensores, como também em sistemas embarcados em geral. A possibilidade de variação da sensibilidade em vários níveis também diversifica as possibilidades de utilização do sensor.

A principal desvantagem da utilização deste circuito integrado foi o encapsulamento no qual este é fornecido. Neste, os pinos se encontram na parte inferior, sob o

chip, impedindo o processo de soldagem por meio do uso de ferros de solda. Esse processo de soldagem foi realizado usando sopradores térmicos auxiliados por termômetros, os quais tentavam evitar a queima do chip por sobreaquecimento. Ainda assim foi encontrada dificuldade no processo de identificação do sucesso desse processo de soldagem, visto a dificuldade de acesso aos pinos do chip. Essa identificação foi conseguida somente pelo sucesso dos testes de medição da acelerometria.

4.2.2 Condicionamento Requerido pelo Sistema

O condicionamento do sinal fornecido pelo acelerômetro se resume a implementação de filtros passa-baixa na saída, para eliminação de ruídos de alta frequência, visto que o sinal já vem condicionado. Os filtros implementados têm seu esquema apresentado na Figura 4.7 e é sugerido na folha de dados do componente.

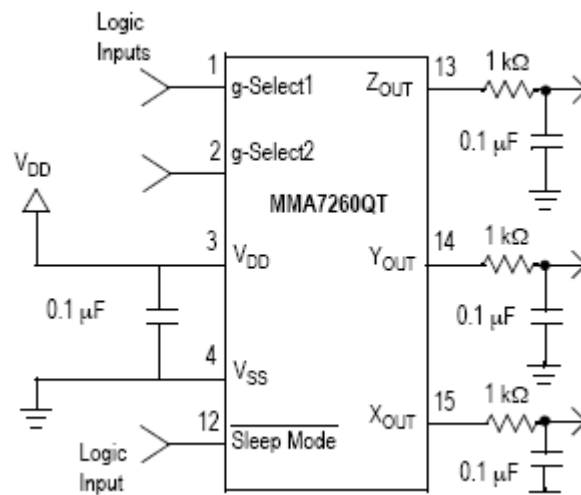


Figura 4.7 – Esquema para implementação dos filtros

Fonte: Datasheet MMA7260 Freescale

Capítulo 5

Resultados e Validação

Após o desenvolvimento e a construção do sensor, segundo as características citadas no capítulo 4, alguns testes foram realizados no sentido de realizar sua avaliação e validação do sensor desenvolvido. Inicialmente serão mostrados os teste individuais realizados para os sensores de eletromiografia e mecanomiografia, validando-os cada um em sua proposta de medida. Posteriormente eles serão avaliados operando em conjunto em diferentes situações.

5.1 SENSORES DE ELETROMIOGRAFIA

O sensor de eletromiografia construído, conforme descrito no capítulo anterior, se constitui de dois eletrólitos confeccionados a partir de uma liga de prata-cloreto de prata, com 99% de pureza. Cada um os eletrólitos possui 1mm^2 de área (1mm de lado) e a distancia entre eles mede 3mm. Os eletrodos são ativos, apresentando ganho de 20 vezes. O amplificador utilizado apresenta CMRR superior a 120dB. Uma foto do mesmo é mostrada na Figura 5.1.

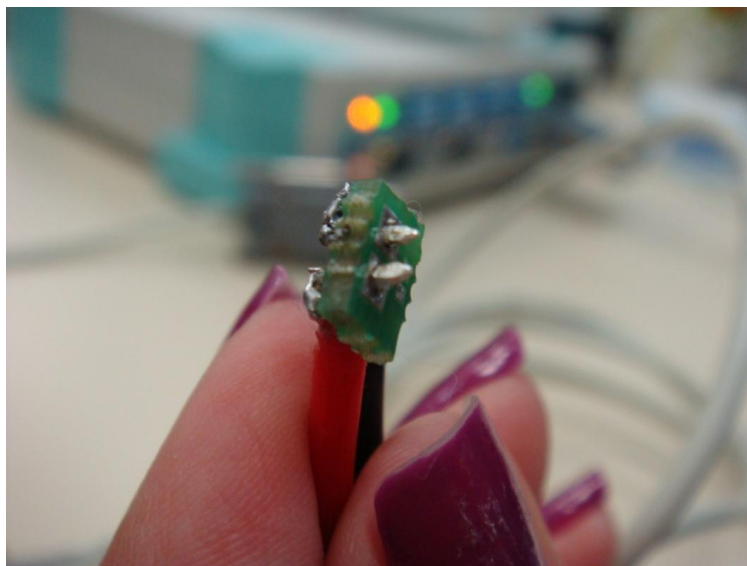


Figura 5.1 – Sensor implementado

O equipamento usado para a aquisição e condicionamento do sinal coletado pelo sensor foi o EMG411C, fabricado pela empresa EMG System do Brasil. Com relação à amplificação, o sistema apresenta quatro chaves seletoras as quais variam o ganho que o hardware aplicará sobre o sinal. Cada uma das chaves indica um dos seguintes valores: 10, 100, 300 e 600 vezes. O ganho pode, portanto, assumir quaisquer valores resultantes das somas dessas constantes. O ganho usado na aquisição dos sinais aqui expostos foi de 1010 vezes (multiplicadas ao ganho de 20 vezes do eletrodo ativo). Ressalta-se que o sistema apresenta uma CMRR superior a 120dB. Com relação à implementação de filtros em hardware, o sistema conta com um filtro Butterworth passa-faixa de segunda ordem com frequências de corte de 20 e 2000Hz. A Figura 5.2 mostra o sistema de aquisição usado.



Figura 5.2 – Sistema de aquisição de dados utilizado

Deve-se ressaltar que tanto o sistema de condicionamento quanto o computador utilizado nas coletas estavam sendo alimentados por baterias, de forma a evitar uma maior influência dos ruídos da rede (principalmente 60Hz) no sinal coletado.

5.1.1 Músculos Analisados e Posicionamento dos Eletrodos

Os sensores desenvolvidos objetivam o registro de potenciais de ação. Salienta-se que, como anteriormente referido, os registros de potenciais de ação de unidades motoras através de eletromiografia de superfície podem ser realizados sob condições específicas: em músculos pequenos e superficiais, ou submetidos a pequenos esforços. Assim, serão realizadas coletas referentes à atividade dos músculos primeiro interósseo dorsal, mostrado na Figura 5.3 a, responsável pela abdução do dedo indicador da mão e corrugador do supercílio, ilustrado na Figura 5.3 b, os quais apresentam dimensões menores, e do músculo bíceps braquial, apresentado na Figura 5.3 c, para que seja possível a comparação de performance com outros sensores, sob condições de baixa atividade muscular ou não.

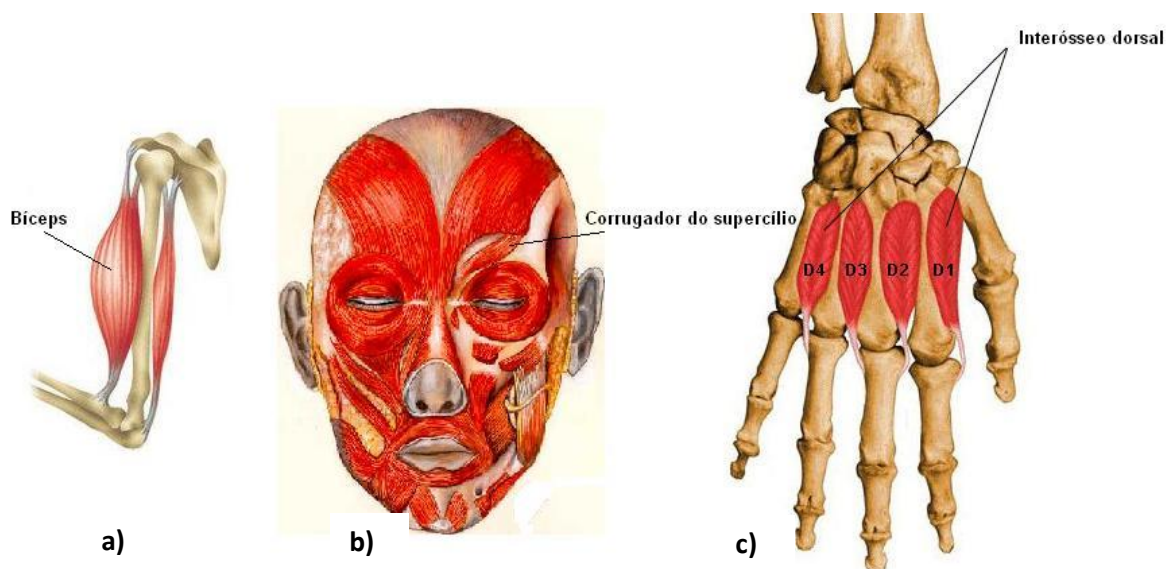


Figura 5.3 – Localização anatômica dos músculos de atividade elétrica mensurada

Fonte: Modificado de <http://www.clinicareabilitar.com.br/>

Com relação ao posicionamento dos eletrodos, independentemente do músculo avaliado, este foi posicionado paralelamente às fibras musculares e na região do ventre muscular, entre a zona de inervação e a junção miotendinosa para aumentar os níveis de amplitude registrados [De Lucca 1994]

5.1.2 Registros dos Potenciais de Ação

Nesta subseção serão mostrados os registros analógicos e digitais dos potenciais de ação dos músculos supracitados, bem como uma comparação desses sinais com suas características apresentadas nas literaturas. O espectro de frequência também será calculado para verificação de que os sinais registrados são de fato eletromiografia.

A Figura 5.4 mostra o registro analógico de potenciais de ação resultantes da atividade do primeiro interósseo dorsal, por meio do uso de um osciloscópio conectado à saída analógica do condicionador de sinal.

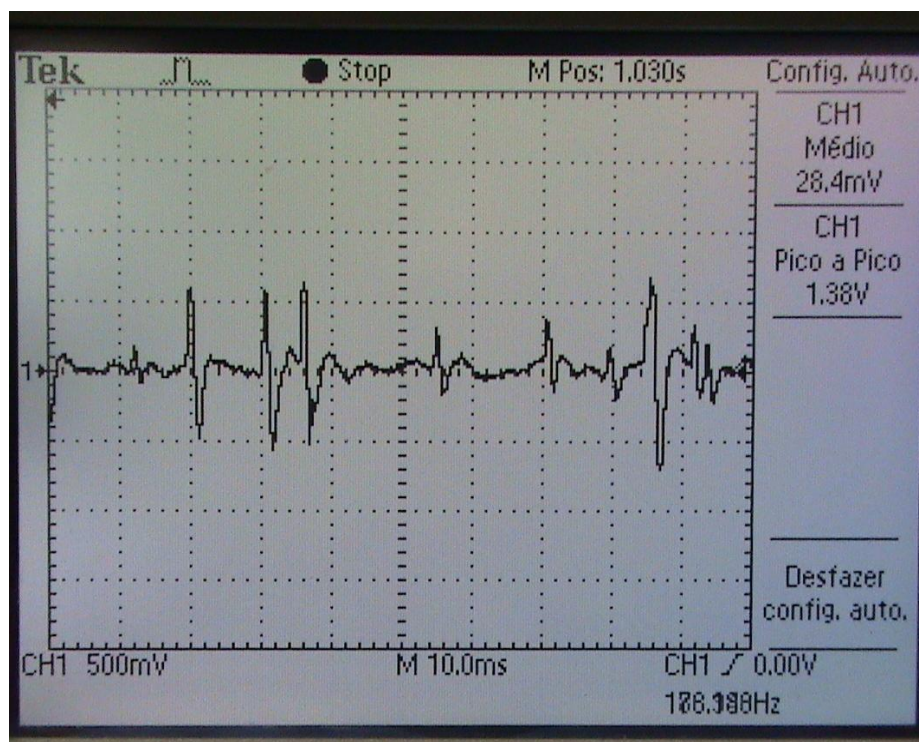


Figura 5.4 – Registro analógico de potenciais de ação do primeiro interósseo dorsal

A Figura 5.5 mostra sinais da atividade do músculo corrugador do supercílio, em sua representação digital, após aplicação de um filtro passa-faixa Butterworth de 4ª ordem de frequências de corte de 20 e 500Hz.

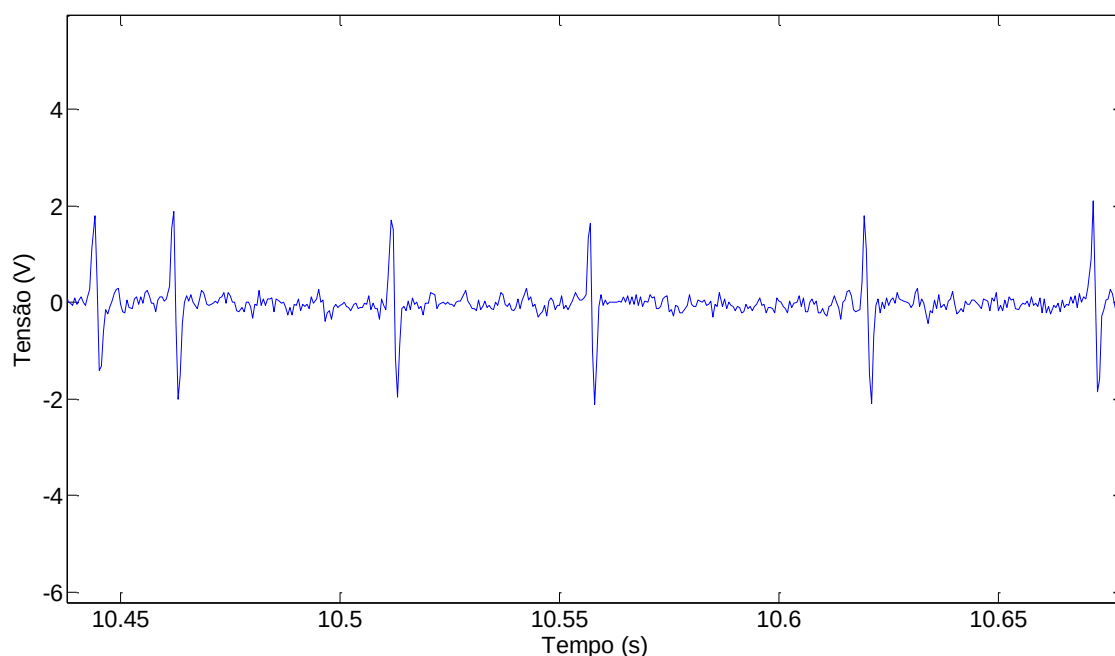


Figura 5.5 – Registro digital de potenciais de ação do corrugador do supercílio

Os sinais registrados, tanto analógicos quanto digitais, mostram que os potenciais de ação têm duração de aproximadamente 3ms e amplitudes que originalmente (eliminando o ganho de aproximadamente 20.000 vezes aplicado) variam desde 25 a 200 μ V pico a pico. Ressalta-se que variações na amplitude são esperadas, visto que entre diferentes indivíduos, músculos mais profundos ou superficiais ou mesmo posicionamento do eletrodo em posições distintas no músculo, podem alterar a impedância entre a membrana da fibra muscular e o local de captação na superfície da pele. Isso se deve a, por exemplo, diferentes espessuras da camada de gordura, concentração de pêlos no local de coleta, dentre outros fatores. São também notórias as variações da amplitude do sinal registrado com a pressão do acoplamento pele sensor (amplitudes aumentam com o aumento da pressão no acoplamento).

Pelas Figuras 5.4 e 5.5, se comparadas ao registro dos potenciais de unidades motoras do músculo sartório apresentado na literatura, como ilustra a Figura 5.6, notam-se semelhanças tanto na forma dos sinais apresentados quanto na duração. A Figura 5.7 mostra a

localização do músculo sartório, a partir do qual foram registrados os potenciais mostrados na Figura 5.6.

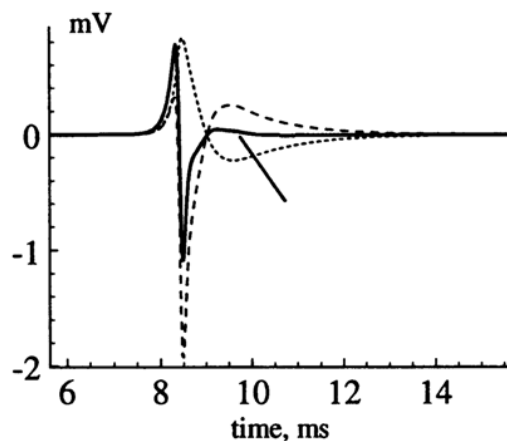


Figura 5.6 – Registro do potencial de ação de uma fibra muscular isolada do músculo Sartório

Fonte: BRONZINO, Joseph D. **The Biomedical Engineering Handbook** CRC Press LLC, 2000.

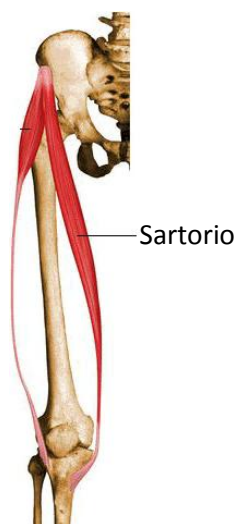


Figura 5.7 – Localização do músculo Sartório

Essa duração dos potenciais de ação também apresenta variações entre músculos e indivíduos, porém deve ficar na ordem de milissegundos. A superioridade de duração dos sinais registrados pelo sensor em relação ao apresentado está relacionada ao número de fibras visualizados pelo sensor. O sinal da literatura apresenta o registro de apenas uma fibra isolada enquanto o sinal registrado é resultado do somatório do potencial de várias fibras. Como anteriormente explicitado o aumento da duração do potencial de ação se dá principalmente pelo aumento do número de fibras recrutadas.

Com relação ao espectro do sinal eletromiográfico, é sabido que a maior parte do seu sinal se concentra em frequências de até 500Hz. A Figura 5.8 mostra o espectro do sinal mostrado na Figura 5.5, o qual possui sua banda de frequência dentro daquelas esperadas para o sinal eletromiográfico.

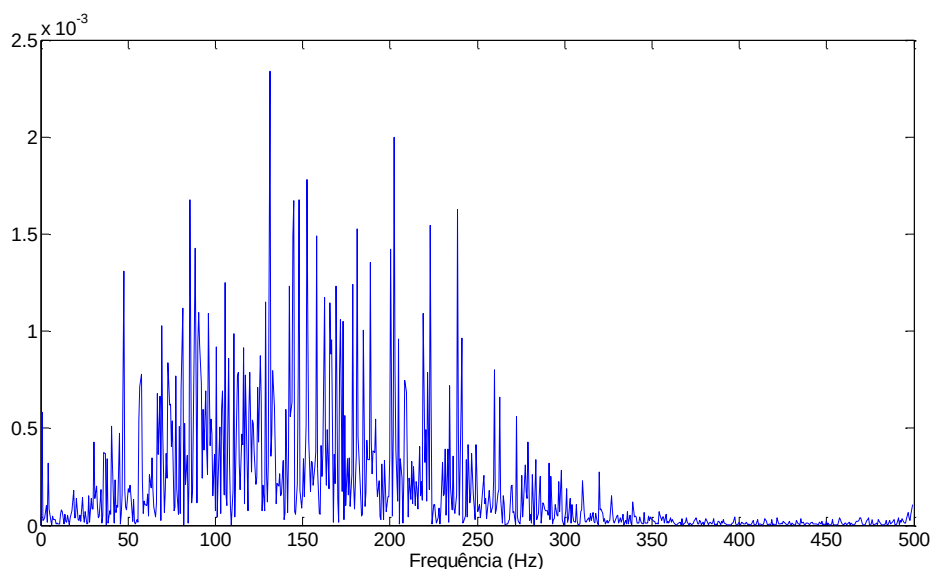


Figura 5.8 – Espectro do sinal eletromiográfico

5.1.3 Comparação de Eletrodos

Esta sessão se dedica a comparar a performance do eletrodo desenvolvido neste trabalho com outro eletrodo já utilizado e comercializado. Para que a comparação fosse realizada apenas entre os sensores propriamente ditos, todo o sistema de aquisição e condicionamento bem como os próprios cabos e sistema de pré-amplificação no eletrodo foram mantidos. Ressalta-se que o termo comparação é usado nesta sub-seção somente no que se refere ao registro de potenciais de ação através de métodos não invasivos.

O eletrodo utilizado para a comparação foi o eletrodo adesivo descartável Solidor. Este não precisa da adição de gel, visto que o mesmo já é inserido no processo de fabricação do eletrodo. O eletrodo tem forma circular e 1,5 cm de raio como mostrado na Figura 5.9. Para a configuração bipolar, a distancia inter-eletrodo usada foi de 4cm.



Figura 5.9 – Eletrodo adesivo descartável

Ambos os eletrodos foram posicionados no ventre muscular do músculo bíceps braquial, como mostra a Figura 5.9, e os registros do sinal eletromiográfico de ambos os eletrodos foram realizados simultaneamente. O músculo bíceps foi escolhido para permitir a realização dos testes usando os eletrodos descartáveis, já que o tamanho dos mesmos limita o seu registro a músculos de dimensões maiores.

Foram realizadas contrações isométricas voluntárias, inicialmente a baixos níveis de ativação muscular (a partir da realização de baixos esforços), e em seguida em contração máxima.

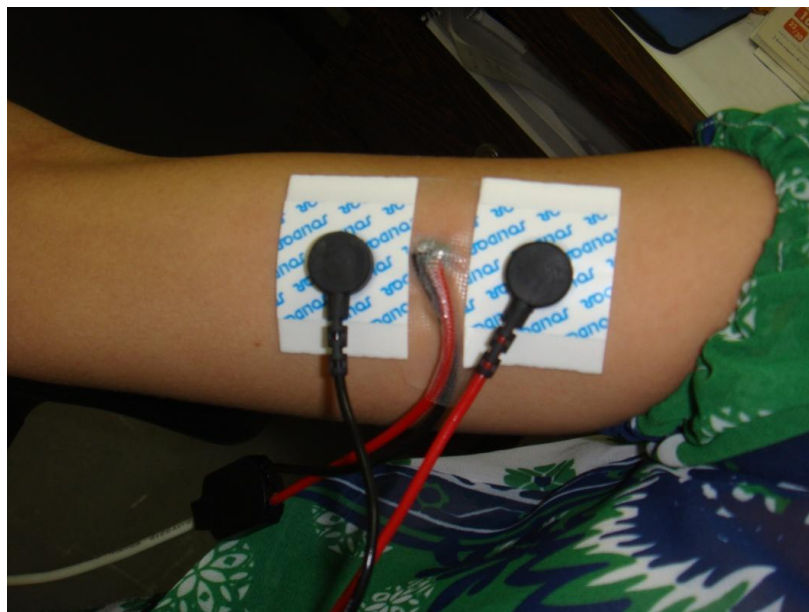


Figura 5.10 – Posicionamento dos eletrodos

A Figura 5.11 mostra o sinal coletado pelos eletrodos desenvolvido e descartável em condições de contração voluntária, intercalando situações de baixos e altos índices de

contração muscular. A Figura 5.12 mostra um trecho amplificado (“zoom”) do sinal mostrado na Figura 5.11, o qual representa uma contração muscular a baixos níveis de ativação.

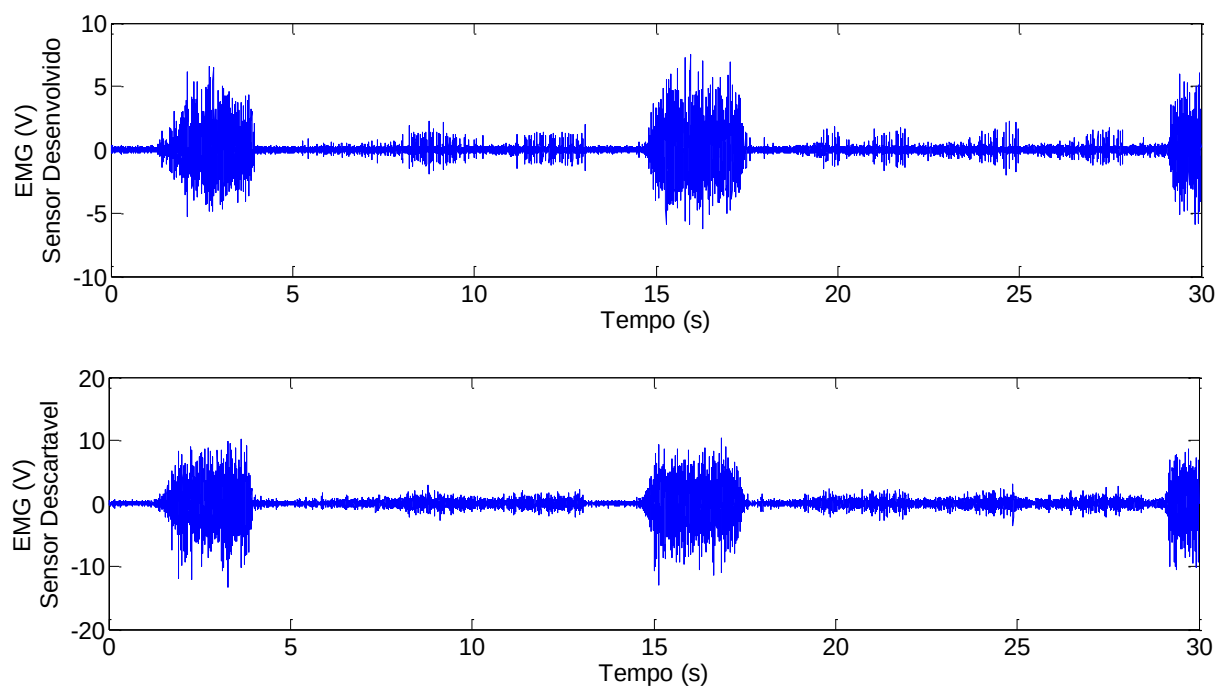


Figura 5.11 – Sinal eletromiográfico amostrado por intermédio dos eletrodos desenvolvido e descartável comercial

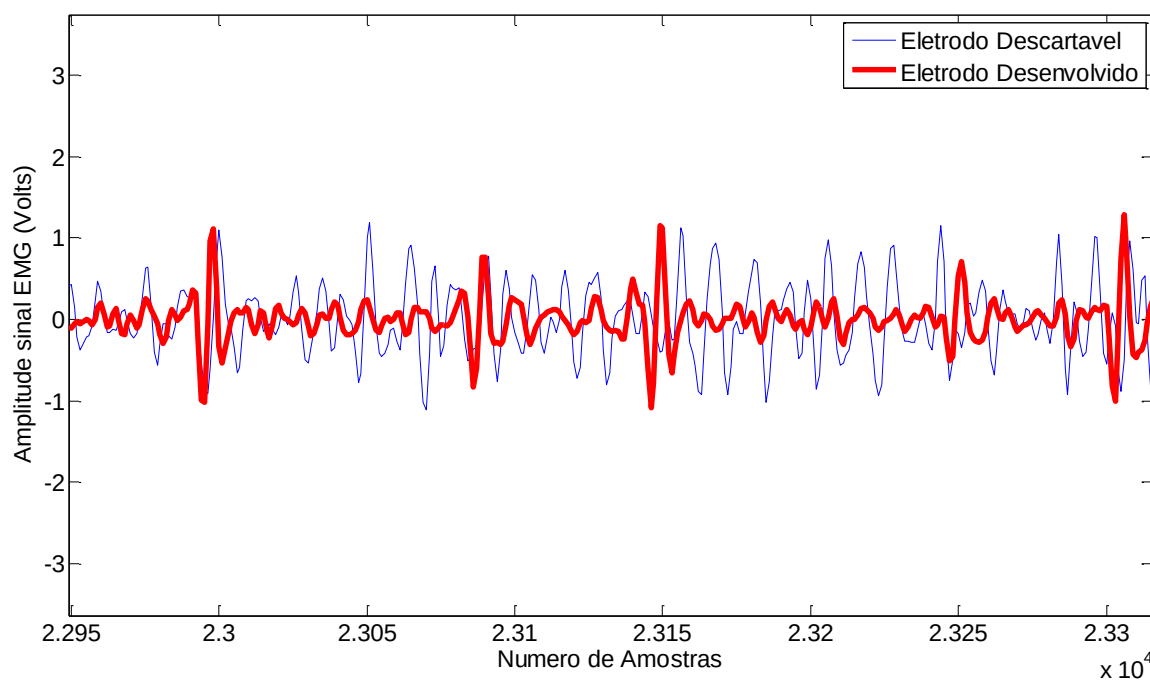


Figura 5.12 – Ampliação da área de baixa contração da Figura 5.10

Já a Figura 5.13 é análoga às Figuras 5.11 e 5.12, porém para condições de contração voluntária máxima.

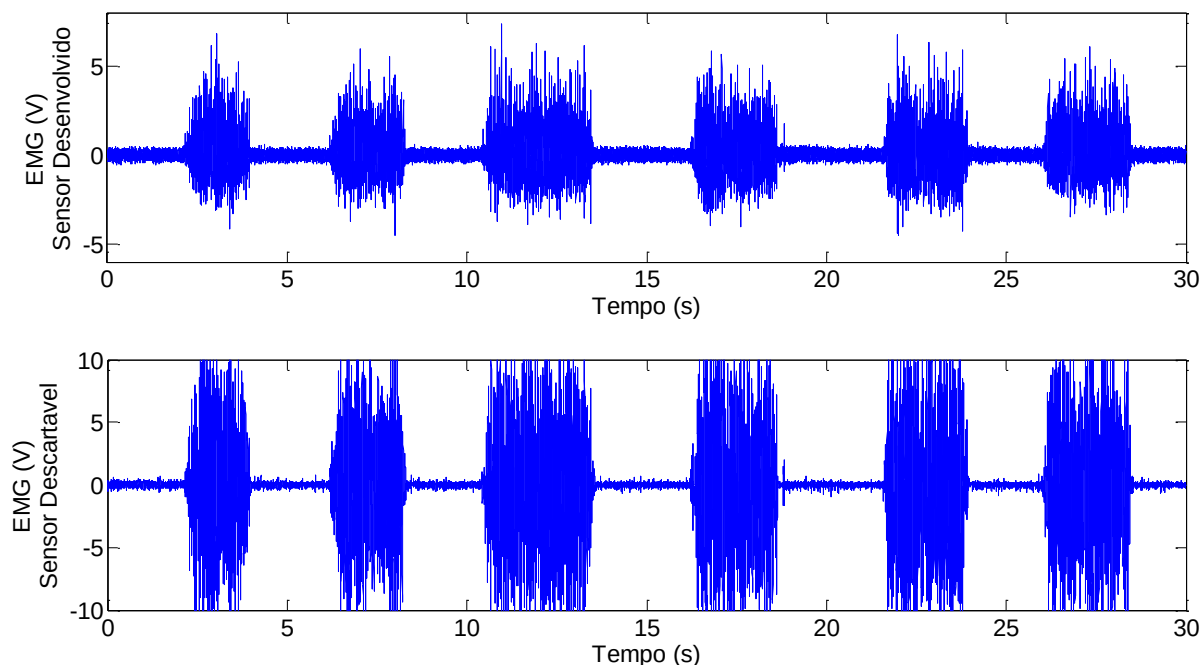


Figura 5.13 – Sinal eletromiográfico amostrado por intermédio dos eletrodos desenvolvido e descartável comercial em condições de contração voluntária máxima

Em condições de baixos esforços nota-se que o sensor desenvolvido permite a visualização com clareza dos potenciais de ação, enquanto que com o eletrodo adesivo essa não é possível. Isto se deve ao fato de que a área ativa de captação desse segundo eletrodo se mostra bem superior à do primeiro, visualizando dessa forma mais unidades motoras as quais tem seus potenciais de ação somados. Dessa forma, torna-se mais difícil a visualização de potenciais individuais usando o segundo eletrodo.

Já em relação ao registro em condições de contração máxima voluntária, ambos os eletrodos apresentam resultados semelhantes. Entretanto valores menores de amplitudes são registrados para o eletrodo desenvolvido, visto que o sinal por este adquirido representa a atividade muscular de um grupo menor de fibras.

Assim como observado para as amplitudes, os espectros desses sinais se mostram dentro do esperado em termos de eletromiografia de superfície (até 500Hz), como pode ser notado na Figura 5.14. Entretanto o sinal registrado pelo sensor desenvolvido apresenta um

espalhamento espectral, tendo sua energia concentrada até em torno de 400Hz, ao contrario do sinal registrado pelo eletrodo descartável, que como esperado tem sua energia concentrada entre 50 e 150Hz.

Acredita-se, que assim como em registros de eletroneuromiografia (através de eletrodos de agulha), a banda de frequência desse sinal seja maior devido às mesmas influências do registro individual de potenciais de ação de unidade motora sofridas pela própria eletroneuromiografia.

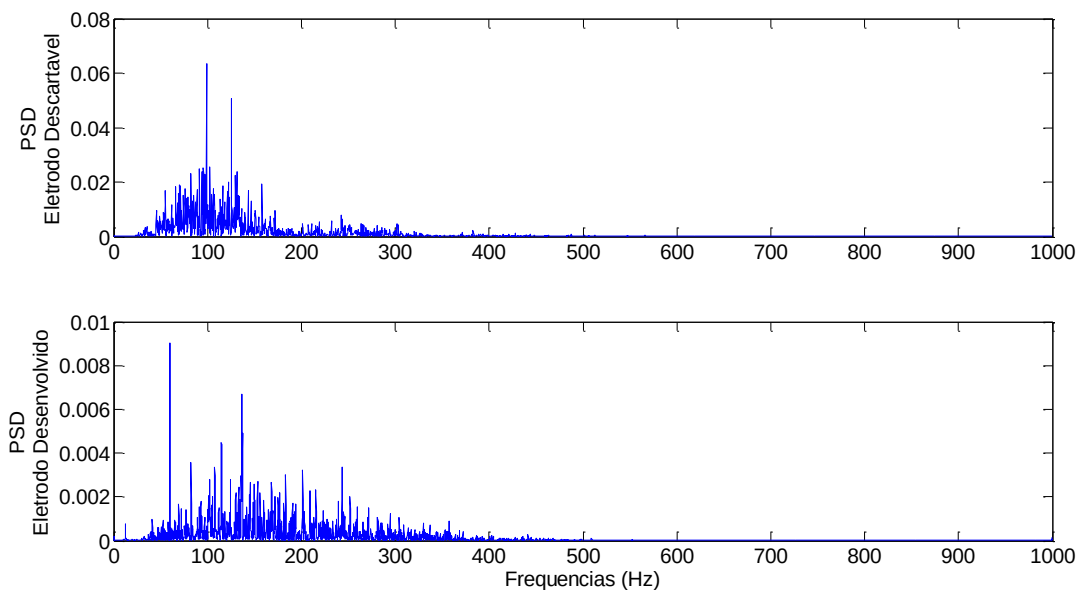


Figura 5.14 – Espectro dos sinais eletromiográficos registrados a partir dos eletrodos desenvolvido e descartável

5.2 SENSORES DE MECANOMIOGRAFIA

Como citado nas seções anteriores deste trabalho, existem diversos tipos de transdutores usados para o registro de sinais mecanomiográficos. Considerando que os sensores de acelerometria apresentam vantagens devido à sua facilidade de comparação de resultados com aqueles apresentados na literatura, esse tipo de transdutor foi o escolhido para implementação neste projeto.

Dessa forma, para se escolher o melhor transdutor para colher esses sinais vibracionais dos músculos, fatores como nível de ruído, banda de frequência e principalmente sensibilidade dos sensores levaram à escolha do chip MMA 7260 do fabricante Freescale.

Assim, na tentativa de avaliar a performance desse sensor, primeiramente os seus níveis de precisão foram calculados a partir da realização de experimentos físicos. Em seguida esse sensor foi avaliado em termos de seus registros de mecanomiografia, os quais serão detalhados nas subseções seguintes.

5.2.1 Medição do Erro de Registro

Para que fosse possível comparar os valores esperados de acelerometria com os valores medidos, foram realizados experimentos físicos, nos quais a aceleração envolvida era conhecida, tornando assim possível a determinação dos valores de erro de medida desse acelerômetro usado. O experimento realizado constitui-se de um movimento de queda livre de um corpo rígido, no qual a aceleração envolvida seria apenas a aceleração da gravidade.

O corpo rígido usado nos experimentos era constituído de uma caixa, cujo interior foi preenchido com areia. A caixa era revestida internamente com papel filme e sua massa era de 835 gramas. Na realização dos experimentos o corpo foi abandonado de uma altura de 70cm.

O experimento foi realizado para cada eixo medido pelo acelerômetro, em cada uma de suas sensibilidades, visto que o acelerômetro usado registra variações de acelerometria em três eixos e possui 4 valores distintos de sensibilidade. Três coletas sucessivas foram realizadas para cada eixo e sensibilidade, totalizando um montante de 36 sinais, e as médias entre as sucessivas coletas foram calculadas.

Os sinais apresentados nas Figuras 5.15, 5.16 e 5.17 representam os sinais de aceleração medidos para cada um dos eixos, em algumas das sensibilidades apresentadas pelo transdutor.

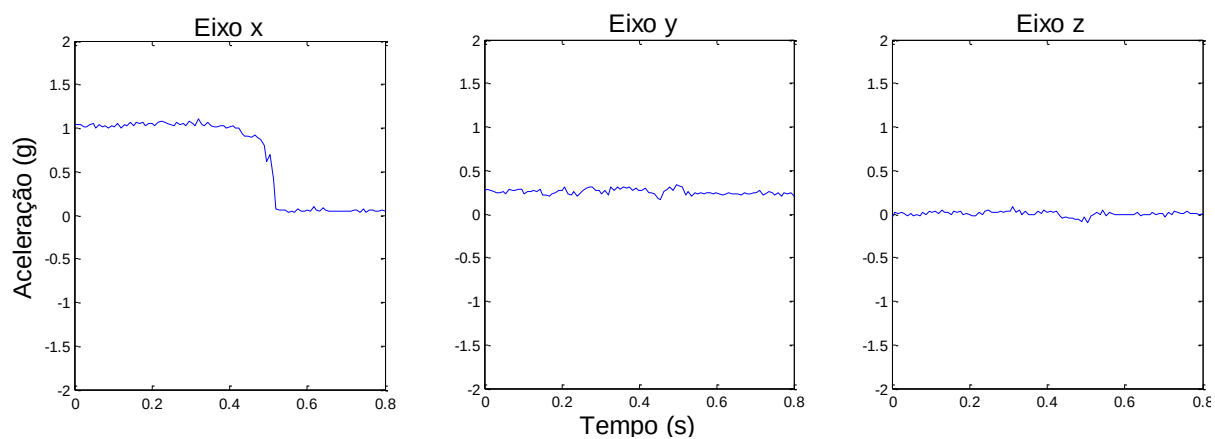


Figura 5.15 – Sinais de aceleração medidos no eixo x, sensibilidade 1,5g

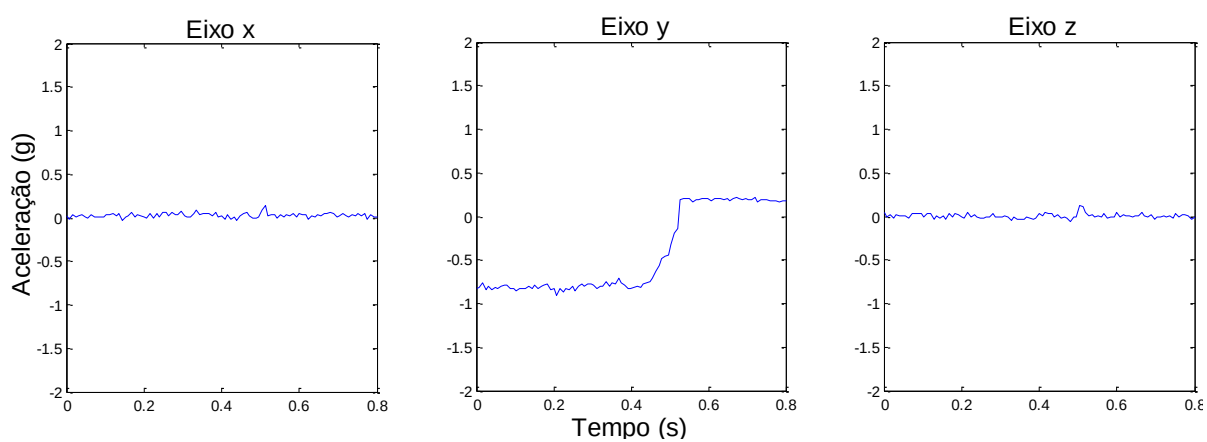


Figura 5.16 – Sinais de aceleração medidos no eixo y, sensibilidade 4g

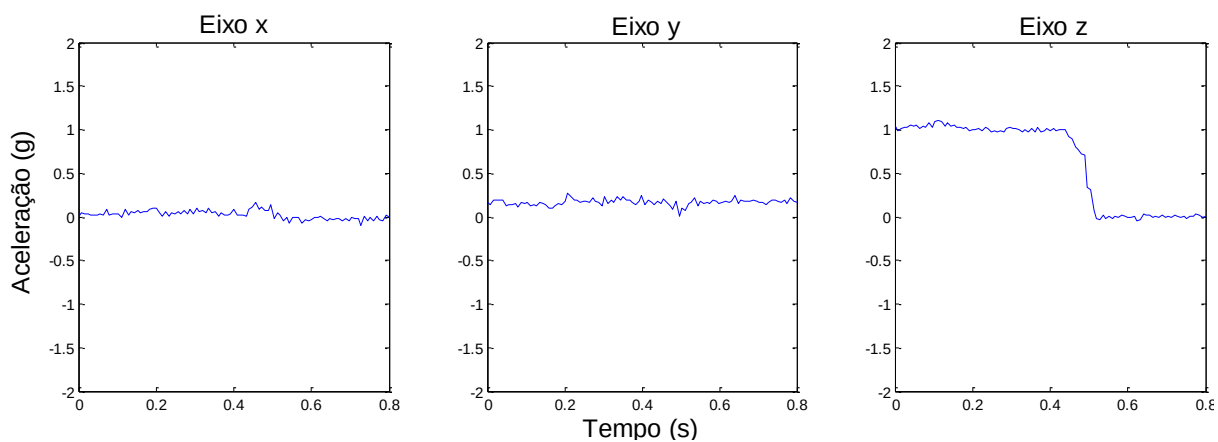


Figura 5.17 – Sinais de aceleração medidos no eixo z, sensibilidade 6g

A aceleração de cada sinal foi calculada pela subtração da média do sinal em repouso pela média do sinal em queda livre e, os resultados obtidos são mostrados na tabela 5.1.

Tabela 5.1 – Cálculo da aceleração em experimentos de queda livre

Sesibilidade	Eixo	Desvio Padrão			Média do Desvio	Média			Média Geral
1,5g	X	0,0209	0,0214	0,0224	0,021566667	0,9955	1,015	0,9955	1,002
	Y	0,0139	0,0218	0,021	0,0189	1,0075	1,0119	0,9987	1,006033333
	Z	0,021	0,0196	0,0142	0,018266667	0,9938	1,0153	1,0049	1,004666667
2g	X	0,0191	0,0225	0,0232	0,0216	1,0239	0,989	0,9976	1,0035
	Y	0,0187	0,0122	0,0173	0,016066667	0,9971	0,9965	1,0051	0,999566667
	Z	0,0101	0,0176	0,0121	0,013266667	0,9986	1,0081	1,0069	1,004533333
4g	X	0,0285	0,0286	0,026	0,0277	1,0057	0,991	0,9862	0,9943
	Y	0,1985	0,022	0,0232	0,081233333	0,9589	1,021	1,0229	1,000933333
	Z	0,0184	0,0198	0,0202	0,019466667	1,0176	1,0105	1,0226	1,0169
6g	X	0,0326	0,03	0,0343	0,0323	0,9869	1,0224	0,9879	0,999066667
	Y	0,0223	0,022	0,0225	0,022266667	1,0124	1,0207	1,0082	1,013766667
	Z	0,0194	0,0167	0,025	0,020366667	1,0122	1,0144	1,0011	1,009233333
					0,026083333				1,004541667

Da Tabela 5.1 verifica-se que, de forma geral, as variações em termos de sensibilidade e eixo de medida não foram significantes para o cálculo do erro. Nesse sentido, a partir do cálculo da média entre todos os experimentos realizados, constatou-se que o valor do erro de medida desse acelerômetro foi de $1g \pm 0,026$ (média $\pm$ desvio padrão). Esse valor indica que o desvio padrão das medidas foi de 2,6% o qual se mostra pouco representativo. Vale ressaltar que o intervalo $1g \pm 0,026$ engloba em torno de 68,26% dos valores medidos, aproximando-se os valores obtidos no experimento realizado por uma curva normal, conforme o Teorema Central do Limite.

5.2.2 Registros de Mecanomiografia

Os registros de mecanografia foram inicialmente coletados no músculo bíceps braquial. A contração voluntária desse músculo foi avaliada e os resultados tanto no domínio do tempo quanto da frequência podem ser visualizados na Figura 5.18. Simultaneamente foram registrados sinais eletromiográficos (usando os eletrodos descartáveis supracitados), somente para identificar os períodos de atividade muscular.

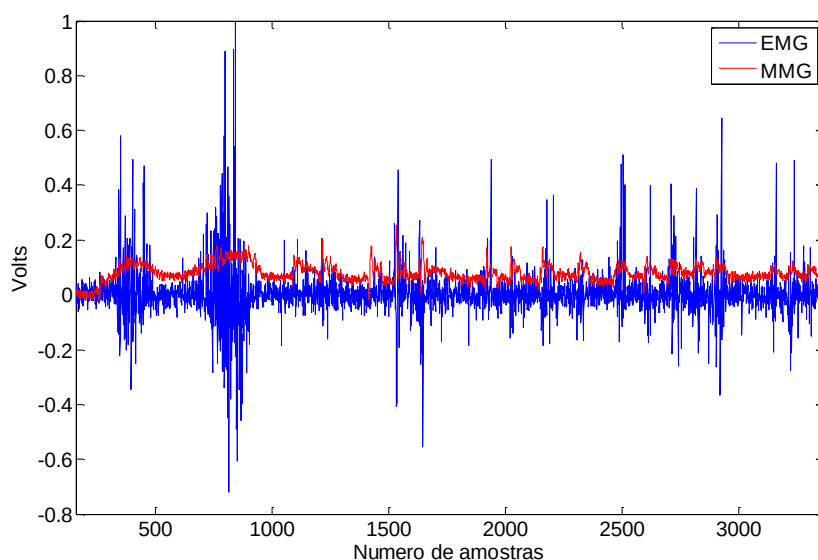


Figura 5.18 – Registro simultâneo de eletromiografia e mecanomiografia

Deve-se ressaltar que existe uma latência entre os registros dos sinais eletromiográficos e mecanomiográficos. Entretanto, essa latência foi eliminada somente a título de melhor visualização dos sinais. Além disso, os sinais eletromiográficos mostrados foram normalizados.

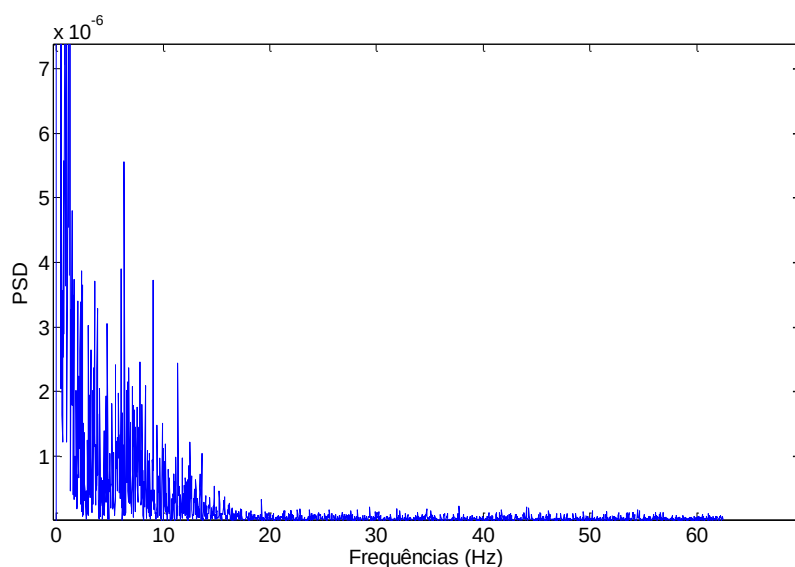


Figura 5.19 – Espectro do sinal mecanomiografico

Com relação ao espectro de frequência, mostrado na Figura 5.19, nota-se uma concentração do sinal até a frequência de até 20Hz, frequência essa inferior a 60Hz. Na literatura é descrito que o sinal de MMG possui frequências máximas de cerca de 60Hz. Vale ressaltar que a frequência de amostragem utilizada para a coleta do sinal MMG foi de 125Hz.

O registro desses sinais será apresentado em outras situações usando o sensor híbrido.

5.3 SENSOR HÍBRIDO DE ELETROMIOGRAFIA E MECANOMIOGRAFIA

Já validados individualmente os sensores de eletromiografia e mecanomiografia utilizados, serão apresentados registros de potenciais de ação de uma unidade motora através do uso do sensor híbrido, o qual reúne os dois transdutores supracitados.

O registro de potenciais de ação foi realizado usando esse sensor híbrido posicionado no músculo bíceps braquial, enquanto esse realiza movimentos de pequena amplitude, o que implica em uma baixa atividade muscular. Os resultados tanto da eletromiografia quanto acelerometria são apresentados nas Figuras 5.20 e 5.21. Ressalta-se que a Figura 5.21 apresenta uma amplificação “zoom” de uma parte do sinal mostrado na Figura 5.20. Também, observa-se que a Figura 5.21 apresenta do lado direito uma amplificação “zoom” de uma parcela específica de parte dos sinais ilustrados em seu lado esquerdo.

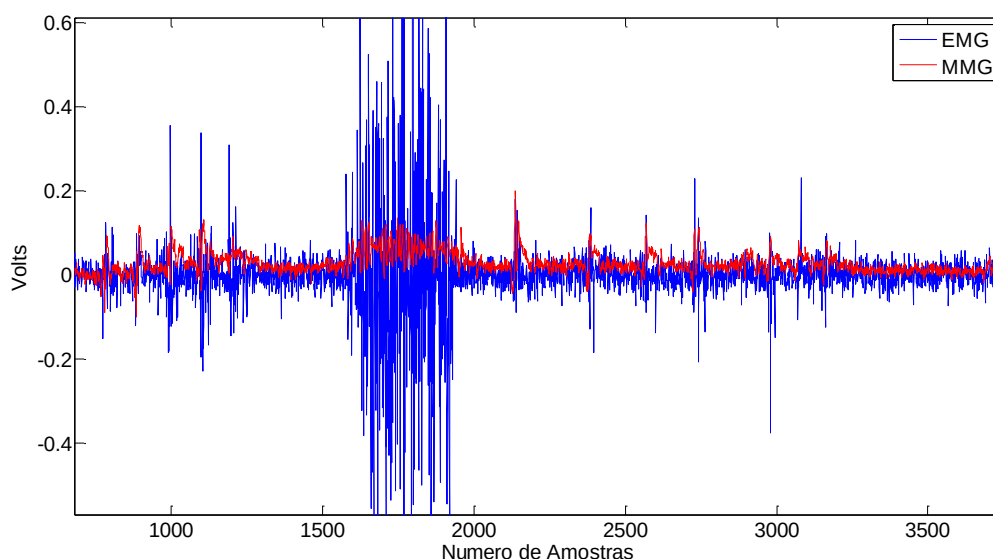


Figura 5.20 – Registros de EMG e MMG usando o sensor híbrido

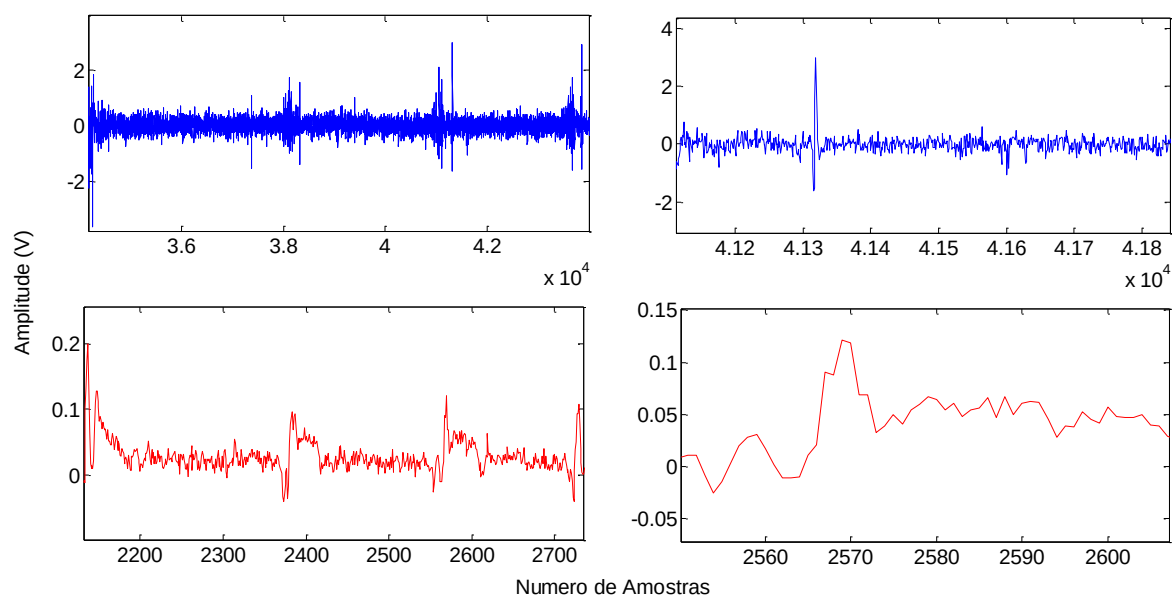


Figura 5.21 – Registros de potenciais de ação através do uso do sensor híbrido

Capítulo 6

Conclusões e Trabalhos Futuros

6.1 CONCLUSÕES

Neste trabalho foi desenvolvido um sensor híbrido de eletromiografia e mecanomiografia, com o objetivo de registrar potenciais de ação de uma unidade motora através de métodos não invasivos. Para tanto foram avaliados critérios construtivos do sensor de eletromiografia bem como justificada a seleção de um chip de mecanomiografia com relação àqueles usados na literatura para tal registro.

O sensor implementado mostrou-se capaz de detectar potenciais de ação, em músculos superficiais sob condições de baixa atividade muscular, conforme apresentado na sessão de resultados.

Com relação à eletromiografia, seu registro foi validado inicialmente através da comparação da morfologia do sinal registrado com o apresentado na literatura específica. Em termos espectrais, essa validação também foi possível. Quanto à mecanomiografia, os potenciais de ação também foram percebidos. Além disso, a validação espectral para esse registro também foi verificada.

Com relação ao sensor híbrido, sua construção foi justificada pela necessidade da aplicação em detecção de potenciais de ação em presença de eletroestimulação, na qual as informações dos registros de EMG e MMG se complementam na detecção dos potenciais de ação.

Devido à maior sensibilidade do sensor de MMG se comparado ao EMG, registros de atividade muscular de baixas intensidades passam a ser observadas com maior clareza. Visto que para o registro de potenciais de ação o músculo deve se encontrar em condições de baixa atividade muscular, na qual poucas fibras musculares são recrutadas, o registro mais sensível dado pela mecanomiografia pode se mostrar um diferencial aos registros não invasivos de potenciais de ação.

Com a implementação deste sensor híbrido, ressalta-se também o desenvolvimento de um sensor que propicia um maior número de registros, os quais podem ser usados como entrada de algum sistema a ser controlado. Visto que este sensor fornece mais de um tipo de sinal, os mesmos podem ser usados tanto como diferentes sinais de controle desse sistema, como também em conjunto de maneira a confirmar informações através de técnicas de redundância.

O sensor desenvolvido pode também ser utilizado no monitoramento de atividades do dia-a-dia, analisando os movimentos realizados no sentido de detectar disfunções, por exemplo, verificação dos níveis de tremor para definição do estágio da doença.

Dessa maneira, os resultados obtidos, bem como as inúmeras possibilidades de aplicação deste sensor, elucidam o potencial do sensor desenvolvido.

6.2 TRABALHOS FUTUROS

Ainda que a viabilidade de utilização do sensor para o registro de potenciais de ação tenha sido verificada, algumas comparações para avaliação de sua performance com relação ao eletrodos invasivos poderia ainda ser realizada.

Na literatura, verifica-se o estudo da mecanomiografia principalmente na direção perpendicular às fibras musculares. Seria interessante sua verificação também nos dois outros eixos medidos pelo sensor de acelerometria usados, visto que a atividade muscular implica em

um movimento dos sarcômeros da direção das fibras, bem como um aumento do volume muscular, quando este se encontra contraído. Essas alterações podem ser verificadas e analisadas.

Na literatura encontra-se estudos os quais mostram a menor variabilidade da amplitude do sinal mecanomiografico entre indivíduos. Dessa forma, seria interessante verificar a relação entre mecanomiografia e força, e sua variabilidade entre indivíduos.

Visto a potencialidade da utilização da mecanomiografia e eletromiografia no registro da onda M, seria interessante o estudo simultâneo de ambos, considerando variações na amplitude e latência entre os dois sinais, para estudos da dor.

Referências

- [1] Heneman, E., and L. M. Mendell, "Functional organization of the motoneuron pool and its inputs", in V. B. Brooks, ed., *Handbook of physiology: The nervous system*, American Physiological Society, Bethesda, 1981, pp. 423-507.
- [2] Garnett, R. A. F., M. J. O'Donovan, J. A. Stephens, and A. Taylor, "Motor unit organization of human medial gastrocnemius", *J Physiol (Lond)* 287, 33-43 (1979).
- [3] Stephens, J. A., and T. P. Usherwood, "The mechanical Properties of human motor units with special reference to their fatigability and recruitment threshold", *Brain Res* 125, 91-97 (1977).
- [4] Burke, R. E., "Motor units: Anatomy, physiology and functional organization", in V. B. Brooks, ed., *Handbook of physiology: The nervous system*, American Physiological Society, Bethesda, 1981, pp. 345-422.
- [5] Kukulka, C. G., and H. P. Clamann, "Comparison of the recruitment and discharge properties of motor units in human brachial biceps and adductor pollicis during isometric contractions", *Brain Res* 219, 45-55 (1981).
- [6] Milner-Brown, H. S., R. B. Stein, and R. Yemm, "Changes in firing rate of human motor units during linearly changing voluntary contractions", *J Physiol (Lond)* 230, 371-390 (1973).
- [7] Moritani, T., and M. Muro, "Motor unit activity and surface electromyogram power spectrum during increasing force of contraction", *Eur J Appl Physiol* 56, 260-265 (1987).
- [8] Alway, S. E., J. Stray-Andersen, W. J. Grumbt, and W. J. Gonyea, "Muscle cross sectional area and torque in resistance-trained subjects", *Eur J Appl Physiol* 60, 86-90 (1990).
- [9] Ikai, M., and T. Fukunaga, "A study on training effect on strength per unit cross-sectional area of muscle by means of ultrasonic measurements", *Int Angew Physiol Arbeitsphysiol* 28, 173-180 (1970).
- [10] Freund, H. J., H. J. Budigen, and V. Dietz, "Activity of single motor units from human forearm muscles during voluntary isometric contractions", *J Neurophysiol* 38, 993-946 (1975).
- [11] Bigland-Ritchie, B., "EMG/force relations and fatigue of human voluntary contractions", *Exer Sports Sci Rev* 9, 75-117 (1981).
- [12] Bigland-Ritchie, B., E. Cafarelli, and N. K. Vollestad, "Fatigue of submaximal static contractions", *Acta Physiol Scand* 28 (suppl), 137-148 (1986).

- [13] Bigland-Ritchie, B., D. A. Jones, and J.J. Woods, "Excitation frequency and muscle fatigue: electrical responses during human voluntary and stimulated contractions", *Exp Neurol* 64, 414-427(1979).
- [14] Jessop, J. and O. C. J. Lippold, "Altered Synchronization of motor unit firing as a mechanism for long-lasting increases in the tremor of human hand muscles following brief, strong effort", *J Physiol (Lond)* 269, 29P-30P (1977).
- [15] Moritani, T., M. Muro, and A. Nagata, "Intramuscular and electromyogram changes during muscle fatigue", *J Appl Physiol* 60, 1179-1185 (1986).
- [16] Moritani, T., M. Muro, A. Kijima, F. A. Gaffney, and A. Persons, "Electromechanical changes during electrically induced and maximal voluntary contractions: Surface and intramuscular EMG responses during sustained maximal voluntary contraction", *Exp Neurol* 88,484-499 (1985).
- [17] Moritani, T., S. Muramatsu, and M. Muro, "Activity of motor units during concentric and eccentric contractions", *Am J Phys Med* 66, 338-350 (1988).
- [18] Komi, P. V., and J. T. Viitasalo, "Changes in motor unit activity and metabolism in human skeletal muscle during and after repeated eccentric and concentric contractions", *Acta Physiol Scand* 100, 246-256(1977).
- [19] Fuglevand AJ, Winter DA, Patla AE, Stashuk D., "Detection of motor unit action potentials with surface electrodes: influence of electrode size and spacing", *Biol Cybern* 67:143-153(1992).
- [20] Kimura J, "Electrodiagnosis in disease of nerve and muscle: principles and practice" Philadelphia: F. A. Davis(1990).
- [21] Basmajian. J. V., "Electromyographic analyses of basic movement patterns", *Exerc Sport Sci Rev* 1, 259-284(1973).
- [22] Hallett M., Berardelli A., Delwaide P., et al., "Central EMG and tests of motor control", Report of an IFCN committee. *Clin. Neurophysiol* 404-432 (1994).
- [23] Hermens H. J, Boon K. L., Zilvold G., "The clinical use of surface EMG", *Acta Belge Med Phys* 9, 119-130(1986).
- [24] Hallett M., "Analysis of abnormal voluntary and involuntary movements with surface electromyography" *Adv Neurol* 39, 907-914(1983)
- [25] Giroux C., Maton B., "Surface EMG and motor unit activity of partially denervated human muscle during fatiguing submaximal isometric contraction" *electromyogr Clin Neurophysiol* 30, 283-291, (1990)
- [26] Cohen L. G., Hallett M., "Hand cramps: clinical features and electromyographic patterns in a focal dystonia", *Neurology* 38, 1005-1012(1988).

- [27] Benecke R., Rothwell J. C., Dick J. P., Day B. L., Marsden C. D., "Disturbance of sequential movements in patients with Parkinson's disease" *Brain* 110, 361-379(1987)
- [28] De Luca C. J., "Use of the surface EMG signal for performance evaluation of back muscles", *Muscle Nerve* 16, 210-216.(1993)
- [29] Young R. R., Cracco R. Q., "Clinical neurophysiology of conduction in central motor pathways", *Ann Neurol* 18, 606-610 (1985).
- [30] Valls-Sole J., Hallett M., "Modulation of electromyographic activity of wrist flexor and extensor muscles in patients with writer's cramp", *Mov Disord* 10, 741-748 (1995).
- [31] Shahani B. T., Fang J., Dhand U. K. 'A new approach to motor unit estimation with surface EMG triggered averaging technique", *Muscle Nerve* 18, 1088-1092 (1995).
- [32] Narabayashi H., Nagahata M., Nagao T., Shimazu H. "A new classification of cerebral palsy based upon neurophysiologic considerations", *Confin Neurol* 25, 378-392 (1965).
- [33] Turker K.S. "Electromyography: some methodological problems and issues", *Phys Ther* 73, 698-710 (1993).
- [34] Howard R. S., Murray N. M. "Surface EMG in the recording of fasciculations", *Muscle Nerve* 15, 1240-1245 (1992).
- [35] Winter, D. A., "Biomechanics and motor control of human movement", Wiley, New York, (1990).
- [36] Baskin, R. J., and Paolini P. J., "Volume change and pressure development in muscle during contraction", *Am J Physiol* 213, 1025-1030 (1967).
- [37] Luciani, L., "Fisiologia dell'uomo", Vol. 3, Società Editrice Libreria, Milan (1923)
- [38] Akataki, K., Mita K., Itoh K., Suzuki N., and Watakabe M. "Acoustic and electrical activities during voluntary isometric contractions of biceps brachii muscles in patients with spastic cerebral palsy", *Muscle Nerve* 19, 1252-1257, (1996).
- [39] Orizio, C., Baratta, R., Zhou, B. H., Solomonov, M., and Veicsteinas, A., "Force and surface mechanomyogram relationship in cat gastrocnemius", *J Electromyogr Kinesiol* 9, 131-140 (1999).
- [40] Orizio, C., Baratta, R., Zhou, B. H., Solomonov, M., and Veicsteinas, A., "Force and surface mechanomyogram frequency responses in cat gastrocnemius", *J Biomech* 33, 427-433 (2000).
- [41] Jorgensen, F., and Lammert, O., "Accelerometer myography (AMG) II: Contribution of the motor unit" in P. V. Komi, ed., *International series on biomechanics*, Vol 1a, University Park Press, Baltimore (1976).

- [42] Akataki, K., Mita K., Itoh K., Suzuki N., and Watakabe M. "Mechanomyogram and force relationship during voluntary isometric ramp contractions of biceps brachii muscles", *Eur J. Appl Physiol* 84, 19-25 (2001).
- [43] Akataki, K., Mita K., Itoh K., Suzuki N., and Watakabe M. "Age related change in motor unit activation strategy in force production: a mechanomyography investigation", *Muscle Nerve* 25, 505-512, (2002).
- [44] Barry, D. T., "Vibrations and sounds from evoked muscle twitches" *Electromyogr Clin Neurophysiol* 32, 35-40 (1992).
- [45] Barry, D. T., Hill, T., and Dukjin, I., "Muscle fatigue measured with evoked muscle vibrations", *Muscle Nerve* 15, 303-309 (1992).
- [46] Herzog, W., Zhang, Y. T., Vaz, M. A., Guimarães, A. C. S., and Janssen, C., "Assessment of muscular fatigue using vibromyography", *Muscle Nerve* 17, 1156-1161 (1994).
- [47] Gordon, G., and Holbourn, H. S., "The sounds from single motor units in a contracting muscle", *J Physiol* 107, 456-464 (1948).
- [48] Orizio, C., Liberati, D., Locatelli, C., De Grandis, D., and Veicsteinas, A., "Surface mechanomyogram reflects muscle fibres twitches summation", *J Biomech* 29, 475-481 (1996).
- [49] Herzog, W., Zhang, Y. T., Vaz, M. A., Leonard, T. R., and Nguyen H., "The effect of muscle length on electrically elicited muscle vibrations in the in-situ cat soleus muscle", *J Electromyogr kinesiol* 7, 113-121 (1997).
- [50] Zhang, Y. T., Frank, C. B., Rangayyan, R. M., and Bell, G. D., "A comparative study of simultaneous vibromyography and electromyography with active human quadriceps" *IEEE Trans Biom Eng* 39, 1045-1052 (1992).
- [51] Smith, T. G., and Stokes, M. J., "Technical aspects of acoustic myography (AMG) of human skeletal muscle; contact pressure and force/AMG relationships", *J Neurosci Meth* 47, 85-92 (1993).
- [52] Petijean, M., and Maton, B., "Phonomyogram from single motor unit during isometric contraction", *Eur J Appl Physiol* 71, 215-222 (1995).
- [53] Stokes, M. J., and Dalton, P. A., "Acoustic myography for investigating human skeletal muscle fatigue" *J Appl Physiol* 71, 1442-1426 (1991).
- [54] Goldenberg, M. S., Yack, H. J., Cerny, F. J., and Burton, H. W., "Acoustic myography as an indicator of force during sustained contractions of a small hand muscle", *J Appl Physiol* 70, 87-91 (1991).

- [55] Bolton, C. F., Parkes, A., Thompson, T. R., Clark, M. R., and Sterne C. J., "Recording sound from human skeletal muscle: Technical and physiological aspects", *Muscle Nerve* 12, 126-134 (1989).
- [56] Watakabe, M., Itoh, Y., Mita, K., and Akataki, K., "Technical aspects of mechanomyography recording with piezoelectric contact sensor", *Med Biol Eng Comput* 36, 557-561 (1998).
- [57] Watakabe, M., Itoh, Y., Mita, K., and Akataki, K., "Mechanical behavior of condenser microphone in mechanomyography", *Med Biol Eng Comput* 39, 195-201 (2001).
- [58] Orizio, C., Diemont, B., Esposito, F., Alfonsini, E., Parrinello, G., Moglia, A., and Veicsteinas, A., "Surface mechanomyogram reflects the changes in the mechanical properties of muscle at fatigue" *Eur J Appl Physiol* 80, 176-184 (1999).
- [59] Takamori, M., Gutman, L., and Shane, S. R., "Contractile properties of human skeletal muscle" *Arch Neurol* 25, 535-546 (1971).
- [60] Bichler, E., "Mechanomyograms recorded during evoked contractions of single motor units in the rat medial gastrocnemius muscle" *Eur J Appl Physiol* 83, 310-319 (2000).
- [61] Cramer, J.T., Housh T. J., Evetovich T. K., Johnson G. O., Ebersole K. T., Perry S. R., and Bull A. J. "The relationships among peak torque, mean power output, mechanomyography, and electromyography in men and women during maximal, eccentric isokinetic muscle actions". *Eur J Appl Physiol* 86, 226-232, (2002).
- [62] Stulen, F. B., and De Luca, C. J., "Frequency parameters of the myoelectric signal as a measure of muscle conduction velocity", *IEEE Trans BME* 28, 515-523 (1981).
- [63] Basmajian, J. V., and De Luca, C. J. "Muscle alive: Their functions revealed by electromyography", Williams and Wilkins, Baltimore (1985).
- [64] Bilodeau, M., Cincera, M. Gervais, S., Arsenault, A. B., gravel, D., Lepage, Y., and Mac Kinley, P., "Changes in the electromyographic spectrum power distribution caused by a progressive increase of the force level", *Eur J Appl Physiol* 71, 113-123 (1985).
- [65] Sanchez, J., Solomonov, M., Baratta, R., and D'Ambrosia, R., "Control strategies of the elbow antagonist muscle pair during two types of increasing isometric contraction" *J Electromyogr Kinesiol* 3, 33-40 (1993).
- [66] Solomonov, M., Baten, C., Smith, J., Baratta, R. V., Hermens, H., D'Ambrosia, R., and Shoji, H., "Electromyogram power spectra Frequencies associated with motor unit recruitment strategies". *J Appl Physiol* 68, 1177-1185 (1990).
- [67] Hill, Ryan D.; Armstrong, W. Jeffrey. "Clinical applications of mechanomyography: technical brief The Free Library", (2009).

[68] Cramer, J.T., Deshpande, P. J., and Weir J. P, “Relationships among the M-wave, H-reflex, twitch torque, and the mechanomyographic responses during standard recruitment curves”, *Med Sci Sports Exerc* 41(5):S434, (2009).

[69] Orizio C, Esposito F, Sansone V, Parrinello G, Meola G, Veicsteinas A. “Muscle surface mechanical and electrical activities in myotonic dystrophy”, *Electromyogr Clin Neurophysiol* 37, 231–239 (1997).

[70] Neering IR, Quesenberry LA, Morris, VA, Taylor SR. “Nonuniform volume changes during muscle contraction”. *Biophys J*; 59: 926-932, (1991).

[71] Madeleine P, Arendt-Nielsen L. “Experimental muscle pain increases mechanomyographic signal activity during sub-maximal isometric contractions”. *Journal of Electromyography and kinesiology*; 15: 27–36 (2005)

[72] Pullman SL, Goodin DS, Marquinez AI, Tabbal S, RubinM. “Clinical utility of surface EMG - Report of the Therapeutics and Technology Assessment Subcommittee of the American Academy of Neurology”. *Neurology*; 55:171–177 (2000).

[73] Widjaja F, Shee CY,. Latt WT, Au WL, Poignet P, Ang WT. “Kalman Filtering of Accelerometer and Electromyography (EMG) Data in Pathological Tremor Sensing System”. *IEEE International Conference on Robotics and Automation Pasadena*, 19-23 (2008).

[74] Nawab SH, Roy SH, De Luca CJ. “Functional Activity Monitoring From Wearable Sensor Data” *26th Annual International Conference of the IEEE*, 1-5, (2004).

[75] Cruz MW, Scola RH, Coelho RLA, Carneiro Filho A, Vaz C. “Eletroneuromiografia na abordagem diagnóstica das Neuropatias Periféricas” *Projeto diretrizes 046* (2001).