

**UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA
FACULDADE DE TECNOLOGIA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA**

**ESTUDO DO COMPORTAMENTO DO SINAL
ELETROMIOGRÁFICO DE SUPERFÍCIE EM ATIVIDADES
SUBAQUÁTICAS**

WILSON HENRIQUE VENEZIANO

ORIENTADOR: ADSON FERREIRA DA ROCHA

TESE DE DOUTORADO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

PUBLICAÇÃO: PPGENE.DM – 009/06

BRASÍLIA/DF: ABRIL– 2006

**UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA
FACULDADE DE TECNOLOGIA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA**

**ESTUDO DO COMPORTAMENTO DO SINAL
ELETROMIOGRÁFICO DE SUPERFÍCIE EM ATIVIDADES
SUBAQUÁTICAS**

WILSON HENRIQUE VENEZIANO

TESE DE DOUTORADO SUBMETIDA AO DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA DA FACULDADE DE TECNOLOGIA DA UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA, COMO PARTE DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE DOUTOR EM ENGENHARIA ELÉTRICA.

APROVADA POR:

Prof. Adson Ferreira da Rocha, Ph.D. (ENE/UnB)
(Orientador)

Prof. Carlos Alberto Gonçalves, Docteur (CFS/UnB)
(Examinador Externo)

Prof. Francisco Assis de Oliveira Nascimento, Doutor (ENE/UnB)
(Examinador Interno)

Prof. Jake Carvalho do Carmo, Doutor (FEF/UnB)
(Examinador Externo)

Prof. Aparecido Augusto de Carvalho, Doutor (FEIS/UNESP)
(Examinador Externo)

BRASÍLIA/DF, 24 DE ABRIL DE 2006

FICHA CATALOGRÁFICA

VENEZIANO, WILSON HENRIQUE

Estudo do Comportamento do Sinal Eletromiográfico de Superfície em Atividades Subaquáticas [Distrito Federal] 2006.

137 p., 210 x 297 mm (ENE/FT/UnB, Doutor, Engenharia Elétrica, 2006).

Tese de Doutorado – Universidade de Brasília. Faculdade de Tecnologia. Departamento de Engenharia Elétrica.

1. Eletromiografia

2. Atividades subaquáticas

3. Biomecânica

4. EMG

I. ENE/FT/UnB

II. Título (série)

REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICA

VENEZIANO, W. H. (2006). Estudo do Comportamento do Sinal Eletromiográfico de Superfície em Atividades Subaquáticas. Tese de Doutorado em Engenharia Elétrica, Publicação PPGENE.DM-009/06, Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade de Brasília, Brasília, DF, 137 p.

CESSÃO DE DIREITOS

AUTOR: Wilson Henrique Veneziano

TÍTULO: Estudo do Comportamento do Sinal Eletromiográfico de Superfície em Atividades Subaquáticas.

GRAU: Doutor ANO: 2006

É concedida à Universidade de Brasília permissão para reproduzir cópias desta tese de doutorado e para emprestar ou vender tais cópias somente para propósitos acadêmicos e científicos. O autor reserva outros direitos de publicação e nenhuma parte dessa tese de doutorado pode ser reproduzida sem autorização por escrito do autor.

Wilson Henrique Veneziano

Rua Gonçalves Dias, 2793. Vila Nicácio
14405-196 Franca-SP-Brasil.

DEDICATÓRIA

Aos meus pais, Wilson e Dirce, e aos meus irmãos, Marisa e Renato.

“Embora ninguém possa voltar atrás e fazer um novo começo,
qualquer um pode começar agora e fazer um novo fim.”

Francisco Cândido Xavier

AGRADECIMENTOS

Agradeço ao meu orientador, o professor Adson Ferreira da Rocha, por ter acreditado em mim, pela sua grande paciência, sua generosidade e pelo auxílio significativo que me deu nessa empreitada de quatro anos que foi o curso de doutorado.

Sou muito grato também ao professor Carlos Alberto Gonçalves, por ter me estimulado e com quem tive ótimas discussões.

Agradeço ao professor Jake Carvalho do Carmo pelo empréstimo das instalações e equipamentos do Laboratório de Biomecânica da UnB e também pelo incentivo a mim dispensado.

Fundamental foi o apoio, quanto às instalações e aos equipamentos, fornecido pelo Grupo de Pesquisas em Processamento Digital de Sinais do Departamento de Engenharia Elétrica da UnB, em especial, na pessoa do professor Francisco Assis de Oliveira Nascimento, grande laborador desse grupo de pesquisas.

Agradeço ao professor Aparecido Augusto de Carvalho da Unesp/Ilha Solteira pelo exemplo de competência profissional e de dignidade humana, forte referencial para mim desde 1990, nos idos tempos do meu curso de engenharia elétrica.

Meus estudos foram viabilizados pelo suporte financeiro que recebi de minha instituição, a Universidade Tecnológica Federal do Paraná, das bolsas de estudos da CAPES na UnB (bolsa gerida pelo professor José Camargo da Costa, grande exemplo de dedicação e de seriedade) e no período em que estudei no Politécnico di Torino, na Itália. Cabe aqui meu forte agradecimento.

Muito agradeço à minha família pelo incentivo, sustento emocional e exemplos de superação com dignidade das vicissitudes que a vida nos apresentou nos muitos caminhos que temos tido que percorrer.

Tudo teria sido muito mais difícil sem o apoio dos meus amigos de Pato Branco, com sua presença amorosa, apesar do distanciamento físico. Os amigos que conquistei em Brasília estarão eternamente no meu coração pela acolhida que me deram, em especial, o Rodrigo, a Cláudia, o Maxwell, a Cândida, o Carlos, a Evelin, o Márcio, a Mirian, a Joana e sua simpática família, o Alexandre, o André, a Janaína, o Marcelino, o Wayne, a Lourdes e os meus colegas evangelizadores da Federação Espírita Brasileira.

Sou muito grato pelo acolhimento que recebi no período em que estudei na Itália, fase em que tive de me adaptar a outra realidade. Agradeço ao Luca, à Maria Chiara, ao Marco, à Paola e ao Michele (companheiro nos longos experimentos de laboratório...). Em especial, registro meu agradecimento ao professor Roberto Merletti pela cessão do laboratório, pelas discussões e ao Dr. Alberto Rainoldi pela co-orientação e apoio logístico.

Registro também a minha gratidão a todos os meus ex-alunos e ex-orientandos pelo muito que pude aprender com eles.

RESUMO

ESTUDO DO COMPORTAMENTO DO SINAL ELETROMIOGRÁFICO DE SUPERFÍCIE EM ATIVIDADES SUBAQUÁTICAS

Autor: Wilson Henrique Veneziano

Orientador: Adson Ferreira da Rocha

Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica

Brasília, abril de 2006

Nesta tese de doutorado em Engenharia Elétrica foram desenvolvidas metodologias para a aquisição, o processamento e a interpretação de sinais eletromiográficos (EMG) de superfície em ambientes subaquáticos. Também se estudou o efeito do ambiente aquático sobre as variáveis eletromiográficas. Quatro experimentos contemplando os músculos abdutor curto do polegar e bíceps braquial foram realizados em ambientes aéreo e subaquático. No primeiro experimento, foi avaliada a repetibilidade de um protocolo envolvendo contrações isométricas do abdutor curto do polegar, tendo o resultado mostrado uma boa repetibilidade do processo de captação e processamento do EMG. Esse protocolo foi utilizado no segundo experimento, cujo objetivo foi o de avaliar se existem diferenças nas variáveis do sinal de EMG (amplitude e parâmetros espectrais) medido no ar e na água. Não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas. Em um terceiro experimento, o sinal de EMG do bíceps braquial foi medido nos ambientes aéreo e subaquático, tanto em situação de imersão somente do membro superior como de imersão do corpo até a altura da vértebra C7. Foram encontradas diferenças significativas entre os ambientes; entretanto, o resultado foi o oposto quando uma pulseira especial compensadora do empuxo foi utilizada no ambiente subaquático. Ou seja, o experimento mostrou que ocorre diferença na amplitude do sinal de EMG em água somente quando não são compensadas as forças de empuxo e de arrasto. Um quarto experimento contemplou contrações dinâmicas do bíceps braquial, em ambientes aéreo e subaquático. Concluiu-se que, desde que compensados os fatores perturbadores (forças de empuxo e de arrasto e temperatura da água), o valor retificado médio, a frequência média e a velocidade de condução das fibras musculares não apresentam diferença significativa quando o sinal é captado em um meio ou no outro. Outra contribuição é que os trabalhos desta tese de doutorado apresentam uma metodologia cuidadosa para a captação e o processamento de sinais eletromiográficos de superfície em ambientes subaquáticos.

Palavras-chaves: eletromiografia de superfície, sinal de EMG, captação de EMG em água, arranjo linear de eletrodos.

ABSTRACT

BEHAVIOR OF THE SURFACE ELECTROMYOGRAPHIC SIGNALS DURING UNDERWATER ACTIVITIES

Author of the doctoral dissertation: Wilson Henrique Veneziano

Advisor: Adson Ferreira da Rocha

University of Brasilia (Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica)

Brasilia (Brazil), april'2006

In this doctoral thesis in Electrical Engineering, methodologies for acquisition, processing and interpretation of the surface electromyographic (EMG) signals in underwater environments were developed. The effect of the aqueous environment on the electromyographic variables was studied as well. Four experiments involving both the abductor pollicis brevis and the biceps brachii muscles were performed in aerial and in underwater conditions. In the first experiment, the repeatability of a protocol involving isometric contractions of the abductor *pollicis brevis* muscle was evaluated, and the results showed that the protocol developed has a good repeatability. This protocol was used in the second experiment, whose goal was to evaluate if there are differences in the electromyographic variables (amplitude and spectral parameters) measure in air or underwater. The results showed no significant differences between the electromyographic variables in the two environments. In the third experiment, the electromyographic signal was measured in the biceps brachii, in both aerial and underwater environments for both total body immersion and only the immersion of the limb. The experiment showed significant differences between the electromyographic variables measured in the two environments. However, when the effect of the buoyancy force exerted by the water on the arm was compensated for, no significant differences were found. This experiment showed that decreases in EMG variables measured in water are just due to the buoyancy effects and that, once these effects are counteracted, there are no differences between the electromyographic variables measured in the two environments. In the fourth experiment the electromyographic signal was measured in the biceps *brachii*, during dynamic contractions, for both air and aqueous environments. Several electromyographic measurements (average rectified value, mean frequency and conduction velocity) were studied, and the results showed that, if the effects of water temperature and of buoyancy and dragging forces of the water are properly counteracted, then there are no significant differences in the electromyographic measurements. These results are important, since it settles the fact that there is no effect of water on the electromyographic signals other than the buoyancy and dragging forces. The work is also important because it presents different techniques for dealing with and for analyzing surface EMG signals measured in underwater environments.

Keywords – surface electromyography, EMG, water activities, linear electrode array.

SUMÁRIO

| | |
|--|-----|
| LISTA DE TABELAS | x |
| LISTA DE FIGURAS | xi |
| LISTA DE ABREVIACÕES | xiv |
| 1 - INTRODUÇÃO | 01 |
| 2 – A ELETROMIOGRAFIA DE SUPERFÍCIE | 06 |
| 2.1 – VANTAGENS E DESVANTAGENS DA ELETROMIOGRAFIA DE SUPERFÍCIE..... | 07 |
| 2.2 – ELEMENTOS DE ANATOMIA E DE FISIOLOGIA PARA A ELETROMIOGRAFIA..... | 08 |
| 2.2.1 – Unidade Motora..... | 10 |
| 2.2.2 – Recrutamento das Unidades Motoras..... | 13 |
| 2.3 – AQUISIÇÃO DE SINAIS ELETROMIOGRÁFICOS DE SUPERFÍCIE..... | 14 |
| 2.3.1 – Eletrodos..... | 17 |
| 2.3.2 - Ruídos e Artefatos..... | 21 |
| 2.4 – PROCESSAMENTO DE SINAIS ELETROMIOGRÁFICOS..... | 26 |
| 2.5 – APLICAÇÕES EM ATIVIDADES FISIOTERÁPICAS E DESPORTIVAS EM AMBIENTES SUBAQUÁTICOS..... | 27 |
| 3 – ESTUDO DE REPETIBILIDADE DAS VARIÁVEIS ELETROMIOGRÁFICAS DO ABDUTOR CURTO DO POLEGAR | 30 |
| 3.1 – INTRODUÇÃO..... | 30 |
| 3.2 – MATERIAIS E MÉTODOS..... | 31 |
| 3.2.1 – Sujeitos..... | 31 |
| 3.2.2 – Instrumentação e medições..... | 31 |
| 3.2.3 – Procedimentos gerais..... | 32 |
| 3.2.4 – Processamento dos dados..... | 33 |
| 3.2.5 – Análise estatística..... | 33 |
| 3.3 – RESULTADOS..... | 34 |
| 3.4 – DISCUSSÃO..... | 38 |
| 3.5 – CONCLUSÃO..... | 39 |
| 4 – ESTUDO DO SINAL ELETROMIOGRÁFICO DE SUPERFÍCIE DO ABDUTOR CURTO DO POLEGAR EM CONDIÇÃO ISOMÉTRICA E EM AMBIENTE SUBAQUÁTICO | 40 |
| 4.1 – INTRODUÇÃO..... | 40 |
| 4.2 – MATERIAIS E MÉTODOS..... | 42 |
| 4.2.1 – Sujeitos..... | 42 |
| 4.2.2 – Aquisição e gravação do EMG..... | 42 |
| 4.2.3 – Procedimentos gerais..... | 43 |
| 4.2.4 – Processamento dos dados..... | 45 |
| 4.3 – RESULTADOS..... | 46 |
| 4.4 – DISCUSSÃO E CONCLUSÕES..... | 48 |
| 5 - ESTUDO DO SINAL ELETROMIOGRÁFICO DE SUPERFÍCIE DO BÍCEPS BRAQUIAL EM CONDIÇÃO ISOMÉTRICA E EM AMBIENTE SUBAQUÁTICO | 49 |
| 5.1 – INTRODUÇÃO..... | 49 |
| 5.2 - MATERIAIS E MÉTODOS..... | 50 |
| 5.2.1 – Sujeitos..... | 50 |
| 5.2.2 - Aquisição e Gravação do Sinal de EMG-S..... | 50 |

| | |
|--|------------|
| 5.2.3 - Procedimentos Gerais..... | 53 |
| 5.2.4 – Processamento e Análise dos Dados..... | 61 |
| 5.3 – RESULTADOS..... | 62 |
| 5.4 – DISCUSSÃO..... | 70 |
| 5.5 – CONCLUSÃO..... | 72 |
| 6 - ESTUDO DO SINAL ELETROMIOGRÁFICO DE SUPERFÍCIE DO BÍCEPS BRAQUIAL EM CONDIÇÃO DINÂMICA E EM AMBIENTE SUBAQUÁTICO..... | 73 |
| 6.1 – INTRODUÇÃO..... | 73 |
| 6.2 – MATERIAL E MÉTODOS..... | 74 |
| 6.2.1 – Testes Preliminares..... | 74 |
| 6.2.2 – Sujeitos..... | 78 |
| 6.2.3 – Instrumentação e Medições..... | 78 |
| 6.2.4 – Procedimentos Gerais..... | 79 |
| 6.2.5 – Processamento dos Dados..... | 83 |
| 6.2.6 – Análise Estatística..... | 90 |
| 6.3 – RESULTADOS..... | 91 |
| 6.4 – DISCUSSÃO..... | 95 |
| 6.5 – CONCLUSÃO..... | 97 |
| 7 - CONCLUSÕES..... | 98 |
| REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS..... | 101 |
| APÊNDICES..... | 107 |
| A – ARRANJO DE OITO ELETRODOS DESENVOLVIDO NA UNB..... | 108 |
| B – PROTOCOLOS EXPERIMENTAIS IMPLEMENTADOS..... | 115 |
| C – FORMULÁRIOS DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA..... | 132 |
| D – ARTIGOS CIENTÍFICOS PUBLICADOS PELO CANDIDATO DURANTE O CURSO DE DOUTORADO..... | 136 |

LISTA DE TABELAS

| | |
|---|----|
| Tabela 2.1 – Parâmetros recomendados para amplificadores de EMG-S..... | 16 |
| Tabela 3.1 - Repetibilidade dos sinais eletromiográficos em contrações voluntárias do músculo abductor curto do polegar..... | 36 |
| Tabela 3.2 – Repetibilidade da medição de força durante a contração voluntária máxima (CVM)..... | 36 |
| Tabela 4.1 – Médias dos valores de RMS (normalizado) e MDF para cada sujeito, nos ambientes aéreo e subaquático..... | 47 |
| Tabela 5.1 - Estatística descritiva dos valores de RMS para de cada contração de cada posto de trabalho, estratificada por sujeito..... | 65 |
| Tabela 5.2 - Estatística descritiva dos valores de RMS de cada contração de cada posto de trabalho, estratificada por sujeito..... | 66 |
| Tabela 5.3 - Tendências da amplitude do EMG de cada um dos cinco postos de trabalho..... | 71 |
| Tabela 6.1 - Massa extra a ser adicionada ao halter em ambiente subaquático para ser obtida massa semelhante à do ambiente aéreo..... | 78 |
| Tabela 6.2 – Resultados dos testes post-hoc SNK para os valores iniciais da regressão linear..... | 92 |
| Tabela 6.3 – Resultados dos testes post-hoc SNK para as inclinações normalizadas.. | 93 |
| Tabela 6.4 – Resultados dos testes post-hoc SNK para a variável ARV significativos..... | 93 |
| Tabela 6.5 – Resultados dos testes post-hoc SNK para a variável MNF significativos..... | 94 |
| Tabela 6.6 – Resultados dos testes post-hoc SNK para a variável CV..... | 94 |

LISTA DE FIGURAS

| | |
|---|----|
| Figura 2.1 – Músculos superficiais do corpo humano..... | 08 |
| Figura 2.2 – A composição das células e fibras musculares, miofibrilas, miofilamentos, sarcômero e filamentos..... | 09 |
| Figura 2.3 – Uma unidade motora: medula espinhal, axônio, junção neuromuscular fibras musculares..... | 11 |
| Figura 2.4 – Seqüência de eventos da transmissão através da junção neuromuscular | 11 |
| Figura 2.5 – Potencial de ação propagando-se..... | 12 |
| Figura 2.6 – Eletrodos de eletromiografia e a sobreposição espacial das unidades motoras..... | 13 |
| Figura 2.7 – Componentes importantes de um eletromiógrafo..... | 14 |
| Figura 2.8 – Um eletromiograma e seus componentes de MUAPTS..... | 15 |
| Figura 2.9 – Impedâncias dos tecidos, dos eletrodos e do amplificador..... | 16 |
| Figura 2.10 – Eletrodo adesivo de gel e eletrodo ativo com pré-amplificação..... | 17 |
| Figura 2.11 - Vista exterior de uma possível configuração de 8 eletrodos para uso em arranjos lineares..... | 18 |
| Figura 2.12 - Potenciais propagantes no bíceps braquial cabeça curta..... | 18 |
| Figura 2.13 - Exemplo de potenciais não propagantes..... | 19 |
| Figura 2.14 - Exemplo de resultado de decomposição de sinal eletromiográfico de superfície..... | 20 |
| Figura 2.15 – Exemplo de marcações para a localização de eletrodos de superfície.. | 21 |
| Figura 2.16 – Eletromiograma bruto e após filtragem digital..... | 23 |
| Figura 2.17 – Para diversos posicionamentos do eletrodo, as alterações do sinal quanto à amplitude e à densidade espectral de potência..... | 24 |
| Figura 2.18 – Músculo masseter ocasiona <i>crosstalk</i> em captação na sobrancelha..... | 25 |
| Figura 2.19 – Sistema comercial para telemetria..... | 25 |
| Figura 2.20 - Alterações na frequência mediana do sinal eletromiográfico provocadas por fadiga muscular..... | 28 |
| Figura 3.1 – Arranjo experimental e o dispositivo mecânico construído..... | 32 |
| Figura 3.2 – Primeiro dia de contrações..... | 35 |
| Figura 3.3 - Segundo dia de contrações..... | 35 |

| | |
|--|----|
| Figura 3.4 – Terceiro dia de contrações..... | 36 |
| Figura 3.5 – Média \pm SEM dos trinta valores estimados de RMS..... | 37 |
| Figura 3.6 – Média \pm SEM dos trinta valores estimados de MDF..... | 37 |
| Figura 4.1 – Arranjo experimental desenvolvido..... | 44 |
| Figura 4.2 – Dispositivo mecânico construído para manter o pulso em uma posição neutra..... | 44 |
| Figura 4.3 - Desenvolvimento médio no tempo dos valores normalizados de RMS obtidos no ar e na água..... | 47 |
| Figura 5.1 - Eletrodos de captação e de referência e amplificador de EMG..... | 51 |
| Figura 5.2 - Fitas adesivas para proteção dos eletrodos contra água e trena para as medições antropométricas..... | 52 |
| Figura 5.3 - Arranjo físico para a medição da contração voluntária máxima..... | 53 |
| Figura 5.4 - Tela da função Força Máxima do software AquisicaoSubaquatico..... | 54 |
| Figura 5.5 - Arranjo físico do posto de trabalho em ambiente aéreo..... | 55 |
| Figura 5.6 - Arranjo físico geral do posto de trabalho tanque pequeno..... | 56 |
| Figura 5.7 - Detalhe do posto de trabalho tanque grande..... | 57 |
| Figura 5.8 - Arranjo físico do posto de trabalho tanque grande..... | 57 |
| Figura 5.9 - Tela do software AquisiçãoSubaquático quando adquirindo sinais de EMG e de força..... | 58 |
| Figura 5.10 - Forças aplicadas no conjunto formado por mão e antebraço..... | 59 |
| Figura 5.11 - Delineamento estatístico..... | 62 |
| Figura 5.12 - Sinal bruto de EMG..... | 63 |
| Figura 5.13 - Gráfico de espectro do sinal de EMG apresentado na figura..... | 63 |
| Figura 5.14 - Valores médios, erros padrão e desvios-padrão dos valores RMS..... | 64 |
| Figura 5.15 - ANOVA para medidas repetidas entre os postos de trabalho Ar e tanques pequeno e grande com pulseira..... | 67 |
| Figura 5.16 - ANOVA para medidas repetidas entre os postos de trabalho tanque pequeno sem e com pulseira..... | 68 |
| Figura 5.17 - ANOVA para medidas repetidas entre os postos de trabalho tanque grande sem e com pulseira..... | 68 |
| Figura 5.18 - ANOVA para medidas repetidas entre os postos de trabalho tanques pequeno e grande sem pulseira..... | 69 |

| | |
|---|----|
| Figura 5.19 - Gráfico de ANOVA para medidas repetidas dos valores RMS..... | 70 |
| Figura 6.1 - Posição do sujeito durante a prova no ar..... | 75 |
| Figura 6.2 - Modelo simplificado das forças que agem no meio aquático..... | 76 |
| Figura 6.3 – Detalhe do arranjo de eletrodos e sua proteção contra a água..... | 79 |
| Figura 6.4 – Sujeito corretamente posicionado no medidor de torque..... | 80 |
| Figura 6.5 – Arranjo de dezesseis eletrodos secos empregado na pesquisa das zonas de inervação..... | 81 |
| Figura 6.6 – Quinze sinais de EMG-S provenientes de uma contração isométrica..... | 82 |
| Figura 6.7 – Exemplo de sinais de EMG-S obtidos de uma prova dinâmica no ar..... | 84 |
| Figura 6.8 – Função do Software EmgAcq que calcula a velocidade de condução..... | 85 |
| Figura 6.9 – Exemplo de busca via software dos instantes de tempo..... | 85 |
| Figura 6.10 – Exemplo de uma época de quase-estacionaridade..... | 86 |
| Figura 6.11 – Estimativa de ARV em ambiente aéreo..... | 87 |
| Figura 6.12 - Estimativa de MNF em ambiente aéreo..... | 87 |
| Figura 6.13 - Estimativa de CV em ambiente aéreo..... | 88 |
| Figura 6.14 - Estimativa de ARV em ambiente subaquático..... | 88 |
| Figura 6.15 - Estimativa de MNF em ambiente subaquático..... | 89 |
| Figura 6.16 - Estimativa de CV em ambiente subaquático..... | 89 |
| Figura 6.17 – Esquema geral da análise estatística efetuada..... | 91 |

LISTA DE ABREVIACÕES

| | |
|-------|---|
| A/D | Analógico/digital |
| ANOVA | <i>Analysis of variance</i> (Análise de variância) |
| ARV | <i>Average rectified value</i> (valor retificado médio) |
| CV | <i>Conduction velocity</i> (velocidade de condução) |
| CVM | Contração voluntária máxima |
| EMG | Eletromiografia |
| EMG-S | Eletromiografia de superfície |
| FFT | <i>Fast Fourier Transform</i> (transformada rápida de Fourier) |
| MDF | <i>Median frequency</i> (frequência mediana) |
| MNF | <i>Mean frequency</i> (frequência média) |
| MUAP | <i>Moton unit action potential</i> (potencial de ação de unidade motora) |
| MUAPT | <i>Moton unit action potential train</i> (trem de potenciais de ação de unidade motora) |
| RMS | <i>Root mean square</i> (raiz quadrática média) |

1 – INTRODUÇÃO

Neste texto o autor apresenta a sua tese de doutorado, desenvolvida no Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica da Universidade de Brasília. O objetivo da tese foi desenvolver diversas contribuições relativas às atividades de aquisição, interpretação e processamento de sinais eletromiográficos de superfície em ambiente subaquático.

Apesar de a eletromiografia de superfície estar sendo empregada cada vez mais no estudo do comportamento muscular, são escassos os estudos sobre esse tipo de registro em ambiente subaquático. Alguns deles serão relatados a seguir.

Os músculos extensores do joelho foram estudados por POYHONEN *et al.* (1999, 2001). No estudo publicado em 1999, foi mostrado que, em condições subaquáticas, os sinais eletromiográficos de superfície são menores para contrações submáxima e máxima e que as medições eletromiográficas são altamente reprodutíveis. No segundo estudo, a análise da amplitude do sinal eletromiográfico mostrou que ela é inferior em ambientes subaquáticos, quando comparada com a condição seca. Note-se que, provavelmente, os eletrodos entraram em contato com a água, pois não foi declarado o uso de nenhuma proteção.

Em outros estudos, KELLY *et al.* (2000) e FUJISAWA *et al.* (1998) concluíram que o nível de ativação dos músculos do ombro é mais baixo em exercícios físicos realizados em piscina (abdução, flexão e rotação isométrica), quando comparados às mesmas atividades em ambiente seco. Diferentemente de outros pesquisadores, Kelly e sua equipe utilizaram um sistema telemétrico de eletromiografia via radiofrequência, não tendo ocorrido, portanto, uma possível influência elétrica do meio sobre os cabos elétricos necessários para conectar os eletrodos ao eletromiógrafo.

Mais recentemente, RAINOLDI *et al.* (2004) estudaram o músculo bíceps braquial em contrações isométricas em condições seca e subaquática. Foi observado, para este músculo em particular, um aumento pouco significativo (5 a 10%) no valor RMS *Root mean square* (raiz quadrática média) do eletromiograma de superfície no ambiente subaquático em relação à condição seca. Esses autores mostraram também que quando os eletrodos de

captação entram em contato com a água, a impedância elétrica entre o eletrodo e a pele diminui cerca de cinco vezes. Portanto, segundo RAINOLDI *et al.* (2004) é necessário o emprego de vedação contra a água para proteger os eletrodos e propiciar a correta captura dos sinais.

É importante ressaltar que em todos os experimentos relatados anteriormente os membros estudados, por serem de volume significativo (pernas, coxas, antebraços e braços), sofreram influência do empuxo na água. Nenhum dos pesquisadores estudou esta influência no esforço muscular nem buscou compensá-la. Isto sugere que existem aspectos metodológicos a serem esclarecidos nesse tipo de estudo.

Outro fator de confusão não discutido pelos pesquisadores citados anteriormente foi a influência da temperatura ambiente do ar e da água em seus experimentos. É sabido que a temperatura ambiente afeta a temperatura intramuscular (OKSA; RINTAMAKI; RISSANEN, 1997; BEELEN; SARGEANT, 1991) e que a variação nessa temperatura acarreta alteração da amplitude do sinal eletromiográfico de superfície (MERLETTI *et al.*, 1984).

É notória a dificuldade de comparação dos resultados descritos, devido à falta de padronização dos métodos de aquisição e de processamento computacional e estatístico dos dados (MERLETTI; CONTE, 1997), e também pelo fato dos referidos trabalhos terem sido desenvolvidos em músculos diferentes. A revisão bibliográfica deixou claro que não há consenso se o sinal eletromiográfico de superfície tem sempre a sua amplitude minorada em ambientes subaquáticos. Além disso, não se investigou que alteração sofre o sinal eletromiográfico quando da variação da profundidade de imersão do sujeito na água (pressão imposta), da força de arrasto ou da temperatura da água. Tampouco foi efetuada a comparação de protocolos e métodos de análise estatística.

Restou, portanto, uma questão sem resposta: existe diferença na amplitude do sinal eletromiográfico de superfície quando ele é coletado em ambientes seco e subaquático, mantendo-se as demais condições de contorno? Foram, então, formuladas duas hipóteses para serem pesquisadas nesta tese de doutorado. A primeira é a de que a amplitude do sinal eletromiográfico de superfície é semelhante nos ambientes aéreo e subaquático, desde que não haja variação da temperatura intramuscular e que a carga seja a mesma nos dois casos.

A segunda hipótese é de que, no ambiente subaquático, há influência na amplitude do sinal eletromiográfico de superfície de certa região quando é realizada imersão somente dessa região ou a imersão é da quase totalidade do corpo humano (próxima ao crânio).

Nesse sentido, a tese ora apresentada trata do avanço nas questões metodológicas relativas ao uso de sinais eletromiográficos para caracterização de atividades físicas em ambientes subaquáticos. Para tanto, são abordados vários aspectos. O primeiro trata do desenvolvimento de técnicas apropriadas para a captação de sinais eletromiográficos em ambientes subaquáticos. Investigou-se a necessidade do uso de proteção contra água para os eletrodos.

Para permitir a realização dos experimentos expostos neste trabalho, foi desenvolvida instrumentação específica, incluindo sistemas para medida de força e aparatos mecânicos para controle de força, de posição e de movimento.

Uma parte preliminar do trabalho lidou com metodologias de aquisição de sinais em ambiente subaquático e serviu de base para o tema principal da tese, que foi o estudo do efeito do ambiente subaquático no sinal eletromiográfico. Alguns trabalhos anteriores (CLARYS *et al.*, 1985, KELLY *et al.*, 2000, POYHONEN *et al.*, 1999 e 2001, FUJISAWA *et al.*, 1998) indicaram que ocorrem variações na amplitude do eletromiograma após a simples imersão da região do músculo na água. Quatro hipóteses principais são citadas na literatura especializada. A primeira é que a redução da amplitude do sinal é devida a efeitos puramente elétricos no sistema de aquisição do sinal. A segunda é que o ambiente subaquático causa mudanças devidas a efeitos fisiológicos ou psicológicos no equilíbrio entre o músculo em estudo e seu opositor. A terceira é que o ambiente subaquático causa alterações na estratégia de recrutamento do músculo. A quarta é que as alterações são causadas pela pressão que a fita à prova de água causa contra os eletrodos. Então, decidiu-se por desenvolver um estudo para elucidar, pelo menos parcialmente, a razão dessa alteração. Nesta tese foram desenvolvidos estudos em condições isométricas e dinâmicas, com e sem compensação de empuxo na água, além de imersão apenas do membro e imersão do sujeito até a altura do pescoço. Em todos esses casos, foi avaliada a ocorrência ou não de alterações de amplitude.

Para tanto, foram utilizados vários tipos de eletrodos, desde os tradicionais bipolares adesivos de gel, quanto bipolares ativos até sofisticados arranjos lineares de dezesseis eletrodos secos e biadesivos de gel, ainda não usados no Brasil. Dos quatro experimentos relatados nesta tese, um foi desenvolvido no Laboratório de Biomecânica da Universidade de Brasília e três no Laboratorio di Ingegneria del Sistema Neuromuscolare e della Riabilitazione Motoria (LISiN) do Politecnico di Torino, em Turim, na Itália.

Para possibilitar a avaliação das diferenças no eletromiograma de superfície dos dois ambientes, foram estudadas e aplicadas diversas técnicas de processamento de sinais como, por exemplo, técnicas envolvendo análise espectral e de estimação de amplitude do eletromiograma.

O trabalho de pesquisa ora apresentado é pertinente na medida em que poucos trabalhos reportaram a variação na amplitude do eletromiograma de superfície quando a aquisição é feita em meio subaquático. Nenhum trabalho apresentou uma explicação para esse fenômeno embasada em experimentos cuidadosamente planejados. Por outro lado, esse efeito tem sido usado para se chegar a conclusões freqüentemente mal fundamentadas. Os resultados da presente tese poderão ajudar na interpretação apropriada dos sinais eletromiográficos.

Quanto à utilidade do estudo desenvolvido, esta tese tem sua contribuição a dar, tendo em vista que, com o crescimento da popularidade do uso de atividades subaquáticas para propósitos de reabilitação (hidrocinesioterapia) e de treinamento desportivo, é uma questão de tempo para que os sinais eletromiográficos de superfície se popularizem como ferramenta auxiliar na avaliação desse tipo de atividade. Sendo assim, o avanço na metodologia de captação e de interpretação desses sinais certamente terá uma importância muito grande.

As atividades citadas anteriormente serão apresentadas mais detalhadamente nos capítulos a seguir. O capítulo 2 trará uma introdução sobre sinais eletromiográficos, incluindo histórico da eletromiografia, aquisição e processamento de sinais eletromiográficos, e aplicações em atividades subaquáticas. Um estudo sobre a repetibilidade do eletromiograma de superfície do músculo abdutor curto do polegar consta do capítulo 3, dando confiabilidade à metodologia desenvolvida para captação e processamento dos

sinais de EMG-S. Nos capítulos 4, 5 e 6 são apresentados, em forma de artigo científico, estudos comparativos da amplitude do sinal eletromiográfico de superfície em ambientes aéreo e subaquático, sendo o capítulo 4 sobre o músculo abductor curto do polegar em condição isométrica, o capítulo 5 sobre o músculo bíceps braquial cabeça curta em condição isométrica e o capítulo 6 sobre esse mesmo músculo em condição dinâmica. No capítulo 7 serão apresentadas as conclusões da presente proposta. Em seguida apresentam-se as referências bibliográficas e um anexo com os artigos científicos publicados no período do doutoramento.

2 – A ELETROMIOGRAFIA

A eletromiografia é o estudo das funções musculares por meio da investigação do sinal elétrico proveniente da musculatura. Desde a Antigüidade, a musculatura humana vem recebendo a atenção de estudiosos. Como exemplo, Erasistratis (280 antes de Cristo) já afirmava ser o músculo um órgão de contração. O grande artista e inventor italiano Leonardo da Vinci produziu no século XV importantes trabalhos de dissecação e confecção de atlas da musculatura humana.

A história da eletromiografia remonta à metade do século XVII. O italiano Francesco Redi (REDI, 1617) reportou que a fonte de energia de um tipo de peixe elétrico era certo músculo. Walsh demonstrou em 1773 que o tecido muscular da enguia podia produzir picos de eletricidade. Na década de 1790, o italiano Luigi Galvani (GALVANI; GREEN, 1953 – tradução do original em italiano de 1790) realizou experimentos que demonstraram que descargas de eletricidade estática podiam provocar contrações musculares. Poucos anos depois, Alessandro Volta (VOLTA, 1792) desenvolveu uma poderosa ferramenta para produzir eletricidade e também estimular músculos. Entretanto, foi somente no século XIX que a estimulação muscular por eletricidade ganhou maior notoriedade. O francês Du Bois-Reymond (DU BOIS-REYMOND, 1849) mostrou haver evidência de atividade elétrica em músculos humanos durante contração voluntária. O primeiro estudo sistemático das funções de músculos intactos por meio de eletroestimulação foi efetuado pelo francês Duchenne (DUCHENNE, 1949 - tradução) por volta de 1860. Os sinais dos músculos puderam ser visualizados a partir da década de 1920, por meio de osciloscópio de raios catódicos (GASSER; NEWCOMER, 1921). Nas décadas de 1930, 1940 e 1950, o desenvolvimento da instrumentação para eletromiografia de superfície propiciou estudos variados envolvendo a musculatura humana, como técnicas de relaxamento, análise de movimentos dinâmicos e pesquisas de patologias neuromusculares. A partir da década de 1960, intensificou-se o emprego da eletromiografia, tanto invasiva como de superfície, para os estudos clínicos de *biofeedback*, de patologias em pacientes hemiplégicos e de dores na coluna vertebral. Nas décadas mais recentes houve avanços significativos na análise espectral e em outras técnicas de processamento de sinais eletromiográficos, possibilitando o melhor entendimento da fisiologia muscular, dos parâmetros da fadiga, das disfunções e das mialgias (CRAM, 2003). Além das inúmeras aplicações em

fisioterapia e em reabilitação, tem sido progressiva a utilização da eletromiografia em técnicas de treinamento desportivo e biomecânica.

Há dois métodos principais de coleta do sinal eletromiográfico. O método invasivo, que requer a utilização de agulhas e/ou microeletrodos, é o método rotineiramente empregado na prática clínica, mas causa dor e desconforto ao paciente. O outro método é conhecido como eletromiografia de superfície (EMG-S), pelo fato de utilizar eletrodos metálicos na superfície da pele, do tipo Ag/AgCl. Ao contrário do outro método, não é de uso restrito por médicos, sendo amplamente empregado por fisioterapeutas e, mais recentemente, por profissionais da área desportiva. O sinal coletado é extremamente difícil de ser processado para a extração de parâmetros de interesse clínico. Tem sido objeto de estudo de diversos grupos de pesquisa no mundo, contudo o nível de conhecimento ainda é incipiente se comparado, por exemplo, ao já atingido na eletrocardiografia.

2.1 – VANTAGENS E DESVANTAGENS DA ELETROMIOGRAFIA DE SUPERFÍCIE

A eletromiografia de superfície é um método de coleta de sinais seguro, não-invasivo e simples, propiciando a quantificação da energia do músculo. É possível observar a energia do músculo em repouso e, posteriormente, suas alterações à medida que um movimento ocorre. Mais recentemente, por meio de arranjos (cadeias) de sensores, puderam-se diferenciar aspectos de como certos músculos realizam tarefas diferentes. Por exemplo, é possível determinar se um determinado exercício está ativando um determinado músculo-alvo ou se está havendo substituição dele por outro músculo. Em outra aplicação, a informação obtida do sinal eletromiográfico pode ser fornecida ao paciente, como uma realimentação, a fim de ensiná-lo a relaxar ou a contrair melhor um músculo sob tratamento fisioterápico.

Uma dificuldade reside na ocorrência de *crosstalk*, que se apresenta quando a energia de um músculo interfere no campo de gravação de outro músculo. Assim, pode haver problemas de especificidade nos sinais coletados. Finalmente, outra limitação é a existência de poucas publicações com atlas de posicionamento de eletrodos e o respectivo sinal eletromiográfico. Ainda pior, inexistente uma padronização quanto a captação, processamento e interpretação do eletromiograma de superfície.

2.2 – ELEMENTOS DE ANATOMIA E DE FISIOLOGIA PARA A ELETROMIOGRAFIA

Estão presentes no organismo humano milhares de músculos, distribuídos em diversas categorias. De tamanho e constituição variados, eles realizam tarefas nos diversos sistemas: locomotor, digestório, urinário, reprodutor, cardiorrespiratório, óptico e outros. A Figura 2.1 apresenta os maiores músculos superficiais, muitos dos quais são objetos de intensos estudos eletromiográficos.

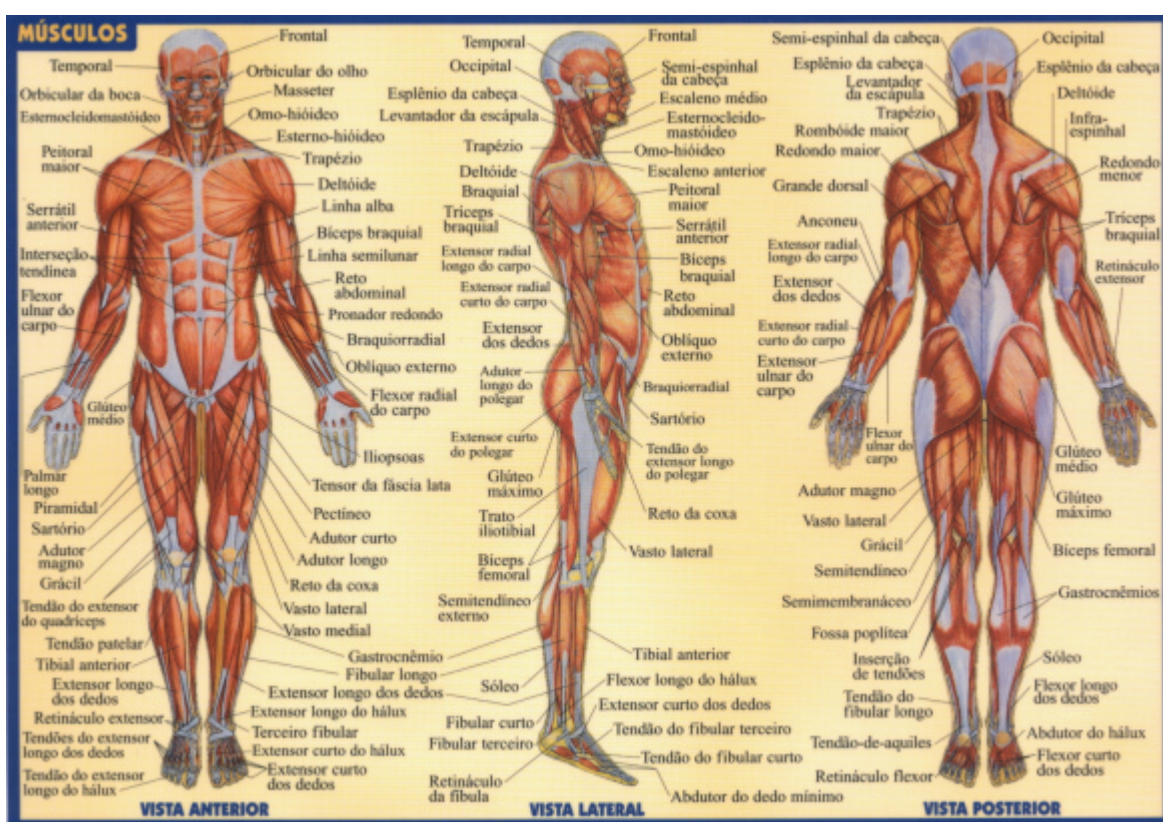


Figura 2.1 – Músculos superficiais do corpo humano (modificado - BARROS, FISCHER & ASSOCIADOS, 2004).

A estrutura básica que forma os músculos é chamada de sarcômero. Alguns músculos são compostos de compartimentos que se deslocam na mesma direção ou em direções ligeiramente diferentes. Cada compartimento contém fibras musculares (Figura 22), as quais são constituídas de miofibrilas. Por sua vez, cada miofibrila é um agregado de filamentos de miosina e de actina, entre outras. Dentro do sarcômero há regiões em que

existe, principalmente, actina (região I), predominantemente miosina (região H) ou há a sobreposição de actina por miosina (região A).

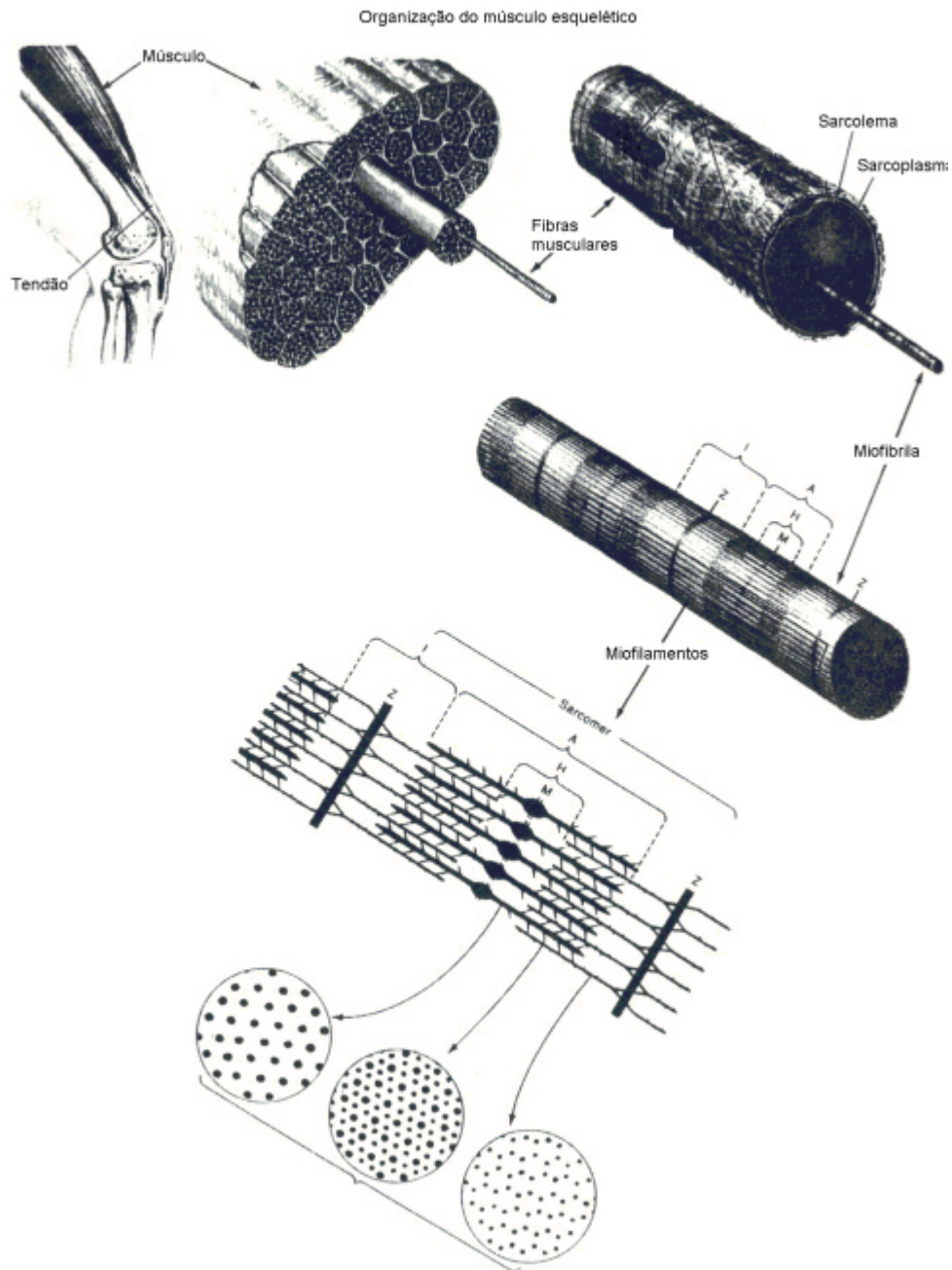


Figura 2.2 – A composição das células e fibras musculares, miofibrilas, miofilamentos, sarcômero e filamentos. (modificado – CRAM; KASMAN; HOLTZ, 1998)

As fibras musculares podem ser divididas em três categorias principais, com base em sua aparência, velocidade de contração e fadigabilidade. Categoria 1 (tipo I): músculos de contração lenta, os quais necessitam de mais de 35 ms para completar um ciclo de despolarização/repolarização, são avermelhados e se contraem com frequência entre 10 a

20 Hz. Categoria 2: músculos de contração rápida, resistentes à fadiga, pálidos e chamados de Tipo II. Categoria 3: músculos de contração rápida, fatigáveis, levam menos de 35 ms para completar um ciclo de contração, esbranquiçados, contraem entre 30 e 50 Hz. Essas classificações têm sido alteradas devido ao desenvolvimento tecnológico.

As contrações musculares estáticas e dinâmicas podem ser executadas por meio de exercícios resistidos, os quais podem ser isométricos, isotônicos (fases concêntrica e excêntrica) e isocinéticos (KISNER; COLBY, 1998). Exercício isométrico: o comprimento do músculo é mantido constante ou não há movimentação articular visível; a força de contração não excede a força de resistência; é muito utilizado em controle postural. Exercício isotônico: literalmente, o termo significa tensão constante, embora a contração não ocorra exatamente dessa maneira, mesmo com carga constante. Fase concêntrica: o músculo encurta durante a contração, já que a força de contração supera a resistência externa; normalmente ocorre aceleração da parte do corpo em movimento. Fase excêntrica: o músculo aumenta de comprimento (estava anteriormente em contração concêntrica), pois a força externa excede a tensão produzida pela contração muscular; está em todos os movimentos no sentido da força da gravidade. Contração isocinética: a velocidade de movimentação do membro é constante, mesmo que a carga aplicada seja variável.

2.2.1 – Unidade Motora

No nível mais básico da organização do sistema nervoso estão as unidades motoras (Figura 2.3) e seu respectivo sistema motor alfa. Ele é composto pelo neurônio motor e pelas fibras musculares que ele enerva. É variável o número de fibras musculares por unidade motora, havendo maior nível de inervação nos músculos de tarefas mais refinadas, como os da face humana.

O axônio motor se ramifica e se conecta à fibra muscular na junção motora (Figura 2.4). Um potencial de ação nervoso viaja pelo axônio, atinge a junção motora, e libera acetilcolina (ACh). Essa substância provoca o rompimento da barreira iônica do tecido muscular e envia o sinal por todo o sistema por meio dos tubos transversos. Então, é criado o potencial de ação da unidade motora (MUAP: *Moton unit action potential*) e o músculo se contrai. A despolarização ocorre tanto no sentido da junção neuromuscular para as conexões tendinosas quanto o contrário.

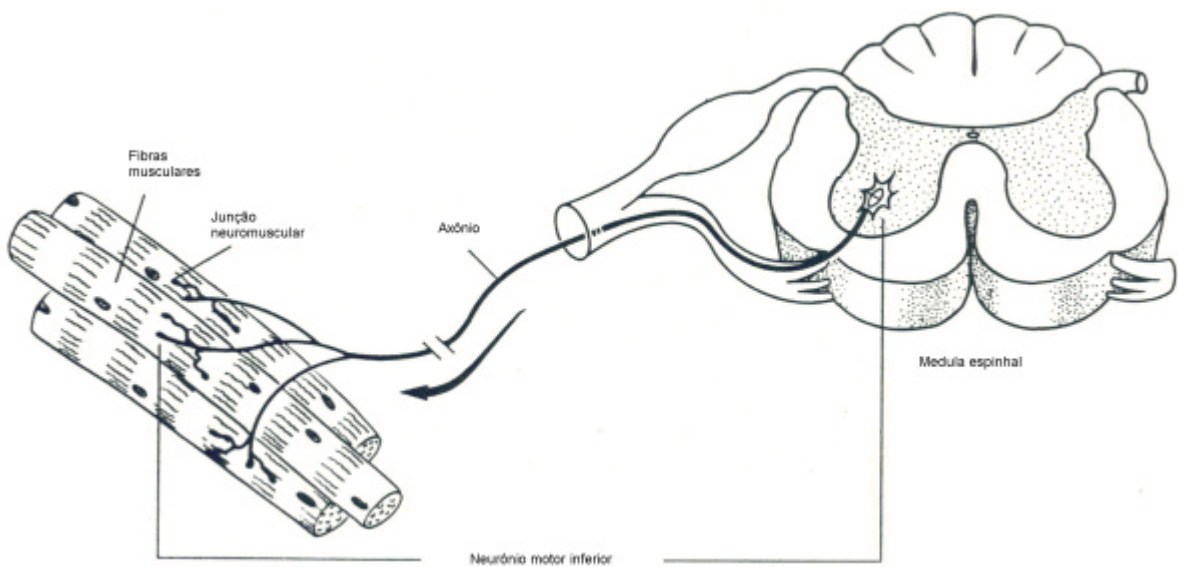


Figura 2.3 – Uma unidade motora: medula espinhal, axônio, junção neuromuscular e fibras musculares. (modificado - SPACELABS MEDICAL, 1993)

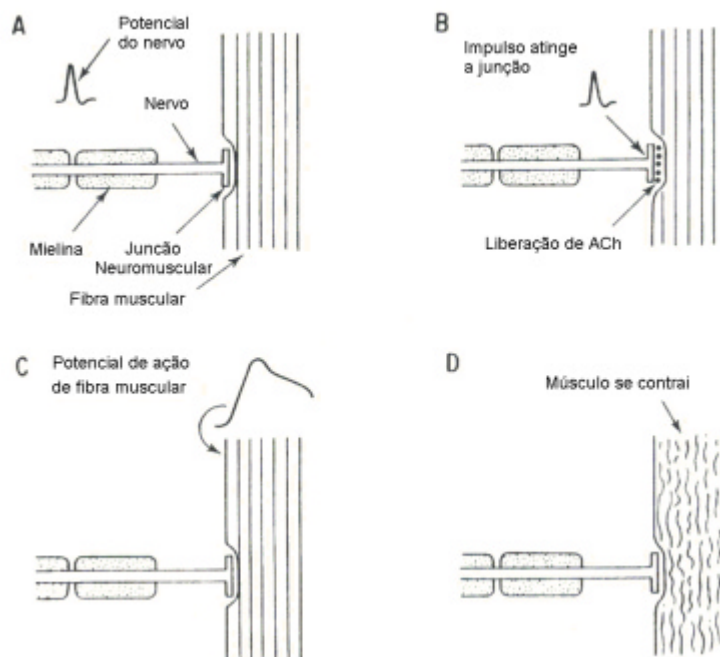


Figura 2.4 – Seqüência de eventos da transmissão através da junção neuromuscular. A) O potencial de ação nervoso se aproxima da junção. B) O transiente atinge a junção e ACh é liberada. C) ACh age nas fibras musculares e é produzido potencial de ação muscular. D) O músculo se contrai (modificado – THOMPSON; TAYLOR, 1967).

A base da eletromiografia é o registro extracelular da troca energética descrita anteriormente. Os potenciais de ação estão relacionados com um aumento repentino na

permeabilidade da membrana celular ao sódio (Na^+), acarretando em um influxo de Na^+ na fibra muscular, o qual está associado a uma alteração mensurável do potencial de repouso da célula. Um rápido efluxo de potássio (K^+) próximo ao pico de influxo de Na^+ causa uma rápida repolarização da célula (Figura 2.5).

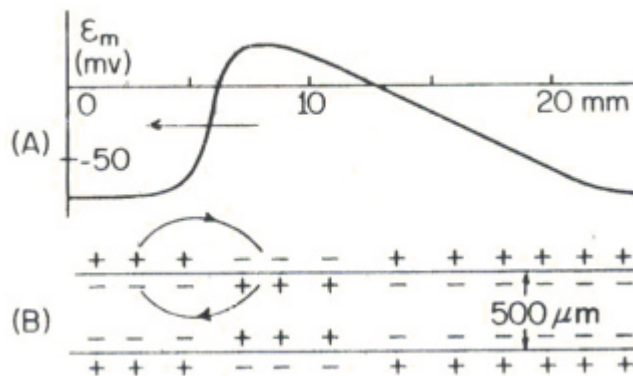


Figura 2.5 – A) Potencial de ação propagando-se da direita para a esquerda. B) Mecanismos de condução em axônio desmielinizado de lula. (modificado – CRAM; KASMAN; HOLTZ, 1998)

Como a unidade motora inerva várias fibras musculares por meio de ramificações nervosas de comprimento e diâmetro diversos, é variável o tempo em que o potencial de ação nervoso atinge a junção motora. Como consequência, é assíncrona a ativação das fibras musculares ligadas a uma mesma unidade motora. Apesar de cada fibra muscular receber sinal de uma única unidade motora, unidades motoras diferentes podem sobrepor espacialmente os territórios de suas fibras (Figura 2.6). Os potenciais de ação de cada fibra muscular somados espacial e temporalmente formam o potencial de ação da unidade motora (MUAP). Quando os MUAPs são coletados por eletrodos invasivos, a amplitude do sinal é da casa de milivolts. Entretanto, esta amplitude cai para microvolts quando são utilizados eletrodos de superfície, pois ocorre perda de energia pela impedância dos tecidos do corpo.

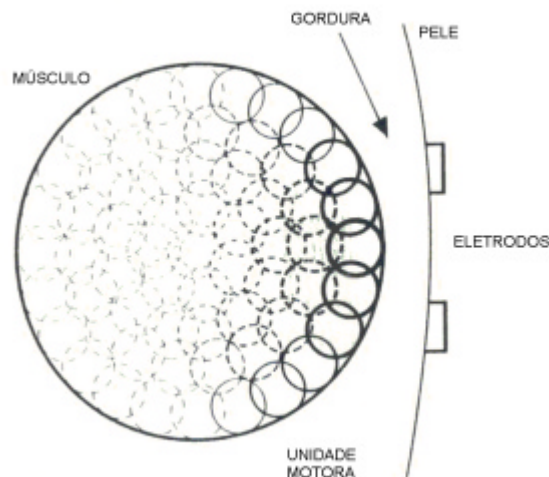


Figura 2.6 – Eletrodos de eletromiografia e a sobreposição espacial das unidades motoras: eletrodos, pele, camada gordurosa, músculo e unidade motora. (modificado – CRAM; KASMAN; HOLTZ, 1998)

Para que seja mantida a contração muscular, é necessário que a unidade motora seja ativada repetidamente, o que resulta em uma seqüência de MUAPs, chamada de trem de potenciais de ação da unidade motora (MUAPT: *Moton unit action potential train*). É importante notar que não são constantes o intervalo interpulso nem as formas de onda do MUAPT.

2.2.2 – Recrutamento das Unidades Motoras

O tônus muscular é um estado de baixo nível de contração (músculos em repouso). Ele representa o sinal de repouso que o sistema nervoso central envia pelas unidades motoras ao músculo. É útil para resistir à força da gravidade, estabilizar o esqueleto e movimentá-lo. Por outro lado, se as fibras musculares fossem solicitadas continuamente, chegariam à exaustão com brevidade. Esta problemática é enfrentada com a estimulação assíncrona das unidades motoras, comandada pelo sistema nervoso. Por exemplo, durante uma contração muscular, o recrutamento das unidades motoras de fibras musculares menores pode ocorrer primeiro. A freqüência de disparo das fibras musculares situa-se numa faixa entre 8 e 50 Hz.

2.3 – AQUISIÇÃO DE SINAIS ELETROMIOGRÁFICOS DE SUPERFÍCIE

Como o sinal elétrico gerado pelos músculos é de amplitude pouco intensa, da ordem de microvolts, faz-se necessário um aparato sofisticado para a amplificação e o tratamento desse sinal, possibilitando sua posterior visualização. Na Figura 2.7 estão apresentados vários componentes de um eletromiógrafo convencional, como eletrodos, amplificadores, filtros e dispositivos de interface com o usuário.

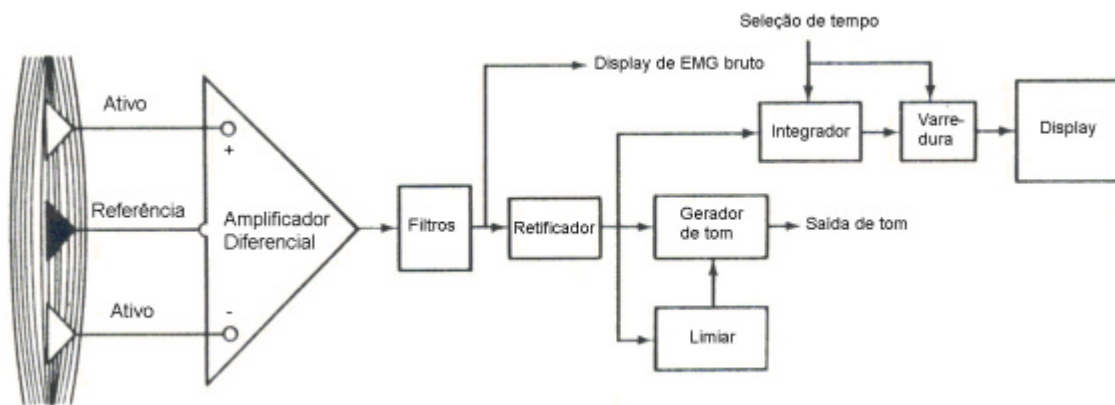


Figura 2.7 – Componentes importantes de um eletromiógrafo (modificado – CRAM; KASMAN; HOLTZ, 1998)

A fonte do eletromiograma de superfície é o potencial de ação da unidade motora (MUAP). Os potenciais de ação são emitidos por cada uma das unidades motoras ativadas durante certa contração. As unidades motoras são ativadas de modo assíncrono, possibilitando, assim, a realização de movimentos suaves. A Figura 2.8 mostra a atividade de todas as unidades motoras recrutadas para uma dada contração (parte superior do gráfico) e a soma de todas elas (eletromiograma). O sinal resultante desta soma é o captado pelos eletrodos. Quanto mais próxima do eletrodo estiver uma determinada fibra muscular, mais ela contribuirá para o sinal captado de eletromiografia, já que existe um menor volume condutor. Quanto mais espessa a camada de tecido adiposo entre o músculo e os eletrodos, maior será a atenuação do sinal eletromiográfico.

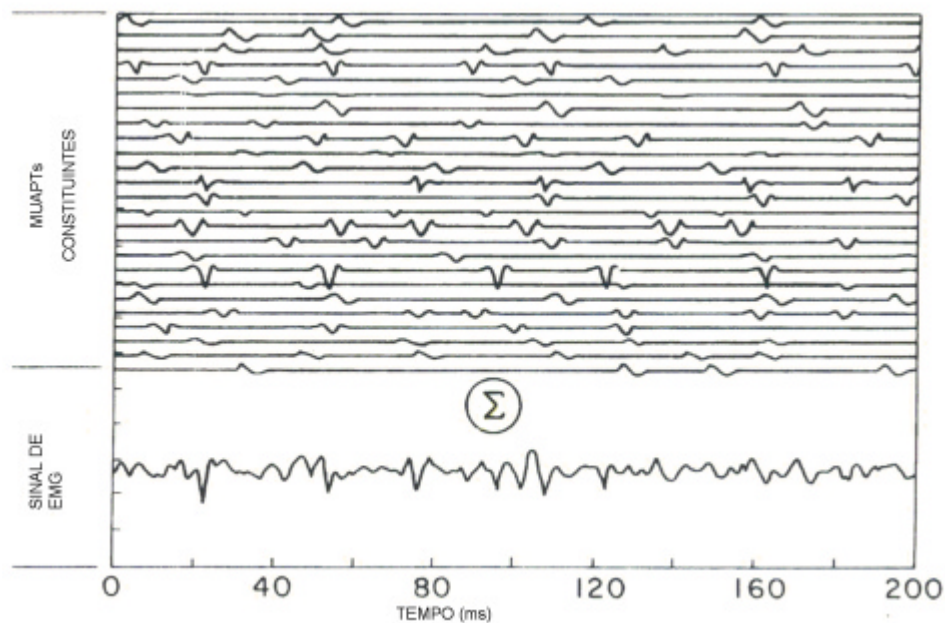


Figura 2.8 – Um eletromiograma e seus componentes de MUAPTS (modificado – CRAM; KASMAN; HOLTZ, 1998)

Os tecidos gordurosos do corpo humano agem como um filtro passa-baixa para o sinal eletromiográfico. Por isso, é imperioso tornar compatíveis as impedâncias do músculo, da pele, dos eletrodos e do amplificador. Na Figura 2.9 estão representadas algumas dessas impedâncias. A impedância da pele depende de sua umidade, da quantidade de óleo e da espessura da camada de células mortas. Em alguns eletrodos passivos e adesivos, um eletrólito hipersalino é depositado pelo fabricante entre a pele e o eletrodo de superfície, reduzindo, assim, a impedância entre eles e favorecendo a captação do sinal eletromiográfico. Além disso, faz-se necessário que estejam balanceadas as impedâncias entre cada eletrodo e a pele.

A eletromiografia teve um desenvolvimento significativo a partir da década de 1950, com a introdução do amplificador diferencial. Ele, quando conectado a um eletrodo de referência e a dois de captação, permite a eliminação de grande parte do ruído de modo comum aos dois eletrodos. Atualmente, encontram-se no mercado amplificadores com razão de rejeição de modo comum acima de 90 dB, valor significativo para a eletromiografia. A Tabela 2.1 apresenta os parâmetros recomendados pelo grupo de trabalho SENIAM (HERMENS *et al.*, 1999) - que são as recomendações da União Européia para a eletromiografia de superfície - para amplificadores de sinais eletromiográficos.

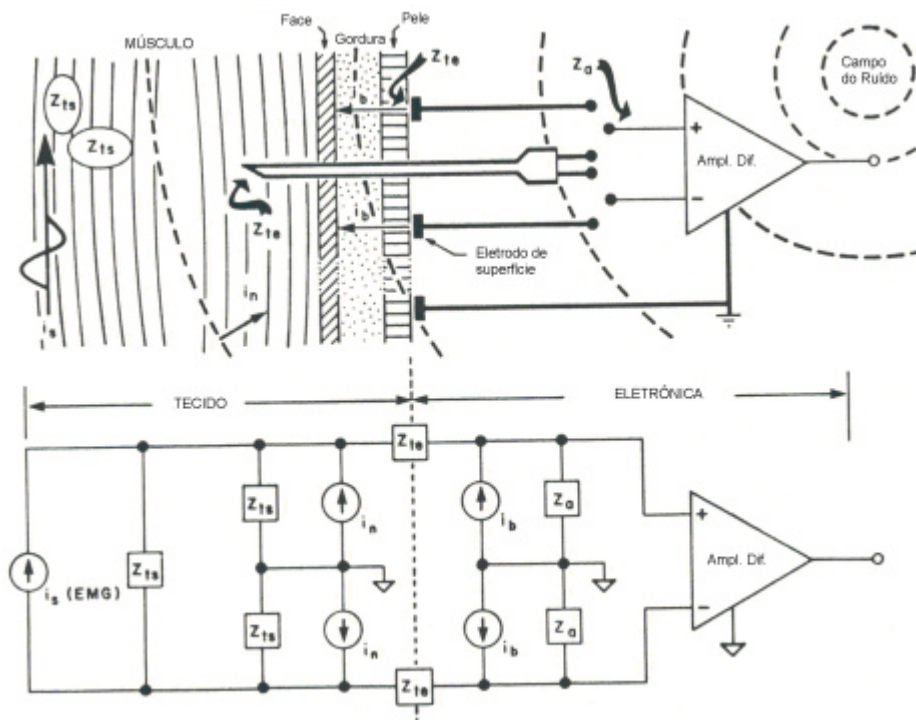


Figura 2.9 – Impedâncias dos tecidos, dos eletrodos e do amplificador. Z_a : impedância de entrada do amplificador, Z_{ts} : impedância da pele vista pela fonte de corrente, Z_{te} : impedância pele-eletrodo, i_s : fonte de corrente do sinal eletromiográfico, i_n : corrente comum de ruído, i_b : corrente de polarização de entrada do amplificador. (modificado – BASMAJIAN; DELUCA, 1985)

Tabela 2.1 – Parâmetros recomendados para amplificadores de EMG-S (HERMENS *et al.*, 1999)

| Parâmetros recomendados para amplificadores de EMG-S | |
|--|--|
| Parâmetro | Valor recomendado |
| Filtro passa-alta: | |
| <i>para análise espectral</i> | < 10 Hz |
| <i>para análise de movimento somente</i> | 10 – 20 Hz |
| Filtro passa-baixa: | |
| <i>para aplicações gerais</i> | ~500 Hz (amostragem > 1000 Hz) |
| <i>para aplicações especiais</i> | ~1000 Hz (amostragem 2000 – 4000 Hz) |
| <i>Nível de ruído de entrada (tensão)</i> | < 1 mV RMS (banda 10 – 500 Hz) |
| <i>Nível de ruído de entrada (corrente)</i> | < 10 pA RMS (banda 100 – 500 Hz) |
| <i>Impedância de entrada</i> | > 100 MΩ (eletrodos convencionais) |
| <i>Ganho</i> | O suficiente para compatibilizar o sinal com o número de bits do conversor A/D |
| <i>Número de bits do conversor A/D</i> | 12 ou 16 |

Outra etapa crítica do processamento do sinal pelos circuitos eletrônicos é a filtragem. Por meio dela pode-se tentar eliminar ruídos interferentes e também selecionar as componentes frequenciais mais importantes para um dado estudo. Como exemplo, para os músculos da

face a faixa mais útil de frequências está entre 25 Hz e 500 Hz. Por outro lado, uma banda passante entre 100 Hz e 200 Hz eliminaria melhor o ruído oriundo do eletrocardiograma, mas com o prejuízo de dificultar a análise de fadiga muscular, que ocorre em frequências mais baixas.

2.3.1 - Eletrodos

Para a captação do sinal eletromiográfico, os eletrodos devem ser selecionados e colocados de maneira apropriada e em um ponto correto do músculo. Os eletrodos podem ser do tipo monopolar, bipolar ou arranjo. Em alguns modelos está incorporado um circuito eletrônico pré-amplificador, sendo estes eletrodos conhecidos por eletrodos ativos. Quanto ao formato, há várias opções: circular, oval, quadrado, retangular ou em forma de pinos (Figura 2.10).

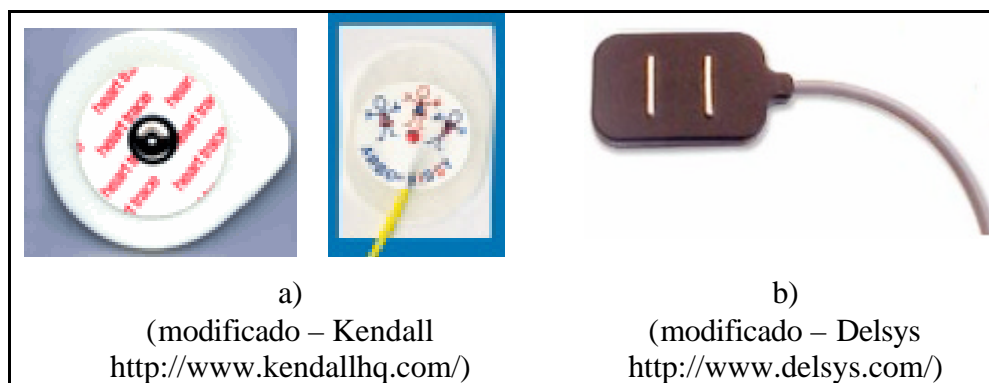


Figura 2.10 – Eletrodo adesivo de gel (a) e eletrodo ativo com pré-amplificação (b).

O tamanho do eletrodo é o tamanho da área condutora, podendo variar de 1 mm² a alguns cm². É importante que seja grande o suficiente para captar um número razoável de unidades motoras, porém pequeno o bastante para evitar interferência do tipo *crosstalk* de outros músculos. Tipicamente, é de 10 mm na direção das fibras musculares.

Na Figura 2.11 é mostrado um arranjo linear de oito eletrodos. Internamente, ele conta com sete amplificadores diferenciais, os quais propiciam sete canais de EMG-S (Figura 2.12). São realizadas no arranjo (sonda captadora) tarefas de pré-amplificação e de filtragem analógica. As etapas finais de condicionamento do sinal são efetuadas por outro equipamento.

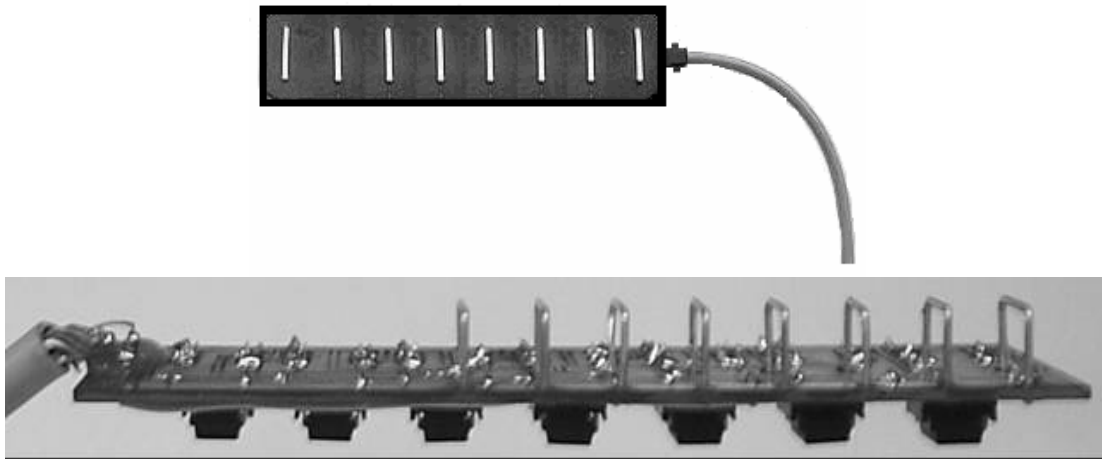


Figura 2.11 - Superior: vista exterior de uma possível configuração de 8 eletrodos para uso em arranjos lineares, sendo cada eletrodo composto de uma tira de prata pura com 1 mm de diâmetro e 10 mm de comprimento. Inferior: Protótipo de arranjo linear de 8 eletrodos desenvolvido no Departamento de Engenharia Elétrica da Universidade de Brasília.

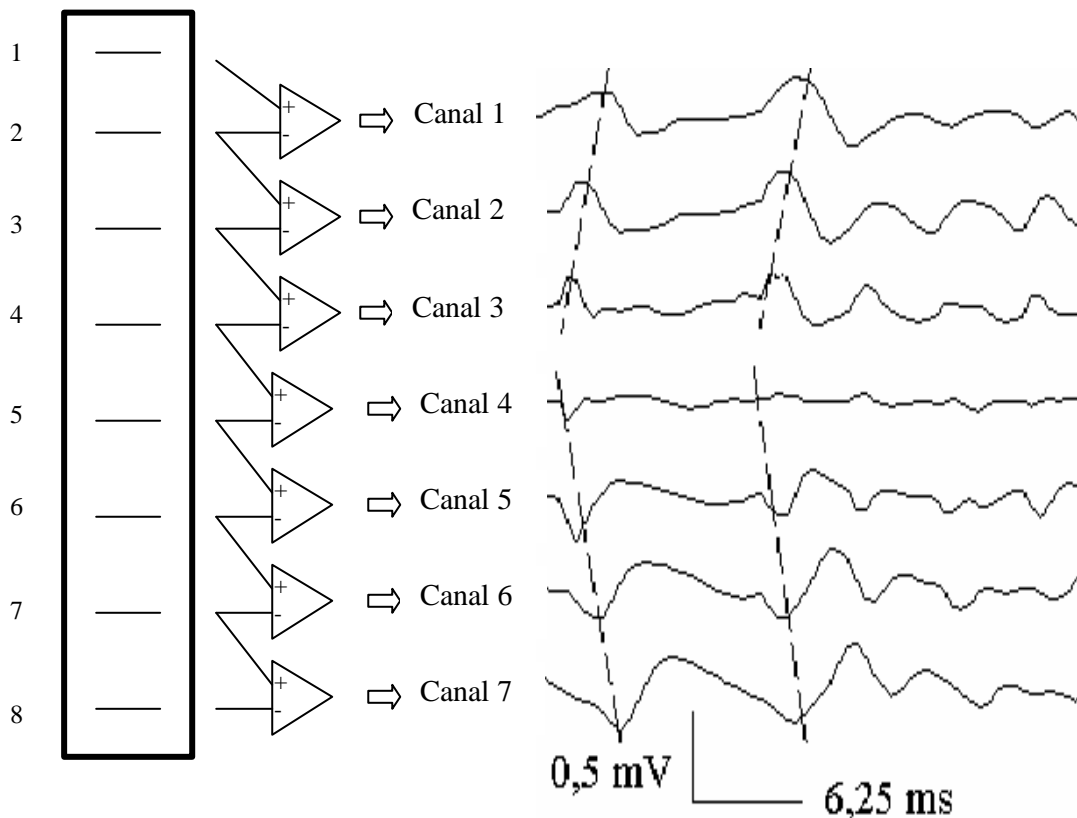


Figura 2.12 - Potenciais propagantes no bíceps braquial cabeça curta (flexão de cotovelo a 90°; arranjo linear de 8 eletrodos de prata de 10 mm de comprimento e 1 mm de diâmetro, distância intereletródica de 10 mm, em configuração bipolar). As linhas pontilhadas ilustram a propagação dos potenciais de ação das unidades motoras. A zona de inervação está na região do canal de número 4.

Uma aplicação interessante dessa tecnologia é a estimativa da velocidade de condução nas fibras musculares (tipicamente, de 4 m/s), já que ela varia quando se apresenta fadiga muscular. Outra aplicação muito útil desse tipo de arranjo linear é a identificação da região anatômica da zona de inervação (agrupamento de pontos motores). Para tanto, faz-se necessário orientar o arranjo paralelamente à direção das fibras musculares. A Figura 2.12 apresenta essa situação. Percebe-se que a zona de inervação está na região do canal 4 (correspondendo à região da pele entre os eletrodos 4 e 5), já que ocorre ali uma inversão no sentido de propagação do sinal de EMG-S. As regiões dos tendões também poderiam ser identificadas, bastando, para isso, ser deslocada o arranjo em sentido distal ou medial. Esta tecnologia permite que se pesquise a melhor região do músculo para que sejam colocados, posteriormente, os eletrodos de captação, quando for o caso de serem utilizados outros eletrodos, por exemplo, adesivos com gel. No caso dos sinais da Figura 2.12, poderiam ser utilizadas as regiões sob os eletrodos 1 a 3 ou 6 a 8. Quando o arranjo não está alinhada em paralelo com as fibras musculares, tornam-se visíveis os potenciais não propagantes (Figura 2.13), os quais são impróprios para estudos de velocidade de condução e indicam que não é a melhor posição para se depositar os eletrodos de captação.

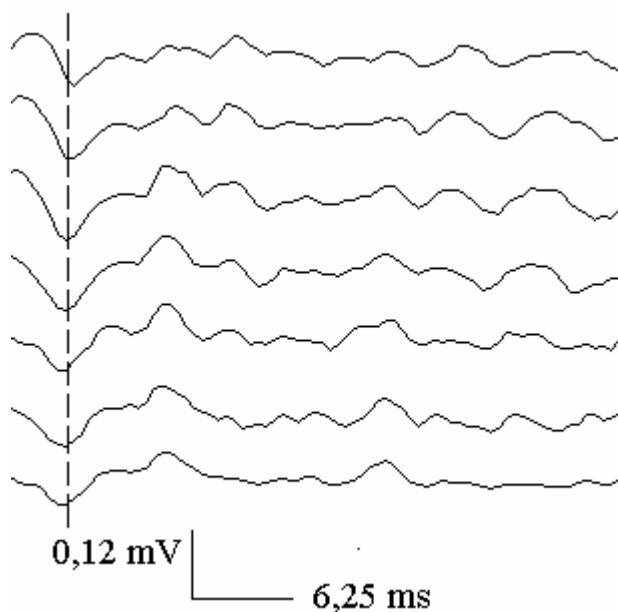


Figura 2.13 - Exemplo de potenciais não propagantes. Esses potenciais surgem próximo à região dos tendões, quando os potenciais alcançam essas regiões e entram em processo de extinção. Eles são mais proeminentes quando é usada a configuração monopolar. No exemplo, são mostrados sinais de EMG captados no bíceps braquial cabeça curta (flexão de cotovelo a 90°; arranjo linear de 8 eletrodos com distância intereletrodica de 10 mm, em configuração diferencial).

Os arranjos de eletrodos são fundamentais para que seja possível a árdua tarefa de decomposição de sinais de EMG-S, diferenciando visualmente os potenciais das unidades motoras. Para tal, são requeridos dezenas de eletrodos. A Figura 2.14 apresenta, muito sucintamente, um exemplo nesse campo de estudo.

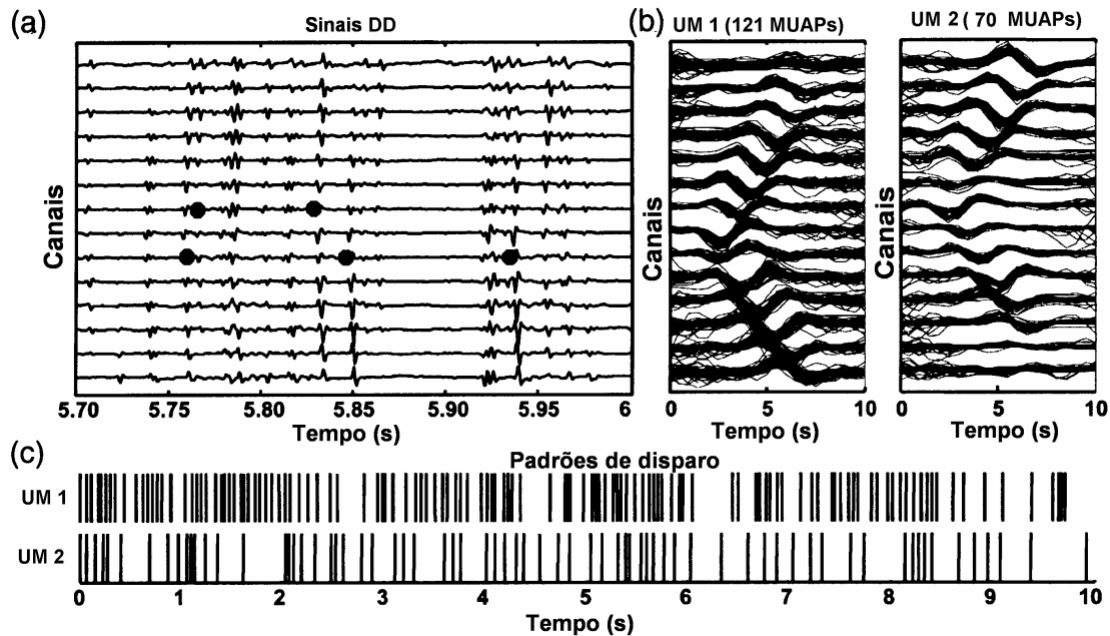


Figura 2.14 - Exemplo de resultado de decomposição de sinal eletromiográfico de superfície. EMG captado no abdutor curto do polegar com um arranjo linear de 16 eletrodos em formato de pinos com diâmetro de 1 mm e distância intereletrodica de 2,5 mm. a) Gravação em modo diferencial duplo para posterior decomposição do EMG. b) Classificação das MUAPs como pertencentes a duas UMs. c) Padrões de disparo das UMs apresentadas em (b), estimados por técnicas de decomposição automática. (Modificado de MERLETTI; FARINA; GAZZONI, 2003).

Os eletrodos podem ser de diversos tipos de material: Ag/AgCl, AgCl, Ag, Au e outros. O material deve propiciar um bom contato entre a pele e o eletrodo e um comportamento estável no tempo (devido às reações químicas na interface). Em alguns modelos de eletrodos passivos adesivos, o fabricante aplica na superfície do eletrodo uma camada de gel salino condutor para reduzir a impedância entre a pele e o eletrodo.

Outro aspecto relevante é a distância intereletrodos, que é a distância centro a centro das superfícies condutoras de dois eletrodos bipolares. Ela influencia na área de captação e na interferência por *crosstalk*. Tipicamente, é de 20 mm, não devendo exceder a um quarto do comprimento da fibra muscular em músculos pequenos.

Para a localização precisa do local em que os eletrodos deverão ser colocados, é preciso consultar um atlas de eletromiografia (Figura 2.15) para verificar a postura inicial em que deverá ficar o indivíduo e localizar o músculo por meio de apalpação. Devem ser evitados os pontos motores, os tendões musculares e a proximidade com outros músculos ativados (*crosstalk*).

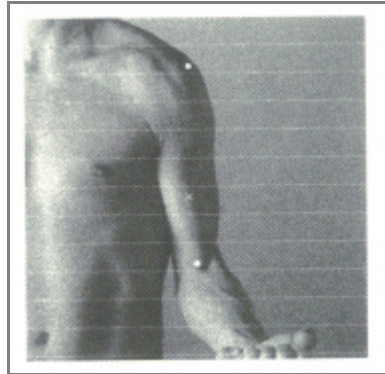


Figura 2.15 – Exemplo de marcações para a localização de eletrodos de superfície no bíceps braquial cabeça curta. Os pontos redondos brancos são as referências antropométricas. O ‘x’ branco é o ponto para a deposição dos eletrodos de captação. (modificado - HERMENS *et al.*, 1999)

Antes da colocação do eletrodo, a pele do sujeito deve ser adequadamente preparada para melhorar o contato entre ela e o eletrodo, propiciando menor ruído e menor risco de desbalanceamento de impedância entre eletrodos. As técnicas de preparação da pele podem incluir a rapagem dos pêlos, a abrasão com pasta específica e a limpeza com álcool, dependendo do tipo de eletrodo a ser empregado e do músculo de interesse.

Um outro aspecto a ser observado é a orientação dos eletrodos, que é a posição da linha entre dois eletrodos bipolares com respeito à direção das fibras musculares. No caso de eletrodos bipolares, é crescente a recomendação da literatura para a colocação dos eletrodos em paralelo às fibras musculares.

A fixação do eletrodo e dos cabos elétricos deve ser feita de modo a reduzir o risco de ocorrência de artefatos. Para tanto, pode-se utilizar fita adesiva do tipo face dupla para impedir que os cabos elétricos provoquem movimentos nos eletrodos. Mais recentemente, foram criados eletrodos que não possuem cabos elétricos convencionais para o amplificador. Constituindo um avanço tecnológico disponibilizado apenas por algumas poucas empresas, os eletrodos transmitem os sinais de eletromiograma via radiofrequência, totalmente sem fiação, permitindo grande mobilidade aos sujeitos.

Para um profícuo funcionamento do amplificador diferencial, o eletrodo de referência deve ser depositado em uma posição adequada, a qual pode ser verificada em um atlas de eletromiografia. Usualmente, são utilizados o punho, o tornozelo e a vértebra espinhal C7.

2.3.2 - Ruídos e Artefatos

Do ponto de vista funcional, ruídos e artefatos são definidos como qualquer coisa indesejada contida no sinal eletromiográfico. Eles podem ter origem em outros órgãos do organismo humano, nos circuitos eletrônicos de captação e processamento ou no ambiente em que se encontram o sujeito e os equipamentos.

Uma fonte de ruído freqüente é o sinal de eletrocardiografia, que é muito mais organizado e intenso que o sinal dos músculos. É facilmente captado nas regiões torácica e lombar. A Figura 2.16 apresenta sinais eletromiográficos contaminados pelos de eletrocardiografia (canal RLTr). Para minimizar este artefato, pode-se colocar os eletrodos mais próximos um do outro ou utilizar um filtro passa-banda entre 100 e 200 Hz, o que tem a inconveniência de ceifar componentes espectrais importantes para a eletromiografia.

O artefato de movimento aparece como deslocamentos de corrente contínua ou deflexões abundantes nos potenciais do eletromiograma bruto (sem processamento). Isso ocorre quando o eletrodo desliza pela pele, gerando um potencial elétrico espúrio. A Figura 2.16 apresenta este fenômeno. É possível notar nessa figura (canal LSer) que no sinal processado o artefato de movimento aparece simplesmente como uma deflexão para cima, dificultando a sua identificação. Na Figura 2.17 podem ser observadas alterações no sinal eletromiográfico para diferentes posicionamentos do eletrodo. Este artefato pode ser reduzido com o emprego de eletrodos flutuantes (flutuam sobre uma camada de gel) em vez de eletrodos de contato direto com a pele. Adicionalmente, os eletrodos podem ser fixados à pele com fita adesiva, impedindo a movimentação e o deslocamento deles.

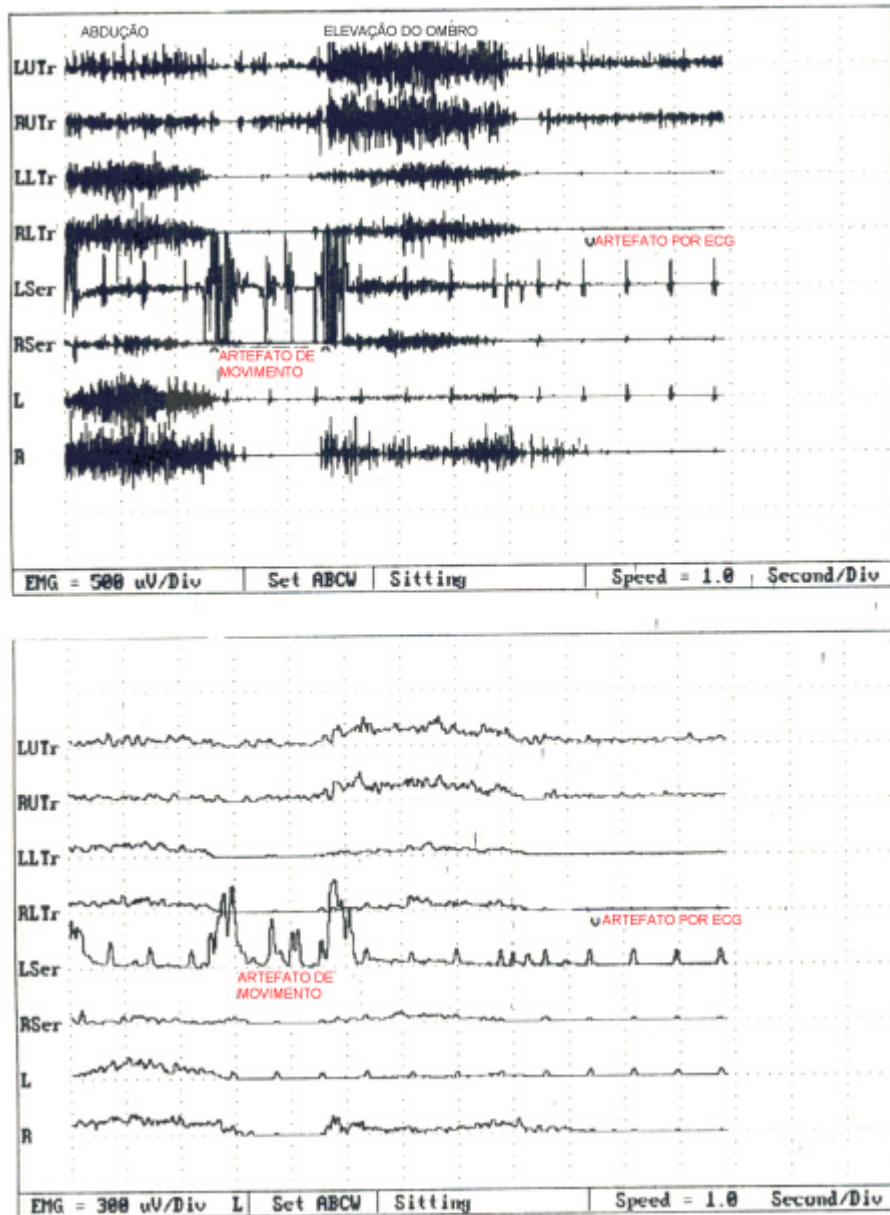


Figura 2.16 – Eletromiograma bruto (quadro acima) e após filtragem digital (quadro abaixo). Percebe-se a influência de sinal eletrocardiográfico e de artefato de movimento. (modificado – CRAM; KASMAN; HOLTZ, 1998).

Uma fonte importante de ruído é a interferência da rede de instalação elétrica, na frequência de 60 Hz. Sua ocorrência é facilitada por más conexões dos eletrodos. Por meio de análise espectral pode-se identificar os harmônicos decorrentes deste artefato, somados ao sinal eletromiográfico. Alguns eletromiógrafos possuem um filtro eletrônico para esse ruído, podendo, contudo, acarretar em sérias perdas de informação para certos estudos. Esse artefato pode ser combatido utilizando-se cabos elétricos mais curtos e blindados e afastando do sujeito equipamentos elétricos, como lâmpadas e microcomputadores.

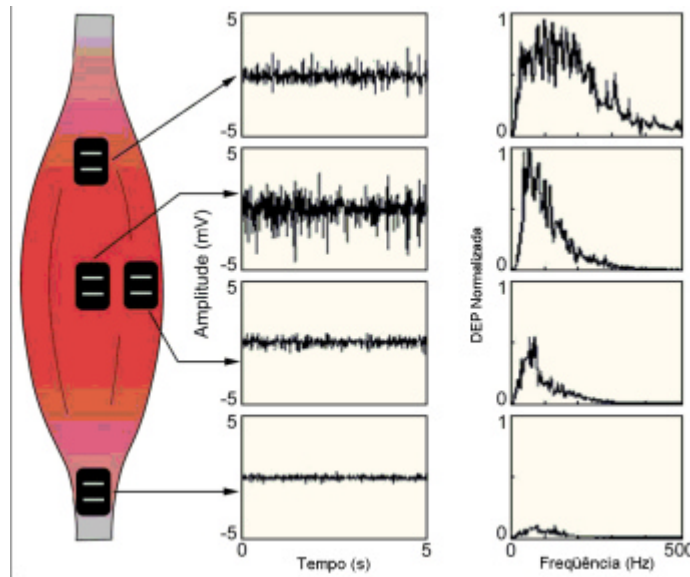


Figura 2.17 – Para diversos posicionamentos do eletrodo, as alterações do sinal quanto à amplitude (ao centro da figura) e à densidade espectral de potência (à direita). (modificado - DELUCA, 1997).

Outro artefato visto frequentemente em sinais eletromiográficos é o sinal dos músculos do sistema respiratório, especialmente quando eles são muito exigidos (durante uma corrida, por exemplo). Sua redução pode ser tentada pelo treinamento do sujeito via *feedback* para um melhor padrão respiratório em termos de frequência e intensidade.

Não tão freqüente, mas prejudicial em certas condições, é o artefato causado por campos eletromagnéticos de radiofrequência. Nesse caso, os cabos elétricos dos eletrodos atuam como antenas e captam sinais de alguma fonte de radiofrequência. A forma de minorar este artefato é deslocar o eletromiógrafo para outra sala ou prédio. Em particular, em ambiente subaquático esse tipo de ruído pode ser mais intenso que no ambiente aéreo, requerendo atenção especial.

Um outro artefato biológico importante é conhecido como *crosstalk*, que ocorre quando o sinal elétrico de um músculo distante atinge o eletrodo do músculo sob estudo. Apesar de ser muito freqüente nas contrações dinâmicas, é altamente indesejado nos protocolos em que há relaxamento. A Figura 2.18 apresenta um exemplo de *crosstalk* no qual o sinal próximo da sobrançelha (à esquerda da figura) é contaminado pelo sinal do músculo masseter quando o indivíduo aperta os dois maxilares (à direita da figura). A forma de diminuir esse artefato é posicionar os eletrodos de forma cuidadosa para evitar músculos interferentes.

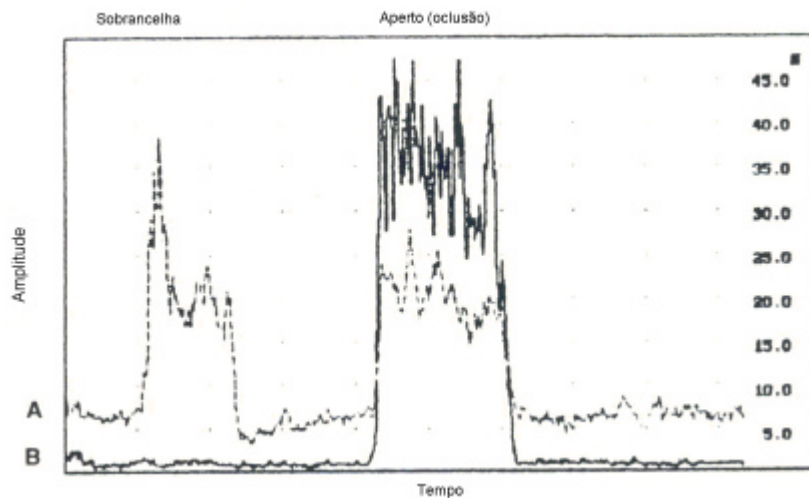


Figura 2.18 – Músculo masseter (B) ocasiona *crossstalk* em captação na sobrançelha (A) durante oclusão dos maxilares (modificado – CRAM; KASMAN; HOLTZ, 1998).

Recentemente, algumas indústrias disponibilizaram sistemas computadorizados que gravam o sinal eletromiográfico via telemetria e o sincronizam com imagens de vídeo do sujeito em estudo. Há dois inconvenientes: 1) é ainda um pouco volumoso e pesado o equipamento que coleta os sinais dos eletrodos e os transmite via radiofrequência ao receptor conectado ao microcomputador; 2) o número de canais de captação é menor que nos equipamentos convencionais. Isto influencia negativamente o desempenho da atividade física pelo sujeito, não ocorrendo ela exatamente nas mesmas condições de treinamento desportivo ou protocolo fisioterápico. A Figura 2.19 ilustra um desses sistemas comerciais.

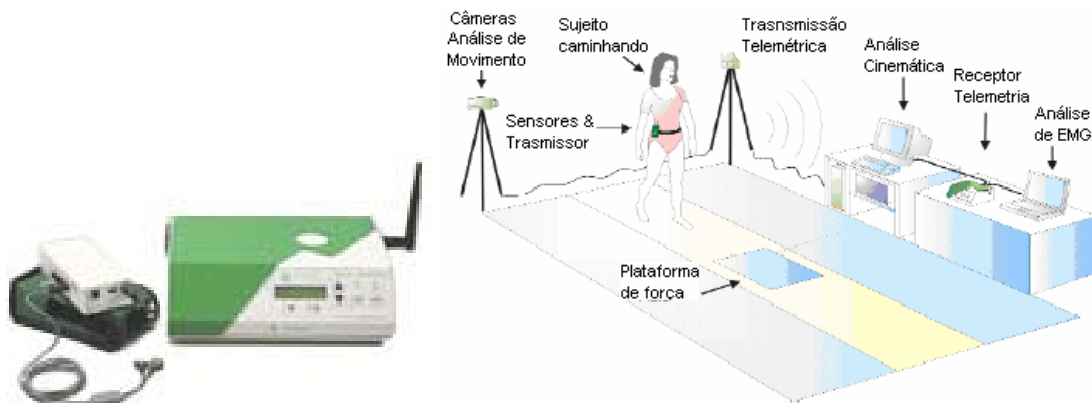


Figura 2.19 – Sistema comercial para telemetria. (modificado - <http://www.noraxon.com/products/equipment/telemetry2400R.php3>)

2.4 – PROCESSAMENTO DE SINAIS ELETROMIOGRÁFICOS

Normalmente, o sinal eletromiográfico de superfície bruto passa por um processamento eletrônico no amplificador do sinal analógico, o que pode incluir uma filtragem do tipo passa-banda entre 20 Hz e 500 Hz. Posteriormente, com o sinal já digitalizado no computador, o processamento digital do sinal eletromiográfico pode prover diversas informações sobre ele, algumas com aplicações clínicas. Infelizmente, não há padronização da metodologia de análise dos sinais (FARINA; MERLETTI, 2000), o que dificulta enormemente a comparação de estudos efetuados por autores diferentes e a utilização clínica para diagnóstico.

Citando de maneira extremamente sucinta, algumas técnicas de processamento usuais são a retificação (de meia-onda ou de onda completa), a detecção de envoltória linear (filtragem passa-baixa do sinal retificado em onda completa), o alisamento (“smoothing”), o cálculo do valor RMS (*root mean square*, que é a raiz quadrática média de certa janela de tempo), o cálculo do valor médio, o branqueamento (“whitening”) para a descorrelação estatística dos dados (CLANCY; MORIN; MERLETTI, 2002) e a integração (área abaixo da curva do sinal retificado). Há ainda as importantes análises realizadas no domínio da frequência, com base em transformadas como a FFT (*Fast Fourier Transform* - transformada rápida de Fourier) e wavelets, fornecendo a densidade espectral de potência, o escalar de potência mediana, as frequências média e mediana e o espectrograma, entre outras informações. Para que seja possível comparar sinais obtidos de diferentes aquisições ou músculos, às vezes é efetuada a normalização do sinal eletromiográfico com relação à sua amplitude máxima, média ou o valor obtido na contração voluntária máxima, podendo também ser utilizada a espessura da camada de gordura hipodérmica. Comumente, estudos posteriores incluem análises estatísticas, como o teste t ou ANOVA (*analysis of variance* - Análise de variância) associada a testes post-hoc (Tukey, Bonferroni e outros).

Para o estudo das diversas técnicas de processamento digital de sinais é útil a utilização de sinais gerados sinteticamente, pois podem ser obtidos facilmente sinais de características muito diversas. Em 2004, foram desenvolvidos na Universidade de Brasília um programa computacional simulador de sinais eletromiográficos (SOARES *et al.*, 2004), um outro que oferece diversas ferramentas para o processamento dos sinais (SARTORI *et al.*, 2004) e um terceiro (BARROSO *et al.*, 2004) que permite a aquisição simultânea de sinais

eletromiográficos e de força, ofertando ao sujeito uma excelente retroalimentação visual de sua força. Além disso, têm sido empreendidos esforços para a comparação de técnicas de análise digital (ANDRADE *et al.*, 2004; COSTA *et al.*, 2005).

Um campo desafiador para o processamento digital de sinais eletromiográficos de superfície é a decomposição dos mesmos. Isto implica na diferenciação visual dos potenciais das unidades motoras individuais. Algumas técnicas automáticas de decomposição têm sido apresentadas (ZAZULA; SOSTARIC, 1999; GAZZONI *et al.*, 2004), viabilizando o estudo de estratégias de recrutamento de unidades motoras. Em todas elas são necessários dezenas de canais simultâneos de eletromiografia, captados por meio de arranjos com dezenas de eletrodos.

2.5 – APLICAÇÕES EM ATIVIDADES FISIOTERÁPICAS E DESPORTIVAS EM AMBIENTES SUBAQUÁTICOS

As atividades físicas têm recebido uma importância crescente, devida a vários fatores. O primeiro é que a atividade física é, comprovadamente, um dos meios mais eficientes para a manutenção da saúde física e mental do ser humano. Outro fator é a grande utilidade da atividade física na recuperação de diversas patologias, o que tem sido explorado intensamente por profissionais da área de ortopedia e fisioterapia.

Nesse contexto, a tecnologia vem se tornando um parceiro importantíssimo no aprimoramento das atividades físicas. Por exemplo, a eletromiografia de superfície é uma ferramenta também para a monitoração de fadiga muscular (Figura 2.20). Aparelhos cada vez mais sofisticados e eficientes têm surgido, e permitido o avanço de técnicas terapêuticas e desportivas. Muitos equipamentos atuais permitem um maior ganho em termos de condicionamento físico, minimizando, por exemplo, o risco de dano muscular ou ósseo que pode ser causado ao praticante da atividade física. O eletromiograma de superfície tem sido empregado também no ramo aeroespacial para estudos do efeito da microgravidade no sistema muscular, já que é possível simular ausência de gravidade em um tanque com água (KELLY *et al.*, 2000). Outra aplicação crescente da eletromiografia de superfície, apesar de não estar relacionada a atividades aquáticas, é a ergonomia, permitindo estudos cuidadosos da postura corporal humana (U.S. DEPARTMENT OF HEALTH AND HUMAN SERVICES, 1989).

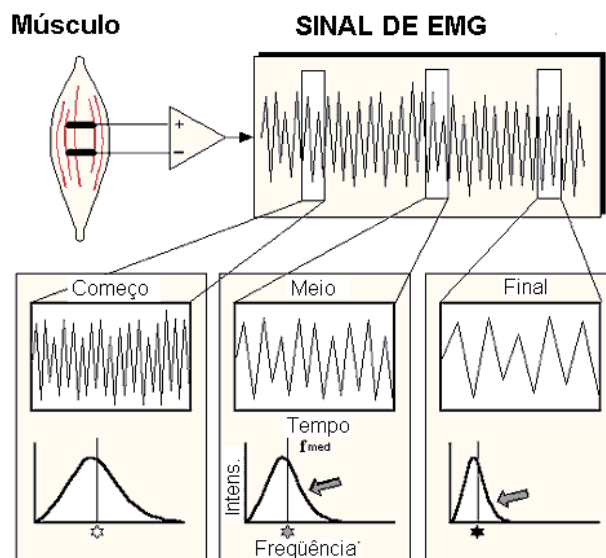


Figura 2.20 - Alterações na frequência mediana do sinal eletromiográfico provocadas por fadiga muscular. (modificado - DELUCA, 1997).

Entre as atividades físicas, é cada vez mais reconhecida a utilidade daquelas realizadas em ambiente subaquático, pois são muito afetadas as diversas funções do organismo humano, como as dos sistemas cardiorespiratório e metabólico (CASSIDY; NIELSON 1992; FRANGOLIAS, 1996).

As propriedades físicas da água e sua capacidade térmica desencadeiam efeitos terapêuticos, psicológicos e sensorio-motores. Entre eles, figuram a facilitação do ortostatismo e da coordenação motora, a redução dos estímulos proprioceptivos e o alívio da tensão e do estresse (CAMPION, 1990). As propriedades físicas da água mais importantes para estudos com EMG-S em atividades subaquáticas são: densidade (músculos: 1158 kg/m^3 , costela: 1383 kg/m^3) e gravidade específica, empuxo - Princípio de Arquimedes - (90% de redução do peso-suporte quando a imersão é até a sétima vértebra cervical), pressão hidrostática (Lei de Pascal), turbulência (Princípio de Bernoulli), viscosidade, tensão superficial e refração.

Diversos estudos abordaram a eficácia da hidrocinesioterapia (aplicação externa da água para fins terapêuticos) em pacientes com afecções variadas (CAMPION, 1990; EDLICH; TOWLER; GOITZ 1987; TOVIN *et al.*, 1994).

Tem-se observado que os exercícios nesse tipo de ambiente apresentam, em muitos casos, resultados melhores que exercícios em ambiente aéreo (WHITLEY; SHOENE, 1987). Muitas têm sido as justificativas para essa constatação, indo desde o fato de que o impacto de exercícios nos músculos, tendões e ossos é menor, até o fato de o metabolismo humano se comportar de forma diferente em ambiente subaquático (FRANGOLIAS *et al.*, 1996). Nessa mesma linha de estudos, a eficácia do emprego de dispositivos que alteram o esforço muscular na água foi avaliada por FREY-LAW *et al.* (1994) e ABIDIN; THACKER; BECKER (1988).

Dois fatores são de fundamental importância para a análise das atividades hidrocinesioterápicas: a temperatura da água (31° a 35°C, segundo CAMPION, 1990) e a profundidade da imersão do indivíduo, pois elas afetam o sistema musculoesquelético, conseqüentemente, o eletromiograma. Por este motivo, esses dois fatores foram considerados quando da elaboração dos experimentos desta tese de doutorado, já que podem afetar a amplitude da eletromiograma de superfície.

3 – ESTUDO DE REPETIBILIDADE DAS VARIÁVEIS ELETROMIOGRÁFICAS DO ABDUTOR CURTO DO POLEGAR

3.1 – INTRODUÇÃO

Novas rotinas de trabalho, como as relacionadas a uma intensa utilização de computadores, têm causado um evidente aumento na ocorrência de doenças ocupacionais (RANNEY, 1997), sendo que uns dos mais freqüentes estão relacionados às patologias dos músculos das mãos. Devido a esse fenômeno, profissionais das ciências da saúde estão pesquisando maneiras para caracterizar e tratar tais patologias. O emprego de sinais eletromiográficos de superfície (EMG-S) está entre as ferramentas possíveis para a investigação do comportamento dos músculos da mão.

Todavia, a significância dos resultados das medições de EMG-S em aplicações clínicas e de pesquisa depende da repetibilidade das variáveis medidas do EMG-S. Alguns trabalhos da literatura investigaram a repetibilidade de variáveis do EMG-S associadas a contrações voluntárias e proveram resultados com tratamento estatístico adequado (NG *et al.*, 1996, ROY *et al.*, 1997, RAINOLDI *et al.*, 1999 e 2001, FALLA *et al.*, 2002). No trabalho que será descrito neste texto, os sinais de EMG-S foram gravados com o emprego de eletrodos comerciais na configuração bipolar, a fim de se investigar a repetibilidade das estimativas de variáveis espectrais (MDF: *Median frequency* - frequência mediana) e de amplitude (RMS: *Root mean square* - raiz quadrática média) no músculo abductor curto do polegar de sujeitos saudáveis. As contrações praticadas voluntariamente foram iguais a 40% da contração voluntária máxima (CVM). Os resultados deste estudo provêm um exemplo de protocolo de estudo das alterações das variáveis de EMG-S no músculo abductor curto do polegar, o qual poderá ser útil em aplicações clínicas e de pesquisa. Neste estudo foram adotados eletrodos adesivos com gel em configuração bipolar porque eles são amplamente utilizados nas aplicações clínicas. A metodologia para análise da repetibilidade é análoga à descrita por RAINOLDI *et al.* (1999).

Os experimentos e a análise dos dados descritos neste trabalho foram efetuados no Laboratorio di Ingegneria del Sistema Neuromuscolare e della Riabilitazione Motoria (LISiN) do Politecnico di Torino, em Turim, na Itália, no ano de 2005. Os resultados deste

estudo servirão para mostrar o domínio da metodologia de captação e tratamento de sinais eletromiográficos de superfície. Este protocolo foi empregado em outro estudo, descrito no Capítulo 4 do presente trabalho, e também poderá ser útil em futuros trabalhos com o músculo abdutor curto do polegar.

3.2 – MATERIAIS E MÉTODOS

3.2.1 – Sujeitos

Participaram deste estudo nove voluntários do sexo masculino, com idades entre 27 e 40 anos (idade: $30,5 \pm 4,3$ anos; altura: $1,75 \pm 0,53$ m; massa corporal: $72,3 \pm 7,4$ kg; todos os dados na forma de média \pm desvio-padrão). Nenhum sujeito relatou sintomas de desordens neuromusculares. Antes do experimento foram descritos, aos sujeitos, o laboratório, os equipamentos e o protocolo. Feito isso, os voluntários assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido.

3.2.2 – Instrumentação e Medições

Foram detectados em configuração bipolar os sinais eletromiográficos de superfície do músculo abdutor curto do polegar da mão dominante (sempre a mão direita nesta amostra). Foram empregados dois eletrodos circulares, adesivos, com gel, com diâmetro de 1 cm (Arbo Kiddy, Kendall, Alemanha), com distância intereletródica de 1,5 cm. Os sinais foram amplificados por um amplificador de EMG-S (EMG-16, LISiN – Prima Biomedical and Sport, Treviso, Itália), passaram por filtragem passa-banda (largura de banda de 10-500 Hz, -3dB) e foram convertidos para sinal digital por uma placa conversora analógico-digital de 12 bits (National Instruments, EUA) conectada a um microcomputador portátil. A amostragem, a uma taxa de 2.048 amostras/s, foi realizada pelo software EmgAcq (LISiN Politecnico di Torino, Rivaloro, Itália), que foi executado em sistema operacional Windows 98 (Microsoft, EUA).

Com o propósito de se descobrir, antes da coleta definitiva de dados, a melhor região para a colocação dos eletrodos (RAINOLDI *et al* 2004), um arranjo linear de dezesseis eletrodos de prata (pinos com diâmetro de 1 mm, distância intereletródica de 2,5 mm) foi empregado para a pesquisa da zona de inervação principal e da região de tendões, assim

como a direção das fibras musculares. A pele passou por uma abrasão leve com pasta abrasiva apropriada (Meditec-Every, Parma, Itália). Os eletrodos foram posicionados aproximadamente na metade da distância entre a zona de inervação e o tendão distal. Uma pulseira com o eletrodo de referência foi colocada no pulso direito.

3.2.3 – Procedimentos Gerais

A mão dos sujeitos foi fixada em um suporte construído especialmente para o experimento (Figura 3.1). O sensor de força, uma célula de carga (8523-50N, Burster, Gernsbach, Alemanha), foi pressionado durante as contrações pela junção entre a primeira e a segunda falange do polegar direito. O sinal de força foi amplificado por um amplificador apropriado (MISO-II, LISiN, Turim, Itália) e gravado concomitantemente com o sinal de EMG-S, a uma taxa de amostragem de 2.048 Hz.

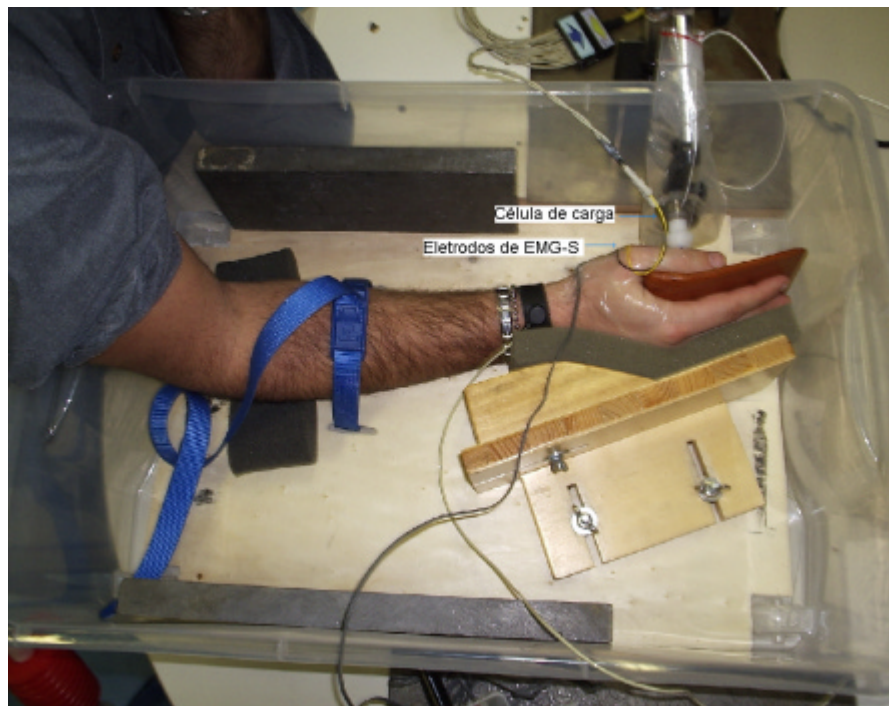


Figura 3.1 – Arranjo experimental e o dispositivo mecânico construído para manter o pulso em posição neutra, permitindo contrações isométricas do abductor curto do polegar.

Os experimentos foram realizados em três dias não consecutivos, intercalados por um dia de repouso entre cada dia de coleta. Em cada dia de experimento, o sujeito efetuou três contrações voluntárias máximas (CVM) durante 2s, intercaladas por 1 min de descanso. O valor máximo das três contrações foi adotado como o valor final da CVM. Foi dado aos

sujeitos um intervalo de repouso de 2 min entre a última contração máxima e o início do experimento.

Em cada dia de coleta de dados o sujeito realizou dez contrações repetidas, cada uma a 40% da CVM e com duração de 2 s. O intervalo entre as contrações foi de 1 min. Para auxiliar a manutenção da força no nível indicado, o voluntário contava com um sistema de retroalimentação visual (MISO-II, LISiN, Turim, Itália). A aquisição dos sinais iniciou-se após a força atingir um valor estável, o que ocorria aproximadamente após 1 s do início da contração. A finalização da aquisição era definida pelo software de aquisição de dados, aos 2 s de registro. Após cada coleta, o sujeito relaxava. Para cada dia de experimento foi repetido o processo de medição da CVM.

3.2.4 – Processamento dos Dados

A partir do sinal EMG-S, foram estimadas a amplitude (RMS) e a frequência mediana (MDF) por meio de uma janela deslizante e retangular de 0,5 s. Cada janela foi deslocada de uma amostra, em relação à janela anterior, levando a uma curva que é equivalente a uma representação suavizada do comportamento dessas variáveis. Os valores de RMS e de MDF foram obtidos pelo cálculo dos valores médios dos estimadores para cada contração de 2 s.

3.2.5 – Análise Estatística

Para o processamento estatístico foi empregada uma metodologia similar à descrita por RAINOLDI *et al.* (1999) para o estudo da repetibilidade de EMG-S do músculo bíceps braquial. Na análise da repetibilidade, foi assumido que a variância das 270 contrações (nove sujeitos, três dias e dez contrações) é uma função dos sujeitos, dos dias e das contrações. Como índice de repetibilidade, utilizou-se o coeficiente de correlação intraclasse (ICC). Ele indica a porcentagem da variância global que pode ser atribuída à variabilidade entre os sujeitos. A porcentagem remanescente de variância é atribuída às contrações repetidas (na mesma sessão) ou sessões (dias), e é considerada como “ruído experimental”. Costuma-se aceitar como “excelente repetibilidade” um ICC entre 80% e 100% e como “boa repetibilidade” um ICC entre 60% e 80%. Valores abaixo de 60% indicam “repetibilidade pobre”. A variabilidade devida aos dias e às contrações foi

computada utilizando-se análise de variância (ANOVA - *Analysis of variance*). Na análise da exatidão das estimativas entre-sujeitos foi empregado o erro-padrão normalizado da média (nSEM), $SEM = s / \sqrt{N}$, onde s é o desvio-padrão e N é o número de amostras. O mesmo procedimento foi utilizado na análise da repetibilidade da contração voluntária máxima.

3.3 – RESULTADOS

Em todas as contrações, foi gravado um canal de EMG-S, assim como a magnitude da força aplicada pelo sujeito à célula de carga. Uma análise do nível de ruído nas medições de EMG-S mostrou que ele foi de 5 mV RMS, tipicamente.

Para cada sujeito, o valor RMS médio das dez contrações foi traçado no tempo e foi calculada a melhor reta para ajuste das dez contrações. Também foram determinados os valores desta linha, no instante em que a primeira contração foi realizada (a interceptação com o eixo das ordenadas). Devido às diferenças na espessura do tecido subcutâneo, os valores RMS para cada sujeito foram normalizados com respeito ao ponto da interceptação em cada contração. Após a normalização, para os nove sujeitos, foi calculada uma média dos valores normalizados de RMS para cada uma das dez contrações. O mesmo procedimento de normalização foi realizado para a MDF. Os resultados dos valores médios de RMS e de MDF para o primeiro dia estão apresentados na Figura 3.2. Analogamente, os resultados para o segundo e o terceiro dias são mostrados na Figura 3.3 e 3.4, respectivamente. Para cada resultado, é apresentada a melhor reta de ajuste.

A Tabela 3.1 apresenta os resultados do ICC e do nSEM para os valores de RMS e de MDF. Os resultados da análise de repetibilidade para a contração voluntária máxima estão mostrados na Tabela 3.2.

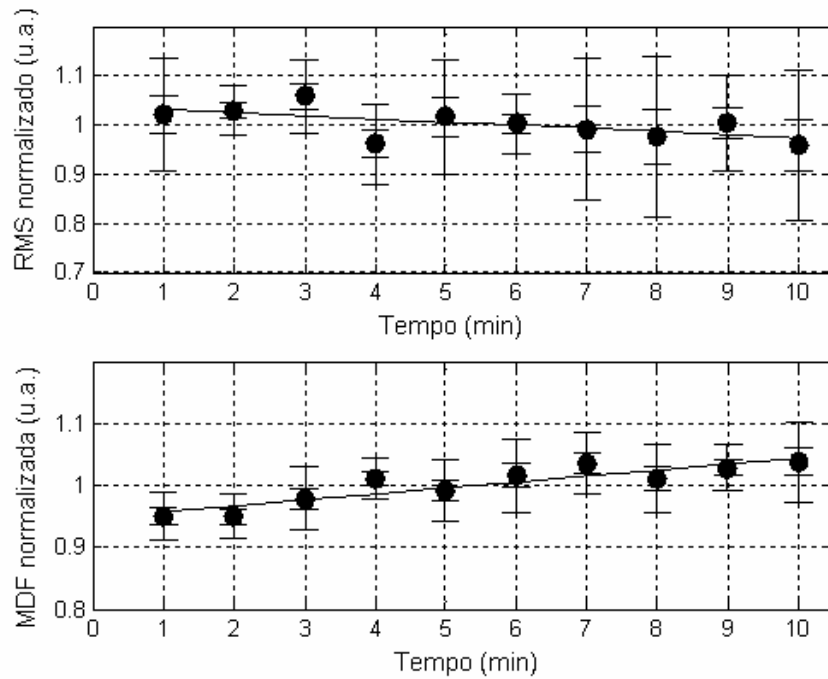


Figura 3.2 – Primeiro dia de contrações. a) A figura superior apresenta a evolução média no tempo dos valores normalizados de RMS (dez pontos). b) Está mostrado na figura inferior o comportamento médio dos valores normalizados de MDF.

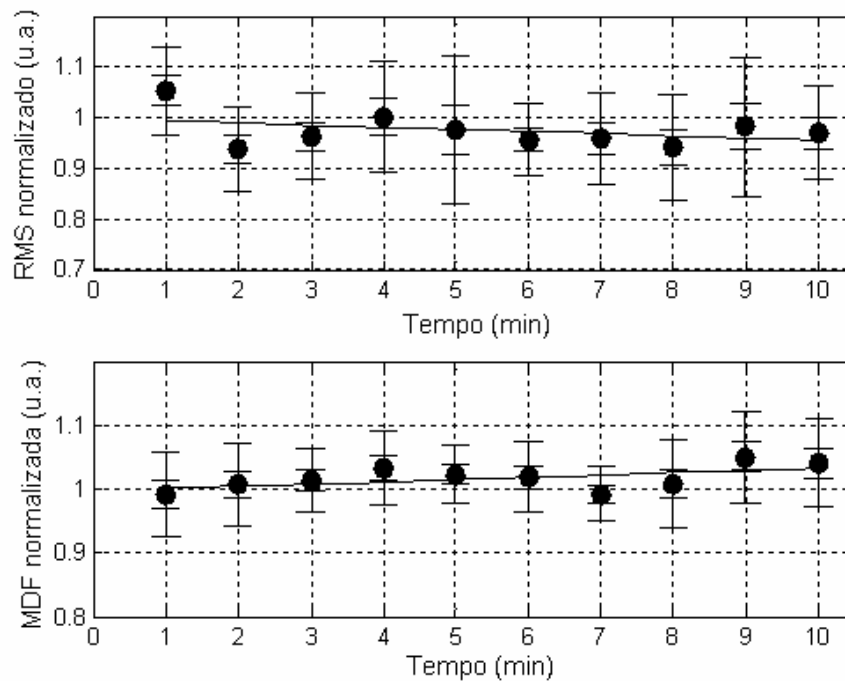


Figura 3.3 - Segundo dia de contrações. a) Evolução média no tempo dos valores normalizados de RMS. b) Comportamento médio dos valores normalizados de MDF. Essas curvas foram obtidas com o mesmo processo utilizado na Figura 3.2.

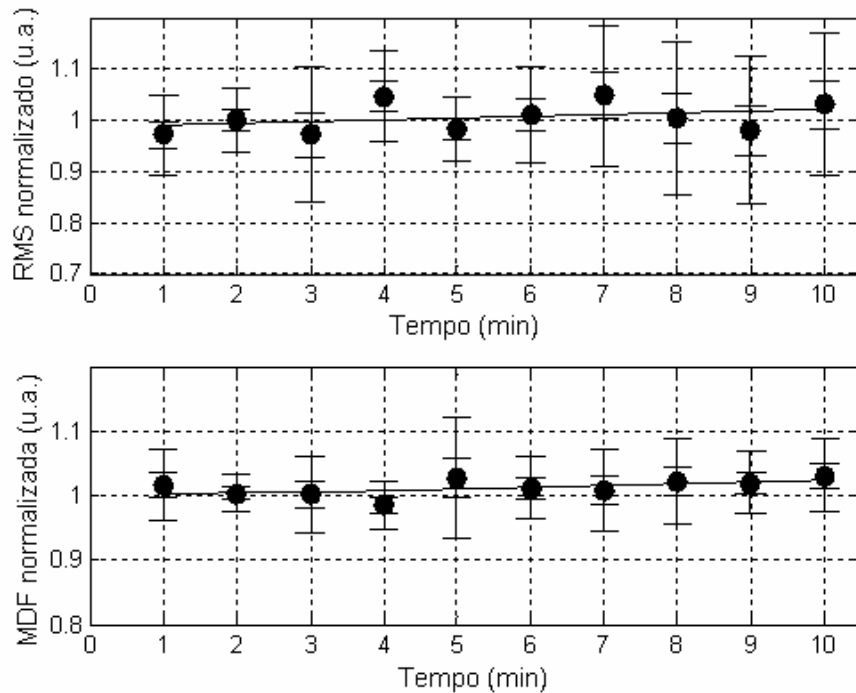


Figura 3.4 – Terceiro dia de contrações. a) Evolução média no tempo dos valores normalizados de RMS. b) Comportamento médio dos valores de MDF. Essas curvas foram obtidas de forma similar à da Figura 3.2.

Tabela 3.1 - Repetibilidade dos sinais eletromiográficos em contrações voluntárias do músculo abductor curto do polegar.

| Repetibilidade dos sinais eletromiográficos em contrações voluntárias | | | | | |
|--|---|--------------------------------------|---|--------------------------------|--------------------------------|
| <i>Variáveis de EMG-S</i> | <i>Variância devida aos sujeitos (ICC%)</i> | <i>Variância devida aos dias (%)</i> | <i>Variância devida às contrações (%)</i> | <i>nSEM (%) intra sujeitos</i> | <i>nSEM (%) entre sujeitos</i> |
| RMS | 77,8 | 17,1 | 5,1 | 3,3 | 14,4 |
| MDF | 69,3 | 22,2 | 8,5 | 1,7 | 5,7 |

Tabela 3.2 – Repetibilidade da medição de força durante a contração voluntária máxima (CVM). O ICC permite a avaliação da variância devido aos sujeitos. As contribuições na variância devidas aos dias e às contrações também são relatadas. Os dados de nSEM permitem o estudo do desvio intra e entre sujeitos.

| Repetibilidade da medição de força durante a contração voluntária máxima | |
|---|---------------------------|
| <i>Variável</i> | <i>Repetibilidade (%)</i> |
| ICC (variância devida aos sujeitos) | 81,1 |
| Variância devida aos dias | 11,6 |
| Variância devida às contrações | 7,3 |
| nSEM (intra) | 3,2 |
| nSEM (entre) | 7,4 |

A Figura 3.5 apresenta o valor médio dos valores RMS para cada sujeito, assim como o erro-padrão da média (SEM). Nessas curvas, todos os resultados (três dias e dez contrações para cada dia, com um total de 27 medições) estão incluídos nos cálculos. A Figura 3.6 mostra o valor médio da MDF para cada sujeito, e também o erro-padrão da média.

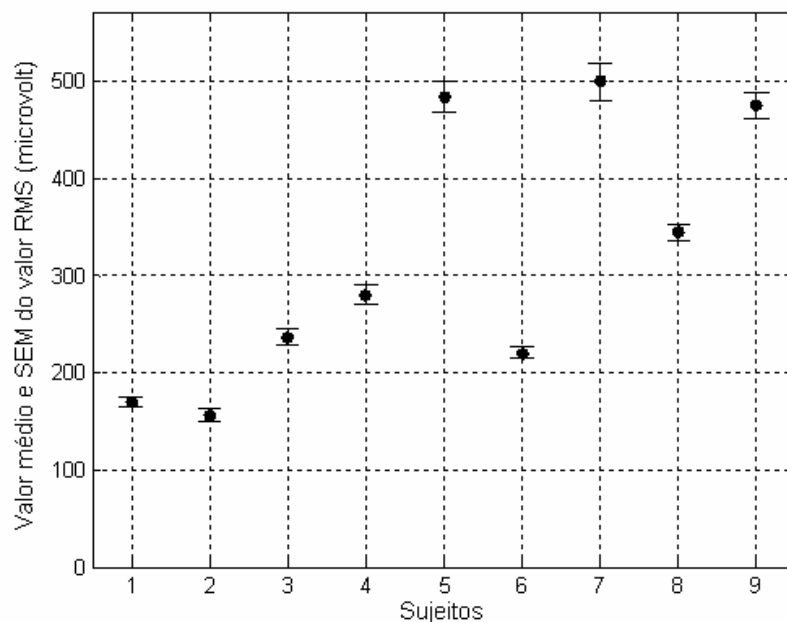


Figura 3.5 – Média \pm SEM dos trinta valores (10 contrações x 3 dias) estimados de RMS a 40% da CVM para cada um dos nove sujeitos.

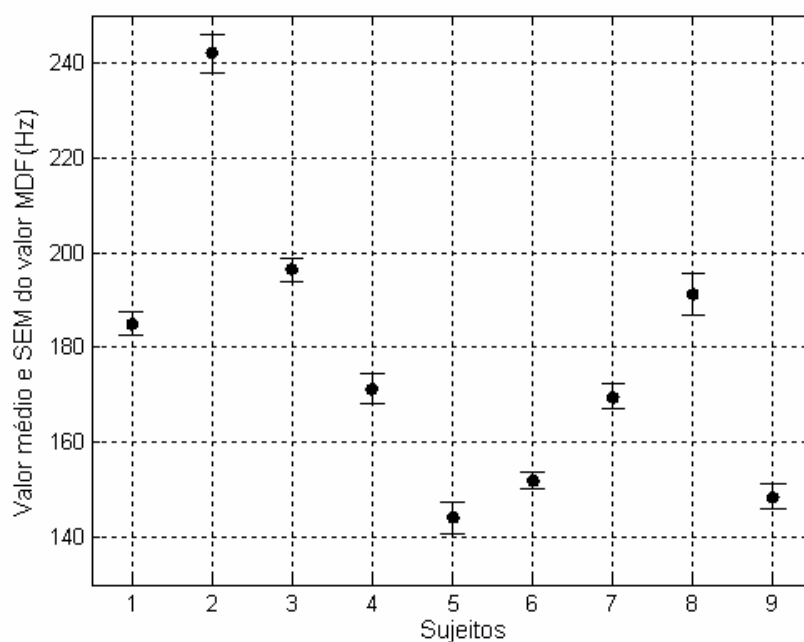


Figura 3.6 – Média \pm SEM dos trinta valores (10 contrações x 3 dias) estimados de MDF a 40% da CVM para cada um dos nove sujeitos.

3.4 – DISCUSSÃO

O assunto discutido neste trabalho é a repetibilidade das estimativas das variáveis de sinais EMG-S, coletados em contrações isométricas e voluntárias do músculo abductor curto do polegar. Foram abordadas a amplitude (RMS), a frequência mediana (MDF) e a força aplicada pelos sujeitos durante a contração voluntária máxima. Os parâmetros de índice de repetibilidade foram o coeficiente de correlação intraclassa (ICC) e o erro-padrão normalizado da média (nSEM), ambos estimadores tradicionais nesse tipo de análise.

Da mesma forma que no trabalho de RAINOLDI *et al.* (1999), foram obtidos resultados muito favoráveis quanto à repetibilidade das estimativas de RMS e de MDF, assim como das contrações voluntárias máximas.

Primeiramente, quanto aos valores estimados de RMS e de MDF, os resultados apresentados nas Figuras 3.2, 3.3 e 3.4 mostram que, de forma geral, a variância devida às contrações é muito pequena. Na Tabela 3.1 estão apresentados os valores de ICC para RMS e MDF. De acordo com a classificação de BARTKO (1996), os valores encontrados para ICC indicam que tanto o RMS (ICC=77,8%) quanto a MDF (ICC=69,3%) possuem boa repetibilidade. Os valores de nSEM encontrados para o RMS, assim como para a MDF, foram abaixo de 3,4. Por conseguinte, ambas as variáveis são repetíveis ao longo de sessões experimentais e de contrações realizadas no mesmo sujeito. Ambas são sensíveis a diferenças individuais entre os sujeitos.

Os resultados da análise da repetibilidade das contrações voluntárias máximas também foram muito favoráveis, pois, como mostrado na Tabela 3.2, o valor de ICC é maior do que 80% e o valor de nSEM (intra) é de apenas 3,2%.

O valor médio dos valores RMS para cada sujeito, assim como o erro-padrão da média (SEM) estão apresentados na Figura 3.5. Estão incluídos nos cálculos dessas curvas todos os resultados dos três dias e dez contrações para cada dia, com um total de 27 medições. Os resultados sugerem uma grande variabilidade inter-sujeitos, como esperado, após análise da Tabela 3.1. A Figura 3.6 mostra o valor médio da MDF para cada sujeito, e também o erro-padrão da média. Essas curvas são consistentes com a grande variabilidade inter-sujeitos encontrada no teste estatístico.

3.5 – CONCLUSÃO

Este estudo mostrou serem repetíveis as estimativas de RMS e de MDF para sinais eletromiográficos de superfície do músculo abductor curto do polegar, para as condições adotadas (contrações de 2 s a uma intensidade de 40% da CVM, dois eletrodos adesivos de Ag/AgCl de 1 cm de diâmetro e configuração bipolar, movimento de abdução, etc.). Tanto o coeficiente de correlação intraclasse (variância devida aos sujeitos) como o erro-padrão da média apontaram para a repetibilidade. Concomitantemente à aquisição do EMG-S, foi medida a força aplicada pelos sujeitos durante a contração voluntária máxima, a qual também apresentou boa repetibilidade. Isso demonstra que a metodologia desenvolvida para captação e o tratamento dos sinais de EMG-S está correta e pode ser empregada em experimentos futuros com esse músculo.

Os resultados reportados aqui não podem ser generalizados para outros músculos, já que outros estudos mostraram que, por exemplo, para o tibial anterior, o vasto lateral e o trapézio, a repetibilidade depende do tipo de contração (voluntária ou eletricamente estimulada) e das características do experimento.

4 – ESTUDO DO SINAL ELETROMIOGRÁFICO DE SUPERFÍCIE DO ABDUTOR CURTO DO POLEGAR EM CONDIÇÃO ISOMÉTRICA E EM AMBIENTE SUBAQUÁTICO

4.1 - INTRODUÇÃO

Diversos trabalhos na literatura (POYHONEN *et al.*, 1999, 2001, FUJISAWA *et al.*, 1998, KELLY *et al.*, 2000, CLARYS *et al.*, 1985, MASUMOTO *et al.*, 2004) reportam decremento na amplitude do sinal eletromiográfico de superfície (EMG-S) em ambientes subaquáticos, para músculos diferentes, mesmo quando é utilizada nos eletrodos uma proteção contra a água. Entretanto, no trabalho de RAINOLDI *et al.* (2004), não foi observada diminuição na amplitude do EMG-S, contanto que os eletrodos sejam protegidos contra a água por meio de fita adesiva vedadora.

Algumas razões que podem explicar essa discrepância são: (i) a adoção de protocolos diferenciados; (ii) contato dos eletrodos com a água, acarretando em alterações na estimulação das variáveis de EMG-S; (iii) o estudo de músculos diferentes (cada músculo poderia comportar-se de forma diversa na água); (iv) o efeito do empuxo (e também da força de arrasto em experimentos dinâmicos); (v) diferentes níveis de imersão do organismo humano, indo da imersão apenas do membro até a imersão quase completa do corpo; (vi) temperaturas da água diferentes da temperatura da pele humana.

RAINOLDI *et al.* (2004) demonstraram que (i) o contato dos eletrodos com a água causa grandes decrementos na amplitude do sinal de EMG-S; (ii) os eletrodos devem ser protegidos apropriadamente para que sejam possíveis resultados confiáveis e (iii) uma explanação teórica para um decremento na amplitude. Todavia, esse protocolo não considerou três fatores perturbadores (que confundem a análise): a possibilidade de redução da força real pelo efeito de flutuação do membro, a diferença entre as temperaturas do ar ambiente e da água, e o uso de fita adesiva vedadora somente durante as contrações em água.

Decidiu-se, nesta tese de doutorado, investigar a relevância dos fatores mencionados acima, buscando lidar cuidadosamente com os fatores perturbadores (que confundem a análise), a fim de se verificar a validade dos estudos realizados anteriormente por outros pesquisadores em ambientes aéreo e aquático.

O primeiro fator perturbador foi o empuxo. No experimento de RAINOLDI *et al.* (2004) foram submersos a mão, o antebraço e o braço até a altura da axila. A força vertical foi mensurada por um sensor comprimido quando da flexão isométrica do cotovelo (ângulo articular interno de 90°). Uma força de empuxo, embora pequena, atuou facilitando o movimento do membro do sujeito, reduzindo, portanto, a força exercida em água com respeito àquela em ambiente seco.

O segundo fator perturbador foi a temperatura. Como descrito por DEWHURST *et al.* (2005), a temperatura muscular é sempre maior que a temperatura da pele. Além disso, como na água a transferência de calor do meio ambiente para o corpo é mais intensa, os tecidos que estão mais próximos à pele tenderão a tornarem-se mais frios que em ambiente aéreo. Em complementação a esse raciocínio, é interessante citar que, segundo estudos de MERLETTI *et al.* (1984), uma diminuição da temperatura muscular poderia acarretar em um decréscimo da velocidade de condução da fibra muscular. Por conseguinte, haveria um decaimento em outras variáveis do EMG. Como a água estava a 25°C, enquanto que a temperatura da pele no ar está, usualmente, na faixa entre 32°C e 24°C, é razoável esperar alterações na estimação das variáveis do EMG-S. Com o intuito de minimizar esse possível fator perturbador, decidiu-se realizar os experimentos a uma temperatura constante (29,0 a 32,5°C), fazendo com que a temperatura muscular fosse a mesma nos ambientes aéreo e subaquático.

O terceiro fator perturbador residual foi a adoção de proteção com fita adesiva à prova de água somente durante as contrações em água. Apesar da escolha ter sido razoável, a fita adesiva pode introduzir diferenças na pressão do eletrodo contra a pele e no volume muscular sob os eletrodos e, por conseguinte, alterações na variável eletromiográfica estimada nos dois ambientes.

Com o objetivo de clarear esses assuntos, no trabalho hora apresentado, decidiu-se avaliar a influência local no ambiente subaquático nos sinais de EMG-S registrados durante

abdução horizontal do músculo abductor curto do polegar, sendo a água mantida a uma temperatura próxima à da pele da mão (32°C). Foi utilizada proteção contra a água tanto no ar como na água.

Foi tomado um forte cuidado no posicionamento dos eletrodos, para que fossem evitados locais próximos às zonas de inervação, o que seria mais um fator perturbador (MERLETTI *et al.*, 2001).

Em conclusão, a hipótese a ser testada foi se, quando todos os fatores perturbadores são gerenciados, não aparecem diferenças nos estimadores das variáveis do EMG-S obtidos de sinais gravados de um membro em ambiente aéreo ou parcialmente imerso em água.

4.2 - MATERIAIS E MÉTODOS

4.2.1 - Sujeitos

Dez voluntários homens, saudáveis, com idades entre 26 e 40 anos (média \pm desvio-padrão: $30,1 \pm 4,00$ anos; altura: $1,76 \pm 0,59$ m; massa corporal: $73,1 \pm 7,0$ kg) participaram deste estudo. Nenhum sujeito reportou sintomas de patologias neuromusculares. Antes de participar do experimento, os sujeitos receberam explicações sobre os equipamentos e o protocolo, tendo, posteriormente, assinado um termo de consentimento livre e esclarecido.

4.2.2 – Aquisição e Gravação do EMG-S

Os sinais de EMG-S de um único canal do músculo abductor curto do polegar da mão dominante (sempre a mão direita) foram detectados em configuração diferencial simples, por meio de dois eletrodos adesivos com gel, circulares, de Ag-AgCl (Arbo Kiddy, Kendall, Alemanha), com diâmetro de 1 cm; a distância intereletródica foi de 1,5 cm. Os sinais foram amplificados por um amplificador de EMG-S (EMG-16, LISiN Politecnico di Torino – Ottino Bioelettronica, Rivarolo, Itália), filtrados por um filtro passa-banda (-3 dB, 10-500 Hz) e convertidos para dados digitais por uma placa conversora analógico-digital de 12 bits (DAQ 6024-E, National Instruments, Austin, EUA) conectada a um microcomputador portátil. A amostragem, a uma taxa de 2.048 amostras/s, foi realizada

pelo software EmgAcq (LISiN Politecnico di Torino, Rivaloro, Itália), que foi executado em sistema operacional Windows 98 (Microsoft, EUA).

Para que fosse obtida uma localização ótima dos eletrodos de captação, anteriormente às contrações, foi utilizado um arranjo linear de dezesseis eletrodos de prata (eletrodos de pinos, diâmetro de 1 mm, distância intereletródica de 2,5 mm) para localizar a zona de inervação principal e o tendão, assim como a direção das fibras musculares. Posteriormente, os eletrodos foram depositados no meio da região entre a zona de inervação e o tendão distal, seguindo a direção das fibras musculares. A região da pele onde os eletrodos foram aplicados foi levemente esfoliada com pasta abrasiva (Meditec-Every, Parma, Itália). Os dois eletrodos foram, então, depositados e protegidos por uma fita adesiva à prova de água (Tegaderm, 3M, St. Paul, EUA). No pulso direito foi colocado um eletrodo de referência do tipo pulseira. Próximo aos eletrodos de EMG-S, foi colocado um termistor, recebendo ele proteção com uma fita adesiva (Silver Tape, 3M, EUA). As leituras de temperatura do termômetro eletrônico (450, Omega, Stamford, EUA) foram anotadas manualmente no formulário experimental durante cada contração.

4.2.3 – Procedimentos Gerais

A mão do sujeito foi fixada em um suporte especialmente construído para tanto (Figura 4.1). Esteve em contato com uma célula de carga protegida contra a água (8523-50N, Burster, Gernsbach, Alemanha) a junção entre a primeira e a segunda falanges do polegar direito (Figura 4.2). O sinal de força foi amplificado por um amplificador de força (MISO-II, LISiN Politecnico di Torino, Turim, Itália) e gravado juntamente com o sinal de EMG-S, em um mesmo arquivo no disco-rígido.

Foi adotado como valor de contração voluntária máxima (CVM) o máximo de três contrações voluntárias máximas, cada uma com duração de 3 s. Foi observado entre a última CVM e o início do experimento um intervalo de 2 minutos para repouso do sujeito. No experimento, cada sujeito efetuou dez contrações repetidas de 2 s, com intervalo de repouso entre elas de 1 min. Logo após, sem intervalo maior, foram realizadas outras dez contrações de mesmas características, mas com a mão e o antebraço imersos em água a 32°C. Antes das contrações, um foi gravado um segmento de 2 s de EMG-S com o músculo relaxado, a fim de ser verificado o nível de ruído do sistema.

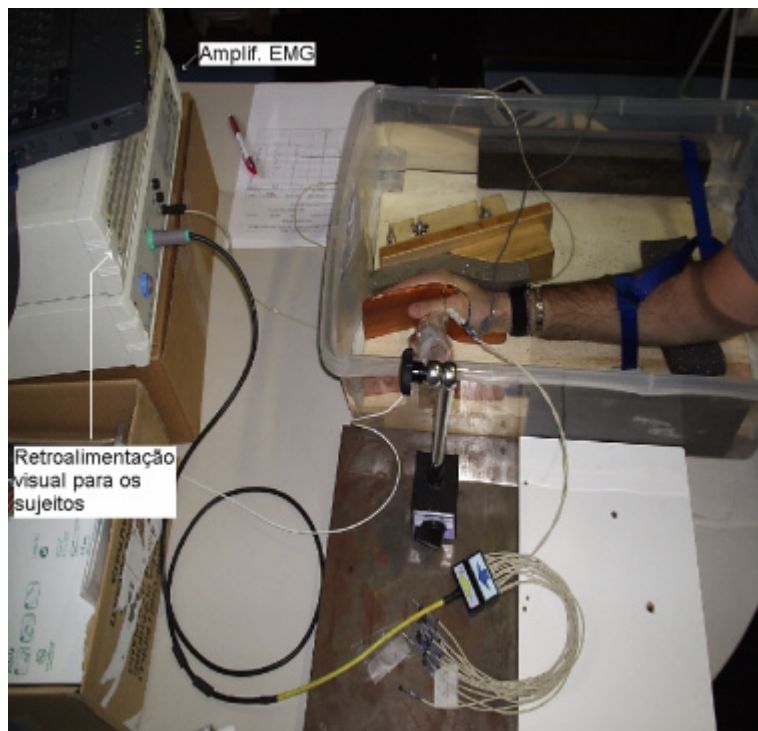


Figura 4.1 – Arranjo experimental desenvolvido. A mão e todo o antebraço foram imersos em um recipiente contendo água a 32°C.

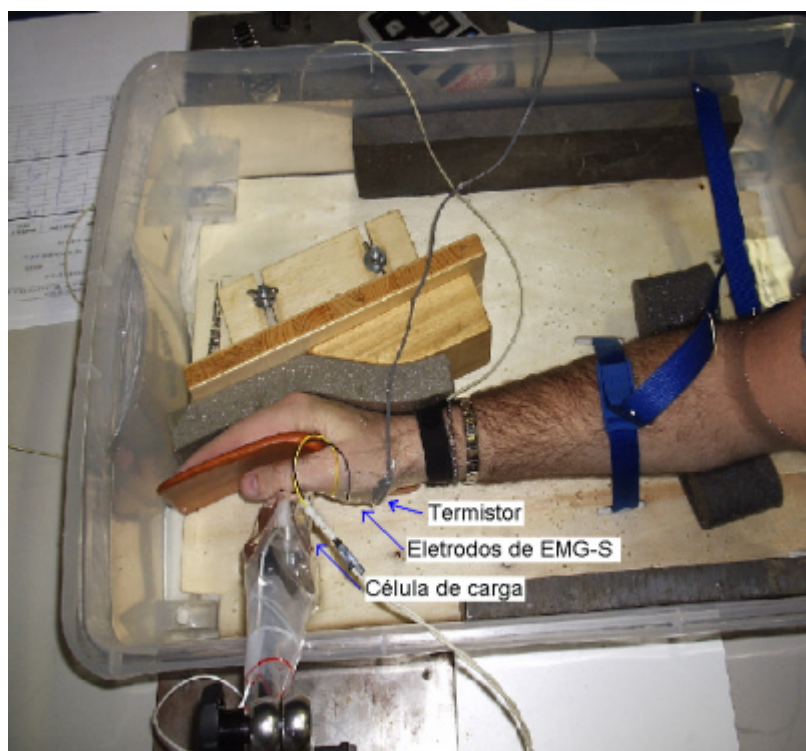


Figura 4.2 – Dispositivo mecânico construído para manter o pulso em uma posição neutra, permitindo contrações isométricas do abdutor curto do polegar. A célula de carga foi fixada em um braço preso magneticamente em uma superfície metálica fora do recipiente.

Em cada contração, foi solicitado ao sujeito que contraísse a 40% da CVM, seguindo uma retroalimentação visual de força (MISO-II, LISiN, Politecnico di Torino, Itália). Aproximadamente após 1 s depois o início da contração, e após a força estar estável, a aquisição foi iniciada, sendo sua finalização efetuada automaticamente pelo software de aquisição de dados após 2 s. Após o término da aquisição, foi solicitado ao sujeito que relaxasse. A temperatura na superfície da mão foi monitorada e registrada para cada contração, tendo ficado na faixa de 29,0°C a 32,5°C. Quando o meio ambiente foi trocado do ar para a água, o sujeito não se moveu, pois a água foi adicionada ao recipiente mostrado na Figura 4.1, sem necessidade alguma de movimentação do sujeito. Este procedimento requereu menos de um minuto. A temperatura da água foi mantida na mesma faixa de valores (de 29,0°C a 32,5°C) por meio da mistura de água fria com água quente, sendo a monitorização da temperatura feita por um termômetro eletrônico (450, Omega, Stamford, EUA).

4.2.4 – Processamento dos Dados

Os resultados dos experimentos foram os sinais de EMG-S de 2s, a força aplicada ao sensor e a temperatura média de cada contração. Dos sinais de EMG-S foram computadas a frequência mediana do espectro de potência (MDF: *Median frequency*) e a raiz quadrática média (RMS: *Root mean square*), por meio de janelas retangulares, deslizantes e sobrepostas com largura de 0,5 s. Cada janela foi deslocada de uma amostra da anterior, levando a uma representação alisada do comportamento dessas variáveis. Os valores de MDF e de RMS foram obtidos calculando-se os valores médios das estimações resultantes de cada contração de 2s.

Foram realizadas dez contrações em ambiente aéreo e outras dez em água. Para cada sujeito, os valores de MDF e de RMS das vinte contrações foram plotados no tempo e foi calculada a reta de melhor ajuste. Foram determinados os valores dessa linha no instante em que a primeira contração foi efetuada (a interceptação com o eixo das ordenadas). A fim de serem compensadas tendências (vieses) devido a diferenças na espessura do tecido subcutâneo, os valores de RMS e de MDF para cada sujeito foram normalizados com respeito à interceptação de cada contração. Posteriormente, as médias dos valores normalizados de RMS e de MDF foram calculados para cada contração entre os dez sujeitos, gerando as curvas na Figura 4.3, às quais representam um comportamento global

médio de todos os sujeitos. Na Figura 4.3 também estão apresentadas as retas de melhor ajuste para as curvas.

4.3 - RESULTADOS

O valor global para a média de RMS normalizado das dez primeiras contrações foi de 1,0040 (desvio-padrão=0,0547), tendo sido de 1,0009 (desvio-padrão=0,1731) para as dez últimas contrações. Estas médias não foram estatisticamente diferentes ($p=0,27$, teste Wilcoxon pareado).

Para a MDF, os valores normalizados médios, obtidos da mesma maneira que da Figura 4.3a, estão apresentados na Figura 4.3b. Esta figura também apresenta a reta de melhor ajuste para esta média global. Para as dez primeiras contrações, a média global foi de 1,0133 (desvio-padrão=0,0192), e 1,0251 (desvio-padrão=0,0572) para as últimas dez contrações. Não foram observadas diferenças significativas entre essas duas médias ($p=0,49$, teste Wilcoxon pareado).

Estão apresentadas na Tabela 4.1 as médias não normalizadas, para cada sujeito, para as contrações 1 a 10 (no ar) e 11 a 20 (na água). Para cada sujeito, e tanto para RMS como para MDF, foi efetuado um teste Wilcoxon pareado, tendo sido cada conjunto de medições no ar comparado com o seu correspondente na água. Os valores de p para este teste são reportados na tabela. Somente para um sujeito o valor RMS foi maior no ar que na água, e, para um outro sujeito, o valor RMS foi menor no ar que na água. Os valores RMS não são significativamente diferentes nos dois ambientes para os demais oito sujeitos. Resultado igual foi encontrado para os valores de MDF do grupo todo.

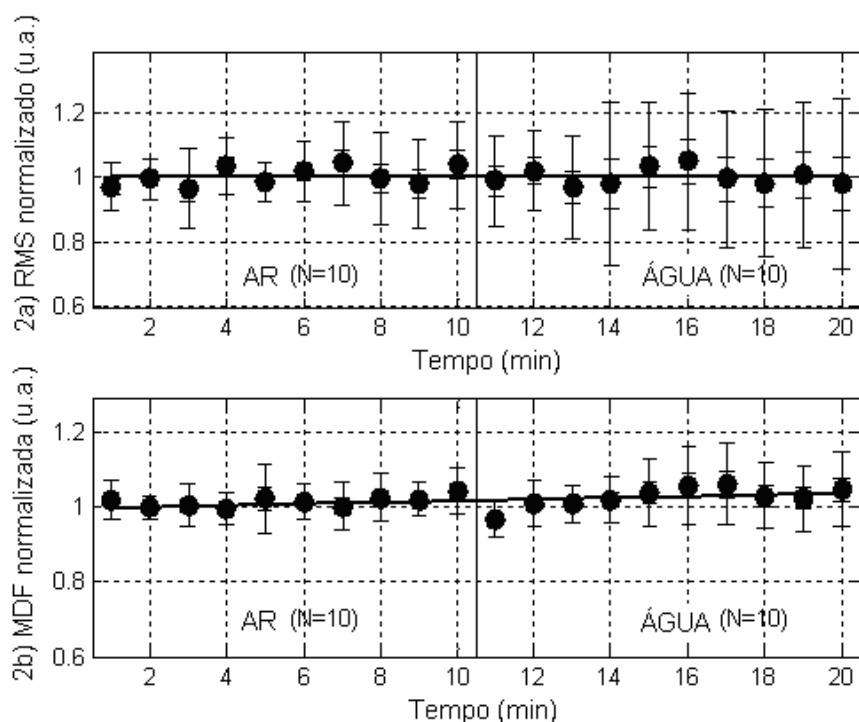


Figura 4.3 - a) Desenvolvimento médio no tempo dos valores normalizados de RMS obtidos no ar (primeiros dez pontos) e na água (últimos dez pontos). Para a obtenção dessa curva, primeiramente foi efetuada, para cada sujeito, uma regressão linear do valor médio de RMS de cada contração. A seguir, a interceptação da linha de regressão foi escolhida como o valor da normalização (é por esta razão que a amplitude do primeiro ponto não é, necessariamente, igual a 1). Finalmente, para cada sujeito, cada valor RMS foi dividido pelo seu fator de normalização, e a média dos dez sujeitos foi plotada (\pm erro padrão, \pm desvio-padrão) contra o tempo para as vinte contrações (dez no ar + dez na água). b) Comportamento médio dos valores normalizados de MDF para os ambientes seco e subaquático. Esta curva foi obtida da mesma forma que a descrita para a Figura 4.3a.

Tabela 4.1 – Médias dos valores de RMS (absolutos) e MDF para cada sujeito, nos ambientes aéreo e subaquático. O valor global de p é para os valores normalizados.

| Média dos valores RMS (mV) | | | | Média dos valores de MDF (Hz) | | |
|-------------------------------|--------------|----------------|---------------------------|----------------------------------|----------------|---------------------------|
| Sujeitos | Ar (N=10) | Água (N=10) | p para cada sujeito | Ar (N=10) | Água (N=10) | p para cada sujeito |
| 1 | 237 \pm 24 | 182 \pm 37 | 0,002 | 93 \pm 8 | 96 \pm 8 | 0,322 |
| 2 | 527 \pm 34 | 516 \pm 56 | 0,625 | 79 \pm 4 | 79 \pm 6 | 0,375 |
| 3 | 418 \pm 51 | 416 \pm 37 | 0,921 | 66 \pm 3 | 69 \pm 4 | 0,078 |
| 4 | 296 \pm 23 | 304 \pm 33 | 0,625 | 94 \pm 6 | 97 \pm 4 | 0,193 |
| 5 | 192 \pm 22 | 182 \pm 18 | 0,695 | 75 \pm 4 | 78 \pm 5 | 0,250 |
| 6 | 557 \pm 36 | 538 \pm 54 | 0,322 | 70 \pm 4 | 71 \pm 3 | 0,432 |
| 7 | 500 \pm 53 | 495 \pm 75 | 0,695 | 85 \pm 4 | 80 \pm 4 | 0,084 |
| 8 | 375 \pm 40 | 476 \pm 45 | 0,002 | 94 \pm 4 | 89 \pm 5 | 0,129 |
| 9 | 418 \pm 51 | 416 \pm 37 | 0,922 | 66 \pm 3 | 69 \pm 4 | 0,078 |
| 10 | 527 \pm 34 | 516 \pm 56 | 0,625 | 79 \pm 4 | 79 \pm 6 | 0,375 |
| p global | p=0,275 | | | p=0,492 | | |

4.4 – DISCUSSÃO E CONCLUSÕES

O procedimento adotado para monitorizar a temperatura da pele e da água, mantendo constante à temperatura de 29,0–32,5°C o conjunto experimental, permite excluir vieses (tendências) nas variáveis estimadas de EMG-S. De fato, apesar da temperatura do músculo ser maior que a da pele (DEWHURST *et al* 2005), como não foram observadas alterações na temperatura da pele ao longo do tempo, também não devem ter ocorrido mudanças na temperatura do músculo.

Os resultados apresentados na Figura 4.3a mostram claramente que não foram observadas alterações nos valores médios de RMS nem de MDF pelo fato das medições terem sido realizadas em água, corroborando a hipótese de que, na média, não há diferenças significativas nos valores de RMS e de MDF quando as medições são realizadas em ambientes aéreo e subaquático.

Os resultados aqui obtidos estão em consonância com os descritos por RAINOLDI *et al.* (2004), provendo mais evidência de que o comportamento observado no trabalho citado não é válido somente para o músculo bíceps braquial.

Por outro lado, os resultados obtidos desse trabalho não estão de acordo com os estudos nos quais foi observada redução na amplitude em ambiente subaquático, mesmo com o emprego de proteção à prova de água nos eletrodos (POYHONEN *et al.*, 1999, 2001, FUJISAWA *et al.*, 1998, KELLY *et al.*, 2000, CLARYS *et al.*, 1985). A diferença observada por eles deve ser devida por um controle ineficiente de fatores perturbadores ou pelo fato do corpo do sujeito ter sido todo imerso em água, enquanto que, tanto no trabalho de RAINOLDI *et al.* (2004) e quanto neste trabalho, somente o membro sob estudo foi imerso. Os mecanismos dessas alterações são desconhecidos ainda, mas os resultados do presente trabalho sugerem que a imersão parcial do corpo não dispara esses mecanismos. Pode-se especular que, a fim de serem verificadas alterações nos parâmetros do eletromiograma de superfície, seria necessário imergir o corpo todo. Esta hipótese será investigada em um estudo futuro.

5 - ESTUDO DO SINAL ELETROMIOGRÁFICO DE SUPERFÍCIE DO BÍCEPS BRAQUIAL EM CONDIÇÃO ISOMÉTRICA E EM AMBIENTE SUBAQUÁTICO

5.1 – INTRODUÇÃO

Uma análise da literatura científica mostra que alguns pesquisadores realizaram experimentos subaquáticos com captação de sinais eletromiográficos de superfície (EMG-S) em humanos (POYHONEN *et al.*, 1999, 2001, FUJISAWA *et al.*, 1998, KELLY *et al.*, 2000, CLARYS *et al.*, 1985, RAINOLDI *et al.*, 2004, MASUMOTO *et al.*, 2004, MASUMOTO *et al.*, 2004, VENEZIANO *et al.*, 2006). Verificou-se que houve diferenças metodológicas significativas entre os experimentos. Alguns realizaram medições somente com imersão de membro (RAINOLDI *et al.*, 2004, VENEZIANO *et al.*, 2006), enquanto que outros as fizeram com imersão do corpo humano até a altura do pescoço (CLARYS *et al.*, 1985, KELLY *et al.*, 2000, POYHONEN *et al.*, 1999 e 2001, FUJISAWA *et al.*, 1998, MASUMOTO *et al.*, 2004). Talvez isto explique o fato de alguns pesquisadores terem concluído que, em comparação com ambiente aéreo, o ambiente subaquático (por si só) não interfere na amplitude do sinal de EMG de superfície (RAINOLDI *et al.*, 2004, VENEZIANO *et al.*, 2006), enquanto que outros encontraram redução da amplitude (CLARYS *et al.*, 1985, KELLY *et al.*, 2000, POYHONEN *et al.*, 1999 e 2001, FUJISAWA *et al.*, 1998, MASUMOTO *et al.*, 2004). Esses trabalhos não apresentaram justificativas convincentes para essa diminuição. É fato que o organismo humano quando imerso em água sofre efeito de forças de empuxo que podem ser biomecanicamente significativas em membros de grande volume (por exemplo, antebraço e pernas), a ponto de alterarem o esforço muscular efetuado pelo membro.

Por outro lado, inúmeros estudos de fisiologistas relatam que a imersão em água do organismo humano até o crânio altera a distribuição e a circulação sanguíneas, o ritmo dos batimentos cardíacos e a pressão sanguínea (RISCH *et al.*, 1978), assim como o tônus muscular (HALL; BISSON; O'HARE, 1990), entre outros parâmetros fisiológicos. Decidiu-se, então, investigar se a imersão do corpo até o pescoço afeta o sinal eletromiográfico de superfície de forma diversa da situação de imersão somente do membro sob estudo (por exemplo, braço ou perna). Como oscilações na temperatura

ambiente podem acarretar variações na temperatura intramuscular (MERLETTI *et al.*, 1984), para que não houvesse alteração na amplitude do EMG-S optou-se por padronizar a temperatura da água usada para a imersão dos sujeitos em 33°C. Este valor, similar ao da pele humana, pouco influencia a temperatura intramuscular ($\cong 36^{\circ}\text{C}$) quando a imersão não é prolongada (BEELEN; SARGEANT, 1991).

Foram formuladas duas hipóteses para serem investigadas. A primeira é a de que, quanto à amplitude do sinal de EMG-S, devem pertencer a um mesmo grupo estatístico as contrações isométricas (flexão de cotovelo) do bíceps braquial cabeça curta realizadas em ambiente aéreo, em um tanque com imersão somente desse membro e em um outro tanque com imersão dos sujeitos até a altura do pescoço, sempre mantido o mesmo nível de esforço muscular, por meio do uso de uma pulseira compensadora do empuxo na água. A segunda hipótese é a de que a compensação do empuxo na água faz diferença, ou seja, pertencem a grupos estatisticamente distintos as amplitudes do EMG-S de contrações isométricas realizadas sem a compensação de empuxo (grupo 1) e com a compensação dele (grupo 2), apesar da força externa aplicada ao membro ser de mesma amplitude. Buscando atingir esse objetivo, foi realizado entre os meses de agosto e dezembro de 2005 um experimento no Laboratório de Biomecânica da Universidade de Brasília, descrito a seguir.

5.2 - MATERIAIS E MÉTODOS

5.2.1 - Sujeitos

Participaram desse estudo quinze voluntários do sexo masculino, com idade de $25,2 \pm 5,37$ anos (média \pm desvio-padrão), altura de $1,77 \pm 0,05$ m e massa corporal de $77,7 \pm 9,34$ kg. Nenhum sujeito reportou sintomas de patologias neuromusculares. Descreveram-se para os voluntários os equipamentos e o protocolo experimental antes da realização dos experimentos. Em seguida, os voluntários subscreveram um termo de consentimento livre e esclarecido. Esse estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos da Faculdade de Ciências da Saúde da Universidade de Brasília (projeto número 081/2005).

5.2.2 - Aquisição e Gravação do Sinal de EMG-S

Os sinais de EMG foram captados por meio de dois eletrodos ativos de superfície (DE2.1, Delsys, Boston, EUA) na configuração diferencial simples (Figura 5.1). Encapsulados em um bloco único de plástico e blindados eletromagneticamente, eles são formados por duas barras de 99,9% de prata com 10 mm de comprimento e 1 mm de diâmetro, distanciadas entre si de 10 mm. A impedância de entrada é maior do que 10^{15} ohms // 0,2 pF, a razão de rejeição de modo comum é maior do que 84 dB a 60 Hz, o ruído (RMS: *Root mean square* - raiz quadrática média) é de 1,2 mV, referido à entrada, não há filtragem e o ganho de tensão elétrica (pré-amplificação) é de 10 V/V ($\pm 2\%$). Um eletrodo adesivo de gel foi utilizado para referência (Kendall, Meditrace, diâmetro de 10 mm, EUA); tendo sido colocado na parte posterior do pescoço, na altura da vértebra C3. Os sinais passaram por um amplificador de sinais eletromiográficos (Bagnoli2, Delsys, Boston, EUA), com ganho de tensão ajustado para 1000 V/V ($\pm 1\%$), saída analógica de ± 5 volts, resposta em frequência entre 20 ± 5 Hz e 450 ± 50 Hz (12 dB por oitava) e ruído de sistema menor que 1,2 mV sobre a largura de banda especificada. Não foi efetuada retificação dos sinais analógicos. Eles foram amostrados a uma taxa de 1.024 Hz e convertidos em sinal digital por uma placa de aquisição de dados de sete canais, 12 bits (PCI-6024E, National Instruments, Austin, EUA).



Figura 5.1 - Eletrodos de captação e de referência e amplificador de EMG.

Os sinais foram adquiridos por meio de um software desenvolvido na Universidade de Brasília (BARROSO; OLIVEIRA, 2004), em ambiente Labview 7 (National Instruments, EUA), e executado em sistema operacional Windows XP (Microsoft, EUA). Esse software permite a aquisição simultânea de dois canais de EMG e um de força. A taxa de amostragem foi de 1.024 amostras/s.

A região para colocação dos eletrodos de captação sobre o músculo bíceps braquial cabeça curta foi determinada seguindo-se as recomendações do relatório SENIAM (HERMENS *et al.*, 1999). Os eletrodos foram fixados distantes das zonas de inervação e dos tendões, pois eles seriam fatores de confusão para a análise do sinal eletromiográfico (MERLETTI *et al.*, 2001). Outra preocupação foi reduzir a interferência indesejável do EMG de músculos próximos, efeito conhecido como *crosstalk*. Assim, foi medida a distância entre o acrômio direito (lado dominante de todos os sujeitos) e a fossa cubital, desenhando-se uma linha sobre a pele. A um terço dessa distância, a partir da fossa cubital, foi depositado o eletrodo da captação, após palpação para a determinação do ventre muscular e dos tendões. A região da pele onde foram depositados os eletrodos foi previamente depilada e higienizada com água, detergente e bucha, em processo abrasivo. Não foram empregados álcool, gel ou pasta abrasiva. A orientação dos eletrodos (barras) com respeito à direção das fibras musculares foi a perpendicular. Os eletrodos de captação foram fixados à pele por meio de fita adesiva do tipo dupla face (Highland 19 mm, 3M, Brasil). Sobre eles foi aplicada uma porção de fita adesiva (Silver Tape, 3M, Brasil) nas dimensões de 5 cm por 8 cm (Figura 5.2).



Figura 5.2 - Fitas adesivas para proteção dos eletrodos contra água e trena para as medições antropométricas.

Finalizando a proteção contra a entrada de água, foi depositada mais uma fita adesiva, um curativo cirúrgico (Tegaderm, 3M, St. Paul, EUA), com dimensões de 10 cm por 12 cm. O eletrodo de referência ficou na região da vértebra C3, a qual não foi submergida, não tendo, portanto, recebido proteção contra água.

5.2.3 - Procedimentos Gerais

A primeira fase do experimento consistiu na medição da contração voluntária máxima (CVM) de cada sujeito posicionado na mesma situação utilizada para a captação posterior dos sinais de EMG (Figura 5.3).

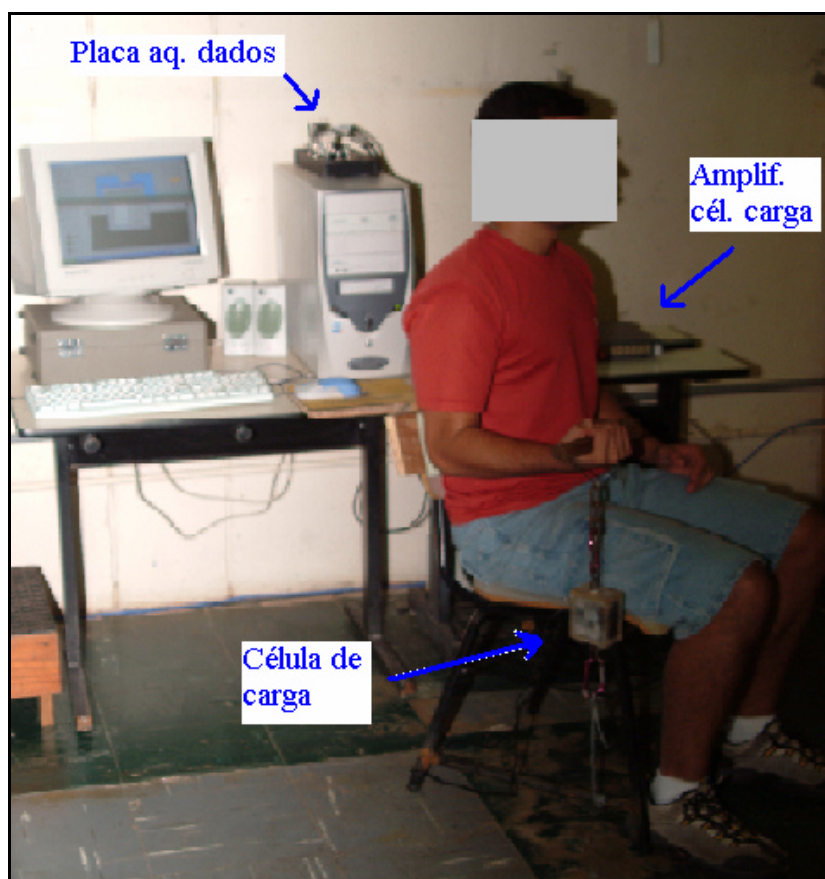


Figura 5.3 - Arranjo físico para a medição da contração voluntária máxima. O sujeito flexiona o cotovelo, estirando os extensômetros em ponte da célula de carga.

Os sujeitos sentaram-se em uma cadeira padrão, construída para o experimento, com o tronco ereto e encostado no encosto da cadeira, as pernas relaxadas e os joelhos

flexionados a um ângulo interno de 90°. A mão esquerda permaneceu relaxada sobre a coxa esquerda. O cotovelo direito foi apoiado em um suporte construído especificamente para isso, tendo sido mantido um ângulo interno articular de 90° entre o antebraço e o braço. O antebraço permaneceu paralelo ao plano sagital do corpo. A mão direita segurou uma empunhadura presa a uma célula de carga de 50 kg (tipo S, Kratos, Brasil), que possui um erro combinado de 0,03% sobre o fundo de escala. Por sua vez, a célula de carga foi fixada à base da cadeira. Em contrações isométricas de flexão de cotovelo, a força exercida pelo membro foi medida pela célula de carga, cujo sinal foi amplificado por um amplificador (MCS1000, Lynx, São Paulo, Brasil) e digitalizado pela mesma placa de aquisição de dados usada para os sinais eletromiográficos.

Os valores de força foram medidos automaticamente pela função Força Máxima do software Aquisição Subaquático (BARROSO; OLIVEIRA, 2004), desenvolvido no Departamento de Engenharia Elétrica da Universidade de Brasília (Figura 5.4).

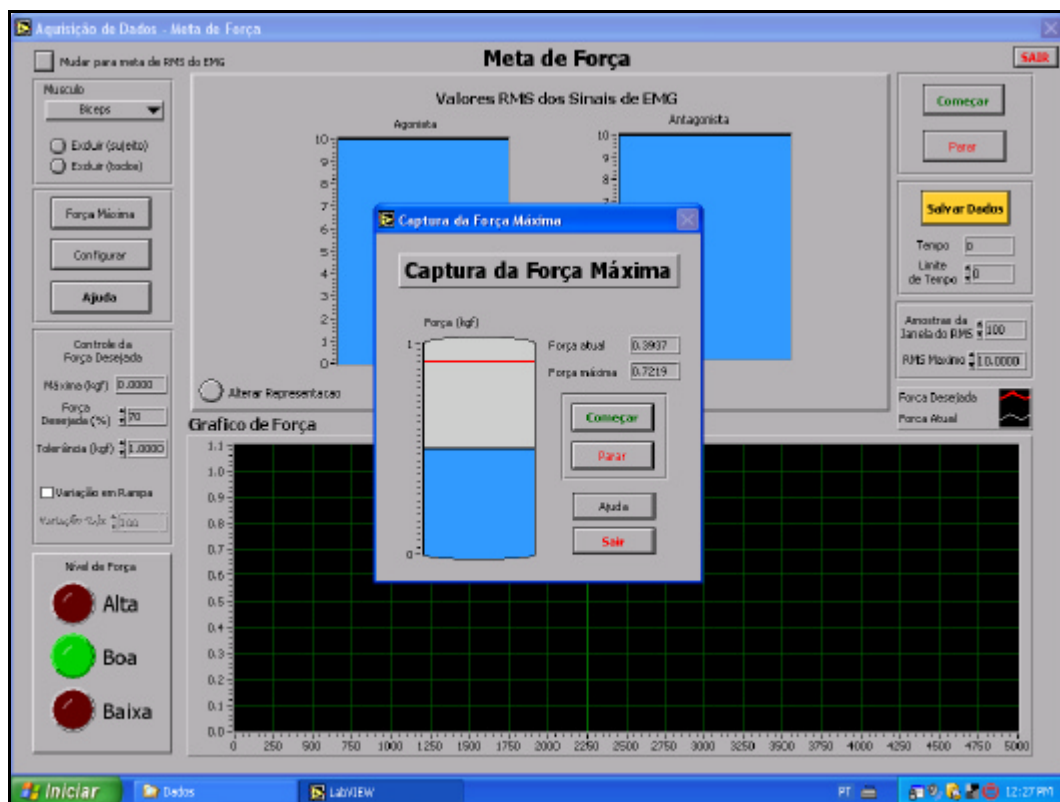


Figura 5.4 - Tela da função Força Máxima do software AquisicaoSubaquatico. Foi empregado para a captura automática do valor da contração voluntária máxima.

Solicitou-se aos voluntários que fizessem três contrações máximas de três segundos de duração cada uma, intercaladas por um repouso de dois minutos. O maior valor das três

tentativas foi tomado para ser a CVM. Durante a medição da CVM, os sujeitos não tiveram acesso ao valor da força medida. Eles realizaram, previamente, um pequeno treinamento desse procedimento e foram incentivados pelo experimentador a aplicarem a sua capacidade máxima de esforço muscular durante a captação definitiva.

As coletas de sinais eletromiográficos de superfície foram realizadas em cinco situações experimentais (aqui chamadas de postos de trabalho): ambiente aéreo (Figura 5.5); tanque pequeno com imersão somente de membro (mão, antebraço e braço), com e sem colocação de pulseira de 1,6 kg (cálculo apresentado posteriormente neste texto) para a compensação de efeito de empuxo (Figuras 5.6 e 5.7); e tanque grande, com imersão do corpo até a vértebra C7 do pescoço, com e sem a utilização de pulseira (Figura 5.8). A ordem dos postos de trabalho foi definida aleatoriamente para cada sujeito. A postura dos sujeitos (tronco e ângulos de cotovelos e pernas) foi a mesma de quando foi adquirida a contração voluntária máxima.



Figura 5.5 - Arranjo físico do posto de trabalho em ambiente aéreo. O sujeito flexiona o cotovelo direito, puxando verticalmente para cima a empunhadura, e vê o valor instantâneo de sua força no monitor de vídeo (retroalimentação visual).

Em cada um dos cinco postos de trabalho os sujeitos efetuaram uma contração isométrica (flexão de cotovelo) com duração de cinco segundos. Entre os postos de trabalho, houve

um repouso de vinte minutos, minimizando, assim, a fadiga muscular. Os sujeitos e o experimentador acompanharam o valor instantâneo da força exercida por meio de dois monitores de vídeo, apresentando a tela Meta de Força do software Aquisição Subaquático (Figura 5.9). Esse sistema propiciou uma retroalimentação visual adequada aos sujeitos e ao experimentador. A meta de força para os sujeitos foi padronizada em 50% da CVM, sendo a variação máxima admitida de $\pm 4\%$ da meta de força. Essa padronização da meta de força acarreta em uma normalização dos sinais de EMG, não requerendo, assim, a coleta do EMG relativo à CVM para posterior normalização por ele, procedimento adotado por alguns pesquisadores. Os sujeitos iniciaram e concluíram cada contração após um comando de voz do experimentador. É importante notar que a aquisição dos sinais foi iniciada somente após os sujeitos atingirem a meta de força, e que a finalização foi feita automaticamente pelo software, após 5 s de registro. Não houve, portanto, a necessidade de realização de recortes nos sinais digitalizados de EMG-S.



Figura 5.6 - Arranjo físico geral do posto de trabalho tanque pequeno. O sujeito submerge em água somente a mão, o antebraço e o braço até a altura da axila.



Figura 5.7 - Detalhe do posto de trabalho tanque grande. A célula de carga foi fixada no fundo do tanque.



Figura 5.8 - Arranjo físico do posto de trabalho tanque grande. A cadeira é a mesma que foi utilizada para a experimentação em ambiente aéreo. No canto inferior esquerdo da fotografia, nota-se a pulseira utilizada para compensar o efeito do empuxo da água em um dos dois postos de trabalho no tanque pequeno e em um posto do tanque grande.

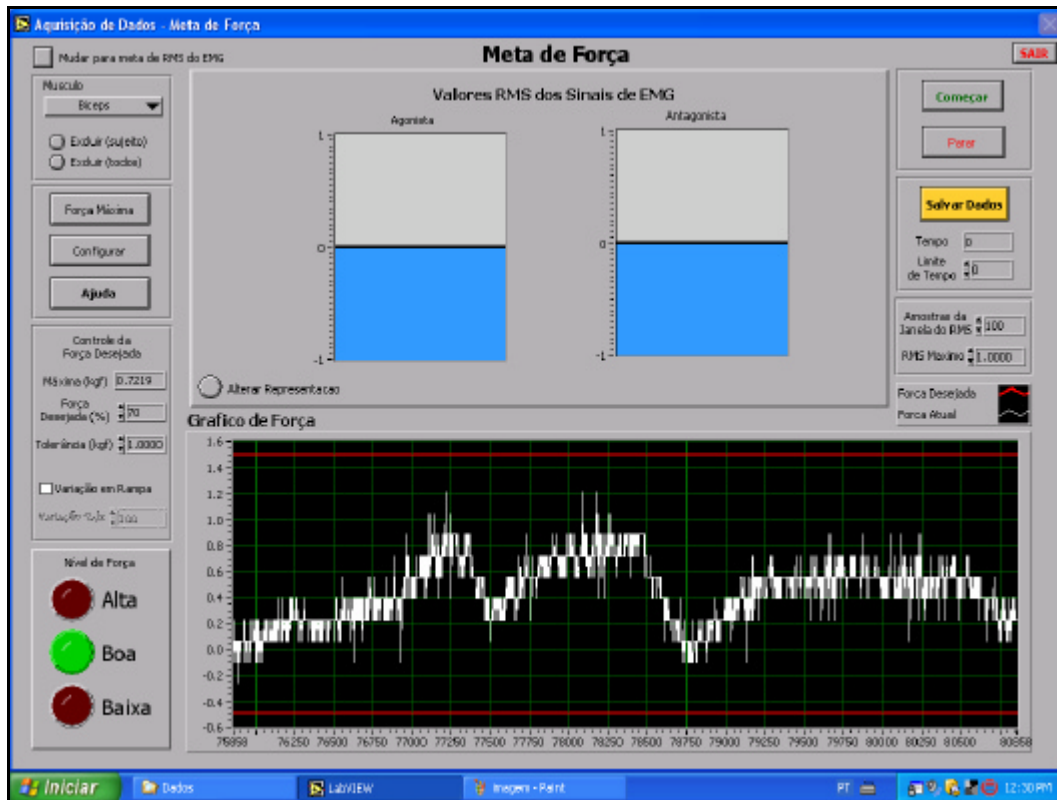


Figura 5.9 - Tela do software AquisiçãoSubaquático adquirindo sinais de EMG e de força. Percebem-se, na parte inferior, o gráfico da evolução da força no tempo, e seu valor instantâneo, utilizado para retroalimentação visual dos sujeitos.

Os sujeitos utilizaram sempre a mesma cadeira nos cinco postos de trabalho. A temperatura do ar foi monitorada. A água, nos dois tanques, foi mantida a cerca de 33°C, tendo sido também aterrada eletricamente para minorar interferências eletromagnéticas nos eletrodos. Nas coletas no tanque grande, o sujeito utilizou no punho esquerdo uma segunda pulseira (3 kg) para manter o seu tronco alinhado com a vertical, evitando-se, assim, oscilações do tronco devido à ausência de apoio para o lado esquerdo do corpo. Também, quando no tanque grande, os sujeitos mantiveram depositadas sobre suas coxas anilhas com massa de 20 kg, a fim de manter o sujeitos bem apoiados sobre a cadeira, evitando-se a flutuação do corpo.

Um aspecto importante na busca de sinais eletromiográficos de qualidade é a verificação da relação sinal/ruído. No caso do protocolo em questão, em todos os postos de trabalho foi realizada, antes das contrações, uma captação de sinal de EMG-S com o sujeito relaxado, o que evidencia o nível de ruído do sistema. Posteriormente, a amplitude desse sinal foi comparada com a do sinal de EMG-S (que obviamente também inclui os ruídos de sistema). No caso de má relação sinal/ruído, foi alterada a posição dos cabos elétricos, dos

eletrodos de captação, verificado o aterramento elétrico da água dos tanques e pesquisadas as fontes de ruído eletromagnético. No caso de insucesso nessa etapa, os dados do sujeito foram descartados.

A seguir, será exposto o método de dimensionamento da pulseira do punho direito dos sujeitos, utilizada nos tanques, de modo que, com referência ao olécrano, o torque em ambiente aéreo fosse igual ao em ambiente subaquático (Figura 5.10). Ou seja, o objetivo foi o de compensar o efeito do empuxo em água para que o esforço efetuado pelo músculo bíceps braquial cabeça curta fosse idêntico em ambos os ambientes, caso a carga externa (força na célula de carga) também fosse idêntica. Por uma questão de praticidade, em vez de serem utilizadas pulseiras variadas para sujeitos bem distintos entre si, optou-se por dimensionar uma única pulseira, a qual atendesse a vários sujeitos com semelhantes dimensões antropométricas do membro superior direito.

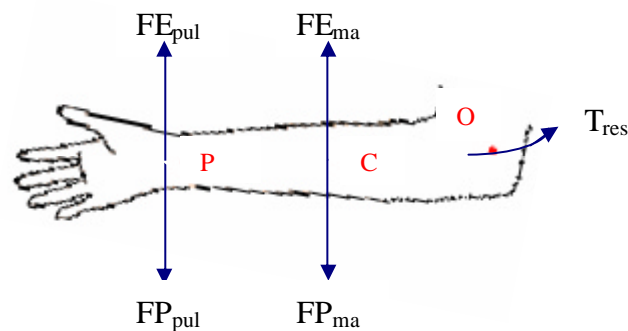


Figura 5.10 – Forças peso e de empuxo aplicadas no conjunto formado por mão e antebraço acarretam em um torque no olécrano (ponto O). P é o ponto médio do pulso. C é o ponto do centro de massa do conjunto mão-antebraço.

Em ambiente aéreo, o torque no olécrano é oriundo da força peso no conjunto da mão com o antebraço (FP_{ma}). A força peso nesse conjunto pode ser calculada como a aceleração da gravidade ($g \approx 9,8 \text{ m/s}^2$) vezes a massa do conjunto, concentrada em seu centro de massa (C). Segundo BJORNSTRUP (1996), o centro de massa do conjunto mão-antebraço encontra-se, a partir do olécrano, a 50,60% (com desvio-padrão de $\pm 12,07\%$) da distância entre o olécrano e a ponta do dedo médio quando a mão está aberta. Ainda segundo estudos de BJORNSTRUP (1996), para homens adultos, o valor médio da massa do conjunto mão-antebraço (M_{ma}) é de 1,601 kg (desvio-padrão de 0,273 kg). Esse valor é semelhante ao encontrado por DURKIN e DOWLING (2003), que foi de 1,72 kg. Porém, o valor adotado foi o de Bjornstrup. Medições prévias com os sujeitos do experimento de

Brasília mostraram que o valor médio da distância entre o olécrano e o dedo médio é de 0,46 m; portanto, o centro de massa (C) situa-se a cerca de 0,23 m do olécrano (distância \overline{OC}).

Portanto, o torque no olécrano, em ambiente aéreo (T_{ar}) pode ser expresso por:

$$T_{ar} = (M_{ma}.g).\overline{OC} = 3,61 \text{ kgf.m} \quad (5.1)$$

Em ambiente subaquático é adicionada uma pulseira ao pulso direito dos sujeitos para que seja compensado o empuxo do conjunto mão-antebraço e da própria pulseira. Assim, o torque resultante no olécrano é a subtração entre as forças peso da pulseira e do conjunto mão-antebraço e o empuxo da pulseira e do conjunto mão-antebraço.

Segundo estudos de BJORNSTRUP (1996), para o conjunto mão-antebraço, o centro de volume pode ser aproximado pelo centro de massa (C), considerando-se o conjunto possuir massa específica aproximadamente constante. Sendo V_{ma} o volume do conjunto, o empuxo do conjunto mão-antebraço (E_{ma}) concentra-se no ponto C e pode ser estimado por:

$$E_{ma} = V_{ma}.r_o.g \quad (5.2)$$

A massa específica da água (r_o) é de cerca de 1000 kg/m^3 . Para homens adultos, o volume médio do conjunto mão-antebraço é de $1,46.10^{-3} \text{ m}^3$ (desvio-padrão de $0,26.10^{-3} \text{ m}^3$), segundo BJORNSTRUP (1996). Portanto, o torque devido ao empuxo do conjunto mão-antebraço é:

$$TE_{ma} = E_{ma}.\overline{OC} = 3,29 \text{ kgf.m} \quad (5.3)$$

A força peso da pulseira de massa M_{pul} concentra-se no ponto P, o qual dista, em média, 0,26 m do olécrano para os sujeitos avaliados neste experimento. Assim, o torque causado pela força peso da pulseira pode ser calculado como:

$$T_{\text{peso}_{pul}} = (M_{pul}.g).\overline{OC} = M.9,8.0,26 \quad (5.4)$$

Da mesma forma que o conjunto mão-antebraço, a pulseira também sofre efeito de empuxo (E_{pul}):

$$E_{pul} = V_{pul} \cdot \mathbf{r}_o \cdot \mathbf{g} \quad (5.5)$$

Por conseguinte, isso acarreta um torque em sentido oposto no olécrano (T_{Epul}):

$$T_{Epul} = (V_{pul} \cdot \mathbf{r}_o \cdot \mathbf{g}) \cdot \overline{OP} \quad (5.6)$$

Note-se que M_{pul} e V_{pul} são as variáveis a serem dimensionadas.

Buscando uma solução prática, uma pulseira comercial de academias de musculação foi modificada, de forma a atender a um compromisso entre a sua massa e o seu volume. Com o seu uso pelos sujeitos no ambiente no subaquático, obtém-se um torque no olécrano semelhante ao do meio aéreo (sem pulseira). O equacionamento geral é:

$$T_{\text{água}} = T_{\text{Peso_mao+ant}} - T_{\text{Emp_mao+ant}} + T_{\text{Peso_pul}} - T_{\text{Emp_pul}} = \quad (5.7)$$

$$= 3,61 - 3,29 + M \cdot 9,80,26 - V_{pul} \cdot 1000 \cdot 9,80,26 \quad (5.8)$$

Após algumas tentativas de construção, compreendendo o teste de vários materiais, conseguiu-se construir uma pulseira com massa de 1,6 kg e volume de 0,00031 m³, valores adequados para a compensação do empuxo no caso em questão.

5.2.4 - Processamento e Análise dos Dados

Na análise dos sinais de EMG-S de cada posto de trabalho, não foram realizados processos de filtragem, branqueamento nem integração dos sinais digitais. Para cada sinal foram estimados os valores de amplitude na forma de raiz quadrática média (RMS), por meio de janelas retangulares deslizantes de largura de 0,5 s, com sobreposição entre elas de 0,2 s, tendo sido gerados dezenove valores RMS. Foi empregado para os cálculos o software Matlab 6.5 (Mathworks, Natick, EUA).

A etapa seguinte consistiu na normalização dos dados. Respeitando-se a independência entre os sujeitos, foi calculado o valor médio dos dezenove valores RMS do posto de

trabalho Ar. A partir daí, todos os valores RMS dos cinco postos de trabalho foram divididos pelo valor médio do RMS no Ar, obtendo-se, assim, uma normalização pelo posto Ar. Obviamente, o novo valor médio do posto Ar passou a ser igual a um para todos os sujeitos.

Para a análise estatística dos dados utilizou-se o pacote Statistica 6.0 (Statsoft, Tulsa, EUA). Empregou-se então o teste ANOVA (*Analysis of variance* - análise de variância) de medidas repetidas para uma análise multifatorial do tipo 5x19x15, correspondendo aos cinco postos de trabalho, dezenove medidas de RMS por posto e aos quinze sujeitos experimentais, como ilustrado na Figura 5.11. Isso permitiu a comparação da amplitude do sinal de EMG-S nos cinco postos de trabalho.

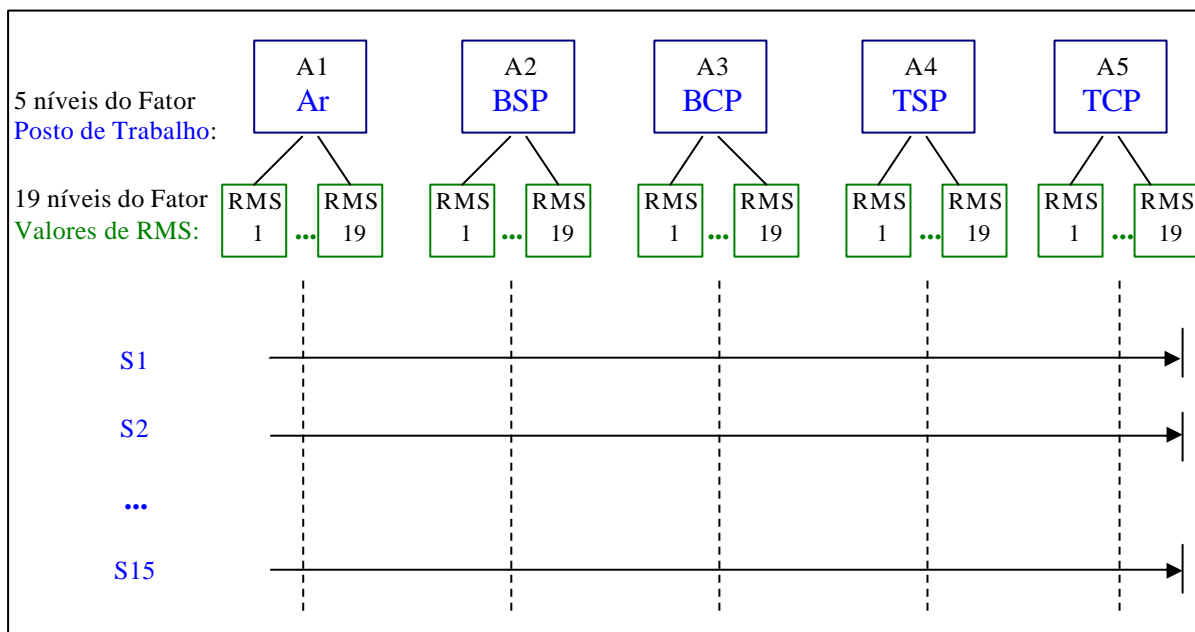


Figura 5.11 - Delineamento estatístico (5x19x15): “intra-sujeito”, com cinco níveis do fator posto de trabalho, dezenove níveis do fator valores de RMS e quinze sujeitos (representados por S1 a S15). BSP e BCP: tanque pequeno sem e com pulseira; TSP e TCP: tanque grande sem e com pulseira.

5.3 - RESULTADOS

Os sujeitos efetuaram contração voluntária máxima de $20,1 \pm 5,13$ kgf (média \pm desvio-padrão).

A título de exemplificação da qualidade do sinal eletromiográfico captado, na Figura 5.12 está apresentado um sinal bruto, escolhido aleatoriamente entre os captados nos

experimentos. Na Figura 5.13 é mostrada a densidade espectral de potência desse mesmo sinal. É interessante notar que a contaminação por ruído de 60 Hz não é expressiva.

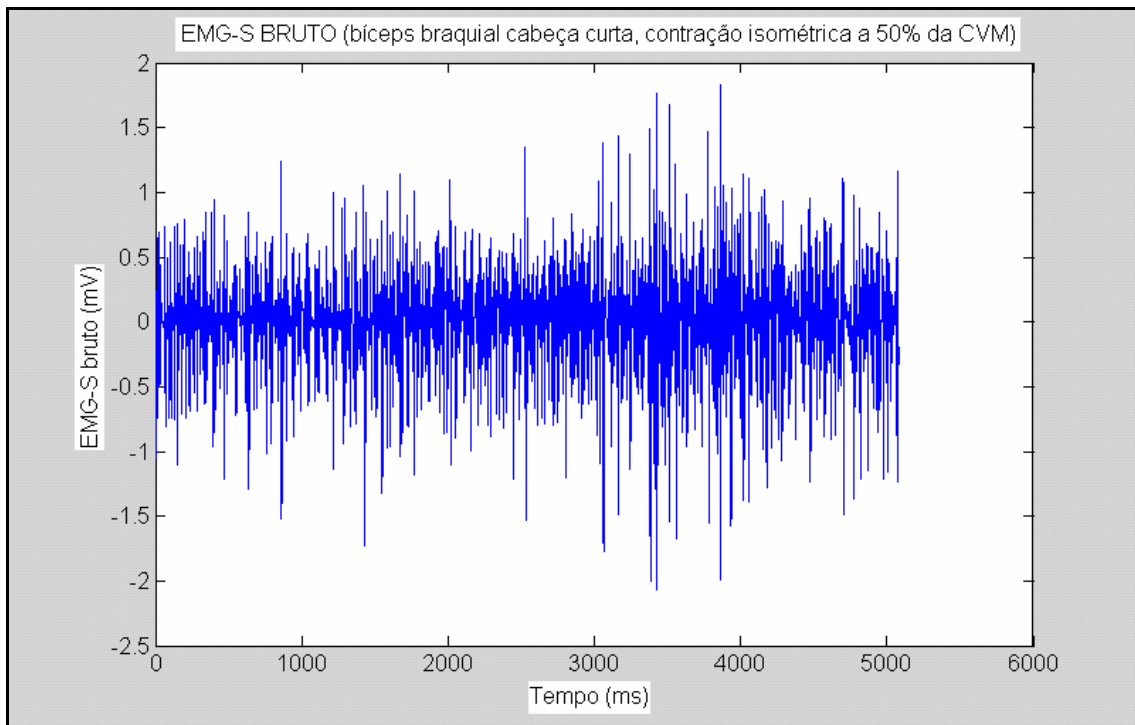


Figura 5.12 - Sinal bruto de EMG. Contração isométrica de 5 segundos do bíceps braquial cabeça curta a 50% da CVM. Taxa de aquisição de 1024 Hz.

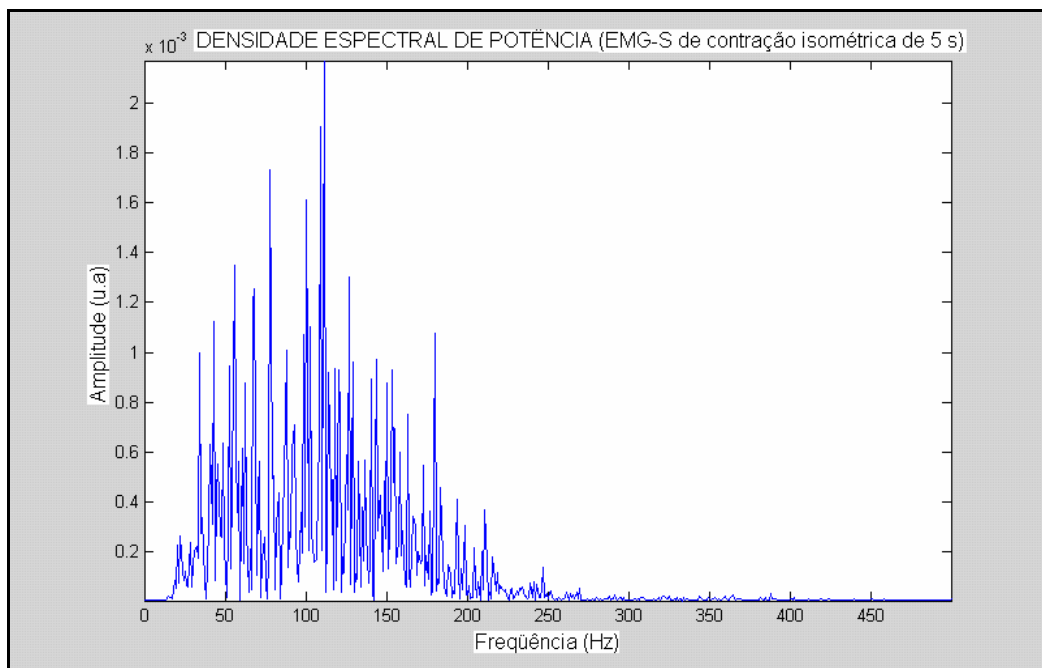


Figura 5.13 – Densidade espectral de potência do sinal de EMG apresentado na figura anterior. FFT (*Fast Fourier Transform* - transformada rápida de Fourier) calculada em janelas retangulares e deslizantes de 1 s, com sobreposição de 0,2 s.

A Figura 5.14 apresenta uma visão panorâmica dos valores médios e desvios-padrão dos dezenove valores RMS de cada posto de trabalho, estratificados por sujeito. Isso também está apresentado nas Tabelas 5.1 e 5.2. Fica evidenciada a dificuldade de ser efetuada uma comparação entre os postos de trabalho sem que se lance mão de ferramentas estatísticas mais apuradas.

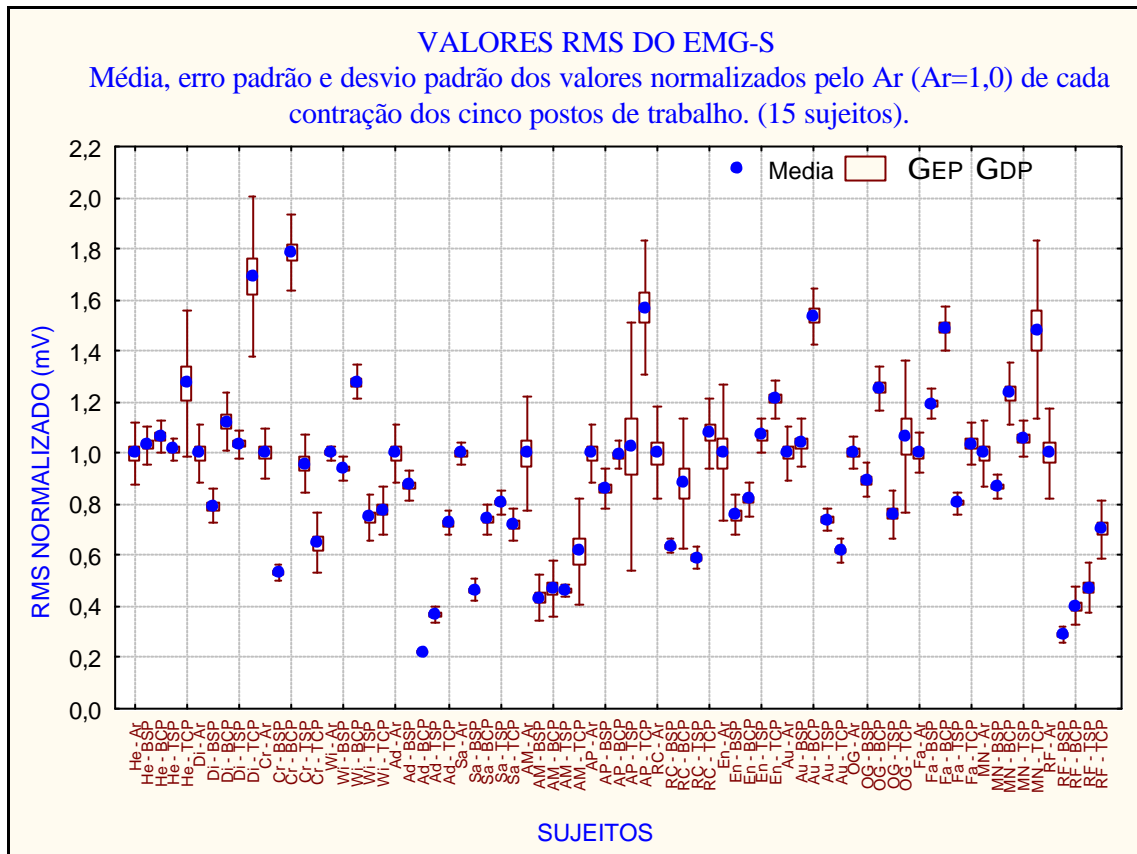


Figura 5.14 - Valores médios, erros padrão (EP) e desvios-padrão (DP) dos valores RMS (normalizados pelo Ar) das contrações dos cinco postos de trabalho. Total de 15 sujeitos. BSP e BCP: tanque pequeno sem e com pulseira; TSP e TCP: tanque grande sem e com pulseira. As primeiras letras indicam os sujeitos.

Tabela 5.1 - Estatística descritiva dos valores de RMS de cada contração de cada posto de trabalho, estratificada por sujeito. Primeiros nove dos quinze sujeitos. BSP e BCP: tanque pequeno sem e com pulseira; TSP e TCP: tanque grande sem e com pulseira. As primeiras letras indicam os sujeitos.

| Estatística Descritiva - RMS, em mV, normalizado pelo Ar (Ar=1,0) | | | | | | | |
|---|----------|--------|--------|--------|-----------|---------------|-------------|
| Sujeitos | N válido | Média | Mínimo | Máximo | Variância | Desvio-padrão | Erro-padrão |
| <i>He - Ar</i> | 19 | 1,0000 | 0,8304 | 1,2331 | 0,0146 | 0,1208 | 0,0277 |
| <i>He - BSP</i> | 19 | 1,0325 | 0,9022 | 1,1655 | 0,0057 | 0,0752 | 0,0173 |
| <i>He - BCP</i> | 19 | 1,0635 | 0,9734 | 1,1729 | 0,0037 | 0,0605 | 0,0139 |
| <i>He - TSP</i> | 19 | 1,0159 | 0,9157 | 1,0755 | 0,0018 | 0,0423 | 0,0097 |
| <i>He - TCP</i> | 19 | 1,2737 | 0,8486 | 1,6444 | 0,0823 | 0,2869 | 0,0658 |
| <i>Di - Ar</i> | 19 | 1,0000 | 0,8916 | 1,2316 | 0,0124 | 0,1115 | 0,0256 |
| <i>Di - BSP</i> | 19 | 0,7924 | 0,6692 | 0,8816 | 0,0044 | 0,0666 | 0,0153 |
| <i>Di - BCP</i> | 19 | 1,1217 | 0,9547 | 1,3332 | 0,0126 | 0,1124 | 0,0258 |
| <i>Di - TSP</i> | 19 | 1,0358 | 0,9185 | 1,1220 | 0,0030 | 0,0548 | 0,0126 |
| <i>Di - TCP</i> | 19 | 1,6906 | 1,3167 | 2,4622 | 0,0994 | 0,3153 | 0,0723 |
| <i>Cr - Ar</i> | 19 | 1,0000 | 0,8586 | 1,1546 | 0,0100 | 0,0998 | 0,0229 |
| <i>Cr - BSP</i> | 19 | 0,5351 | 0,4864 | 0,5887 | 0,0010 | 0,0315 | 0,0072 |
| <i>Cr - BCP</i> | 19 | 1,7867 | 1,5141 | 2,1411 | 0,0214 | 0,1464 | 0,0336 |
| <i>Cr - TSP</i> | 19 | 0,9592 | 0,7176 | 1,0938 | 0,0125 | 0,1119 | 0,0257 |
| <i>Cr - TCP</i> | 19 | 0,6486 | 0,4155 | 0,8588 | 0,0138 | 0,1176 | 0,0270 |
| <i>Wi - Ar</i> | 19 | 1,0000 | 0,9484 | 1,0463 | 0,0008 | 0,0281 | 0,0065 |
| <i>Wi - BSP</i> | 19 | 0,9404 | 0,8810 | 1,0199 | 0,0023 | 0,0482 | 0,0111 |
| <i>Wi - BCP</i> | 19 | 1,2801 | 1,1681 | 1,3882 | 0,0046 | 0,0677 | 0,0155 |
| <i>Wi - TSP</i> | 19 | 0,7497 | 0,6640 | 1,0003 | 0,0083 | 0,0913 | 0,0209 |
| <i>Wi - TCP</i> | 19 | 0,7770 | 0,6578 | 0,9095 | 0,0085 | 0,0922 | 0,0211 |
| <i>Ad - Ar</i> | 19 | 1,0000 | 0,7901 | 1,1827 | 0,0131 | 0,1146 | 0,0263 |
| <i>Ad - BSP</i> | 19 | 0,8737 | 0,7685 | 0,9660 | 0,0037 | 0,0607 | 0,0139 |
| <i>Ad - BCP</i> | 19 | 0,2224 | 0,1986 | 0,2462 | 0,0002 | 0,0124 | 0,0029 |
| <i>Ad - TSP</i> | 19 | 0,3688 | 0,2993 | 0,4199 | 0,0010 | 0,0323 | 0,0074 |
| <i>Ad - TCP</i> | 19 | 0,7252 | 0,6373 | 0,8003 | 0,0022 | 0,0468 | 0,0107 |
| <i>Sa - Ar</i> | 19 | 1,0000 | 0,9302 | 1,0825 | 0,0020 | 0,0451 | 0,0103 |
| <i>Sa - BSP</i> | 19 | 0,4633 | 0,4103 | 0,5571 | 0,0018 | 0,0422 | 0,0097 |
| <i>Sa - BCP</i> | 19 | 0,7411 | 0,6788 | 0,8674 | 0,0037 | 0,0606 | 0,0139 |
| <i>Sa - TSP</i> | 19 | 0,8081 | 0,7521 | 0,9516 | 0,0020 | 0,0446 | 0,0102 |
| <i>Sa - TCP</i> | 19 | 0,7226 | 0,6188 | 0,8174 | 0,0041 | 0,0639 | 0,0147 |
| <i>AM - Ar</i> | 19 | 1,0000 | 0,6179 | 1,2357 | 0,0496 | 0,2228 | 0,0511 |
| <i>AM - BSP</i> | 19 | 0,4335 | 0,3364 | 0,5990 | 0,0078 | 0,0883 | 0,0203 |
| <i>AM - BCP</i> | 19 | 0,4692 | 0,3482 | 0,6489 | 0,0115 | 0,1072 | 0,0246 |
| <i>AM - TSP</i> | 19 | 0,4607 | 0,4214 | 0,4969 | 0,0006 | 0,0253 | 0,0058 |
| <i>AM - TCP</i> | 19 | 0,6155 | 0,4459 | 1,1786 | 0,0440 | 0,2097 | 0,0481 |
| <i>AP - Ar</i> | 19 | 1,0000 | 0,7812 | 1,1341 | 0,0129 | 0,1135 | 0,0260 |
| <i>AP - BSP</i> | 19 | 0,8614 | 0,7291 | 1,0070 | 0,0057 | 0,0754 | 0,0173 |
| <i>AP - BCP</i> | 19 | 0,9916 | 0,8950 | 1,0858 | 0,0031 | 0,0556 | 0,0128 |
| <i>AP - TSP</i> | 19 | 1,0272 | 0,7256 | 2,2212 | 0,2373 | 0,4871 | 0,1118 |
| <i>AP - TCP</i> | 19 | 1,5677 | 1,1803 | 1,9067 | 0,0689 | 0,2625 | 0,0602 |
| <i>RC - Ar</i> | 19 | 1,0000 | 0,6663 | 1,2433 | 0,0322 | 0,1796 | 0,0412 |
| <i>RC - BSP</i> | 19 | 0,6363 | 0,5793 | 0,6715 | 0,0008 | 0,0289 | 0,0066 |
| <i>RC - BCP</i> | 19 | 0,8816 | 0,6206 | 1,2270 | 0,0662 | 0,2573 | 0,0590 |
| <i>RC - TSP</i> | 19 | 0,5897 | 0,5234 | 0,7074 | 0,0019 | 0,0438 | 0,0100 |
| <i>RC - TCP</i> | 19 | 1,0785 | 0,8195 | 1,3329 | 0,0183 | 0,1354 | 0,0311 |

Tabela 5.2 - Estatística descritiva dos valores de RMS de cada contração de cada posto de trabalho, estratificada por sujeito. Últimos seis dos quinze sujeitos. BSP e BCP: tanque pequeno sem e com pulseira; TSP e TCP: tanque grande sem e com pulseira. As primeiras letras indicam os sujeitos.

| Estatística Descritiva - RMS, em mV, normalizado pelo Ar (Ar=1,0) | | | | | | | |
|--|-----------------|--------------|---------------|---------------|------------------|----------------------|--------------------|
| Sujeitos | N válido | Média | Mínimo | Máximo | Variância | Desvio-padrão | Erro-padrão |
| <i>En - Ar</i> | 19 | 1,0000 | 0,7491 | 1,5550 | 0,0705 | 0,2655 | 0,0609 |
| <i>En - BSP</i> | 19 | 0,7575 | 0,6240 | 0,9323 | 0,0063 | 0,0797 | 0,0183 |
| <i>En - BCP</i> | 19 | 0,8184 | 0,7608 | 0,9793 | 0,0039 | 0,0627 | 0,0144 |
| <i>En - TSP</i> | 19 | 1,0691 | 0,9035 | 1,1435 | 0,0049 | 0,0701 | 0,0161 |
| <i>En - TCP</i> | 19 | 1,2125 | 1,1037 | 1,3443 | 0,0057 | 0,0753 | 0,0173 |
| <i>Au - Ar</i> | 19 | 1,0000 | 0,8470 | 1,1980 | 0,0115 | 0,1073 | 0,0246 |
| <i>Au - BSP</i> | 19 | 1,0386 | 0,9045 | 1,2143 | 0,0088 | 0,0940 | 0,0216 |
| <i>Au - BCP</i> | 19 | 1,5372 | 1,4179 | 1,7513 | 0,0121 | 0,1102 | 0,0253 |
| <i>Au - TSP</i> | 19 | 0,7394 | 0,6845 | 0,8517 | 0,0020 | 0,0445 | 0,0102 |
| <i>Au - TCP</i> | 19 | 0,6185 | 0,5425 | 0,6997 | 0,0022 | 0,0467 | 0,0107 |
| <i>OG - Ar</i> | 19 | 1,0000 | 0,8849 | 1,0872 | 0,0039 | 0,0625 | 0,0143 |
| <i>OG - BSP</i> | 19 | 0,8957 | 0,7961 | 0,9971 | 0,0044 | 0,0667 | 0,0153 |
| <i>OG - BCP</i> | 19 | 1,2546 | 1,1513 | 1,4280 | 0,0071 | 0,0845 | 0,0194 |
| <i>OG - TSP</i> | 19 | 0,7635 | 0,5440 | 0,8533 | 0,0088 | 0,0940 | 0,0216 |
| <i>OG - TCP</i> | 19 | 1,0646 | 0,7350 | 1,5230 | 0,0872 | 0,2953 | 0,0677 |
| <i>Fa - Ar</i> | 19 | 1,0000 | 0,8568 | 1,0853 | 0,0062 | 0,0787 | 0,0180 |
| <i>Fa - BSP</i> | 19 | 1,1940 | 1,0868 | 1,2828 | 0,0033 | 0,0577 | 0,0132 |
| <i>Fa - BCP</i> | 19 | 1,4885 | 1,3168 | 1,6195 | 0,0074 | 0,0863 | 0,0198 |
| <i>Fa - TSP</i> | 19 | 0,8049 | 0,7256 | 0,9027 | 0,0017 | 0,0415 | 0,0095 |
| <i>Fa - TCP</i> | 19 | 1,0367 | 0,8692 | 1,1455 | 0,0066 | 0,0812 | 0,0186 |
| <i>MN - Ar</i> | 19 | 1,0000 | 0,8276 | 1,1837 | 0,0163 | 0,1275 | 0,0292 |
| <i>MN - BSP</i> | 19 | 0,8695 | 0,7772 | 0,9612 | 0,0025 | 0,0500 | 0,0115 |
| <i>MN - BCP</i> | 19 | 1,2352 | 1,0403 | 1,4395 | 0,0143 | 0,1196 | 0,0274 |
| <i>MN - TSP</i> | 19 | 1,0573 | 0,8657 | 1,1493 | 0,0053 | 0,0726 | 0,0167 |
| <i>MN - TCP</i> | 19 | 1,4813 | 1,0501 | 1,9710 | 0,1213 | 0,3483 | 0,0799 |
| <i>RF - Ar</i> | 19 | 1,0000 | 0,8281 | 1,3766 | 0,0312 | 0,1767 | 0,0405 |
| <i>RF - BSP</i> | 19 | 0,2904 | 0,2491 | 0,3581 | 0,0011 | 0,0330 | 0,0076 |
| <i>RF - BCP</i> | 19 | 0,4016 | 0,3184 | 0,5536 | 0,0053 | 0,0730 | 0,0167 |
| <i>RF - TSP</i> | 19 | 0,4738 | 0,3927 | 0,7253 | 0,0099 | 0,0996 | 0,0228 |
| <i>RF - TCP</i> | 19 | 0,7039 | 0,5109 | 0,8756 | 0,0129 | 0,1136 | 0,0261 |

A fim de se verificar a hipótese de que, em termos de amplitude RMS do EMG-S, os postos de trabalho ar e tanques pequeno e grande com pulseira pertencem todos a um mesmo grupo, ao seja, não apresentam diferença estatística significativa, foi realizada uma análise de variância (ANOVA) para medidas repetidas desses três postos. O intervalo de confiança foi de 0,95. Os resultados estão apresentados na Figura 5.15.

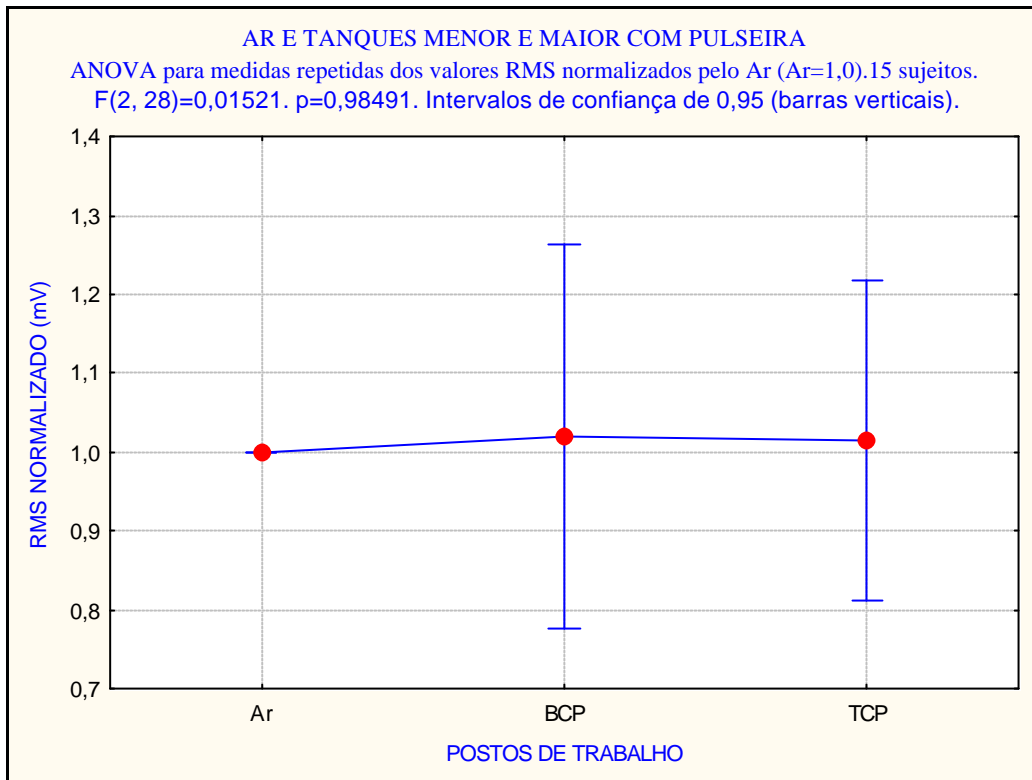


Figura 5.15 - ANOVA para medidas repetidas entre os postos de trabalho Ar e tanques pequeno (BCP) e grande com pulseira (TCP). N=15 sujeitos.

Para se verificar a hipótese de que a compensação de empuxo altera o EMG-S, outra análise de variância para medidas repetidas foi realizada, agora entre os postos de trabalho tanque pequeno sem (BSP) e com pulseira compensadora de empuxo (BCP). O resultado pode ser verificado na Figura 5.16. Raciocínio análogo foi empregado para os dados do tanque grande sem (TSP) e com a pulseira compensadora do empuxo (TCP), conforme está apresentado na Figura 5.17.

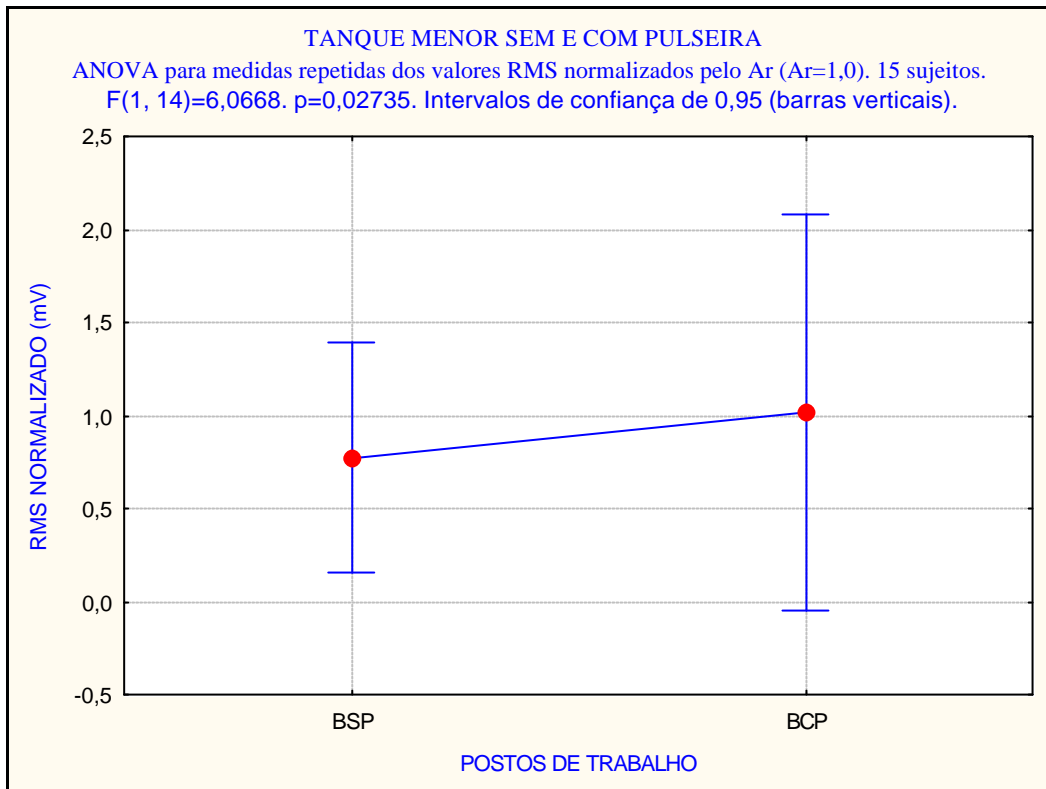


Figura 5.16 - ANOVA para medidas repetidas entre os postos de trabalho tanque pequeno sem (BSP) e com pulseira (BCP). N=15 sujeitos.

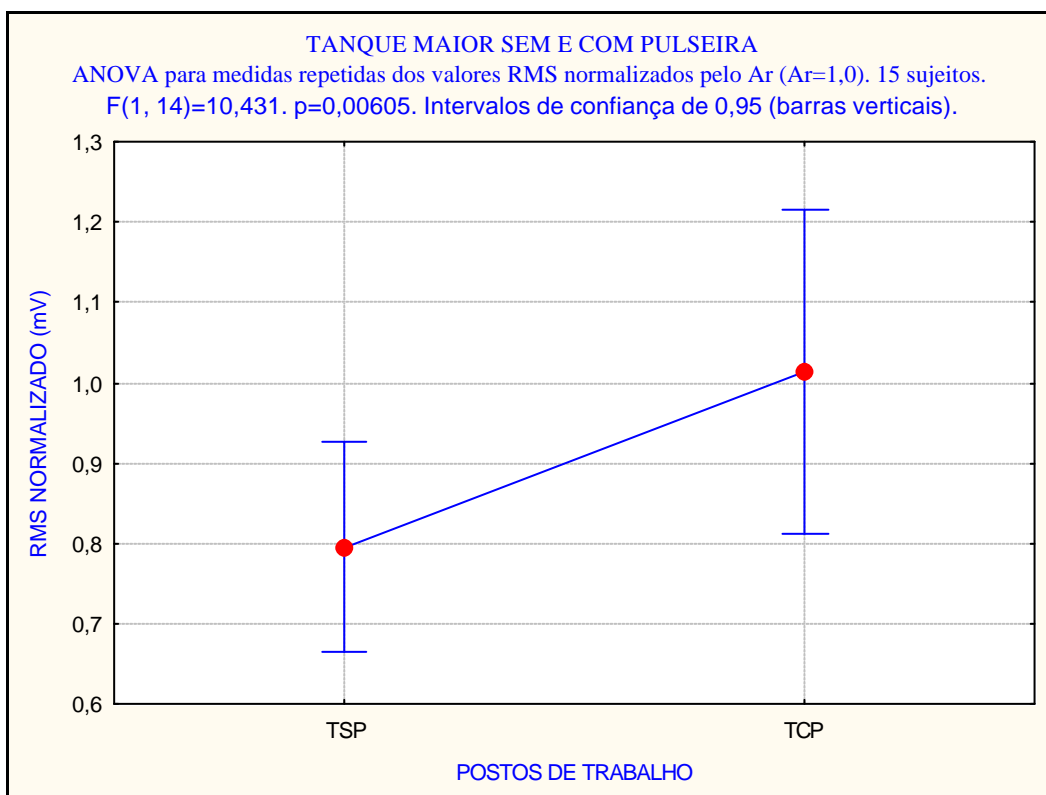


Figura 5.17 - ANOVA para medidas repetidas entre os postos de trabalho tanque grande sem (TSP) e com pulseira (TCP). N=15 sujeitos.

Para avaliar se ocorre diferença na amplitude RMS do sinal eletromiográfico de superfície quando se submerge somente o membro ou se submerge o sujeito até o nível do pescoço, foi realizada uma análise de variância entre os postos de trabalho tanques pequeno (BSP) e grande sem pulseira (TSP). Na Figura 5.18 está apresentado o resultado.

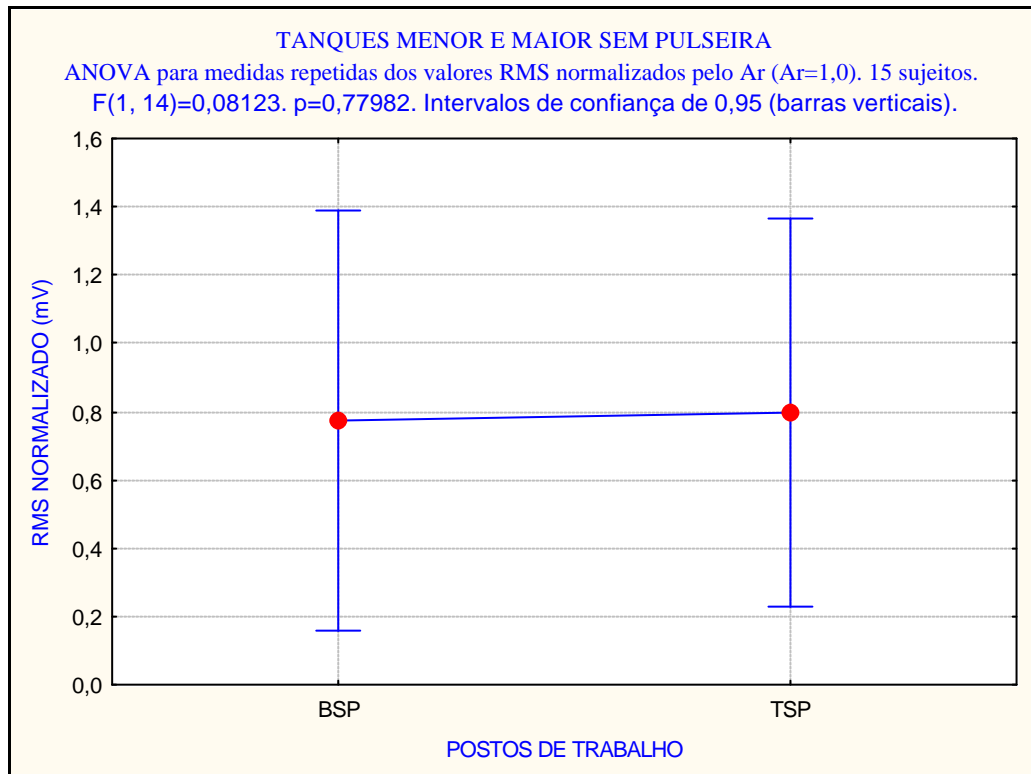


Figura 5.18 - ANOVA para medidas repetidas entre os postos de trabalho tanques pequeno (BSP) e grande sem pulseira (TSP). N=15 sujeitos.

A Figura 5.19 apresenta uma panorâmica da comparação dos valores RMS dos cinco postos de trabalho. A análise de variância indica que pelo menos um dos postos de trabalho se diferencia dos demais, pois o valor de **p** é de cerca de 1%.

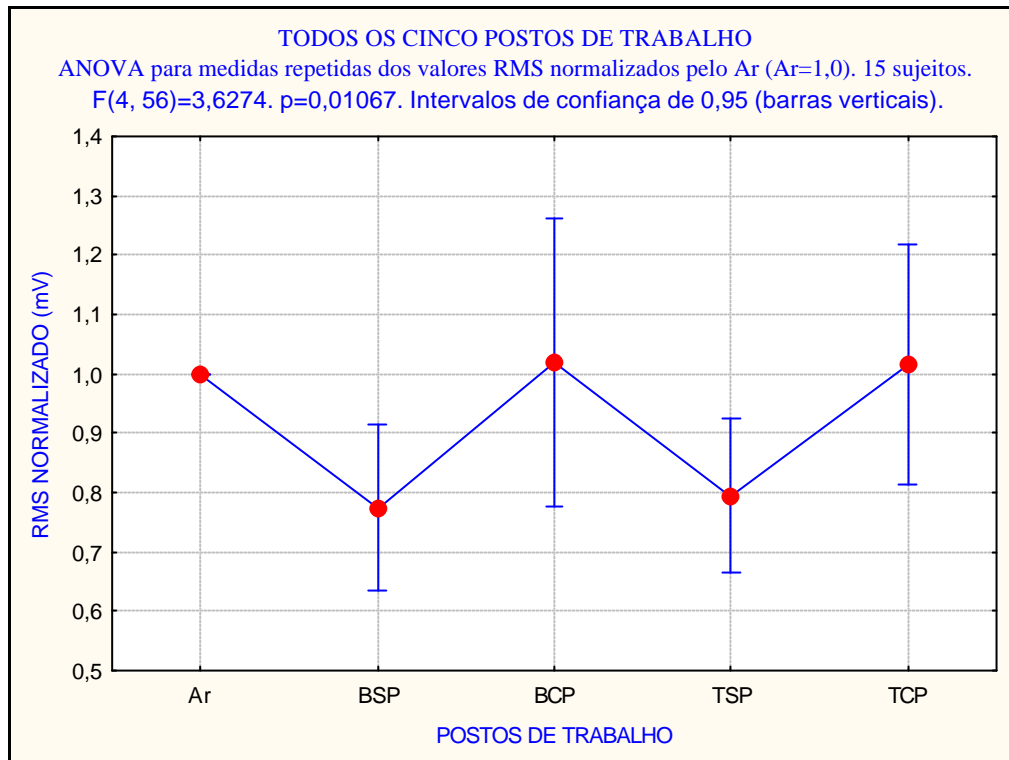


Figura 5.19 - Gráfico de ANOVA para medidas repetidas dos valores RMS (normalizados pelo Ar) nos cinco postos de trabalho. N=15 sujeitos. Legenda: BSP e BCP: tanque pequeno sem e com pulseira; TSP e TCP: tanque grande sem e com pulseira.

5.4 - DISCUSSÃO

Com referência à amplitude do sinal eletromiográfico (Figura 5.14), nota-se que o valor médio para o posto Ar é sempre igual a um, já que foi efetuada normalização dos dados. Também é claro que o desvio-padrão é bem distinto de um sujeito para outro. Essa variabilidade nos dados era esperada, estando condizente com as características do sinal eletromiográfico de superfície.

Outro ponto a ser destacado é que varia entre os sujeitos a tendência de aumento, diminuição ou não-alteração da amplitude do EMG-S, quando um posto de trabalho é comparado com outro. Em alguns sujeitos o EMG-S é mais sensível à compensação de empuxo que em outros. Por exemplo, comparando-se o valor médio de RMS do posto Ar com o do posto Tanque Pequeno Sem Pulseira, em 20% dos sujeitos houve aumento, em 80% houve decremento e em 0% não houve alteração. Essas porcentagens são diversas entre os postos de trabalho. Isto está expresso na Tabela 5.3.

Tabela 5.3 - Tendências observadas na amplitude do EMG de cada um dos cinco postos de trabalho.

| Número de Sujeitos | | | | |
|---|-----------------|------------------|-----------------|------------------|
| Situação do RMS médio | Ar x BSP | BSP x BCP | Ar x TSP | TSP x TCP |
| <i>Sem alteração</i> | 0 | 0 | 1 | 0 |
| <i>Incremento</i> | 3 | 14 | 4 | 12 |
| <i>Redução</i> | 12 | 1 | 10 | 3 |
| <i>Total de sujeitos: 15</i> | | | | |
| <i>Legenda: BSP e BCP: tanque pequeno sem e com pulseira; TSP e TCP: tanque grande sem e com pulseira</i> | | | | |

Quanto às análises de variância, a Figura 5.15 mostra que não foi encontrada diferença estatística ($p=0,98491$) entre os grupos ar e tanques pequeno (BCP) e grande com uso de pulseira (TCP). Isto valida a primeira das hipóteses aventadas na introdução deste texto. Ou seja, desde que não haja alteração na temperatura intramuscular, e o esforço realizado pelo músculo seja o mesmo (empuxo compensado), a água, por si só, não causa alteração na amplitude do EMG-S.

É possível verificar que a segunda hipótese, a de que a compensação de empuxo faz diferença, também é verdadeira. Isto porque, tanto no gráfico da Figura 5.16 como no da Figura 5.17, está demonstrado que a amplitude do EMG-S dos postos de trabalho sem e com o uso de pulseira não pertencem a um mesmo grupo estatístico ($p \approx 3\%$ e $p \approx 1\%$, respectivamente).

Analisando-se a Figura 5.19, percebe-se que a amplitude (RMS) do EMG-S diminuiu quando os sujeitos passaram do posto Ar para o Tanque Pequeno Sem Pulseira, e aumentou quando foi adicionada a pulseira neste posto, indicando, portanto, que a compensação do efeito do empuxo foi efetiva, com aumento do esforço muscular. Fenômeno similar ocorreu na comparação entre os postos Ar e Tanque Grande Sem e Com Pulseira. Assim, quando em água, e sem compensação do efeito do empuxo, o nível de ativação muscular foi menor do que no ambiente aéreo, já que o efeito de flutuação auxiliou os sujeitos a realizarem o movimento de flexão de cotovelo.

Comparando-se os dados obtidos nos tanques pequeno e grande, percebe-se que a amplitude do EMG é semelhante nos dois casos, quando não houve compensação de

empuxo (Figura 5.18) e no caso do empuxo compensado (Figura 5.19). Talvez, pelo fato da temperatura da água ter sido idêntica nos dois tanques, e semelhante à da pele humana, os sujeitos não tenham passado por alterações fisiológicas significativas. Possivelmente, com um tempo de imersão bem mais prolongado no tanque grande, os sujeitos tivessem sofrido alterações fisiológicas significativas a ponto de influenciar, de forma perceptível, o eletromiograma de superfície do bíceps braquial cabeça curta.

5.5 - CONCLUSÃO

As duas hipóteses aventadas na introdução deste texto foram investigadas e comprovadas como verdadeiras. Mostrou-se que o ambiente subaquático, em relação ao aéreo, somente influencia a amplitude do EMG-S quando as forças de empuxo não são compensadas, portanto, alterando significativamente o nível de esforço muscular. Esse fenômeno foi verificado nesse experimento, em complementação ao que se comprovou em um experimento anterior, no qual não houve influência expressiva de empuxo (VENEZIANO *et al.*, 2006). Como extensão do raciocínio, conclui-se que a hidrocinesioterapia pode, de fato, ser útil nos casos em que se deseja efetuar exercícios com menor carga, já que a redução do peso-suporte do corpo humano, pelo efeito natural do empuxo em água, também diminui o esforço muscular.

É interessante ressaltar que, diferentemente de experimentos realizados por outros pesquisadores, citados anteriormente, este experimento lidou cuidadosamente com o efeito da temperatura e do empuxo na amplitude do EMG-S, propiciando maior diligência quanto às condições de contorno e aos fatores que confundem a análise.

6 - ESTUDO DO SINAL ELETROMIOGRÁFICO DE SUPERFÍCIE DO BÍCEPS BRAQUIAL EM CONDIÇÃO DINÂMICA E EM AMBIENTE SUBAQUÁTICO

6.1 – INTRODUÇÃO

Alguns trabalhos procuraram avaliar o comportamento do sinal eletromiográfico de superfície (EMG-S) em ambiente subaquático (POYHONEN *et al.*, 1999, 2001, FUJISAWA *et al.*, 1998, KELLY *et al.*, 2000, CLARYS *et al.*, 1985, RAINOLDI *et al.*, 2004, MASUMOTO *et al.*, 2004). Entre eles, alguns contemplaram contrações isométricas (RAINOLDI *et al.*, 2004, POYHONEN *et al.*, 1999, FUJISAWA *et al.*, 1998), e outros (POYHONEN *et al.*, 2001, KELLY *et al.*, 2000, CLARYS *et al.*, 1985, MASUMOTO *et al.*, 2004) se concentraram em contrações dinâmicas. Entretanto, ainda permaneceram dúvidas sobre os resultados desses experimentos pelo fato de não terem sido considerados os efeitos do empuxo e da força de arrasto no ambiente subaquático. Esses fatores podem ter acarretado um esforço muscular não similar ao praticado no meio aéreo, prejudicando a comparação da amplitude do EMG-S nos dois meios. Portanto, podem não ser corretas as conclusões de que a amplitude do EMG-S é menor no ambiente subaquático (POYHONEN *et al.*, 1999, 2001, FUJISAWA *et al.*, 1998, KELLY *et al.*, 2000, CLARYS *et al.*, 1985, MASUMOTO *et al.*, 2004), tão pouco a de RAINOLDI *et al.* (2004) que afirma que a amplitude é similar em ambos os meios.

Por outro lado, os experimentos de (POYHONEN *et al.*, 1999, 2001, RAINOLDI *et al.*, 2004, MASUMOTO *et al.*, 2004) foram realizados em água a uma temperatura abaixo da temperatura corporal humana, o que também pode ter sido outro fator importante que não foi avaliado nos estudos citados. Isto porque o trabalho de (MERLETTI *et al.*, 1984) mostrou que a amplitude do EMG-S é afetada pela variação da temperatura intramuscular.

Decidiu-se, então, realizar um estudo comparativo de variáveis do EMG-S (ARV – *Average rectified value* - valor retificado médio, MNF – *Mean frequency* - frequência média do espectro de potência e CV – *Conduction velocity* - velocidade de condução das fibras musculares) nos ambientes aéreo e subaquático (imersão somente do membro superior), contemplando contrações dinâmicas e situação de fadiga muscular. Quatro

hipóteses foram formuladas: 1) as variáveis (ARV, MNF e CV) do EMG-S não são influenciadas pelo ambiente de coleta (aéreo ou subaquático), desde que o nível de esforço muscular seja similar em ambos os meios; 2) as manifestações mioelétricas de fadiga estão presentes e são confrontáveis nos dois ambientes; 3) as variáveis do EMG-S variam segundo o ângulo articular, tanto no ar como na água e 4) é possível se distinguir a fase concêntrica da fase excêntrica do movimento, em ambos os ambientes. O músculo escolhido foi o bíceps braquial cabeça curta em movimentos cíclicos de flexão e de extensão do cotovelo. Utilizou-se para captação do EMG-S um arranjo linear biadesivo de oito eletrodos, com aplicação de gel condutivo. Um goniômetro óptico permitiu o acompanhamento do ângulo articular do cotovelo. Especial atenção foi dada ao efeito do empuxo, da força de arrasto e da temperatura da água, evitando-se que influenciassem no experimento de forma descontrolada. Os experimentos foram realizados no Laboratorio di Ingegneria del Sistema Neuromuscolare e della Riabilitazione Motoria (LISiN) do Politecnico di Torino, em Turim, na Itália, no ano de 2005.

6.2 – MATERIAL E MÉTODOS

6.2.1 – Testes Preliminares

Foram realizados numerosos testes preliminares até que fosse estabelecido o protocolo definitivo. Analisou-se a viabilidade de se trabalhar com flexão e/ou extensão de cotovelo, de monitorizar o bíceps cabeça longa ou curta, a forma de se obter informação sobre o ângulo articular, entre outros fatores. Decidiu-se por movimentos cíclicos de flexão e de extensão do cotovelo, monitorização do bíceps cabeça curta e colocação do goniômetro na região medial do braço. Um aspecto que recebeu atenção foi a faixa do ângulo articular do cotovelo para os movimentos cíclicos de flexão e de extensão. Verificou-se que deveriam ser descartados os ângulos próximos aos extremos (0°: extensão total e 110°: flexão máxima), pois ocorre nessas duas situações um processo de frenagem do movimento, com variação brusca da velocidade do movimento. Percebeu-se, nessa situação, a ocorrência freqüente de artefato de movimento, o qual é prejudicial à captura de EMG-S. Decidiu-se por analisar os sinais coletados somente entre os ângulos articulares de cotovelo de 40° a 85°, já que a velocidade média é mais constante nessa faixa.

Outra preocupação foi com a postura dos sujeitos. Conforme apresentado na Figura 6.1, construiu-se um arranjo experimental em que o sujeito sentou-se em uma cadeira com altura regulável, manteve a coluna vertebral ereta e apoiou o cotovelo em um suporte construído para esse experimento. O braço permaneceu estático e em posição vertical durante a movimentação do antebraço, tanto no ambiente aéreo como no subaquático.



Figura 6.1 - Posição do sujeito durante a prova no ar. Nota-se a presença da estrutura de apoio para o cotovelo, necessária para evitar deslocamentos ântero-posteriores do braço.

Outros aspectos estudados foram a intensidade das contrações (com base na contração voluntária máxima), a quantidade de ciclos de flexão e extensão, a duração de cada ciclo e o tempo de repouso entre as provas no ar e na água. Experiências serviram para se determinar qual a durabilidade da proteção contra a água empregada nos eletrodos. Também foram avaliados alguns sujeitos quanto à quantidade e à intensidade das contrações para que fosse atingida a exaustão (declarada pelos sujeitos). Chegou-se à conclusão de que as contrações deveriam ter a intensidade de 50% da contração voluntária máxima, em número de dez ciclos completos de flexão e extensão, realizados em 100 s. Dessa forma, a velocidade média seria de cerca de 22°/s. Como a janela para a estimativa

das variáveis do EMG-S será de 125 ms, nesse intervalo de tempo a variação do ângulo articular será de apenas $2,75^\circ$, permitindo uma situação de quase-estacionaridade. Assim, para as estimativas das variáveis do EMG-S em contrações dinâmicas poderão ser empregadas as técnicas já tradicionais, e mais simples, usadas em sinais eletromiográficos de contrações isométricas.

Outros aspectos que receberam especial atenção na fase de definição do protocolo foram o empuxo e a força de arrasto no ambiente subaquático. A força de arrasto foi minimizada grandemente pelo fato do movimento ser lento (apenas $22^\circ/s$). A compensação do empuxo, todavia, requereu uma solução mais trabalhosa. Já que os sujeitos movimentariam o antebraço segurando com a mão um halter com discos e roscas metálicas (Figura 6.1), decidiu-se por compensar o empuxo do antebraço, da mão, do halter e dos discos agregando massa extra ao halter, na forma de discos e roscas metálicas.

A Figura 6.2 apresenta os pontos de aplicação das forças causadoras de torque no cotovelo. Em ambiente aéreo, estão presentes apenas a força peso do conjunto mão-antebraço (W_A) e o peso do conjunto halter-discos-roscas (W_M). W_A está concentrada no centro de massa do conjunto mão-antebraço (C_A), o qual se situa a aproximadamente 50,6% da distância entre a articulação metacarpo-falangeal do dedo médio e o centro do epicôndilo lateral do úmero, a partir deste, segundo estudos de BJORNSTRUP (1996).

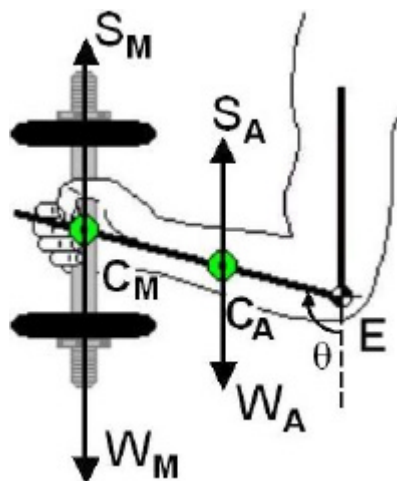


Figura 6.2 - Modelo simplificado das forças que agem no meio aquático causando torque no cotovelo, em condições estáticas. E: centro articular, q : ângulo articular para cálculo de torque, C_A : centro de massa do membro, C_M : centro de massa do halter, W_A : peso do membro, W_M : peso do halter, S_A : empuxo do membro, S_M : empuxo do halter.

O torque em ambiente aéreo, com referência ao cotovelo, pode ser calculado como:

$$T_{AR} = W_A \times \overline{EC_A} + W_M \times \overline{EC_M} \quad (6.1)$$

O torque em ambiente subaquático depende, além de W_A e de W_M , do empuxo do conjunto mão-antebraço (A_S) e do empuxo do conjunto halter-discos-roscas (S_M). Considerando que os centros de massa coincidem com os centros de volume para os dois conjuntos, tem-se que o torque em água pode ser expresso por:

$$T_{AGUA} = W_A \times \overline{EC_A} + W_M \times \overline{EC_M} - S_M \times \overline{EC_M} - S_A \times \overline{EC_A} \quad (6.2)$$

Para a compensação do empuxo decidiu-se agregar outros discos e/ou roscas ao halter. Entretanto, eles também sofrem efeito do empuxo (S_D), além da força peso (W_D). Portanto, o torque resultante no cotovelo pode ser calculado como:

$$- S_M \times \overline{EC_M} - S_A \times \overline{EC_A} + [N(W_D - S_D) + K(W_N - S_N)] \times \overline{EC_M} = 0 \quad (6.3)$$

onde N é o número de discos adicionais e K é o número de roscas adicionais.

Estiveram disponíveis discos de 0,5, 1,0 e 2,0 kg e duas roscas de 0,2 kg (além das duas roscas iguais a estas que devem ser usadas para fixar os discos no halter). O empuxo para os discos e as roscas foi calculado com base em medições dos volumes destes. Isso permitiu dimensionar a quantidade de discos e de roscas extras em ambiente subaquático que deveriam ser adicionados ao halter e aos discos que foram utilizados para a prova em meio aéreo. A Tabela 6.1 apresenta as massas a serem adicionadas em ambiente subaquático, em relação às massas em ambiente aéreo. As duas linhas inferiores da tabela mostram que é possível atingir a compensação do empuxo empregando-se uma combinação de discos (0,5, 1,0 e 2,0 kg) com uma ou duas roscas metálicas de 0,2 kg. Na execução das provas, deu-se preferência à combinação que contivesse o menor número de discos e roscas.

Tabela 6.1 - Massa extra a ser adicionada ao halter em ambiente subaquático para ser obtida massa semelhante à do ambiente aéreo. Valores em quilogramas.

| Massa extra a ser adicionada ao halter em ambiente subaquático | | | | | | | | | | | | | | | | |
|---|-----|-----|-----|-----|-----|-----|-----|-----|-----|-----|-----|------|------|------|------|------|
| MASSA NO AR | 4,5 | 5,0 | 5,5 | 6,0 | 6,5 | 7,0 | 7,5 | 8,0 | 8,5 | 9,0 | 9,5 | 10,0 | 10,5 | 11,0 | 11,5 | 12,0 |
| MASSA EXTRA NA AGUA (COM 1 ROSCA) | 1,3 | 1,3 | 1,4 | 1,5 | 1,5 | 1,6 | 1,7 | 1,7 | 1,8 | 1,9 | 1,9 | 2,0 | 2,1 | 2,2 | 2,2 | 2,3 |
| MASSA EXTRA NA AGUA (COM 2 ROSCAS) | 1,0 | 1,1 | 1,2 | 1,3 | 1,3 | 1,4 | 1,5 | 1,5 | 1,6 | 1,7 | 1,7 | 1,8 | 1,9 | 2,0 | 2,0 | 2,1 |

6.2.2 – Sujeitos

Dez voluntários do sexo masculino, saudáveis, destros, com idades entre 22 e 29 anos (média \pm desvio-padrão: 27,4 \pm 1,90 anos; altura: 1,78 \pm 4,91 m; massa corporal: 72,8 \pm 8,4 kg) participaram deste estudo. Nenhum sujeito reportou sintomas de patologias neuromusculares. Antes de participar do experimento, os sujeitos receberam explicações sobre os equipamentos e o protocolo, tendo, posteriormente, assinado um termo de consentimento livre e esclarecido.

6.2.3 – Instrumentação e Medições

Para a captação dos sinais de EMG-S foi utilizado um arranjo linear e biadesivo de oito eletrodos, estes preenchidos com gel condutivo (LISiN Politecnico di Torino-SPES Medica, Milão, Itália). Os eletrodos são em forma de barras de 5 mm de comprimento por 1 mm de largura, impressos sobre uma fita flexível. A distância intereletródica é de 5 mm. Os sinais, em modo diferencial simples, passaram por um amplificador de EMG-S de dezesseis canais (EMG-16, LISiN Politecnico di Torino-Ottino Bioelettronica, Rivaloro, Itália), com ganho de tensão de 2.000V/V, ruído de 1 μ V_{RMS} (com referência à entrada) e filtragem analógica passa-banda (10 Hz a 500 Hz, -3 dB). Na seqüência, os sinais foram digitalizados por uma placa conversora analógico-digital de 12 bits (DAQ 6024-E, National Instruments, Austin-Tx, EUA) conectada a um microcomputador portátil. A amostragem, a uma taxa de 2.048 amostras/s, foi realizada pelo software EmgAcq (LISiN Politecnico di Torino, Rivaloro, Itália), que foi executado em sistema operacional

Windows XP (Microsoft, EUA). Colocou-se um eletrodo de referência, em forma de pulseira, no pulso direito dos sujeitos. A mensuração do ângulo articular do cotovelo foi feita com o auxílio de um goniômetro a fibra óptica (S700, Measurand Inc., Fredericton, Canadá), que possui exatidão de $\pm 2\%$ sobre o fundo de escala (Figura 6.3). Conectou-se o goniômetro ao amplificador de EMG-S, tendo sido a sua saída elétrica adquirida simultaneamente com os sinais de EMG-S.

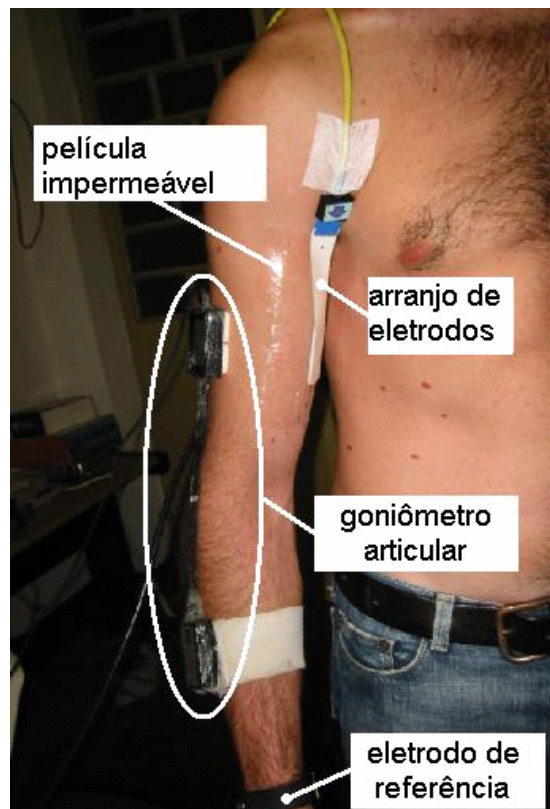


Figura 6.3 – Detalhe do arranjo de eletrodos e sua proteção contra a água, do goniômetro óptico e do eletrodo de referência.

O arranjo de eletrodos requereu proteção contra a água. Para tal, foi depositado sobre ele um adesivo cirúrgico de 10 cm por 12 cm (Tegaderm, 3M, St. Paul, EUA), o qual permite que a pele troque gases com o ar, apesar de ser impermeável (Figura 6.3).

6.2.4 – Procedimentos Gerais

Antes da instalação dos eletrodos e do goniômetro, foi dimensionada a carga a ser aplicada ao sujeito, na forma de um halter com discos e roscas metálicos. Com o sujeito sentado, o antebraço direito flexionado a um ângulo articular interno de 90° , a mão direita fechada e a palma paralela ao plano sagital, foi medida a distância (d) entre o centro do epicôndilo

lateral do úmero e a articulação metacarpo-falangeal do dedo médio. Essa distância é considerada no dimensionamento do torque (com referência ao cotovelo) e da carga. Os sujeitos avaliados neste experimento apresentaram $d=36,1 \pm 1,52$ cm (média \pm desvio-padrão).

Em seguida, o sujeito introduziu o antebraço em um medidor de força (Figura 6.4), mantendo-se sentado e com o cotovelo apoiado e em ângulo de 90°. Esse dispositivo mecânico possui dois torsiômetros conectados a um amplificador de força e ângulo (MISO-II, LISiN Politecnico di Torino, Turim, Itália). Para a medição da contração voluntária máxima (CVM), solicitou-se ao sujeito que realizasse três flexões isométricas de cotovelo, cada uma com duração de 3 s, intercaladas por 3 min de repouso.

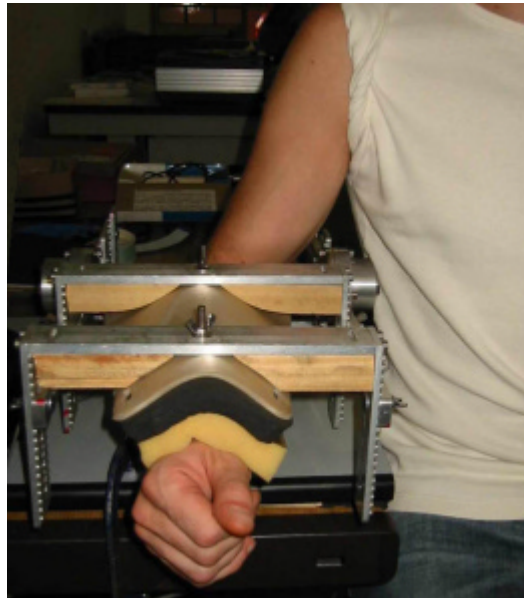


Figura 6.4 – Sujeito corretamente posicionado no medidor de torque. O cotovelo permanece estático e apoiado na superfície do dispositivo. A contração é isométrica.

Assim, foram gerados três conjuntos de dois valores de torque dos torsiômetros (T_1 e T_2). Levando-se em conta a aceleração da gravidade (g), o comprimento do antebraço e de parte da mão (d) e os parâmetros de calibração do medidor ($a_1=0,346$ e $a_2=0,342$), três valores de CVM foram calculados segundo a equação 6.4. O maior deles foi tomado como a CVM.

$$MVC = \frac{1}{2 d g} \left(\frac{T_1}{a_1} + \frac{T_2}{a_2} \right) \quad (6.4)$$

A próxima etapa foi a pesquisa da melhor região sobre o bíceps braquial cabeça curta do braço direito para a deposição do arranjo de eletrodos, a fim de serem evitadas as zonas de inervação e de tendão, além de ser descoberta a direção das fibras musculares (Farina *et al.*, 2004). Para esse procedimento foi utilizado um arranjo linear de dezesseis eletrodos secos, em forma de barras de prata de 10 mm (comprimento) por 1 mm (largura), distância intereletrodica de 5 mm, com pré-amplificação de dez vezes (LISiN Politecnico di Torino-Ottino Bioelettronica, Rivaloro, Itália), apresentado na Figura 6.5. O arranjo foi colocado em paralelo à direção fossa cubital-acrômio medial. Os sinais foram amplificados pelo mesmo amplificador EMG-16 e visualizados em tempo real no software EmgAcq.

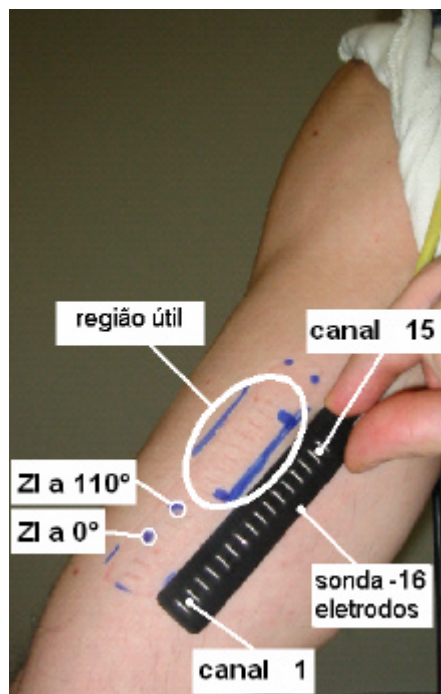


Figura 6.5 – Arranjo de dezesseis eletrodos secos empregado na pesquisa das zonas de inervação (ZI) e de tendão, bem como na definição da melhor região para deposição dos eletrodos de captação. Nesse exemplo a região útil está entre os canais 8 e 15, já que há uma zona de inervação no canal 3 e outra entre os canais 5 e 6.

O sujeito realizou flexões isométricas do cotovelo, com duração cada uma de 3 s, em dois ângulos articulares: 0° (extensão total do cotovelo) e 110° (flexão máxima). Em um processo de tentativa de erro, deslocou-se a de eletrodos sobre o músculo até a obtenção de um gráfico no EmgAcq semelhante ao da Figura 6.6. Percebe-se que há boa propagação dos sinais de EMG-S e que é possível a identificação da zona de inervação. O canal referente à zona de inervação varia de acordo com o ângulo articular do cotovelo. Na sequência, marcou-se com caneta sobre a pele do sujeito a região melhor para a colocação

dos eletrodos, que é a que apresenta boa propagação em ambos os ângulos articulares. Dessa forma, garantiu-se que em todos os ângulos articulares foram captados sinais de EMG-S longe da zona de inervação e de tendão (no caso de todos os sujeitos avaliados, o tendão proximal).

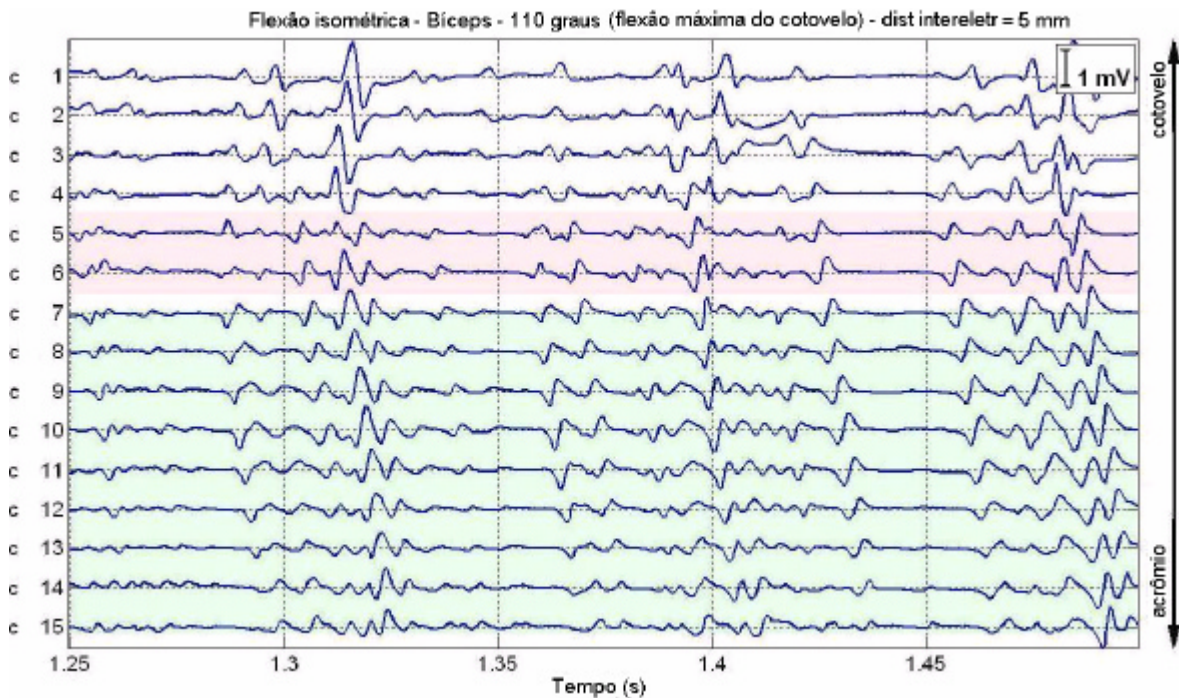


Figura 6.6 – Quinze sinais de EMG-S provenientes de uma contração isométrica do bíceps braquial cabeça curta para a pesquisa das zonas de inervação. O ângulo articular foi de 110°. Os canais sob os quais estão as zonas de inervação estão evidenciados em rosa. Os canais úteis estão em verde (canal 1 é distal com respeito ao acrômio). No momento do experimento, notou-se que a zona de inervação deslocou-se de três canais (cerca de 15 mm) quando o ângulo articular passou de 0° para 110°, em sentido proximal quando o músculo encurtou-se.

O passo seguinte foi a preparação da pele na região de aplicação futura dos eletrodos de captação. Isso incluiu depilação, abrasão com pasta (Meditec-Every, Parma, Itália) e lavagem com água e detergente. A seguir, aplicaram-se o arranjo biadesivo e o curativo cirúrgico sobre ela (Figura 6.3). O goniômetro foi preso ao braço e ao antebraço, ficando com o seu ponto central sobre a porção lateral do olécrano (Figura 6.3). Valores de referência tensão-ângulo foram captados nos ângulos de 0° e de 90°, essenciais para os cálculos posteriores com os demais ângulos articulares.

A próxima etapa foi a realização das contrações dinâmicas. Elas ocorreram em duas situações experimentais (aqui chamadas de postos de trabalho): ambiente aéreo e ambiente

subaquático. Metade dos sujeitos realizou a prova primeiro no ar; a outra metade começou pelo ambiente subaquático. Entre as duas provas os sujeitos repousaram por trinta minutos. Em cada posto de trabalho o sujeito efetuou dez ciclos de flexão e extensão do cotovelo direito em 100 s, segurando um halter com discos (Figura 6.1), carga essa correspondente a 50% da contração voluntária máxima. A mão direita foi mantida com a palma paralela ao plano sagital. O sujeito acompanhou um sinal sonoro que indicou a ele o ritmo do movimento. Em tempo real, esteve disponível para o sujeito um gráfico do ângulo articular, retroalimentação por meio de um osciloscópio conectado à saída elétrica do goniômetro. O sujeito manteve-se sentado, com o cotovelo estático e apoiado no suporte metálico e o braço em posição vertical. Para a realização da prova em água, o mesmo suporte, e a uma mesma altura, foi colocado no interior de um tanque plástico (69 cm de altura, 113 cm de comprimento e 73 cm de largura) com água a 33°C. O sujeito manteve-se fora do tanque, tendo a imersão sido somente da mão, do antebraço e de parte do braço. Na prova em água outros discos e roscas foram adicionados ao halter, a fim de ser realizada compensação do empuxo. O sujeito permaneceu na mesma postura nos meios aéreo e subaquático. A mão esquerda esteve sempre repousando sobre a coxa esquerda.

6.2.5 – Processamento dos Dados

A Figura 6.7 apresenta um exemplo de sinais brutos dos sete canais diferenciais simples de EMG-S, assim como os dados do goniômetro. Esse gráfico foi gerado com auxílio do software Matlab 6.5 (Mathworks, Natick, EUA).

A estimativa das variáveis do EMG-S foi realizada apenas em três canais, na maioria das vezes diferentes para cada sujeito. A seleção desses três canais foi efetuada com o auxílio do software EmgAcq. Para isso, foram verificados visualmente todos os sete canais com base em dois aspectos: coeficiente de correlação cruzada (CC), que deve ser superior a 70% e velocidade de condução das fibras musculares (CV), a qual deve estar na faixa fisiológica de 2 a 6 m/s. A Figura 6.8 apresenta um exemplo de trio que atendeu aos dois requisitos citados.

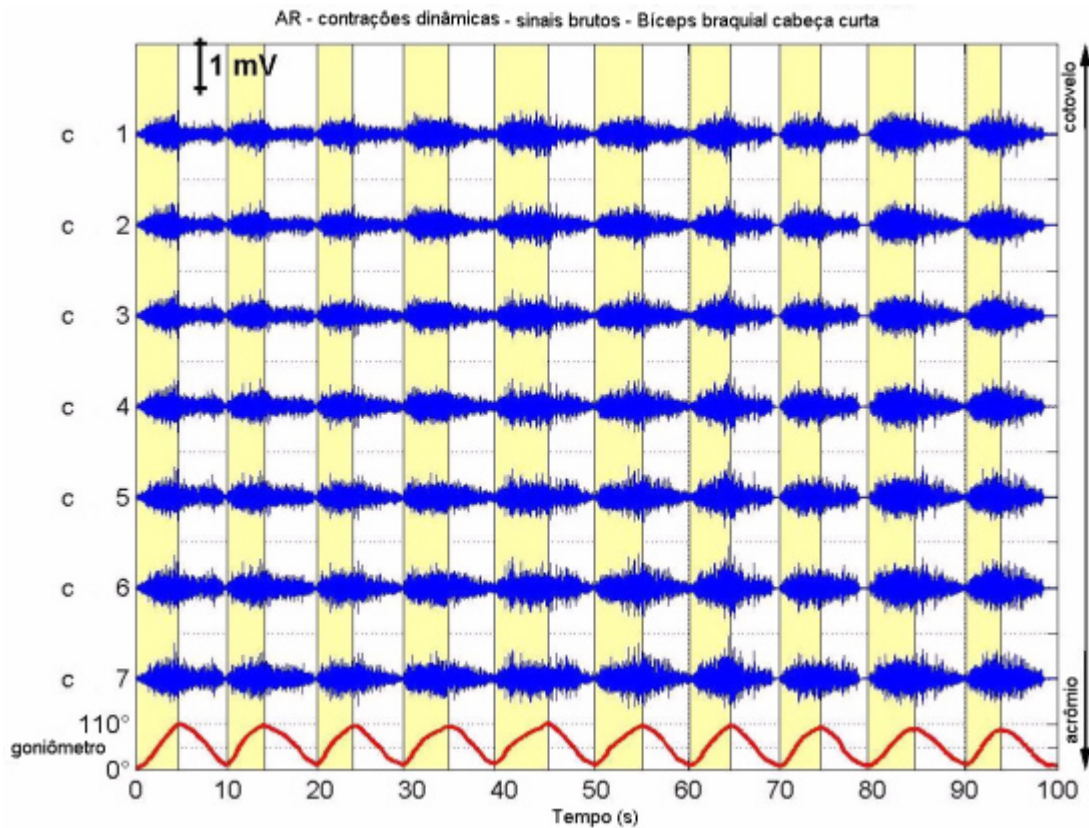


Figura 6.7 – Exemplo de sinais de EMG-S obtidos de uma prova dinâmica no ar. São mostrados os sete canais de EMG-S do bíceps (canal 1 distal com relação ao acrômio) e o sinal da posição angular. A região amarela corresponde à fase de flexão (concêntrica) do movimento; a região branca é a fase de extensão (excêntrica).

Definido o trio, estimaram-se, com auxílio do Matlab, a velocidade de condução das fibras musculares (CV), o valor retificado médio (ARV) e a frequência média do espectro de potência (MNF) do EMG-S. Dos três canais do trio, apenas o canal central foi utilizado na estimativa do ARV e da MNF. Os cálculos foram realizados em janelas retangulares e deslizantes de 125 ms. Foi efetuada, via software, a identificação dos instantes de tempo referentes aos ângulos articulares de 40°, 50°, 60°, 70°, 80° e 85°. Além disso, os dados da fase concêntrica do movimento (flexão) foram separados daqueles da fase excêntrica (extensão). A Figura 6.9 apresenta um exemplo desse processo.

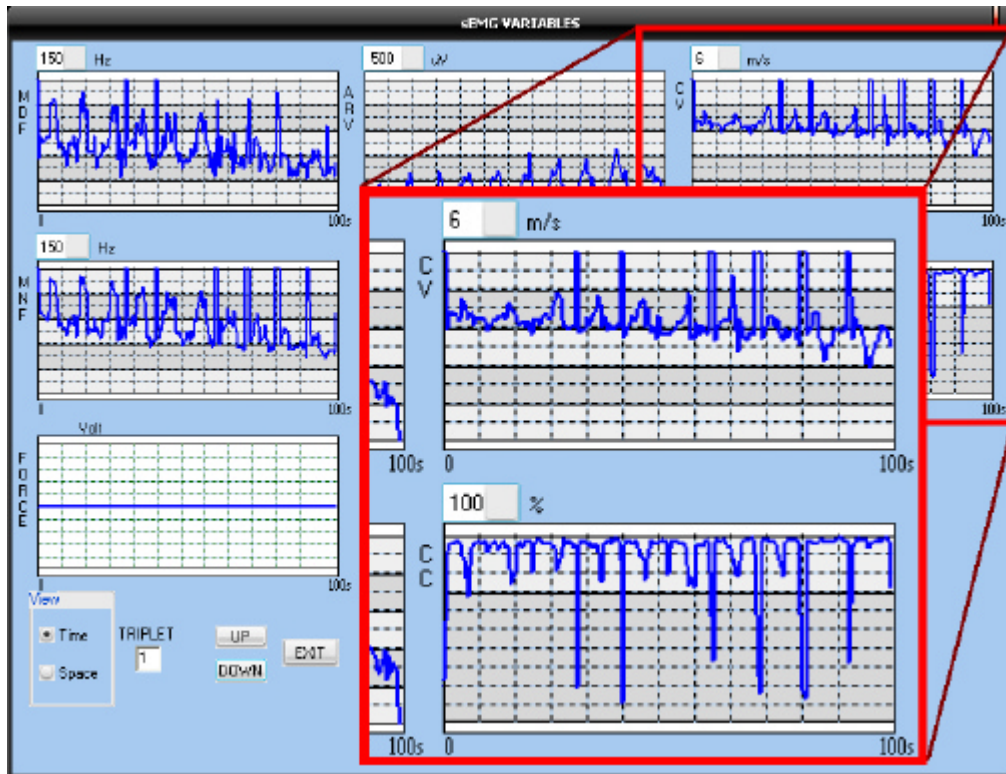


Figura 6.8 – Função do Software EmgAcq que calcula a velocidade de condução (CV) e o coeficiente de correlação cruzada (CC) para cada trio de canais de EMG-S. O trio em questão é adequado, pois apresenta CV fisiológico (de 2 a 4 m/s) e CC superior a 0,7. As variações bruscas na CV e no CC correspondem aos instantes de frenagem e mudança da direção do movimento do antebraço, devendo ser considerados artefatos de movimento.

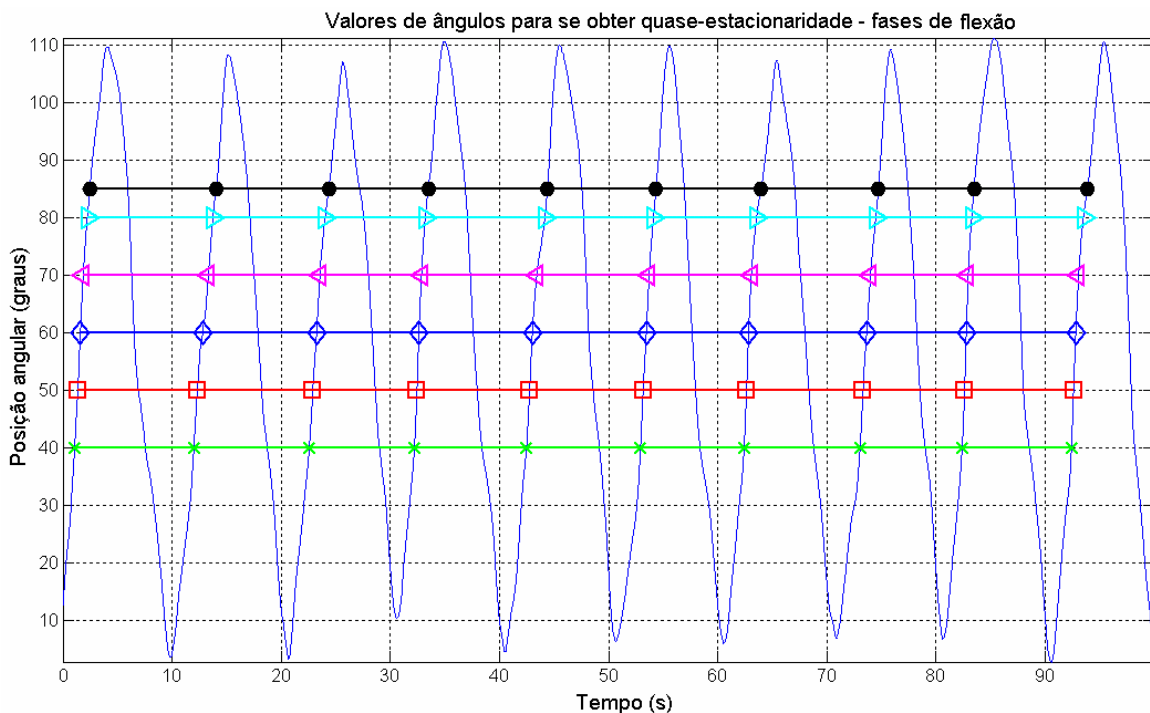


Figura 6.9 – Exemplo de busca via software dos instantes de tempo correspondentes aos ângulos articulares sob estudo. Está mostrado apenas o processo para a fase de flexão.

Envolvendo cada instante de tempo identificado anteriormente, uma janela retangular de largura de 125 ms foi estabelecida (Figura 6.10). Repetiu-se esse processo para cada prova (ar e água) de cada sujeito.

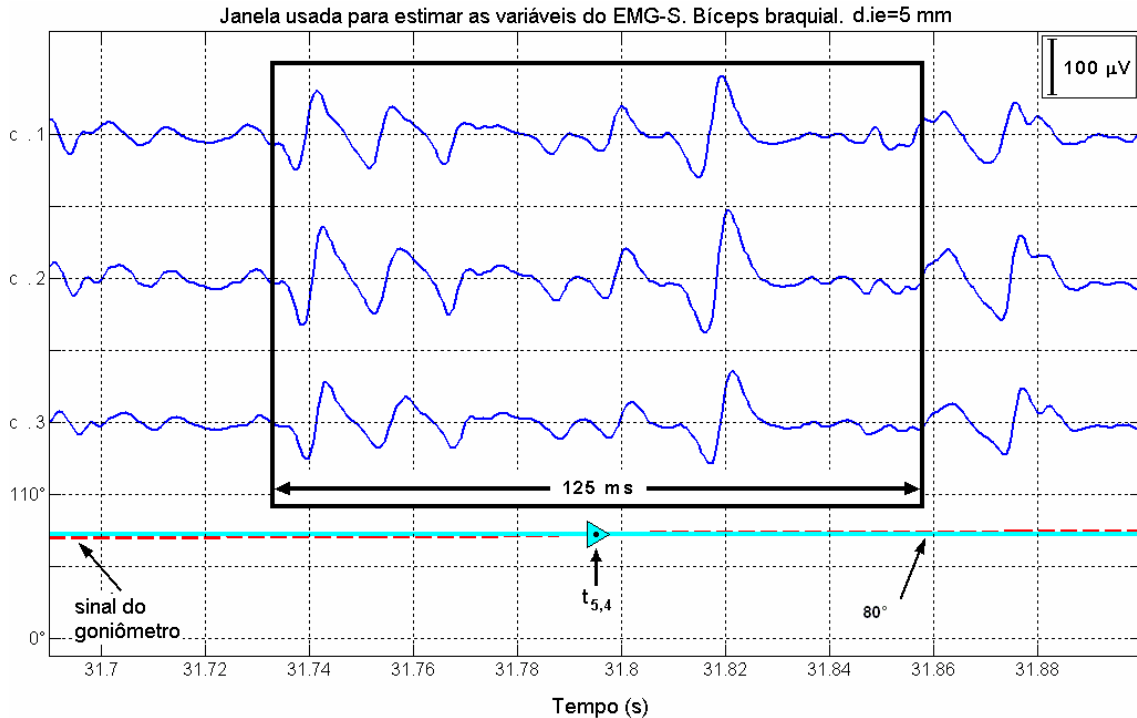


Figura 6.10 – Exemplo de uma época de quase-estacionaridade. O ponto central dela foi definido pelo quarto cruzamento com o ângulo de 80° da fase de flexão ($t_{5,4}$). Estão apresentados os sinais do goniômetro e de EMG-S do trio escolhido para análise.

O passo seguinte foi estimar os valores de ARV, MNF e CV para cada janela. A velocidade de condução foi estimada com base no algoritmo de McGill (1984) aplicado a dois sinais diferenciais duplos de EMG-S, oriundos da subtração entre o primeiro e o segundo canais (sinal 1) e o segundo e o terceiro canais (sinal 2). A título de exemplo, as Figuras 6.11 a 6.16 apresentam, para um sujeito escolhido aleatoriamente, gráficos no tempo de ARV, MNF e CV estratificados por meio (ar, água) e fase (flexão, extensão).

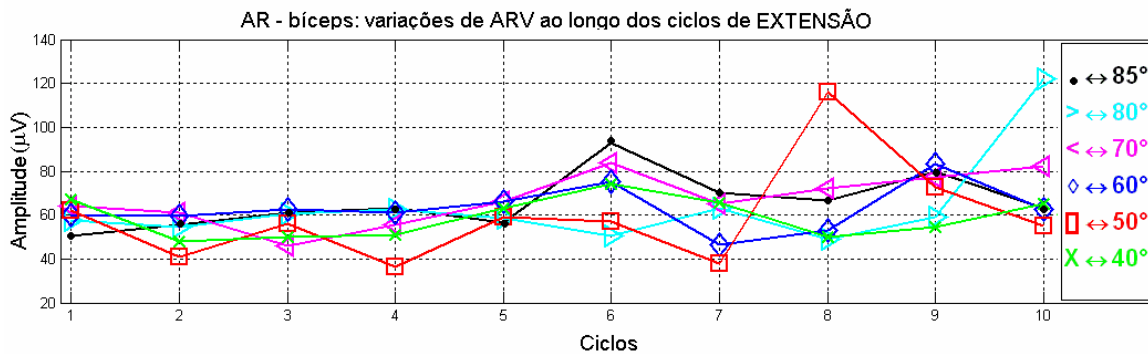
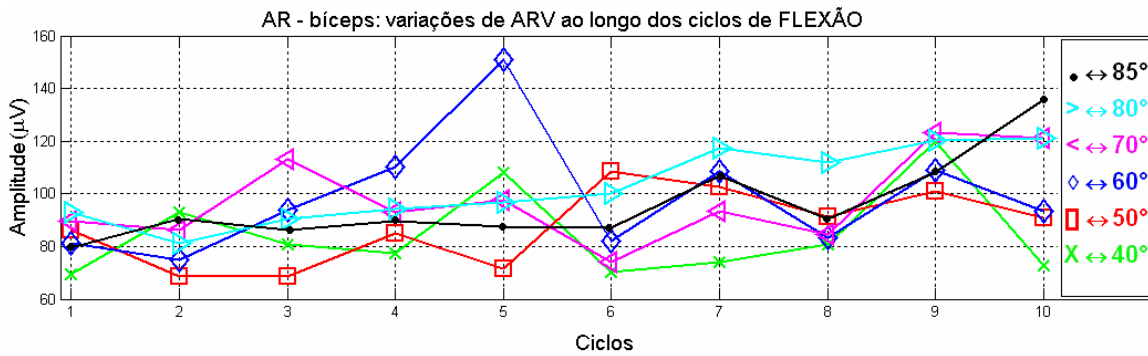


Figura 6.11 – Estimativa de ARV em ambiente aéreo, relativa aos sinais da contração mostrada na Figura 6.7. Estratificação em termos dos ciclos, das fases do movimento e dos ângulos articulares.

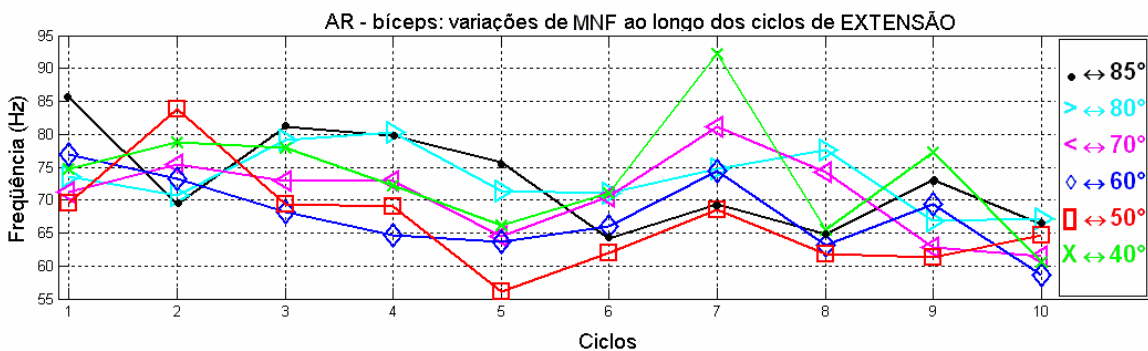
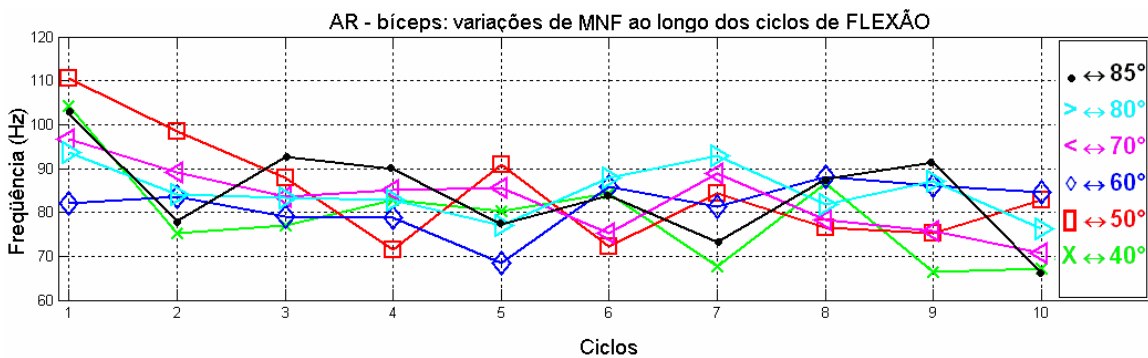


Figura 6.12 - Estimativa de MNF em ambiente aéreo, relativa aos sinais da contração mostrada na Figura 6.7. Estratificação em termos dos ciclos, das fases do movimento e dos ângulos articulares.

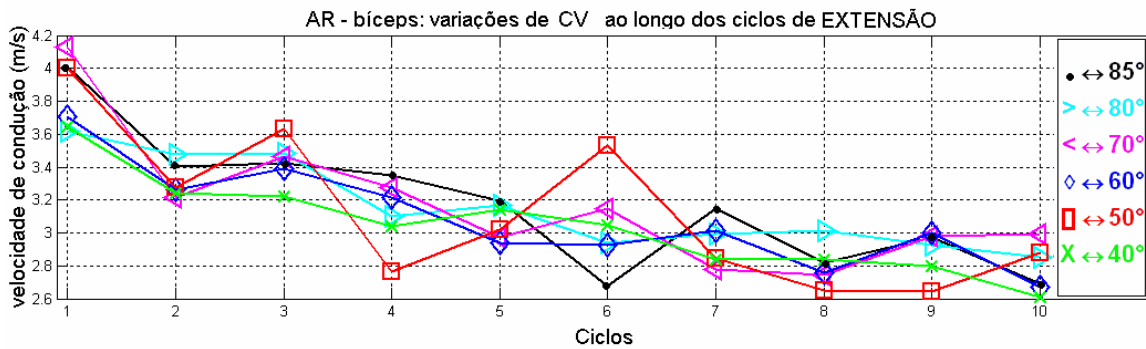
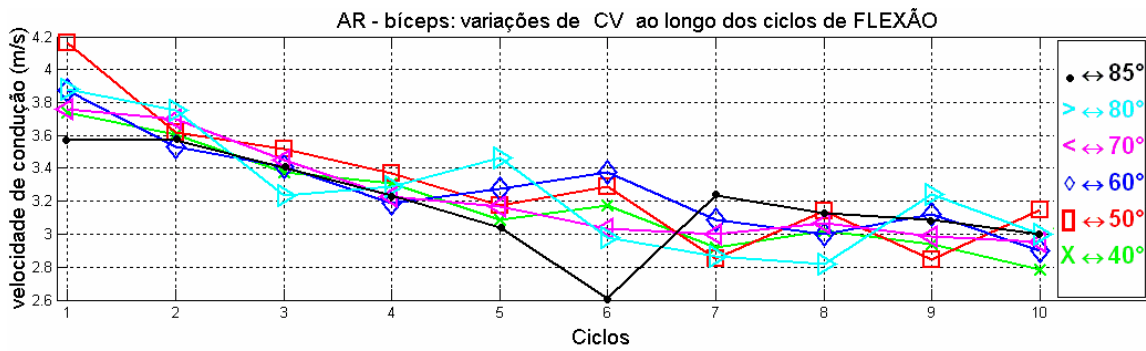


Figura 6.13 - Estimativa de CV em ambiente aéreo, relativa aos sinais da contração mostrada na Figura 6.7. Estratificação em termos dos ciclos, das fases do movimento e dos ângulos articulares.

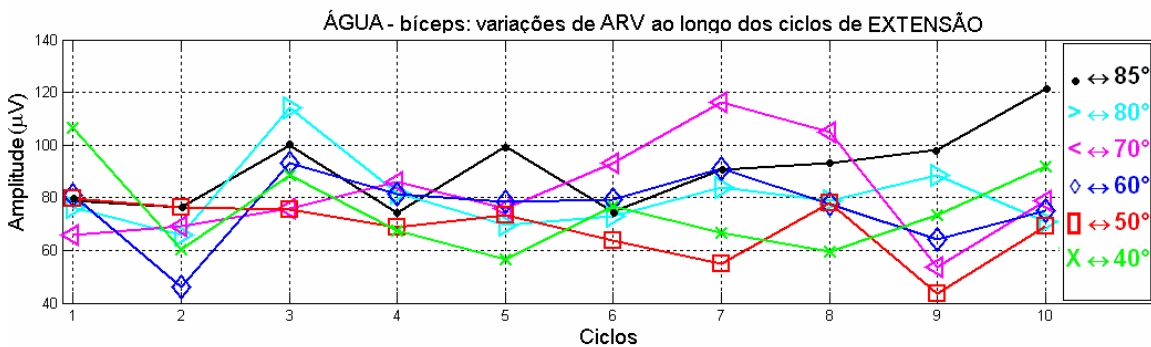
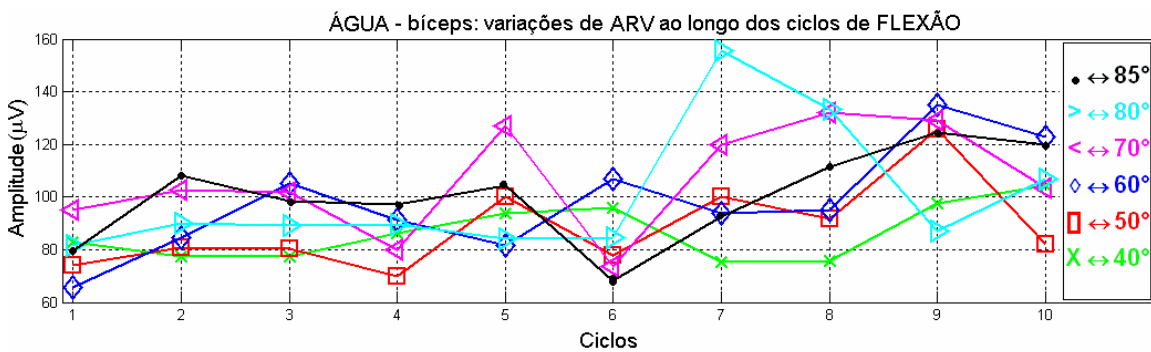


Figura 6.14 - Estimativa de ARV em ambiente subaquático. Estratificação em termos dos ciclos, das fases do movimento e dos ângulos articulares.

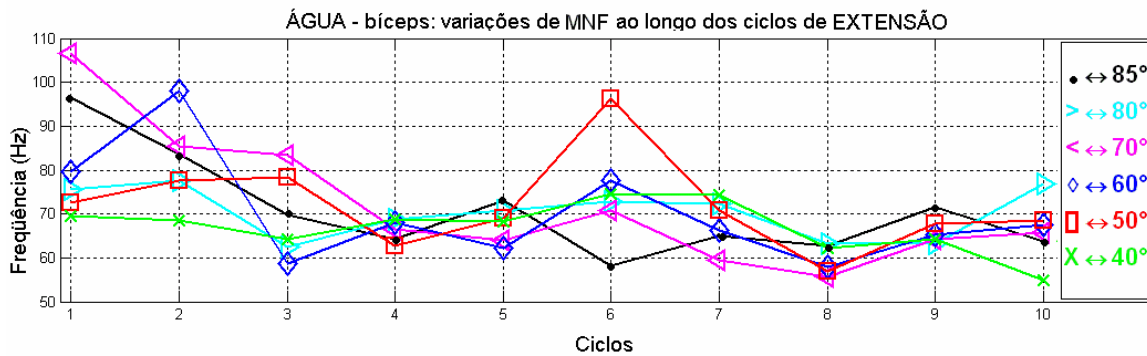
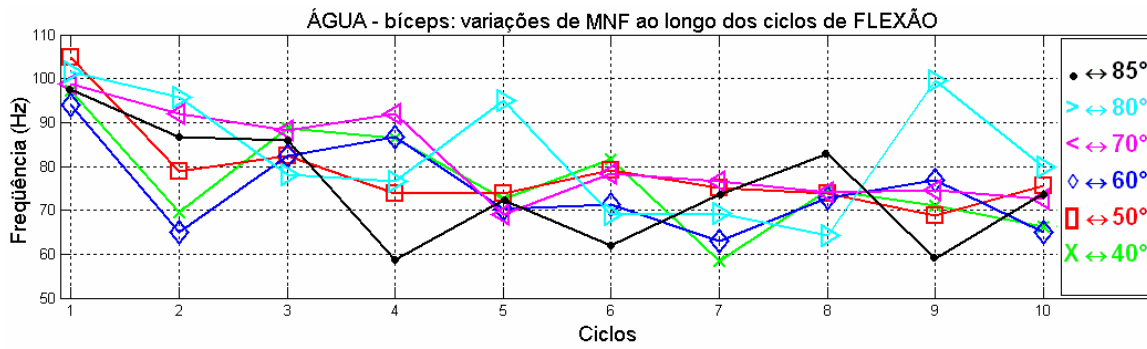


Figura 6.15 - Estimativa de MNF em ambiente subaquático. Estratificação em termos dos ciclos, das fases do movimento e dos ângulos articulares.

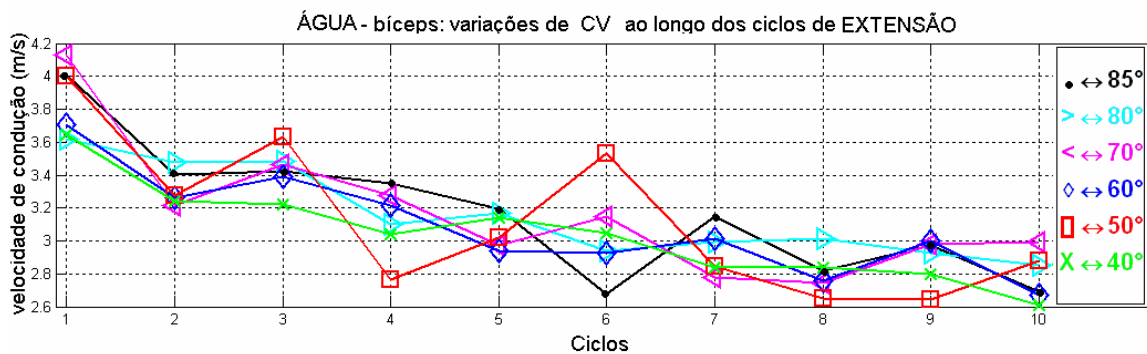
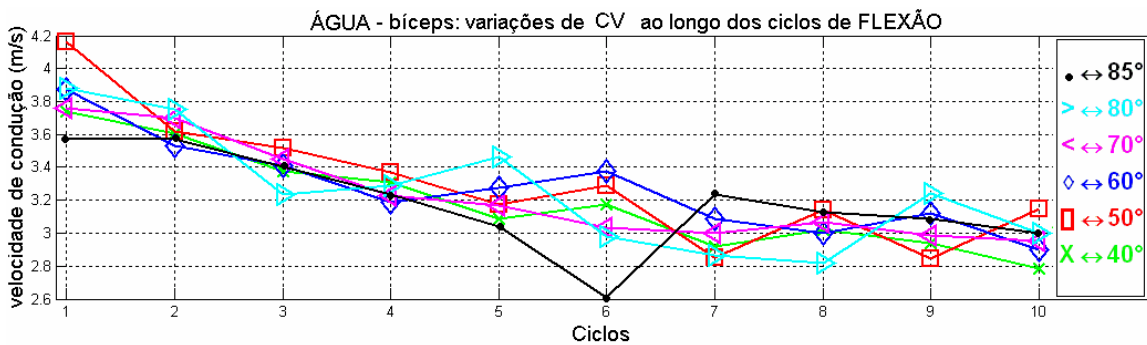


Figura 6.16 - Estimativa de CV em ambiente subaquático. Estratificação em termos dos ciclos, das fases do movimento e dos ângulos articulares.

6.2.6 – Análise Estatística

O volume de dados a serem avaliados é grande, pois os dados envolvem dez sujeitos, seis ângulos, dez ciclos, duas fases, dois ambientes e três variáveis de EMG-S. Isso perfaz 7.200 valores a serem analisados.

Decidiu-se por realizar dois tipos de análise estatística das variáveis do EMG-S: 1) ANOVA (*analysis of variance*- análise de variância) de parâmetros de regressão linear das variáveis, obtendo-se informações sobre o comportamento delas no tempo e 2) ANOVA diretamente dos valores estimados das variáveis, para confirmar os resultados da regressão.

A análise regressiva foi realizada sobre os dez ciclos de movimento, o que é um número pequeno para esse tipo de análise. Para cada conjunto de dez valores (um sujeito, um meio, uma fase, uma variável) calcularam-se da reta de regressão o ponto de interceptação com o eixo das ordenadas e a inclinação da reta. Essa inclinação foi normalizada dividindo-a pelo valor inicial (unidade de medida: %/s). Na seqüência, testes de ANOVA foram efetuados nos valores da regressão. As variáveis são os valores iniciais de ARV, MNF e CV e as inclinações de ARV, MNF e CV. Os fatores foram os dez sujeitos, os dois ambientes (ar, água), as duas fases (flexão, extensão) e os seis ângulos articulares. Como complementação, testes post-hoc do tipo SNK (Student-Newman-Keuls) foram realizados.

As análises que se seguiram foram de ANOVA para medidas repetidas, efetuadas diretamente sobre os valores estimados de ARV, MNF e CV. Como dois sujeitos efetuaram apenas oito ciclos, as análises abrangeram do primeiro ao oitavo ciclos. Utilizaram-se como fatores *intra* para ANOVA o ângulo, Flex/Ext e Ar/Água, e como fatores *entre* os ciclos. O nível de significância adotado foi de 5%. A etapa seguinte contemplou a realização de testes post-hoc do tipo SNK.

Na Figura 6.17 está ilustrada, por meio de um diagrama de blocos, a forma como foi efetuada a análise estatística dos dados de ARV. Processo similar serviu para a análise dos dados de MNF e de CV.

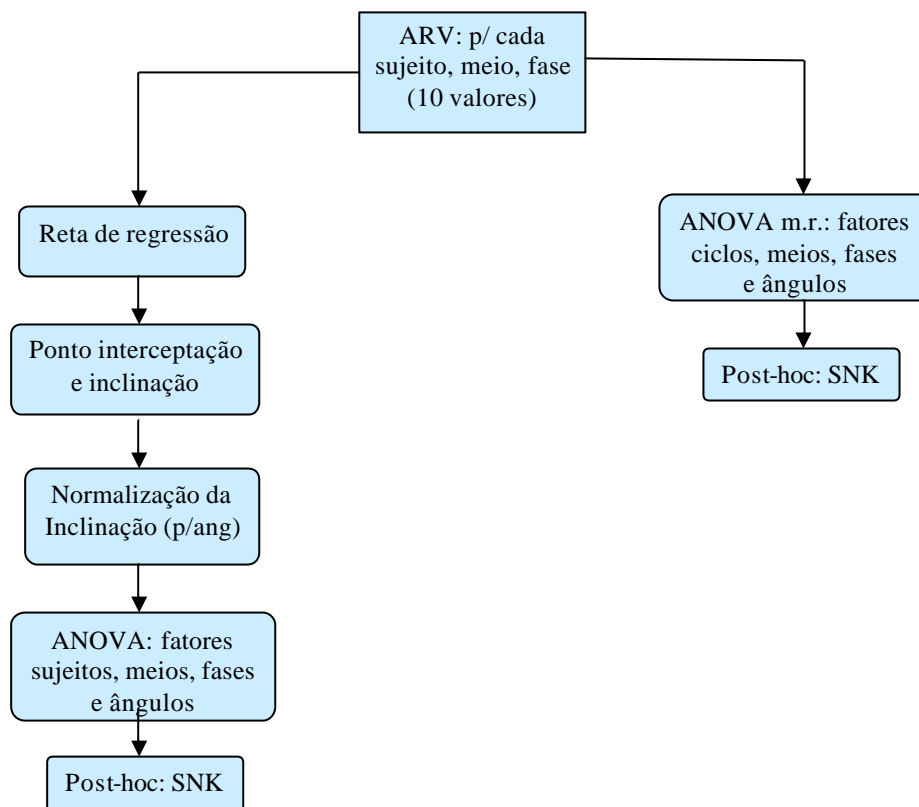


Figura 6.17 – Esquema geral da análise estatística efetuada.

6.3 - RESULTADOS

A parte primeira da análise estatística compreende testes de ANOVA dos valores da regressão linear (interceptação e inclinação normalizada). Para melhor interpretação dos resultados foram realizados testes post-hoc do tipo SNK. Os resultados estão condensados nas Tabelas 6.2 e 6.3, com estratificação entre as três variáveis e os diversos fatores.

O segundo grupo de análises estatísticas contemplou ANOVAs diretamente sobre os valores estimados das variáveis de EMG-S. Os fatores *intra* foram o ângulo, Flex/Ext e Ar/Água, tendo sido os ciclos o fator *inter*. Obteve-se uma maior clareza nas análises com o emprego de testes post-hoc do tipo SNK. Os resultados para as três variáveis estão expostos nas Tabelas 6.4, 6.5 e 6.6.

Tabela 6.2 – Resultados dos testes post-hoc SNK para os valores iniciais da regressão linear. Média \pm desvio-padrão. Para cada variável o número de amostras (N) é $10 \times 2 \times 2 \times 6 = 240$; para cada fator: é $N/2 = 120$ para Ar/Água e Flex/Ext, é $N/6 = 40$ para os ângulos, e é $N/10 = 24$ para os sujeitos. NS: estatisticamente não significativo.

| Parâmetro | Fator | p | Conclusão |
|-----------|----------|-------------|--|
| ARV_in | Ar/Água | 0,37 | NS (Ar: $55,1 \pm 30,6 \mu\text{V}$, Água $55,7 \pm 30,9 \mu\text{V}$) |
| | FLEX/EXT | $\ll 0,001$ | Valor inicial de ARV na Flexão ($63,2 \pm 32,6 \mu\text{V}$) maior que na Extensão ($45,6 \pm 25,9 \mu\text{V}$) |
| | ângulos | $< 0,05$ | ARV_in cresce com o ângulo: no ângulo de 85 é maior que nos primeiros três |
| | sujeitos | $< 0,05$ | Diferença entre quase todos os sujeitos |
| MNF_in | Ar/Água | 0,25 | NS (Ar: $76,8 \pm 12,1 \text{ Hz}$, Água $77,9 \pm 9,7 \text{ Hz}$) |
| | FLEX/EXT | $\ll 0,001$ | Valor inicial de MNF na Flexão ($80,9 \pm 11,4 \text{ Hz}$) maior que na Extensão ($73,8 \pm 9,25 \text{ Hz}$) |
| | ângulos | $< 0,05$ | MNF_in cresce com o ângulo: ângulos de 80 e 85 maior respectivamente dos primeiros 3 e dos primeiros 4 ângulos |
| | sujeitos | $< 0,05$ | Diferença entre vários sujeitos |
| CV_in | Ar/Água | 0,95 | NS (Ar: $3,61 \pm 0,80 \text{ m/s}$, Água $3,61 \pm 0,93 \text{ m/s}$) |
| | FLEX/EXT | 0,04 | Valor inicial de CV na Flexão ($3,66 \pm 0,84 \text{ m/s}$) maior que na Extensão ($3,55 \pm 0,89 \text{ m/s}$) |
| | ângulos | $< 0,05$ | CV_in cresce com o ângulo: no ângulo 85 maior que no 40 |
| | sujeitos | $< 0,05$ | Diferença entre vários sujeitos |

Tabela 6.3 – Resultados dos testes post-hoc SNK para as inclinações normalizadas. Média \pm desvio-padrão. Para cada variável o número de amostras (N) é $10 \times 2 \times 2 \times 6 = 240$; para cada fator: é $N/2 = 120$ para Ar/Água e Flex/Ext, é $N/6 = 40$ para os ângulos, e é $N/10 = 24$ para os sujeitos. NS: estatisticamente não significativo.

| Parâmetro | Fator | p | Conclusão |
|-----------|----------|-------------|---|
| ARV_slope | Ar/Água | 0,14 | NS (Ar: $0,62 \pm 0,75$ %/s, Água $0,51 \pm 0,92$ %/s) |
| | FLEX/EXT | $\ll 0,001$ | Inclinação de ARV na Flexão ($0,86 \pm 0,94$ %/s) maior que na Extensão ($0,27 \pm 0,60$ %/s) |
| | ângulos | $< 0,05$ | ARV_slope cresce com o ângulo: no ângulo 85 é maior que no de 40 |
| | sujeitos | $< 0,05$ | Diferença entre alguns sujeitos |
| MNF_slope | Ar/Água | 0,31 | NS (Ar: $-0,27 \pm 0,16$ %/s, Água $-0,29 \pm 0,16$ %/s) |
| | FLEX/EXT | 0,08 | NS (Flexão: $-0,27 \pm 0,15$ %/s, Extensão: $-0,30 \pm 0,16$ %/s) |
| | ângulos | $> 0,05$ | NS Nenhuma diferença entre os ângulos |
| | sujeitos | $< 0,05$ | Diferença entre alguns sujeitos |
| CV_slope | Ar/Água | 0,46 | NS (Ar: $-0,18 \pm 0,14$ %/s, Água $-0,17 \pm 0,21$ %/s) |
| | FLEX/EXT | 0,85 | NS (Flexão $-0,18 \pm 0,12$ %/s, Extensão $-0,17 \pm 0,22$ %/s) |
| | ângulos | $\gg 0,05$ | NS Nenhuma diferença entre os ângulos |
| | sujeitos | $< 0,05$ | Para o sujeito 2 os valores são superiores (em termos absolutos) que os de outros 5 sujeitos |

Tabela 6.4 – Resultados dos testes post-hoc SNK para a variável ARV referentes aos quatro fatores simples e àqueles compostos que apresentam resultados significativos. NS: estatisticamente não significativo. Média \pm desvio-padrão. O número de amostras (N) para cada variável é $10 \times 2 \times 2 \times 6 = 1920$; para cada fator simples é $N/2 = 960$ (Ar/Água e Flex/Ext), $N/6 = 320$ (ângulos) e $N/8 = 240$ (ciclos).

| ARV | | |
|----------|-------------|---|
| Fator | p | Conclusão |
| Ar/Água | 0,278 | NS (dados médios de 8 ciclos; Ar: $65,9 \pm 41,1$ μ V, Água: $61,56 \pm 38,4$ μ V) |
| Flex/Ext | $\ll 0,001$ | ARV na Flexão é maior que na Extensão (dados médios de 8 ciclos; $78,5 \pm 42,0$ μ V e $65,9 \pm 31,3$ μ V) |
| ângulos | 0,057 | NS |
| Ciclos | $\ll 0,001$ | Com o passar do tempo (após o ciclo 5), ARV apresenta diferença significativa (cresce) |

Tabela 6.5 – Resultados dos testes post-hoc SNK para a variável MNF referentes aos quatro fatores simples e àqueles compostos que apresentam resultados significativos. NS: estatisticamente não significativo. Média \pm desvio-padrão. O número de amostras (N) para cada variável é $10 \times 2 \times 2 \times 6 = 1920$; para cada fator simples é $N/2 = 960$ (Ar/Água e Flex/Ext), $N/6 = 320$ (ângulos) e $N/8 = 240$ (ciclos).

| MNF | | |
|----------|-------------|---|
| Fator | p | Conclusão |
| Ar/Água | 0,293 | NS (dados médios de 8 ciclos; Ar: 69.0 ± 11.8 Hz, Água: 70.0 ± 11.4 Hz) |
| Flex/Ext | $\ll 0,001$ | MNF na Flexão é maior que na Extensão (dados médios de 8 ciclos; 73.0 ± 11.5 Hz e 65.9 ± 10.6 Hz) |
| ângulos | $\ll 0,001$ | MNF cresce com o ângulo: diferença entre 80° e 85° e os primeiros três ângulos |
| Ciclos | $\ll 0,001$ | MNF diminui com o passar do tempo: diferença entre quase todos os ciclos |

Tabela 6.6 – Resultados dos testes post-hoc SNK para a variável CV referentes aos quatro fatores simples e àqueles compostos que apresentam resultados significativos. NS: estatisticamente não significativo. média \pm desvio-padrão. O número de amostras (N) para cada variável é $10 \times 2 \times 2 \times 6 = 1920$; para cada fator simples é $N/2 = 960$ (Ar/Água e Flex/Ext), $N/6 = 320$ (ângulos) e $N/8 = 240$ (ciclos).

| CV | | |
|----------|-------------|---|
| Fator | p | Conclusão |
| Ar/Água | 0,427 | NS (; Ar: 3.3 ± 0.8 m/s, Água: 3.4 ± 0.9 m/s) |
| Flex/Ext | 0,295 | NS (dados médios de 8 ciclos; Flexão 3.4 ± 0.9 m/s, Extensão 3.3 ± 0.9 m/s) |
| ângulos | 0,743 | NS |
| Ciclos | $\ll 0,001$ | CV diminui com o passar do tempo: diferença entre os primeiros três ciclos; depois, somente entre ciclos não adjacentes |

Os resultados de ANOVA dos parâmetros regressivos podem ser sintetizados como:

- Ar/Água: os parâmetros regressivos relativos às variáveis de EMG-S não foram influenciados pelo ambiente;
- Flex/Ext: a fase de flexão apresenta para cada variável valores maiores daquelas da extensão, quanto aos valores iniciais; entretanto, entre as inclinações, somente ARV é sensível à fase Flex/Ext;

- Ângulos: a) os valores iniciais das três variáveis crescem com os ângulos;
b) somente o ARV cresce significativamente entre as inclinações;
- Sujeitos: tanto os valores iniciais como as pendências são sensíveis ao fator sujeito, para todas as três variáveis do EMG-S.

Uma compilação dos resultados para as ANOVAs dos ciclos repetidos é apresentada a seguir:

- o fator ambiente não influencia as variáveis do EMG-S ($p > 0,05$);
- o fator ciclos (que indica a evolução no tempo e a fadiga muscular) influencia todas as três variáveis do EMG-S ($p << 0,001$);
 - ARV cresce com o tempo (inclinação normalizada: $0,56 \pm 0,22$ %/s);
 - MNF decresce com o tempo (inclinação normalizada: $-0,25 \pm 0,05$ %/s);
 - CV decresce com o tempo (inclinação normalizada: $-0,18 \pm 0,03$ %/s);
- a variação de ARV com o passar do tempo ocorre na fase de flexão ($p << 0,001$);
- MNF cresce ao crescer o ângulo articular ($p << 0,001$);
- ARV e MNF são maiores na flexão que na extensão ($p << 0,001$).

6.4 - DISCUSSÃO

Os resultados da análise regressiva e daquela dos ciclos repetidos mostram que o ambiente subaquático não causa uma influência estatística significativa nas variáveis ARV, MNF e CV do EMG-S. Os fatores que poderiam ter acarretado alterações no EMG-S, mas que foram controlados, são a temperatura da água, o empuxo e a força de arrasto na água. Manteve-se a temperatura da água em 33°C, semelhante à da pele humana. Compensou-se o empuxo pela agregação de massa extra quando da prova em água. A força de arrasto foi minimizada pela adoção de movimentos a baixa velocidade. Isso foi confirmado pelos testes de ANOVA dos fatores Ar/Água contra Flex/Ext, pois a força de arrasto, se intensa, teria facilitado as extensões e dificultado as flexões.

Merece ser destacado que o ARV pareceu apresentar um comportamento diverso, mostrando ser menos dependente do tempo em meio subaquático. Todavia, como este resultado não está em consonância com os obtidos para MNF e CV, não se pode utilizá-lo para especular sobre o comportamento global do EMG-S. Em linhas gerais, os resultados encontrados neste experimento estão de acordo com os trabalhos de RAINOLDI *et al.* (2004) e de VENEZIANO *et al.* (2006).

Quanto à comparação entre as fases concêntrica e excêntrica do movimento, encontraram-se distinções entre elas, tanto na amplitude como na frequência média do EMG-S. Resultados semelhantes reportaram os trabalhos de MORITANI; MURO (1987) e de POTVIN (1997). A variação do ARV no tempo ocorre mormente na fase concêntrica. Provavelmente isso ocorre por diferenças no recrutamento das fibras musculares entre as fases do movimento.

Outro aspecto interessante é o estudo da fadiga mioelétrica. A ANOVA dos ciclos repetidos mostrou que o ARV começa a tornar-se significativamente maior, em comparação aos valores iniciais, a partir do quinto ciclo (cerca de 40 s). Entretanto, MNF e CV decrescem desde o início. Quanto às inclinações normalizadas (análise regressiva), a literatura mostra uma maior dependência no tempo de ARV em comparação com MNF e CV e de MNF com respeito a CV. Pôde-se concluir que neste experimento o ambiente subaquático não interferiu no mecanismo de fadiga.

A análise do parâmetro interceptação (regressão linear) apontou que a MNF foi a única variável que apresentou significância estatística com respeito aos ângulos articulares, se bem que ARV e CV cresceram com o ângulo. Esse fenômeno dá-se pelo fato do EMG-S ser sensível a variações da força muscular, e esta alterar-se nos diversos ângulos, já que o torque depende deles.

Estudos da repetibilidade dos estimadores de variáveis do EMG-S em diversos músculos concordam que a estimativa de CV é quase uniforme entre os sujeitos (RAINOLDI *et al.*, 2000 e 2001). Em contraposição a eles, este estudo encontrou um resultado inesperado: houve diferença no fator sujeitos, apontada pela análise regressiva. Talvez, os resultados discrepantes quanto à CV possam ser explicados pelo fato daqueles estudos terem sido em contrações isométricas, diversamente deste, que envolveu contrações dinâmicas.

6.5 - CONCLUSÃO

Este estudo contemplou a estimativa de variáveis de EMG-S de contrações dinâmicas e cíclicas do músculo bíceps braquial cabeça curta. Comparou-se o comportamento do ARV, da MNF e da CV para provas realizadas nos ambientes aéreo e subaquático. Houve uma evolução metodológica em relação a outros trabalhos, pois se realizou compensação do empuxo, minimizou-se a força de arrasto e a água foi mantida a uma temperatura próxima à da humana.

A conclusão global é de que o meio subaquático não afeta as variáveis ARV, MNF e CV quando as condições de contorno são controladas corretamente. Verificou-se também que a fadiga mioelétrica ocorre da mesma maneira nos dois ambientes. Em consonância com a literatura, verificou-se que as variações do EMG-S dependem do ângulo articular e da fase do movimento (concêntrica ou excêntrica). Portanto, as hipóteses aventadas na Introdução foram confirmadas.

7 – CONCLUSÕES

Foram apresentadas as atividades desenvolvidas durante quatro anos do curso de doutorado em engenharia elétrica. O objetivo principal da tese foi esclarecer se ocorre variação na amplitude do sinal de eletromiografia de superfície quando o mesmo é captado em ambiente subaquático. Entre os objetivos secundários figuraram o desenvolvimento de instrumentação e de metodologias apropriadas para a aquisição de sinais de eletromiografia de superfície e de força em ambiente subaquático.

Nos capítulos introdutórios foram expostas as dúvidas relativas ao comportamento do eletromiograma de superfície em ambiente subaquático. Mostrou-se que poucos dentre os raros artigos científicos dessa área, reportam variações na amplitude do eletromiograma em ambiente subaquático. Entretanto, não há consenso sobre a forma como essa variação ocorre. Reporta-se, por exemplo, que, para alguns músculos, ocorre diminuição da amplitude e, para outros, ocorre aumento da amplitude. Outro estudo concluiu não haver alteração na amplitude desse sinal em ambiente subaquático quando comparado com o aéreo. Entretanto, todos esses estudos apresentaram problemas metodológicos, pois não consideraram fatores importantes como a temperatura do meio ou o efeito do empuxo, de vedação dos eletrodos ou de profundidade de submersão.

Assim, a tese aqui apresentada visou resolver algumas das questões apresentadas anteriormente. Para tanto, foram projetados e implementados experimentos diversificados com eletromiografia de superfície em ambiente subaquático. Primeiramente, realizou-se um estudo da repetibilidade do eletromiograma do músculo abductor curto do polegar, inédito para esse músculo. Como foi atingida a repetibilidade, mostrou-se que a metodologia desenvolvida para captação e processamento dos sinais de EMG-S é confiável. Posteriormente, um estudo em ambiente subaquático envolveu esse mesmo músculo, o abductor curto do polegar porque sofre ele influência desprezível do empuxo. Outros dois experimentos contemplaram o músculo bíceps braquial cabeça curta porque, ao contrário do anterior, sofre forte ação de empuxo em água. Um dos estudos ocorreu em condição isométrica, o outro, em condição dinâmica com forte presença de fadiga muscular.

É imperioso ressaltar que raros grupos de pesquisa científica no mundo lidam com eletromiografia em ambiente subaquático, apesar de suas inúmeras aplicações práticas. Isto porque as dificuldades técnicas para captação desse sinal em água são muito maiores que em ambiente seco. Considere-se, ainda, que ocorrem dificuldades adicionais para a medição de força ou ângulo em ambiente subaquático, visto que podem ser grandes as dificuldades para proteger os dispositivos contra a água. Também por isso, cada experimento desta tese requereu meses de trabalho para o projeto, a confecção e o ajuste do arranjo físico. Foi necessário desenvolver uma metodologia para uso dos eletrodos e de células de carga em ambiente subaquático, protegendo-os contra a entrada de água e controlando a interferência por ruídos eletromagnéticos (por meio de aterramento elétrico da água).

Três aspectos merecem atenção nos experimentos realizados nesta tese. Diferentemente dos experimentos efetuados pelos outros pesquisadores, foi considerado o efeito do empuxo no membro submerso em água. Também houve o cuidado de se levar em conta as temperaturas ambiente e da água, já que é conhecida a relação entre a temperatura ambiente, a temperatura intramuscular e as alterações que ela causa no eletromiograma de superfície. Um terceiro aspecto foi a captura inédita, em água, do eletromiograma com arranjos lineares de oito eletrodos biadesivos, e em condição dinâmica. Apesar de a dificuldade ter sido grandemente aumentada por esses dois fatores, foi possível obter dados inéditos de eletromiograma de matriz de sensores em condição dinâmica e em ambiente subaquático, o que permitiu estudos da velocidade de condução das fibras musculares.

Uma parte importante do trabalho foi realizada no estágio de doutorando no Politecnico di Torino, em Turim, na Itália. Nesse centro foi realizada a maior parte dos experimentos, com destaque para o emprego de arranjos lineares de dezesseis eletrodos, não disponíveis no Brasil. Isso viabilizou estudos de velocidade de condução de fibra muscular. Essa frutífera parceria gerou a publicação conjunta de artigos científicos, devendo gerar outros artigos nos próximos anos.

Finalmente, no que se refere às implicações práticas deste trabalho, é oportuno observar que com a crescente tendência de utilização de atividades subaquáticas nas áreas de fisioterapia/reabilitação e de treinamento desportivo, o eletromiograma de superfície poderá ter um papel importante como uma ferramenta natural para a avaliação dessas

atividades. Assim, é necessário tornar disponíveis ferramentas adequadas de aquisição desse tipo de sinal, e será importante o entendimento dos mecanismos que podem causar a alteração do eletromiograma de superfície no ambiente subaquático.

Com base nos experimentos realizados nesta tese, pode-se concluir que o meio subaquático, por si só, não altera a amplitude do eletromiograma de superfície. Entretanto, quando há forte presença de empuxo em água, o esforço muscular é alterado em comparação com o ambiente aéreo, acarretando, por conseguinte, alteração na amplitude do sinal eletromiográfico de superfície.

Em conclusão, este trabalho esclarece discrepâncias relatadas na literatura, explicando claramente as causas dos efeitos de alteração nos sinais eletromiográficos de superfície captados em ambiente subaquático. O trabalho também apresentou várias técnicas práticas para estudo de músculos em ambiente subaquático, tanto em condição dinâmica quanto estática, esclarecendo também as variáveis que são relevantes na observação correta dos sinais eletromiográficos.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Abidin, M. R.; Thacker, J. G.; Becker, D. G. (1988). "Hydrofitness devices for strengthening upper extremity muscles." In: *Journal of Burn Care Rehabilitation*, v. 9, p. 199-202.
- Andrade, M. M.; Carmo, J. C.; Rocha, A. F.; Veneziano, W. H.; Nascimento, F. A. O. (2004). "Comparison Between Fourier and Wavelet Transforms in EMG-based Muscle Fatigue Analysis." In: *Proc. XVth Congress of the International Society of Electrophysiology & Kinesiology*, Boston, USA.
- Barros, Fischer & Associados. (2004). Anatomia (série de medicina 1), 4 ed. São Paulo: BF&A.
- Barroso, V. B. R.; Oliveira, R. T. P. (2004). Projeto e Implementação de um Sistema de aquisição de sinais de força e eletromiográficos com software de monitoração e registro de biofeedback. Projeto final de graduação em Engenharia Mecatrônica. Universidade de Brasília.
- Bartko, J. J. (2002). "The intraclass correlation coefficient as a measure of reliability." In: *Psychol. Rep.*, v. 19, p. 3-11.
- Basmajian, J. V.; DeLuca, C. J. (1985). *Muscles Alive*. Baltimore: Williams & Wilkins.
- Beelen, A.; Sargeant, A. J. (1991). "Effect of lowered muscle temperature on the physiological response to exercise in men." In: *European Journal of Applied Physiology (Historical Archive)*, v. 63, n. 5, p. 387-392.
- Bjornstrup, J. (1996). "Estimation of Human Body Segment Parameters – Statistical Analysis of Results from Prior Investigations." Relatório técnico interno ISSN 09066233, Aalborg University, Dinamarca.
- Campion, M. R. (1990). *Adult Hydrotherapy: A Practical Approach*. Oxford: Heinemann Medical Books.
- Cassidy, S.; Nielsen D. (1992). "Cardiorespiratory responses of healthy subjects to calisthenics performed on land versus in water." In: *Physical Therapy*, v. 72, p. 532-538.
- Clancy E.A.; Morin E.L.; Merletti R. (2002). "Sampling, noise-reduction and amplitude estimation issues in surface electromyography." In: *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 12, n.1, p. 1-16.
- Clarys, J. P.; Robeaux, R.; Delbeke, G. (1985). Telemetrical versus conventional EMG in air and water. In: Winter, D., Norman, R., Hayes. R., Patla, A. (eds) *Biomechanics*, v. IX. Human Kinetics, Champaign, III. p. 286-294.
- Costa, M. V. C.; Andrade, M. M.; Nascimento, F.A.O.; Veneziano, W.H.; da Rocha, A.F.; Carmo, J.C. (2005). "Análise de Fourier e de wavelets para o sinal eletromiográfico em

- ambiente subaquático e aéreo.” In: *XI Congresso Brasileiro de Biomecânica*, João Pessoa. Anais... Publicado em CD-ROM, 2005.
- Cram, Jeffrey R. (2003). “The History of Surface Eletromyography.” In: *Applied Psychophysiology and Biofeedback*, v. 28, n. 2.
- Cram, J. R.; Kasman, G. S.; Holtz, J. (1998). *Introduction to Surface Eletromyography*. Gaithersburg: Aspen Publishers.
- DeLuca, C. J. (1997). “The Use of Surface Electromyography in Biomechanics”. In: *J. Applied Biomechanics*, v.13, p. 135-163.
- Dewhurst, S.; Riches, P.; Nimmo, M.; De Vito, G. (2005). “Temperature dependence of soleus H-reflex and M wave in young and older women”. In: *Eur J Appl Physiol*, v. 94(5-6), p. 491-499.
- Du Bois-Reymond, E. (1849). *Untersuchungen ueber thiersiche electricitae* (vol. 2, parte 2). Berlim: Teimer-verlag.
- Duchenne, G. B.; Kaplan, E. B. (1949). tradução. *Physiology of Movement*. Philadelphia: WB Saunders.
- Durkin, J. L.; Dowling, J. J. (2003). “Analysis of Body Segment Parameter Differences Between Four Human Populations and the Estimation Errors of Four Popular Mathematical Models.” In: *J Biomechanical Engineering*, v. 125, p. 515-522.
- Edlich, R. F.; Towler, M. A.; Goitz, R. J. *et al.* (1987). “Bioengineering principles of hydrotherapy.” *Journal of Burn Care Rehabilitation*, v. 8, p. 580-584.
- Falla, D.; Dall’Alba, P.; Rainoldi, A.; Merletti, R.; Jull, G. (2002). “Repeatability of surface EMG variables in the sternocleidomastoid and anterior scalene muscles.” In: *Eur. J. Appl. Physiol.*, v. 87, p. 542-549.
- Farina, D.; Merletti R. (2000). ”Comparison of algorithms for estimation of EMG variables during voluntary isometric contractions.” In: *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 10, p. 337-349.
- Farina, D.; Pozzo, M.; Merlo, E.; Bottin, A.; Merletti, R. (2004). “Assessment of average muscle fiber conduction velocity from surface EMG signals during fatiguing dynamic contractions”. In: *IEEE Trans Biomed Eng.*, v. 51, n. 8, p. 1383-93.
- Frangolias, D. D.; Rhodes, E. C. (1996). “Metabolic responses and mechanisms during water immersion running and exercise.” In: *Sports Medicine*, v. 22, p. 36-53.
- Frey-Law, L. A.; Smith, G. L. (1996). “Underwater forces produced by the hydro-tone bell.” In: *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, v. 23, p. 269-271.
- Fujisawa, H.; Suenaga, A.; Minami, A. (1998). “Electromyographic study during isometric exercise of the shoulder in head-out water immersion.” In: *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, v. 7, n. 5, p. 491-494.

- Galvani, L.; Green, R. M. (1953). tradução do original em italiano. Commentary on the Effect of Electricity on Muscular Motion. Cambridge, MA.
- Gasser, H. S.; Newcomer, H. S. (1921). “Physiological action currents in the phrenic nerve. An application of the thermionic vacuum tube to nerve physiology.” In: *Am. J. Physiol.*, 57:1-26.
- Gazzoni, M.; Farina, D.; Merletti, R. (2004). “A new method for the extraction and classification of single motor unit action potentials from surface EMG signals”. In: *Journal of Neuroscience Methods*, v. 136, 2004, p. 165-177.
- Hall, J.; Bisson, D.; O’Hare, P. (1990). “The physiology of immersion.” In: *Physiotherapy*, London, v. 76, n. 9, p. 517-521.
- Hermens, H.; Freriks, B.; Merletti, R.; Stegeman, D.; Blok, J.; Rau, G.; DISSELHORST-KLUG, C.; HAGG, G. (1999). “European Recommendations for Surface Electromyography for Noninvasive Assessment of Muscles- Seniam”, The Netherlands: RRD publisher, ISBN 90-75452-15-2.
- Kelly, B. T.; Roskin, L. A.; Kirkendal., D. T.; Speer K. P. (2000). “Shoulder muscle activation during aquatic and dry land exercises in nonimpaired subjects.” In: *J. Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 30(4):204-210.
- Kisner, C.; Colby, L.A. (1998). “Exercícios terapêuticos: fundamentos e técnicas.” 3 ed. São Paulo: Manole.
- McGill, K. C.; Dorfman, L. J. (1984) “High-resolution alignment of sampled waveforms”. In: *IEEE Trans Biomed Eng.*, v. 31, n. 6, p. 462-8.
- Masuda, T.; Miyano, H.; Sadoyama, T. (1985). “The position of innervation zones in the biceps brachii investigated by surface electromyography”. In: *IEEE Trans Biomed Eng.*, v. 32, p. 36-42.
- Masumoto, K.; Takasugi, S.; Hotta, N.; Fujishima, K.; Iwamoto, Y. (2004). “Electromyographic Analysis of Walking in Water in Healthy Humans”. In: *J Physiological Anthropology and Applied Human Science*, v. 23, n. 4, p. 119-127.
- Merletti R.; Sabbahi M. A.; deLuca C. J. (1984). “Median frequency of the myoelectric signal. Effects of muscle ischemia and cooling.” In: *Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.*, 3, pp. 258-265.
- Merletti R.; Balestra G.; Knaflitz M. (1989) “Effect of FFT based algorithms on estimation of myoelectric signal spectral parameters.” In: *Proc. 11th Annual International Conference of IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*.
- Merletti, R.; Conte, L. R. L. (1997). “Surface EMG signal processing during isometric contractions.” In: *J. Electromyography and Kinesiology* 7:241-250.

- Merletti R.; Rainoldi A.; Farina D. (2001). "Surface EMG for non-invasive muscle characterization" In: *Exerc Sport Sci Rev*; **29**(1), pp. 20-25.
- Merletti, R.; Farina, D.; Gazzoni, M. (2003) "The linear electrode array: a useful tool with many applications". In: *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 13, p. 37-47.
- Moritani, T.; Muro, M. (1987). "Motor unit activity and surface electromyogram power spectrum during increasing force of contraction". In: *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.*, v. 56, n. 3, p.260-5.
- Ng, J.; Richardson, C. (1996) "Reliability of electromyographic power spectral analysis of back muscle endurance in healthy subjects." In: *Arch. Phys. Med. and Rehab.*, v. 77, p. 259-263.
- Obeid, I.; Nicoletis, M. A. L.; Wolf, P. D. (2004) "A multichannel telemetry system for single unit neural recordings." In: *J. Neuroscience Methods*, 133:33-38.
- Oksa, J.; Rintamaki, H.; Rissanen, S. (1997). "Muscle performance and electromyogram activity of the lower leg muscles with different levels of cold exposure." In: *J Appl Physiol*, v. 75, p. 484-490.
- Perotto, A. O. (1994). *Anatomical Guide for the Electromyographer: The Limbs and Trunk*. Springfield, III: Charles C. Thomas.
- Potvin, J. R. (1997). "Effects of muscle kinematics on surface EMG amplitude and frequency during fatiguing dynamic contractions". In: *J Appl Physiol.*, v. 82, n. 1, p. 144-51.
- Poyhonen, T, *et al.* (2001). "Neuromuscular function during therapeutic knee exercise under water and on dry land." In: *Arch Phys Med Rehabil* 82:1446-1452.
- Poyhonen, T.; Keskinen, K.L.; Hautala, A.; Savolainen, J.; Malkia, E. (1999). "A. Human isometric force production and electromyogram activity of knee extensor muscle in water and on dry land." In: *Eur. J. Applied Physiology* 80:52-56.
- Rainoldi, A.; Galardi, G.; Maderna, L.; Comi, G.; Lo Conte, L.; Merletti, R. (1999) "Repeatability of surface EMG variables during voluntary isometric contractions of the biceps brachii muscle." In: *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 9, p. 105-119.
- Rainoldi, A.; Nazzaro, M.; Merletti, R.; Farina, D.; Caruso, I.; Gaudenti, S. (2000). "Geometrical factors in surface EMG of the vastus medialis and lateralis muscles". In: *J Electromyogr Kinesiol.*, v. 10, n. 5, p. 327-3.
- Rainoldi, A.; Bullock-Saxton, J. E.; Cavarretta, F.; Hogan, N. (2001). "Repeatability of maximal voluntary force and of surface EMG variables during voluntary isometric contraction of quadriceps muscles in healthy subjects." In: *J Electromyogr kinesiol*, v. 11, p. 33-42.

- Rainoldi, A.; Cescon, C.; Bottin, A.; Casale, R.; Caruso, I. (2004). "Surface EMG alterations induced by underwater recording." In: *J. Electromyography and Kinesiology* 14:325-331.
- Ranney, D. (1997) "Chronic musculoskeletal injuries in the workplace." W. B. S. Company, Philadelphia, USA.
- Redi, F. (1617). "Esperienze intorno a diverse cose naturali e particolarmente a quelle che ci sono portate dale Indie". Florence, Italy: p. 47-51.
- Risch, W. D. *et al.* (1978). "The effect of graded immersion on heart volume, central venous pressure, pulmonary blood distribution and heart rate in man." In: *Pflugers Arch.*, p. 117-120.
- Roy, S.; deLuca, C.; Emley, M.; Oddsson, L.; Buijs, R.; Levins, F. A.; Newcombe, D.; Jabre, J. (1997). "Classification of back muscle impairment based on the surface electromyographic signal". In: *J. Rehab. Res. Develop.*, v. 34, p. 405-414.
- Sadhukhan, A. K.; Goswami, A.; Kumar, A.; Gupta, S. (1994). "Effect of sampling frequency on EMG power spectral characteristics". In: *Electromyography and Clinical Neurophysiology*, v. 34, p. 159-163.
- Sartori, G. F.; Rocha, A. F.; Gonçalves, C.; Nascimento, F. A. O.; Veneziano, W. H.; Santos, I. (2004). "EMGLab -Programas para Análise de Sinais Eletromiográficos." In: *Anais do Congresso Brasileiro de Informática em Saúde – CBIS*, Ribeirão Preto.
- Soares, F. A.; Salomoni, S.; Rocha, A. F.; Santos, Í.; Veneziano, W. H.; Nascimento, F.A. O. (2004). "Simulador computacional de sinais eletromiográficos intrusivos por modelagem de dipolo." In: *Proceedings of the International Federation for Medical and Biological Engineering*. João Pessoa.
- SpaceLabs Medical (1993). *Electromyography/Electroencephalography (biophysical measurement series)*. Redmond: SpaceLabs Medical.
- Thompson, R. F.; Taylor, T. J. (1967). *Foundations of Physiological Psychological*. Addison Wesley.
- Tovin, B. J.; Wolf, S. L.; Greenfield B. H.; Crouse, J.; Woodfin, B. A. (1994). "Comparison of the effects of exercise in water and on land on the rehabilitation of patients with intra-articular anterior cruciate ligament reconstructions." In: *Physical Therapy*, v. 74, p. 710-719.
- Volta, A. (1792). "Mommoria prima sull'elettricità animale." In: *Collezione dell'Opere II*. Florence, Italy: G. Piatti.
- Veneziano, W. H.; Rocha, A. F.; Gonçalves, C. A.; Pena, A. G.; Carmo, J. C.; Nascimento, F. A. O.; Rainoldi, A. (2006). "Confounding factors in water EMG recordings: An approach to a definitive standard." In: *Medical and Biological Engineering and Computing*. Abril (on-line).

- Waly, S.; Asfour, S.; Khalil, T. (1996). "Effect of time windowing on the estimated EMG parameters". In: *Comput Industry. Engineering*, v. 31, p. 515–8.
- Whitley, J.; Shoene, L. (1987). "Comparison of heart rate responses: Water walking versus treadmill walking." In: *Physical Therapy*, v. 67, p. 1501-1504.
- Zazula, D.; Sostaric, A. (1999). "Possible approaches to surface EMG decomposition". In: H. J. Hermens, R. Merletti, H. Rix, B. Freriks, eds., *SENIAM*, vol. 7, 1999, p. 169-176.

APÊNDICES

APÊNDICE A – ARRANJO DE OITO ELETRODOS DESENVOLVIDO NA UNB

Um promissor campo de pesquisas em eletromiografia de superfície (EMG-S), iniciado há alguns anos, é o dos arranjos lineares de eletrodos. Esta tecnologia vem sendo desenvolvida principalmente por dois grupos de pesquisas: um do Laboratorio di Ingegneria del Sistema Neuromuscolare e della Riabilitazione Motoria (LISiN) do Politecnico di Torino, em Turim, na Itália (MERLETTI *et al.*, 2003) e outro no Industrial Products Research Institute, em Tsukuba, no Japão (MASUDA *et al.* 1985). Têm sido muito interessantes os resultados das pesquisas com arranjo de eletrodos para a decomposição de sinais, estimativa de velocidade de condução, localização de zonas de inervação, entre outras aplicações. Como exemplo, a Figura A1 apresenta os sinais diferenciais simples de EMG-S de um arranjo de oito eletrodos.

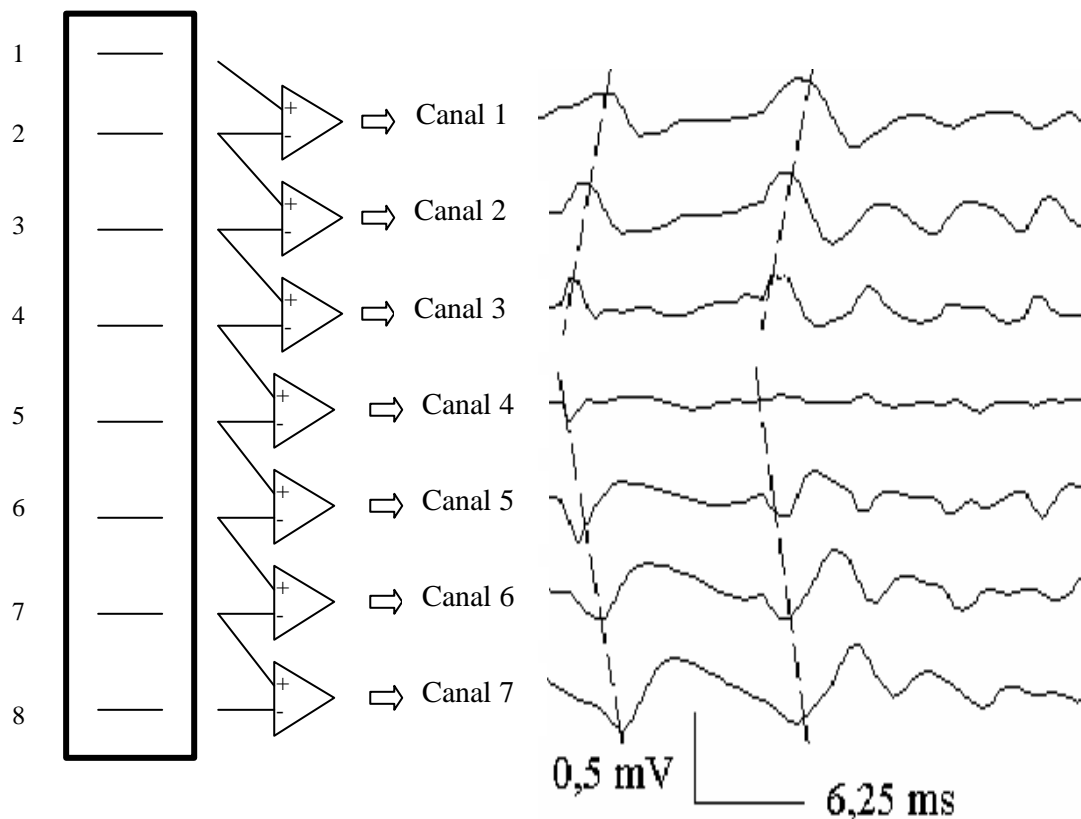


Figura A1 - Potenciais propagantes no bíceps braquial cabeça curta (flexão de cotovelo a 90°; arranjo linear de 8 eletrodos de prata de 10 mm de comprimento e 1 mm de diâmetro, distância intereletródica de 10 mm, em configuração bipolar). As linhas pontilhadas ilustram a propagação dos potenciais de ação das unidades motoras. A zona de inervação está na região do canal de número 4.

No Brasil, não há notícias da presença desse tipo de equipamento. Visando suprir, em parte, essa deficiência, está em desenvolvimento um arranjo linear de oito eletrodos para EMG-S no Departamento de Engenharia Elétrica da Universidade de Brasília (Figura A2). O trabalho está sendo realizado em parceria com os alunos de curso de graduação em engenharia elétrica Gustavo Souto de Sá e Souza e Henrique Louzada, sob a orientação do professor Adson Ferreira da Rocha.

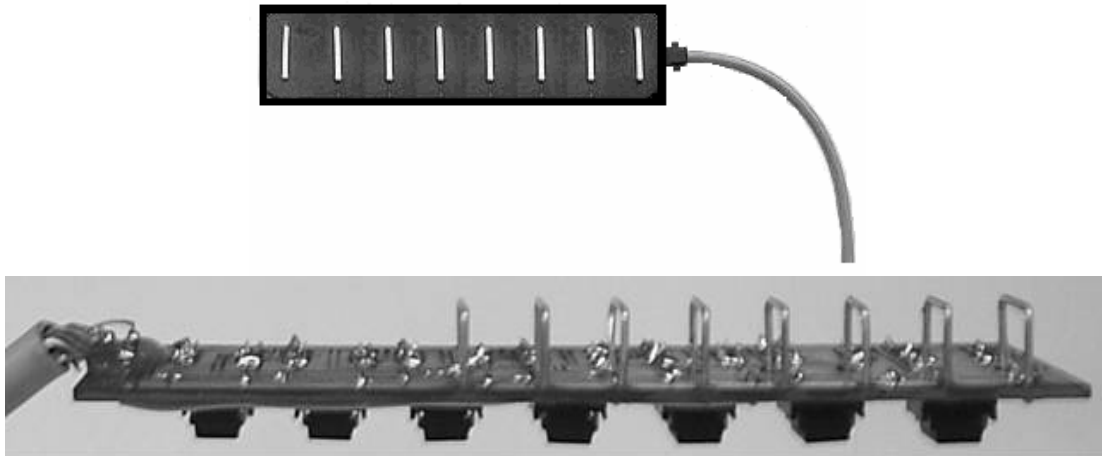


Figura A2 - Superior: vista exterior do protótipo de um arranjo de 8 eletrodos para uso em arranjos lineares, sendo cada eletrodo composto de uma tira de prata pura com 1 mm de diâmetro e 10 mm de comprimento. Inferior: Protótipo de arranjo linear de 8 eletrodos desenvolvido no Departamento de Engenharia Elétrica da Universidade de Brasília.

Em forma de barras de prata (99,99% de pureza) com 10 mm de comprimento e 1 mm de diâmetro, os eletrodos são espaçados entre si de 10 mm. O arranjo possui eletrodos ativos com ganho de tensão de dez vezes (pré-amplificação). Ela é conectada via cabo a um circuito condicionador dos sinais (Figura A3), o que possibilita outro estágio de ganho (220 vezes) e um estágio de filtragem passa-banda (20 Hz a 500 Hz). Os sinais das sete saídas diferenciais simples analógicas do condicionador são digitalizados por uma placa de aquisição de dados de 12 bits (PCI-6024E, National Instruments, Austin, EUA) conectada a um microcomputador. O software de aquisição de dados foi construído em ambiente Labview 7 (National Instruments, EUA).

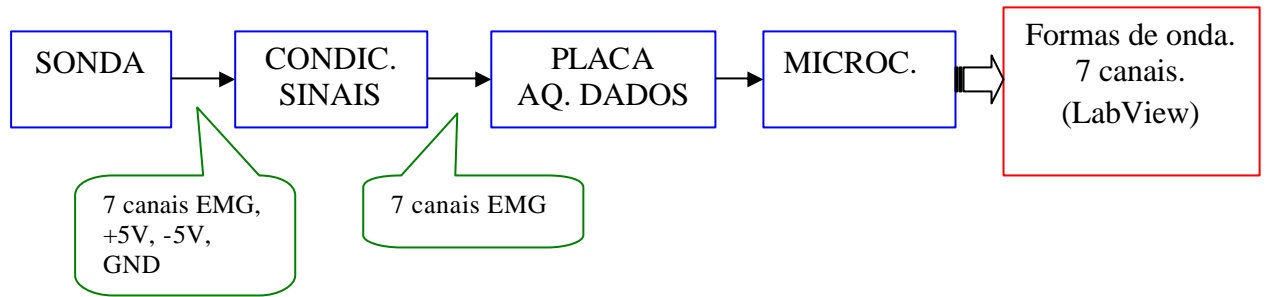


Figura A3 – Diagrama de blocos do sistema composto pela sonda de oito eletrodos, condicionador de sinais de sete canais diferenciais, placa de aquisição de dados e microcomputador.

Na Figura A4 são apresentados o esquema elétrico e o leiaute da sonda. O esquema elétrico de três dos sete canais do condicionador de sinais consta da Figura A5.

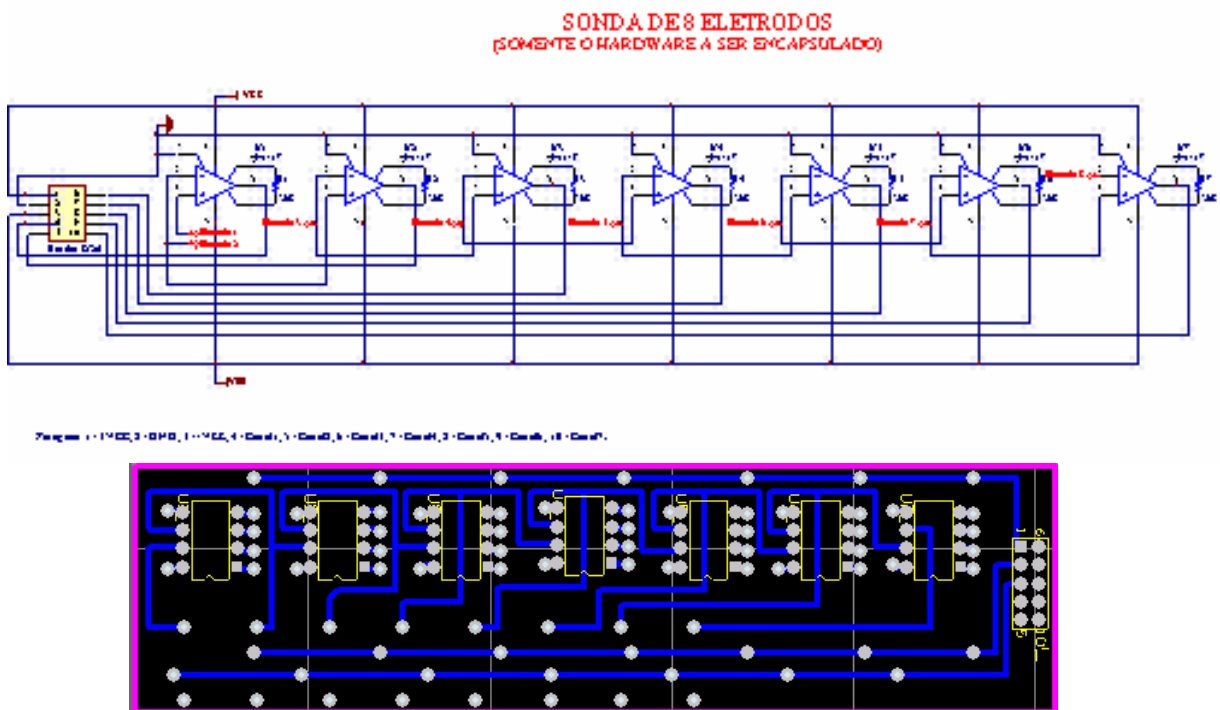


Figura A4 – Sonda de oito eletrodos ativos: esquema elétrico e leiaute da placa de circuito impresso.

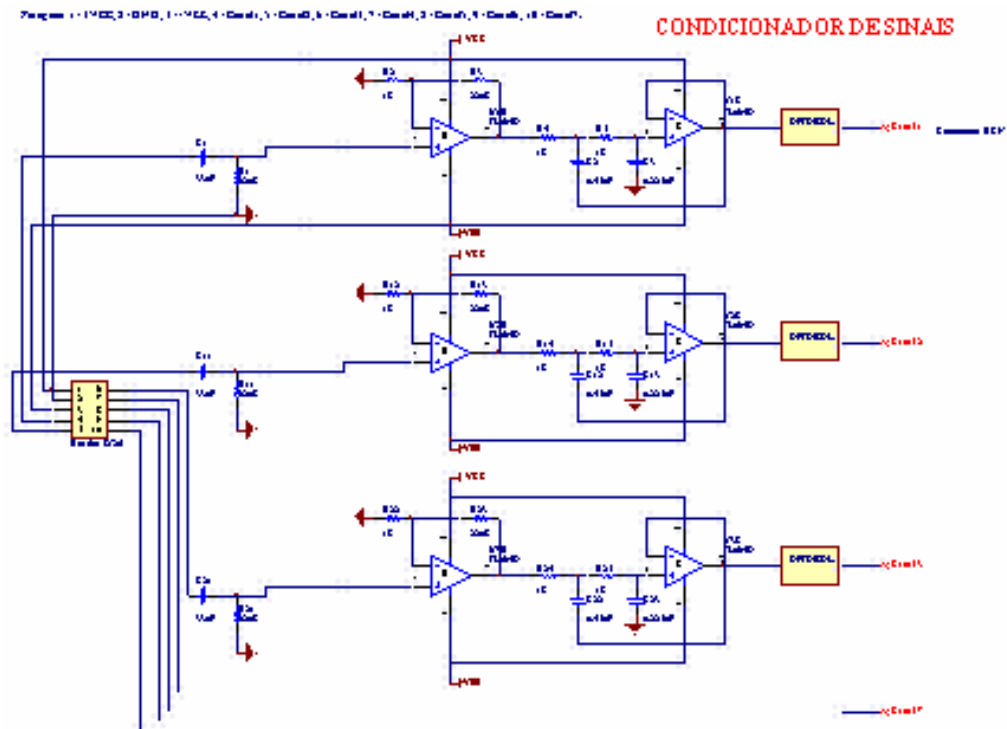


Figura A5 – Esquema elétrico de três canais do condicionador de sinais.

Testes de laboratório, por meio da injeção de sinais senoidais diretamente nos eletrodos, comprovaram o correto funcionamento do circuito quanto à amplificação (Figuras A6 e A7), assim como na baixa agregação de ruído ao sinal original (Figura A8). A próxima etapa será a construção de outro protótipo, de menor tamanho, com componentes do tipo SMD.

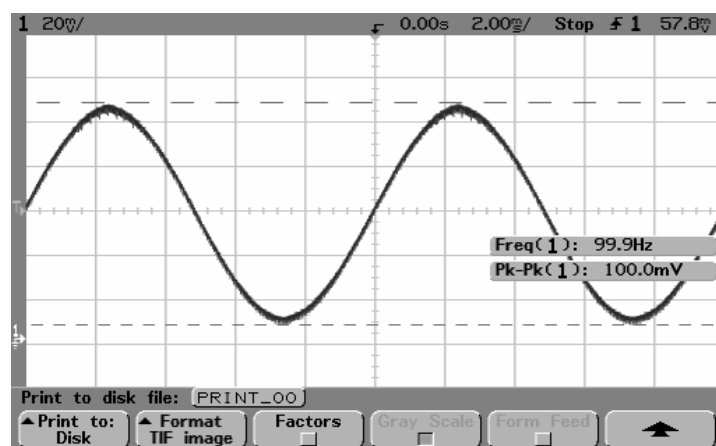


Figura A6 – Sinal injetado diretamente sobre os eletrodos (senoidal, 100 Hz, 100 mV pico-a-pico).

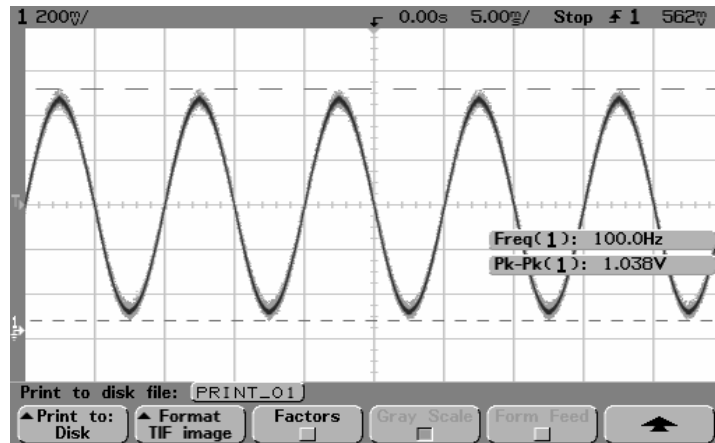


Figura A7 – Sinal recolhido na saída de um dos canais da sonda (senoidal, 100 Hz, 1 V pico-a-pico).

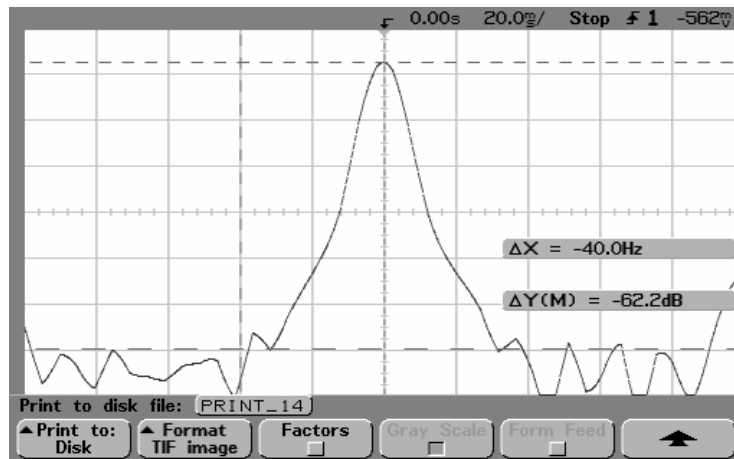


Figura A8 – Espectro do sinal de saída de um dos canais da sonda, semelhante ao espectro do sinal injetado na entrada.

Foi realizada uma prova para a avaliação do desempenho do sistema, com a captação de EMG-S do bíceps braquial cabeça curta. Com duração de 1 s, as contrações isométricas foram de flexão do cotovelo a um ângulo articular de 90°. A taxa de aquisição de dados foi de 1.024 Hz. A Figura A9 apresenta a evolução no tempo dos sinais de EMG-S brutos dos sete canais em um trecho de 200 ms. É possível perceber que existe propagação dos sinais de EMG-S no tempo (canais de 1 a 5), além da presença de uma zona de inervação entre os canais 5 e 6 (inversão de fase).

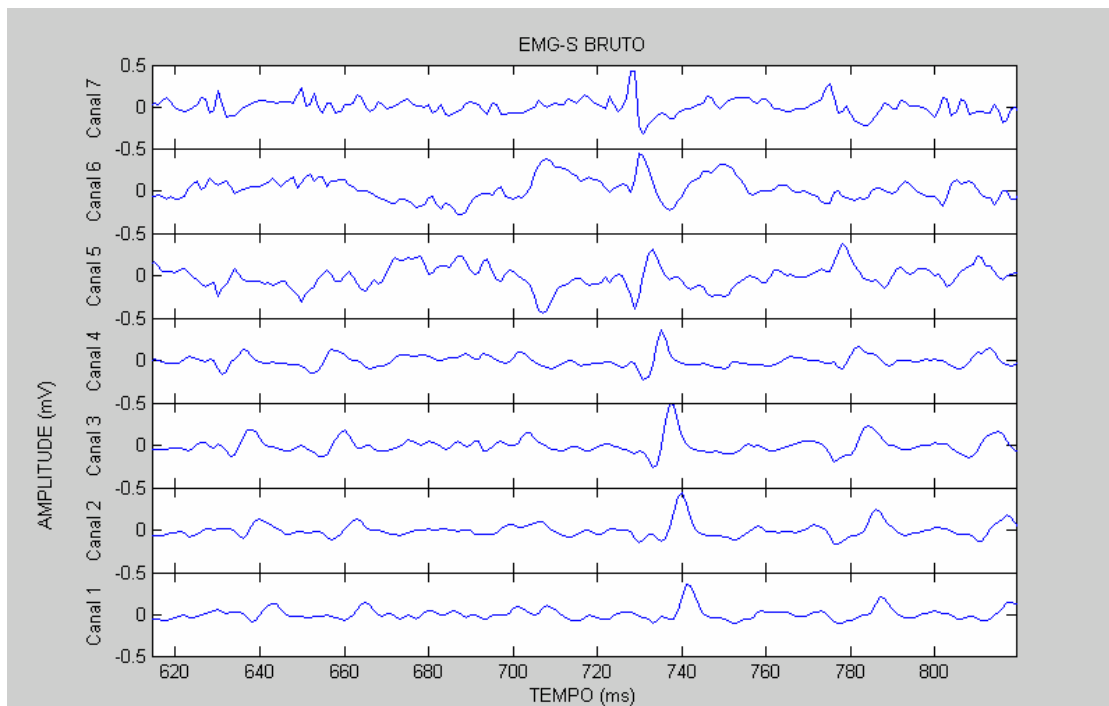


Figura A9 – Trecho de EMG-S bruto de uma contração isométrica do bíceps braquial.

Na Figura A10 estão apresentados os gráficos da densidade espectral de potência referentes aos sinais de EMG-S captados. É possível ser notado que a distribuição espectral encontra-se de acordo com a faixa citada na literatura para sinais de EMG-S.

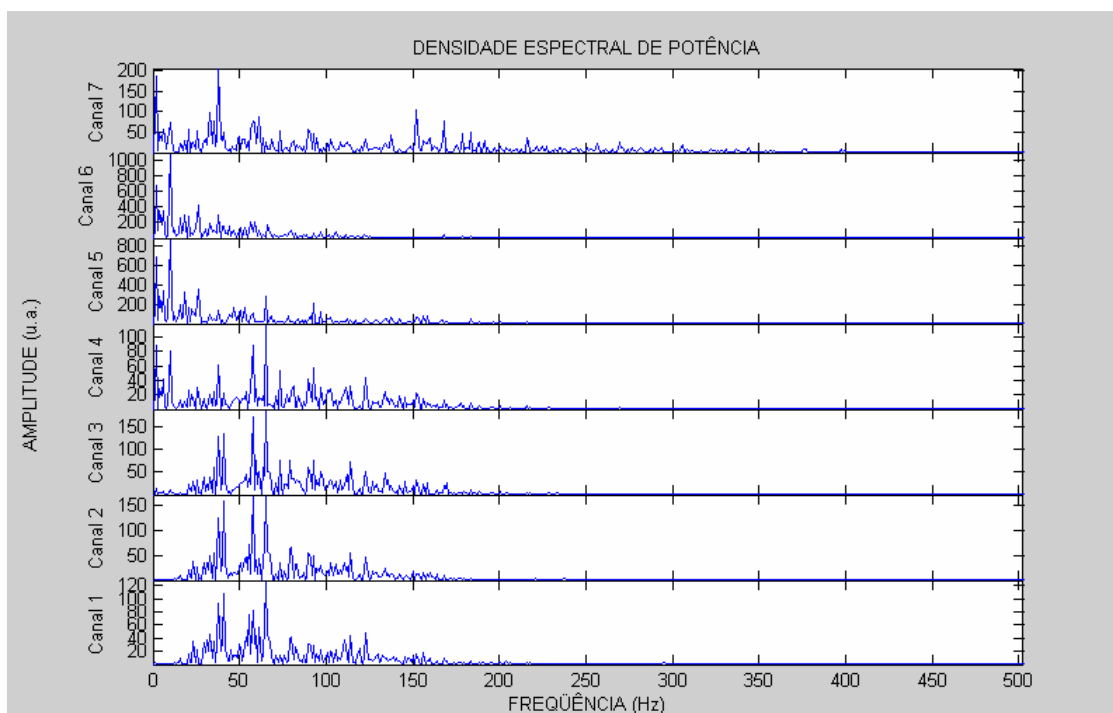


Figura A10 - Gráficos da densidade espectral de potência referentes aos sinais de EMG-S captados.

Como complementação da análise dos sinais de EMG-S, foi calculada a velocidade de condução das fibras musculares, por meio do algoritmo de McGill. Tomando por base os canais 3, 4 e 5, foi obtido um valor de $2,54 \pm 1,13$ (média \pm desvio-padrão) m/s, o qual se encontra dentro da faixa fisiológica.

Portanto, o arranjo de eletrodos mostrou bom desempenho tanto nos testes de pesquisa de zona de inervação, análise de componentes espectrais e estimativas da velocidade de condução das fibras musculares.

B – PROTOCOLOS EXPERIMENTAIS IMPLEMENTADOS

EXPERIMENT PROTOCOL

Repeatability of EMG Measurements in the Abductor Pollicis Brevis Muscle

Laboratorio di Ingegneria del Sistema Neuromuscolare e della Riabilitazione Motoria
(LISiN) - Politecnico di Torino, Turin, Italy, 2005.

OBJECTIVE:

To investigate the repeatability of the RMS (root mean square) value of surface EMG in the abductor pollicis brevis muscle. The EMG signals will be acquired in 3 sessions (in 3 different days).

MATERIALS:

- plastic recipient: 50 cm x 33 cm, 15 cm (depth)
- cell force 100N (Buster 5100, Italy)
- adhesive surface electrodes, 1.0 cm diameter (Kendall Arbo Kiddy, Germany)
- dry surface electrode array (16 electrodes, interelectrode distance of 2.5 mm)
- wooden board to affix the forearm, wrist, and hand (LISiN, Turin)
- wooden special pieces to immobilize the hand
- electronic force meter with bargraph display (Miso II. LISiN, Turin)
- 16 channels electromyography (EMG-16 Prima, LISiN, Turin)
- IBM-PC microcomputer (MS-Windows 98 operational system)
- software for EMG acquisition (Emg-acq, LISiN, Turin)
- adhesive plastic tape (10 cm x 12 cm, Tegaderm, Germany)
- electronic thermometer (Omega 450ATH, USA)

SUBJECTS:

10 right-handed healthy males.

EXPERIMENTAL PROCEDURE:

1-MEASUREMENT SETUP

- € Connect EMG-16 (electromyographic amplifier) and MISO II System to the power line.
- € Connect the MISO CH1 Output to the force input AUX IN Input of the EMG-16.
- € Connect EMG-16 to the National Acquisition Board PCMCIA of the PC.
- € Connect the cell force cable to the CH1 Input of MISO.
- € Switch on the PC, the EMG-16 and the MISO.
- € On the EMG-16, set on the “type recording” to “differential”, the acquisition modality for channel 16 to “Angle” and the gain to 5000.
- € Connect the ground strip of EMG-16 to the left wrist of the subject.

- € On MISO set the gain to 10.
- € Write all subject's data in the Experimental Form.
- € Start the acquisition software EMG-acq. Insert the data and comments of the subject. Fill with this data: EMG gain=2000, interelectrode distance=15 mm, acquisition time=2 s, sample acquisition=2048 Hz, force gain=1.
- € Write the air temperature in the Experimental Form.

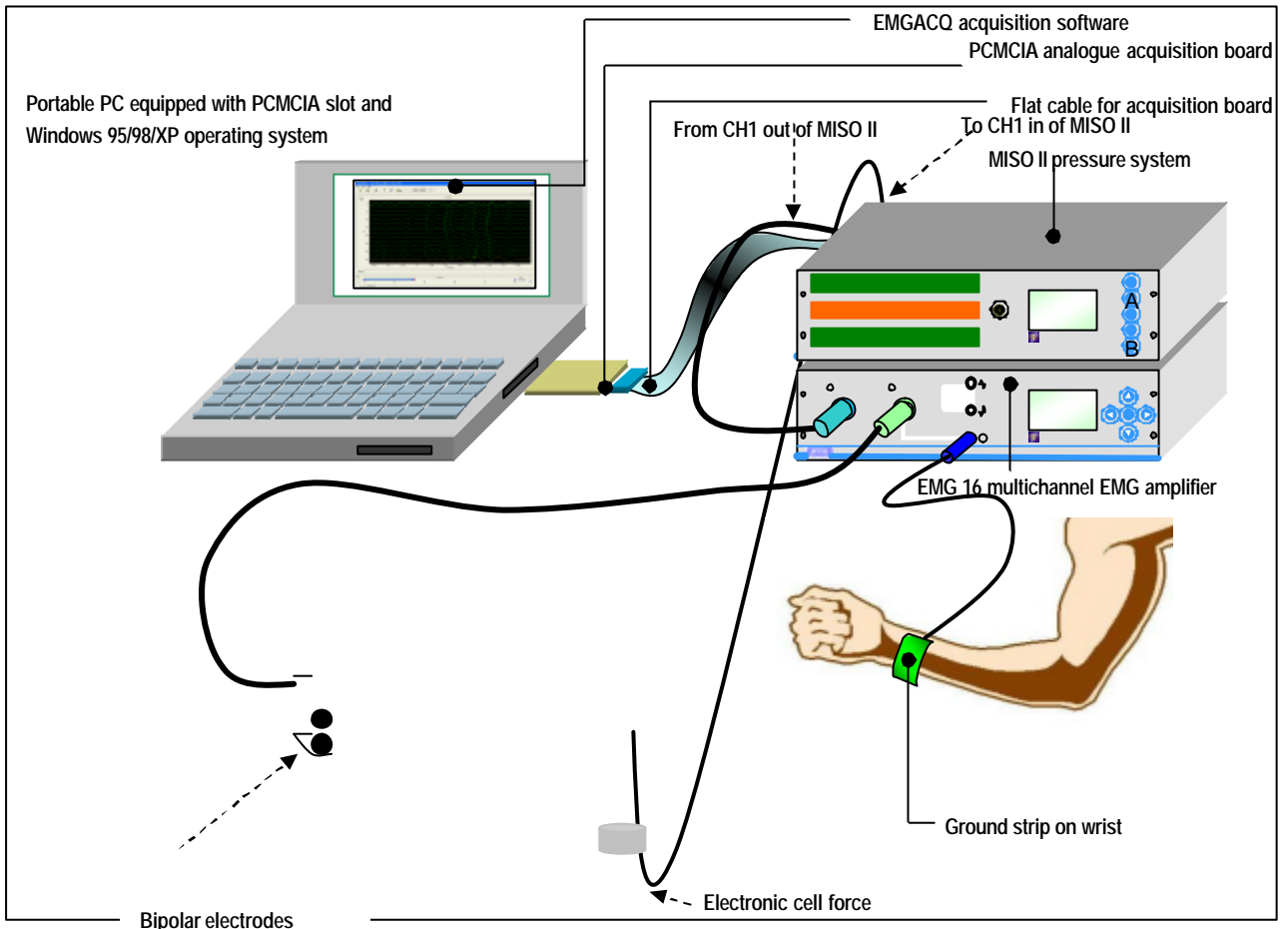


Figure 1. Measurement set-up (adapted from OASIS standard protocol)

2-IDENTIFICATION OF THE INNERVATION ZONE

- € Ask the subject to wash his hand with water and soap.
- € Connect the appropriate cable (array type) to the EMG-16 and position an 16 dry electrode array on the region of the right abductor pollicis brevis muscle. Ask the subject to make a soft contraction. Visually, assess the differential waveforms of each pair of electrodes to identify the innervation zone and the tendon zone. Sign them on the skin with a pen.
- € Change the EMG-16 electrode cable, connecting the one for bipolar electrodes.
- € Save the waveforms to a file.

3-ELECTRODE PLACEMENT

- € Clean the skin using a proper abrasive paste (Every, Italy) to reduce the skin electrical impedance. Between the innervation zone and the tendon ending, place the 2 surface

- adhesive electrodes (Ag/AgCl), 1.0 cm diameter (Arbo Kiddy). The interelectrode distance is 1.5 cm. Using a water resistant ink pen sign on the skin the borders of the electrodes. In the next days of experiment, the electrodes have to be placed in this zone.
- € Using a waterproof adhesive tape, affix the thermistor of the thermometer on the palm of the right hand.
 - € To protect the electrodes, cover them with adhesive plastic tape (10 cm x 12 cm, Tegaderm, Germany). Fill in the space between the border of the tape and the electrode wires with liquid silicon to avoid water penetration.
 - € Using a water-resistant ink pen sign a point on the left side of the joint (first and second phalanx) of the right thumb. This will help the subject to keep the same position related to the load cell.

4-PROTOCOL

- € Ask the subject to seat and put the left hand relaxed on the leg. Position the right hand and forearm of the subject on the main board. Use always the same chair and table.
- € Set the strap to immobilize the forearm.
- € Set the 2 wooden special pieces to immobilize the hand.
- € Connect the electrodes to the EMG-16.
- € Move the cell force (Buster 5100, Italy) brace to align the mark of the right thumb and the center of the cell force. The hand have to be between the load cell brace and the wooden piece.
- € Maximum voluntary contraction (MVC). Set on the button Off Set Null of MISO. Ask the subject to make a maximal contraction and immediately press the button Full Scale. Write this value on the form. Perform the procedure twice more, with a 1-minute resting time. The highest value is the MVC. Press the Relative Mode and set the target to 40%.
- € Explain the subject that it is very important to keep the mark of his thumb aligned to the signal of the load cell.
- € Ask the subject to relax for 2 minutes and acquire a 0% contraction, useful to control the acquisition noise.
- € Ask the subject to make a contraction and reach the 40% of the MVC. After the contraction is stable (see the LED's of MISO), start acquisition on EMG-acq software. When the software shows the message "Acquisition Completed", ask the subject to relax. After each contraction, save the acquired signal and write the temperature of the hand on the Experimental Form.
- € Ask the subject to relax and do not move the right thumb. Wait 1 minute.
- € Perform other 29 contractions with 29 resting times of 1 minute. All the contractions are sustained isometric voluntary type. Each subject makes 30 contractions.
- € At the end of the session, ask the subject to relax and acquire a 0% contraction, useful to control the acquisition noise.
- € Repeat all the steps of the Protocol in another day for each of the 10 subjects, however with 20 contractions in the second day.
- € Repeat all the steps of the Protocol in an third day for each of the 10 subjects, however with 10 contractions in this day.
- € No alcohol, nicotine or caffeine should be ingested in the 2 hours preceding each session.

EXPERIMENT PROTOCOL

RMS and MDF Underwater Measurements in the Abductor Pollicis Brevis Muscle

Laboratorio di Ingegneria del Sistema Neuromuscolare e della Riabilitazione Motoria
(LISiN) - Politecnico di Torino, Turin, Italy, 2005.

OBJECTIVE:

To investigate if there is any difference in RMS (root mean square) and MDF (median frequency) values of surface EMG of the abductor pollicis brevis muscle in two conditions: dry and underwater.

MATERIALS:

- plastic recipient: 50 cm x 33 cm, 15 cm (depth)
- cell force 100N (Buster 5100, Italy)
- adhesive surface electrodes, 1.0 cm diameter (Kendall Arbo Kiddy, Germany)
- dry surface electrode array (16 electrodes, interelectrode distance of 2.5 mm)
- wooden board to affix the forearm, wrist, and hand (LISiN, Turin)
- wooden special pieces to immobilize the hand
- electronic force meter with bargraph display (Miso II. LISiN, Turin)
- 16 channels electromyography (EMG-16 Prima, LISiN, Turin)
- IBM-PC microcomputer (MS-Windows 98 operational system)
- software for EMG acquisition (Emg-acq, LISiN, Turin)
- adhesive plastic tape (10 cm x 12 cm, Tegaderm, Germany)
- electronic thermometer (Omega 450ATH, USA)

SUBJECTS:

10 right-handed healthy males.

EXPERIMENTAL PROCEDURE:

1-MEASUREMENT SETUP

- € Connect EMG-16 (electromyographic amplifier) and MISO II System to the power line.
- € Connect the MISO CH1 Output to the force input AUX IN Input of the EMG-16.
- € Connect EMG-16 to the National Acquisition Board PCMCIA of the PC.
- € Connect the cell force cable to the CH1 Input of MISO.
- € Switch on the PC, the EMG-16 and the MISO.
- € On the EMG-16, set on the “type recording” to “differential”, the acquisition modality for channel 16 to “Angle” and the gain to 5000.
- € Connect the ground strip of EMG-16 to the left wrist of the subject.

- € On MISO set the gain to 10.
- € Write all subject's data in the Experimental Form.
- € Start the acquisition software EMG-acq. Insert the data and comments of the subject. Fill with this data: EMG gain=2000, interelectrode distance=15 mm, acquisition time=2 s, sample acquisition=2048 Hz, force gain=1.
- € Write the air temperature in the Experimental Form.

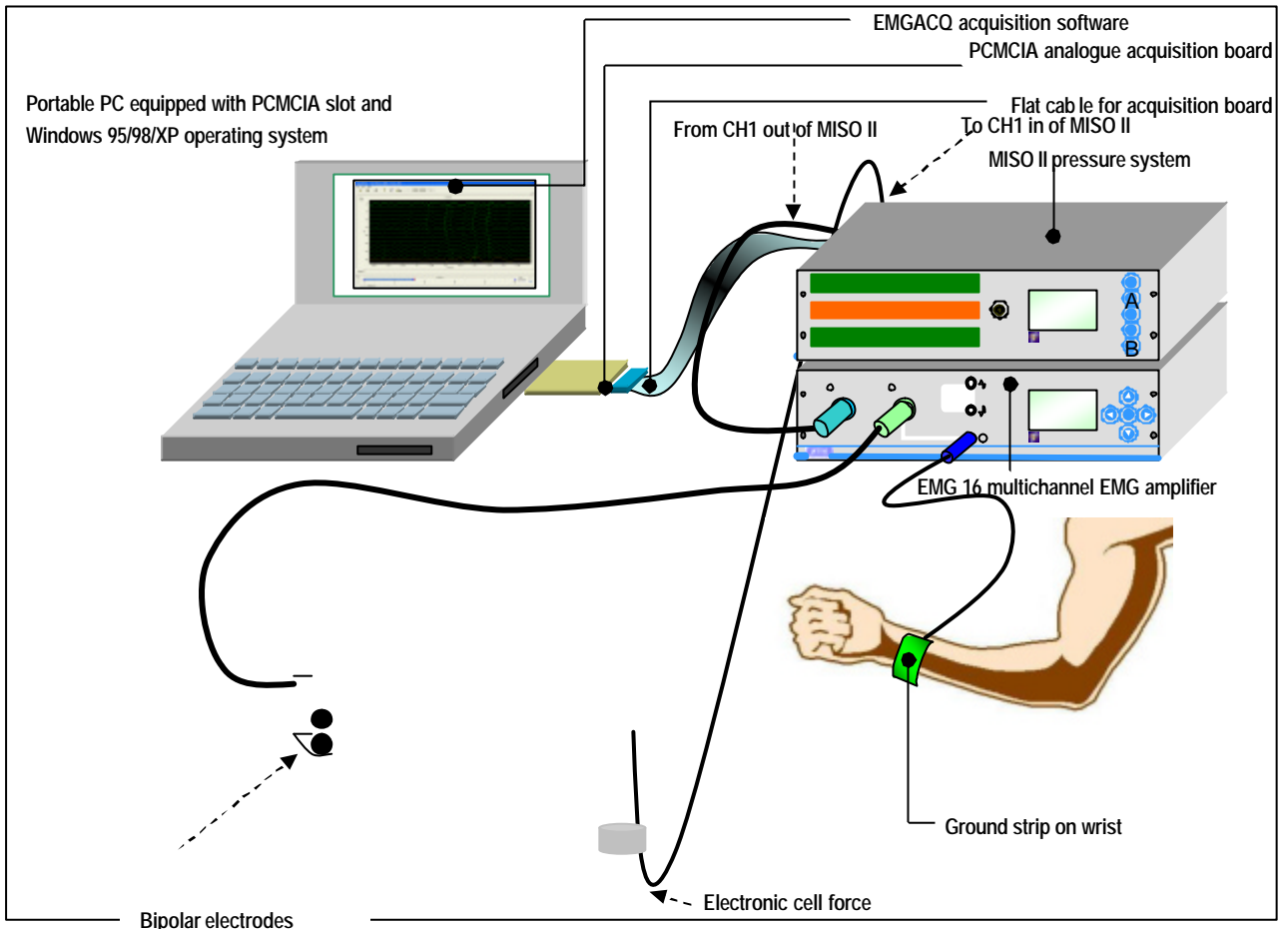


Figure 1. Measurement set-up (adapted from OASIS standard protocol)

2-IDENTIFICATION OF THE INNERVATION ZONE

- € Ask the subject to wash his hand with water and soap.
- € Connect the appropriate cable (array type) to the EMG-16 and position an 16 dry electrode array on the region of the right abductor pollicis brevis muscle. Ask the subject to make a soft contraction. Visually, assess the differential waveforms of each pair of electrodes to identify the innervation zone and the tendon zone. Sign them on the skin with a pen.
- € Change the EMG-16 electrode cable, connecting the one for bipolar electrodes.
- € Save the waveforms to a file.

3-ELECTRODE PLACEMENT

- € Clean the skin using a proper abrasive paste (Every, Italy) to reduce the skin electrical impedance. Between the innervation zone and the tendon ending, place the 2 surface

adhesive electrodes (Ag/AgCl), 1.0 cm diameter (Arbo Kiddy). The interelectrode distance is 1.5 cm. Using a water resistant ink pen sign on the skin the borders of the electrodes. In the next days of experiment, the electrodes have to be placed in this zone.

- € To protect the electrodes, cover them with adhesive plastic tape (10 cm x 12 cm, Tegaderm, Germany). Fill in the space between the border of the tape and the electrode wires with liquid silicon to avoid water penetration.
- € Using a waterproof adhesive tape, affix the thermistor of the thermometer on the palm of the right hand.
- € Using a water-resistant ink pen sign a point on the left side of the joint (first and second phalanx) of the right thumb. This will help the subject to keep the same position related to the load cell.

4-PROTOCOL

- € Ask the subject to seat and put the left hand relaxed on the leg. Position the right hand and forearm of the subject on the main board. Use always the same chair and table.
- € Set the strap to immobilize the forearm.
- € Move the cell force (Buster 5100, Italy) brace to align the signal of the right thumb and the center of the cell force. The hand have to be between the load cell brace and the wooden piece.
- € Set the 2 wooden special pieces to immobilize the hand.
- € Maximum voluntary contraction (MVC). Set on the button Off Set Null of MISO. Ask the subject to make a maximal contraction and immediately press the button Full Scale. Write this value on the form. Perform the procedure twice more, with a 1-minute resting time. The highest value is the MVC. Press the Relative Mode and set the target to 40%.
- € Explain the subject that it is very important to keep the signal of his thumb aligned to the signal of the load cell.
- € Ask the subject to relax and acquire a 0% contraction, useful to control the acquisition noise.
- € Ask the subject to make a contraction and reach the 40% of the MVC. After 1 second of the stable contraction (see the LED's of MISO), start acquisition on EMG-acq software. When the software shows the message "Acquisition Completed", ask the subject to relax. After each contraction, save the acquired signal and write the temperature of the hand on the Experimental Form.
- € Wait 1 minute asking the subject to relax and do not move the right thumb.
- € Perform other 9 contractions with 9 resting times of 1 minute. All the contractions are sustained isometric voluntary type. Each subject makes 10 contractions in dry condition.
- € At the end, ask the subject to relax and acquire a 0% contraction, useful to control the acquisition noise.
- € Immediately, fill in the recipient with water (32 degree Celsius) and ask the subject to make 10 contractions (and 10 resting times) like those in dry condition.
- € Ask the subject to relax and acquire a 0% contraction, useful to control the acquisition noise.
- € No alcohol, nicotine or caffeine should be ingested in the 2 hours preceding each session.

PROTOCOLO EXPERIMENTAL

ESTIMATIVAS DE AMPLITUDE (ARV) E DE FREQUÊNCIA MEDIANA (MDF) NO ELETROMIOGRAMA DE SUPERFÍCIE DO BÍCEPS BRAQUIAL (CABEÇA CURTA) EM CONTRAÇÃO ISOMÉTRICA EM AMBIENTES AÉREO E SUBAQUÁTICO

Local de realização: Laboratório de Biomecânica da Faculdade de Educação Física da Universidade de Brasília.

OBJETIVO GERAL: verificar se há diferença entre os estimadores de amplitude (ARV) e de frequência mediana (MDF) no EMG de superfície do músculo bíceps braquial (cabeça curta) em contrações isométricas, nos ambientes aéreo e subaquático. O movimento será de flexão do cotovelo, ou seja, o bíceps atuará como agonista.

MATERIAL NECESSÁRIO:

- tanque para água: diâmetro de 180 cm, profundidade de 130 cm. Água aterrada eletricamente.
- recipiente plástico de 135 litros: 0,7 m de altura por 0,5 m de diâmetro. Água aterrada eletricamente.
- cadeira com encosto, sem estofamento e sem braço: altura do assento de 44 cm.
- Microcomputador IBM-PC Pentium-4 com software Windows XP
- monitor de vídeo auxiliar de 15" para feedback
- software para aquisição de EMG e de força baseado em LabView
- eletromiógrafo de 2 canais (Bagnoli-2, Delsys, Boston). N/S 157210
- 1 eletrodo ativo para EMG (DE2, Delsys, Boston).
- eletrodo adesivo e descartável para referência (Red Dot, 3M, EUA)
- célula de carga de 50kg (MM, Kratos, São Paulo). Erro máx 0,03% sobre FE
- amplificador analógico em ponte (MCS1000, Lynx, EUA).
- placa de aquisição de dados de 12 bits (PCI-6024E, National Instruments, Austin)
- termômetro de bulbo para água (Delfin, São Paulo)
- termômetro clínico de bulbo (Gold Flsh, BD, Brasil)
- cabo de aço com suporte para mão
- massas para conexão ao pulso do voluntário para compensação do empuxo: pulseira 1,6 kg; -massas para conexão ao pulso Esq do voluntário para equilibrá-lo no tanque maior: pulseira 3,0 kg;
- adesivo plástico hospitalar 10 cm x 12 cm (Tegaderm, 3M, EUA)
- fita adesiva (Silvertape, 3M, São Paulo)
- silicone líquido
- plataforma para suportar o recipiente plástico

SUJEITOS:

10 homens destros

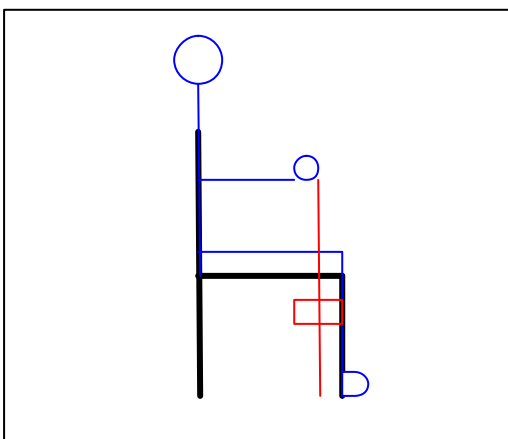
PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL:

ARRANJO PARA MEDIÇÃO

- Conecte o eletromiógrafo à placa de aquisição de dados (ajuste o software dela para “Differential, single ended”). Entrada 5: canal 1 de EMG (bíceps); Ganho=1k
- Conecte a célula de carga à entrada 8 do amplificador em ponte. (Fiação: vermelho, verde, amarelo e preto)
- Conecte o amplificador em ponte à entrada 7 da placa de aquisição de dados.
- Energize os equipamentos elétricos.
- Preencha o Formulário de Experimento com os dados do voluntário e com a temperatura ambiente.
- Abra o software AquisicaoSubaquatico e preencha-o com os dados do voluntário.
- No software, ajuste o RMS Máximo para 1. Configurações: taxa de aquisição de dados = 1024Hz; Força Offset = -0.46 e Multiplicador = -33.6; Canais Força = 7, Agonista = 5 e Trigger = 0.

CONTRAÇÃO VOLUNTÁRIA MÁXIMA (CVM):

- Colocar o mosquetão na 3ª. argola, de cima para baixo.
- Peça ao voluntário para sentar-se na cadeira de medição, apoiar-se no encosto (coluna ereta) e manter suas pernas unidas e em um ângulo interno de 90°. A mão esquerda deverá repousar sobre a coxa esquerda.
- Solicitar ao voluntário para segurar com a mão direita a empunhadura do cabo de força, mantendo o cotovelo direito apoiado no encosto da cadeira. O ângulo interno entre o antebraço e o braço deve ficar fixo em 90°. O antebraço deve permanecer paralelo ao plano sagital do corpo.
- Pedir ao voluntário para puxar ligeiramente (flexionando o cotovelo) o suporte de força; explicar a ele como acompanhar a retroalimentação visual de sua força. Isso acontece por meio de um gráfico no monitor de vídeo. Previamente, o cabo que prende a célula de carga ao suporte para mão deve ser ajustado para que permaneça estendido durante a contração muscular.
- Iniciar no software AquisicaoSubaquatico a função “Força Máxima”
- Solicitar ao voluntário que realize uma contração voluntária máxima de 3 segundos.
- Após 2 minutos de repouso, solicitar ao voluntário outra contração máxima.
- Após outros 2 minutos, realizar a última contração. O maior valor de força registrado pelo software perfaz a contração voluntária máxima.
- Ajuste o software para uma meta de força de 50% da CVM. Estabeleça uma tolerância de 4% sobre o valor da força máxima.



COLOCAÇÃO DOS ELETRODOS:

- Com o cotovelo direito a 90°, medir a distância da ponta do dedo médio (mão aberta) até o olécrano. Anotar no formulário.
- Colocar o cotovelo a 90°. Com uma trena, medir a distância entre o acrômio direito e a fossa cubital. Marcar sobre o bíceps cabeça curta um ponto a 1/3 dessa distância, a partir da fossa.
- Se houver pêlos nas regiões do músculo bíceps braquial (cabeça curta), efetue depilação.
- Solicite ao voluntário para lavar vigorosamente com água e sabão seu braço direito.
- Aplique o eletrodo adesivo de referência no pescoço do voluntário. Conecte-o ao eletromiógrafo usando o cabo apropriado.
- No bíceps, coloque o eletrodo do canal de número 1. Ele deve ser posicionado perpendicularmente à direção das fibras musculares. Cabo direcionado para o acrômio.
- Prenda-o sobre a pele usando fita adesiva SilverTape (8 cm).
- Solicite ao voluntário que realize uma leve contração, a fim de ser verificada a qualidade do sinal; use o Matlab.
- Coloque uma gota de silicone líquido sobre o cabo elétrico do eletrodo. Ela será coberta pelo Tegaderm e impedirá a passagem de água para o eletrodo.
- Deposite fita Tegaderm sobre o eletrodo, protegendo-o contra água.
- Prender todos os cabos com fita Silvertape sobre o trapézio.

PROTOCOLO:

Obs.: a) O sujeito deverá fazer abstinência de cafeína e álcool por pelo menos 24 horas antes do experimento.

b) Este protocolo compreende 5 estações de trabalho. O sujeito passará por cada uma delas em ordem aleatória, definida no começo do experimento. Em cada uma, será realizada uma contração isométrica de 5 segundos.

c) Entre o trabalho em uma estação e outra, o sujeito deverá permanecer sentado e em repouso por 20 minutos.

d) O sujeito utilizará cadeiras idênticas.

e) Em todas as estações de trabalho, o sujeito deverá manter a mesma posição do corpo: sentado na cadeira de medição (coluna ereta), apoiado no encosto e com suas pernas alinhadas e em um ângulo interno de 90°. O braço direito deverá estar paralelo ao plano sagital do corpo. O seu cotovelo direito deverá permanecer apoiado no encosto da cadeira, e a um ângulo interno de 90°. Ainda, deverá segurar com a mão direita a empunhadura do cabo de força. A mão esquerda deverá repousar sobre a coxa esquerda. O sujeito deverá apenas pressionar levemente os pés contra o solo durante as contrações, evitando, assim, alteração da postura durante as coletas de EMG.

f) Nas provas em água, prender ao pulso direito do sujeito uma pulseira com massa de 1,6 quilogramas, a fim de compensar o efeito do empuxo na mão e no antebraço.

g) Nas provas no tanque maior, prender uma pulseira de 2,9 kg ao pulso direito do sujeito, auxiliando-o a equilibrar-se.

h) A temperatura da água, tanto no tanque maior como no menor, deverá ser de 33°C.

i) Procedimento padrão para todas as estações de trabalho.

-Ajuste o software AquisicaoSubaquatico para adquirir EMG por 5 segundos.

-Solicite ao sujeito que se sente e mantenha os antebraços relaxados sobre as coxas.

-Efetue uma aquisição de EMG (sem contração muscular), a fim de ser verificado posteriormente o nível de ruído elétrico do sistema.

-Ajuste o software para adquirir EMG por 5 segundos.

-Solicite ao sujeito que se posicione corretamente e segure a empunhadura do cabo de força.

-Solicite ao sujeito que realize uma contração por 5 segundos, buscando manter o nível de força dentro da meta visual, orientando-se pelo gráfico no monitor de vídeo. Simultaneamente ao comando verbal, inicie a aquisição de EMG.

Caso 1: Ambiente aéreo. Não utilizar pulseira para compensação de empuxo. O mosquetão superior deve estar na 3ª argola, de cima para baixo. O mosquetão inferior deve ser conectado ao cabo de aço da cadeira.

Caso 2: Tanque maior, com imersão do corpo até o pescoço. Sem compensação do empuxo no antebraço. O mosquetão superior deve estar na 3ª argola, de cima para baixo. O mosquetão inferior deve ser conectado ao cabo de aço da cadeira.

Caso 3: Tanque maior, com imersão do corpo até o pescoço. Com compensação do empuxo no antebraço. O mosquetão superior deve estar na 3ª argola, de cima para baixo. O mosquetão inferior deve ser conectado ao cabo de aço da cadeira.

Caso 4: Tanque menor, com imersão somente da mão, do antebraço e do braço. Sem compensação do empuxo no antebraço. O mosquetão superior deve conectar-se diretamente ao cabo de aço da empunhadura. Retirar o mosquetão inferior. A célula de carga deve ser conectada diretamente ao gancho do fundo do reservatório.

Caso 5: Tanque menor, com imersão somente da mão, do antebraço e do braço. Com compensação do empuxo no antebraço. O mosquetão superior deve conectar-se diretamente ao cabo de aço da empunhadura. Retirar o mosquetão inferior. A célula de carga deve ser conectada diretamente ao gancho do fundo do reservatório.

EXPERIMENT PROTOCOL

CV, ARV, RMS, MNF and MDF Underwater Estimates in the Biceps Brachii Short Head and Triceps Brachii Long Head Muscles

Laboratorio di Ingegneria del Sistema Neuromuscolare e della Riabilitazione Motoria (LISiN) - Politecnico di Torino, Turin, Italy, 2005.

OBJECTIVE:

To investigate if there is any difference in Conduction Velocity, ARV (average mean value), RMS (root mean square), MNF (mean frequency) and MDF (median frequency) values of surface EMG of the Biceps Brachii Short Head and Triceps Brachii Long Head muscles during a fatiguing dynamic contraction at 70% in two conditions: dry and underwater.

MATERIALS:

- plastic recipient: 113 cm x 73 cm, 69 cm (depth)
- 2 adhesive 8-electrodes array, 1 mm width, 5 mm interelectrode distance (LISiN, Turin)
- dry surface electrode array, 16 electrodes, interelectrode distance of 5 mm (LISiN, Turin)
- reference electrode
- wooden platform to support the elbow (LISiN, Turin)
- variable weights from 1 up to 24 kg (...)
- electronic goniometer (s700, Measurand Inc.)
- metronome with a sound output
- 16 channels electromyography amplifier (EMG-16, Prima, LISiN, Turin)
- electronic force meter with bargraph display (Miso II. LISiN, Turin)
- IBM-PC microcomputer (MS-Windows XP operational system)
- Acquisition Board PCMCIA 12-bit (National Instruments, Austin, Texas)
- Anglebox interface (LISiN, Turin)
- software for EMG acquisition (Emg-acq, LISiN, Turin)
- adhesive plastic tape (10 cm x 12 cm, Tegaderm, Germany)
- dynamometer - isometric brace with two torque transducers- (LISiN, Turin)
- adjustable height chair
- electronic thermistor thermometer (Omega, USA)
- visual feedback for the subject based on an oscilloscope
- gel dispenser (Eppendorf, Germany)

SUBJECTS:

10 right-handed healthy males.

EXPERIMENTAL PROCEDURE:

2. MEASUREMENT SETUP

- 2.1. Connect EMG-16 (electromyographic amplifier) and MISO II System to the power line.
- 2.2. Connect the MISO CH1 and CH2 to the isometric brace.
- 2.3. Connect EMG-16 to the National Acquisition Board PCMCIA of the PC (set the National software to “Differential, single ended” option).
- 2.4. Connect the goniometer cable to the goniometer interface.
- 2.5. Connect the goniometer interface to the Anglebox.
- 2.6. Set the switch 16 of the Anglebox to AUX.
- 2.7. Switch on the PC, the goniometer interface, the EMG-16 and the MISO.
- 2.8. Connect the Anglebox between the EMG16 and the National Acquisition Board.
- 2.9. On the EMG-16, set on the “type recording” to “differential”, the acquisition modality for channel 16 to “Angle”, and the gain to 2000.
- 2.10. Write all subject's data in the Experimental Form.
- 2.11. Start the acquisition software EMG-acq. Insert the data and comments of the subject. Fill with this data: EMG gain=2000, interelectrode distance=5 mm, acquisition time=3 s, sample acquisition=2048 Hz, force gain=1.
- 2.12. Measure the air temperature and report the value on the experimental form.



Figure 1: Measurement setup

2. MAXIMUM VOLUNTARY CONTRACTION AND DUMBBELL MASS

- 2.1. Set the MISO to Gain=1, Mode=ch1&ch2. Press “offset null”.
- 2.2. Ask the subject to seat and to introduce his forearm in the dynamometer (hand closed with palm parallel to the sagittal plane, wrist aligned with the forearm, elbow angle 90 degrees).

- 2.3. Ask the subject to make a 3-second maximal voluntary contraction (MVC). Write the torque values measured by MISO for channels 1 and 2 (T_1 and T_2) in the experimental form.
- 2.4. Repeat this procedure twice, always with 2 minutes of resting time.
- 2.5. Measure the distance between the metacarpal-phalanx articulation of the medium finger and the center of the lateral epicondyle of humerus. Reference position: hand closed with palm parallel to the sagittal plane, wrist aligned with the forearm, elbow angle of 90 degrees.
- 2.6. In this step the 70% MVC for each subject will be calculated in kg for each MVC. The dumbbell mass m in kg (one for each couple of torques) is calculated as:

$$m = \frac{\mathbf{b}}{2 d g} \left(\frac{T_1}{\mathbf{a}_1} + \frac{T_2}{\mathbf{a}_2} \right)$$

- 2.7. where: $\beta=70\%$ (70% MVC), g is the gravity acceleration, d is the forearm length measured, $a_1 = 0.351$ and $a_2 = 0.375$ (derived from calibration of the system)
- 2.8. The dumbbell mass is the highest among the 3 values calculated.

3. IDENTIFICATION OF THE INNERVATION ZONE

- 3.1. Ask the subject to wash his right arm with water and soap to allow the proper adherence of the adhesive foams.
- 3.2. Connect the ground strip of EMG-16 to the right wrist of the subject.
- 3.3. Connect the appropriate cable (array type) to the EMG-16 and place the 16 dry electrode array (5 mm interelectrode distance) over the right biceps brachii (short head) muscle. The cable is proximal.
- 3.4. Ask the subject to make a mild 3-second contraction at 0° . For reference: at 0 degrees, the elbow is entire extended; at 110 degrees, it is quite full flexed. Visually, assess the differential waveforms of each pair of electrodes to identify the innervation zone, the tendon zone and channels where there is a clear propagation.
- 3.5. Mark on the skin the innervation zone, the direction of the array and the useful electrode region.
- 3.6. Write on the experimental form the innervation zone position and the useful channels.
- 3.7. Save the waveforms to a file.
- 3.8. Repeat the four previous steps of the procedure at 110° .
- 3.9. Repeat all these procedures with triceps (long head) muscle. Use the same acquisition time (3 s).
- 3.10. With the elbow of the subject at 0° , draw a line between the acromion and the olecranon (line 1). Measure this distance.
- 3.11. Draw a line between the innervation zone and the olecranon (line 2). Measure and report this distance.
- 3.12. Measure the angle between these two lines.
- 3.13. Write the angle and the measured distances on the experimental form.
- 3.14. Change the EMG-16 electrode cable, connecting that necessary for 2 arrays of 8 electrodes.
- 3.15. This procedure allows to identify a set of channels over which it is possible to properly record EMG signals during movement.

4. ELECTRODE PLACEMENT

- 4.1. Clean the skin over the two muscles using a proper abrasive paste (Every, Italy) to reduce the skin electrical impedance. If there are hairs near the selected electrode position, shave the skin.
- 4.2. Put the adhesive array (interelectrode distance is 5 mm) on the foam.
- 4.3. To the right biceps (short head), consider the useful channels found previously and apply the foam on the skin on the proximal location, if possible.
- 4.4. Connect the array to the electrode cable. Connector 1 on biceps and connector 2 on triceps.
- 4.5. Fill in the holes of the array with proper conductive gel.
- 4.6. Ask the subject to make a soft contraction to assess the quality of the signals using the EMGacq software.
- 4.7. Put Tegaderm tape (1.5 units) to protect the array against water.
- 4.8. Envelope the connector of the cable with Tegaderm.
- 4.9. Repeat this procedure for the right triceps (long head).

5. GONIOMETER PLACEMENT

- 5.1. Ask the subject to stand up and extend forearm.
- 5.2. Place the goniometer with the central point of the optical fiber over the lateral epicondyle of the right humerus.
- 5.3. Fix one side of the goniometer (the one with cable) on the upper arm using a biadhesive foam.
- 5.4. Fix the other side on the forearm using an elastic strap. Ask the subject to flex and extend the forearm and check if the optical fiber moves without twisting.

6. PROTOCOL

NOTE:

- a. The first 5 subjects will make the movement first in air (case1) and then in water (case2). The other five subjects will adopt an inverted order.
- b. If the first movement is in air, place the elbow platform on the upper edge of the tank, but externally. If in water, place the platform internally.
- c. Between the first session and the second one, the subject will rest for 30 minutes in seated position.

- 6.1. Ask the subject to seat (use always the same chair).
- 6.2. Set the acquisition time in EMGacq to 55 seconds.
- 6.3. Ask the subject to position his right elbow on the platform.
- 6.4. Explain the subject how to flex and extend his right limb (0° up to 110° and return) in 10 seconds, accordingly to the sound of the metronome (frequency=1Hz) and the visual feedback of the angle. The hand must be always closed, with palm parallel to the sagittal plane, and the wrist must be aligned with the forearm.

- 6.5. Ask the subject to repeat the movement 5 times. Do not use load. Acquire the signal using EMGacq (set the acquisition time to 55 s).
- 6.6. Using MatLab analyze the goniometer signal providing a graph of the angular velocity of the movement. Check the regularity of the velocity and explain to the subject how to correct it, if necessary.

Case1: air

- 6.7. Set the acquisition time in EMGacq to 3 seconds.
- 6.8. Ask the subject to relax. Acquire a 0% contraction, useful to control the acquisition noise.
- 6.9. Ask the subject to position his right elbow on the elbow support.
- 6.10. Set the acquisition time to 100 seconds.
- 6.11. Give the subject the appropriate dumbbell, according to the value (m) calculated previously.
- 6.12. Ask the subject to make rhythmic movements as explained him previously and acquire the signal. When the software shows the message "Acquisition Completed", ask the subject to relax. Save the acquired signal.

Case2: water

- 6.13. Measure the temperature of the water that must be around 33 degrees Celsius.
- 6.14. Using table 1, add the dumbbell the appropriate mass to compensate the effect of reduction of force in water:

Table 1: Mass to be added to the dumbbell in water.

| Dumbbell mass in air (kg) | Disks of 1 kg to be added | Disks of 0.5 kg to be added | Tightening nuts of 0.2 kg to be added |
|---------------------------|---------------------------|-----------------------------|---------------------------------------|
| 5 | 1 | 0 | 2 |
| 6 | 1 | 1 | 1 |
| 7 | 1 | 1 | 1 |
| 8 | 1 | 1 | 2 |
| 9 | 2 | 0 | 1 |
| 10 | 2 | 0 | 1 |
| 11 | 2 | 0 | 2 |
| 12 | 2 | 0 | 2 |
| 13 | 2 | 1 | 1 |
| 14 | 2 | 1 | 1 |

- 6.15. Ask the subject to position his right elbow on the elbow support (now it is inside of the water tank).
- 6.16. Set the acquisition time to 100 seconds.
- 6.17. Give the subject the appropriate dumbbell.

- 6.18. Ask the subject to make rhythmic flexions and extensions of the forearm as in case1. When the software shows the message "Acquisition Completed", ask the subject to relax. Save the acquired signal.
- 6.19. Set the acquisition time to 3 seconds.
- 6.20. Ask the subject to introduce his forearm in the tank and relax. Acquire a 0% contraction, useful to control the acquisition noise.

No alcohol, nicotine or caffeine should be ingested in the 2 hours preceding each session.

C – FORMULÁRIOS DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA



Universidade de Brasília – UnB
Faculdade de Tecnologia
Departamento de Engenharia Elétrica

Informamos aos sujeitos que participarão como voluntários da pesquisa intitulada "ESTIMATIVAS DE AMPLITUDE (RMS) E DE FREQUÊNCIA MEDIANA (MDF) NO ELETROMIOGRAMA DE SUPERFÍCIE DO BÍCEPS BRAQUIAL (CABEÇA CURTA) E NO TRÍCEPS BRAQUIAL (CABEÇA LONGA) EM CONTRAÇÃO ISOMÉTRICA EM AMBIENTES AÉREO E SUBAQUÁTICO" que o protocolo experimental será constituído da realização por mim de dez contrações (no total do experimento) de cinco segundos cada uma, com flexão isométrica do cotovelo direito. Serão efetuadas duas contrações em cada uma das cinco estações de trabalho, em ambiente aéreo e em um tanque do Laboratório de Biomecânica da Universidade de Brasília. Não ocorrerão coleta de sangue nem eletroestimulação. Não haverá medidas invasivas, pois somente serão utilizados eletrodos de superfície conectados a um eletromiógrafo comercial da Delsys (aprovado pelo FDA dos EUA), alimentado por bateria de tensão elétrica contínua e completamente isolado da rede elétrica alternada. O objetivo deste estudo é analisar a influência da água no sinal elétrico do músculo em questão, ajudando a entender a atuação da água na musculatura humana em ambiente subaquático.

Comunicamos também que não haverá risco à integridade física do voluntário, já serão executados somente movimentos inerentes à biomecânica humana e que a identidade e outros dados fornecidos pelos voluntários serão mantidos em sigilo absoluto.

Ao voluntário será reservado o direito de se recusar a participar ou de retirar seu consentimento em qualquer fase da pesquisa, sem qualquer tipo de penalidade ou prejuízo à sua pessoa.

Brasília, 31 de agosto de 2005.

Prof. Dr. Adson Ferreira da Rocha
Departamento de Engenharia Elétrica - UnB



Universidade de Brasília – UnB
Faculdade de Tecnologia
Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica

Pesquisa: ESTIMATIVAS DE AMPLITUDE (RMS) E DE FREQUÊNCIA MEDIANA (MDF) NO ELETROMIOGRAMA DE SUPERFÍCIE DO BÍCEPS BRAQUIAL (CABEÇA CURTA) E NO TRÍCEPS BRAQUIAL (CABEÇA LONGA) EM CONTRAÇÃO ISOMÉTRICA EM AMBIENTES AÉREO E SUBAQUÁTICO

Pesquisador Responsável: prof. Adson Ferreira da Rocha

Telefone para contato: 3307-2328

Endereço para contato: Depto. de Engenharia Elétrica, Universidade de Brasília

Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

Por este documento, dou o meu consentimento à exploração dos dados coletados pelo projeto de pesquisa citado acima, da qual participarei, voluntariamente, como sujeito.

Declaro que fui informado sobre o protocolo experimental, o qual será constituído da realização por mim de dez contrações (no total do experimento) de cinco segundos cada uma, com flexão isométrica do cotovelo direito. Serão efetuadas duas contrações em cada uma das cinco estações de trabalho, em ambiente aéreo e em um tanque do Laboratório de Biomecânica da Universidade de Brasília. Não ocorrerão coleta de sangue nem eletroestimulação. Não haverá medidas invasivas, pois somente serão utilizados eletrodos de superfície conectados a um eletromiógrafo comercial da Delsys (aprovado pelo FDA dos EUA), alimentado por bateria de tensão elétrica contínua e completamente isolado da rede elétrica alternada. Sei ainda que o objetivo deste estudo é analisar a influência da água no sinal elétrico do músculo em questão, ajudando a entender a atuação da água na musculatura humana em ambiente subaquático.

Fui esclarecido de que não há risco à minha integridade, já que executarei somente movimentos inerentes à biomecânica humana e que a minha identidade e outros dados fornecidos por mim serão mantidos em sigilo absoluto.

A mim foi reservado o direito de me recusar a participar ou de retirar meu consentimento em qualquer fase da pesquisa, sem qualquer tipo de penalidade ou prejuízo à minha pessoa.

Brasília, ____ de _____ de 2005.

Nome: _____

R.G.: _____

Assinatura: _____



Universidade de Brasília – UnB
Faculdade de Educação Física

Termo de Ciência da Instituição

Declaro estar ciente e autorizo a utilização das instalações e equipamentos do Laboratório de Biomecânica da Faculdade de Educação Física da Universidade de Brasília para a pesquisa intitulada "ESTIMATIVAS DE AMPLITUDE (RMS) E DE FREQUÊNCIA MEDIANA (MDF) NO ELETROMIOGRAMA DE SUPERFÍCIE DO BÍCEPS BRAQUIAL (CABEÇA CURTA) E NO TRÍCEPS BRAQUIAL (CABEÇA LONGA) EM CONTRAÇÃO ISOMÉTRICA EM AMBIENTES AÉREO E SUBAQUÁTICO".

Brasília, 31 de agosto de 2005.

Prof. Dr. JAKE CARVALHO DO CARMO

APÊNDICE D - ARTIGOS CIENTÍFICOS PUBLICADOS PELO CANDIDATO DURANTE O CURSO DE DOUTORADO

2003

Costa, J. D., Melo, M. D. B., Veneziano, W. H., Jacobi, R. P., Rocha, A. F., Costa, J. C. (2003). “Módulo i.p. de um processador para aplicações embarcadas sem fio”. In: *IX International Workshop Iberchip*. Cuba, pp. 76-77.

Dantas, T.H., Rocha, A. F., Carmo, J. C., Nascimento, F.A. O., Veneziano, W. (2003). “Sistema de Telemetria para Monitoramento de Forças Aplicadas em Pedais Instrumentados para o Ciclismo”. In: *Anais do X Congresso Brasileiro de Biomecânica*. Ouro Preto.

2004

Veneziano, W. H. *et al.* (2004). “Analysis of crosstalk interference in internal transmission lines in CMOS integrated circuits”. In: *X International Workshop Iberchip*, Colombia.

Andrade, M. *et al.* (2004). “Comparison Between Fourier and Wavelet Transforms in EMG-based Muscle Fatigue Analysis”. In: *Proc. XVth Congress of the International Society of Electrophysiology & Kinesiology*, Boston, USA.

Dantas, T.H. *et al.* (2004). “A Telemetry System for Monitoring Physiological Parameters in Cyclists”. In: *Proc. XVth Congress of the International Society of Electrophysiology & Kinesiology*. Boston, USA.

Severino, M. M., Rocha, A. F., Nascimento, F.A. O., Veneziano, W. H., Santos, Í. (2004). “Metodologias para Avaliação em Engenharia Elétrica”. In: *Anais Congresso Brasileiro de Ensino de Engenharia*, Brasília.

Soares, F. A., Salomoni, S., Rocha, A. F., Santos, Í., Veneziano, W. H., Nascimento, F.A. O. (2004). “Simulador computacional de sinais eletromiográficos intrusivos por modelagem de dipolo”. In: *Proceedings of the International Federation for Medical and Biological Engineering*, João Pessoa.

Sartori, G. F., Rocha, A. F., Gonçalves, C., Nascimento, F. A. O., Veneziano, W. H., Santos, I. (2004). “EMGLab Programas para Análise de Sinais Eletromiográficos”. In: *Anais do Congresso Brasileiro de Informática em Saúde – CBIS*, Ribeirão Preto.

2005

Costa, M. V. C.; Andrade, M. M.; Nascimento, F.A.O.; Veneziano, W.H.; da Rocha, A.F.; Carmo, J.C. (2005). “Análise de Fourier e de wavelets para o sinal eletromiográfico em ambiente subaquático e aéreo.” In: *XI Congresso Brasileiro de Biomecânica*, João Pessoa. Anais... Publicado em CD-ROM, 2005.

Ferreira, R.U.; Rocha, A.F.; Casão Júnior, C. A.; Borges, G. A.; Nascimento, F.A.O.;

Veneziano, W.H. (2006). “Reconhecimento de padrões de sinais de EMG para controle de prótese de perna.” In: *XI Congresso Brasileiro de Biomecânica*, João Pessoa. Anais... Publicado em CD-ROM, 2005.

2006

Veneziano, W. H.; Rocha, A. F.; Gonçalves, C. A.; Pena, A. G.; Carmo, J. C.; Nascimento, F. A. O.; Rainoldi, A. (2006). “Confounding factors in water EMG recordings: An approach to a definitive standard.” In: *Medical and Biological Engineering and Computing*. Abril (on-line).