

**UNIVERSIDADE FEDERAL DO ESPÍRITO SANTO  
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM BIOTECNOLOGIA**

**JHON FREDDY SARMIENTO VELA**

**PROTOCOLOS E TÉCNICAS DE ANÁLISE DE SINAIS sEMG  
APLICADOS À AVALIAÇÃO MOTORA E ROBÓTICA**

**VITÓRIA  
2013**

**JHON FREDDY SARMIENTO VELA**

**TESE DE DOUTORADO**

**-2013**

***JHON FREDDY SARMIENTO VELA***

***PROTOCOLOS E TÉCNICAS DE ANÁLISE DE SINAIS sEMG  
APLICADOS À AVALIAÇÃO MOTORA E ROBÓTICA***

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Biotecnologia do Centro de Ciências da Saúde da Universidade Federal do Espírito Santo, como requisito parcial para obtenção do Grau de Doutor em Biotecnologia.

Orientador: Prof. Dr. Teodiano Freire Bastos Filho (UFES)

Coorientador: Prof. Dr. Ian Victor Silva (UFES)

**VITÓRIA**  
2013

**JHON FREDDY SARMIENTO VELA**

***PROTÓCOLOS E TÉCNICAS DE ANÁLISE DE SINAIS sEMG  
APLICADOS À AVALIAÇÃO MOTORA E ROBÓTICA***

Tese submetida ao Programa de Pós-Graduação em Biotecnologia do Centro de Ciências da Saúde da Universidade Federal do Espírito Santo, como requisito parcial para a obtenção do Grau de Doutor em Biotecnologia.

Aprovada em 16 de dezembro de 2013.

**BANCA EXAMINADORA**

---

Prof. Dr. Teodiano Freire Bastos Filho (Orientador)  
Universidade Federal do Espírito Santo – UFES

---

Prof. Dr. Ian Victor Silva (Coorientador)  
Universidade Federal do Espírito Santo – UFES

---

Prof. Dr. Alberto Fernandes  
Universidade Federal do Espírito Santo – UFES

---

Prof. Dr. Breno Valentim  
Universidade Federal do Espírito Santo – UFES

---

Prof. Dr. Marco Guimarães  
Universidade Federal do Espírito Santo – UFES

---

Prof. Dr. Adriano Andrade  
Universidade Federal de Uberlândia – UFU

*El estudio es para los valientes*

**Luis Alfredo Sarmiento Fandiño**

## *Agradecimentos*

Dedico meus sinceros agradecimentos ao professor Dr. Teodiano Freire Bastos Filho por acreditar nas minhas capacidades como pesquisador, além da sua oportuna orientação que permitiram o desenvolvimento da presente tese de doutorado, ao professor Dr. Ian Vitor Silva pela sua coorientação e auxílio no laboratório de envelhecimento celular juntamente com seu grupo de pesquisadores, dos quais, somente posso me orgulhar por tê-los conhecido como acadêmicos e companheiros de pesquisa. Obrigado meus caros pesquisadores do Laboratorio de Automação Inteligente (LAI), vocês foram mais cúmplices de pesquisa e amigos na minha experiência no Brasil do que companheiros de estudo. Muito obrigado pelas contribuições, especialmente fornecidas no presente trabalho por Alessandro Botti Benevides, Denis Romero, John Jairo Villarejo, Carlos Valadão, Victor Perim, Marcelo Hubner Moreira, Arlindo Elias, Claudinei Chamorro. Com a parceria de vocês, acredito que qualquer um pode conseguir tornar realidade suas pesquisas.

Agradeço a minha família pelo constante apoio e credibilidade na distância. Obrigado Mãe por estar comigo sempre, acreditando, lutando ao meu lado. Obrigado Pai, este trabalho de tese é especialmente dedicado a você, obrigado por acreditar em mim até seu último suspiro; você sempre será a minha inspiração. Obrigado meu caro irmão Luis Carlos Sarmiento, você abriu o caminho para me tornar um pesquisador, levarei sempre seu exemplo, como pesquisador, companheiro e amigo. Amo todos vocês. A força que me deram foi indispensável, este triunfo é de todos nós.

Agradeço especialmente a Sandra Milena Guzman; seu amor, companhia e compreensão me deram a força e tranquilidade para encarar este afortunado processo no Brasil. Pessoas como você são muito importantes para o mundo; tomara que seja sempre muito feliz, você merece.

Por último, agradeço ao CNPq pelo financiamento da pesquisa e pela bolsa de doutorado, aos professores da UFES que acompanharam e guiaram meus estudos. Agradeço também a Rede Nordeste de Biotecnologia (RENORBIO), e especialmente ao PPG/Biotecnologia UFES. Muito obrigado a todos vocês.

## *Resumo*

Os avanços tecnológicos na última década permitiram o desenvolvimento de sistemas de processamento de informação com alta capacidade de armazenamento de dados. Estes avanços na linha de saúde têm evoluído para o desenvolvimento de dispositivos para aplicações na Bioengenharia e Engenharia Biomédica, no auxílio à compreensão do comportamento fisiológico, diagnóstico, monitoramento, controle e tratamento de variadas alterações biológicas. Juntamente com os avanços tecnológicos, a quantidade e complexidade da informação é cada vez maior, em comparação com a utilidade e compreensão da mesma, representando, para diferentes áreas de conhecimento, um desafio na busca de alternativas viáveis que permitam utilizar os atributos dos sistemas biológicos no desenvolvimento de novas tecnologias para a melhoria da qualidade de vida dos seres humanos. Na atualidade, o desenvolvimento de protocolos de captura de sinais bioelétricos não invasivos está conformando uma opção viável para o diagnóstico de miopatias, reabilitação motora, análise biomecânica, desenvolvimento de Interface Homem-Máquina, e controle autônomo de dispositivos robóticos para pessoas com deficiência motora grave, entre outras aplicações. Em todos os casos, o auxílio de técnicas computacionais como processamento de sinais digitais (DSP), e novos algoritmos baseados em inteligência artificial, abriram a possibilidade de desenvolver técnicas de classificação para o reconhecimento de padrões que podem ser aplicadas na área de biotecnologia para a saúde.

A presente tese de doutorado desenvolve protocolos e técnicas de análise de sinais mioelétricos (SME) por eletromiografia de superfície (sEMG) constituídos por “tarefas de atraso instruídas”, aplicados à avaliação motora e reabilitação, que envolve análise e critérios de inclusão-exclusão por anamnese clínica, controle de variáveis no ambiente experimental, captura, aquisição e transformação do sinal, digitalização, filtragem, segmentação, seleção de características, classificação e reconhecimento de padrões. As aplicações biotecnológicas com SME apresentam uma abordagem quantitativa experimental em forma de estudo de caso. O primeiro estudo de caso desenvolve três

protocolos de aquisição para avaliação proprioceptiva do joelho, controle de uma cadeira de rodas robótica por pessoas com deficiência motora grave, e manipulação de um robô móvel por crianças com deficiência cognitiva e motora, utilizando um sensor híbrido (inclinação+sEMG), o qual conformou inclusive uma patente de invenção derivada da presente tese. O segundo estudo de caso desenvolve um protocolo de aquisição SME, para o auxílio ao diagnóstico de fibromialgia utilizando algoritmos para avaliação da fadiga muscular no domínio do tempo (ARV, RMS) e da frequência (MNF, MDF, AIF) com 30%, 60% e 80% de MVC. O terceiro estudo de caso desenvolve um protocolo de aquisição de SME de baixa densidade e baixo nível de contração muscular, com controle do repouso, para o reconhecimento de diferentes gestos da mão, em pessoas saudáveis e com amputação na região do terço distal do cotovelo, avaliando 14 características, 8 no domínio do tempo, 5 no domínio da frequência e Dimensão Fractal (FD), além de várias das suas combinações, as quais foram classificadas com técnicas computacionais de inteligência artificial como lógica difusa (FL) e redes neurais artificiais do tipo MLP.

Os resultados obtidos para o primeiro estudo de caso demonstrou a utilidade da predeterminação de limiares para as variáveis RMS e inclinação obtidas com o sensor híbrido (inclinação+sEMG), melhorando a precisão do senso de posicionamento na análise proprioceptiva do joelho em comparação com um eletrogoniômetro comercial em combinação com o SME. O sensor híbrido facilitou também o controle de uma cadeira de rodas robótica, utilizando o movimento da cabeça para o deslocamento autônomo de pessoas com tetraplegia, assim como, a manipulação autônoma de um robô móvel por pessoas com deficiência cognitiva e motora, os quais obtiveram, com o treinamento, um melhor desempenho na interação com o robô, avaliado pelo índice GAS.

No segundo estudo de caso, os resultados obtidos para avaliação da fadiga em pessoas com fibromialgia (FM) indicaram uma relação entre o aumento da carga e a dor muscular, especialmente para 80% de MVC. A regressão linear dos algoritmos RMS, ARV e MNF apresentaram na inclinação ( $\alpha$ ) e intercepto ( $\beta$ ) uma tendência esperada no grupo controle, com regressão linear positiva para características no domínio do tempo e negativas para características no domínio da frequência, para 60% de MVC e 60% do segmento isométrico do SME, obtidos com 20 contrações isotônicas durante a flexão-extensão do *bíceps braquii* (RMS  $\alpha=1.1319$ ,  $\beta=275.706$ ; MNF  $\alpha=-0.470$ ,  $\beta=91.482$ ). No

caso de voluntárias com FM, a voluntária N3 apresentou dados com maior relação de tendência esperada da fadiga muscular, para 80% de MVC e 60% do segmento isométrico obtidos durante movimento isotônico do *biceps braquii* (RMS  $\alpha=5,92$   $\beta=113,33$ ; MNF  $\alpha=-1,21$   $\beta=96,96$ ).

Por último, o terceiro estudo de caso identificou, com UM classificador MLP, e taxa de sucesso de 94,9% seis movimentos de dedos individuais, incluindo repouso, (categoria A), e com 97,5% de taxa de sucesso, sete movimentos que compreendem dedos, punho e agarre (categoria B), ambos os casos, com combinação de características RMS, WL, MAV e ZC. Por outro lado, resultados obtidos por voluntários amputados no terço distal do cotovelo, apresentaram melhores resultados com características no domínio do tempo, em comparação as que incluíram dimensão fractal (DF), com taxas de sucesso de 93,9%, utilizando combinação de características RMS, WL e MAV para a categoria A, e 95,4% de taxa de sucesso, com uma combinação de características RMS, WL, MAV e ZC na categoria B.

## *Abstract*

Technological advances in the last decade opened up the field for the development of information processing systems with high capacity of data storage. These advances in health have evolved in the development of devices for applications in Bioengineering and Biomedical Engineering, supporting the understanding of the physiological behavior, diagnosis, monitoring, treatment and control of various biological changes. Along with technological advances, the amount and complexity of information is increasing, compared to its usefulness and understanding, representing, for different areas of knowledge, a challenge to find viable alternatives for using the attributes of biological systems in the development of new technologies directed to improve the quality of life of human beings. Currently, the development of noninvasive protocols for capturing bioelectric signals are becoming a viable option for the diagnosis of myopathies, motor rehabilitation, biomechanical analysis, development of Human-Machine Interface, and autonomous control of robotic devices for people with severe motor disabilities among other applications. In all cases, the support of computational techniques, such as digital signal processing (DSP), and new algorithms based on artificial intelligence, has opened the opportunity to develop classification techniques for recognizing patterns which can be applied in biotechnology for health.

This doctoral thesis develops protocols and techniques for analysis of sEMG signals, consisting of "instructed delay tasks", applied to the motor assessment and rehabilitation strategies, involving analysis of inclusion-exclusion criteria for clinical history, control variables in experimental environment, capture, acquisition and processing of sEMG signal, digital group, filtering, segmentation, feature selection, classification and pattern recognition. Biotechnological applications with sEMG signals present a quantitative experimental approach in the form of case studies. The first case study is centered on three acquisition protocols for evaluation of proprioceptive knee, control of a robotic wheelchair

for people with severe motor disabilities, and manipulation of a mobile robot for children with cognitive and motor disability, using a hybrid sensor (inclination + sEMG), which is a patent derivate of this thesis. The second case study, develops a protocol for acquisition of sEMG signals in order, to support the diagnosis of fibromyalgia using algorithms for evaluation of muscle fatigue in time domain (ARV, RMS) and frequency domain (MNF, MDF, AIF), with 30%, 60% and 80% of MVC.

The third case study, develops a protocol for the acquisition of sEMG signals with low density and low level of muscle contraction, with control of the rest, for the recognition of different hand gestures in healthy and amputees, evaluating 14 characteristics , 8 in time domain, and 5 in frequency domain and Fractal Dimension (FD), with several of their combinations, which were classified with computational techniques of artificial intelligence, such as fuzzy logic (FL) and artificial neural networks of MLP type.

The results for the first case study, has demonstrated the usefulness of threshold predetermination as RMS and slope, acquired with the hybrid sensor (inclination + sEMG), improving the accuracy sense of positioning in proprioceptive analysis of the knee compared to a commercial electrogoniometer in combination with sEMG signal. The hybrid sensor also was applied to the control of a robotic wheelchair, using head movements for self-displacement of persons with tetraplegia, as well as autonomous manipulation of a mobile robot by people with cognitive and motor disabilities, which was obtained with training, whose performance in interacting with the robot was evaluated by GAS index.

In the second case study, the results obtained for assessment of fatigue in people with fibromyalgia (FM) have indicated a relationship between increasing load and muscle pain, especially with 80% of MVC. The linear regression of algorithms RMS, ARV and MNF havshown in both the inclination ( $\alpha$ ) and intercept ( $\beta$ ) an expected trend in the control group, with positive linear relationship to characteristics in the time domain and negative characteristics to the frequency domain, with 60% MVC, and 60% of isometric segment of sEMG signal, which were obtained with 20 isotonic contractions during flexion-extension of *biceps braquii* (RMS  $\alpha = 1.1319$ ,  $\beta = 275\ 706$ ; MNF  $\alpha = -0470$ ,  $\beta = 91\ 482$ ). In the case of volunteers with FM, the N3 voluntary presented a behavior with the highest expected trend of muscular fatigue at 80% MVC and 60% of isometric segment,

obtained during isotonic movement of *biceps braquii* (RMS  $\alpha = 5.92$   $\beta = 113.33$ ; MNF  $\alpha = \beta = -1.21$  96.96).

Finally, the third case study, identified, with the MLP classifier, a success rate of 94.9% for six movements of individual fingers, including rest (category A), and 97.5% of success rate for seven movements, including: fingers, wrist and grip (category B), both cases, with a combination of features RMS, WL, MAV and ZC. On the other hand, the results obtained by amputee volunteers showed better results with features in time domain, compared to fractal dimension (DF), with success rates of 93.9% using combination RMS, WL and MAV characteristics for category A, and 95.4% of success rate with combination of RMS, WL, MAV and ZC in category B.

## *Sumario*

Capítulo 1: Introdução .....	1
Objetivo Geral da Tese de Doutorado.....	7
Objetivos Específicos.....	7
Referências .....	8
Estrutura da Tese .....	9
Capítulo 2: Transformação Biotecnológica do Sinal Mioelétrico (EMG) .....	11
2.1.Fatores Envolvidos na Resposta Motora no Sistema Musculoesquelético.....	11
2.2 Condições para o Desenvolvimento de Protocolos de Captura do Sinal Mioelétrico (SME).....	34
2.3 Aquisição e Processamento do Sinal Mioelétrico (SME) .....	40
Referências .....	47
Capítulo 3: Estudos de Caso .....	49
3.1 Metodología .....	49
3.2 Estudo de Caso 1: Contexto .....	52
3.2.1 Estudo de Caso 1: Sensor Híbrido para Avaliação Proprioceptiva, Controle de Dispositivos Robóticos e Reabilitação Motora .....	55
3.2.2 Avaliação Proprioceptiva da Articulação do Joelho .....	61
3.2.3 Controle de uma Cadeira de Rodas Robótica por Pessoas com Deficiência Motora Severa .....	64
3.2.4 Controle de um Robô Móvel para Reabilitação Cognitiva e Motora de Crianças com Deficiência Motora Severa .....	68
3.2.5 Discussão de Resultados .....	80
Referências .....	82
3.3 Estudo de Caso 2: Contexto .....	85

3.3.1 Identificação da Fadiga Muscular para o Auxílio ao Diagnóstico da Fibromialgia com Sinais sEMG.....	92
3.3.2 Resultados e Discussão.....	106
Referências.....	114
3.4 Estudo de Caso 3: Contexto .....	119
3.4.1 Protocolo para Aquisição e Reconhecimento de Gestos da Mão e Punho com Sinais sEMG.....	130
3.4.2 Resultados e Discussão.....	143
Referências.....	153
Capítulo 4: Conclusões, Contribuições e Projetos Futuros .....	157
4.1. Conclusões do Estudo de Caso 1.....	157
4.1.1 Contribuições do Estudo de Caso 1.....	158
4.1.2 Trabalhos Futuros do Estudo de Caso 1 .....	159
4.2 Conclusões do Estudo de Caso 2.....	160
4.2.1 Contribuições do Estudo de Caso 2.....	161
4.2.2 Trabalhos Futuros do Estudo de Caso 2.....	162
4.3 Conclusões do Estudo de Caso 3 .....	162
4.3.1 Contribuições do Estudo de Caso 3.....	164
4.3.2 Trabalhos Futuros do Estudo de Caso 3.....	166
4.4 Principais Produtos da Tese de Doutorado.....	166
4.5 Conclusões Gerais da Tese de Doutorado.....	167
4.6 Outros Projetos Futuros em Consideração .....	168
<i>ANEXO I: DOCUMENTOS DO COMITÊ DE ÉTICA.....</i>	<i>170</i>
<i>ANEXO II: PATENTE REGISTRADA.....</i>	<i>193</i>
<i>SISTEMA DE IDENTIFICAÇÃO DE INTENÇÃO DE MOVIMENTOS .....</i>	<i>195</i>
<i>ANEXO III: PRINCIPAL PUBLICAÇÃO CIENTÍFICA.....</i>	<i>201</i>

<i>ANEXO IV: HISTÓRIA DA ENGENHARIA BIOMÉDICA E SUA RELAÇÃO COM A BIOTECNOLOGIA.....</i>	204
--	-----

## *Lista de Figuras*

Figura 1.	Classificação de biosinais de acordo com a sua: a) Existência; b) Dinâmica; e c) Origem. Adaptado de Kaniusas (2012).....	3
Figura 2.	Organização somatotópica do córtex motor. À esquerda, áreas citoarquitectônicas de Brodmann das aferências do córtex motor e somatotopia dos membros superiores, inferiores e fase; à direita, organização somatotópica do córtex motor em relação ao punho. Adaptado de Kandel (2007).....	14
Figura 3.	Vias descendentes da resposta motora. A) organização hierárquica de controle e coordenação motora do córtex, prosencéfalo, tronco encefálico ; B) Via descendente do trato corticoespinal ventral; C) via descendente do trato corticoespinal lateral. Adaptado de Kandel (2007).....	16
Figura 4.	Vias descendentes e circuitos convergentes da resposta motora no tronco encefálico e medula espinal. Esquerda: tronco piramidal e vias de tráfego da resposta motora pelo trato corticoespinal. Direita: circuito de convergência dos neurônios motores anteriores durante o controle dos movimentos. Adaptado de Guyton (2005).....	21
Figura 5.	Conexões sensoriomotoras e inervação das fibras musculares. Esquerda: conexões de fibras sensoriais periféricas e fibras corticoespinais. Direita: inervação dos neurônios motores alfa e gama nas fibras intrafusais e extrafusais. Adaptado de Guyton (2005).....	23
Figura 6.	Resposta de uma célula muscular pós-sináptica à ligação receptor-transmissor de ACh permeáveis aos íons Na <sup>+</sup> e K <sup>+</sup> . Adaptado de Kandel (2002).....	24

Figura 7.	Circuito equivalente da placa motora com duas vias paralelas de corrente. Adaptado de Kandel (2002).....	26
Figura 8.	Evolução temporal do potencial da placa motora; tempo 1: estado de equilíbrio; tempo 2: surgimento da ação sináptica (dinâmica); tempo 3: pico da ação sináptica (estado de equilíbrio); tempo 4: declínio da ação sináptica (dinâmico). Adaptado de Kandel (2002).....	27
Figura 9.	Acoplamento excitação-contração no músculo, mostrando um potencial de ação que provoca a liberação de íons de cálcio do retículo sarcoplasmático e, em seguida, a recaptação dos íons de cálcio por uma bomba de cálcio. Adaptado de Guyton (2005).....	28
Figura 10.	Estados relaxado e contraído de várias miofibrilas. Esquerda superior: o deslizamento dos filamentos de actina nos espaços entre os filamentos da miosina, e na parte inferior o mecanismo que amostra as membranas Z, umas em relação a outras. Direita: A representa as moléculas de miosina e B a interação entre as pontes cruzadas das moléculas de miosina com os filamentos de actina adjacentes. Adaptado de Guyton (2005).....	29
Figura 11.	Sistema isotônico e isométrico para o registro da contração muscular. Adaptado de Guyton (2005).....	31
Figura 12.	Recrutamento das unidades motoras durante a contração muscular. Esquerda: perfil fisiológico das UM do músculo gastrocnêmico de gato e seu comportamento em contrações lentas e rápidas. Direita: recrutamento das UM para resistência à fadiga: A) Comportamento das UM 1 e 2 em função das suas taxas de disparo; B e C) Forças de contração média produzidas pelas unidades motoras 1 e 2. Adaptado de Kandel (2002).....	33
Figura 13.	Transformação do disparo de UM produto dos MUAPs no sinal mioelétrico (SME). Adaptado de DeLuca (2007).....	35
Figura 14.	Sinal mioelétrico (SME) do bíceps braquial bruto durante uma contração isométrica no domínio do tempo (A) e no domínio da frequência (B).....	35
Figura 15.	Aquisição do sinal mioelétrico de superfície (sEMG), distribuição das camadas na zona de detecção e distribuição bipolar com eletrodos de discos de prata Ag/AgCl. Adaptado de García (2005).....	37

Figura 16.	Discretização do sinal mioelétrico, amostragem e quantização. Adaptado de Gils (2011).....	41
Figura 17.	Representação da transformação do sinal mioelétricoanalógico: a) no domínio do tempo; (b) para sinal digital no domínio da frequência, diferenciando suas componentes de magnitude; (c) e de ângulo de fase. Adaptado de Antoniou (2006) .....	43
Figura 18.	Filtragem do sinal bioelétrico: (a) passa-altas, (b) passa-baixas, (c) passa-banda e (d) rejeita-banda. Adaptado de DeLuca (2006).....	44
Figura 19.	Abordagem metodológica por estudos de caso com sinais mioelétricos de superfície (sEMG) para aplicação biotecnológica mediante desenvolvimento de protocolos e técnicas de processamento digital de sinais (DSP, do inglês Digital Signal Processing).....	49
Figura 20.	Metodologia procedimental para o tratamento do sinal mioelétrico de superfície (sEMG) das diferentes aplicações biotecnológicas apresentadas nos estudos de caso.....	50
Figura 21.	Esquema metodológico utilizado para a avaliação do sensor híbrido (inclinômetro+ sEMG) em três diferentes tipos de aplicações biotecnológicas.....	56
Figura 22.	or híbrido (inclinômetro+sEMG). Detalhe dos componentes no lado do topo da placa (esquerda); Detalhe dos componentes no lado do fundo da placa (direita).....	57
Figura 23.	Interface gráfica do sensor híbrido (inclinômetro+sEMG).....	59
Figura 24.	Protocolo de aquisição para avaliação e validação proprioceptiva do senso posicional da articulação do joelho com o sensor híbrido (inclinação+sEMG) e um eletrogoniômetro.....	63
Figura 25.	Resultados comparativos do acelerômetro versus eletrogoniômetro.....	64
Figura 26.	Cadeira de rodas robótica desenvolvida pelo grupo de pesquisa do Laboratório de Automação Inteligente (LAI) e o hardware adicional embarcado.....	65

Figura 27.	Representação do fluxo de dados para o controle da cadeira de rodas robótica.....	66
Figura 28.	Aquisição do sinal de inclinação do sensor híbrido, (a) movimentos da cabeça utilizados no controle da cadeira de rodas, (b) adaptação do boné para o sensor híbrido e (c) adaptação de uma tiara para o sensor híbrido.....	67
Figura 29.	Controle da cadeira de rodas por pessoas com deficiência motora e por pessoas saudias: (a) voluntária com tetraplegia; (b) voluntário com Distrofia de Duchenne; (c) teste com pessoa sadia .....	68
Figura 30.	Robô móvel POB-BOT utilizado para experimentos com crianças com deficiência motora severa .....	69
Figura 31.	Tarefas desenvolvidas com o robô móvel POB-BOT pelas crianças com deficiência motora severa: (a) seguimento de percurso; (b) desenho livre sobre papel; (c) seguimento de percurso com obstáculos.....	70
Figura 32.	Figura 32. Sistema de aquisição de sinais do sensor híbrido (inclinação+sEMG) para o controle do robô POB-BOT.....	71
Figura 33.	Interface gráfica para representação dos sinais do sensor híbrido (inclinação+ sEMG).....	72
Figura 34.	Gráfico do tempo médio das três tarefas motoras com relação à média do último experimento.....	78
Figura 35.	Gráfico do tempo médio das três tarefas motoras com relação à média do último experimento.....	80
Figura 36.	Pontos sensíveis típicos da fibromialgia ou Tender Points. Adaptado de Rousell, (2010).....	87
Figura 37.	Explicação esquemática da alteração espectral que ocorre no sinal sEMG durante contrações sustentadas. O indicador de fadiga muscular é representado pela frequência média do espectro fmed. Adaptado de DeLuca (1997).....	91
Figura 38.	Esquema que descreve a metodologia procedimental de avaliação da fadiga em pessoas com fibromialgia para análise do potencial biotecnológico dos sinais sEMG no apoio ao diagnóstico de doenças reumáticas.....	93

Figura 39.	Protocolo de aquisição para avaliação de fadiga com sinais sEMG do bíceps braquii.....	95
Figura 40.	Tarefas motoras de instrução por atraso instruídas para flexão e extensão da articulação do cotovelo com retroalimentação visual. (a) contração isométrica com cabo rígido; (b) contração isométrica com carga constante; (c) contração isotônica com tubo de látex; (d) contração isotônica com carga constante.....	96
Figura 41.	Equipamento de aquisição e condicionamento do sinal sEMG, eletrogoniômetro e dinamômetro EMG830 C da empresa EMG System do Brasil.....	97
Figura 42.	Software EMGLab V1.1 (EMG System Brasil, versão 2012). Esquerda: tela para visualização de dados sEMG; Direita: tela para retroalimentação visual dinamômetro .....	98
Figura 43.	Filtragem realizada com filtro Notch. Esquerda: sinal sEMG do bíceps braquii no domínio do tempo (superior) e da frequência (inferior) contaminado com ruído da rede elétrica e seus harmônicos. Direita: sinal sEMG do bíceps braquii no domínio do tempo (superior) e da frequência (inferior) após filtragem digital.....	99
Figura 44.	Filtragem e condicionamento do sinal do eletrogoniômetro .....	100
Figura 45.	Aplicação da técnica de janelas móveis para o cálculo do valor RMS do sinal sEMG da segunda contração durante uma tarefa isotônica.....	101
Figura 46.	Dados isométricos usando 60% da MCV: (a) sinal sEMG; (b) RMS; (c) ARV; (d) MNF; (e) MDF; e (f) AIF.....	102
Figura 47.	Dados isotônicos usando 60% da MCV: (a) inclinação para RMS, ARV, MNF e MDF; (b) inclinação da AIF; (c) intercepto para RMS, ARV, MNF e MDF; (d) intercepto para AIF.....	105
Figura 48.	Voluntária N1: tarefa isotônica com 30% da MCV. Sinal do goniômetro mostrando o tempo de aprendizado requerido de 0 a 50 segundos para fazer as contrações adequadamente.....	107
Figura 49.	Voluntária N1: tarefa isotônica; esquerda: velocidade baixa de execução da tarefa com 60% de MVC; direita: velocidade alta de execução da tarefa com 30% de MVC.....	108

Figura 50.	Alterações do ângulo do eletrogoniômetro e da resistência à carga. Esquerda: voluntária N1 –tarefa isotônica com 60% da MCV com alterações no ângulo do goniômetro; direita: voluntária N1 – tarefa isotônica com 80% da MCV, com alteração da carga.....	108
Figura 51.	Exemplos de próteses mioelétricas. (a) i-LIMB Ultra da Touch Bionics; (b) Bebionic, da empresa RSLSteeper .....	122
Figura 52.	Esquema metodológico para avaliar a proposta biotecnológica para o reconhecimento de gestos motores do segmento distal do membro superior com baixo nível de contração e baixa densidade de eletrodos, que permita pessoas com e sem amputação controlar autonomamente e em tempo real uma prótese de dedos independentes com sinais sEMG. (AS= Pessoas sem Deficiência, AP=Pessoas com Deficiência, FL=Classificador Lógica Difusa, MLP=Classificaaador Multileyer Perceptron, PCA= Principal Component Analysis).....	132
Figura 53.	Posicionamento dos eletrodos na área de detecção dos músculos monitorados no presente estudo de caso, segundo SENIAM. Adaptado do Software Introdução à Anatomia Humana 3D 1.4.....	133
Figura 54.	Condições do ambiente experimental para o desenvolvimento do protocolo de aquisição e condicionamento do sinal sEMG em pessoas sem ou com amputação de mão.....	134
Figura 55.	Interface gráfica desenvolvida em Matlab para aquisição de sinais sEMG com visualização do espectro de frequência em tempo real para cuatro canais.....	135
Figura 56.	Controle e coordenação cognitiva de tarefas de instrução por atraso para movimentos dos diferentes gestos de punho, mão e dedos utilizados no presente caso de estudo. Adaptado de Kandel (2002).....	136
Figura 57.	Esquema representativo das tarefas motoras de atraso instruídas com controle de repouso, diferenciadas do segmento isométrico de interesse no presente estudo de caso.....	138
Figura 58.	Imagens dos gestos motores organizados segundo a Tabela 21, para pessoas sem amputação, e algumas imagens de experimentos feitos com pessoas com amputação por desarticulação.....	139

Figura 59.	Comportamento do sinal sEMG para cada gesto motor da Tabela 21.....	140
Figura 60.	Exemplo de segmentação para uma rotina motora em um voluntário sem amputação. As linhas de corte de cores preta e vermelha determinam o início e o final do segmento isométrico de interesse.....	140
Figura 61.	Interface gráfica desenvolvida para redução de dimensionalidade com PCA. A interface permite a seleção do tipo de característica ou características a ser avaliada em função da dispersão das classes.....	144
Figura 62.	Representação gráfica da matriz de confusão para um voluntário sem amputação.....	147
Figura 63.	Esquerda: distribuição do espaço de características em três dimensões utilizando PCA. Direita: representação gráfica da matriz de confusão obtida para a categoria A para SA2.....	149

## *Lista de Tabelas*

Tabela 1.	Classificação dos diferentes tipos de sinais bioelétricos. Os segmentos coloridos são tratados na presente tese. Adaptado de Gils (2011).....	5
Tabela 2.	Critérios de inclusão de crianças com deficiência motora severa, segundo o grau de controle autônomo do robô móvel: (a) classificação da criança com relação à capacidade motora de utilizar o robô; (b) avaliação GAS; e (c) patologias das crianças e classificação.....	73
Tabela 3.	Avaliação GAS para a tarefa número 1 (eguimento de percurso).....	75
Tabela 4.	Resultados do primeiro experimento. As porcentagens são relativas à média de movimentos válidos da tarefa de seguimento de trajetória.....	75
Tabela 5.	Avaliação GAS para a tarefa número 2 (desenho sobre papel).....	76
Tabela 6.	Resultados do experimento 2. As porcentagens são relativas à média de comandos válidos da tarefa utilizando o robô para fazer desenhos ligando pontos pré-definidos sobre um papel.....	76
Tabela 7.	Avaliação GAS para a tarefa número 3 (comandar o robô entre cubos coloridos).....	77
Tabela 8.	Resultados do experimento 3. As porcentagens são relativas à média de comandos válidos da tarefa que consiste em movimentar o robô entre cubos coloridos .....	77
Tabela 9.	Comparação do tempo de movimentação (segundos) em relação aos três experimentos. ....	78
Tabela 10.	Comparação do tempo de movimentação (minutos) em relação aos três experimentos.....	79
Tabela 11.	Resultados obtidos da contração isométrica com cabo rígido.....	103
Tabela 12.	Resultados obtidos da contração isométrica com carga constante .....	103

Tabela 13.	Resultados obtidos para contrações isotônicas com cabo elástico.....	105
Tabela 14.	Resultados obtidos para contrações isotônicas com carga constante.....	105
Tabela 15.	Coeficientes de fadiga para 0%, 30%, 60% e 80% da MVC nas Voluntárias N1, N2, N3 e N4.....	110
Tabela 16.	Descrição de alguns protótipos de prótese mioelétrica de mão e braço. Adaptado de Tello (2013).....	121
Tabela 17.	Estudos aplicados ao reconhecimento de movimentos de dedos, mão e punho com sinais sEMG utilizando um eletrodo (RD= Redução de dimensionalidade).....	127
Tabela 18.	Estudos aplicados ao reconhecimento de movimentos de dedos, mão e punho com sinais sEMG utilizando dois eletrodos (RD= Redução de dimensionalidade).....	128
Tabela 19.	Estudos aplicados ao reconhecimento de movimentos de dedos, mão e punho com sinais sEMG utilizando três eletrodos (RD= Redução de dimensionalidade).....	129
Tabela 20.	Estudos aplicados ao reconhecimento de movimentos de mão e punho com sinais sEMG utilizando quatro eletrodos (RD= Redução de dimensionalidade) .....	129
Tabela 21.	Gestos motores avaliados em pessoas sem amputação .....	138
Tabela 22.	Dados referentes aos voluntários com amputação incluídos no estudo de caso.....	139
Tabela 23.	Características avaliadas nos segmentos isométricos das diferentes rotinas motoras, tanto em voluntários sem amputação como com amputação .....	141
Tabela 24.	Porcentagens de erro de classificação utilizando cada característica individualmente em pessoas sem amputação .....	145
Tabela 25.	Porcentagens de erro de classificação utilizando DFA em combinação com várias características em todos os voluntários sem amputação.....	145

Tabela 26.	Porcentagens de erro de classificação utilizando DFA em combinação com várias características em voluntário sem amputação.....	146
Tabela 27.	Gestos motores avaliados em pessoas com amputação.....	148
Tabela 28.	Características que apresentaram o melhor desempenho, com sua respectiva porcentagem de sucesso, de acordo com o grupo de gestos a reconhecer e grupo de voluntários envolvidos na pesquisa. Inclui-se também os resultados obtidos com a característica DF.....	150
Tabela 1	Primeiros desenvolvimentos tecnológicos da Engenharia Biomédica ..	206
Tabela 2	Tecnologias reconhecidas pelo EMBS na década de 1950.....	207
Tabela 3	Tecnologias reconhecidas pelo EMBS na década de 1960.....	209
Tabela 4	Tecnologias reconhecidas pelo EMBS na década de 1970.....	211
Tabela 5	Tecnologias reconhecidas pelo EMBS na década de 1980.....	212
Tabela 6	Tecnologias reconhecidas pelo EMBS na década de 1990.....	215
Tabela 7	Principais campos de trabalho em Biotecnologia segundo Peng (2009) .....	217

## *Nomenclatura*

### Siglas Utilizadas

<b>Sigla</b>	<b>Descrição</b>
<i>s</i>	segundos
<i>ms</i>	milisegundos
<i>Hz</i>	Hertz
<i>kHz</i>	Kilohertz
<i>MHz</i>	Megahertz
<i>V</i>	Volt
$\mu V$	microvoltio
<i>mV</i>	milivoltio
W.h/Kg	Densidade de energia
mV/g	Tensão elétrica
<i>kB</i>	kilobytes
<i>bps</i>	Bytes por segundo
<i>dB</i>	Decibel
	micrômetro

---

$\mu\text{m}$	nanômetro
nm	milímetro
mm	
$\Omega$	Ohms
pA	picoamper
$\mu\text{A}$	microamper
mA	miliamper
pS	picosiemens
cm	centímetro
$\mu\text{m}^2$	micrometro quadrado
N	Newtons
<i>Ia</i>	Interneurônio inibitório
<i>I</i>	Fibras musculares de contração lenta
<i>II</i>	Fibras musculares de contração rápida
<i>IIA</i>	Fibras musculares resistentes à fadiga
<i>IIB</i>	Fibras musculares resistentes à fadiga rápida
<i>A<math>\alpha</math></i>	Fibras motoras tipo alfa
<i>A<math>\gamma</math></i>	Fibras motoras tipo gama
ACh	Acetilcolina
$\text{Na}^+$	Íon de sódio
$\text{K}^+$	Íon de potasio

---

---

$\text{Ca}^{2+}$	Íon de calcio
$\text{Cl}^-$	Íon de Cloro
$I_{EPSP}$	Corrente total da Placa Motora
$g_{EPSP}$	Condutância dos canais iônicos ativados pela ACh
$V_m$	Potencial de membrana
$E_{EPSP}$	Força química dos canais iônicos ativados pela ACh
$n$	Número médio de canais abertos pela ACh
$\gamma$	Condutância de um canal
$P_o$	Probabilidade de um canal estar aberto
$N$	Número total de canais ACh na membrana
$C_m$	Condutância de membrana
$I_i$	Comportamento dos canais de vazamento
$I_c$	Comportamento do capacitor
$\text{Ag/AgCl}$	Eletrodos de platina ou prata
$m_1$ e $m_2$	Músculos alvo onde são localizados os eletrodos
$x(nT)$	Sinal de saída do processador do conversor ADC
$xq(nT)$	Sinal de saída da memória do conversor ADC
$xq'(nT)$	Sinal de saída do codificador no conversor ADC
$A/D$	Conversor Analógico/Digital
$\text{Amostra/s}$	Amostragem
$f_{med}$	Frequência média

---

---

$\sigma(t)$	Desvio padrão
$sEMG(t)$	Amplitude no domínio do tempo do sinal mioelétrico
SME	Sinal mioelétrico
$P(w)$	Densidade Espectral de Potência
	Densidade Espectral de Potência (PSD) do SME

---

### Siglas Gregas Utilizadas

---

Sigla	Descrição
$\alpha$	Motoneurônio alfa
$\gamma$	Motoneurônio gama
$\alpha \beta \delta \mu \theta$	Bandas de frequência do sinal EEG
$\alpha$	Inclinação média no eixo horizontal
$\beta$	Intercepto, ponto em que a linha cruza o eixo vertical
$d\theta/dt$	Derivada do sinal $\theta$ ( $^{\circ}$ ), ou SME discreto

---

### Simbolos Utilizados

---

Simbolo	Descrição
$sEMG$	Sinal Mioelétrico de Superfície, Eletromiografia de superfície
$SME$	Sinal mioelétrico
$EKG$	Eletrocardiograma
$EEG$	Eletroencefalograma

---

---

<i>EMG</i>	Eletroniografia
<i>ENG</i>	Eletroneurograma
<i>ERG</i>	Eletrorretinograma
<i>EOG</i>	Eletroroculograma
<i>EP</i>	Potenciais Evocados
<i>VEP</i>	Potenciais Evocados Visuais
<i>SEP</i>	Potenciais Evocados Somatosensoriais
<i>AEP</i>	Potenciais Evocados Auditivos
<i>ECoG</i>	Eletrorortieograma
<i>SFEMG</i>	Eletroniografia de fibra única
<i>MUAP</i>	<i>Motor Unit Action Potential</i>
<i>MU</i>	<i>Motor Unit</i>
<i>UM</i>	Unidade Motora
<i>DSP</i>	<i>Digital Signal Processing</i>
<i>CM</i>	Corticomotoneurônios
<i>EPSP</i>	Potencial excitatório Pós-sináptico
<i>ATP</i>	Adenosin trifosfato
<i>ADP</i>	Adenosin difosfato
<i>ATPase</i>	Enzima que cliva o ATP
<i>MVC</i>	<i>Maximum Voluntary Contraction</i>
<i>SNR</i>	<i>Signal-to-Noise Ratio</i>

---

---

<i>CMRR</i>	<i>Common Mode Rejection Ratio</i>
<i>SENIAM</i>	<i>Surface Non-Invasive Assesment of Muscles</i>
<i>ISEK</i>	<i>International Society of Electrophysiology and Kinesiology</i>
<i>ADC</i>	<i>Analog Digital Conversion</i>
<i>LabView</i>	<i>Software da National Instruments Corp.</i>
<i>MATLAB</i>	<i>Software da MathWorks Inc.</i>
<i>FDT</i>	<i>Fourier Discret Transform</i>
<i>FFT</i>	<i>Fast Fourier Transform</i>
<i>PSD</i>	<i>Power Espectral Density</i>
<i>VAR</i>	<i>Variance</i>
<i>RMS</i>	<i>Root Mean Square</i>
<i>ZC</i>	<i>Zero Crossing</i>
<i>MNF</i>	<i>Mean Power Frequency, Mean Frequency</i>
<i>MDF</i>	<i>Median Frequency</i>
<i>IAF</i>	<i>Instantaneous Average Frequency</i>
<i>PCA</i>	<i>Principal Component Analysis</i>
<i>MAV</i>	<i>Mean Absolute Value</i>
<i>MAVS</i>	<i>Mean Absolute Value Slope</i>
<i>WL</i>	<i>Waveform Length</i>
<i>WAMP</i>	<i>Willison amplitude</i>
<i>PKF</i>	<i>Pico de Frequência</i>

---

---

TTP	Potência Total
FD	Fractal dimension
DFA	Análise de tendencia de flutuação
<i>PSR</i>	<i>Power Spectrum Ratio</i>
<i>MCSs</i>	<i>Myoelectric Control Systems</i>
<i>CC</i>	<i>Cepstral Coefficients</i>
SSC	Mudanças de sinal de inclinação
<i>AR</i>	<i>Auto-regressive Model</i>
<i>ICA</i>	<i>Independent Component Analysis</i>
<i>ANN</i>	<i>Artificial Neural Networks</i>
<i>BPNN</i>	<i>Back-Propagation Neural Network</i>
<i>MLP</i>	<i>Multilayer Perceptron</i>
<i>DBS</i>	<i>Discriminant Bispectrum</i>
<i>DFS</i>	<i>Fourier Cepstrum</i>
<i>LDA</i>	<i>Linear Discriminant Analysis</i>
<i>SVM</i>	<i>Support Vector Machines</i>
<i>LIBSVM</i>	<i>Libraries for Support Vector Machines</i>
<i>FNPA</i>	<i>Neighborhood Preserving Analysis</i>
<i>HMM</i>	<i>Hidden Markov Modelling</i>
<i>K-means</i>	<i>Vizinhos Mais Próximos</i>
<i>FL</i>	<i>Fuzzy Logic</i>

---

---

<i>SVM</i>	<i>Support Vector Machines</i>
PC	Parálisie Cerebral
IBGE	Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística
LAI	Laboratório de Automação Inteligente
PPGEE	Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica
CREFES	Centro de Reabilitação Física do Estado do Espírito Santo
SMG	Eletrodos superficiais miográficos
<i>MSOP</i>	<i>Mini Small Outline Package</i>
UFES	Universidade Federal do Espírito Santo
<i>GAS</i>	<i>Goal Achievement Scale</i>
<i>MV</i>	Movimentos Válidos percentuais
<i>SUS</i>	<i>System Usability Scale</i>
<i>HCI</i>	<i>Human Computer Interaction</i>
<i>BCI</i>	<i>Brain Computer Interface</i>
<i>ACR</i>	<i>American College of Rheumatology</i>
SBR	Sociedade Brasileira de Reumatologia
<i>AFSA</i>	<i>The American Fibromyalgia Syndrome Association, Inc</i>
FM	Fibromialgia
SNC	Sistema Nervoso Central
<i>fMRI</i>	<i>Functional Magnetic Resonance</i>
<i>NIAMS</i>	<i>National Institute of Arthritis and Musculoskeletal and Skin Diseases</i>

---

---

<i>WPI</i>	<i>Widespread Pain Index</i>
<i>FAM</i>	<i>Frequency Analysis Method</i>
<i>SOM</i>	<i>Self-Organizing Map</i>
<i>ARV</i>	<i>Average Rectified Value</i>
<i>N1,N2,N3,N4</i>	Voluntárias com diagnóstico clínico de Fibromialgia
<i>GDL</i>	Grau de Liberdade
<i>DOF</i>	<i>Degree of freedom</i>
<i>HMI</i>	<i>Human Machine Interface</i>

---

## **Capítulo 1: Introdução**

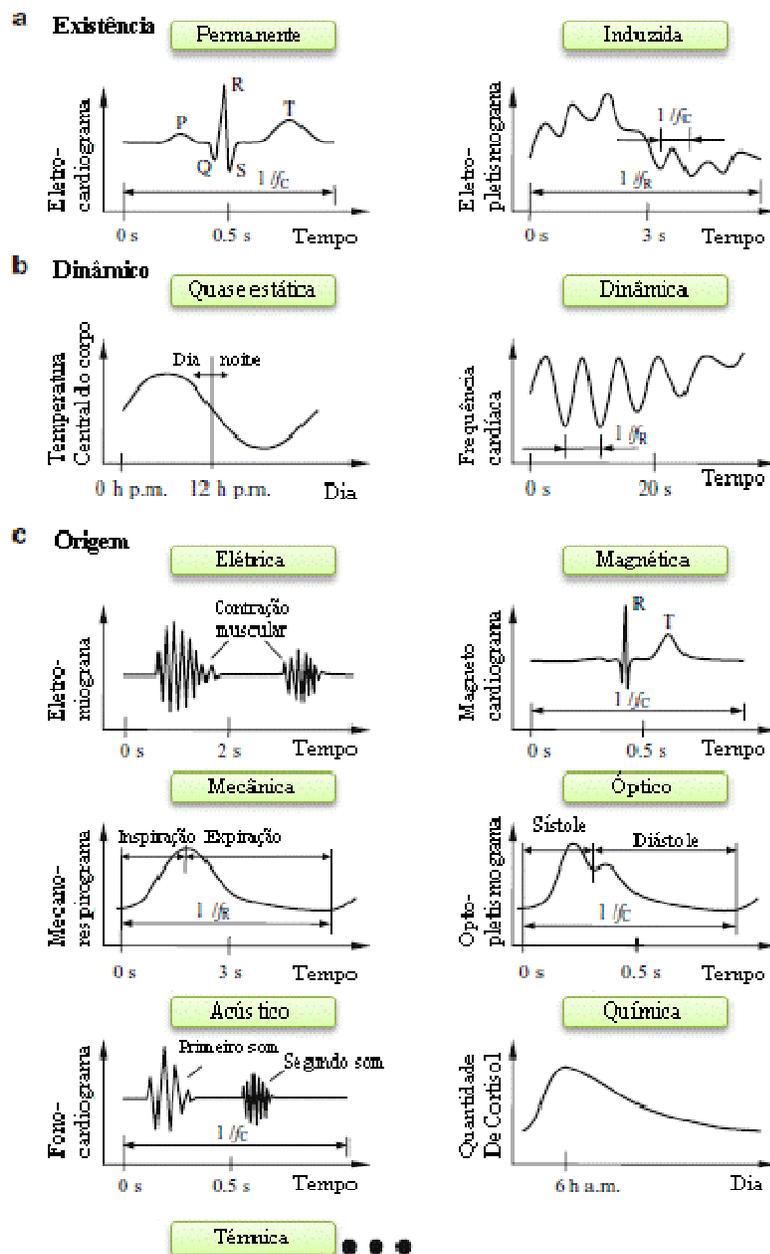
A presente tese de doutorado envolve estratégias, processos e produtos biotecnológicos que estão relacionados com a definição sugerida pela revista *Nature Biotechnology* de 2006, a qual define: “Empresa de Biotecnologia é aquela que tem como atividade comercial principal uma aplicação tecnológica que utilize organismos vivos, sistemas ou processos biológicos, na pesquisa e desenvolvimento, na manufatura ou na provisão de serviços especializados”. Especificamente no caso de aplicação na área de saúde humana, a Fundação Biominas amplia a definição: “empresas que desenvolvem, comercializam produtos ou serviços especializados voltados para a saúde humana, tais como kits de diagnóstico, vacinas, proteínas recombinantes, anticorpos, *materiais para próteses, próteses e dispositivos médicos especializados*, meios de cultura, produção de reagentes e antígenos, terapia celular, curativos e peles artificiais, identificação de novas moléculas e fármacos, biossensores” (Biominas 2007). Estes produtos são o resultado da evolução da Bioengenharia e da Engenharia Biomédica (ver anexo IV) que, segundo Cuello (2006), “desenvolve produtos e procesos utilizando o conhecimento dos atributos dos sistemas biológicos para projetos de engenharia de um sistema físico”, ou seja, ligando a “Biologia à Engenharia” a junção da “otimização do desempenho de uma tarefa ou um conjunto de tarefas realizadas por um sistema físico, através da aplicação do processo de design de engenharia, conforme o conhecimento, propriedades e características, traços, estruturas, princípios e/ou processos de pertinência dos sistemas biológicos análogos”. Para este caso existem três linhas de estudo que são abordadas: design de materiais baseados em sistemas biológicos como próteses humanas; design de máquinas/dispositivos baseados em sistemas biológicos como robôs, e design de instrumentação baseada em sistemas biológicos, os quais envolvem a concepção de instrumentos para a detecção e medição de parâmetros específicos de sistemas biológicos.

No conhecimento interdisciplinar entre áreas como Engenharia Elétrica, Engenharia da Computação, Engenharia Robótica, Fisioterapia, Psicologia Experimental,

Neuropsicológica, Ciências Cognitivas, Biologia Molecular e Medicina, surgem contribuições em áreas da saúde como: reabilitação, diagnóstico, desenvolvimento de tecnologias assistivas através de técnicas não invasivas para pessoas com deficiências motoras e cognitivas, que têm oferecido uma melhoria na qualidade de vida segundo o tipo de deficiência ou eficiência no desempenho de habilidades e destrezas cognitivas e motoras. O desenvolvimento de programas computacionais para o reconhecimento de padrões em sinais biológicos (ou biossinais, dentro dos quais estão os sinais biomédicos), e os desenvolvimentos em instrumentação para a análise desses sinais, de forma não invasiva, propagação e conversão desses dados usando estratégias não invasivas, atraíram a atenção de pesquisadores, com especial atenção em sinais mioelétricos de superfície (sEMG, do inglês *surface Electromiography signal*) que se apresentam como uma alternativa biotecnológica para a área da saúde, não só pelo baixo custo mas também pela grande variedade de aplicações tecnológicas que pode-se conseguir em pouco tempo, resolvendo problemas de vários níveis de complexidade. Na abordagem da presente tese, *senal* é definido, segundo Gils (2011), como a medida de uma quantidade física que transporta informações, em função de uma variável independente (frequentemente: o tempo, mas também pode ser a localização). Por outro lado, “*biossinal*” é todo tipo de sinal que pode ser medido a partir de seres biológicos, sendo que o processamento de sinais biológicos seria o conjunto de todos os processamentos de biossinais que ocorrem desde a sua origem em um processo fisiológico até a sua interpretação pelo seu observador (por exemplo, o médico). Kaniusas (2012), no âmbito de sinais biomédicos e sensores, define sinais biológicos no sentido mais amplo, como “uma descrição de um fenômeno fisiológico”, que no caso poderia incluir uma quantidade finita de estudos sobre mecanismos fisiológicos de interesse, sendo que a quantidade de sinais biológicos aplicados à saúde vai desde uma simples inspeção do médico até a utilização de sensores para captura e registro de sinais do corpo humano.

Os biossinais podem ser divididos entre permanentes e induzidos (Figura 1a.). Os permanentes podem existir sem nenhuma excitação de fora do corpo, como é o caso do eletrocardiograma, que é gerado pela excitação dos músculos cardíacos representados pelos picos típicos do complexo P-Q-R-S-T, e os sons acústicos como o fono-cardiograma, induzidos pelos encerramentos consecutivos da válvula cardíaca. No caso dos biossinais

induzidos, eles são disparados ou excitados artificialmente. A sua diferença com os bio-sinais permanentes está no tempo de duração da excitação, o que determina uma constante de tempo definida pelas propriedades do corpo.



**Figura 1.** Classificação de bio-sinais de acordo com a sua: **a)** Existência; **b)** Dinâmica; e **c)** Origem. Adaptado de Kaniusas (2012).

Outro aspecto dos bio-sinais está relacionado com a sua natureza dinâmica (Figura 1b): quase-estocásticos ou dinâmicos. A diferença entre ambos está no tempo de duração das oscilações; os quase-estocásticos são de alterações lentas, e os dinâmicos são de

oscilações rápidas. Por exemplo, a temperatura do corpo é um biossinal quase-estático, já que possui variações circadianas relativamente lentas ao longo de 24 h. Por outro lado, as alterações do ritmo cardíaco constituem um biossinal altamente dinâmico, pois a frequência cardíaca possui oscilações relacionadas ao sistema respiratório, ou seja, um aumento durante a inspiração e uma diminuição correspondente durante a expiração. O terceiro aspecto de classificação de biosinais está relacionado com a sua fonte (Figura 1c). As principais origens dos biosinais são: elétrica, magnética, mecânica, ótica, acústica, química e térmica, entre outros tipos de biosinais. Os biosinais elétricos compreendem o eletrocardiograma (ECG), que reflete a atividade elétrica do coração, o eletroencefalograma (EEG), que reflete a atividade elétrica dos neurônios no cérebro, e para o caso da presente tese, os sinais mioelétricos (SME) e a eletromiografia (EMG), que reflete a ativação elétrica dos músculos, entre outros (Tabela 1).

A padronização de comportamentos fisiológicos interpretados por sinais bioelétricos é um problema com um grau de complexidade alto e que ainda é objeto de pesquisa. Exemplos disso, argumenta Gils (2011), são: acessibilidade, segurança do paciente, preferência por uso de métodos não invasivos, medições indiretas, variações inter-indivíduos e intra-indivíduos, inter-relações e interações entre os sistemas fisiológicos, subsistemas de interesse que não podem ser isolados, aquisição com interferência, instrumentação e procedimentos que modificam o sistema ou o seu estado, falta de padrões-ouro, e subjetividade no diagnóstico, o que atrapalha a validação de métodos. Para encarar esses desafios, é necessário ter clareza tanto do comportamento fisiológico de interesse, quanto no desenvolvimento e uso de sensores que forneçam uma alta sensibilidade e especificidade para sua aquisição. Isto também é válido para o equipamento de instrumentação, no que se concerne à conversão da informação de analógico para digital, e também na filtragem do sinal para afastar os artefatos que contaminam o sinal de interesse (ruído). Assim que todas as condições são entendidas, é possível desenvolver protocolos de captura que permitem o sucesso do reconhecimento de padrões, a implementação de algoritmos para extração de características, a análise estatística para avaliação do grau de significância e desempenho da informação obtida, um sistema de classificação, e uma aplicação, que pode ser *off-line*, *on-line* ou em tempo real, assim como uma modelagem matemática do sinal para a análise do seu comportamento.

**Tabela 1.** Classificação dos diferentes tipos de sinais bioelétricos. Os segmentos coloridos são tratados na presente tese. Adaptado de Gils (2011).

Classificação	Aquisição	Faixa de Frequência	Faixa Dinâmica	Comentários
Bioelétrico Potencial de ação	Microeletrodos	100Hz-2 kHz	10 $\mu$ V-100 mV	Medição invasiva do potencial de membrana
Eletroneurograma (ENG)	Eletrodo de agulha	100Hz-1 kHz	5 $\mu$ V-10 mV	Potencial de um feixe de nervos
Eletroretinograma (ERG)	Microeletrodos	0,2-200 kHz	0,5 $\mu$ V-1 mV	Potencial evocado de flash
Eleetrocugograma (EOG)	Eletrodo de superfície	dc-100 Hz	10 $\mu$ V-5mV	Potencial permanente córneo-retinal
Eletoencefalograma (EEG)	Eletrodo de superfície	0,5-100 Hz	2-100 $\mu$ V	Potencial do couro cabeludo multicanal (6-32)
Faixa Delta		0,5-4 Hz		Crianças, sono profundo e patologias
Faixa Teta		4-8 Hz		Área central e temporal durante estados de alerta
Faixa Alfa		8-13 Hz		Acordado ou relaxado e de olhos fechados
Faixa Beta		13-22 Hz		
Fusos do sono		6-15 Hz	50-100 $\mu$ V	Pulsos de cerca de 0,2 a 0,6 s
Complexos-K		12-14 Hz	100-200 $\mu$ V	Pulsos durante sono moderado e profundo
Potenciais Evocados (EP)	Eletrodo de superfície		0,1-20 $\mu$ V	Resposta do cérebro ao estímulo
Visuais (VEP)		1-300 Hz	1-20 $\mu$ V	Registro do lobo occipital com duração de 200 a 500 ms
Somatosensoriais (SEP)		2 Hz-3 kHz		Córtex sensorial
Auditivos (AEP)		100 Hz-3 kHz	0,5-10 $\mu$ V	Gravações de vértices
Eletrrocorticograma (ECoG)	Eletrodo de agulha	100 Hz-5 kHz		Registro na superfície do cérebro exposto
Eletrmiografia (EMG)				
De fibra única (SFEMG)	Eletrodo de agulha	500 Hz-10 kHz	1-10 $\mu$ V	Potencial de ação de uma fibra muscular única
Potencial de Ação da Unidade Motora (MUAP)	Eletrodo de agulha	5 Hz-10 kHz	100 $\mu$ V-2 mV	
EMG de superfície (Sinal sEMG)	Eletrodo de superfície			Análise de movimento muscular voluntário
Musculoesquelética		2 -500kHz	50 $\mu$ V-5 mV	
Do músculo liso		0,01-1 Hz		
Eletrcardiograma (ECG)	Eletrodo de superfície	0,05-100 Hz	1-10 mV	
ECG de Alta-frequência	Eletrodo de superfície	100 Hz-1 kHz	100 $\mu$ V-2 mV	Formas de onda Notch e slus sobrepostas sobre o ECG

Assim, o sinal gerado pela atividade do sistema musculoesquelético ou sinal mioelétrico de superfície (sinal sEMG), foco do presente trabalho, possui uma grande importância em termos clínicos que, juntamente com os avanços tecnológicos, tornou-se uma ferramenta chave não só para diagnóstico de patologias neuromusculares, mas também para as áreas de ergonomia, fisiologia do exercício, reabilitação, análise de movimento, biorealimentação e controle de próteses mioelétricas. No caso da cinesiologia como estudo para compreensão dos processos que controlam o movimento, o uso do sinal sEMG é adequado para evidenciar as estratégias de controle motor e biomecânico durante a

contração muscular em atividades como a marcha humana, as quais podem ser transferidas para a programação de dispositivos de interfaces ou para diagnóstico de doenças motoras, além do seu uso em dispositivos robóticos, como exoesqueletos, para a reabilitação de pessoas com parálise de membros inferiores.

O uso de características dos sinais sEMG, como a amplitude, pode oferecer informações quantitativas como a carga muscular exercida, o que pode ser aplicado na avaliação ergonômica dos seres humanos. Os resultados dessas análises têm ajudado no design de melhores locais de trabalho, melhorar a produtividade e evitar doenças relacionadas com o trabalho. O principal parâmetro para avaliação ergonômica é a fadiga, já que é de grande necessidade a diminuição do seu efeito no desenvolvimento de alguma tarefa motora. O seu comportamento é definido por um aumento gradual na amplitude do sinal sEMG, devido a alterações significativas no seu espectro de energia em cada contração muscular (Sörnmo e Laguna 2005). No caso de pessoas com deficiência congênita motora ou por amputação de membros superiores ou inferiores, a utilização do sinal sEMG, com um ou vários eletrodos, pode oferecer uma alternativa para o controle voluntário de próteses. Assim, uma proposta de protocolos para padronização da resposta do sinal, uma seleção de características que realmente proporcionem informação adequada do movimento, uma escolha de dados adequada e o uso de ferramentas de classificação de sinais em tempo real são os grandes desafios a resolver.

## **Objetivo Geral da Tese de Doutorado**

O objetivo geral desta tese de doutorado é desenvolver protocolos e técnicas para o uso biotecnológico na área da saúde de sinais bioelétricos, do tipo sEMG, em aplicações focadas na avaliação motora e robótica.

## **Objetivos Específicos**

Desenvolver, avaliar e propor protocolos de uso de um sensor híbrido (inclinação+sinal sEMG) para o controle de dispositivos robóticos por pessoas com deficiência cognitiva e motora como apoio à reabilitação fisioterapêutica.

Aplicar, avaliar e propor um protocolo de uso de algoritmos para a detecção de fadiga através de sinais sEMG durante a realização de tarefas de contração muscular voluntária no diagnóstico da síndrome da fibromialgia.

Desenvolver, avaliar e propor um protocolo para reconhecimento de diferentes gestos da mão através do uso de sinais sEMG de baixa densidade e baixo nível de contração, para o controle de uma prótese com movimento independente de dedos.

## Referências

- Cuello, J. (2006). 'Engineering to Biology' and 'Biology to Engineering': The Bi-directional Connection Between Engineering and Biology in Biological Engineering Design. *Int. J. Engng Ed.* Vol. 22. No. 1. 28-34.
- Fundação Biominas. (2007). Estudo de empresas de biotecnologia do Brasil. Private Biotech 2004 – the numbers, de John Hodgson (*Nature Biotechnology*, 24:635-641, 2006); Public biotechnology 2005 – the numbers, de Riku Lahteenmaki & Stacy Lawrence (*Nature Biotechnology* 24:625-634, 2006).
- Gils, M. (2011) Biosignal processing Lecture 1: Tfy-99.3275.
- Kaniusas, E. (2012). Biomedical signals and sensors: Linking physiological phenomena and biosignals. XVII. 296 p. 125 illus. DOI 10,1007/978-3-642-24843-6\_1
- Sörnmo, L. Laguna, P. (2005). Bioelectrical signal processing in cardiac and neurological applications. Elsevier academic press.. ISBN: 9780124375529.

## **Estrutura da Tese**

A presente tese de doutorando está dividida em quatro capítulos que explicam como os sinais sEMG são transformados em três aplicações biotecnológicas, na forma de estudos de caso, em função de uma progressão relacionada ao grau de complexidade no reconhecimento padrão para o controle de dispositivos robóticos, auxílio ao diagnóstico de doenças musculoesqueléticas e reabilitação motora.

O capítulo um define a postura biotecnológica da tese, juntamente com o contexto que descreve o tipo de sinal que foi aplicada, assim como, a potencialidade que oferece na área da saúde. Neste capítulo são também apresentados os objetivos geral e específicos que definem a pesquisa.

O capítulo dois desenvolve as condições que permitem a transformação biotecnológica do sinal sEMG em três tópicos: na primeira seção, é descrita a via descendente sináptica da resposta motora, iniciando com o planejamento motor no córtex cerebral, até sua transformação em contração muscular, por ação das fibras motoras e suas implicações na geração de fadiga periférica; na segunda seção, são esclarecidas as condições necessárias para o desenvolvimento de protocolos de captura do sinal sEMG, segundo as aplicações biotecnológicas propostas; por último, na terceira seção, é descrita a aquisição e processamento do sinal sEMG, ou seja, a transformação do sinal analógico em digital, assim como o tratamento computacional, do mesmo que permite reconhecer o padrão necessário para as respectivas aplicações biotecnológicas, e seus mecanismos de classificação. No final da seção, é apresentada a metodologia geral com a qual foram desenvolvidos os diferentes experimentos aplicados nos estudos de caso.

O capítulo três apresenta três subseções que descrevem as aplicações biotecnológicas na forma de estudos de caso. O primeiro estudo de caso desenvolve três aplicações biotecnológicas utilizando um sensor híbrido (inclinação+sEMG). A primeira aplicação avaliou a capacidade proprioceptiva dos voluntários, comparando o comportamento do movimento angular da articulação do joelho com um eletrogoniômetro; a segunda aplicação, avaliou, em voluntários com deficiência motora grave, a capacidade

de controle de uma cadeira de rodas robótica utilizando o movimento da cabeça como estratégia de controle autônomo; na terceira aplicação foi avaliado o grau de desempenho de voluntários com deficiência cognitiva e motora durante o controle de um robô móvel em tarefas de atraso intruídas. O segundo estudo de caso está focado na identificação da fadiga muscular com ferramentas computacionais de processamento de sinais digitais, para o auxílio no diagnóstico da Fibromialgia em voluntários com diagnóstico clínico comparado com pessoas saudáveis. O terceiro estudo de caso desenvolve um protocolo de aquisição de sinais sEMG de baixo nível e baixa densidade, para o reconhecimento de padrões relacionados com gestos da mão e punho, tanto em pessoas saudáveis, como em voluntários com amputação de membros superiores, no nível do terço distal do cotovelo, utilizando estratégias computacionais *off-line* através de processamento de sinais digitais.

Finalmente, o capítulo quatro apresenta as conclusões, contribuições e trabalhos futuros derivados de cada um dos estudos de caso. Além das conclusões gerais do trabalho e suas implicações para trabalhos futuros, especialmente para o diagnóstico e reabilitação de doenças neurodegenerativas, onde os sinais sEMG e EEG não somente podem ser uma alternativa ao monitoramento do comportamento humano, mas também, uma alternativa biotecnológica, que oferece em termos tecnológicos, uma contribuição à qualidade de vida das pessoas.

## **Capítulo 2: Transformação Biotecnológica do Sinal Mioelétrico (SME)**

O sistema somático, foco da presente tese, se caracteriza por apresentar controle consciente, ou seja, a decodificação da informação sensorial conclui em movimentos voluntários do sistema musculoesquelético a partir de um processamento cognitivo que provoca uma resposta motora. O presente capítulo tem por objetivo descrever os mecanismos pelos quais é gerado um movimento voluntário no sistema efetuator musculoesquelético, produto da condução de potenciais elétricos, segundo Kandel et al, (2002), Guyton & Hall (2005) e Alberts (2010). Também é mostrada sua aplicação biotecnológica a través da proposta de protocolos de aquisição e tratamento do sinal mioelétrico de superfície (sEMG), produto da atividade elétrica na placa motora, com o objetivo, de descrever as respectivas potencialidades, após o reconhecimento do sinal bioelétrico alvo com o uso de técnicas de processamento de sinais digitais (DSP, do inglês *Digital Signal Processing*).

### **2.1 Fatores Envolvidos na Resposta Motora do Sistema Musculoesquelético**

Para o desenvolvimento de protocolos de aquisição de sinais sEMG precisamos considerar a relação entre o estímulo e a sua resposta motora que se quer avaliar, esteja ela organizada em movimentos reflexos, rítmicos e/ou voluntários. Deve-se ter clareza de como os mecanismos de retro-alimentação e antero-alimentação estão envolvidos na organizados da execução dos programas motores na via final comum de processamento cognitivo. Deve-se também compreender o esquema somatotópico das vias descendentes que ativam as motoneuronas alfa ( $\alpha$ ) e gama ( $\gamma$ ) no processo de contração muscular pela ação de seus potenciais de ação das unidades motoras (MUAPs, do inglês *Motor Unit Action*

*Potential*), assim como os mecanismos moleculares de ativação das fibras motoras na junção neuromuscular da unidade motora (UM, do inglês *Motor Unit*) que compõem a placa motora no processo contrátil. Deve-se também determinar quais são os diferentes tipos de contração muscular e suas características fisiológicas mais relevantes que condicionam o ato motor, utilizando o argumento teórico apresentado por Kandel (2002) e Guyton (2006). Uma vez descritos os mecanismos de organização anatômica e funcional do sistema motor, serão alcançadas as condições ideais para se fazer a escolha adequada das tarefas motoras, segundo o grau de complexidade de controle e coordenação motora necessário para a execução do gesto motor, e uma estratégia de aquisição de sinais sEMG mais eficiente será então utilizada na aplicação biotecnológica, a qual tem por objetivo uma ajuda ao diagnóstico clínico, ou como assistência técnica para a reabilitação através da robótica, permitindo a recuperação, e para a melhora das habilidades ou destrezas biomotoras e biomecânicas, entre outras aplicações.

Nos estudos de caso realizados no presente trabalho de tese, as tarefas motoras escolhidas são de atraso instruídas, ou seja, os indivíduos são instruídos sobre quais movimentos devem ser feitos, sinalizando com um estímulo externo quando é feita a tarefa motora (Kandel, 2002). Isto faz com que seja relevante o planejamento motor, porém, a descrição do sistema motor está focado no desenvolvimento de tarefas que envolvem objetivos, o que requer movimentos voluntários que organizam a resposta motora em relação a uma tarefa intencional, selecionando segmentos corpóreos e articulações que, em conjunto, respondem ao movimento desejado. Isso faz com que apareçam variações entre a resposta e o estímulo com relação à tarefa comportamental. Portanto, a eficácia da resposta motora pode ser melhorada segundo a experiência e o aprendizado dos melhores comportamentos obtidos. Assim, o córtex cerebral consegue desenvolver os movimentos, tanto por estímulos externos como por representações internas, os quais são separados em conteúdos informativos do estímulo e capacidade de gerar os movimentos, podendo iniciar ou não, o gesto motor apropriado.

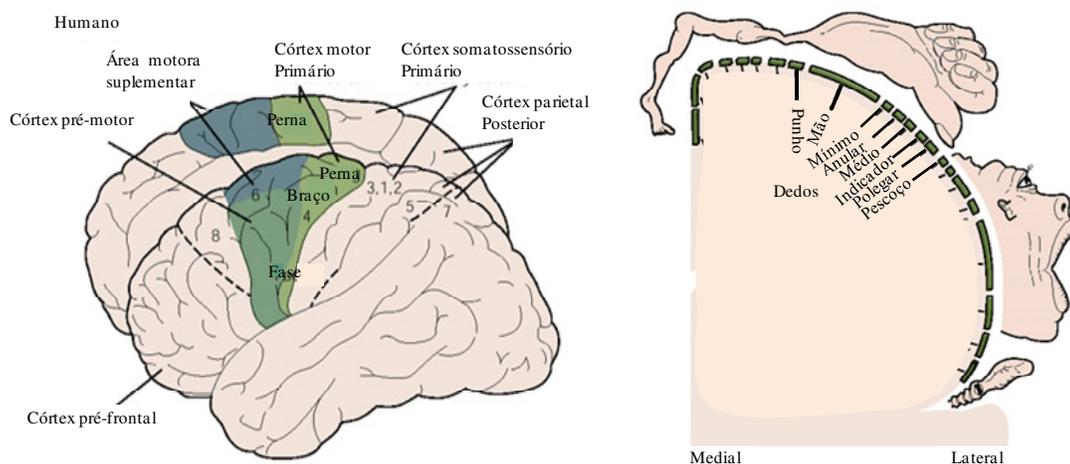
Para elaborar uma abstração da resposta motora adequada, os movimentos voluntários precisam satisfazer algumas condições de planejamento, coordenação e execução antes da resposta motora ser ativada pelas vias descendentes, através da avaliação da extensão do movimento, gerando sua representação em programas motores, e

definindo aspectos especiais como, por exemplo, ângulos nos quais as articulações se moverão, o que determina a cinemática do movimento; ou forças necessárias para mudar a angulação da articulação, especificando o torque durante a dinâmica do movimento e informando ao sistema nervoso como responder em relação aos diferentes padrões de comportamento ideais. Também são elaborados esquemas motores que organizam os elementos espaço-temporais simples de um movimento para formar os mais complexos. Isso é determinante na avaliação cognitiva dos tempos de resposta ao estímulo, já que estão condicionados à quantidade de informação sensorial a ser processada para realizar uma tarefa motora determinada, em função da distância de condução neural e modalidade do estímulo. Porém, prever as irregularidades que surgem, por exemplo, em razão da indecisão da pessoa em relação à força e resistência necessárias para se opor ao movimento, ou aos incrementos rápidos de força, faz com que o recrutamento de neurônios motores não seja suficiente com movimentos rápidos, por insuficiência no tempo para corrigi-los. Os conhecimentos desses mecanismos de controle permitem modular a imprecisão dos movimentos e melhorar as taxas de resposta eficientes desejadas nas tarefas motoras, o que é de muita importância na elaboração dos diferentes protocolos de aquisição de sinais sEMG, dado que o treinamento pode mudar o comportamento até conseguir movimentos automáticos, os quais só necessitam da ação consciente no início e final da tarefa.

A regulação da resposta motora nos níveis do córtex cerebral ao tronco encefálico e medula necessita de uma mistura coordenada hierarquicamente, além de um grau de consciência necessário para o planejamento do movimento, nos quais a modulação dos mecanismos de retro-alimentação, e antero-alimentação, é requerido para coordenar e controlar a resposta voluntária do sistema motor. O trabalho conjunto dos mecanismos de retroalimentação, onde o comportamento é acompanhado momento a momento, permite correções constantes, como é o caso das de antero-alimentação, caracterizados por apresentar uma resposta antecipatória. Ou seja, com o conhecimento do estado final da tarefa motora por integração da informação sensorial visual, auditiva, somatossensorial, vestibular e/ou proprioceptiva, facilita-se a execução do movimento, desde o estado inicial da postura corporal até o estado final, que seria, no caso, a resposta motora desejada.

Os segmentos responsáveis pelo controle e coordenação do movimento voluntário de movimentos complexos com múltiplas articulações similares a movimentos coordenados

naturais de posicionamento da mão ou alcance de objetos são originados no córtex pré-motor localizado na área anterior ao giro pré-central ou área 6 de Broadmann (figura 2). Por outro lado, a coordenação e controle de movimentos simples de articulações individuais muito refinados e de precisão, como o caso da face, dedos, mão, ou de postura do braço, tronco, perna e pé, é originada no córtex motor primário, localizado no giro pré-central contralateral ou área 4 de Broadmann. Tanto o córtex motor primário como o córtex pré-motor apresentam células piramidais na camada V, as quais projetam suas eferências para a medula espinhal indicando independência na mediação dos movimentos de articulações distais através do trato piramidal.



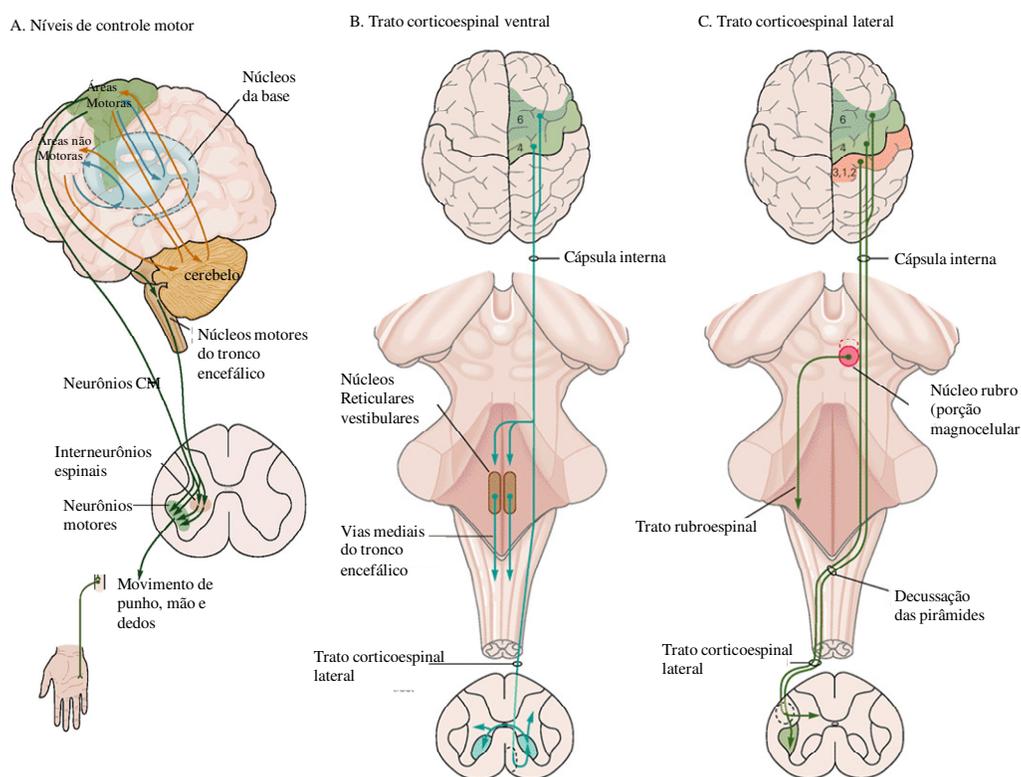
**Figura 2.** Organização somatotópica do córtex motor. À esquerda, áreas citoarquitônicas de Brodmann das aferências do córtex motor e somatotopia dos membros superiores, inferiores e fase; à direita, organização somatotópica do córtex motor em relação ao punho. Adaptado de Kandel (2007).

O córtex motor primário recebe aferências de duas fontes: uma do córtex somatossensório primário (áreas 1, 2 e 3), formando circuitos transcorticais, sendo ativados, por exemplo, por estímulos táteis ou de perturbação postural súbita, elicitando ajustes motores rápidos indisponíveis nos reflexos medulares; e outra da área 5 do córtex parietal posterior, que junto com a área 7 integram múltiplas modalidades sensoriais para o planejamento motor. No caso das áreas pré-motoras, é importante esclarecer que elas estão subdivididas em 4 áreas principais: por um lado, na convexidade lateral do hemisfério estão as áreas pré-motoras ventrolaterais e pré-motoras dorsolaterais; esta última com projeções corticoespinhais que vão aos núcleos motores que inervam a musculatura proximal do

membro. Por outro lado, na convexidade medial no sulco do cíngulo, estão a área motora do cíngulo e a área motora suplementar, esta última encarregada da coordenação de movimentos bilaterais que dirigem suas projeções pelo trato corticoespinal para os núcleos motores dos músculos dos dedos e da mão. Todas as áreas pré-motoras apresentam uma interconexão eferente entre suas subdivisões, além de estar relacionadas com as áreas 5 e 7, e também com a área 46 do córtex pré-frontal, que, no caso, acaba na área pré-motora ventral, envolvida no processamento da memória operacional, armazenando informações sobre o posicionamento do objeto no espaço pelo tempo suficiente para guiar o movimento, o que faz do córtex pré-motor um elemento chave no planejamento motor. Tanto o córtex motor primário como o córtex pré-motor recebem aferências do cerebelo e núcleos da base por intermediação de diferentes núcleos do tálamo ventrolateral, o que leva à conformação de um grande número de alças cortico-subcorticais (ver figura 2).

As projeções das áreas pré-motoras estão interconectadas tanto com o córtex motor primário quanto com a medula espinal, onde, em conjunto com as projeções descendentes do córtex motor primário, acabam sobrepostas. Isso pode ser exemplificado no caso das projeções da área pré-motora suplementar e do córtex motor primário, as quais transportam, de forma independente, a informação pelo trato corticoespinal do movimento individualizado dos dedos e da mão em tarefas como segurar objetos pequenos e isolar movimentos das articulações por conexões monossinápticas, o que sugere que podem controlar e coordenar esse tipo de tarefas separadamente (figura 3 A). As conexões podem ser diretas ou indiretas, do tipo excitatório, com motoneuronas alfa ( $\alpha$ ). No caso das conexões indiretas algumas fibras corticoespinais conectam com interneurônios da medula espinal que, por sua vez, estão projetados para os motoneurônios alfa ( $\alpha$ ), coordenando o comportamento de um número maior de músculos em comparação com as conexões diretas, contribuindo assim à organização dos movimentos articulados. Além disso, as projeções corticoespinais podem ser inibitórias nos neurônios motores espinais, como é o caso do interneurônio inibitório Ia, responsável pela inibição dos reflexos de estiramento, os quais também respondem diretamente a estímulos somatossensórios. Portanto, os centros superiores encefálicos não necessitam monitorar constantemente suas aferências, podendo utilizá-los como componentes de comportamentos de maior complexidade na forma de sub-rotinas.

Assim, uma grande população de células do córtex motor codificam aspectos globais do movimento, tais como o ângulo da articulação, extensão e direção para gerar movimentos sequenciais temporalmente precisos de vários músculos caracterizados por suas rotações articulares. Dado que cada célula contribui para gerar um vetor populacional de movimentos para alcançar uma localização específica, e sua modulação está condicionada à força necessária para deslocar o membro, observa-se que a frequência de um neurônio aumenta se uma carga se opõe ao movimento na direção de excitabilidade da célula. Porém, a atividade do córtex motor sinaliza tanto parâmetros de movimentos grosseiros quanto de movimentos refinados, segundo a trajetória da mão na execução do movimento.



**Figura 3.** Vias descendentes da resposta motora. A) organização hierárquica de controle e coordenação motora do córtex, prosencéfalo, tronco encefálico ; B) Via descendente do trato corticoespinal ventral; C) via descendente do trato corticoespinal lateral. Adaptado de Kandel (2007).

Essa atividade também sinaliza no córtex motor primário a direção e amplitude da força muscular requerida para executar o movimento, em comparação com o deslocamento

real da articulação, somado à capacidade dos neurônios do conjunto preparatório de gerar padrões de descarga de centenas de milésimos de segundo antes do movimento ser realizado. Várias das aferências do córtex motor primário são projetadas diretamente para os neurônios motores por células chamadas corticomotoneuronas (CM). Essas conexões monossinápticas apresentam atividade fásico-tônica, com disparos rápidos durante a fase dinâmica do movimento, em frequências mais baixas, quando é alcançada uma força estável, apresentando um comportamento linear entre a força e a frequência de disparo (figura 3 A).

Em termos funcionais, o córtex motor primário tem um papel especial na produção de movimentos individualizados dos dedos, e os mecanismos de coordenação de movimento são similares à codificação populacional, assim, os dígitos que estão acoplados biomecanicamente por tendões comuns, além de não estar anatomicamente afastados uns dos outros, leva a que, para o movimento de um único dedo, seja necessária a excitação e inibição dos músculos que atuam em todos os dedos. Assim, cada CM controla um pequeno grupo de músculos relacionados com o movimento de um dedo em particular; ao final, as CM estão tão dispersas na representação da mão que a ativação de cada uma delas dependerá da tarefa que o músculo realizará.

Com o aumento da força muscular, as células motoras corticais iniciam a diminuição das taxas de disparo, dada sua intervenção durante os atos que necessitam de controle e precisão da força junto com mudanças suaves, levando a um desrecrutamento com maior especificidade de MU durante, por exemplo, a liberação de objetos. Em suma, o córtex motor primário apresenta dois níveis de organização: sistema de controle inferior por células CM acopladas para tarefas específicas no controle da ativação de movimentos; e sistema de controle de nível superior que codifica aspectos globais do movimento, os quais mudam somatotopicamente em relação à aprendizagem motora pela prática de tarefas sensório-motoras, o que faz da sua plasticidade uma importante estratégia na reabilitação, melhorando as respostas motoras na sua precisão e velocidade de execução, e fornecendo, com a experiência, um papel importante na aquisição e retenção de variadas habilidades motoras no córtex motor primário (figura 3 A).

O córtex pré-motor, em termos funcionais, tem a característica de planejar os movimentos, devido à capacidade de integrar vários sistemas sensoriais, predominando a

atividade de preparação, representada no nível neuronal pela associação com tarefas específicas, tais como: movimento de dedos na manipulação de objetos associada à área motora suplementar; movimentos desencadeados por eventos sensoriais externos associados às áreas pré-motoras laterais; ação retardada por marcador no início da tarefa associada à área motora dorsolateral; adaptação da mão à forma dos objetos, associada à área motora ventrolateral; ensaio mental de um movimento (imaginação motora) utilizando a imaginação visual para planejar o movimento com o mesmo padrão associado ao córtex parietal posterior, o que equivale à execução da tarefa; e mudança progressiva na ativação de neurônios motores e pré-motores durante o processo de automação do movimento no desenvolvimento de rotinas motoras específicas. A área motora suplementar é de grande importância, já que está encarregada do aprendizado e consolidação da representação interna das sequências de movimentos que podem ser elaborados e monitorados com tarefas de retorno instruídas, foco da presente tese. Esses movimentos são potencializados pelas eferências da área pré-suplementar, que é quem planeja os movimentos. Sua atividade neural, chamada de potencial preparatório, aparece um segundo antes de iniciar a execução do movimento na região pré-motora medial, e pode ser monitorada utilizando como indicador o aumento do fluxo sanguíneo. A área pré-suplementar está relacionada intimamente com a memória, o que reflete uma constante troca de informação com o córtex pré-frontal, assim, suas eferências na região suplementar consolidam os programas motores para as sequências aprendidas.

Nas áreas motoras dorsolaterais acontece a transformação sensoriomotora resultado da integração de informações de várias modalidades, como a visão, que acaba na seleção da ação para a execução do movimento, já que faz uma associação entre a informação sensorial com o movimento por aprendizagem associativa do ato mais apropriado. Isso resulta em uma seleção interna por evocação de imagens mentais, com a qual se pode melhorar a capacidade de aprendizado de novas respostas adaptativas, aumentando a eficácia e precisão. Finalmente, as tarefas motoras, como alcançar e segurar um objeto, estão relacionadas com os canais parieto-premotores, onde os movimentos dirigidos a um objetivo precisam da transformação sensoriomotora da representação sensorial do meio ambiente, gerando sinais de controle muscular. Na execução da resposta motora, primeiro os dedos são separados e fechados à medida em que o objeto é segurado. Aqui, a

cinemática de segurar depende do próprio objeto e não da localização, já que a postura do corpo, ombro e mão são ajustados por retroalimentação visual ou proprioceptiva. O aprendizado de movimentos por seguimento visual usa “simulação” ativa, um tipo especial de neurônio na área ventrolateral chamado de neurônio espelho, essencial para a transferência interna da dimensão abstrata da propriocepção na organização de novos programas motores.

Uma vez feito o processamento cognitivo, as eferências da resposta motora desenvolvidas no córtex pré-motor, córtex motor primário e núcleos sub-corticais descem pelos tratos corticobulbar e corticoespinal. As fibras do trato corticobulbar controlam os núcleos motores do tronco encefálico, os quais inervam os músculos da face e cabeça por projeções monossinápticas dos núcleos motores e sensoriais pela via dos nervos trigêmeos, tanto facial como hipogloso, no tronco encefálico. Aqui, vários núcleos são projetados até a substância cinzenta, conformando as vias mediais e laterais. No primeiro caso, as vias mediais controlam a postura básica onde, com a influência das áreas motoras corticais, podem ser organizados movimentos altamente diferenciados, os quais descem por três principais tratos: o vestibuloespinal (medial, lateral), o reticuloespinal (medial, lateral) e o tectoespinal, que fazem conexão, na sua grande maioria, com interneurônios e neurônios proprioespinais longos do segmento ventromedial da zona intermédia. Após ter descido pelas colunas ventrais ipsilaterais da medula espinal, isso acaba influenciando a excitação ou inibição dos músculos proximais e distais. No segundo caso, o movimento dos membros relacionados a um objetivo é conduzido pelas vias laterais do tronco encefálico, que, por sua vez, acabam sobre interneurônios do segmento dorsolateral da substância cinzenta da medula espinal, influenciando a atividade excitatória ou inibitória dos músculos dos membros distais. A principal via descendente lateral da região do tronco encefálico é o trato rubroespinal e sua origem aparece no segmento magnocelular do núcleo rubro no mesencéfalo. Assim, as fibras rubro-espinais descem pela medula oblonga até o segmento dorsal da coluna lateral da medula espinal.

As fibras do trato corticoespinal controlam os núcleos motores que, por sua vez, inervam os músculos proximais como o tronco e distais, e os membros (figura 3 B e C). Ainda assim, algumas fibras do córtex cerebral controlam indiretamente a atividade da medula espinal com a modulação do tronco encefálico. As duas fibras descem pelo

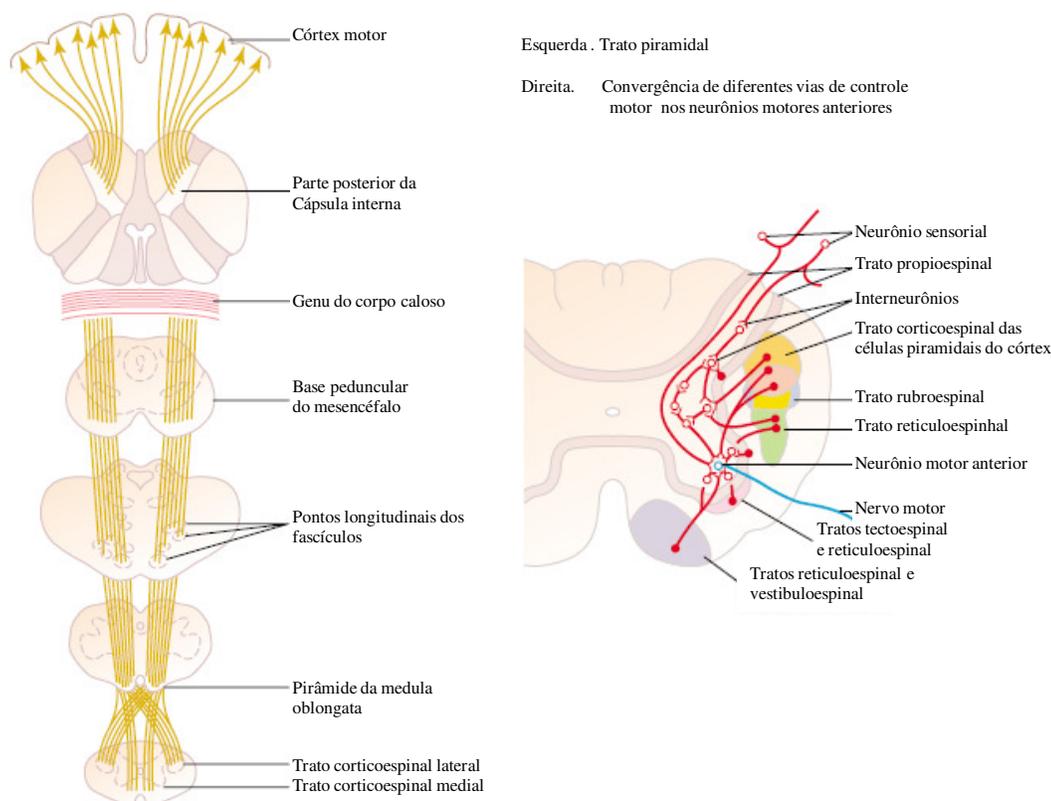
segmento posterior da cápsula interna, no segmento ventral do mesencéfalo, e depois são separadas em pequenos fios de fibras que passam pelo interior dos núcleos pontinos. A reagrupação das fibras acontece na superfície ventral do bulbo, formando a pirâmide bulbar. Só três quartos das fibras corticoespinhais cruzam a linha média da decussação entre o bulbo e a medula espinhal, descendo pela coluna dorsolateral e formando o trato corticoespinal lateral. As fibras restantes descem pelas colunas ventrais, formando o trato corticoespinal ventral, sendo que as duas acabam muito próximas nas mesmas regiões da substância cinzenta medular. As projeções do trato corticoespinal lateral dirigem-se principalmente aos núcleos motores da porção lateral do corno ventral e para alguns interneurônios na zona intermédia. Por outro lado, as projeções do trato corticoespinal ventral estendem-se bilateralmente na coluna celular ventromedial, e na zona intermediária, as quais contêm núcleos motores que inervam os músculos proximais.

Para descrever a organização da região da medula espinhal na coordenação e controle direto da resposta motora ou via final comum, é importante ter clareza que as fibras aferentes primárias ou sensoriais, antes de ser inseridas na medula espinhal, são ramificadas profusamente previamente ao contato com as lâminas da substância cinzenta espinhal, onde fazem sinapse com: interneurônios locais que apresentam axônios com projeções no mesmo segmento espinhal ou em segmentos adjacentes; neurônios próprio-espinhais com projeções axônicas distantes; neurônios de projeção com terminações axonais nos centros superiores de controle motor; e neurônios motores que apresentam projeções no exterior do sistema nervoso central para os diferentes músculos. Os corpos celulares dos neurônios motores, que agem diretamente sobre os músculos, estão no interior da medula, agrupados em núcleos motores organizados em colunas longitudinais (figura 4).

Portanto, os núcleos motores que inervam os músculos proximais estão localizados medialmente, e os que inervam os músculos distais estão gradativamente laterais dentro da medula espinhal. No caso dos interneurônios da medula espinhal estes apresentam uma organização similar, mas com projeções para os núcleos motores mediais no caso dos interneurônios mais mediais da zona intermédia da medula espinhal, controlando os músculos proximais de ambos os lados do corpo (figura 4). Por outro lado, os interneurônios localizados lateralmente estendem-se somente até os neurônios motores que estão projetados nos músculos de cintura ipsilateral, diferentemente dos interneurônios

mais laterais, os quais apresentam sinapse com neurônios motores que inervam os músculos ipsilaterais mais distais.

**Figura 4.** Vias descendentes e circuitos convergentes da resposta motora no tronco encefálico e medula espinal. Esquerda: tronco piramidal e vias de tráfego da resposta motora pelo trato corticoespinal.



Direita: circuito de convergência dos neurônios motores anteriores durante o controle dos movimentos. Adaptado de Guyton (2005).

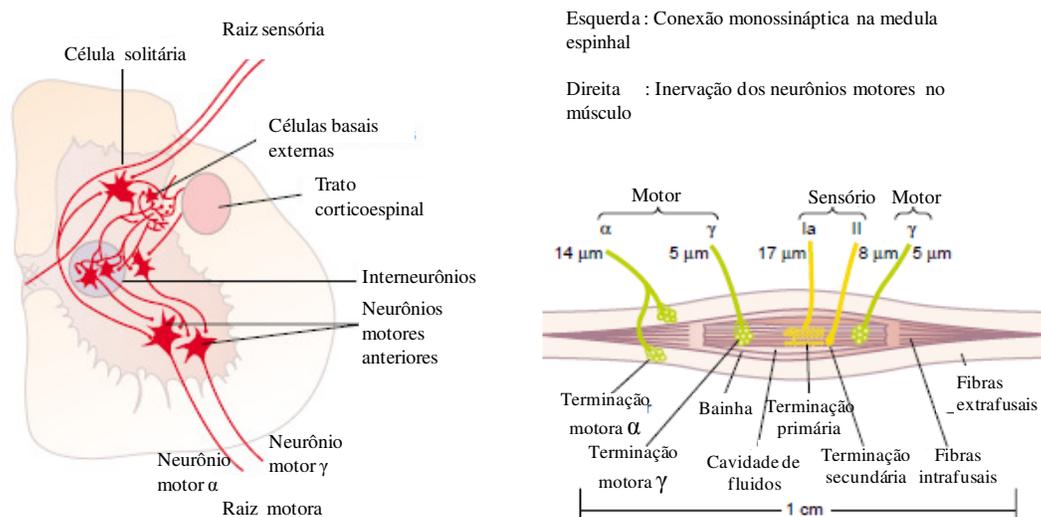
As projeções para cima e para baixo dos axônios propioespinais na substância branca da medula espinal fazem sinapse com interneurônios e neurônios motores localizados em segmentos diferentes e distantes de seus corpos celulares, sendo que os mediais viajam pelas colunas medial e ventral com longos e ramificados axônios, chegando a coordenar movimentos do pescoço e pelve. Isto os faz muito importantes durante os ajustes posturais; os laterais interconectam uma quantidade menor de segmentos e terminações menos difusas, melhorando sua independência de outros músculos mais distais e com maior variedade de padrões na ativação muscular, como acontece no caso da coordenação dos movimentos do ombro e cotovelo que são mais estereotipados e menos

variados que os do punho e cotovelo. Diferentemente dos movimentos dos dedos, eles precisam de um grau mais alto de diferenciação, independentemente de requerer contrações específicas de muitos músculos diferentes.

Uma vez conhecida a origem dos diferentes tipos de movimentos e as estratégias de coordenação e controle motor, requisitados para o desenvolvimento de movimentos voluntários, podem-se descrever os mecanismos fisiológicos da resposta mecânica do sistema músculo esquelético que agem durante o processo de contração muscular na via final comum, assim como sua intermediação na modulação dos sistemas reflexos da medula espinhal, permitindo avaliar que tarefas motoras são viáveis, em função das potencialidades e limitações biológicas que oferece a organização da resposta motora e da necessidade de seu uso biotecnológico.

Portanto, a via final comum, composta por neurônios motores laterais localizados em cada segmento dos cornos anteriores de substância cinzenta dão origem a fibras nervosas que deixam a medula por meio das raízes anteriores que, por sua vez, inervam diretamente as fibras musculares esqueléticas. As projeções são neurônios que, por sua função, estão divididos em dois tipos: neurônios motores alfa e neurônios motores gama. Os motoneuronios alfa dão origem ao grande grupo de fibras motoras tipo alfa ( $A\alpha$ ) de 14  $\mu\text{m}$  de diâmetro, apresentando muitas ramificações, geralmente após entrarem no músculo, inervando várias fibras extrafusais musculares esqueléticas. Assim, a estimulação de uma fibra motora  $\alpha$  excita de três a várias centenas de fibras musculares esqueléticas, conformando a MU. Por outro lado, as motoneuronas gama, que também excitam as fibras dos músculos esqueléticos, apresentam seus corpos neurais nos cornos anteriores da medula espinhal, sendo que a transmissão dos impulsos nervosos é feita por fibras nervosas motoras de menor tamanho, do tipo A gama ( $A\gamma$ ) com média de 5  $\mu\text{m}$  de diâmetro que, por sua vez, inervam fibras musculares esqueléticas especiais chamadas fibras intrafusais (figura 5 direita). Por último, os interneurônios, que estão presentes em todas as áreas da substância cinzenta da medula, no corno dorsal, corno lateral e áreas intermediárias entre eles, apresentam muitas interligações uma com a outra, e sinapses diretas com os neurônios motores alfa, responsáveis por várias das funções integrativas da medula espinhal. Esses tipos de neurônios participam de circuitos *divergentes*, *convergentes* ou de *descarga repetitiva*.

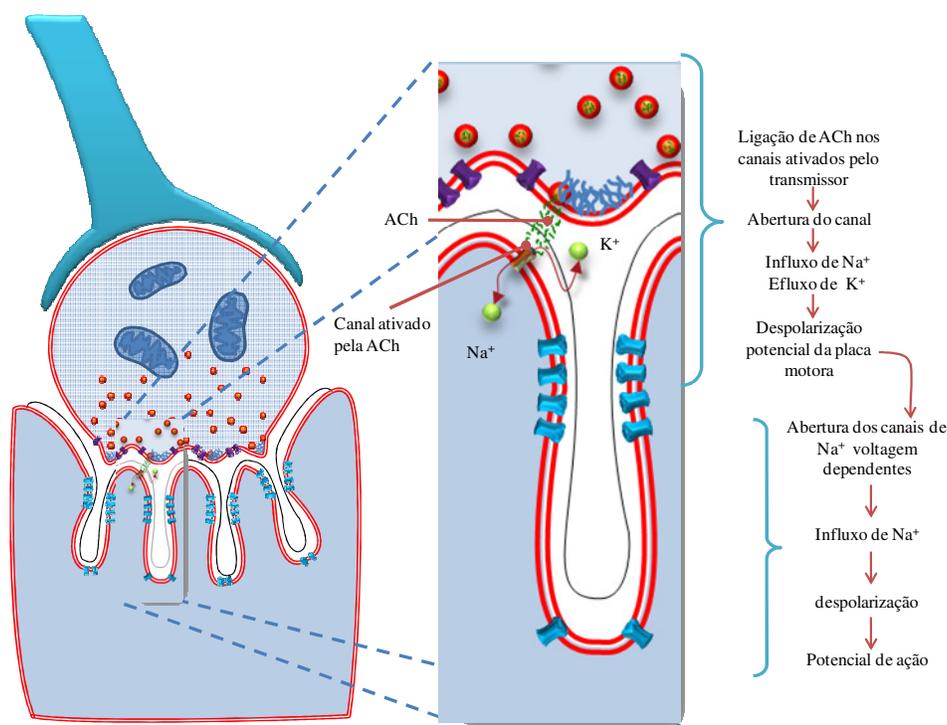
Para aplicar a tensão correta e simultânea de diferentes músculos esqueléticos com o objetivo de gerar os movimentos desejados, as motoneuronas alfa inserem-se nas fibras musculares extrafusais, as quais apresentam diâmetros entre 5 a 100  $\mu\text{m}$ , e comprimentos de 2 a 6 cm, arranjadas em centenas de milhares ou milhões, dentro de um músculo. Um núcleo motor da medula espinhal ou do tronco encefálico possui aproximadamente uma centena de neurônios motores, os quais são projetados e ramificados progressivamente através de uma trajetória ventral, pelos nervos periféricos, até entrar no músculo que será controlado, estendendo-se para 100 a 1000 fibras musculares, cada uma inervada por um neurônio motor, conformando a MU. Assim, a conexão funcional entre a fibra muscular e o neurônio motor é ativada pela sinapse química da placa motora.



**Figura 5.** Conexões sensoriomotoras e inervação das fibras musculares. Esquerda: conexões de fibras sensoriais periféricas e fibras corticoespinais. Direita: inervação dos neurônios motores alfa e gama nas fibras intrafusais e extrafusais. Adaptado de Guyton (2005).

A sinapse neuromuscular se caracteriza pela junção de um neurônio motor com uma fibra musculoesquelética com ativação química direta de um único receptor (ACh). O ponto de inervação ao músculo é chamado de placa motora, no qual o terminal do axônio perde sua camada de mielina e separa-se em vários ramos chamados de botões sinápticos, cada um dos quais localizados sobre uma dobra juncional na superfície da fibra muscular pós-sináptica, onde aglomerados de receptores nicotínicos ionotrópicos transmembranais do

sinal sEMG compostos de 4 subunidades protéicas se ligam ao transmissor ACh liberado pelo terminal axônico em vesículas (figura 6).



**Figura 6.** Resposta de uma célula muscular pós-sináptica à ligação receptor-transmissor de ACh permeáveis aos íons Na<sup>+</sup> e K<sup>+</sup>. Adaptado de Kandel (2002).

As células se misturam com a membrana celular na zona de ativação, mediado pelo influxo de Ca<sup>2+</sup> e modulado por canais de Ca<sup>2+</sup> voltagem dependentes, ativados pelos potenciais de ação pré-sinápticos (a densidade dos aglomerados é de cerca de 100.000 receptores por  $\mu\text{m}^2$ ). A fenda sináptica apresenta uma distância de 100 nm de largura, com uma membrana basal de colágeno que tem ancorada enzimas acetilcolinesterase, as quais hidrolisam a ACh. No interior da dobra, uma despolarização rápida ultrapassa o potencial excitatório na célula muscular, também chamado de potencial da placa motora. Seu efeito amplificador consegue um potencial sináptico de 70 mV, o que permite a ativação dos canais iônicos de Na<sup>+</sup> voltagem dependente no interior das dobras juncionais, convertendo o potencial da placa em potencial de ação que se propaga ao longo da fibra muscular (os canais de Na<sup>+</sup> voltagem dependentes ativados na dobra não apresentam retroalimentação

positiva, pelo que o potencial sináptico tem que recrutar canais dependentes de voltagem vizinhos para produzir os potenciais de ação).

Assim, a corrente da placa motora que gera o potencial excitatório pós-sináptico (EPSP) é definida como

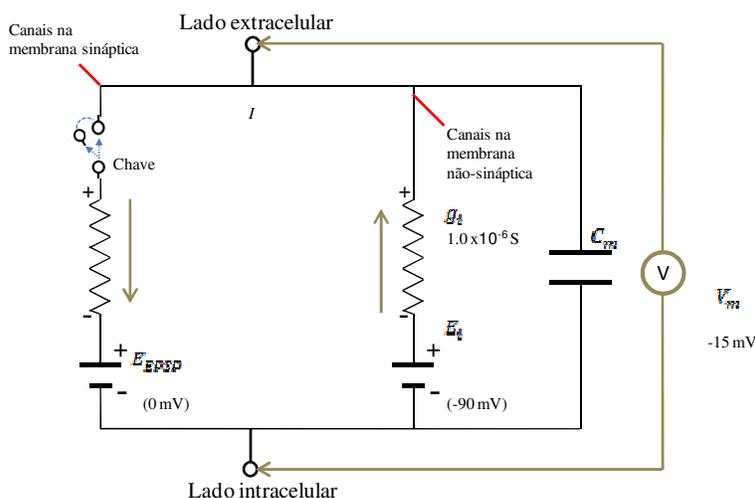
$$I_{EPSP} = g_{EPSP} \times (V_m - E_{EPSP}), \quad (1)$$

A placa motora é representada por  $I_{EPSP}$ ; a condutância dos canais iônicos que são ativados pela ACh são representados por  $g_{EPSP}$ ; o potencial de membrana é representado por  $V_m$ ; e a força química representa-se por  $E_{EPSP}$ , a qual age como uma bateria, devido a uma condução dos íons por canais ativados pela ACh em dois pontos ativos, gerando um gradiente de concentração, o que permite medir a força química que impulsiona os íons através dos canais que são ativados na ACh na placa motora. O poro do canal apresenta um diâmetro aproximado de 0,8 nm, e essas condições de permeabilidade não discriminam íons  $Na^+$  e  $K^+$  que trafegam quase igualmente, assim como o íon  $Ca^{2+}$ . Portanto, esses canais, diferentemente dos canais voltagem dependentes, que são tudo-ou-nada, abrem e fecham em degraus retangulares pequenos de corrente iônica. No potencial de repouso de -90 mV, os degraus ficam próximo de -2,7 pA por canal que, em estado aberto, permite a passagem de quase 17 milhões de íons por segundo, com uma condutância de 30 pS, dadas as variações nos degraus da corrente unitária, de acordo com o  $V_m$ .

Apesar do comportamento estocástico do tempo de ativação de um canal unitário, tem-se um tempo médio de 1 ms de abertura do canal. Em suma, mais de 200.000 canais individuais ativados por ACh são abertos ao mesmo tempo, com degrau de canais unitários, gerando na totalidade, uma forma de onda que decai uniformemente. Assim, a condutância total  $g_{EPSP} = n \times \gamma$ , onde  $n$  representa o número médio de canais abertos pela ACh, e  $\gamma$  a condutância de um canal, que junto com a probabilidade de estar aberto,  $P_o$ , permite expressar a corrente total da placa como:

$$I_{EPSP} = N \times P_o \times \gamma \times (V_m - E_{EPSP}), \quad (2)$$

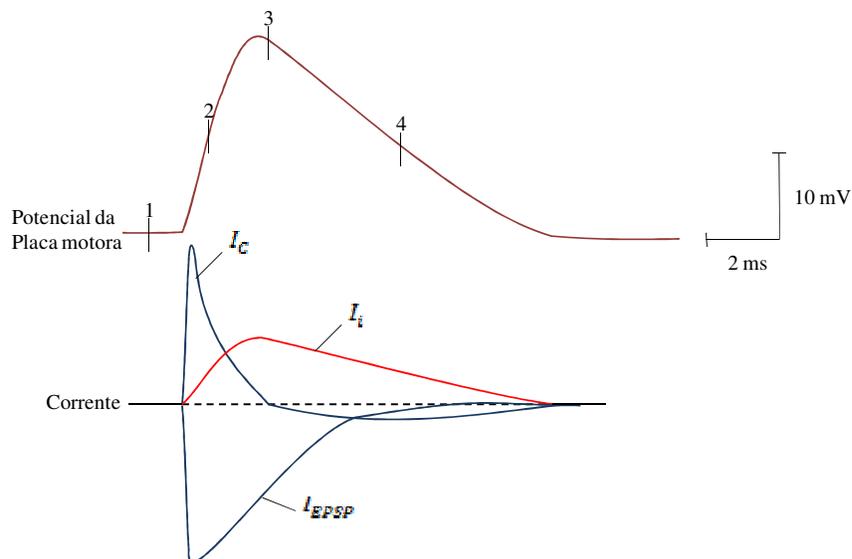
onde  $N$  representa o número total de canais de ACh na membrana da placa motora. A corrente da placa motora é mostrada no circuito equivalente da figura 7. Aqui, a fenda sináptica não apresenta estímulos que liberam transmissores ACh. Portanto, a configuração dos canais ativados faz com que os poros estejam fechados, impedindo o fluxo de corrente, descrevendo um circuito aberto sem condutância sináptica conectada ao circuito. Quando o neurotransmissor se liga ao receptor de ACh, o canal sináptico se abre, e o circuito eletricamente equivalente aciona a chave que passa à via de repouso  $g$  que flui para fora, com a via de condutância ativada ( $g_{EPSP}$ ) que flui para dentro, resultando em uma despolarização de -90 mV, que representa o estado de repouso, para -15 mV, que representa o pico do potencial da placa motora.



**Figura 7.** Circuito equivalente da placa motora com duas vias paralelas de corrente. Adaptado de Kandel (2002).

Na figura 8, é representada a evolução temporal da placa motora, um esquema do comportamento da corrente durante os estados de ativação dos canais iônicos antes e depois da ligação ao receptor ACh ( $I_{EPSP}$ ) na célula muscular pós-sináptica.  $I_i$  representa o comportamento dos canais de vazamento, e  $I_c$  indica o comportamento do capacitor, mostrando que quando o potencial de membrana está mudado, a corrente capacitiva flui. O pico do potencial da placa motora sugere que o sistema chega ao estado de equilíbrio. Assim, o influxo de corrente iônica pelos canais ativados por ACh é igualmente balanceado

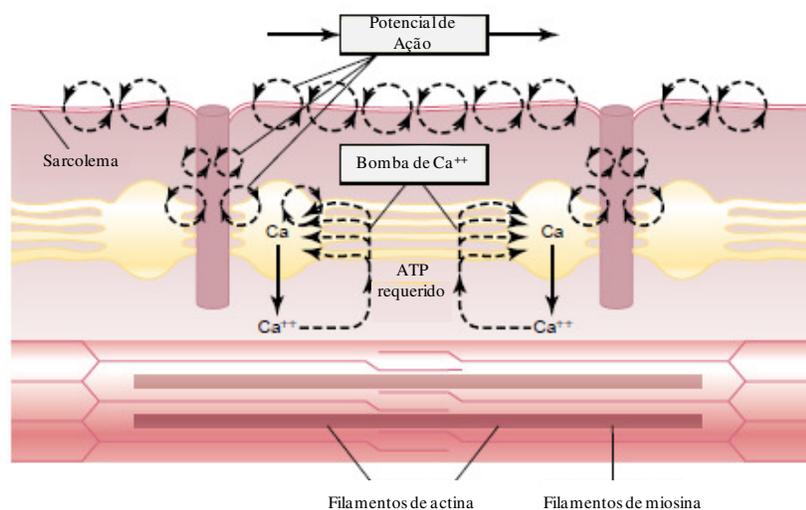
pelo efluxo da corrente iônica pelos canais de repouso, impedindo o fluxo da corrente capacitiva. Assim, embora um potencial de ação não seja suficiente para gerar uma ação da fibra muscular, neurônios motores compensam a deficiência, já que apresentam entre 50 e 100 aferências excitatórias que disparam juntos, produzindo um potencial de ação grande o suficiente para ser conduzido pela célula muscular.



**Figura 8.** Evolução temporal do potencial da placa motora; tempo 1: estado de equilíbrio; tempo 2: surgimento da ação sináptica (dinâmica); tempo 3: pico da ação sináptica (estado de equilíbrio); tempo 4: declínio da ação sináptica (dinâmico). Adaptado de Kandel (2002).

Portanto, na junção neuromuscular, a acetilcolina age sobre uma área local da membrana da fibra muscular para abrir múltiplos canais de acetilcolina fechados, através de proteínas que flutuam na membrana. A abertura dos canais fechados de acetilcolina permite que grandes quantidades de íons de sódio possam se difundir para o interior da membrana da fibra muscular, iniciando o potencial de ação na membrana, que viaja ao longo da membrana da fibra muscular, da mesma forma que os potenciais de ação viajam ao longo das membranas das fibras nervosas. O potencial de ação despolariza a membrana muscular, e a maior parte do potencial de ação elétrica flui através do centro da fibra muscular, fazendo com que o retículo sarcoplasmático possa liberar grandes quantidades de íons de cálcio ( $\text{Ca}^{2+}$ ) previamente armazenados (figura 9). Os íons de  $\text{Ca}^{2+}$  iniciam as forças de atração entre os filamentos de actina e miosina, fazendo-as deslizar de um lado a outro,

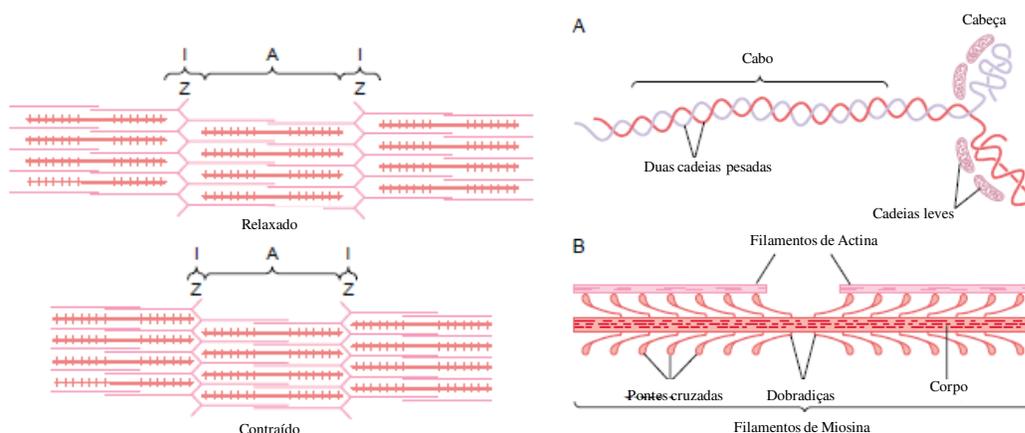
processo chamado de *contração*. Após uma fração de segundo, os íons de cálcio são bombeados de volta para o retículo sarcoplasmático por uma bomba de membrana de  $\text{Ca}^{2+}$ , e permanecem armazenados no retículo até que é ativado um novo potencial de ação muscular; essa remoção dos íons de cálcio das miofibrilas provoca o final da contração muscular (Guyton, 2005).



**Figura 9.** Acoplamento excitação-contracção no músculo, mostrando um potencial de ação que provoca a liberação de íons de cálcio do retículo sarcoplasmático e, em seguida, a recaptação dos íons de cálcio por uma bomba de cálcio. Adaptado de Guyton (2005).

Em termos moleculares, o processo de contração muscular necessita de energia, e grandes quantidades de ATP (Adenosin-trifosfato) são hidrolisadas e transformadas em adenosina difosfato (ADP), sendo o processo determinado pela seguinte sequência de eventos: antes do início da contração, as cabeças das pontes cruzadas são ligadas ao ATP, e a atividade ATPase da cabeça da miosina cliva imediatamente o ATP, deixando os produtos da clivagem, o ADP e os íons de fosfato amarrados na cabeça das pontes. Neste estado, a conformação da cabeça é tal que se estende perpendicularmente para o filamento de actina, mas sem estar ligada à mesma. Quando o complexo troponina-tropomiosina se liga com os íons de cálcio, sítios ativos do filamento de actina são descobertos, e a miosina então é ligada. A ligação entre a cabeça da ponte cruzada e o sítio ativo do filamento de actina provoca uma mudança conformacional na cabeça, levando a se inclinar em direção ao braço

da ponte cruzada, fazendo com que o curso de energia apresente o filamento de actina. A energia que ativa o curso de potência e a energia já armazenada agem como uma mola “engatilhada” através da alteração conformacional na cabeça quando a molécula de ATP estava sendo clivada (figura 10).



**Figura 10.** Estados relaxado e contraído de várias miofibrilas. Esquerda superior: o deslizamento dos filamentos de actina nos espaços entre os filamentos da miosina, e na parte inferior o mecanismo que amostra as membranas Z, umas em relação a outras. Direita: A representa as moléculas de miosina e B a interação entre as pontes cruzadas das moléculas de miosina com os filamentos de actina adjacentes. Adaptado de Guyton (2005).

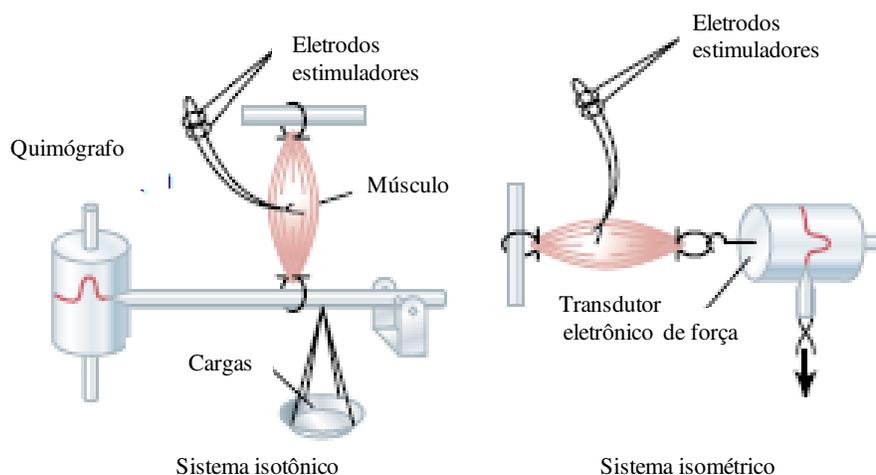
Uma vez que a cabeça da ponte cruzada é inclinada, são liberados os íons de ADP e fosfato que foram previamente fixados à cabeça. No local de liberação do ADP, uma nova molécula de ATP entra em contato, e esta ligação do novo ATP provoca desprendimento da cabeça da actina. Depois que a cabeça é separada da actina, uma nova molécula de ATP é clivada para iniciar o próximo ciclo, gerando um novo curso de potência. Ou seja, a energia novamente engatilha a cabeça para trás na sua condição perpendicular, pronta para começar o novo ciclo do curso de potência. Quando a cabeça está novamente reposicionada (com a sua energia armazenada derivada do ATP clivado), liga-se com um novo local ativo no filamento de actina desengatilhando-se, e mais uma vez está pronta para proporcionar um novo curso de potência (Guyton, 2005). No caso em que vários potenciais de ação da placa motora sejam gerados e recebidos continuamente, várias pontes cruzadas são formadas, o que resulta em uma maior força de contração, porém, a relação entre a frequência de

disparo dos potenciais de ação é diretamente proporcional à intensidade da força de contração, mantendo-a sem interrupção, comportamento este chamado de tétano perfeito ou contração tetânica máxima.

Em relação à estabilidade do processo de contração, as “*conexinas*”, que são filamentos finos altamente elásticos, têm a função de alinhar os filamentos de miosina (grossos) e actina (finos), mantendo-os juntos no caso do músculo ser esticado acima do limite de sobreposição. O restante da força passiva é fornecida por órgãos de conexão endossomiais, os quais revestem cada fibra muscular por uma matriz de colágeno, ajudando na distribuição da tensão e nas mudanças no comprimento do sarcômero de forma uniforme, para depois inserir-se em tecidos conjuntivos como aponeuroses e tendões, que podem armazenar energia mecânica durante a contração muscular. No caso da tensão ativa, o número de pontes cruzadas constituídas, a força gerada por cada ponte cruzada e a velocidade do movimento de cada uma delas, embora sejam processos fisicamente independentes, são fatores que condicionam o processo de contração das fibras musculares.

As contrações musculares apresentam diferentes características, segundo o trabalho na sua relação força-distância. Quando as pontes cruzadas produzem força sem alteração do comprimento da fibra, o músculo encontra-se em estado *isométrico* ou estático, o que ocorre quando a carga é menor do que a força de contração e os músculos são contraídos, o que acontece, por exemplo, durante a flexão do bíceps, também chamada de trabalho *concêntrico*. Por outro lado, se a carga é maior do que a força de contração, o músculo esticará, o que é chamado de trabalho *excêntrico*, que ocorre, por exemplo, na extensão do bíceps, causando um consumo de energia pelas pontes cruzadas proporcional à velocidade e não à força com que é produzida. Portanto, quanto mais rápido o movimento, maior é o consumo de energia, já que cada ponte de união desfosforila uma molécula de ATP durante a separação no final de um fluxo de força, o que é diferente do alongamento, onde a taxa de consumo de energia é muito menor. Quando as fibras são encurtadas, mas a tensão sobre o músculo permanece constante, o estado é chamado de *isotônico* ou dinâmico. Neste caso, o músculo se encurta com uma carga fixa e sua inércia, o que ocorre, por exemplo, ao fazer repetidas flexões do bíceps com uma carga específica a uma velocidade constante durante um tempo determinado (figura 11).

A combinação das contrações isotônicas juntamente com as isométricas são chamadas de autotônicas ou *auxotônicas*. Quando a resistência é diretamente proporcional ao desenvolvimento da força por espaço de tempo, é gerado um trabalho acomodativo onde a resistência é adaptada à força muscular utilizada, processo este chamado de contração isocinética. Finalmente, a contração *pliométrica* ou relativa desenvolve uma passagem do trabalho muscular excêntrico para o concêntrico, estimulando o reflexo miotático. Uma vez que os diferentes tipos de trabalho contrátil são diferenciados, pode-se avaliar a maior quantidade de força que um músculo pode exercer voluntariamente, também chamada de Máxima Contração Voluntária (MVC, do inglês *Maximum Voluntary Contraction*), de grande utilidade em avaliação de comportamentos isométricos.



**Figura 11.** Sistema isotônico e isométrico para o registro da contração muscular. Adaptado de Guyton (2005).

Uma prolongada e forte contração de um músculo conduz a um estado conhecido como fadiga muscular, caracterizada por apresentar uma relação proporcional com a taxa de depleção de glicogênio muscular. Portanto, a fadiga é devido, principalmente, à incapacidade dos processos contráteis e metabólicos das fibras musculares para continuar fornecendo a mesma saída de trabalho. No entanto, algumas experiências demonstraram também que a transmissão do sinal nervoso através da junção neuromuscular, pode diminuir as frequências das taxas de disparo dos potenciais de ação, após uma intensa atividade muscular prolongada, diminuindo ainda mais a contração muscular. A interrupção do fluxo de sangue através de uma contração muscular leva à quase completa fadiga

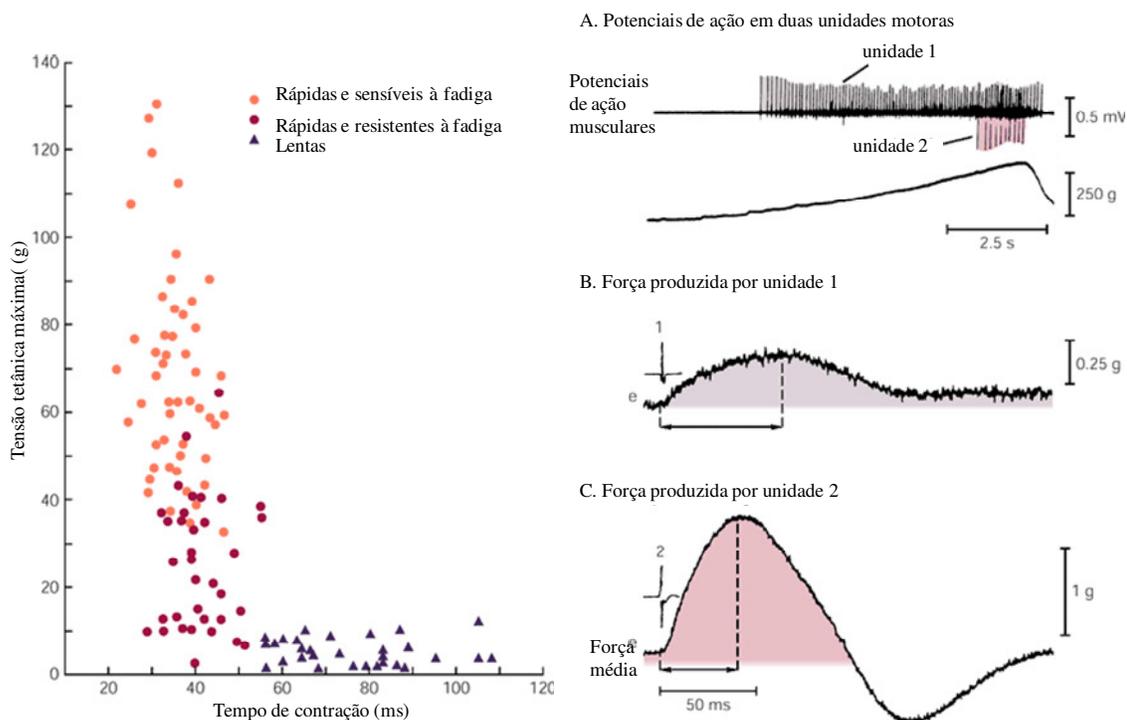
muscular, dentro de um ou dois minutos, por causa da perda de suprimento de nutrientes, especialmente perda de oxigênio.

Para aumentar a resistência à fadiga, fibras especializadas são ativadas sequencialmente com relação ao movimento e com a uma ordem fixa de recrutamento de MU. Assim, no caso das fibras musculares vermelhas, innervadas por mais de um tipo de unidades motoras durante movimentos suaves, as unidades de contração lenta fornecem baixas quantidades de força nas fibras tipo I, já que podem gerar pequenas tensões por longos períodos de tempo sem diminuir as cargas de energia, dado seu catabolismo oxidativo que utiliza glicose e oxigênio de circulação sanguínea, regenerando o ATP que ativa o processo de contração por metabolismo aeróbio. Quando é requisitada uma maior quantidade de força durante alguns instantes de tempo, as fibras musculares brancas são ativadas e desativadas nas suas fibras de contração rápida, ou fibras tipo II, que produzem forças mais efetivas por suas pontes cruzadas a altas velocidades de encurtamento, devido a duas fibras especializadas: as fibras tipo IIA, as quais são resistentes à fadiga rápida, combinando a dinâmica e a velocidade de contração com suficiente capacidade aeróbia para resistir à fadiga durante vários minutos; e as fibras de fadiga rápida IIB, que utilizam o catabolismo anaeróbio para gerar uma produção de maiores quantidades de força em curtos espaços de tempo, utilizando significativas quantidades de glicogênio, e produzindo energia rapidamente originada do ADP fosforilado na conversão a ácido láctico, o que termina sendo um fator limitante no seu funcionamento, dado que precisam de várias horas para se recuperar (figura 12 direita).

Assim, o processo de recrutamento das MU durante o desenvolvimento de um determinado movimento apresenta uma ordem, da mais fraca para a mais forte, a qual está correlacionada com o diâmetro e velocidade de condução dos axônios e com o tamanho do corpo celular do neurônio motor, assim como com o tamanho e força das unidades musculares (figura 12 esquerda). Portanto, à medida em que aumenta a soma dos neurônios excitatórios no núcleo motor, os neurônios motores são despolarizados com relação a seu tamanho, sendo os menores os primeiros em disparar, em comparação com os maiores, minimizando a fadiga e retendo o incremento de força, de acordo com o nível no qual cada unidade individual é recrutada. Para complementar, as frequências de disparo dos neurônios motores são outra condição de recrutamento, já que é medida em que suas aferências

*Capítulo 2: Transformação Biotecnológica do Sinal Bioelétrico sEMG*

sensoriais são estimuladas, eles começam a disparar 5 a 10 impulsos por segundo, resultando em uma fusão parcial das contrações nas fibras musculares alvo, sendo que o efeito resultante faz com que os neurônios motores maiores consigam ser despolarizados, aumentando sua força.



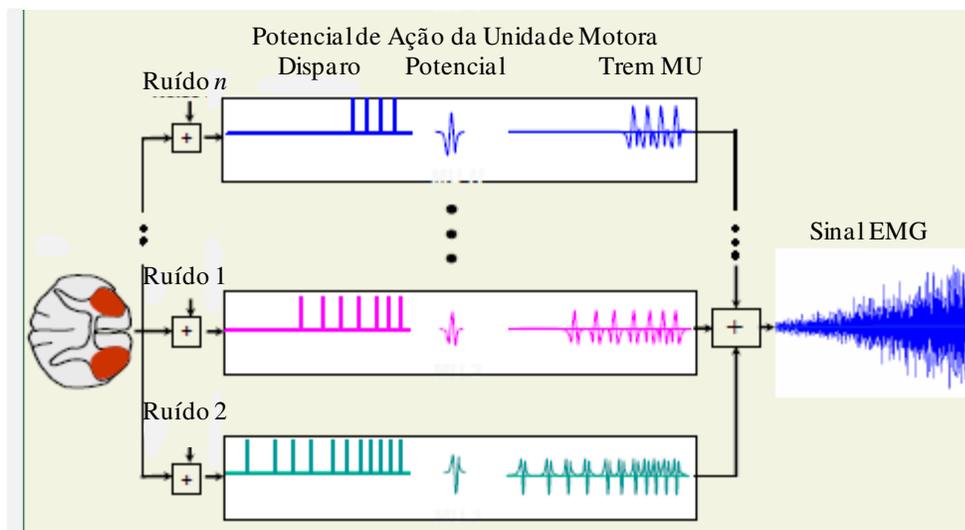
**Figura 12.** Recrutamento das unidades motoras durante a contração muscular. Esquerda: perfil fisiológico das UM do músculo gastrocnêmico de gato e seu comportamento em contrações lentas e rápidas. Direita: recrutamento das UM para resistência à fadiga: A) Comportamento das UM 1 e 2 em função das suas taxas de disparo; B e C) Forças de contração média produzidas pelas unidades motoras 1 e 2. Adaptado de Kandel (2002).

Para obter o controle e a coordenação dos mais de 250 músculos do corpo, é necessário manter uma retroalimentação constante da atividade corporal com o apoio dos diferentes reflexos da medula espinhal e/ou tronco encefálico, estimulados pelas diferentes modalidades do sistema somatossensório: mecanorreceptores, proprioceptores, termorreceptores e/ou nociceptores, os quais acabam sendo as vias aferentes monossinápticas dos neurônios motores gama ( $\gamma$ ) para reflexos cutâneos, em funções como proteção e postura ou reflexos de estiramento que se opõem ao aumento do comprimento do músculo. Esses reflexos inervam as fibras motoras intrafusais, e têm a função de manter a tensão do fuso muscular durante a contração ativa, garantindo a sensibilidade ao longo de toda a extensão de

comprimentos musculares possíveis, simultaneamente impedindo que as fibras sensoriais do fuso se tornem silenciosas no momento em que o músculo se encurta (figura 5 direita). Assim, para muitos movimentos voluntários, os neurônios motores alfa e gama são ativados quase em paralelo, padrão este chamado de *co-ativação alfa-gama*, o qual proporciona uma manutenção automática da sensibilidade. Em suma, a atividade dos neurônios motores gama estáticos ou dinâmicos são controlados em níveis superiores sempre que a velocidade ou dificuldade de movimento aumentam, adequando o tônus dos fusos e fornecendo informações mais adequadas para o desenvolvimento das tarefas motoras.

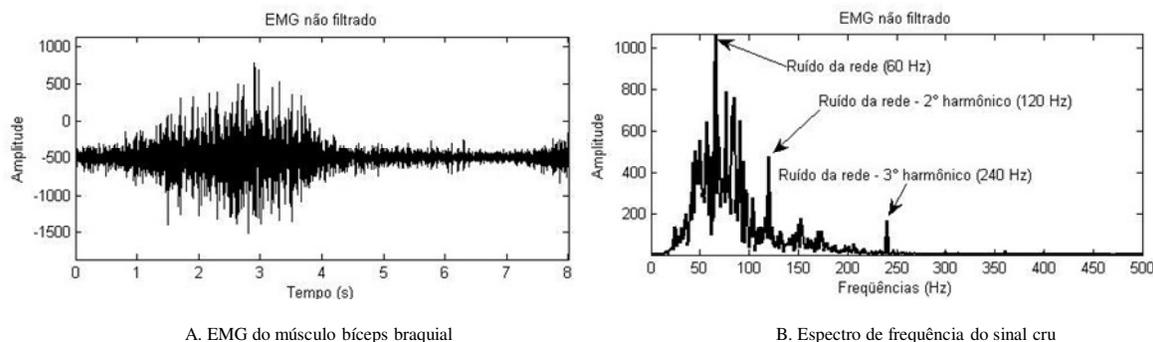
## **2.2 Condições para o Desenvolvimento de Protocolos de Captura do Sinal Mielétrico (SME)**

Assim que são geradas diferentes sincronias de ativação das fibras musculares durante o desenvolvimento de uma determinada tarefa motora pelos potenciais de ação da placa motora, uma corrente resultante forma o sinal bioelétrico detectável fora do corpo, em relação a cada músculo esquelético, já que a ação de várias MUs que descarregam seus potenciais de ação continuamente durante o movimento (MUAPs) resulta em um complexo padrão de potenciais elétricos normalmente acima dos 100  $\mu\text{V}$ . Esta técnica, que permite monitorar e avaliar a atividade elétrica do conjunto de membranas excitáveis do tecido musculoesquelético, é exatamente a eletromiografia EMG (do inglês *Electromiography*), a qual utiliza um dispositivo de instrumentação chamado eletromiógrafo que permite representar o sinal mioelétrico (SME) da atividade das fibras musculares na forma de uma voltagem, em função do tempo, da média dos potenciais de ação do sarcolema. Assim, o sinal mioelétrico (SME) é a soma algébrica de todos os potenciais capturados em um local específico (figura 13), sendo que os neurônios, ao ser capturados, são afetados por propriedades fisiológicas e anatômicas do sistema musculoesquelético, mecanismos de controle nervoso e por variações durante a transformação analógica para digital (Enoka, 2000; DeLuca, C. 1997; Merletti, 1999; Konrad, 2005).



**Figura 13.** Transformação do disparo de UM produto dos MUAPs no sinal mioelétrico (SME). Adaptado de DeLuca (2007).

Portanto, o sinal mioelétrico é caracterizado por ser de natureza estocástica (randômica) e poder ser representado por uma função de distribuição Gaussiana com valores de amplitude que vão de  $100 \mu\text{V}$  a  $10 \text{ mV}$ . A faixa útil de frequência do sinal é limitada de 0 a  $500 \text{ Hz}$ , com espectro de dominância no intervalo de  $50$  a  $150 \text{ Hz}$ , como mostrado na figura 14 (DeLuca, 1997).



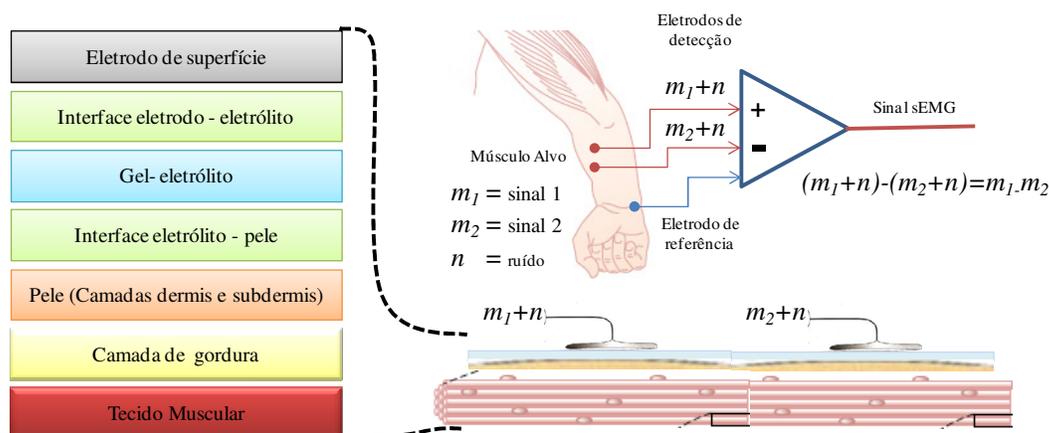
**Figura 14.** Sinal mioelétrico (SME) do bíceps braquial bruto durante uma contração isométrica no domínio do tempo (A) e no domínio da frequência (B).

Para captar o sinal mioelétrico, são utilizados eletrodos, os quais são sensores que convertem contrações musculares em sinais elétricos, sendo o local de conexão entre a pele

e o eletrodo chamado de interface eletrodo-pele. A superfície de detecção requer que o eletrodo fique o mais próximo possível do músculo para capturar a corrente iônica, comportando-se como um filtro passa-baixas que varia segundo o tipo de eletrodo e eletrólito (gel de acoplamento) utilizado na interface eletrodo-pele (DeLuca, 1997). Dependendo do tipo de músculo, condições de aquisição, tipo de tarefa motora ou natureza do movimento, diferentes eletrodos podem ser utilizados. Para captar a corrente do sinal mioelétrico durante a contração e relaxamento muscular na superfície de detecção da interface eletrodo-pele os eletrodos superficiais são os mais recomendáveis, especialmente por sua característica não invasiva, sendo esta técnica chamada de eletromiografia de superfície (sEMG, do inglês *Surface Electromyography*) (Quach, 2007). Esta técnica é utilizada nas aplicações biotecnológicas da presente tese.

Os eletrodos para este tipo de aplicações podem ser passivos ou ativos. No caso dos eletrodos passivos, são utilizados discos de platina ou prata Ag/AgCl, os quais vêm acompanhados de um gel condutor de eletrólitos que é colocado na superfície da pele. Esses eletrodos necessitam de uma configuração específica, podendo ser do tipo monopolar, bipolar ou multipolar (Douchene e Goubel, 1993). Para a configuração monopolar, é necessário o uso de um eletrodo de referência para melhorar a relação sinal ruído, (SNR, do inglês *Signal-to-Noise Ratio*), o qual deve estar distanciado o suficiente dos eletrodos de medida. Os eletrodos bipolares, utilizados na presente tese, estão relacionados com atividades de contração voluntária, dada sua alta taxa de rejeição em modo comum (CMRR, do inglês *Common Mode Rejection Ratio*). Neste caso, o sinal é captado em dois locais diferentes, sendo que o equipamento de aquisição especifica a diferença entre ambos os sinais, rejeitando os níveis de ruído em ambos os eletrodos (figura 15), (DeLuca, 1997).

Durante a aquisição de sinais sEMG, no caso dos eletrodos passivos, os cabos captam ruídos que podem ser atenuados com o uso de eletrodos ativos. Esses tipos de eletrodos amplificam os sinais antes de serem transmitidos, já que possuem um pré-amplificador diferencial embutido no próprio eletrodo. A impedância na interface pele-eletrodo pode variar desde vários milhares de ohms a vários megaohms na pele seca. Os eletrodos ativos utilizados nesta tese (*Touch Bionics*) possuem impedância de entrada da ordem de  $10^{12} \Omega$  (DeLuca, 2006).



**Figura 15.** Aquisição do sinal mioelétrico de superfície (sEMG), distribuição das camadas na zona de detecção e distribuição bipolar com eletrodos de discos de prata Ag/AgCl. Adaptado de García (2005).

Outro aspecto a considerar é a distância inter-eletrodo, que é definida como a distância de centro a centro entre as áreas condutivas dos eletrodos. Uma pequena variação nessa distância diminui a amplitude do sinal sEMG, podendo ter implicações no caso de estudos quantitativos na comparação entre aquisições feitas para um ou vários músculos. No caso dos eletrodos ativos utilizados nesta tese, a distância inter-eletrodo é de 20 mm (de centro a centro). Por outro lado, a forma do eletrodo e seu tamanho também influencia a amplitude do sinal, já que quanto maior área de superfície do eletrodo, maior é a amplitude do sinal sEMG detectado, e portanto, menor é o ruído elétrico induzido gerado na interface pele-eletrodo. Entretanto o eletrodo deve ser pequeno o suficiente para evitar o *crosstalk* (interferência) de outros músculos (Hermens et al., 2000).

Para obter uma ótima qualidade no processo de aquisição do sinal sEMG, é importante conhecer os principais artefatos do sistema e fisiológicos que contaminam o sinal bioelétrico. No primeiro caso, o ruído do sistema inerente aos componentes eletrônicos utilizados para a detecção apresentam componentes de frequência que variam de 0 Hz a 1000 Hz. Este ruído não pode ser eliminado, podendo somente ser reduzido pelo uso de componentes eletrônicos de alta qualidade. Outro tipo de ruído de sistema está no próprio ambiente, e provém de fontes de radiação eletromagnética, tais como equipamentos de rádiotransmissão, fios elétricos, lâmpadas, etc. O principal ruído dominante provém da

rede elétrica de 60 Hz (figura 14 B). Outro tipo de ruído do sistema são os artefatos de movimento, os quais são gerados, por um lado, na interface entre a superfície de detecção do eletrodo (figura 15) e, por outro lado, a partir do movimento do cabo de ligação do eletrodo com o equipamento de aquisição. Os ruídos de ambas as fontes têm a maioria de sua energia concentrada na faixa de frequências entre 0 a 20 Hz.

No caso dos artefatos fisiológicos, estes possuem frequência entre 0 e 20 Hz, e são particularmente instáveis porque são afetados pela natureza quase aleatória da taxa de disparo das unidades motoras, que, na maioria das condições, é o alvo, ou a faixa de frequência do comportamento alvo. Por último, o *crosstalk*, como consequência da interferência de atividade de músculos vizinhos, pode produzir sinais sEMG indesejados. Normalmente, esse *crosstalk* não excede 10% a 15% da amplitude do sinal capturado. Um dos mais relevantes artefatos fisiológicos está representado pelo batimento cardíaco (ECG) (DeLuca, 2006).

Para atenuar parte dos efeitos dos artefatos descritos deve-se diminuir a impedância na interface pele-eletrodo, de forma a melhorar a relação sinal-ruído. A Associação Europeia para a Eletromiografia de Superfície (SENIAM, do inglês *Surface Non-Invasive Assessment of Muscles*), juntamente com o ISEK (do inglês *International Society of Electrophysiology and Kinesiology*), recomenda protocolos de coleta com o uso de gel ou pasta eletrolítica na interface pele/eletrolito, aplicação de álcool para limpeza da pele, abrasão da pele e remoção dos pelos como primeira medida. Adicionalmente, devem-se localizar os eletrodos no ponto motor, sendo entendido ponto motor como o local do músculo onde uma mínima corrente elétrica causa um estímulo perceptível na zona de maior densidade neural das fibras musculares superficiais. Assim, os eletrodos devem ser colocados entre o ponto motor e o tendão distal do músculo alvo. Outra recomendação está focada na localização do eletrodo em relação às fibras musculares, já que o potencial de ação propaga-se nesse sentido, o que requer que os eletrodos sejam alinhados de tal forma que a superfície de detecção tenha uma adequada interseção com as fibras musculares. No caso do eletrodo de referência, o SENIAM recomenda sua localização, dependendo do músculo analisado, no punho, tornozelo ou vértebra espinhal C7. O eletrodo de referência (algumas vezes chamado eletrodo terra) é necessário para proporcionar uma referência comum para a entrada diferencial do equipamento de aquisição (figura 15), e deve ser

colocado o mais distante possível da área de medida sobre um tecido eletricamente neutro (por exemplo, em uma proeminência óssea). Muitas vezes este arranjo é inconveniente, pois são necessários conjuntos de fios entre os eletrodos e o equipamento de aquisição. É importante que o eletrodo de referência faça um bom contato elétrico com a pele, o que implica que o eletrodo deve possuir uma área maior (tipicamente de 2 cm x 2 cm). Além disso, o material do eletrodo de referência deve ser altamente condutor e deve ter fortes propriedades adesivas para fixar-se à pele com considerável estabilidade mecânica (DeLuca, 2006).

Além de todas as recomendações anteriores, para o desenvolvimento do protocolo de aquisição é necessário manter as mesmas condições de aquisição na realização das rotinas motoras, tendo especial precaução com variações no comportamento de um músculo ou de vários músculos de uma pessoa, e variações no comportamento do mesmo músculo de diferentes pessoas. Tais variações podem alterar significativamente o desempenho muscular durante a rotina motora, em diferentes tarefas e diferentes tempos, condicionando tanto a seleção do tipo de contração e duração quanto a marcação do início (*on-set*) e o fim (*off-set*) do sinal, além de afetar a fadiga muscular, o que será melhor exemplificado durante a apresentação dos estudos de caso do próximo capítulo desta tese.

Uma vez definido o tipo de registro e o potencial uso biotecnológico, podem-se desenvolver protocolos de aquisição para os sinais mioelétricos sEMG mais convenientes. Esses protocolos devem estar acompanhados de um critério de seleção dos indivíduos, seleção da representatividade da amostra por análise de potência, análise clínica por profissionais da área da saúde, controle das condições de captura do sinal, diminuição dos efeitos de artefatos para melhorar a relação sinal-ruído (SNR), escolha adequada do material de instrumentação e subsequente escolha do tipo de processamento digital do sinal para o seu reconhecimento e aplicação.

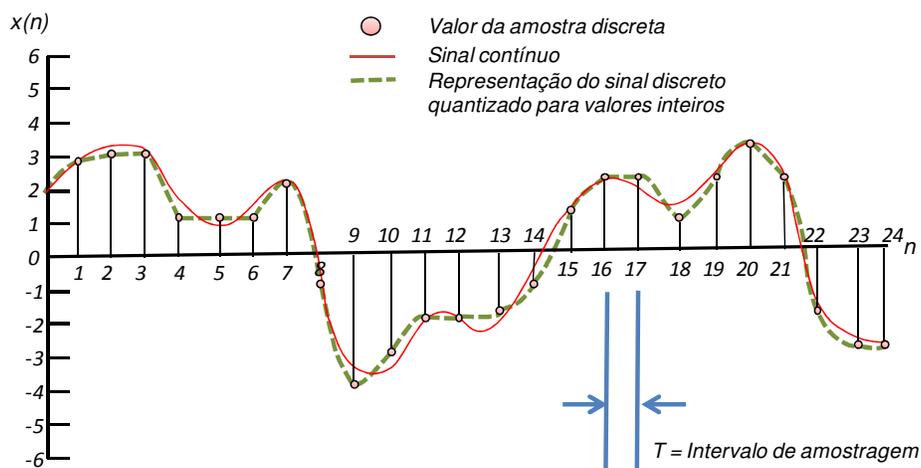
### **2.3 Aquisição e Processamento do Sinal Mioelétrico (SME)**

Uma vez determinado o protocolo experimental, o seguinte passo na aquisição do sinal mioelétrico (SME) após sua detecção contempla amplificação, filtragem analógica e conversão analógica digital (ADC, do inglês *Analog Digital Conversion*) para posterior processamento. Este processo consiste em amplificar, filtrar e medir amostras do sinal a intervalos muito curtos de tempo, e registrar estes valores na memória do computador. No sinal sEMG o sinal bruto apresenta uma faixa de frequência entre os 500 Hz e largura de banda útil entre 20 Hz e 150 Hz, variando segundo o tipo de músculo, velocidade, força de contração e taxa de disparo das UM's.

Para iniciar o processo de condicionamento do sinal mioelétrico SME, e a amplificação do sinal e rejeição do ruído indesejado, utiliza-se uma placa de aquisição de sinais que contém um amplificador de instrumentação que recebe o sinal analógico captado por um ou vários canais, sendo cada um composto por um eletrodo passivo ou ativo, segundo o caso, além do sinal de referência. Em seguida, amplifica-se a diferença de sinais entre os dois eletrodos. São então aplicados filtros analógicos para limitar a faixa de frequências do sinal de entrada. Três tipos de filtros são normalmente aplicados, cuja frequência de corte inferior do filtro passa-altas é de aproximadamente 20 Hz, e a frequência de corte superior do filtro passa-baixas está entre 400 Hz e 500 Hz. Além do mais, é recomendável o uso de um filtro Notch, com frequência de rejeição de 60 Hz, com a finalidade de assegurar a rejeição do ruído gerado pela rede elétrica (Aminoff, 2005).

Uma segunda placa eletrônica no sistema permite a conversão do sinal analógico para digital, a qual é representada por processos de amostragem e quantização, também chamada de discretização do sinal mioelétrico (Aminoff, 2005). Tal conversão necessita de um circuito para “congelar” a informação por alguns microssegundos, gerando uma amostragem e retenção da informação e assim transformando o sinal “congelado” em um valor digital, processo este chamado conversão analógica-digital (ADC) (figura 16). O processo consiste em três partes principais: processador, memória e codificador. O processador é o “cérebro” do sistema: ele coordena todas as funções de interface e fluxo de dados, e é caracterizado pelo número de bits processados e velocidade de processamento. A

memória é usada para armazenamento de instrução do processador e para o armazenamento do sinal digitalizado (expressa em bytes). O codificador gera respostas escalares para os sinais digitalizados, permitindo melhorar a relação sinal-ruído e possibilitar seu processamento.



**Figura 16.** Discretização do sinal mioelétrico, amostragem e quantização. Adaptado de Gils (2011).

O sinal sEMG é de natureza contínua, assim, para o sistema recuperar o sinal original na forma digital, é necessário usar o teorema da amostragem, formulado por Shannon e Nyquist, que afirma que um sinal deve ser amostrado em uma taxa superior à mais alta frequência presente no sinal. No caso, uma frequência de amostragem superior a 1000 Hz é utilizada para os sinais sEMG, já que esses possuem largura de banda entre 20 Hz e 500 Hz (Hilden, 1998).

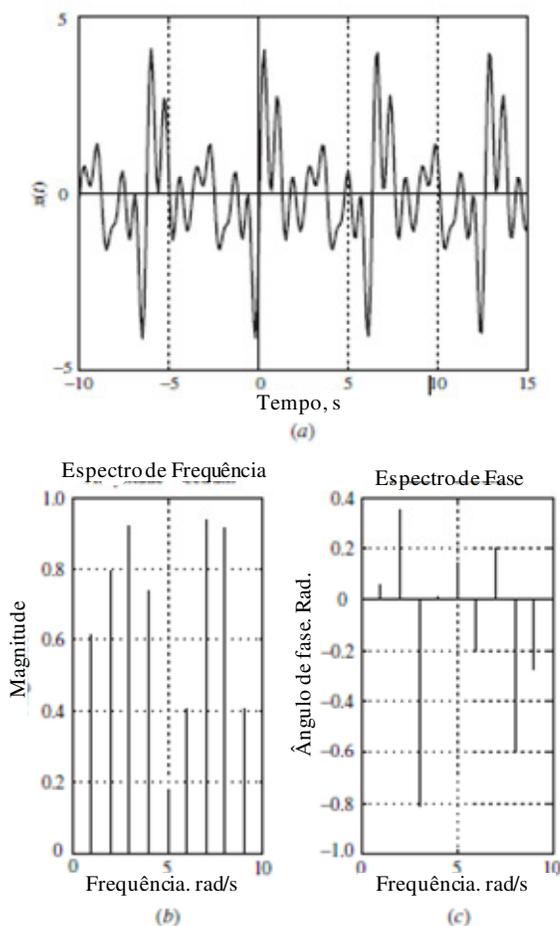
Segundo Gils (2011), cada amostra do sinal analógico é convertido para um número através do dispositivo ADC. Esse número determina a precisão com a qual ele representa o valor analógico original. Seja qual for a precisão escolhida, o restante é arredondado para

cima ou para baixo, sendo que essa diferença gerada sempre apresentará um erro de quantização. Por exemplo, um dispositivo ADC com uma precisão de 10 bits pode discernir  $2^{10} = 1024$  diferentes níveis de sinal, resultando em uma resolução de aproximadamente 0,1%. Um ADC que proporciona amostras com precisão de 8 bits ( $2^8 = 256$ ) é chamado de ADC de 8 bits, e um de 12 bits proporciona 4096 níveis do sinal. Para o caso de sinais sEMG, uma proporção de 12 a 16-bits é suficiente.

Uma vez que o sinal analógico é apresentado na sua forma digital, a informação é empacotada por sistemas operacionais para o armazenamento e subsequente tratamento do sinal. O LabVIEW (*National Instruments Corp*) e MATLAB (*The MathWorks Inc.*) são os ambientes mais utilizados para análise e tratamento de sinais, sendo que este último é o ambiente utilizado nesta tese de doutorado.

Uma vez que o sinal discreto está disponível no domínio do tempo (amplitude vs tempo), é iniciado o processamento do sinal mioelétrico. Na primeira etapa de processamento são necessárias ferramentas matemáticas para obter sua representação espectral no domínio da frequência, já que este oferece informação mais detalhada das variações físicas dos espectros de magnitude e ângulos de fase (espectro de amplitude: magnitude vs frequência e espectro de fase: fase vs frequência, respectivamente) (figura 17). Por exemplo, a Transformada de Fourier é aplicável a sinais periódicos ou não-periódicos; a Transformada Z é utilizada em sinais de tempo discreto não-periódicos, e a Transformada Discreta de Fourier (FDT, do inglês *Fourier Discret Transform*) e Transformada Rápida de Fourier, (FFT, do inglês *Fast Fourier Transform*) são as ferramentas mais adequadas para sinais periódicos de tempo discreto como os tratados na presente tese (Antoniou, 2006).

Esta primeira etapa de processamento do sinal tem por objetivo visualizar no espectro de frequência os artefatos que estão presentes no sinal, podendo-se assim, aplicar ferramentas matemáticas de filtragem digital com o objetivo de melhorar a relação sinal-ruído (figura 18.). No caso do sinal sEMG, é possível fazer a inspeção visual da linha de base do sinal bruto, durante o estado de repouso da atividade muscular, com o propósito de evidenciar a influência no sinal dos diferentes tipos de artefatos.

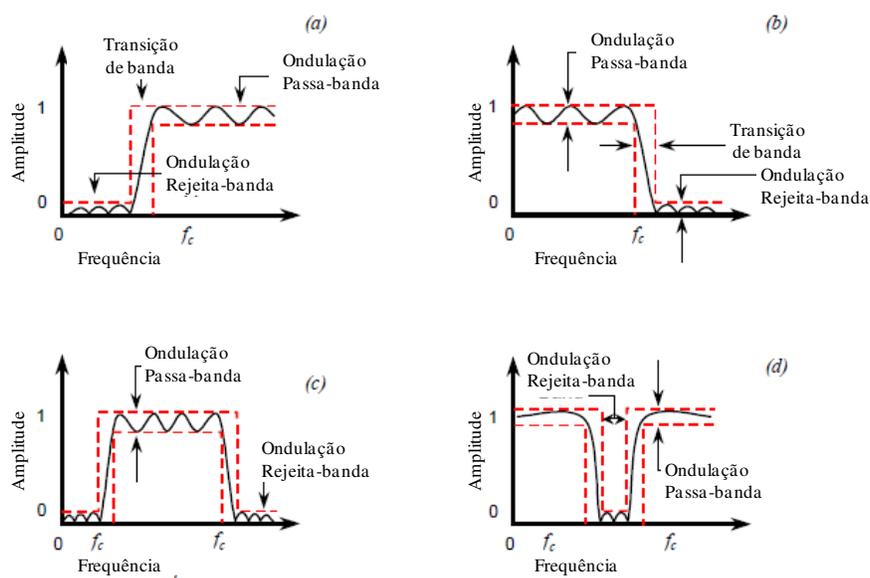


**Figura 17.** Representação da transformação do sinal mioelétricoanalógico: a) no domínio do tempo; (b) para sinal digital no domínio da frequência, diferenciando suas componentes de magnitude; (c) e de ângulo de fase. Adaptado de Antoniou (2006).

Alguns artefatos fisiológicos podem continuar presentes no sinal sEMG. Isto faz com que a filtragem por seleção de frequências seja insuficiente para remover os artefatos que estão na mesma faixa de frequência. Portanto, é recomendável o uso de filtragem espacial para remover artefatos fisiológicos topograficamente sobrepostos.

Após a eliminação ou atenuação dos artefatos tanto técnicos como fisiológicos do sinal mioelétrico digital, pode ter início a segunda etapa de processamento, a qual tem por objetivo a extração de características do sinal, de acordo com a sua representação espectral. Assim, o processo de *extração de características* é definido como o método para extrair informação útil que está contida no sinal mioelétrico (Phinyomark, 2012). Os critérios de seleção de características estão baseados no efeito desejado para a classificação dos

padrões, em função da máxima separabilidade de classes, entendendo classes como o padrão do sinal que representa o comportamento desejado. As características podem ser divididas em quatro grupos: domínio do tempo, domínio da frequência, e domínio de tempo-frequência, também chamado de representação tempo-escala, sendo que esta última é considerada como uma mistura das duas primeiras. Segundo Phinyomark (2012), as características do sinal bioelétrico no domínio do tempo podem ser divididas segundo sua informação e representação matemática, em 4 categorias: energia e complexidade, frequência, modelo preditivo e dependência do tempo. Por outro lado, no domínio da frequência as características são calculadas com relação a parâmetros estatísticos do Espectro de Densidade de Potência (PSD, do inglês *Power Spectral Density*).



**Figura 18.** Filtragem do sinal bioelétrico: (a) passa-altas, (b) passa-baixas, (c) passa-banda e (d) rejeita-banda. Adaptado de DeLuca (2006).

As características no domínio do tempo são facilmente obtidas, já que não necessitam ser transformadas, diferentemente das características no domínio da frequência, que implicam em maior gasto computacional. Entre as características no domínio do tempo mais relevantes estão: variância (VAR, do inglês *Variance*), raiz quadrada média, RMS (do inglês *Root Mean Square*), e cruzamento por zero (ZC, do inglês *Zero Crossing*). As características no domínio da frequência são usadas principalmente para estudos de fadiga ou análise de recrutamento de MU, no caso de sinais sEMG. A Densidade Espectral de

Potência (PSD, do inglês *Power Spectral Density*) é definida como uma transformada de Fourier da função de autocorrelação do sinal bioelétrico, sendo a principal ferramenta matemática para a análise no domínio da frequência. O PSD pode ser calculado usando a função de periodograma, ou métodos paramétricos, por exemplo, o modelo de autocorrelação AR (Farina & Merletti, 2000 citado por Phinyomark, 2012). Duas variáveis utilizadas na técnica de PSD de sinais sEMG são frequência média e frequência mediana (MNF e MDF).

A robustez e complexidade das características que serão escolhidas dependem da precisão na localização do segmento ou trecho do sinal mioelétrico que será realizado. Tal processo de segmentação apresenta uma dificuldade no sinal sEMG na identificação da transição do sinal entre o repouso e o início e final de cada contração muscular, de forma a identificar o *on-set* e *off-set*, respectivamente. Em suma, os segmentos precisam cumprir com a condição de estacionariedade, entretanto, mesmo embora os sinais sEMG sejam de natureza não-estacionária e comportamento gaussiano, é importante que o segmento em questão, em termos estatísticos, não apresente variações significativas, ou seja, que seja no mínimo quase-estacionário. Isto pode ser avaliado em função do comportamento não-gaussiano do sinal, verificado através da medição ou estimativa de alguns momentos de ordem superior relacionados com o sinal, tais como assimetria, kurtosis ou entropia negativa, entre outros (Saeid e Chambers, 2007). Além disso, deve-se delimitar o número de amostras do sinal, de forma a considerá-lo estacionário. Diferentes métodos de análise do sinal podem melhorar a resolução das características em termos estatísticos, como por janela Retangular, Bartlett, Chebyshev, Gaussiana, Kaiser ou Hamming, entre outras (Torres, 2012). Uma vez feita sua aplicação, as características são avaliadas em função da separabilidade dos dados no espaço de características, com aplicações de técnicas de análise de dimensionalidade, tal como Análise de Componentes Principais (PCA, do inglês *Principal Component Analysis*). Esta é uma técnica que utiliza transformação ortogonal para converter um conjunto de observações de variáveis possivelmente correlacionadas em um conjunto de valores de variáveis, linearmente correlacionadas, chamadas de componentes principais. Assim como o PCA, outras técnicas de redução de dimensionalidade como ICA (do inglês *Independent Component Analysis*) ou os mapas de Sammon, entre outros, podem redimensionar múltiplos vetores que não podem ser

facilmente observáveis em função da distribuição dos dados em hiperplanos, para planos bidimensionais ou tridimensionais (Saeid e Chambers, 2007).

Por último, é necessário fazer a classificação dos sinais, a qual determina uma fronteira entre dois ou mais grupos de medida (classes), e classificá-los com base na medição das suas características. Em um espaço de características multidimensional, este limite toma a forma de uma separação hiperplana, sendo necessário encontrar o melhor hiperplano, ou seja, aquele que possua uma distância máxima entre todas as classes. Existem várias técnicas de agrupamento (*clustering*) e classificação, tais como redes neurais artificiais (ANN, do inglês *Artificial Neural Networks*), Análise Discriminante Linear (LDA, do inglês *Linear Discriminant Analysis*), Modelos Ocultos de Markov (HMM, do inglês *Hidden Markov Modelling*), Distância Entre os Vizinhos Mais Próximos (*k-means clustering*), Lógica Difusa (*Fuzzy Logic*) e Máquinas de Suporte Vetorial (SVMs, do inglês *Support Vector Machines*) (Vapnick, 1998, referenciado por Saeid e Chambers, 2007).

O próximo capítulo desta tese aborda as aplicações biotecnológicas, na forma de estudos de caso, com abordagem experimental do tipo quantitativo focada na aplicação de protocolos de aquisição de sinais mioelétricos de superfície (sEMG) e suas respectivas técnicas de processamento, em função de resolver problemas relacionados com o controle de dispositivos robóticos para reabilitação física em pessoas com deficiência motora severa; apoio ao diagnóstico da síndrome de fibromialgia através da análise do comportamento da fadiga; e por último reconhecimento de diferentes gestos da mão para o controle de próteses mioelétricas em pessoas amputadas no nível do tercio distal do cotovelo.

## Referências

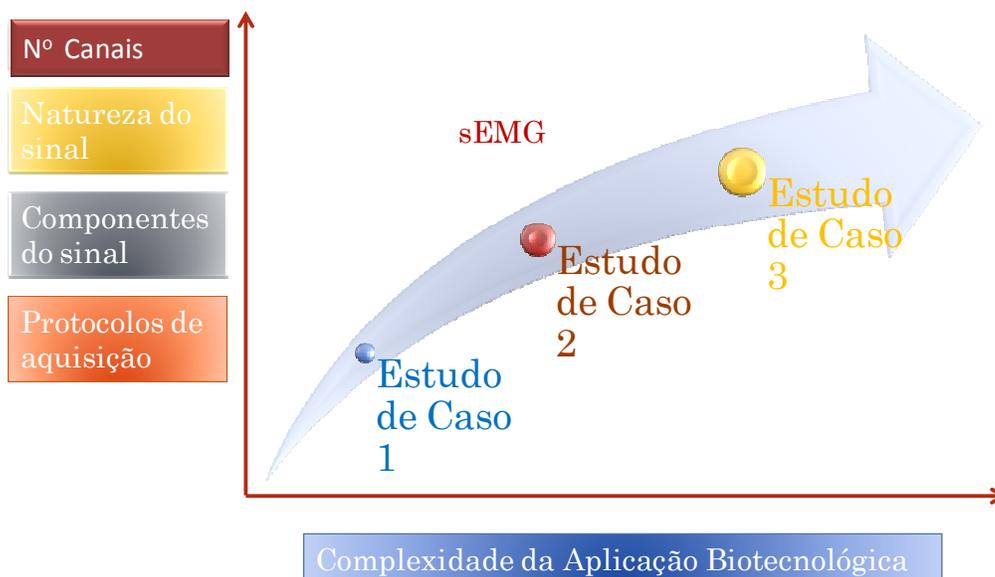
- Alberts B., Johnson A., Lewis J., Raff M., Roberts K., Walter P. (2007). *Molecular Biology of the Cell* (Garland Science, New York), 5th ed. ISBN 978-0-8153-4105-5(hardcover), ISBN 978-0-8153-4106-2 (softcover)
- Aminoff, M. J. (2005). *Electrodiagnosis in Clinical Neurology*. Fifth Edition, Churchill Livingstone is an imprint of Elsevier, Inc. ISBN 0-443-06647-7
- Antoniou A. (2006). *Digital signal processing, signals system and filters*. McGraw-Hill. USA. DOI: 10.1036/0071454241
- DeLuca, C. (1997). The Use of Surface Electromyography in Biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*. Vol. 13. Pag. 135-163
- DeLuca, G., DELSY. (2006). *Fundamental Concepts in EMG Signal Acquisition*
- Douchen. J., Goubel. F., (1993). Surface eletromyogram during voluntary contraction: processing tools and relations with physiological events. *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, New York, Vol. 21, pag. 313-337.
- Enoka. R. (2000) *Bases neuromecânicas da cienciologia*. São Paulo
- Gils, M. (2011). *Biosignal processing Lecture 1: Tfy-99.3275*.
- Guyton A. C., J. E. Hall. (2005). *Text book of medical physiology*. Eleventh Edition, ISBN 0-7216-0240-1. International Edition ISBN 0-8089-2317-X.
- Hermens, J. Freriks, B. (2000). Development of recommendations for sEMG sensors and sensor placemen procedures. *J. Electromiogr Kinesiol*. 10(5): 361-74
- Hilden, J. (1998), Book review: *Handbook of Medical Informatics*. J. H. van Bommel and M. A. Musen (eds), Springer-Verlag, Heidelberg, 1997. No. of pages: 621+XL.

- Price: DM 98. ISBN 3-540-63351-0. Statist. Med., 17: 1416–1417.  
doi: 10.1002/(SICI)1097-0258(19980630)17:12<1416::AID-SIM883>3.0.CO.
- Kandel, S. Schwartz, Jessell, T. (2002). Princípios da Neurociência-4a edição. Center for Neurobiology and Behavior College of physicians & Surgeons of Columbia University. Ed-Manole. ISBN85-204-1281-5
- Konrad, P. (2005). The ABC of EMG: A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography. Version 1.0. Noraxon INC. USA
- Merletti, R. (1999). Standards for Reporting EMG data. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, February; 9(1):III-IV
- Ortner, R. Grünbacher, E. Guger, C. State of the Art in Sensors, Signals and Signal Processing. g.tec medical engineering GmbH/Guger Technologies OG, Graz, Austria.
- Phinyomark, A., Phukpattaranont, P., Limsakul, C. (2012). Feature reduction and selection for EMG signal classification. *Expert Systems with Applications*. Vol 39. pag, 7420–7431
- Saeid, S., e Chambers, J.A. (2007). EEG signal processing. John Wiley & Sons Ltd. ISBN-13 978-0-470-02581-9
- Torres, S. (2012). Interface Cérebro-Computador Baseada Em Potenciais Evocados Visuais Em Regime Permanente Para Comando De Uma Cadeira De Rodas Robótica. Tese de doutorado. Universidade Federal do espírito Santo.
- Vapnik, V. (1998). Statistical Learning Theory, John Wiley & Sons, Inc., New York,

## Capítulo 3: Estudos de Caso

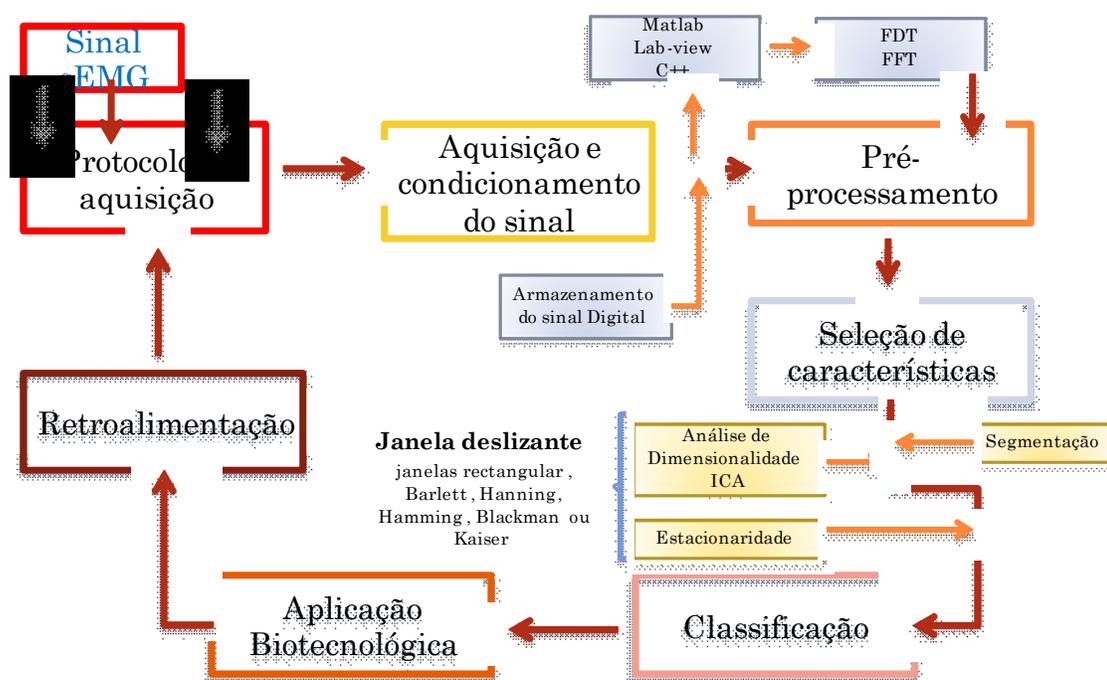
### 3.1 Metodologia

O presente trabalho de tese desenvolve três aplicações biotecnológicas haforma de estudos de caso com abordagem experimental do tipo quantitativo focada na aplicação de protocolos de aquisição de sinais mioelétricos de superfície (sEMG) e suas respectivas técnicas de processamento, em função de resolver problemas relacionados com o controle de dispositivos robóticos para reabilitação física em pessoas com deficiência motora severa; apoio ao diagnóstico do síndrome de fibromialgia através do análise do comportamento da fadiga e reconhecimento de diferentes gestos da mão para o controle de próteses mioelétricas em pessoas amputadas no nível do tércio distal do cotovelo.



**Figura 19.** Abordagem metodológica por estudos de caso com sinais mioelétricos de superfície (sEMG) para aplicação biotecnológica mediante desenvolvimento de protocolos e técnicas de processamento digital de sinais (DSP, do inglês *Digital Signal Processing*).

A figura 19 descreve como a complexidade da aplicação biotecnológica está condicionada em função do grau de dificuldade da abordagem do problema em função do número de canais necessários para o monitoramento do comportamento alvo ou classe; da natureza do sinal mioelétrico, dado que o sinal sEMG possui uma faixa útil entre 20 Hz e 500 Hz; assim como da necessidade de avaliar as melhores características que podem fornecer as diferentes componentes do sinal mioelétrico, tanto no domínio do tempo como da frequência, de tal forma que se possa reconhecer o padrão do sinal mioelétrico relacionado com o comportamento alvo, com uma significativa precisão. Finalmente, para o desenvolvimento dos diferentes protocolos de aquisição, é importante não só reconhecer as anteriores variáveis e prever seus comportamentos no sinal mioelétrico, mas também, ter uma visão geral do que acontece no tráfego de processamento cognitivo, dependendo do caso clínico das pessoas envolvidas na pesquisa, permitindo fazer uma seleção adequada das tarefas que podem visibilizar, com alto grau de certeza, o comportamento alvo após sua classificação. Portanto, este trabalho é considerado como a soma das contribuições de diferentes disciplinas que confluíram na área da saúde, preocupadas por resolver essas questões de forma interdisciplinar.



**Figura 20.** Metodologia procedimental para o tratamento do sinal mioelétrico de superfície (sEMG) das diferentes aplicações biotecnológicas apresentadas nos estudos de caso.

Em termos procedimentais, cada estudo de caso apresenta em geral o mesmo esquema descrito na figura 20, o qual consiste inicialmente na avaliação do protocolo de aquisição de sinais sEMG, incluindo a avaliação clínica do voluntário necessária para definir os critérios de inclusão na pesquisa, avaliação das condições ambientais de captura do sinal mioelétrico, desenvolvimento das rotinas baseadas em tarefas de *retorno instruídas*, e configuração e posicionamento dos eletrodos. Uma vez que as condições de captura são estabelecidas, inicia-se o processo de aquisição e condicionamento do sinal mioelétrico, o que inclui circuitos de instrumentação para transformação do sinal analógico para digital com conversores A/D, e subsequente armazenamento e visualização do domínio do tempo com a plataforma de análise matemática Matlab, com a qual se faz a aplicação da *Transformada de Fourier* para precisamente transformar a informação *off-line* do domínio do tempo para o domínio da frequência. Uma vez identificados os diferentes tipos de ruídos que não conseguiram ser eliminados durante o processo de captura e aquisição do sinal mioelétrico, é iniciado o pré-processamento, que consiste na eliminação do efeito dos diferentes artefatos que ainda persistem sobrepostos ao sinal cru. Para isso, a aplicação de diferentes técnicas matemáticas de filtragem digital são utilizadas, e sempre que o sinal mioelétrico esteja filtrado o suficiente, inicia-se o processo de segmentação, que no caso do sinal sEMG, é feito com a aplicação de algoritmos de detecção do início e final da contração (*on-set* ou *off-set*). Após isso, os segmentos são organizados, e podem ser aplicadas as diferentes características em tamanhos de janelas adequados, aumentando o espaço entre as características no hiperplano, observáveis com o uso de técnicas de análise de dimensionalidade, como Análise de Componentes Principais (PCA), sempre que estes segmentos respondam à condição de estacionariedade. Assim que as características são selecionadas, as informações são avaliadas estatisticamente por determinados classificadores escolhidos, segundo a natureza da pesquisa, sua robustez, complexidade dos dados e máxima separabilidade de grupos, que podem ser visibilizadas por matrizes de confusão em função da taxa de acertos, conseguindo no final um sistema que reconhece os padrões alvo do sinal sEMG prontos para ser aplicados biotecnologicamente na área da saúde, auxiliados por interfaces intuitivas, as quais oferecem a retroalimentação necessária para avaliar seu desempenho, como se apresenta nos respectivos estudos de caso.

## 3.2 Estudo de Caso 1: Contexto

No capítulo 2 foi feita uma descrição do comportamento dos neurônios em resposta a um estímulo, suas vias de condução e regulação, e o processamento cognitivo somatotópico desde o córtex cerebral até sua transformação durante o comportamento motor em pessoas saudáveis. São variadas as formas em que esse processamento da resposta motora pode ser afetado, e sua gravidade varia precisamente em função do nível em que a lesão acontece, podendo acontecer em neurônios motores superiores, inferiores ou neurônios sensoriais, assim como em locais específicos do neurônio, como no corpo celular, axônio, junção mioneural ou fibras motoras, as quais afetam o comportamento e suas fibras musculares envolvidas dentro da placa motora (Kandel, 2002 e Guyton 2005). Por exemplo, as doenças do sistema motor podem afetar os corpos celulares (doenças do neurônio motor), axônios periféricos (*neuropatias periféricas*) ou as fibras musculares (doenças *miopáticas*). Assim, no caso de doenças neurogênicas, os músculos distais desnervados tornam-se vagarosamente fracos e atróficos, ou podem apresentar *fasciculações* (tremores visíveis na musculatura). Por outro lado, em doenças miopáticas é normal a perda de força dos músculos esqueléticos proximais, incapacidade de relaxar (*miotonia*), câibras, dor (*mialgia*) ou aparecimento na urina de proteínas que avermelham os músculos (*mioglobinúria*). Um dos casos especiais está relacionado com doenças hereditárias, como as distrofias musculares, as quais, são miopatias acompanhadas de fraqueza muscular progressiva que chega a produzir a perda total do controle muscular.

Em termos funcionais, segundo Kandel (2002), danos nos neurônios motores superiores como neurônios do córtex motor, pré-motor e motor que compõem o trato piramidal (corticospinal) apresentam *espasticidade*, *atetose*, *atáxia*, atividade exacerbada dos reflexos tendinosos ou anormalidade no reflexo exterior plantar com hiper-reflexia (sinal de Babinski), e hipertonia ou hiperflexão, os quais podem estar relacionados com Paralisia Cerebral (PC). Danos nos neurônios motores primários da medula espinal e tronco encefálico que inervam diretamente os músculos esqueléticos (neurônios inferiores)

apresentam enfraquecimento muscular, atrofia e fasciculações, e *fibrilação* com quadros sintomatológicos, segundo sua topografia, de hemiplegia, diplegia, tetraplegia, paraplegia, monoplegia, triplegia ou hemiparesia. Quando o dano acontece nos neurônios superiores e inferiores em um mesmo membro, a doença é chamada de *esclerose lateral amiotrófica* (neurônio motor atingido no trato corticoespinal), acometendo nas suas últimas etapas os músculos respiratórios. As neuropatias relacionadas ao distúrbio dos nervos periféricos afetam funções motoras e sensoriais, gerando sensações desagradáveis sem estímulo, o que é chamado de *parestesia*. Neste caso, a sensação de dor e temperatura, a sensibilidade ao tato ou propriocepção (posição e vibração) são alteradas. Inicialmente é manifestada uma fraqueza predominantemente proximal, em casos agudos, ou distal em casos crônicos, com perda dos reflexos tendinosos. A neuropatia periférica aguda mais reconhecida é a síndrome de *Guillain Barré*, diferentemente das neuropatias crônicas que podem acontecer por deficiência de B<sub>12</sub> na anemia perniciosa, carcinomas, distúrbios imunológicos, nutricionais, metabólicos, intoxicação ou até genéticos, como a porfiria aguda intermitente ou a doença de Charcot-Marie-Tooth.

No caso das doenças miopáticas, segundo Guyton (2005) e Kandel (2002), podem estar envolvidas causas hereditárias ou adquiridas. A distrofia de Duchenne, por exemplo, é uma doença recessiva ligada ao cromossomo X, atingindo especialmente homens e manifestando-se na perda de mobilidade das pernas por volta dos 12 anos até a perda fatal de toda a mobilidade na terceira década de vida. Outra doença é a distrofia fascioescapuloumeral, que é autossômica dominante, afetando tanto mulheres como homens, e manifestando-se tardiamente na adolescência. Doenças como a distrofia muscular hereditária ou distrofia muscular de cintura são diferenciadas pela extensão da fraqueza muscular e presença de miotonia, causadas por mutações em cromossomos recessivos, como o 13q, 15, 2p e 5q. Por outro lado, as doenças miopáticas adquiridas podem ter causas autoimunes, como é o caso da dermatomiosite, que apresenta vermelhidão cutânea com miopatia, atingindo a face e tórax, progressivamente, nas primeiras 4 semanas, e logo afetando os extensores superficiais, incluindo os dedos, produzindo, também, fraqueza nos músculos proximais dos membros. Outro caso é a polimiosite, que faz com que os linfócitos T e B não reconheçam suas próprias fibras musculares, penetrando-as e atacando-as, e gerando como resultado uma perda de fibras motoras, que provoca um

aumento gradativo da fraqueza muscular. Outra das características está focada na lesão das bainhas de mielina ou *desmielinização*, que atrasada a velocidade de condução, assim como o grau de dano no axônio que gera neuropatias com sintomas tanto positivos (hiper-reflexia, parestesias e *crosstalk*) quanto negativos de fraqueza muscular, paralisia, perda de reflexos tendinosos e alteração da sensibilidade, devido ao bloqueio de condução, condução atrasada ou perda de capacidade de condução em altas frequências.

Por último, estão os danos nos tecidos das articulações por causas físicas, como por exemplo, excesso de carga, fratura do osso, danos em ligamentos, excesso de trabalho muscular, ou posturas inadequadas durante diferentes tipos de tarefas motoras, entre outras, os quais podem afetar a capacidade motora em termos biomecânicos, manifestando dor, fadiga e mobilidade limitada por desgaste de tecidos, o que resulta, por exemplo, em artrite ou artrose, entre outro tipo de doenças (Aquino, 2004). Como resultado, na maioria dos casos, devido a doenças neurogênicas, miopáticas, excesso físicos, acidentes de trânsito, erros médicos, dificuldades no parto, violência ou desnutrição, entre tantas outras razões, os indivíduos perdem parcial ou totalmente sua autonomia nas atividades de vida diária, de forma instantânea ou gradual, porém, sua dependência é maior segundo o grau de mobilidade motora, gerando diferentes níveis de deficiência, de acordo com as suas capacidades funcionais ou complexidade do tratamento. Assim, na “Tabela Nacional de Incapacidades”, aprovada pelo decreto de lei Nº 341/93 de 30 de setembro, considera-se uma pessoa como deficiente motora aquela com perda permanente de mobilidade no nível de membros superiores e inferiores igual ou maior do que 60%, podendo aumentar para 90% no caso de estar acompanhada de deficiência intelectual, sensorial ou visual de estado permanente.

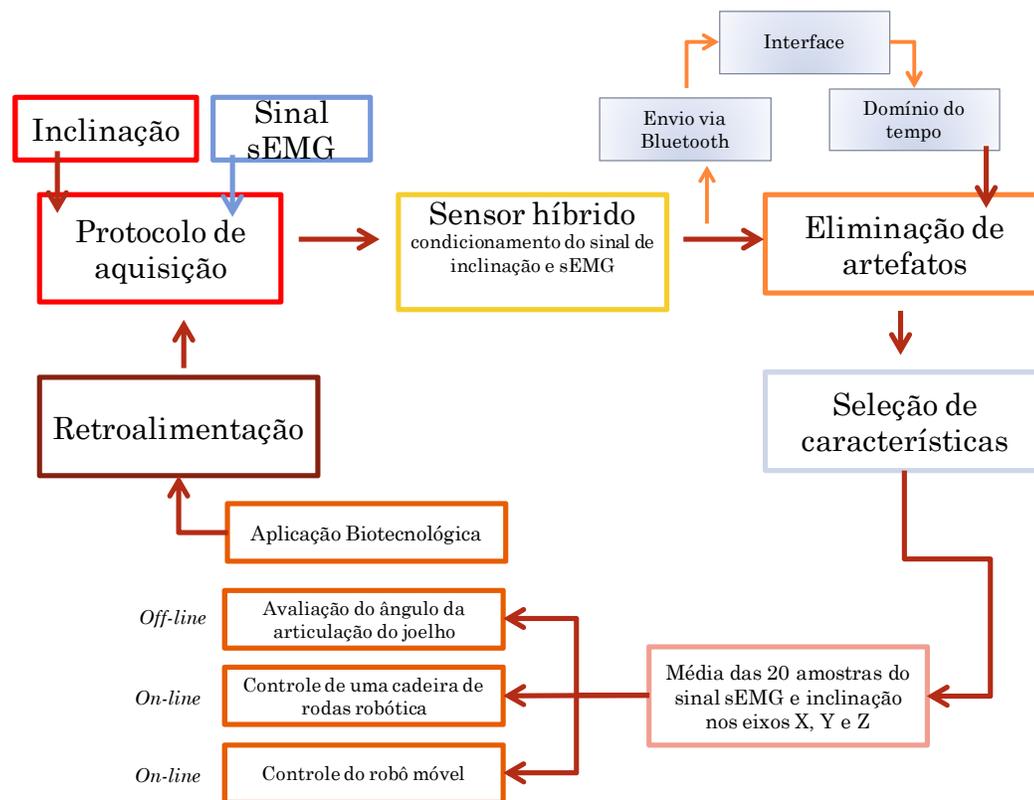
Segundo dados coletados pelo Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE), apresentados no Censo 2010 sobre pessoas com deficiência, dos 45.606.048 brasileiros com deficiência, 23,9% da população total têm algum tipo de deficiência, dos quais 2,33% correspondem a deficiências motoras severas, tornando-se a segunda causa com maior prevalência na faixa de idade entre 15 e 64 anos. Em relação aos dados coletados no ano 2000, verifica-se um aumento de aproximadamente 10% nessa porcentagem, o que permite inferir que, com o crescimento populacional e o aumento da expectativa de vida nos próximos 10 anos, a tendência será aumentar a quantidade de pessoas com este tipo de

deficiências (IBGE 2010). Como resultado, o governo precisará fornecer investimentos que estejam dirigidos a melhorar as condições de acessibilidade, diagnóstico e tratamento para reabilitação e assistência técnica de baixo custo que aumente a expectativa e a qualidade de vida da população com deficiência.

### **3.2.1 Sensor Híbrido para Avaliação Proprioceptiva, Controle de Dispositivos Robóticos e Reabilitação Motora**

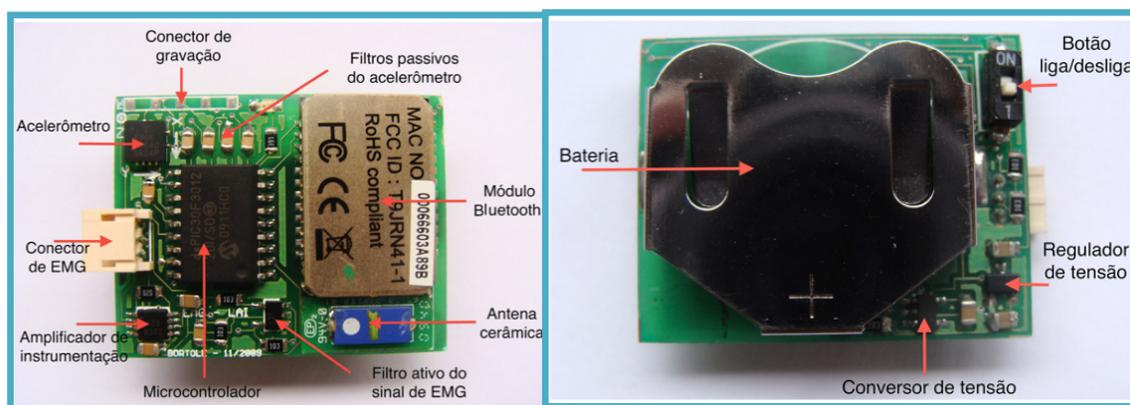
O Laboratório de Automação Inteligente (LAI), do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica (PPGEE), juntamente com o programa de Pós-Graduação em Biotecnologia e com participação do Centro de Reabilitação Física do Estado de Espírito Santo (CREFES), vêm trabalhando com o objetivo de contribuir com pesquisas para desenvolver e avaliar novos dispositivos que ofereçam às pessoas com deficiência uma maior autonomia nas suas capacidades motoras. Um desses desenvolvimentos que foi uma das contribuições desta tese, está no campo da avaliação biomecânica e bioelétrica, com vista à adaptação, acessibilidade e interação com o ambiente de pessoas com deficiências motoras leves, moderadas ou graves, que é um sensor híbrido (inclinômetro+ sEMG). Este sensor permite a aquisição de variáveis cinemáticas do corpo humano, com uma grande potencialidade na análise biomecânica, e a análise das contrações musculares de segmentos do corpo humano. Os dados cinemáticos e musculares do segmento do corpo humano são obtidos de forma sincronizada, sem fios e portátil, com alta taxa de transferência para ser processados em tempo real, e com mínima contaminação de artefatos, tanto internos como externos. O objetivo do presente estudo de caso é demonstrar o potencial uso biotecnológico deste sensor híbrido, desenvolvendo protocolos de aquisição específicos para permitir uma avaliação biomecânica do movimento humano, aplicações de assistência técnica para reabilitação, fazendo com que crianças com deficiência motora severa consigam comandar um robô móvel, ou um cadeirante para comandar uma cadeira de rodas.

No desenvolvimento dessas diferentes aplicações biotecnológicas, primeiro se descreve o processamento de sinais, desde o condicionamento do sinal de inclinação e mioelétrico (sinal sEMG), até a transformação em sinal digital, sua transmissão via *Bluetooth*, e sua interpretação no computador, onde são selecionadas as características no domínio do tempo que serão transformadas em comandos ou informações estatísticas que permitirão avaliar a biomecânica das articulações humanas, ou o comando de uma cadeira de rodas robótica, ou um robô móvel para interação com crianças com deficiência motora severa (figura 21). Para a detecção da inclinação do segmento do corpo humano, o sensor híbrido contém um acelerômetro de três eixos, modelo ADXL330 (figura 22), fabricado pela empresa *Analog Devices*, o qual é alimentado com tensões de 2,0 a 3,6 volts, possui baixo consumo de energia, de apenas 300  $\mu$ A, e fornece uma variação de tensão de saída de aproximadamente 300 mV/g em cada um dos três eixos. Quando o sensor encontra-se em determinada inclinação, ele fica submetido somente à aceleração da gravidade, sendo então possível detectar a inclinação do mesmo (*Analog Devices*, 2010).



**Figura 21.** Esquema metodológico utilizado para a avaliação do sensor híbrido (inclinômetro+sEMG) em três diferentes tipos de aplicações biotecnológicas.

Para a aquisição dos sinais mioelétricos de superfície (sinal sEMG), o sensor híbrido conta com entrada para três eletrodos de sEMG (dois para captura de sinal, e um para referência). Assim, o sensor adquire os sinais sEMG de forma diferencial, o que o torna mais imune a ruídos e artefatos, localizando os dois eletrodos (configuração bipolar) sobre o músculo de preferência, e o eletrodo de referência sobre um ponto de baixa atividade muscular. Esses potenciais elétricos captados pelos eletrodos são levados até um amplificador, existente no sensor híbrido (INA126, fabricado pela empresa *Texas Instruments* - figura 22), o qual é apropriado para sinais de baixo nível de tensão em sistemas portáteis alimentados por bateria, apresentando também uma alta precisão e baixo ruído. Esse amplificador possui corrente quiescente muito baixa, da ordem de  $175 \mu\text{A}$ , além de estar aliado ao fato de poder ser alimentado com tensões de  $\pm 1,35 \text{ V}$  até  $\pm 18 \text{ V}$ , e estar disponível em encapsulamento MSOP (*Mini Small Outline Package*) de 8 pinos de regulares dimensões. As entradas do circuito possuem uma excelente impedância de entrada, da ordem de  $1000 \text{ M}\Omega$ , o que é altamente desejável para seu acoplamento com os eletrodos. A Taxa de Rejeição em Modo Comum (CMRR) é da ordem de  $94 \text{ dB}$ , caracterizando um excelente amplificador de instrumentação. O ganho do amplificador é ajustável, podendo chegar a aproximadamente  $1000 \text{ V/V}$ .



**Figura 22.** Sensor híbrido (inclinômetro+sEMG). Detalhe dos componentes no lado do topo da placa (esquerda); Detalhe dos componentes no lado do fundo da placa (direita).

O microcontrolador existente no sensor híbrido é um microcontrolador com um DSP integrado, o DsPIC30F3012, fabricado pela empresa *Microchip* (figura 22). Este

microcontrolador é alimentado com tensões de 2,0 V a 5,5 V, possui oito entradas de conversão A/D de 12 bits e memória *FLASH* de programação com 24 kB, memória RAM com 2 kB e memória EEPROM com 1 kB. Sua frequência de operação (clock) vai até 120 MHz, resultando em uma velocidade de processamento de até 30 MIPS (*Microchip*, 2010). Este microcontrolador realiza a leitura dos níveis analógicos do acelerômetro e do sinal sEMG, fazendo a conversão digital de cada canal e transmitindo os dados serialmente para um módulo de comunicação Bluetooth.

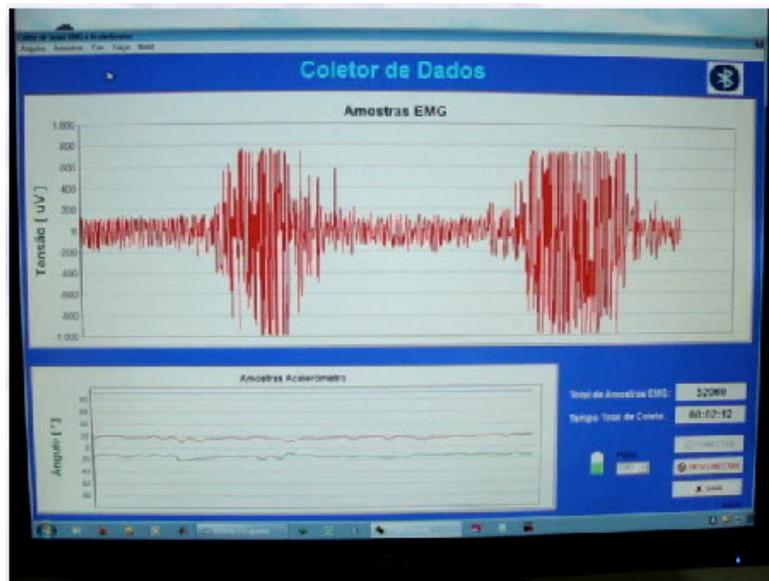
O sensor híbrido é alimentado por uma bateria de íons de lítio (Li-ion), recarregável, com densidade de energia de 120 W.h/Kg. Trata-se de uma bateria tipo moeda, padrão CR2450 (figura 22), que apresenta uma tensão nominal de 3,7 V, suficiente para os circuitos integrados utilizados no sensor.

Para a transmissão dos dados do sensor híbrido ao dispositivo de armazenamento, foi utilizada a tecnologia Bluetooth em função de características como pequeno tamanho, baixo custo, baixo consumo, alta taxa de transmissão de dados, facilidade de comunicação com outros dispositivos móveis, como celulares e laptops, e possibilidade de formação de pequenas redes. Assim, o sensor híbrido utiliza o módulo de comunicação RN41, fabricado pela empresa *Roving Networks* (figura 22). Este módulo de comunicação pode ser alimentado com tensões de 3,0 a 3,6 volts e consome em média 20 mA (*Roving Networks*, 2010). Por se tratar de um dispositivo classe 1, possui alcance máximo de 100 metros e possui interface serial RS232 para se comunicar com o microcontrolador DsPIC.

Em termos funcionais, quando ligado, o sistema o microcontrolador inicializa todas as variáveis do programa, começando com a leitura do sinal sEMG, do acelerômetro e da tensão da bateria. O sinal sEMG é amostrado a cada 2 s, armazenando-o em um vetor de memória temporária. Para o acelerômetro, o valor de tensão analógica lido é de aproximadamente 1,65 V. Com uma inclinação positiva no eixo em questão, o valor de tensão decresce aproximadamente 300 mV/g, e com uma inclinação negativa, o valor de tensão aumenta na mesma taxa. Os valores digitais são armazenados em uma variável temporária, depois de serem convertidos nos correspondentes caracteres ASCII. O valor de tensão da bateria é lido e codificado para ser transmitido como um caractere ASCII de '0' a '9', sendo que o caractere '0' indica uma bateria totalmente descarregada, enquanto o caractere '9' indica uma bateria com carga completa.

Na sequência, o programa realiza o envio do pacote de dados. O caractere ASCII 'i' é enviado para delimitar o início do pacote de dados, e na sequência seguem 80 bytes, representando as 20 amostras dos sinais sEMG, e mais 12 bytes representando a aceleração nos três eixos do acelerômetro, X, Y e Z, respectivamente. E por último, segue o byte de indicação de carga da bateria. Com o término do envio de dados, o processador entra novamente no modo *sleep*, e quando for acordado pelo *watchdog timer*, o *loop* recomeça. O envio do pacote de dados é feito serialmente, com uma taxa de envio de 115200 bps. Este pacote é enviado ao módulo Bluetooth, o qual encaminha os dados coletados para um dispositivo externo para exibição e/ou armazenamento. Uma interface gráfica no ambiente Windows foi desenvolvida para visualizar em tempo real os sinais na tela do computador (figura 23.).

Nesta interface, o sinal sEMG é apresentado em um gráfico de tensão versus tempo, com um contador que informa a quantidade de amostras do sinal sEMG que é capturada, e há quanto tempo o sinal está sendo coletado. Ao mesmo tempo, um outro gráfico mostra a inclinação dos três eixos do acelerômetro do sensor em função do tempo. Um traço vermelho corresponde ao eixo X, um verde ao eixo Y e um azul ao eixo Z. Todas as informações são salvas em arquivos com extensão “.txt”, os quais podem ser transformados facilmente em extensão “.mat” para serem processados com Matlab.



**Figura 23.** Interface gráfica do sensor híbrido (inclinômetro+sEMG).

A qualidade da coleta está relacionada com um adequado protocolo de aquisição, com base no tipo de movimento a ser avaliado, no músculo escolhido e na respectiva localização dos sensores. Além disso, são avaliadas as condições adequadas da área de detecção do sinal, a diminuição dos distúrbios mecânicos sobre o sinal sEMG, gerados pelas conexões dos cabos com a placa do conversor A/D, e também os critérios de inclusão/exclusão das pessoas com condições para utilizar o sensor.

Uma vez feita a leitura no domínio do tempo dos dados obtidos (inclinação e sinal sEMG), são aplicados algoritmos que permitam classificar os comandos em tempo real. Para o caso do sinal eletromiográfico, foi utilizado como característica o valor RMS (do inglês *Root Mean Square*), o que permite compará-lo com um limiar (*threshold*), gerando funções tipo liga-desliga (*on-off*). O RMS é definido como um processo aleatório Gaussiano relacionado com a força constante e contração não fatigante, similar ao método de desvio padrão (Phinyomark, 2012). A definição matemática da função RMS com seus respectivos *threshold* de classificação pode ser expressa pela equação (3) como:

$$\text{Media (RMS) Emg} = \sqrt{\frac{1}{20} \sum_{i=1}^{20} (\text{Emg}_i)^2} \rightarrow \begin{cases} \text{Media Emg} \geq \text{threshold} \rightarrow \text{sinal válido} \\ \text{Media Emg} < \text{threshold} \rightarrow \text{sinal inválido} \end{cases} \quad (3)$$

Assim, se a média do valor RMS do sinal produzido pela contração muscular de todas as amostras estiver acima do *threshold*, o comando será considerado como válido; caso contrario, ou seja, se o sinal do RMS estiver abaixo do *threshold*, o comando é considerado inválido. No caso do sensor de inclinação, é necessária uma calibração da medida, a qual é realizada por um algoritmo existente no sensor híbrido. Uma vez calibrado o inclinômetro, definido o *threshold*, se o sinal do inclinômetro atinge um valor maior do que 90% do valor do *threshold* (10% de tolerância), são validas inclinações para a esquerda ou para trás. No caso da inclinação para a direita e frente, se o valor do sinal for menor do que 110% do valor do *threshold*, as medidas são validadas. A tolerância pode ser ajustada em função dos movimentos a serem realizados. Portanto, a calibração do sensor é dada pela equação (4).

$$\text{Inclinação} \rightarrow \begin{cases} \text{Inclinação} \geq (1 - \text{tolerância}) * \text{threshold}_{\text{máximo}} \rightarrow \text{trás/esquerda} \\ \text{Inclinação} \leq (1 + \text{tolerância}) * \text{threshold}_{\text{mínimo}} \rightarrow \text{frente/direita} \end{cases} \quad (4)$$

As aplicações do sensor híbrido podem ser feitas em tempo real (*on-line*), pos a faixa na qual se faz a amostragem dos sinais (20 amostra/s), e o tempo em que o microcontrolador processa os dados e envia o pacote por *Bluetooth* até o sistema de processamento no computador é seletivamente baixo (<1000 ms). Já no caso da avaliação biomecânica realizada com o sensor híbrido, isso é feito *off-line*, pois não é necessário controlar um dispositivo. Em qualquer um dos casos, as tarefas desenvolvidas são consideradas de “retrazo instruídas”, embora para o controle de dispositivos seja necessária uma retroalimentação constante e uma antero-alimentação que controle voluntariamente os dispositivos até um objetivo específico, como é apresentado nos seguintes protocolos de aquisição das diferentes aplicações biotecnológicas.

### **3.2.2 Avaliação Proprioceptiva da Articulação do Joelho**

O joelho, segundo Aquino (2004), é uma articulação que está relacionada com o trabalho de resistência a cargas, porém, apresenta uma grande suscetibilidade a sofrer lesões em qualquer um dos tecidos que compõem, sejam os ligamentos que dão estabilidade à articulação, ou os meniscos que complementam o trabalho dos ligamentos e amortecem os impactos sobre as cartilagens e músculos que a cercam. A ocorrência de lesões no joelho, segundo Keiserman (2008), tende a aumentar com o tempo de vida. Alguns dos fatores que levam ao desgaste progressivo ou traumático do joelho estão relacionados com a obesidade, que é a principal causa de artrose por degeneração de cartilagem. Problemas no menisco, no caso de atividades esportivas irregulares, lesões de ligamentos por excesso de atividade física, traumas diretos ou indiretos e movimentos repetitivos acompanhados por posturas inadequadas, degeneração da cartilagem chamada de osteoartrite e artrite reumatóide, fratura de patela entre outras razões, levam a pessoa a ficar em repouso até a recuperação do tecido, além do uso de órtese, tratamento fisioterapêutico ou cirurgia.

A avaliação da propriocepção em cada individuo requer componentes sinestésico (sensação de movimento) e de posição (senso posicional) articulares baseado em informações de outras fontes que não seja visual, auditiva ou cutânea (Aquino, 2004). As informações sobre o grau de modificação mecânica das estruturas articulares são captadas por mecanorreceptores cutâneos e enviadas ao sistema nervoso central para serem

processadas, permitindo o auxílio na detecção do movimento e no conhecimento da posição da articulação no espaço. Assim, os fisioterapeutas vêm desenvolvendo diferentes testes para avaliar a capacidade proprioceptiva na detecção de lesões articulares ou avaliação dos diferentes tratamentos de recuperação da mobilidade. No caso do senso posicional, o estudo da atividade muscular na área exige muitas vezes determinar o esforço muscular realizado em certo membro do corpo em função do seu ângulo de deslocamento. Por exemplo, o esforço realizado pelos músculos da perna em função do ângulo de deslocamento da articulação do joelho durante tarefas de posicionamento espacial com sensores sEMG de um ou vários músculos relacionados com o movimento, como é o caso do quadríceps femoral.

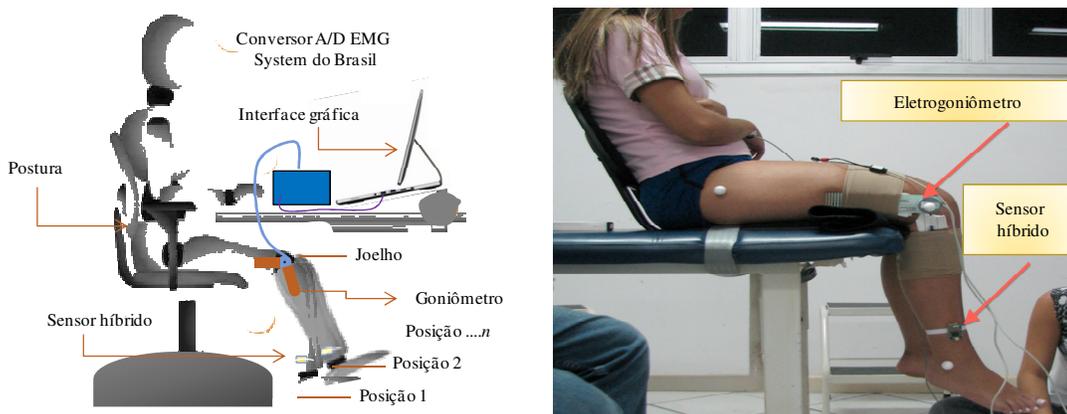
O objetivo da presente aplicação biotecnológica está focada na avaliação do senso posicional em estudos de propriocepção, utilizando o sensor híbrido (inclinação+sEMG) para mensurar o ângulo de elevação do joelho de um paciente e sua correspondente validação por comparação com dados obtidos por um eletrogoniômetro comercial que registra a variação do ângulo em função do movimento oscilatório da articulação correspondente.

Os experimentos com o sensor híbrido foram desenvolvidos no Laboratório de Biomecânica da Faculdade Estácio de Sá de Vitória-ES, onde o voluntário do experimento foi avaliado como sadio por fisioterapeutas especializados. Para o protocolo de aquisição, primeiro foi instruído o voluntário para sentar-se em uma cadeira confortável, com altura suficiente para afastar os pés do chão durante o estado de repouso. Para a medida de validação do ângulo articular do joelho foi utilizado um eletrogoniômetro (modelo EMG 830C da empresa EMG System do Brasil). Seu posicionamento foi feito de forma que o centro da mola do eletrogoniômetro coincidissem com o centro articular lateral do joelho, sendo o mesmo fixado com fitas elásticas em suas extremidades. O posicionamento do sensor híbrido, em contraposição ao goniômetro, foi feito na região distal da perna em relação à articulação do joelho, acima do tornozelo e fixado com fita elástica (figura 24).

Foram desenvolvidas nove tarefas motoras de instrução com atraso baseadas no posicionamento de diferentes ângulos articulares do joelho por espaços de 10 s. Primeiramente, a perna do participante é elevada até um certo ângulo passivamente, ou seja, o voluntário é instruído proprioceptivamente para se manter no ângulo requerido sem

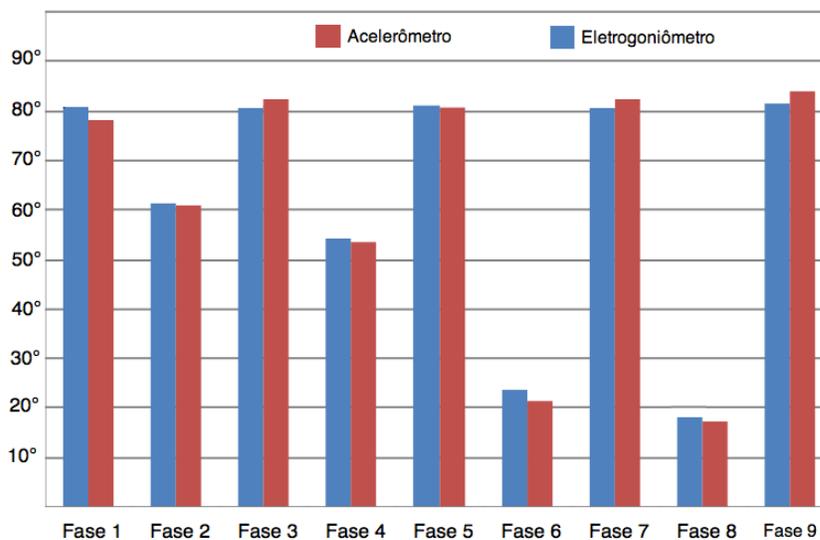
*Capítulo 3: Estudo de caso 1*

esforço muscular sendo guiado pelo fisioterapeuta. Uma vez concluído os 10 s, o voluntário é instruído para repetir o movimento até o mesmo ângulo de elevação, desta vez ativamente, sem a guia do fisioterapeuta.



**Figura 24.** Protocolo de aquisição para avaliação e validação proprioceptiva do senso posicional da articulação do joelho com o sensor híbrido (inclinação+sEMG) e um eletrogoniômetro.

Os resultados obtidos foram armazenados e processados com o Matlab, utilizando a relação da inclinação sobre o eixo x, em comparação com o ângulo do goniômetro para cada uma das nove tarefas de atraso instruídas. Assim, o voluntário movimenta a articulação do joelho nas tarefas 1, 3, 5, 7 e 9, com ângulo de posicionamento de  $80^\circ$ , alternadas pela tarefa 2, com ângulo de  $60^\circ$ , tarefa 4 com ângulo de  $50^\circ$ , tarefa 6, com ângulo de  $20^\circ$ , e tarefa 8 com ângulo de  $10^\circ$ . Para fins estatísticos, a fase inativa foi considerada como grupo controle, o posicionamento da articulação do joelho em  $80^\circ$  foi considerada como variação experimental tipo 1, e os posicionamentos dos ângulos  $60^\circ$ ,  $50^\circ$ ,  $20^\circ$  e  $10^\circ$  foram consideradas variações experimentais de tipo 2. A funcionalidade das proporções tem como objetivo proporcionar uma aleatoriedade em função de diminuir progressivamente a dificuldade durante o esforço muscular, ao mesmo tempo em que fornece uma estrutura que permite ao voluntário obter uma maior facilidade durante o processo de percepção proprioceptiva do posicionamento espacial da articulação (figura 25).



**Figura 25.** Resultados comparativos do acelerômetro *versus* eletrogoniômetro.

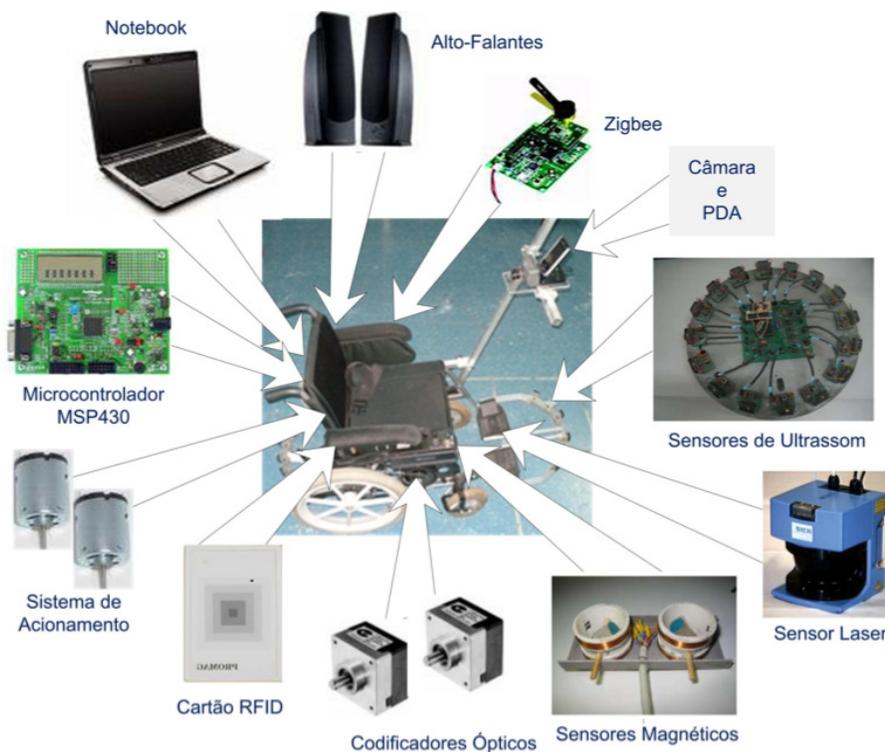
Os resultados apresentados, na figura 25, do sensor híbrido versus eletrogoniômetro, não apresenta diferença significativa durante a fase ativa no desenvolvimento das tarefas, o que permite inferir condições de normalidade proprioceptiva em relação às variações experimentais tanto do tipo 1, como do tipo 2 no voluntário.

### 3.2.3 Controle de uma Cadeira de Rodas Robótica por Pessoas com Deficiência Motora Severa

Como resultado da série de questões pelas quais as pessoas apresentam dificuldade para ficar em pé ou caminhar, descritas no contexto do presente estudo de caso, foram desenvolvidas cadeiras de rodas elétricas para ajudar no deslocamento de pessoas com deficiência motora de membros inferiores. Diferentes avanços tecnológicos têm oferecido recursos para a criação de novos e variados microcontroladores os quais são utilizados para o controle robusto das mesmas. Estas cadeiras contam normalmente com dois motores internos alimentados por uma bateria e um joystick de comando, utilizado pelo usuário para realizar o controle da direção do movimento (figura 26). Entretanto, muitos usuários têm dificuldade de controlar a velocidade da cadeira, e muitos não tem condições de controlar a

### Capítulo 3: Estudo de caso 1

cadeira usando o joystick, o que causa a impossibilidade destas pessoas se deslocarem autonomamente.

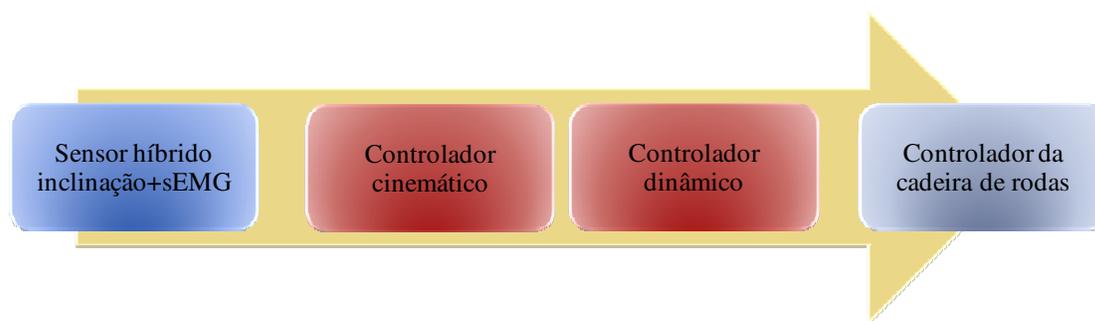


**Figura 26.** Cadeira de rodas robótica desenvolvida pelo grupo de pesquisa do Laboratório de Automação Inteligente (LAI) e o *hardware* adicional embarcado.

Assim, o grupo de pesquisa do Laboratório de Automação Inteligente (LAI) da UFES desenvolveu uma Cadeira de Rodas Robótica com o objetivo de auxiliar a locomoção de pessoas com deficiências motoras severas, onde foi embarcado um sistema eletrônico de controle e sensoriamento (Celeste, 2009).

Para o controle de alto nível, que é processado em um computador embarcado, foi desenvolvido um controlador robusto baseado na teoria de Lyapunov (Soria, 2006). Vários pesquisadores do grupo examinaram as influências das perturbações externas na condução da cadeira e desenvolveram um algoritmo de controle moderno robusto adaptável para melhorar a segurança e eficácia durante essas perturbações externas. O controle de velocidade é a função básica de controle, cujo objetivo é regular a velocidade das rodas, garantindo a segurança do usuário. Por tal razão, foram sobrepostos dois controladores, um

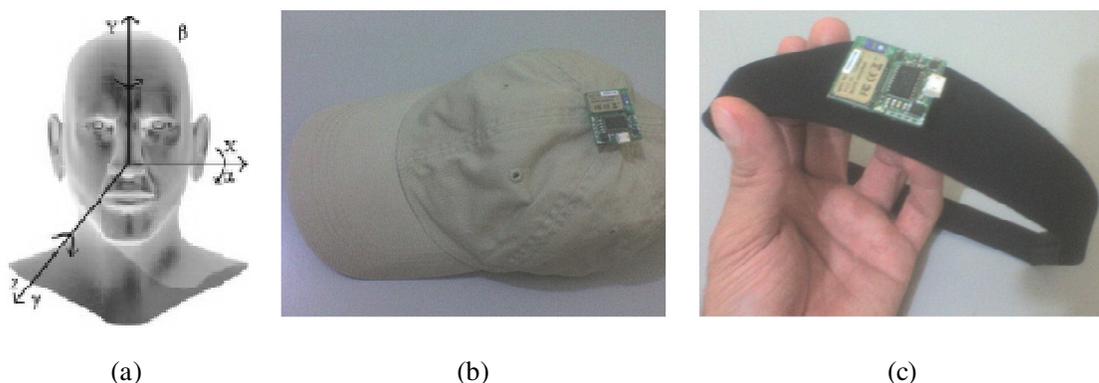
para controlar a parte cinemática e outro para controlar a parte dinâmica, com suas respectivas leis de controle regidas pelos modelos cinemáticos e dinâmicos. O controlador cinemático gera as velocidades linear e angular de referência, que são as entradas para o controlador dinâmico, o qual gera outro par de comandos de velocidades linear e angular, que são enviados ao microcontrolador da cadeira (Celeste, 2009). Assim, o sensor híbrido desenvolvido foi usado para gerar os comandos de entrada do controlador cinemático e, dependendo do grau de deficiência da pessoa, como é o caso de tetraplegias, o sensor sEMG pode detectar atividade voluntária facial, como piscada de olhos ou movimento dos músculos da boca para o controle da cadeira, em combinação com o sensor de inclinação (figura 27).



**Figura 27.** Representação do fluxo de dados para o controle da cadeira de rodas robótica.

Em função dos diferentes tipos de deficiência motora, foram escolhidas tarefas motoras de movimento da cabeça para o controle do dispositivo robótico por retroalimentação ponto a ponto. Os movimentos envolvem a ativação voluntária dos músculos do pescoço para movimentos da articulação intervertebral como flexão e extensão, e também flexão lateral esquerda e direita com acomodação por rotação (Hamill, 1999). O acelerômetro estima os ângulos de orientação espacial, o ângulo  $\alpha$  em torno do eixo X e o ângulo  $\gamma$  em torno do eixo Z (figura 28 a). Estes ângulos de orientação são enviados ao controlador cinemático da cadeira, que os transforma em comandos de velocidade. Rotações da cabeça em torno do eixo Z são detectadas e transformadas em comandos de velocidade angular, para a esquerda e para a direita, dependendo se  $\gamma$  for positivo ou negativo, respectivamente. Rotações em torno do eixo X geram os comandos de velocidade linear. Se  $\alpha$  for positivo (cabeça inclinada para frente) são gerados comandos de

velocidade para frente. Por outro lado, se  $\alpha$  for nulo ou negativo, são gerados comandos que cessam o movimento da Cadeira. Para o adequado processo de aquisição dos sinais de inclinação e sinal sEMG do pescoço foi adaptado o sensor híbrido em uma tiara ou boné (ver figura 28. b e c), de forma que os voluntários pudessem agir com naturalidade sem sentir a presença do mesmo.



**Figura 28.** Aquisição do sinal de inclinação do sensor híbrido, (a) movimentos da cabeça utilizados no controle da cadeira de rodas, (b) adaptação do boné para o sensor híbrido e (c) adaptação de uma tiara para o sensor híbrido.

A seleção dos voluntários, com é sem deficiência, foi aprovada pelo Comitê de Ética da Universidade Federal do Espírito Santo. Os testes de controle voluntário da cadeira de rodas foram feitos no laboratório de automação inteligente lai com duas pessoas que apresentavam deficiência motora severa, em um caso por tetraplegia e no outro por Distrofia Muscular de Duchanne em grau moderado com idades de 26 e 10 anos respectivamente (ver figura 29. a e b). No caso das pessoas sadias foram feitos dois testes em outros cenários diferentes ao laboratório (ver figura 29. c).

A avaliação do desempenho no controle da cadeira de rodas robótica foi qualitativa em relação a se foi possível conseguir um deslocamento autônomo com os diferentes comandos de movimento da cabeça, obtendo resultados satisfatórios a razão de que todos os voluntários desenvolveram com sucesso trajetórias direcionadas autonomamente, embora que o voluntario com tetraplegia, dada sua leve dificuldade no movimento do pescoço, precisasse de um tempo para se adaptar à resposta da cadeira de rodas. O que permitiu uma melhora significativa na sua acomodação durante os diferentes tipos de movimentos.



**Figura 29.** Controle da cadeira de rodas por pessoas com deficiência motora e por pessoas saudias: (a) voluntária com tetraplegia; (b) voluntário com Distrofia de Duchenne; (c) teste com pessoa sadia.

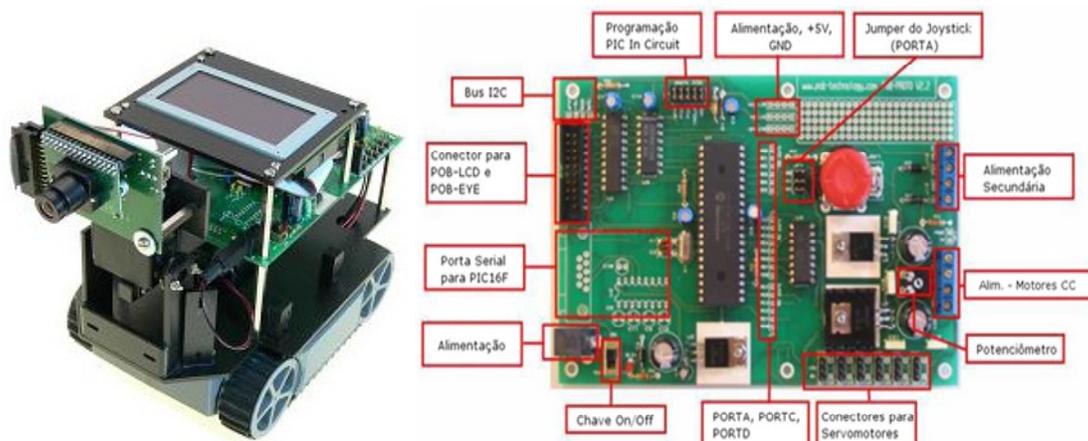
### 3.2.4 Controle de um Robô Móvel para Reabilitação Cognitiva e Motora de Crianças com Deficiência Motora Severa

Neste estudo de caso, o sensor híbrido é utilizado para comandar um robô móvel fabricado pela empresa *Pob-Technology* (figura 30), dotado de esteiras e de uma pinça, o que forma um robô com duas configurações: robô móvel e manipulador. Dentro das possibilidades técnicas que oferece o robô, está o movimento de pinça (abaixar e levantar) e de garra (abrir e fechar). Um módulo de Bluetooth, da *Roving Networks*, foi adaptado ao robô, o qual possui uma taxa de transferência de dados de até 3 Mbps. Por outro lado, o sensor híbrido foi colocado em um segmento do corpo da criança, perto de uma articulação (que se tenha controle voluntário), de forma que a criança pense como comandar o robô por inclinação do segmento do corpo e por contração muscular.

A aplicação biotecnológica, neste caso, está no uso do robô por crianças com deficiência motora severa, permitindo tanto a manipulação de objetos pelo robô quanto o uso do robô para realizar desenhos sobre papel. A pesquisa foi desenvolvida nas instalações do Centro de Reabilitação Física do Espírito Santo (CREFES, Vila Velha-ES). Em conjunto com o pessoal de médicos, fisioterapeutas e educadores especiais do CREFES,

### Capítulo 3: Estudo de caso 1

foram analisados os critérios de inclusão de 14 crianças (Tabela 2 c) que formaram parte desta pesquisa, com autorização dos pais ou cuidadores, em função da capacidade de controle autônomo do robô. Foi feita uma anamnese que traça o perfil de como a criança lida com a dificuldade física que possui e como isso poderia ser amenizado com o uso da robótica pedagógica.

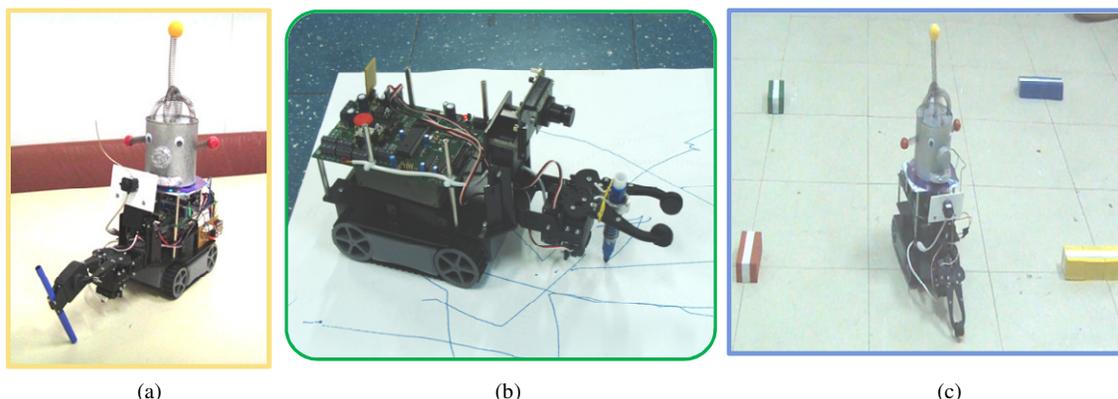


**Figura 30.** Robô móvel POB-BOT utilizado para experimentos com crianças com deficiência motora severa.

O ambiente experimental foi dotado de cartazes coloridos, e os percursos do robô forma decorados, simulando uma paisagem com obstáculos visualmente atrativos em termos pedagógicos, e o robô móvel foi adequado para apresentar uma aparência de boneco, de forma a ser interpretado como brinquedo (figura 31 a), e uma câmera de vídeo foi posicionada para registro tanto do comportamento do robô quanto da gestualidade da criança durante a execução das rotinas motoras.

As tarefas propostas para as crianças com deficiência motora foram programadas no robô para executar rotinas de movimentação de blocos lógicos e desenho, organizados de menor a maior grau de complexidade cognitiva e motora, sendo que cada uma das tarefas foram desenvolvidas por cada criança com três repetições. A primeira tarefa teve por objetivo explorar o controle do robô durante o seguimento de um percurso (figura 31 a); a segunda tarefa consistiu na realização de um desenho livre com um lápis adaptado à pinça do robô, ligando pontos previamente estabelecidos sobre um papel (figura 31 b); e a

terceira tarefa consistiu em utilizar o robô para percorrer um percurso delimitado por obstáculos, a partir de uma localização inicial até uma localização final (figura 31 c). O desempenho de cada experimento foi medido em função da avaliação global das rotinas motoras, as quais contêm, por sua vez, todas as três tarefas propostas.

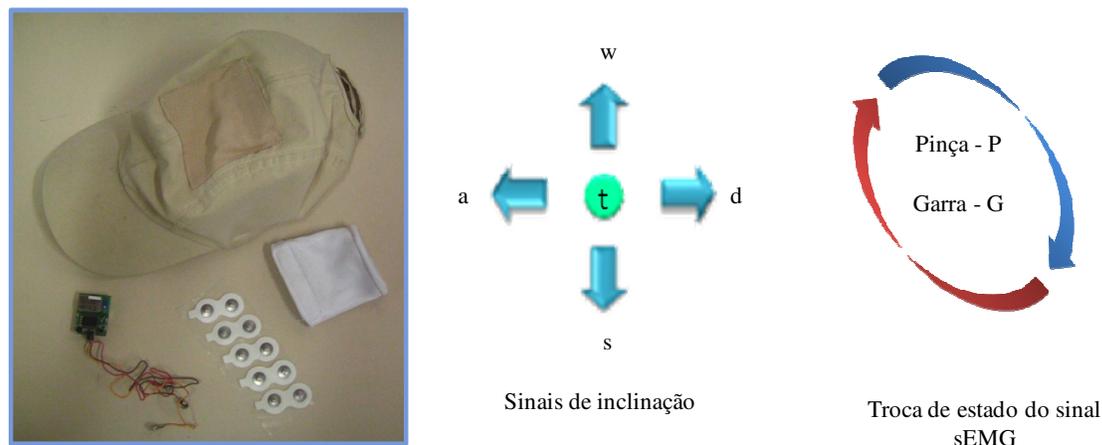


**Figura 31.** Tarefas desenvolvidas com o robô móvel POB-BOT pelas crianças com deficiência motora severa: (a) seguimento de percurso; (b) desenho livre sobre papel; (c) seguimento de percurso com obstáculos.

Uma vez definidas as condições experimentais, é iniciada a captura, aquisição e condicionamento dos sinais. O sensor híbrido (inclinação+sEMG) foi adaptado à criança, no seu pulso, com uma pulseira de pano, ou outro segmento do seu corpo segundo o grau de mobilidade existente na criança. Em seguida a criança é sentada confortavelmente, e é instruída sobre o tipo de tarefa que deve realizar com apoio do cuidador, e na presença do fisioterapeuta e pedagogo, em um primeiro momento, para fazer as adaptações necessárias em cada caso. Assim, o robô responde a comandos de contração muscular (sinal sEMG) para trocar de estado entre abrir ou fechar a pinça; ou levantar ou abaixar a pinça. Esta tarefa utiliza configuração bipolar e de referência para os eletrodos no músculo do segmento do corpo da criança que apresenta melhor controle voluntário por parte da criança. O segmento do corpo escolhido é o mais adequado para permitir uma inclinação em função da deficiência, de tal forma que a criança consiga direcionar o robô para frente, para trás, esquerda ou direita com naturalidade (figura 32). Assim que os sinais do sensor híbrido (inclinação+sEMG) são processados pelo conversor A/D existente no robô e encaminhados pelo Bluetooth para o computador, os dados são organizados com ajuda de uma interface gráfica (figura 33), que tem a função de salvar os registros de cada teste, com

### Capítulo 3: Estudo de caso 1

a finalidade de gerar um relatório de forma automática, conformando um banco de dados (figura 34), o qual gera um arquivo inicial que contém informações como nome, tipo de robô, tipo de movimentos, número de acertos, tempo, sequência, tipo de tarefa, data, hora, resultado de avaliações GAS e humor da criança (expressão facial).



**Figura 32.** Sistema de aquisição de sinais do sensor híbrido (inclinação+sEMG) para o controle do robô POB-BOT.

No início de cada experimento é necessário fazer a calibração do sensor híbrido, pelo que a criança é instruída para ficar por 10 s na posição mais confortável possível, em termos ergonômicos, para a geração de cada comando. Assim, o sistema é retroalimentado de acordo com cada posição executada, de modo que o sistema captura os valores obtidos, sendo obtida uma média aritmética, com a qual são definidos os limiares (*threshold*) de valor eficaz do sinal sEMG e de inclinação do segmento do corpo. Uma vez feita a representação gráfica das medidas, é possível analisar os dados obtidos para avaliar estatisticamente o desempenho de cada criança, em função da observação qualitativa durante o desenvolvimento de cada tarefa, e sua eficiência para cada tipo de situação de deficiência motora ou cognitiva apresentada. Para obter uma objetividade na análise, foi utilizada uma escala relativa à capacidade motora da criança na realização dos experimentos, com inclusão de pré-teste e pós-teste, com a finalidade de avaliar o ganho motor e cognitivo obtido (Tabela 2 a). Cada tarefa foi avaliada pelo método de Escala de Objetivos Atingidos GAS (do inglês *Goal Achievement Scale*), que segundo Kiresuk et al.

(1994) é definido como o uso de parâmetros escalonados que possam refletir a avaliação dos níveis de sucesso alcançados em relação às metas de desempenho desejáveis.



**Figura 33.** Interface gráfica para representação dos sinais do sensor híbrido (inclinação+ sEMG).

Geralmente é recomendável o uso de 5 níveis de avaliação que variam de -2 a +2. A pontuação geral é calculada utilizando as notas de todos os objetivos atingidos pelas crianças em função do peso designado para cada participante. A equação 5 representa a pontuação geral (*overall score*) como segue:

$$T = 50 + 10 \left( \frac{\sum_{i=1}^n g_i}{\sqrt{(n-R)(n+R)(n)^2}} \right) \quad (5)$$

onde  $g_i$  representa a pontuação dada pela meta  $i$  a ser alcançada;  $n$  representa o número de objetivos a ser alcançados na tarefa (uma tarefa pode ter vários objetivos e, além disso, a realização parcial dos mesmos também é levada em conta);  $R$  representa uma constante utilizada para estimar a correlação entre a pontuação obtidas para os múltiplos objetivos da tarefa. Na literatura é utilizada geralmente a constante 0.3 (Michaud, 2001). É importante esclarecer que a equação tem que ser utilizada de forma comparativa, já que é necessário avaliar o ganho da pontuação geral antes do treinamento com o robô e após sucessivos testes. Assim, pode-se avaliar quanto foi o ganho em termos de aprendizado e pontuação, o

*Capítulo 3: Estudo de caso 1*

que mede quanto de objetivos a mais foram alcançados com a experiência de como utilizar o sistema, tornando-se uma ferramenta quantitativa para analisar o desenvolvimento cognitivo da criança. Para definir as metas que serão avaliadas pelo método GAS, foi necessária a análise da anamnese. Assim, com a contribuição dos pais e especialistas do CREFES, foram avaliadas as limitações de cada criança, e foram identificadas quais tarefas as crianças gostam de fazer, além de reconhecer como as dificuldades motoras atrapalham o cotidiano para cada caso. O objetivo das questões está em compreender como as crianças lidam com a deficiência, de tal modo que possa ser definida a melhor estratégia de interação com o sistema, segundo cada condição de deficiência desde as necessidades de cada criança. Primeiro, foi aplicada uma escala que define em categorias a interação da criança com o sistema, segundo o nível de deficiência motora ou cognitiva (Tabela 2 a). Para a avaliação do GAS, foi estabelecida uma relação entre a quantidade de movimentos avaliados em comparação com a quantidade total de movimentos das crianças que têm a condição de utilizar o robô; para o caso, são as condições estabelecidas entre as categorias A a D, segundo a Tabela 2 a.

**Tabela 2.** Critérios de inclusão de crianças com deficiência motora severa, segundo o grau de controle autônomo do robô móvel: (a) classificação da criança com relação à capacidade motora de utilizar o robô; (b) avaliação GAS; e (c) patologias das crianças e classificação.

(a)		(b)	
Código	Situação	Avaliação GAS	
A	Criança sem deficiência física	<b>Movimentos Válidos (%)</b>	<b>GAS</b>
B	Criança com deficiência física apenas nos membros inferiores (não interfere na utilização do robô)	$N < \text{Controle} * 0,5$	-2
C	Criança que consegue mexer as mãos e a cabeça, mas possui um atraso leve na movimentação ou reflexos involuntários	$\text{Controle} * 0,5 < N < \text{Controle} * 0,7$	-1
D	Criança que consegue mexer as mãos e a cabeça, mas possui um atraso médio na movimentação ou reflexos involuntários	$\text{Controle} * 0,7 < N < \text{Controle} * 1,05$	0
E	Criança que consegue mexer as mãos e a cabeça, mas possui um atraso grande na movimentação ou reflexos involuntários	$\text{Controle} * 1,05 < N < \text{Controle} * 1,1$	1
F	Criança que pode mexer a cabeça, porém não mexe as mãos ou possui grande reflexo involuntário nas mãos	$T < \text{Controle} * 1,1$	2
G	Criança sem controle de movimentação de cabeça e movimentação de membros superiores		
H	Criança com poucas condições de utilizar o robô com controle muito rarefeito da cabeça e nenhum controle ou movimento das mãos		

(c)		
ID	Patologia	Classificação
1	Paralisia Cerebral	D
2	Distrofia Muscular	C
3	Distrofia Muscular	C
4	Distrofia Muscular	C
5	Atetose, PC	H
6	Distrofia Muscular	C
7	Paralisia Cerebral	H
8	Paralisia Cerebral	H
9	Distrofia Muscular	D
10	Paralisia Cerebral	H
11	Diagnóstico inconcluso	H
12	Distrofia Muscular	C
13	Distrofia Muscular	C
14	Paraplégica	B

A variável *Controle* é o número médio de movimentos válidos feitos pelas crianças. A quantidade de movimentos avaliados considera um movimento válido quando a criança gera um comando que resulta no movimento do robô, a diferentemente do movimento não válido, onde não é feito o comando para o robô. Com esta variável é possível analisar se a criança entendeu o funcionamento do robô e da tarefa, ajustando durante a retroalimentação ponto a ponto, ou interrompendo algumas vezes o robô. Por isso, a relação de movimentos válidos dividido pela movimentação total tende a ser mais alta. Posteriormente, estas tabelas de pontuação são utilizadas na coluna GAS – MV (onde MV significa movimentos válidos percentuais) nas tabelas de desempenho das crianças.

A Tabela 2 b apresenta os cinco níveis (-2 a +2), em que foi dividida a escala de *pontuação*, onde: *N* representa o número de movimentos válidos, se, comparado com o grupo controle conseguindo uma porcentagem de 0,5, ele será avaliado com -2, que representa o menor desempenho no desenvolvimento da tarefa; quando o valor de *N* está entre 0,5 e 0,7, a pontuação correspondente a -1, que representa um desempenho baixo no desenvolvimento da tarefa; no caso em que *N* apresente um valor de porcentagens entre 0,7 e 1,05, pontuação alcança o valor de 0, representando um desempenho mínimo necessário para o desenvolvimento da tarefa ou para a resposta esperada; por outro lado, um *N* com valor de porcentagem entre 1,05 e 1,1 é avaliado com uma pontuação de 1, que representa um desempenho ótimo no desenvolvimento da tarefa; por último, quando o valor de *N* atinge uma representação similar à porcentagem do grupo de controle, a pontuação é 2, o que significa que o desempenho supera as expectativas em comparação à média de movimentos válidos do grupo de controle. O índice GAS foi utilizado somente nas crianças que conseguiram controlar o robô, ou seja, os casos classificados entre A e D (Tabela 2 c). As variáveis que foram estudadas para cada experimento em termos estatísticos foram:

*Tempo Médio* – tempo médio, em minutos, que cada criança demorou em realizar o experimento. Como cada criança realizou mais de uma vez o experimento, foi calculado o tempo médio do experimento.

*Mov. Válidos Médio* – número de vezes que a criança comandou o robô para se locomover.

*Capítulo 3: Estudo de caso 1*

*Total Médio* – número de comandos total médio, tendo a mesma ideia do caso anterior, porém considerando também os comandos da criança para fazer o robô parar.

*Mov./s* – quantidade de comandos que a criança fez por segundo (em média) em cada tarefa.

*Mov. Válidos* – percentual de comandos feitos pela criança para fazer o robô se mover em comparação com o total de comandos realizados. Matematicamente, é a relação entre o número de comandos válidos médios e o número de comandos total médio. Os resultados obtidos para o primeiro tipo de tarefa, relacionada com o seguimento de um percurso, foram organizados em tabelas, as quais listam as variáveis anteriormente descritas, que posteriormente são utilizadas na coluna GAS-MV (Tabela 3), onde MV representa os comandos válidos percentuais. Para esta primeira análise de desempenho, obteve-se uma média de comandos válidos de 74,5 %.

**Tabela 3.** Avaliação GAS para a tarefa número 1 (eguimento de percurso).

Avaliação GAS	
Movimentos Válidos – MV (%)	GAS
N<37%	30
37%<N<52%	40
52%<N<78%	50
78%<N<82%	60
N>82%	70

Cada um dos resultados está registrado em relatórios que descrevem, para cada criança, o comportamento em função do desenvolvimento da tarefa e seu resultado GAS (MV) como se observa na Tabela 4.

**Tabela 4.** Resultados do primeiro experimento. As porcentagens são relativas à média de movimentos válidos da tarefa de seguimento de trajetória.

Data	ID	Resultado da Tarefa	GAS (MV)
01/02/2011	1	Conseguiu guiar muito bem o robô e completou as tarefas com sucesso. Levou em conta o atraso na comunicação existente no sistema e conseguiu entender a tarefa integralmente.	50 (56,53%)
	4	Teve ótima interação com o robô. Conseguiu desenhar utilizando o sistema e completou o percurso de forma satisfatória. A interação com o robô e o entendimento da tarefa foram muito bons.	70 (92,46%)
	6	Teve o primeiro contato com o robô neste dia. É necessário levar isto em conta, pois quase todas as outras crianças já tiveram contato com o robô anteriormente. Como já tem 7 anos conseguiu entender satisfatoriamente o robô e seus movimentos. Conseguiu fazer os percursos de forma satisfatória.	70 (117,48%)
02/02/2011	7	Entendeu bem a movimentação no sentido para mover para frente o robô. Não conseguiu fazer as tarefas da forma esperada, no entanto é necessário levar em conta que possui apenas 3 anos e possui quadriparesia. Sendo assim possui certa dificuldade de compreensão da tarefa. Queria ficar olhando para o robô ao invés de mexer o bonê com a placa.	-
	8	Compreendeu que mexendo o bonê conseguia conduzir o robô, especialmente para os lados. No entanto não conseguiu movimentar o robô de forma que conseguisse realizar o percurso. Chorava toda vez que o robô parava ou perdia a visão do mesmo e estava com o humor um pouco cansado no dia de hoje.	-
	9	Controlou de forma muito satisfatória o robô. Conseguiu realizar as tarefas. Apresentou um pouco de dificuldade devido à patologia, pois não conseguia mover a cabeça para frente sem jogar todo o corpo, porém mesmo assim respondeu muito bem às tarefas.	70 (105,21%)
03/02/2011	11	Apresentou certo desinteresse pelo robô em alguns momentos, porém quando conseguiu concentração gostou muito de conduzir no robô. Aparentemente não conseguiu entender de forma correta como o movimento de cabeça pode interferir em como o robô irá se comportar. Para os lados não mexe muito bem.	-
	8	Gostou muito do robô e conseguiu mexer satisfatoriamente no eixo para frente-trás. Teve mais facilidade de mexer com os braços, pois assim não deixava de ver o robô.	-
	12	Primeira vez que tem contato com o robô. Foi apresentado aos movimentos iniciais. Tem 10 anos de idade e teve uma ótima compreensão e controle do robô. Pôde realizar as tarefas com extrema facilidade.	70 (101,14%)

### Capítulo 3: Estudo de caso 1

Os resultados obtidos para a segunda tarefa estão relacionados com o desempenho das crianças durante a ligação de pontos pré-definidos no papel com o uso do robô móvel. Assim, a coluna GAS-MV (Tabela 5) e seu respectivo relatório (Tabela 6) apresentou as seguintes pontuações:

**Tabela 5.** Avaliação GAS para a tarefa número 2 (desenho sobre papel).

Avaliação GAS Score	
Movimentos Válidos - MV (%)	GAS
N<40%	30
40%<T<56%	40
56%<N<84%	50
84%<N<88%	60
N>88%	70

**Tabela 6.** Resultados do experimento 2. As porcentagens são relativas à média de comandos válidos da tarefa utilizando o robô para fazer desenhos ligando pontos pré-definidos sobre um papel.

Data	ID	Resultado da Tarefa	GAS (MV)
08/02/2011	2	Conseguiu controlar satisfatoriamente o robô. Completou a tarefa de desenho passando o pincel por todas as marcações brancas. Apresentou muita facilidade no uso do sistema.	50 (74,78%)
	14	Conseguiu entender bem os comandos do robô. Sua patologia restringe a movimentação apenas nos membros inferiores e, desta forma, pôde controlar de forma bem precisa o robô. Teve um pouco de dificuldade na movimentação, mas é necessário levar em conta que foi seu primeiro dia.	60 (85,80%)
	5	Entendeu bem a movimentação do robô. Esta criança não consegue controlar o tônus muscular, sendo que há momentos de relaxamento extremo e momentos de contração extrema. Devido a isso não consegue ter um controle fino do robô, porém a movimentação dos olhos (que são facilmente controlados) mostra que há um entendimento do robô.	-
	6	Controlou o robô extremamente bem. Já na semana passada reconheceu de forma muito rápida os movimentos do robô. É, inclusive, capaz de ajustar a posição da cabeça mesmo se o sensor estiver fora do lugar. Completou a tarefa de forma rápida e satisfatória.	50 (76,35%)
	13	Rapidamente entendeu os movimentos do robô e o conduziu de forma satisfatória e em pouco tempo completou a tarefa de desenho. O resultado foi muito acima do esperado, inclusive, pois não havia tido contato com o robô na semana anterior.	50 (82,49%)
09/02/2011	8	Comandou melhor o robô em relação às vezes anteriores. Fica extremamente alegre ao ver o POB-BOTE muitas vezes não mexe, pois não quer perder a visão do robô. O controle motor da cabeça é rarefeito e não consegue colocar a cabeça na posição correta.	-
	1	Conseguiu mexer muito bem o robô e passar por todas as etiquetas brancas, conforme havia sido combinado na tarefa. Apresenta muita facilidade na condução do robô.	50 (74,78%)
	10	Não gosta de utilizar o boné nem a pulseira na mão. Foi pedido que utilizasse a plaquinha diretamente na mão e, desta forma, mexeu o robô. Pareceu ter mais controle com a placa na mão, porém ficou com um pouco de medo do robô. Não conseguiu fazer a tarefa plenamente.	-
10/02/2011	11	A mãe o auxiliou a utilizar a plaquinha e conseguiu desenhar desta forma. Parece entender corretamente o funcionamento do motor, porém não consegue manter a musculatura firme em uma determinada posição. Quer ficar olhando o robô o tempo todo e, por isso, mexe a cabeça fazendo o robô andar de forma errada.	-
	5	Conseguiu entender o funcionamento do robô de forma satisfatória. Não consegue mexer bem devido a falta de controle muscular.	-
	8	Conseguiu entender bem a movimentação do robô. Mexeu para frente e para trás compreendendo bem a movimentação. Mostrou sinais de entendimento da movimentação lateral.	-
	12	Tem uma ótima coordenação motora apesar da distrofia muscular. Compreendeu rapidamente o objetivo do projeto e conseguiu conduzir muito bem o robô.	50 (73,85%)

Os resultados obtidos para a terceira tarefa estão relacionados com o desempenho das crianças durante o comando do robô realizando um percurso entre cubos coloridos. Assim, a coluna GAS-MV (Tabela 7) e seu respectivo relatório (Tabela 8) apresentou as seguintes pontuações:

**Tabela 7.** Avaliação GAS para a tarefa número 3 (comandar o robô entre cubos coloridos).

Avaliação GAS	
Movimentos Válidos - MV (%)	GAS
N<40%	30
40%<T<56%	40
56%<N<84%	50
84%<N<88%	60
N>88%	70

**Tabela 8.** Resultados do experimento 3. As porcentagens são relativas à média de comandos válidos da tarefa que consiste em movimentar o robô entre cubos coloridos.

Data	ID	Resultado da tarefa	GAS (MV)
15/02/2011	3	Primeira vez que tem contato com o robô. Conseguiu manuseá-lo muito bem e de forma muito correta. Conseguiu fazer o teste de passar pelos cubos sem bater. O controle foi acima do esperado já que não tinha visto o robô antes.	50 (73,85%)
	14	Conseguiu interagir muito bem com o robô. Sua compreensão é bastante rápida e pôde mexer o robô muito bem. O desempenho também foi acima do esperado, pois é a segunda vez que teve contato com o robô.	50 (87,01%)
	4	Conseguiu passar pelos cubos coloridos com o robô. Desviou muito bem dos obstáculos e conseguiu resultado satisfatório. Tem muita facilidade em controlar o robô.	50 (80,00%)
	5	Com a ajuda da mãe conseguiu controlar o robô. A criança em si parece ter entendido apenas que o robô vai para frente quando a cabeça é movida nesta direção. Em contrapartida os olhos vão sempre para a posição correta.	-
	6	Conseguiu conduzir no robô muito bem. Tem uma capacidade motora limitada devido a distrofia, no entanto, é capaz de conduzir o robô de forma muito satisfatória. Não teve dificuldades e entendeu completamente a tarefa e os movimentos.	70 (89,69%)
16/02/2011	7	Parece entender bem que o robô se move de acordo com o boné, porém não associou corretamente os movimentos. Aparentemente associou a idéia de que mexendo o boné o robô se move apenas.	-
	8	Mexeu da mesma forma que nas outras semanas. Como tem pouca idade parece ainda não entender muito bem que ele comanda o robô, no entanto parece ter dado sinais de compreensão da movimentação.	-
	9	Conduziu muito bem o robô. Repetiu a experiência 3 vezes, tendo facilidade inclusive de controlar o boné quando o mesmo girou um pouco em sua cabeça (soube compensar o fato do sensor estar girado)	60 (85,41%)
17/02/2011	12	Com um histórico de bom uso do robô, esta criança conseguiu fazer a tarefa com extrema facilidade. Além disso, repetiu a tarefa utilizando um pincel e um papel. Ainda assim conseguiu fazê-la de forma rápida e eficaz.	50 (68,38%)

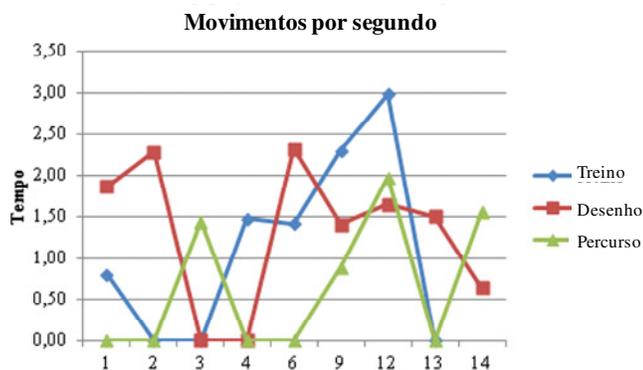
Os resultados em que são comparados os desempenhos por semana representam o grau de evolução da criança durante a interação com o robô móvel para desenvolver os diferentes experimentos. Assim, tanto a média dos comandos válidos como o tempo em que foi desenvolvida cada rotina motora foram considerados para obter uma avaliação total que permite observar a interação durante o protocolo de avaliação.

Para realizar a comparação entre o desempenho das diferentes tarefas em que o robô foi comandado, foi utilizada a variável *número de movimentos a cada segundo*, pois a tendência, se a criança souber comandar bem o robô, é que os movimentos do robô sejam mais precisos e, portanto, esse número seja menor (Tabela 9).

**Tabela 9.** Comparação do tempo de movimentação (segundos) em relação aos três experimentos.

Movimentos por segundo			
ID	Exp. 1	Exp. 2	Exp. 3
1	0,80	1,86	-
2	-	2,28	-
3	-	-	1,44
4	1,47	-	-
6	1,41	2,32	-
9	2,30	1,40	0,8822391
12	2,98	1,64	1,97
13	-	1,49	-
14	0,63	1,56	-
Media	1,60	1,79	1,43

Na figura 34 é possível identificar a média dos tempos requerida para cada tarefa em relação à média de todos os experimentos. Observa-se que o tempo do treino e da tarefa de desenho estão bem próximos, pois eram mais simples. No entanto, a realização do percurso com o robô é mais complicada e, por isso, requer de um tempo maior para ser realizado pela criança. A relação entre o número de movimentos válidos (comandos válidos) e o total de movimentos verifica se a criança entende o processo de movimentar o robô, mudando de direção e/ou sentido sem parar o mesmo. Vale ressaltar que tarefas mais complexas, como o desvio de obstáculos, podem exigir mais paradas do robô, pois os movimentos necessitam ser mais precisos. No entanto, pode-se observar que em comparação com o primeiro experimento, houve um aumento na relação de movimentos e comandos para o robô parar, o que indica que as crianças aprenderam a utilizar melhor o sistema a cada vez que realizaram experimentos. A quantidade de comandos válidos nas três semanas de realização de experimentos pode ser visto na Tabela 10.

**Figura 34.** Gráfico do tempo médio das três tarefas motoras com relação à média do último experimento.

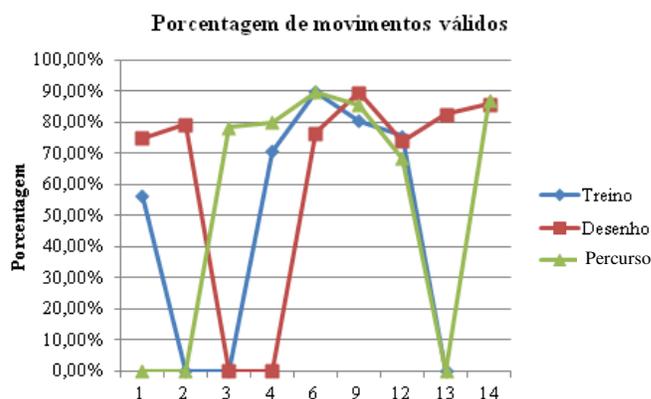
A figura 35 mostra os resultados da Tabela 10 em forma gráfica. É possível identificar que, na média, as linhas de percurso e de desenho estão levemente acima da linha de treino, mostrando que a porcentagem de movimentos válidos, ou seja, movimentos que não são para o robô parar, cresceu.

**Tabela 10.** Comparação do tempo de movimentação (minutos) em relação aos três experimentos.

Relação Movimentos Válidos/Total			
ID	Exp. 1	Exp. 2	Exp. 3
1	56,53%	74,78%	-
2	-	79,30%	-
3	-	-	78,37%
4	70,69%	-	-
6	89,81%	76,35%	-
9	80,43%	89,58%	85,41%
12	75,43%	73,85%	68,38%
13	-	82,49%	-
14	85,80%	87,01%	-
<b>Média</b>	<b>76,45%</b>	<b>80,48%</b>	<b>77,93%</b>

Para a avaliação do desempenho em futuras pesquisas, será utilizado o Sistema Escalonado de Usabilidade (SUS; do inglês *System Usability Scale*), desenvolvida em 1986 pelo britânico John Brookes, e definido como um questionário contendo uma escala de avaliação simples composta por oito a dez itens de conteúdo cognitivo comportamental (escala psicométrica). A escala SUS é uma escala tipo Likert que fornece uma visão geral de avaliações subjetivas relacionadas com o grau de uso do sistema com base em parâmetros psicométricos. Aqui são avaliadas a efetividade, quando os usuários podem atingir seus objetivos com sucesso, a eficiência, ou seja, quanto esforço e recurso do usuário é gasto para atingir tais objetivos, e a satisfação, em função de se a experiência com o produto avaliado foi satisfatória.

Outro método de avaliação de desempenho que será utilizado em futuras pesquisas é a Lei de Fitt (do inglês *Fitt's Law*), desenvolvida por Paul Fitts em 1954, reconhecida pela aplicabilidade no campo de HCI (do inglês *Human Computer Interaction*), por ser um dos poucos modelos preditivos sólidos e confiáveis na relação do movimento humano em relação ao índice de dificuldade da tarefa motora.



**Figura 35.** Gráfico do tempo médio das três tarefas motoras com relação à média do último experimento.

### 3.2.5 Discussão de Resultados

Uma das maiores dificuldades, no caso dos resultados obtidos com o sensor híbrido (inclinação+sEMG) na avaliação proprioceptiva do joelho, está na identificação da localização padrão do sensor para toda a experimentação. Uma alteração da posição do sensor em diferentes repetições no mesmo voluntário, ou em voluntários diferentes, pode gerar erros durante a captura e aquisição, variando significativamente os resultados comparativos com o eletrogoniômetro.

Na aplicação do sensor híbrido (inclinação+sEMG) para o controle da cadeira de rodas robótica, é necessária uma adaptação do sinal sEMG para captura e aquisição da piscada de olhos. Embora o movimento da cabeça seja suficiente para que o voluntário consiga se deslocar com a cadeira, a utilização da piscada de olhos pode controlar o cursor de um Assistente Digital Pessoal (PDA, do inglês *Personal Digital Assistant*). Para escolher a função que o voluntário deseja realizar, juntamente com a seleção da atividade guiada com o movimento da cabeça. Este tipo de aplicação necessita de uma maior quantidade de experimentos com voluntários em condição de deficiência motora grave, de forma que permita avaliar a interação, sensibilidade e desempenho com o dispositivo robótico.

A avaliação do desempenho, da interação de um robô móvel com crianças diagnosticados com deficiência motora severa, durante a realização de tarefas de atraso instruídas requer uma avaliação mais detalhada da capacidade de controle muscular autônoma para guiar a localização dos eletrodos na captura do sinal sEMG. Também é possível avaliar a capacidade cognitiva das crianças, para relacionar o movimento do segmento do corpo selecionado e a respectiva contração muscular exercida, com o deslocamento do robô e da pinça, respectivamente, e ajustado para cada criança, além de avaliar durante varias sessões sua evolução em relação à melhora da habilidade motora da criança que está em processo de reabilitação.

Assim, este estudo de caso apresenta uma inovação na qual são utilizados, conjuntamente, o esforço muscular e o ângulo do segmento do corpo como uma alternativa ainda não divulgada na área de Fisioterapia, ou de Reabilitação Cognitiva e Motora, dado que para este tipo de avaliações, são utilizados sistemas optoeletrônicos com câmeras de alta velocidade (fotogrametria) de alto custo.

## Referências

- Aquino, C. F., Viana, S. O., Fonseca, S. T., Bricio, R. S., Vaz, D. V. Mecanismos neuromusculares de controle da estabilidade articular. **R. bras. Ci e Mov.** 2004; 12(2): 35-42.
- Analog Devices. Accelerometer ADXL330. Disponível em: <[http://www.sparkfun.com/datasheets/Components/ADXL330\\_0.pdf](http://www.sparkfun.com/datasheets/Components/ADXL330_0.pdf)> Acesso em: 12 nov. 2010.
- Bôrtole, M. (2010). Desenvolvimento de um sensor híbrido - inclinação+sEMG - para aplicações em robótica e fisioterapia. Dissertação de Mestrando departamento de Engenharia Elétrica. Universidade Federal do Espírito Santo. Vitoria-ES. Brasil.
- Cartilha do Censo 2010 – Pessoas com Deficiência / Luiza Maria Borges Oliveira / Secretaria de Direitos Humanos da Presidência da República (SDH/PR) / Secretaria Nacional de Promoção dos Direitos da Pessoa com Deficiência (SNPD) / Coordenação-Geral do Sistema de Informações sobre a Pessoa com Deficiência; Brasília : SDH-PR/SNPD, 2012.
- Celeste, W. C. (2009). Um Sistema Autônomo Para Navegação de Cadeiras de Rodas Robóticas Orientadas a Pessoas Com Deficiência Motora Severa. Tese de Doutorado. Universidade Federal do Espírito Santo, Vitória.
- Cook A. M., Hoseit P, Liu K. M., Lee R. Y. & Zeteno C. M. (1998). Using a Robotic Arm System to Facilitate Learning in Very Young Disabled Children, *IEEE Trans Bio. Med. Engr.*, BME-35:132-137.
- Guyton A. C., J. E. Hall. (2005). Text book of medical physiology. Eleventh Edition, ISBN 0-7216-0240-1. International Edition ISBN 0-8089-2317-X.

Hamill, J. (1999) - Bases biomecânicas do movimento humano. São Paulo: Editora Manole,. Capítulo 1, p. 2-35.

Kandel, S. Schwartz, Jessell, T. (2002). Princípios da Neurociência-4a edição. Center for Neurobiology and Behavior College of physicians & Surgeons of Columbia University. Ed-Manole. ISBN85-204-1281-5

Keiserman, M. Dor nos joelhos. Disponível em:

<<http://www.abcdasaude.com.br/artigo.php?167>>. Acesso : 29/11/2013.

Michaud F. and Clavet A. (2001). Robotoy contest—designing mobile robotic toys for autistic children. Proc. American Society for Engineering Education (ASEE'01) Albuquerque, NM.

Microchip. Datasheet DsPIC30F3012. Disponível em:

<<http://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/70139F.pdf>> Acesso em: 5 nov. 2010

Phinyomark, A. Phukpattaranont, P. Limsakul, C. (2012). Feature reduction and selection for EMG signal classification, Expert Systems with Applications, Vol 39, 2012, pp 7420–7431. doi:10.1016/j.eswa.01.102

Roving Networks. Class 1 Bluetooth Module. Disponível em:

<<http://www.rovingnetworks.com/documents/RN-41.pdf>> Acesso em: 13 ago. 2010.

Séguin, P. – POB-BOT User's Manual – POB Technology, Outubro, 2005.

Soria, C.; Carelli, R.; Sarcinelli Filho, M. (2006). Using Panoramic Images and Optical Flow to Avoid Obstacles in Mobile Robot Navigation. ISIE International Symposium on Industrial Electronics, Canadá.

Tabela Nacional de Incapacidades por Acidentes de Trabalho e Doenças Profissionais (TNI), aprovada pelo Decreto-Lei n.º 341/93, de 30 de Setembro. Disponível em:

[http://bdjur.almedina.net/citem.php?field=node\\_id&value=1250725](http://bdjur.almedina.net/citem.php?field=node_id&value=1250725) Acesso em: 20 de novembro de 2011

Todia B, Irvin LK, Singer GHS, & Yovanoff P. (1993). The self-esteem parent program. IN Singer GHS & Powers LE (eds) Families, Disability, and Empowerment. Toronto: Paul H Brookes.

Valadão, C. (2011). Uso da robótica para exploração e descoberta do ambiente para crianças com deficiência física severa. Dissertação de Mestrando departamento de Engenharia Elétrica. Universidade Federal do Espírito Santo. Vitoria-ES. Brasil

Valadão, Carlos ; Bastos Filho, T. F. ; Bôrtole, Magdo . (2010) Uso da Robótica para Exploração e Descoberta do Ambiente para Crianças com Deficiência Física Severa. In: VI Jornadas Argentinas de Robótica, 2010, Buenos Aires. p. 142-147.

Valadão, Carlos; Bastos Filho, T. F.; Bôrtole, Magdo; Perim, Victor; Celino, Ricardo; Rodor, Fauzi; Gonçalves, Agda; Ferasoli, Humberto; Lópes, Natalia. Educational Robotics as a Learning Aid for Disabled Children. In: ISSNIP Biosignals and Biorobotics Conference 2011, p. 6pg.

### 3.3 Estudo de Caso 2: Contexto

Segundo o ACR (do inglês *American College of Rheumatology*) (Crofford, 2013), a Sociedade Brasileira de Reumatologia (SBR) e a AFSA (do inglês *The American Fibromyalgia Syndrome Association, Inc.*), a Fibromialgia (FM) é uma condição clínica complexa, caracterizada por dor crônica generalizada, distúrbios do sono, exaustão da cabeça aos pés, cefaléia e alterações do humor, como depressão e ansiedade, e alterações de memória e atenção, entre outros sintomas relacionados. A palavra "fibromialgia" vem do termo latino para tecido fibroso (*fibro*) e do grego para músculo (*myo*) e dor (*algia*). Assim, a FM é considerada uma síndrome multissintomática relacionada com dores nos músculos, ligamentos e tendões dos tecidos fibrosos moles do corpo, reconhecíveis por apresentar hiperalgesia, aumento da sensibilidade a dor, e/ou alodinea, que é uma percepção de dor em estímulos normais, devido a uma aberração nos mecanismos de processamento central da dor, ao invés de disfunção regional específica. Apesar da FM ser muitas vezes considerada uma doença das articulações, não pode ser definida como um tipo de artrite, dado que não causa inflamação ou dano nas articulações, músculos ou outros tecidos. Apesar disso, a FM é considerada uma condição reumática que, em estado grave, pode ser extremamente debilitante por apresentar sintomas relacionados com fadiga (fisiologicamente descrita na seção seguinte), além de interferir na capacidade de uma pessoa realizar atividades diárias.

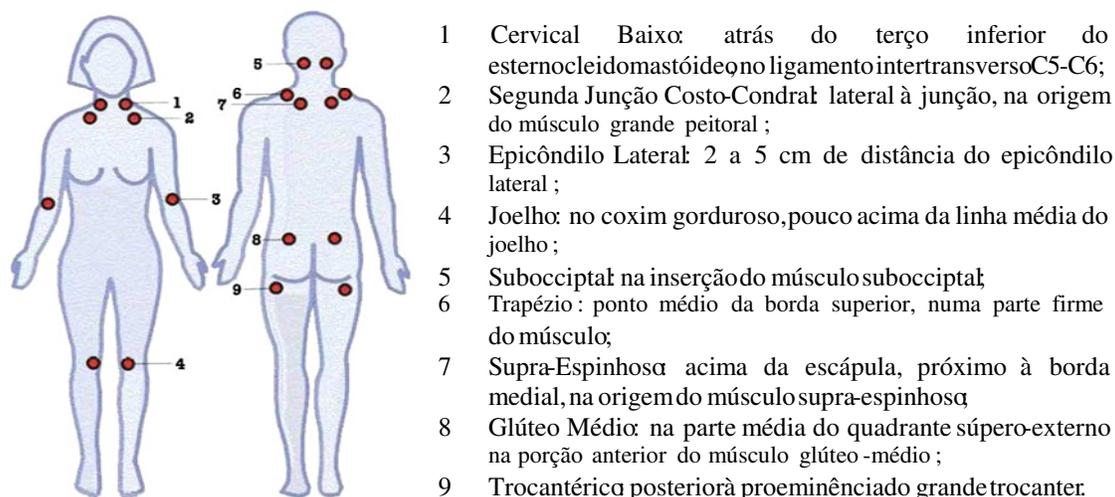
A etiologia da fibromialgia é desconhecida, mas alguns estudos (Massignan, 2009) sugerem uma predisposição genética de 8,5 vezes maior em parentes de primeiro grau de pessoas com FM. Assim, genes envolvidos no metabolismo da serotonina e/ou catecolamina, ou nas vias de sinalização, podem ser candidatos a uma etiologia, dada sua resposta favorável durante tratamentos com drogas antidepressivas. Fatores adquiridos, segundo a SBR e a ACR, como traumas emocionais e físicos, distúrbios hormonais, problemas na coluna vertebral, artrites ou até mesmo parasitoses, podem favorecer também seu desenvolvimento, resultando em uma mudança da forma em que o corpo processa as

informações entre os neurônios inferiores e superiores, alterando os níveis de substâncias químicas que, finalmente, são percebidos como um aumento exacerbado no “controle de volume” dos centros de processamento da dor no cérebro.

A patologia da doença está caracterizada por anormalidades no processamento sensorial, devido à ampliação dos impulsos sensoriais do Sistema Nervoso Central (SNC), que interage com geradores de dor periférica e vias neuroendócrinas. O somatório sensorial ocorre quando fibras C não-mielinizadas são estimuladas a uma taxa de um impulso a cada 2 a 3 s. Assim, o processamento da dor, segundo Massignan (2009), poderia estar relacionado com uma supra-regulação de receptores opióides na periferia, bem como com uma redução de receptores opióides centrais e elevados níveis de substância P no líquido. Estudos com fMRI permitiram identificar em pessoas com FM um aumento no fluxo cerebral na ínsula anterior e amígdala, encarregadas de modular a percepção da dor, como resposta a fatores cognitivos e afetivos. Foi observada também em pessoas com FM uma prematura atrofia cerebral, com perda de substância cinza por redução do fluxo sanguíneo cerebral cortical, talâmico e nuclear subcortical na ocorrência de distúrbios de humor. Segundo Provenza et al (2006), e o NIAMS (do inglês *National Institute of Arthritis and Musculoskeletal and Skin Diseases*), variadas comorbidades têm sido registradas para diferentes casos associadas à FM, tais como artrite reumatóide, lombalgia, lúpus eritematoso sistêmico, síndrome de Sjögren, doença inflamatória intestinal e osteoartrite, síndrome da fadiga crônica, síndrome miofascial, desconforto abdominal por síndrome do cólon irritável, síndrome uretral inespecífica, como síndrome de bexiga irritável, também chamada de cistitis intersticial, síndrome das pernas inquietas, rigidez do corpo ao acordar de manhã, disfunção da articulação temporomandibular, com aumento de dores de cabeça e face, hipersensibilidade de pontos miofaciais, transtornos do sono, transtorno cognitivo, parestesia, sintoma do tórax com problemas de postura, desequilíbrio, hipersensibilidade sensorial com sintomas alérgicos por hipervigilância do sistema sensorial, problemas na pele, depressão e ansiedade.

Segundo Yunus (1997), O ACR, no ano de 1990, estabelece os seguintes critérios para o diagnóstico da FM: dor crônica generalizada no sistema musculoesquelético, de pelo menos 3 meses, em cada um dos quadrantes do corpo; ausência de outras doenças sistêmicas que pudessem ser causa da dor generalizada, como artrite reumatoide, lúpus ou

problemas da tireoide; sensibilidade aumentada à pressão de pelo menos quatro quilogramas de pressão em pelo menos 11 dos 19 pontos de fibromialgia ou *Tender Points* (figura 36), espalhados pelo corpo segunda a percepção do paciente, e avaliado com o índice de dor genérico, WPI (do inglês *Widespread Pain Index*), e escala de gravidade de sintomas, SS (do inglês *Symptom Severity Scale*).



**Figura 36.** Pontos sensíveis típicos da fibromialgia ou *Tender Points*. Adaptado de Rousell, (2010).

É importante ressaltar que os *Tender Points* geralmente não são conhecidos pelos pacientes, e não se situam na zona central de dor referida por esses indivíduos. A dígito-pressão de um examinador experiente, embora dispense o emprego de aparelho de pressão de superfície do tipo algômetro ou dolorímetro, não deve ser considerada como essencial para o diagnóstico. A SBR sugere um diagnóstico diferencial, acompanhado de exames laboratoriais e por imagem de raios X, acompanhadas de uma avaliação de outras enfermidades concomitantes como: síndrome da dor miofascial, reumatismo extra-articular, polimialgia reumática, polimiosites e dermatopolimiosites, miopatias endócrinas como hipotireoidismo, hipertireoidismo, hiperparatireoidismo, e insuficiência adrenal, miopatia metabólica por álcool, neoplasias, doença de Parkinson e efeitos colaterais de drogas como corticosteróides, cimetidina, inibidores competitivos enzimáticos, como as estatinas, e até mesmo drogas ilícitas. Destas, a que merece um real destaque é a síndrome da dor miofascial, devido à sua maior semelhança clínica com a FM. Esta é uma síndrome de dor

regional. Suas áreas de dor à palpação apresentam nódulos fibróticos ou bandas musculares tensas (Provenza et al, 2004).

Em termos epidemiológicos, a fibromialgia apresenta uma prevalência que varia de 2% em mulheres a 0,5% em homens, o que leva a doença ser considerada a causa mais comum de dor musculoesquelética generalizada em mulheres entre 20 e 55 anos (Massignan, 2009). Existe um aumento constante da fibromialgia com a idade, iniciando geralmente aos 30 anos e atingindo 12% das mulheres na sexta década de vida. No Brasil, um estudo realizado na cidade mineira de Montes Claros (Heimann, 2010) observou que a FM é a doença reumatológica mais frequente após a osteoartrite. Segundo esse estudo, a doença tem uma prevalência de 2,5% na população, sendo costumeiramente predominante no sexo feminino, entre as quais 40,8% com idade entre 35 a 44 anos de idade (Senna et al, 2004). Em especial na cidade de Vitória, no Espírito Santo, resultados de um estudo no ano 2009, envolvendo 600 participantes (com idades entre 18 a 65 anos), revelou que 23,2% dos indivíduos que apresentaram dor devido a condições reumáticas, 5,5% foram diagnosticados com FM, sendo as mulheres as mais afetadas por fatores ainda desconhecidos (Pereira et al, 2009).

Desse modo, estudos realizados nos Estados Unidos relataram custos por paciente com FM que ultrapassam os US\$ 9,573.00 por ano, ou seja, gastos de 3 a 5 vezes mais do que a população em geral (Berger et al, 2007). Da mesma forma, uma pesquisa realizada na Holanda identificou gastos médios anuais de 7.813 € por paciente com FM. Assim, supondo que a FM afete 3% da população, conforme dados estatísticos, e usando os dados apresentados por estudos demográficos, essas estimativas podem ser traduzidas em custos anuais de pelo menos 12 bilhões de euros para uma população de 80 milhões de pessoas com miopatias, por exemplo, dos quais 960 milhões de euros (8%) representam custos de tratamento farmacológico (Spaeth, 2009, referenciado por Helfenstein, 2012).

Como indica Russel (2010), apesar de todo o avanço na compreensão da doença da FM, ainda existe um tempo longo entre os primeiros sintomas e o diagnóstico da doença, devido a que muitas vezes os pacientes apresentam múltiplos diagnósticos, tendo que encarar anos de avaliações médicas de todo tipo, variadas consultas com diferentes especialistas, sofrimento e frustração.

Uma das alternativas para o auxílio ao diagnóstico diferencial da FM está relacionada com o desenvolvimento de novas tecnologias de análise computacional, com a aplicação de ferramentas de aquisição e processamento de sinais biomédicos. Como exemplo disso, Arslan et al. (2010) propuseram uma classificação da FM utilizando o método da lógica difusa, segundo critérios da ACR; Hannula et al, (2001) avaliaram o comportamento fisiológico de indivíduos saudáveis e com FM utilizando o Método de Análise de Frequência (FAM, do inglês *Frequency Analysis Method*) e redes neurais, juntamente com Mapas de Auto-Organização, (SOM, do inglês *Self -Organizing Map*); Solms et al. (1996) utilizaram Redes Neurais como ferramenta de diagnóstico da FM crônica; Giske et al. (2008) analisaram as respostas adrenérgicas em mulheres com FM após contrações isométricas repetitivas, utilizando 30% da Contração Voluntária Máxima (MVC, do inglês *Maximum Voluntary Contraction*).

Gui et al. (2010) estudaram a característica RMS de sinais sEMG, durante o sono, e mensuraram os níveis de dor e qualidade de vida em pacientes com disfunção temporomandibular e FM; Valkeinen et al. (2006) examinaram a fadiga induzida por exercícios pesados de resistência, concentração de lactato no sangue, e dor muscular em mulheres idosas com FM; Miyashiro et al. (2010) analisaram o efeito da técnica de liberação posicional na dor percebida e sua correlação com a atividade mioelétrica em relação ao comportamento do RMS do músculo trapézio em pacientes com FM. Por último, Casale et al. (2009) avaliaram características de fadiga em pacientes com distúrbios centrais e periféricos da dor em indivíduos com FM.

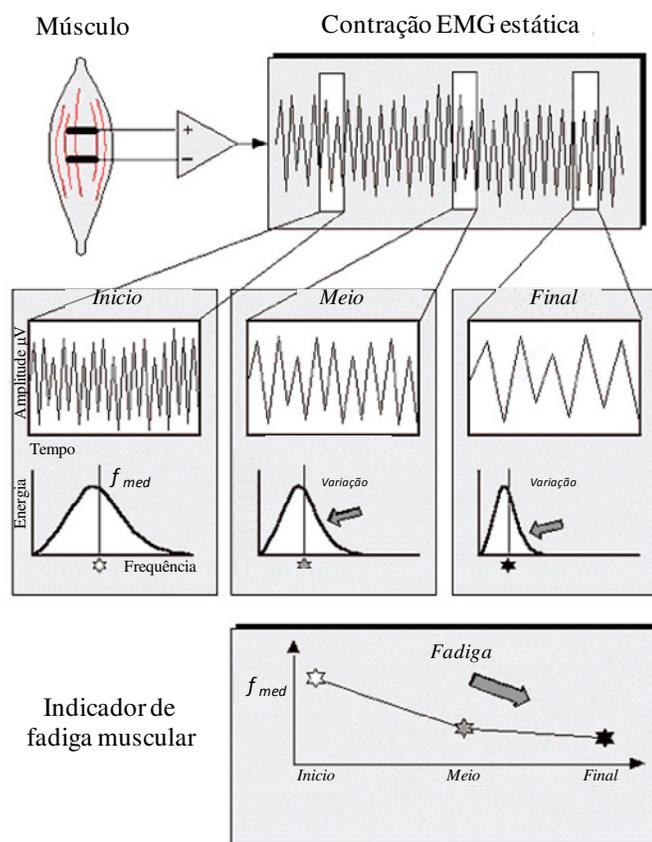
As evidências apresentadas durante a avaliação de características como RMS e MNF, entre outros, no comportamento do sinal sEMG durante tarefas de variação de cargas por MVC do tipo isométrico em pessoas com FM, confirmam uma forte correlação entre o esforço físico e a dor aumentada no sistema musculoesquelético, resultado do diagnóstico diferencial da doença. Esses achados permitiram desenvolver nesta tese de doutorando um estudo relacionado com o processamento de sinais sEMG para estimação, quantificação e avaliação da fadiga muscular (Sarmiento et al. 2011), cujo propósito era avaliar as estratégias de aquisição do sinal sEMG junto com características que apresentavam os melhores resultados no reconhecimento do padrão da fadiga muscular periférica e, assim,

avaliar pessoas saudáveis e pessoas com FM para analisar seu potencial biotecnológico para o auxílio ao diagnóstico em estudos subsequentes.

Em termos do processamento de sinais sEMG, o ponto em que uma contração não pode ser mantida (o ponto de falha) tem sido geralmente designado como o ponto de fadiga. O ponto de falha está condicionado a fatores fisiológicos e psicológicos, mas ainda não está esclarecida sua relação causal com a precisão do diagnóstico. Esta abordagem teria pouco uso em aplicações clínicas, onde muitas vezes é desejável uma detecção antecipatória à falha para que possam ser tomadas medidas apropriadas. Segundo DeLuca (1997), uma alternativa está em explorar as modificações das propriedades espectrais do sinal sEMG durante uma contração sustentada, entendendo modificação espectral como uma compressão do sinal sEMG acompanhada de uma alteração na assimetria da forma, a qual pode ser monitorada e quantificada durante as contrações sustentadas, fornecendo índices de fadiga que descrevem a evolução no tempo da fadiga relacionada com processos fisiológicos e bioquímicos. Tal comportamento pode mensurar a força contrátil através do torque em uma articulação específica, ao mesmo tempo em que avalia o desempenho dos músculos individuais em função do índice de fadiga resultante da variação espectral do sinal sEMG. Este sinal avança constantemente desde o início até o final da contração, fornecendo, por sua vez, um indicador da velocidade com que acontece o processo (figura 37), diferentemente da fadiga contrátil, que exige um considerável esforço antes de ser mensurável.

Para o rastreamento das modificações espectrais geradas durante a fadiga, indicadores característicos do espectro de frequência, tal como sua mediana ou média, podem ser calculados em função das variações em baixas frequências, larguras de banda de alta-frequência, ou por integração da área correspondente à diminuição da frequência média. DeLuca (1997) sugere a utilização da média do espectro de frequência ( $f_{med}$ ), dado que é menos sensível ao ruído e, na maioria dos casos, é mais sensível a fatores fisiológicos e bioquímicos que ocorrem dentro dos músculos durante as contrações sustentadas, diferentemente da estimativa da mediana, que é mais variável, devido à instabilidade do espectro do sinal sEMG e frequências mais baixas. Tais variações, em termos fisiológicos, estão relacionadas com duas propriedades que podem afetar o espectro de frequência: por um lado, o comportamento do disparo das MUs, e por outro lado a forma das MUAP.

Assim, um efeito dominante da taxa de disparo da MU está limitado à vizinhança do valor da taxa de disparo da frequência média (15 a 25 Hz); os segundos harmônicos das taxas de disparo são consideravelmente menores do que os primeiros harmônicos e ocorrem com o dobro da frequência dos primeiros, onde eles estão sobrecarregados pela energia das formas MUAP. Por outro lado, a variação das taxas de energia consumida irá determinar o valor do pico de frequência que representa a taxa de combustão, conseqüentemente, qualquer influência será limitada para a mesma região. Todos estes efeitos relacionados com as taxas de disparo são refletidos no espectro do sinal sEMG em frequências na faixa de 15 a 25 Hz para a maioria das contrações e para a maioria dos músculos.



**Figura 37.** Explicação esquemática da alteração espectral que ocorre no sinal sEMG durante contrações sustentadas. O indicador de fadiga muscular é representado pela frequência média do espectro  $f_{med}$ . Adaptado de DeLuca (1997).

As evidências apresentadas permitiram não só estabilizar o tipo de aquisição e processamento do sinal sEMG para diagnóstico, entre outras aplicações, mas também o

conteúdo da relação entre as características relevantes do espectro do sinal sEMG e o comportamento da fadiga muscular, além do tipo de contração adequada que oferece o melhor desempenho durante os cálculos da correlação. Portanto, segundo trabalhos prévios realizados nesta tese (Sarmiento et al. 2011) e as considerações de DeLuca (1997) com relação à análise do comportamento do espectro de frequência, são sugeridas as seguintes características para o rastreamento da fadiga com processamento de sinais digitais: no domínio do tempo, RMN (do inglês *Root Mean Square*) e ARV (do inglês *Average Rectified Value*), e no domínio da frequência, MNF (do inglês *Mean Power Frequency*), MDF (do inglês *Median Frequency*) e IAF (do inglês *Average Instantaneous Frequency*) em tarefas de variação de cargas por MVC utilizando contrações isotônicas de membros superiores.

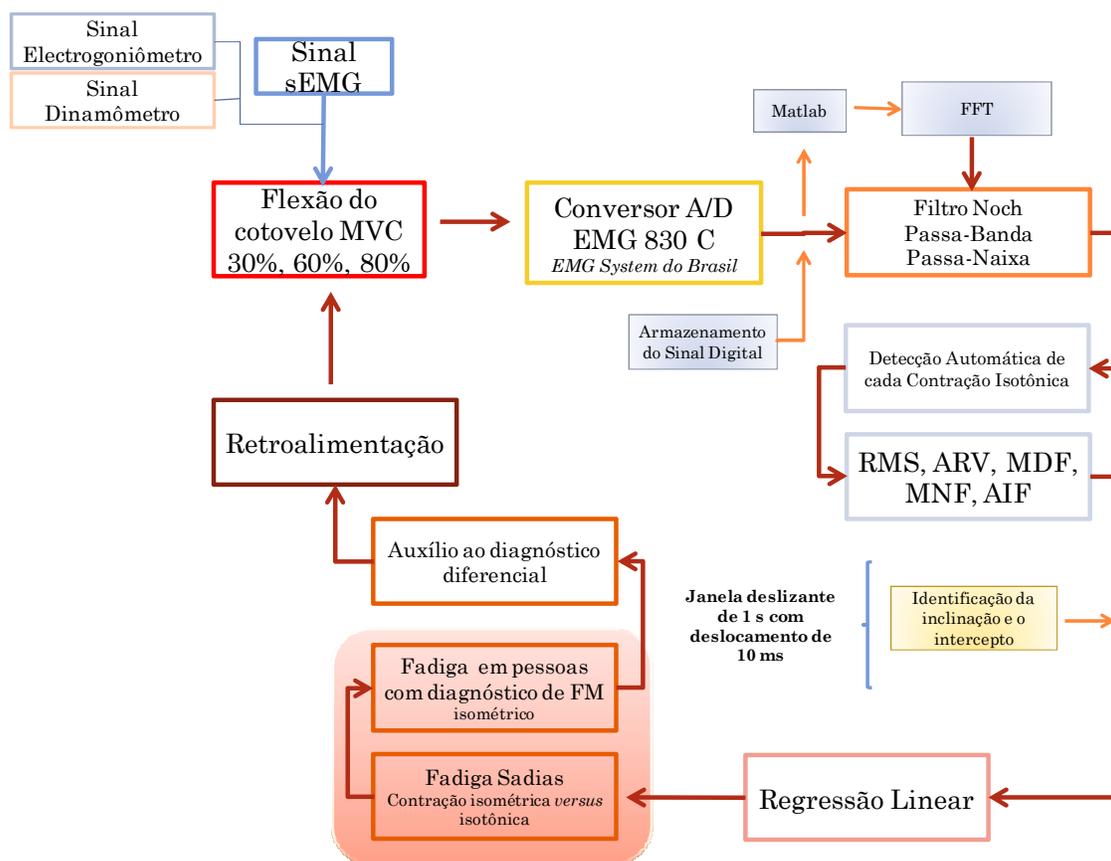
### **3.3.1 Identificação da Fadiga Muscular para o Auxílio ao Diagnóstico da Fibromialgia com Sinais sEMG**

O presente estudo de caso propõe um protocolo de aquisição de sinais sEMG para o reconhecimento da fadiga muscular periférica, utilizando o processamento de sinais sEMG baseado na avaliação de características no domínio do tempo (RMS, ARV) e da frequência (MDF, MNF, AIF) durante tarefas de atraso instruídas por MVC, para validar seu potencial aproveitamento biotecnológico no apoio ao diagnóstico diferencial de doenças reumatológicas focado na síndrome da fibromialgia.

O protocolo de aquisição, em termos gerais, consiste inicialmente na seleção dos voluntários com base na construção de uma anamnese que define os critérios de inclusão dos voluntários sadios e com diagnóstico de Fibromialgia (FM), seguido da adaptação do ambiente experimental para o respectivo processo de aquisição de sinais sEMG do *biceps braquii*, juntamente com sinais de inclinação em funções de variação de carga, utilizando um eletrogoniômetro e um dinamômetro. Os experimentos são realizados em tarefas de atraso instruídas durante a flexão da articulação do cotovelo, por Contração Máxima Voluntária (MVC) isocinética do 30%, 60% e 80% de esforço máximo, e retroalimentação visual em tempo real, mediante uma interface gráfica, até a exaustão do voluntário. Uma vez capturados, os sinais são digitalizados por um conversor A/D, e então armazenados no

Capítulo 3: Estudo de caso 2

computador e analisados, para identificação de possíveis artefatos. Os sinais são processados com técnicas de filtragem digital de sinais, para, depois, ser processados com algoritmos de detecção de fadiga no domínio do tempo (RMS e ARV) e no domínio da frequência (MDF, MNF e AIF) até sua respectiva análise de correlação. Os experimentos têm a função de avaliar o comportamento desses parâmetros em pessoas saudáveis e pessoas com fibromialgia, determinando seu potencial uso biotecnológico no apoio ao diagnóstico diferencial deste tipo de doenças reumáticas. O esquema apresentado na figura 38 descreve a metodologia procedimental do presente estudo de caso. A pesquisa foi desenvolvida com a parceria do Grupo de Reumatologia do Hospital Universitário Cassiano Antônio de Moraes (HUCAM/UFES) com aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa do Centro de Ciências da Saúde da Universidade Federal do Espírito Santo, nº 214/10, (Anexo A).



**Figura 38.** Esquema que descreve a metodologia procedimental de avaliação da fadiga em pessoas com fibromialgia para análise do potencial biotecnológico dos sinais sEMG no apoio ao diagnóstico de doenças reumáticas.

A anamnese clínica dos voluntários foi desenvolvida segundo os critérios do Grupo de Reumatologia da HUCAM, a qual define como critérios de inclusão para o grupo experimental a condição de serem portadores de Síndrome da Fibromialgia (FM) já diagnosticados, e que não estivessem em uso de nenhum tipo de medicamento. Por outro lado, os critérios de exclusão tiveram em consideração depressão, doença inflamatória crônica, disfunção grave de órgãos (insuficiência cardíaca, renal, hepática e respiratória), além de serem sedentários há mais de três meses. As características de inclusão de voluntários sadios foram: não apresentar doenças reumáticas, atrofias ou distrofias musculares, sem alterações tendíneas ou em ligamentos, sem dor e sem queixas.

Como resultado, foram escolhidos seis voluntários sadios e cinco com diagnóstico de FM, selecionados por especialistas do Grupo de Reumatologia da HUCAM, representado por mulheres acima de 40 anos. Aquelas que faziam uso de medicamentos foram aconselhadas a deixar de usá-los durante a semana que antecedia os testes, por determinação médica. Entre os sintomas relatados pelo grupo de pessoas com FM estão fadiga intensa, sono não restaurador, rigidez matinal na nuca, déficit cognitivo e dificuldade de concentração, dor aguda ao longo do braço e ombro, com destaque ao punho, além de cefaléia, parestesias, irritabilidade e déficit cognitivo. Todas relataram dor de intensidade moderada em condições de repouso, e aumentada em condição de realização de uma tarefa motora qualquer. Em todos os casos, o relato de dor ocorreu há mais de três anos e apresentando mais de onze *Tender Points*, sendo que uma delas relatou a existência de dor após acidente automobilístico, o que para o Grupo de Reumatologia é considerado como fator determinante.

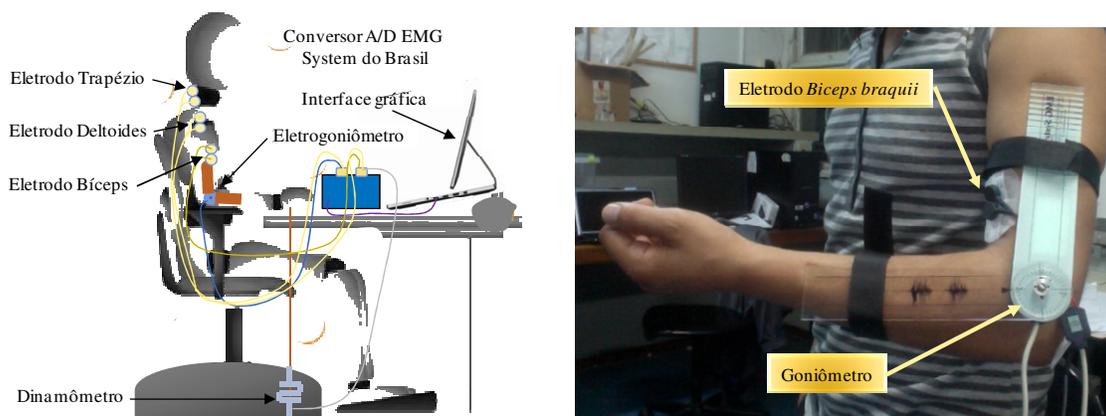
Para o desenvolvimento dos testes com pessoas sadias foram utilizadas as instalações do Laboratório de Automação Inteligente (LAI) da UFES. Por outro lado, os voluntários com FM utilizaram uma sala apropriada do Ambulatório de Reumatologia da HUCAM. O protocolo de aquisição para os dois casos, voluntários sadios e com diagnóstico de FM, consistiu inicialmente em posicionar os pacientes sentados confortavelmente em aparelho ergonômico ou cadeira, com a coluna ereta, joelhos dobrados a 90° e pés descansando sobre uma superfície horizontal.

Para a captura dos sinais sEMG, foi identificada a área de detecção no bíceps braquial com orientação de fisioterapeutas. Os critérios de seleção do músculo estão

### Capítulo 3: Estudo de caso 2

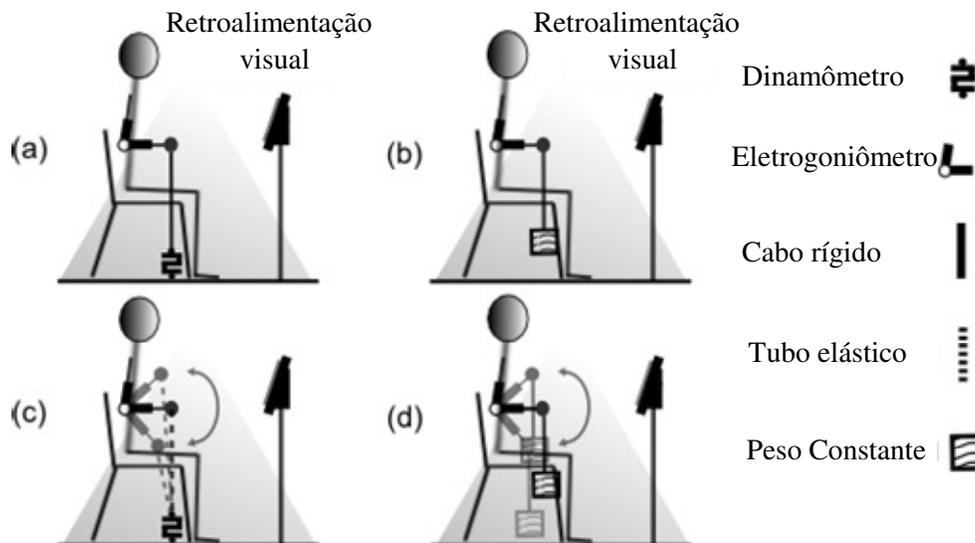
relacionados com estudos onde existe evidência de dor aumentada em pessoas com FM (Casale et al. 2009; Arslan et al. 2005), além da elevada quantidade de energia produzida durante sua ativação. Foram escolhidos os músculos deltóide anterior e trapézio superior para correção de postura durante cada teste, além do uso de sensor de referência, colocado no processo acrômio. A pele foi devidamente limpa e desgastada com álcool para minimizar a impedância do contato dos eletrodos, caracterizados por ser passivos (Ag-AgCl), com 20 mm de distância inter-eletrodo, posicionados em configuração bipolar, segundo recomendações do SENIAM.

Tanto no grupo de pessoas saudáveis como com diagnóstico de FM foi colocado um eletrogoniômetro na lateral externa da articulação do cotovelo, com o fulcro posicionado sobre o epicôndilo lateral do úmero, o braço proximal do sensor alinhado com a linha média lateral do úmero, e com o centro do processo acrômio usado como ponto de referência. O braço distal foi alinhado com a linha média lateral do rádio, usando o processo estilóide radial como referência (Norkin e White, 2003), com o objetivo de capturar as variações de ângulo em função do tempo. O dinamômetro foi fixado somente no caso dos testes com pessoas saudáveis, utilizando um cabo rígido de 1 m de comprimento e 7 mm de diâmetro, acoplado para tarefas isométricas, e um tubo de látex nº 204; marca Lengruber®, 12 mm de diâmetro, interior com um diâmetro de 6 mm, coeficiente de elasticidade de 20 N, e equipado com alças para Knob Mercur® acoplado para tarefas isocinéticas. No caso dos testes com pessoas diagnosticadas com FM, o dinamômetro somente foi utilizado para adaptar os pesos nas porcentagens requeridas (figura 39).



**Figura 39.** Protocolo de aquisição para avaliação de fadiga com sinais sEMG do *bíceps braquii*.

Para o desenvolvimento das tarefas de atraso instruídas (figura 40), no caso dos voluntários sadios e diagnosticadas com fibromialgia, foi necessário em primeira medida determinar a contração máxima voluntária, de tal forma que cada voluntario foi instruído para fazer sua máxima contração voluntária mantida por um tempo de 10 s, com três experimentos espaçados de 15 minutos de repouso entre cada teste.



**Figura 40.** Tarefas motoras de instrução por atraso instruídas para flexão e extensão da articulação do cotovelo com retroalimentação visual. (a) contração isométrica com cabo rígido; (b) contração isométrica com carga constante; (c) contração isotônica com tubo de látex; (d) contração isotônica com carga constante.

Assim, o dinamômetro indica o valor máximo para cada tentativa, considerando a média como a respectiva MVC. Nos voluntários sadios, o estudo foi focado na avaliação da fadiga para quatro tipos de experimentos. No primeiro caso, tratam-se de contrações isométricas sustentadas utilizando um cabo rígido fixado ao dinamômetro para manter um ângulo inicial de  $90^\circ$  entre o antebraço e o braço para cargas diferenciadas de 30, 60 e 80% da MCV até a exaustão, em comparação com o segundo caso, o qual trata-se de tarefas com base em movimentos isotônicos, mas com uma carga constante para tensões musculares de 30, 60 e 80% da MCV. No terceiro caso, as contrações isotônicas são realizadas com comportamento isocinético com um tubo de látex e alças adaptadas ao dinamômetro para resistir tensões de 30, 60 e 80% da MCV em comparação com o mesmo tipo de tarefas, mas com cargas constantes. Desta forma, foram avaliadas as condições que ofereceram as

### Capítulo 3: Estudo de caso 2

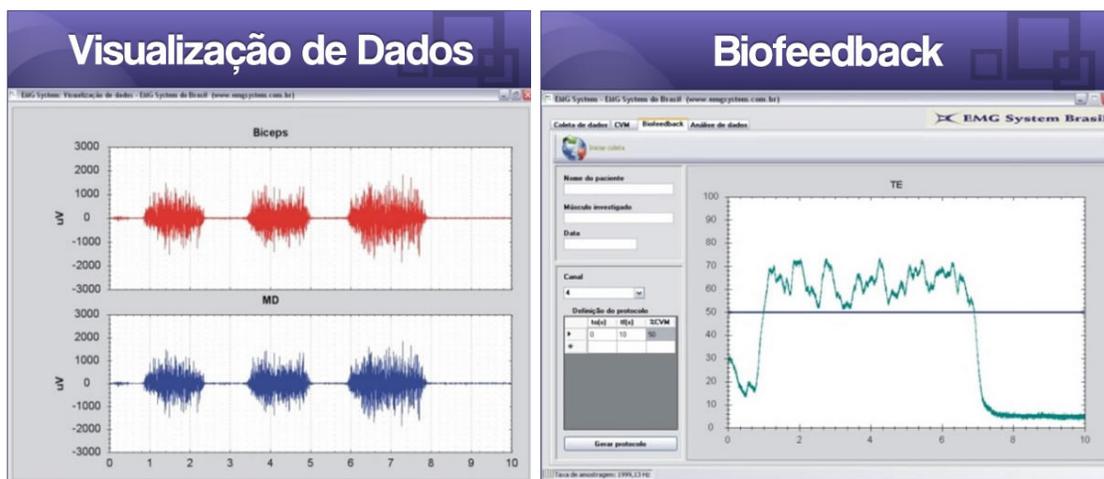
melhores respostas para o reconhecimento do comportamento da fadiga com a correspondente análise de regressão (figura 40). No quarto caso, foram realizados experimentos com contrações isotônicas, em comportamento isocinético, com cargas constantes diferenciais de 30, 60 e 80% da MVC. A sincronia no movimento isocinético foi analisada em função do controle da dificuldade na detecção do ponto de falha durante as contrações isotônicas, pelo que foi utilizado um metrônomo digital comercial e retroalimentação visual por interface gráfica. Para conversão A/D, foi utilizado o equipamento BIOMECH400 da empresa *EMG System do Brasil*, com dois canais específicos para eletrogoniômetro e dinamômetro, e quatro canais para sinais sEMG, incluindo a referência, configurados com uma taxa de amostragem de 1000 Hz (figura 41). O software EMGLab V1.1 (*EMG System Brasil*, versão 2012), foi utilizado para visualizar os sinais na forma de osciloscópio, em tempo real, durante a coleta, permitindo a exportação do sinal digitalizado como código ASCII (.txt).



**Figura 41.** Equipamento de aquisição e condicionamento do sinal sEMG, eletrogoniômetro e dinamômetro EMG830 C da empresa *EMG System do Brasil*.

O software permite também a aplicação de ferramentas estatísticas por janelamento, muito útil na presente pesquisa, especialmente pela necessidade do paciente fixar o grau de força contrátil, mediante a visualização do comportamento do dinamômetro em função do tempo e das diferentes porcentagens de MVC. Os dados foram armazenados em

um laptop Intel® Core™ 2 Duo com bateria de longa duração, e processados na plataforma MATLAB 7.6 (R2008B) (figura 42).

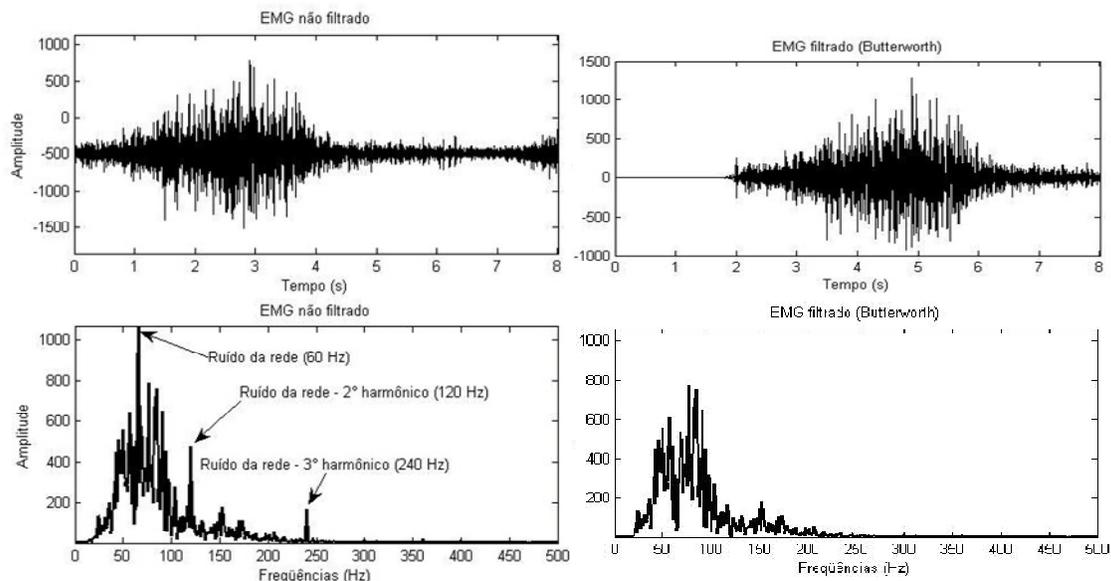


**Figura 42.** Software EMGLab V1.1 (EMG System Brasil, versão 2012). Esquerda: tela para visualização de dados sEMG; Direita: tela para retroalimentação visual dinamômetro.

Embora a maioria dos artefatos internos, como o *crossstalk*, foram eliminados durante a coleta, através da seleção adequada do músculo e das recomendações do SENIAM, vários artefatos do sistema, além dos artefatos surgidos no processo de quantização do sinal bioelétrico, ainda persistem, apesar da alimentação por bateria, tanto do equipamento do computador. Assim, foi necessária a aplicação de filtragem digital dos sinais capturados utilizando um filtro passa-banda na faixa de 20-500 Hz para o sinal sEMG, além de um filtro notch para 60 Hz que atenua o ruído existente na rede elétrica de 60 Hz e seus harmônicos em 120-240 Hz. Para o eletrogoniômetro, foi utilizado um filtro passa-baixas de frequência de corte de 0,2 Hz, o que permitiu normalizar o seu comportamento. A figura 43, mostra o processo de filtragem da rede elétrica, onde pode-se constatar que os picos de 60, 120 e 240 Hz foram atenuados. Pode-se observar também o atraso induzido pelo filtro *Butterworth* utilizado em relação ao sinal não filtrado.

Para realizar a análise do comportamento da fadiga durante as tarefas de flexão da articulação do cotovelo com as características selecionadas, foi necessário, após a filtragem do sinal sEMG do *bíceps braquii*, fazer uma rigorosa segmentação de cada contração.

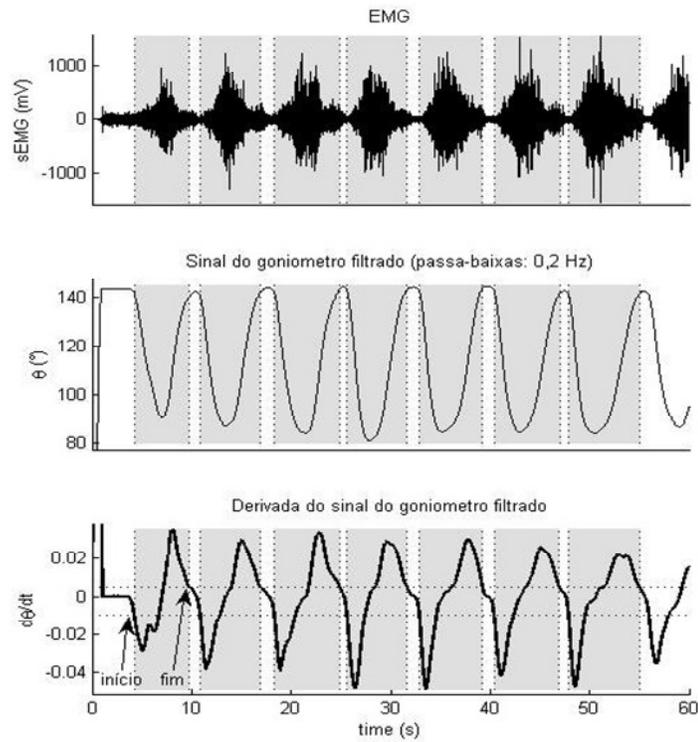
Principalmente, foi realizada uma identificação automática do início (*on-set*) e final (*off-set*) de cada contração isotônica.



**Figura 43.** Filtragem realizada com filtro Notch. Esquerda: sinal sEMG do *bíceps braquii* no domínio do tempo (superior) e da frequência (inferior) contaminado com ruído da rede elétrica e seus harmônicos. Direita: sinal sEMG do *bíceps braquii* no domínio do tempo (superior) e da frequência (inferior) após filtragem digital.

No caso das contrações sustentadas, estas são consideradas como isométricas, e foram prolongadas até a exaustão, em função da carga avaliada. Assim, foi desenvolvido um algoritmo usando o sinal do eletrogoniômetro, e utilizando sua sincronia em cada teste com o sinal sEMG. Foi então definida uma regra de corte que relaciona o ângulo da articulação para cada contração, sendo que o eletrogoniômetro registra um ângulo de 145 graus quando o braço está estendido, e 80 graus quando flexionado. Os ângulos máximo e mínimo podem apresentar variações, tornando a verificação de início e fim da contração um pouco imprecisa, pelo que foi necessário filtrar os sinais com um filtro passa-baixas com frequência de corte de 0,2 Hz, e derivar o sinal para encontrar o início e final da contração (figura 44). Na figura, o sinal diferenciado fica centrado sobre zero, e dois limiares (linhas horizontais pontilhadas), sendo um positivo (0,015) e o outro negativo (-0,025), foram utilizados para sinalizar o início e o fim da contração. Desta forma, cada cruzamento do

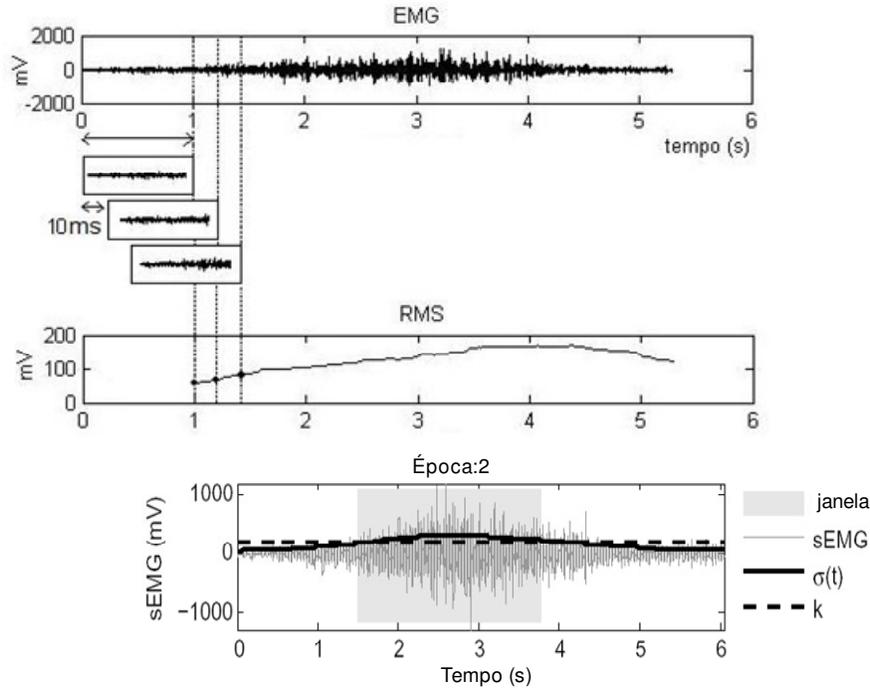
o sinal derivado com o limiar negativo indicará o início da contração, e todo cruzamento do sinal derivado com o sinal positivo indicará o fim da contração.



**Figura 44.** Filtragem e condicionamento do sinal do eletrogoniômetro.

A técnica de janelas móveis de 1s continuamente deslocadas por 10 ms e sobrepostas por 990 ms, foi aplicada para o cálculo dos valores das características RMS, ARV, MNF, MDF e AIF dos sinais sEMG para contrações isotônicas e isométricas. Esta técnica também foi utilizada para calcular o desvio padrão,  $\sigma(t)$ , dos sinais sEMG ao longo do tempo. Os valores de  $\sigma(t)$  acima de uma constante,  $k$ , dada por 60% do valor máximo de  $\sigma(t)$ , são usados para compor uma nova janela com o máximo de energia do sinal sEMG. As figuras 44 e 45 mostram a aplicação desta técnica, na segunda contração, na qual a área hachurada representa a janela com o máximo de energia.

Uma vez segmentada e obtida a informação para cada contração, o sinal é processado com a Transformada Rápida de Fourier (FFT, do inglês *Fast Fourier Transform*), para sua respectiva análise no domínio da frequência, através do espectro de potência, (PSD, do inglês *Power Spectral Density*).



**Figura 45.** Aplicação da técnica de janelas móveis para o cálculo do valor RMS do sinal sEMG da segunda contração durante uma tarefa isotônica.

Os valores das características calculados com a técnica de janelas deslizantes no domínio do tempo do sinal sEMG estão definidos, segundo Gyutae et al. (2007), pela raiz quadrada da energia média do sinal (RMS) definido pela equação 6, onde o sinal sEMG ( $t$ ) é a amplitude no domínio do tempo, e  $T$  é a duração da janela de tempo, e pela média de energia do módulo do sinal (ARV), definida pela equação 7. Por outro lado, no domínio da frequência, segundo Georgakis et al. (2003), os valores das características estão calculados pela frequência média do espectro do sinal sEMG em cada instante de tempo (MNF), definida pela equação 8, onde  $P(w)$  é a Densidade Espectral de Potência (PSD) do sinal sEMG, e pela frequência na qual o espectro pode ser dividido em duas partes de mesma energia (MDF), definida pela equação 9; e, finalmente, pela média da frequência instantânea (AIF), definida como a primeira derivada da fase do sinal, a qual é determinada por meio do sinal analítico, cuja parte complexa é dada pela Transformada de Hilbert.

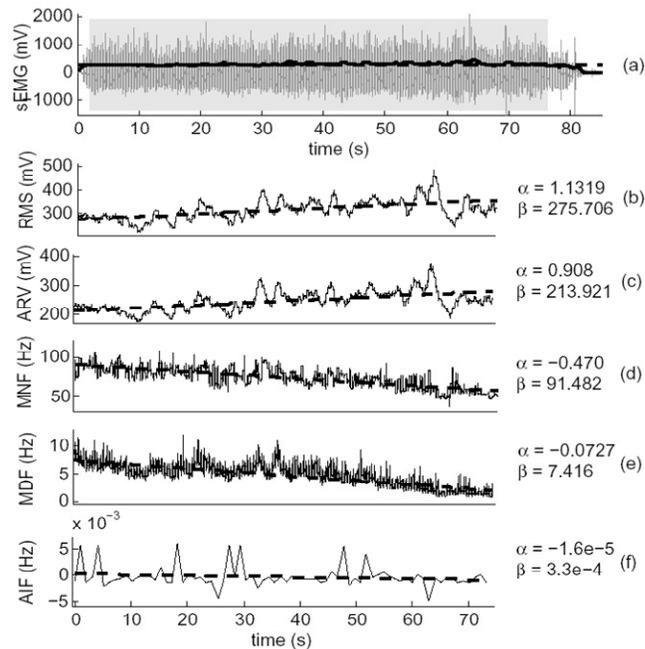
$$RMS = \sqrt{\frac{1}{T} \int_{-T/2}^{T/2} sEMG^2(t)} \quad (6)$$

$$ARV = \frac{1}{T} \int_{-T/2}^{T/2} |sEMG^2(t)| dt \quad (7)$$

$$MDF = \frac{1}{2} \int_0^{\infty} P(w) dw \quad (8)$$

$$MNF = \frac{\int_0^{\infty} w P(w) dw}{\int_0^{\infty} P(w) dw} \quad (9)$$

Para obter uma evidência do comportamento geral de cada contração, foi feita uma análise da regressão linear, a qual apresenta dois parâmetros: o ângulo entre o eixo horizontal, dado pela inclinação ( $\alpha$ ) e o ponto em que a linha cruza o eixo vertical, chamado de intercepto ( $\beta$ ) (figura 46).



**Figura 46.** Dados isométricos usando 60% da MCV: (a) sinal sEMG; (b) RMS; (c) ARV; (d) MNF; (e) MDF; e (f) AIF.

Então, cada característica (RMS, ARV, MNF, MDF e AIF) é agora definida por apenas dois parâmetros, que são os valores  $\alpha$  e  $\beta$ . A figura 46 mostra os diferentes valores de  $\alpha$  e  $\beta$  obtidos das contrações isométricas e sua regressão linear (linha pontilhada).

Os valores obtidos das tarefas de flexão da articulação do cotovelo dos voluntários sadios, para tarefas de esforço muscular sustentado até a exaustão no ângulo de 90°, usando o cabo rígido e esforços de 30, 60 e 80% de MVC isométrica, fixadas por retroalimentação visual da linha alvo do dinamômetro, são apresentadas na Tabela 11. Por outro lado, na Tabela 12 são apresentados os resultados do mesmo tipo de tarefas, mas com cargas constantes para cada porcentagem de MVC.

**Tabela 11.** Resultados obtidos da contração isométrica com cabo rígido.

Tarefa Isométrica - Cabo Rígido										
MVC	RMS		ARV		MNF		MDF		AIF	
	$\alpha$	$\beta$	$\alpha$	$\beta$	$\alpha$	$\beta$	$\alpha$	$\beta$	$\alpha$	$\beta$
30%	0.04	61.7	0.03	48.3	-4,00E-02	114	5,00E-04	0.98	-3,00E-06	-3e-4
<b>60%</b>	<b>0.41</b>	<b>72.6</b>	<b>0.31</b>	<b>57.2</b>	<b>-8,00E-02</b>	<b>101</b>	<b>3e-3</b>	<b>1.6</b>	<b>-2,00E-05</b>	<b>5e-4</b>
80%	0.80	90.3	0.62	71.3	0.75	111	5e-3	2.27	2e-5	-1e-3

**Tabela 12.** Resultados obtidos da contração isométrica com carga constante.

Tarefa Isométrica - Peso Constante										
MVC	RMS		ARV		MNF		MDF		AIF	
	$\alpha$	$\beta$	$\alpha$	$\beta$	$\alpha$	$\beta$	$\alpha$	$\beta$	$\alpha$	$\beta$
30%	-1,00E-02	81.1	-1,00E-02	81.1	-1,00E-02	63.2	-1,00E-03	1.2	-2,00E-07	-6,00E-04
<b>60%</b>	<b>1.14</b>	<b>275</b>	<b>0.91</b>	<b>214</b>	<b>-0.47</b>	<b>91.5</b>	<b>-7,00E-02</b>	<b>7.4</b>	<b>-2e-5</b>	<b>-5e-4</b>
80%	4.53	214	3.63	166	-10.4	92.1	7,00E-02	6.2	-2,00E-05	-6e-4

Na Tabela 11, os resultados do parâmetro de inclinação  $\alpha$ , obtidos com cabo rígido, usando 60% da MVC, são positivos para RMS, ARV e MDF, e negativo para MNF e AIF. Os resultados obtidos com carga constante, na Tabela 12, para a inclinação  $\alpha$ , usando 60% da MVC, são positivos para RMS e ARV, e negativos para MNF, MDF e AIF, o que corresponde com os achados de Bonato et al. (2001). Entretanto, com carga constante, utilizando-se 30% da MVC, o valor  $\alpha$  para RMS e ARV não concorda com o comportamento da fadiga esperada, possivelmente pela inclusão de dados nos segmentos relacionados com movimentos aleatórios durante algumas contrações que geram

comportamentos que variam significativamente o sinal sEMG. Algo semelhante ocorre com 80% de MVC, no caso da MDF (Rojas et al. 2007). Usando cabo rígido com 30% da MVC, o valor de  $\alpha$  para MDF foi positivo, enquanto para 80% de MVC, o valor para MNF, MDF e AIF também foram positivos. Os resultados obtidos com o cabo rígido não foram os esperados, especialmente para MDF. Em suma, essa abordagem produz oscilações na força durante a tarefa, permitindo que o músculo recrute MUs de forma alternada, regulando suas taxas de disparo e fornecendo maior resistência à fadiga, mascarando o comportamento do ponto de falha durante a contração sustentada, embora seja utilizada a variação do ângulo para o caso de cargas constantes.

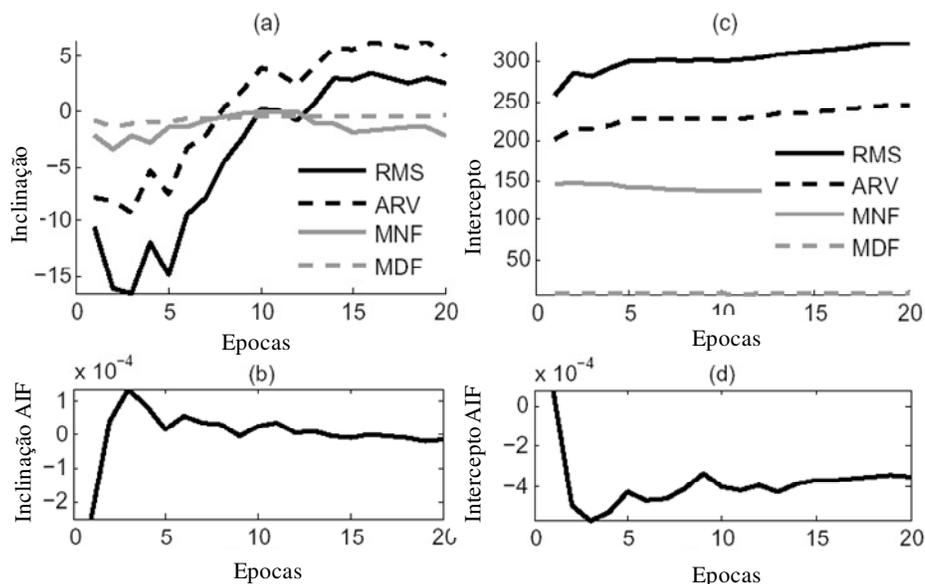
Os resultados das tarefas de flexão da articulação do cotovelo para tarefas de esforço muscular com cabo elástico e para cargas de 30%, 60% e 80% de MVC são apresentados para um total de 20 contrações isotônicas na Tabela 13, e na Tabela 14, são mostrados os resultados para cargas constantes com as mesmas MVC. Os valores de inclinação e intercepto para as 20 contrações isotônicas deste grupo de tarefas para cada nova contração isotônica são mostrados na figura 47. Deste modo, pode ser verificado que os valores de inclinação para RMS, ARV, MNF e MDF iniciam em valores negativos e transformam-se em positivos durante o progresso das contrações, indicando um aumento da energia do sinal sEMG, o qual está relacionado à fadiga. Percebe-se que, após aproximadamente 15 contrações, os estimadores de fadiga tendem a convergir para um valor constante.

Na Tabela 13 e 14 os valores de inclinação e intercepto são a média de todos os 20 resultados das contrações isotônicas. A inclinação  $\alpha$  obtida com o cabo rígido, usando 60% da MVC é positiva para RMS e ARV, e negativa para MNF. Os resultados obtidos com inclinação  $\alpha$  com carga constante, mostrados na Tabela 14, usando 60% da MCV, são positivos para RMS e ARV e negativos para MNF, MDF e AIF, concordando com (Dingwell et al., 2008; Gyutae et al., 2007; Mañanas et al., 2005; Georgakis et al., 2003; Gabriel et al., 2001; Arslan et al., 2005; Hong-Bo et al., 2009; Schwart et al., 2008; Singh et al., 2004; Hernández et al., 2010 e DeLuca, 1997).

Os resultados obtidos com o tubo elástico não concordam com o índice de fadiga sugerido por DeLuca (1997) em relação ao MDF, e o sugerido para AIF por Georgakis et al. (2003). Essa abordagem também produz oscilações no sinal sEMG durante a tarefa

Capítulo 3: Estudo de caso 2

motora, o que afeta o reconhecimento do início e do fim da contração. Portanto, o sinal sEMG na janela selecionada de  $60\% \cdot \max \sigma(t)$  não tem estimadores de fadiga significativos pelo qual foi necessário variar para cada carga de MVC o parâmetro de corte para o janelamento  $k$ , para 80% e 90% do valor máximo de  $\sigma(t)$ .



**Figura 47.** Dados isotônicos usando 60% da MCV: (a) inclinação para RMS, ARV, MNF e MDF; (b) inclinação da AIF; (c) intercepto para RMS, ARV, MNF e MDF; (d) intercepto para AIF.

**Tabela 13.** Resultados obtidos para contrações isotônicas com cabo elástico.

Tarefa Isotônica - Tubo Elástico										
MVC	RMS		ARV		MNF		MDF		AIF	
	$\alpha$	$\beta$								
0%	1.52	46.6	1.03	46.6	-0.7	135	0.01	0.2	2e-5	3e-4
60%	3.89	386	5.09	245	-1.3	128	5e-3	8.27	5e-6	3e-4

**Tabela 14.** Resultados obtidos para contrações isotônicas com carga constante.

Tarefa Isotônica - Peso Constante										
MVC	RMS		ARV		MNF		MDF		AIF	
	$\alpha$	$\beta$	$\alpha$	$\beta$	$\alpha$	$\beta$	$\alpha$	$\beta$	$\alpha$	$\beta$
0%	0.70	86.7	0.63	70.9	-0.4	131	5e-3	0.18	3e-5	3e-5
60%	2.64	325	5.09	245	-2.1	136	-0.3	5.46	-3,00E-05	3e-4

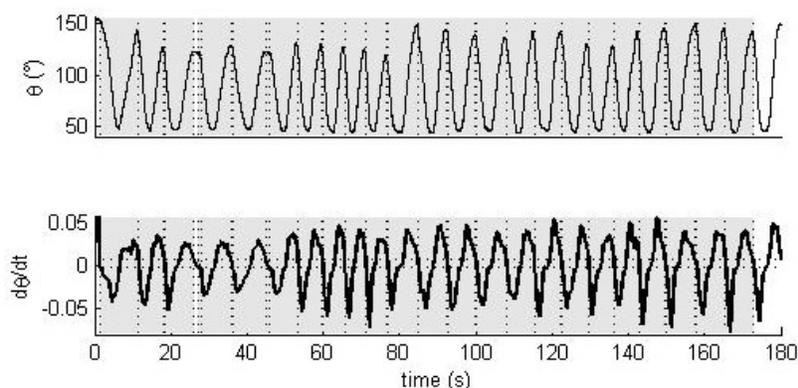
A conclusão, segundo os resultados obtidos, sugere utilizar o parâmetro de corte  $k$  de 60% para cargas de 60% de MVC com pesos constantes tanto em tarefas de força sustentada durante o registro de contrações isométricas como de contração isotônica do sinal sEMG do *bíceps braquii*, para o reconhecimento da fadiga com análise de regressão linear das características RMS, ARV e MNF utilizando no mínimo 15 contrações isotônicas relacionadas com a tarefa de flexão-extensão da articulação do cotovelo.

### 3.3.2 Resultados e Discussão

Atendendo às considerações feitas no estudo com voluntários sadios, foi desenvolvido um protocolo de aquisição para voluntárias diagnosticadas com fibromialgia utilizando a informação obtida do sinal bioelétrico sEMG do *bíceps braquii* em contrações isotônicas durante a flexão da articulação do cotovelo, com cargas constantes, relacionadas a 30, 60 e 80 % de MVC. Estas voluntárias, que serão chamadas de N1, N2, N3 e N4, respectivamente, e o experimento têm o propósito de avaliar o comportamento da fadiga, de acordo com os coeficientes obtidos de inclinação ( $\alpha$ ) e intercepto ( $\beta$ ), resultado da regressão linear das características RMS, ARV, MDF, MNF e AIF, tendo em consideração o parâmetro de corte  $k$  de 60%.

Durante o desenvolvimento dos testes com as voluntárias, foram identificados diferentes elementos na execução das rotinas motoras, significativos o suficiente para gerar uma informação inadequada que dificilmente poderia ser analisada se não fossem feitas as correções necessárias e adaptações no processo de aquisição no decorrer de cada experimento. O primeiro tem a ver com o tempo requerido por uma pessoa para equilibrar a quantidade de energia utilizada para determinar cada MVC, o que implica ter que restabelecer a estabilidade do sistema com cada uma das cargas para cada voluntária, como pode ser observado na figura 48, no qual a voluntária N1, requereu pelo menos 50 s de contrações isotônicas para que fosse medida a tensão muscular necessária para obter 30% de MVC. Por outro lado, a voluntária N2 precisou de pelo menos 4 contrações isotônicas para que fosse medida a tensão muscular necessária para obter 60% de MVC, e de 3 contrações para que fosse medido 80 % da MVC.

Outras variáveis importantes que podem gerar erros significativos nos resultados são a velocidade de execução da tarefa isotônica, dado que seu ritmo marca o desenvolvimento da fadiga, e as cargas diferenciais e a resistência do sistema motor próprio de cada voluntário. Portanto, quanto maior a velocidade, maior a probabilidade de perceber dor em alguma parte do corpo relacionado ou não com a tarefa motora antes de se apresentar a fadiga; neste caso, o experimento é interrompido. Por outro lado, quanto menor a velocidade, maior a probabilidade de desenvolver a tarefa com pequenas variações isométricas que podem ser interpretadas como novas contrações isotônicas.



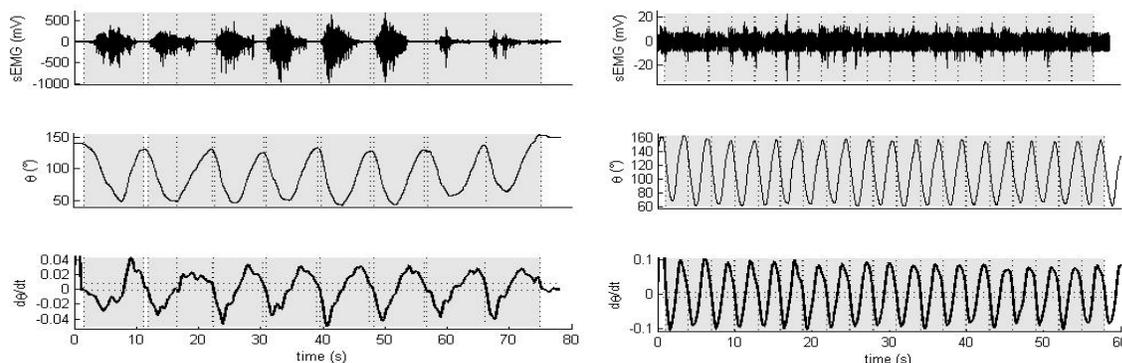
**Figura 48.** Voluntária N1: tarefa isotônica com 30% da MCV. Sinal do goniômetro mostrando o tempo de aprendizado requerido de 0 a 50 segundos para fazer as contrações adequadamente.

Assim, embora o metrônomo tivesse sido utilizado para sincronizar o ritmo da tarefa, as voluntárias apresentaram uma forte dificuldade na coordenação entre o ritmo da tarefa e o som do metrônomo devido à dificuldade cognitiva de processar as duas informações simultaneamente, pelo que o Fisioterapeuta teve que verificar o desenvolvimento da tarefa em todos os casos (figura 49).

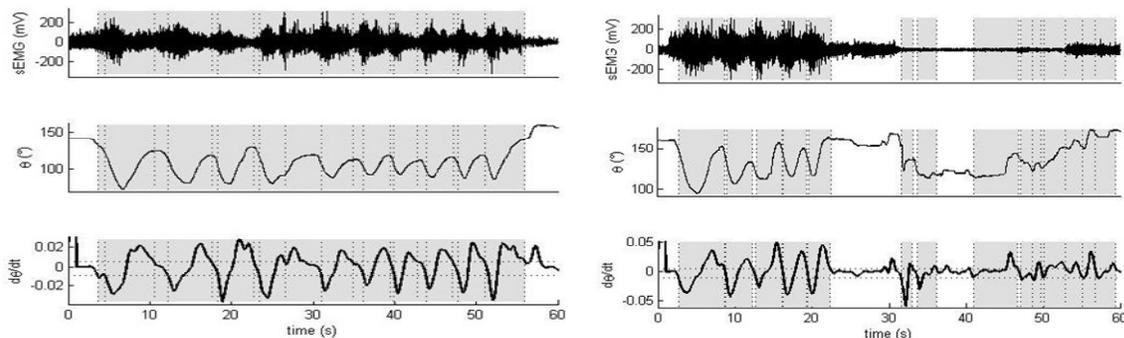
Outra das dificuldades apresentadas durante o processo de aquisição do sinal sEMG está relacionada com a variação da amplitude em que era deslocado o ângulo da articulação do cotovelo durante a tarefa de flexão-extensão. Em condições ideais, as variações são geradas pelo aumento da energia, que ocorre quanto mais próximo estiver o ponto de falha. Essas falhas são reconhecidas por diminuir gradualmente o ângulo de deslocamento da articulação, enquanto a energia da contração aumenta em função da resistência à fadiga com cada nova tentativa de contração isotônica. No caso de realizar um movimento inadequado, a amplitude do ângulo pode variar até o ponto de não representar a tendência à

*Capítulo 3: Estudo de caso 2*

fadiga, dada à distribuição desigual da energia durante algumas contrações. Mais uma vez, foi necessário o acompanhamento do Fisioterapeuta para que a tarefa pudesse apresentar a dinâmica requerida, monitorando a intensidade e ritmo requeridos com o eletrogoniômetro durante cada teste (figura 50, esquerda).



**Figura 49.** Voluntária N1: tarefa isotônica; esquerda: velocidade baixa de execução da tarefa com 60% de MVC; direita: velocidade alta de execução da tarefa com 30% de MVC.



**Figura 50.** Alterações do ângulo do eletrogoniômetro e da resistência à carga. Esquerda: voluntária N1 –tarefa isotônica com 60% da MCV com alterações no ângulo do goniômetro; direita: voluntária N1 – tarefa isotônica com 80% da MCV, com alteração da carga.

A variável relacionada com a carga também gera perturbações significativas nos indicadores de fadiga. Assim, quanto maior a carga, maior a dificuldade de desenvolvimento da tarefa, como aconteceu no caso da voluntária que utiliza inadequadamente a força muscular por desconhecimento da energia mínima necessária e de seu respectivo limiar de MVC para desenvolver a tarefa no tempo. Como resultado, a voluntária teve que parar o movimento por alguns instantes durante a tarefa isotônica para recuperar o fôlego, inserindo pequenos comportamentos isométricos, apresentando pulsos descontínuos no comportamento Gaussiano do sinal sEMG. Assim, os indicadores podem

refletir tendências atípicas que não são coerentes com o comportamento de uma contração muscular guiada pelo Fisioterapeuta (figura 49 direita).

Uma vez feitas as correções necessárias para o desenvolvimento de cada tarefa e cada voluntária em particular, foi aplicado o protocolo de aquisição nas mesmas condições em relação às pessoas saudáveis para fins comparativos. Os resultados dos valores das características RMS, ARV, MDF, MNF e AIF obtidos das contrações isotônicas durante a tarefa de flexão da articulação do cotovelo para pesos constantes de 30, 60 e 80% de MVC, incluindo o repouso (0%) para as voluntárias N1, N2, N3 e N4 são apresentados na Tabela 15.

As voluntárias N1, N2 e N4 apresentaram indicadores que não concordam com o comportamento da fadiga em relação à regressão linear com tendência negativa do RMS e ARV, este último apresentando uma forte sensibilidade ao intercepto. Portanto, todos os demais valores das características no domínio da frequência, como MNF, MDF e AIF, tendem também ao erro, manifestando tendências positivas de regressão linear, pois o comportamento esperado teria que apresentar uma tendência positiva de regressão linear dos algoritmos RMS e ARV, como o caso de 60% de MVC, com valores de 2,64 de inclinação e 5,09, respectivamente, e uma tendência negativa para o MNF e MDF, com valores de inclinação de -2,1 em voluntários saudáveis.

Assim, de todas as quatro voluntárias, aquela cujos dados mais se aproximaram da condição de fadiga proposta por DeLuca (1997) foi a N3. A razão pela qual os indicadores de fadiga não concordaram entre os voluntários saudáveis e os voluntários com Fibromialgia N1, N2 e N4 deve-se possivelmente às dificuldades no aprendizado das tarefas por parte das voluntárias com diagnóstico de FM, o que, apesar do importante acompanhamento do Fisioterapeuta, não foi possível atingir para uma ótima execução da rotina motora. Por outro lado, a voluntária N3 apresentou um maior equilíbrio motor entre a tensão muscular e a carga da atividade realizada.

Para o desenvolvimento de novos experimentos, é necessário ter em consideração a identificação das variáveis relacionadas com variações do ácido láctico. Trabalhos experimentais de diversos autores (Cooke et al, 1990; Degroot et al, 1991; Mclester, 1997 e Thompson e Fitss, 1992) apresentaram resultados com reduções do íon de cálcio nas concentrações intracelulares das fibras musculares, gerando variações significativas

*Capítulo 3: Estudo de caso 2*

produto de tensões intensas nas concentrações de ATP, lactato, fósforo (Pi) e lactato, influenciando a quantidade de força pelas fibras musculares. Isto pode ser utilizado como indicador de fadiga que pode ser avaliado junto com os dados obtidos do sinal sEMG durante a realização das tarefas motoras

**Tabela 15.** Coeficientes de fadiga para 0%, 30%, 60% e 80% da MVC nas Voluntárias N1, N2, N3 e N4.

N1	RMS		ARV		MNF		MDF		AIF	
	inclinação	intercepto								
MVC										
0%	-0,1057	3,2039	0,08162	2,607	-2,4962	121,2216	-0,00045	0,0084	0,000065	-0,0003
30%	-1,7564	40,84	-1,3966	31,95	0,45304	101,4192	-0,052	0,67	-0,000045	-0,00037
60%	-4,1035	73,39	-3,233	57,346	0,36591	91,7794	-0,12	1,3611	-0,000044	-0,00045
80%	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x
N2	RMS		ARV		MNF		MDF		AIF	
	inclinação	intercepto								
MVC										
0%	-0,4144	7,8157	0,28028	5,853	0,14912	72,4182	-0,00068	0,0144	0,000089	-0,0006
30%	-0,283	9,62	-0,22	7,4	-0,018	60,1	-0,00071	0,017	-0,000079	-0,00049
60%	-0,286	8,67	-0,21	6,61	-1,278	78,02	-0,0013	0,0219	-0,000011	-0,0004
80%	-0,39	8,72	-0,26	6,31	-0,33	71,83	-0,00076	0,019	-0,00003	-0,00031
N3	RMS		ARV		MNF		MDF		AIF	
	inclinação	intercepto								
MVC										
0%	0,019	9,05	0,017	6,43	-0,98	100,53	-0,00049	0,024	0,000024	-0,00047
30%	0,91	36,23	0,7	25,72	0,42	87,66	0,013	0,26	0,000025	-0,00067
60%	1,1415	122,2	1,37	86,98	0,127	93,84	0,0054	1,83	-0,000033	-0,00036
80%	5,92	113,33	4,72	84,43	-1,21	96,96	0,063	1,23	0,000018	-0,0006
N4	RMS		ARV		MNF		MDF		AIF	
	inclinação	intercepto								
MVC										
0%	0,3346	36,517	0,197	27,39	-0,58	83,25	0,0047	0,29	0,000027	-0,00055
30%	-0,86	81,39	-0,51	60,15	-0,477	88,69	-0,023	1,53	0,0000016	-0,00043
60%	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x
80%	0,939	128,26	0,348	96,38	3,43	79	0,348	2,659	-0,001	0,00056

Casale et al, (2006) apresenta resultados utilizando sinais sEMG em voluntários saudáveis e com FM, utilizando um arranjo de 16 eletrodos no músculo *bíceps braquii*, os quais, foram inicialmente estimulados com impulsos elétricos de 300 ms e frequência de 25 Hz, com duas repetições de 30 s de contração e repouso de 10 minutos. Após eletroestimulação, os voluntários realizaram duas contrações isométricas voluntárias em tarefas de 30% e 60% de MVC com duração de 30 s e 5 minutos de repouso após eletroestimulação. Foi aplicado o questionário MPQ-SF (do inglês *McGill Pain*

*Questionnaire Short Form*) para avaliação da dor e o questionário FFS (do inglês *FibroFatigue Scale*) para avaliação de vários sintomas da FM. Foi feita uma análise de regressão linear dos algoritmos MNF e ARV de 60 segmentos por contração voluntária, além do estudo da Velocidade de Condução (CV, do inglês *Conduction Velocity*). O experimento correlaciona dor muscular com a sensação de fadiga. Os achados relacionados com a CV sugerem que o recrutamento da MU não apresenta diferenças estatisticamente significativas entre os voluntários saudáveis e com FM, ou seja, sem alterações nas fibras musculares de distribuição, tamanho ou tipo. As diferenças na manifestação mioelétrica da fadiga durante as contrações voluntárias indicam uma alteração das estratégias de controle motor. Em tarefas isométricas com 60% de MVC, a taxa de mudança (Hz/s) para o MNF em pessoas saudáveis apresentou como resultado um valor de  $-0,59 \pm 0,29$  e para voluntários com FM apresentou  $-0,25 \pm 0,14$ . Por outro lado, o ARV apresentou uma taxa de mudança em voluntários saudáveis de  $1,29 \pm 1,47$  e em pessoas com FM de  $0,68 \pm 0,91$ . Os dados obtidos no estudo de Casale et al. (2009) são correlacionados com os achados na presente pesquisa, em função da tendência de regressão linear que indica valores positivos para o ARV e negativos para o MNF, assim tanto como o fato de utilizar contrações voluntárias para reconhecer o comportamento da fadiga. Entretanto, na presente pesquisa utilizou-se 80% de MVC, o que, em pessoas com FM, manifestou dor antes da fadiga muscular, indicando uma relação entre a carga e a dor de maior relevância em comparação com a relação entre a carga e a fadiga muscular, ou fadiga muscular e dor. Ou seja, quanto maior a carga, as fibras tipo I e tipo II serão ativadas mais rapidamente durante 80 % de MVC, manifestando dor, diferentemente de se for usado 60% de MVC, onde voluntários com FM manifestaram dor finalizada a tarefa motora, ou seja, após a percepção de fadiga.

Giske et al. (2008) propõem identificar alterações na resposta simpatoadrenérgica de voluntárias com FM, durante contrações isométricas repetitivas com 4 s de repouso até exaustão, com o propósito de avaliar a relação da dor com a fadiga muscular durante o desenvolvimento da tarefa motora. A amplitude do sinal sEMG do músculo *quadríceps*, foi calculada utilizando RMS em períodos de 0,2 ms e 30% de MVC, com o objetivo de obter a atividade elétrica máxima voluntária ( $EMG_{max}$  expressada em valores de porcentagem). Durante o desenvolvimento do experimento, foram analisadas a resposta no plasma da adrenalina, noradrenalina, cortisol, e percepção da dor, esta última com VAS (do inglês

*Visual Analogue Scale*). Para identificar diferenças estatísticas entre os grupos controle e com FM, foi aplicada uma análise de variância ANOVA. A associação entre a resposta simpatoadrenérgica e fadiga foi medida com uma análise parcial de correlação, juntamente com o aumento da amplitude dos sinais EMG durante o exercício. Os resultados obtidos indicam que voluntários com FM, em comparação com o grupo de controle, apresentaram uma atenuação da resposta adrenérgica, e comportamento normalizado na resposta noradrenérgica durante tarefas de contração submáxima isométrica. O grupo de FM apresentou uma atividade muscular elevada (%EMG<sub>max</sub>) do *quadríceps* e aumento significativo da dor, quanto maior a exaustão, e o desenvolvimento da fadiga muscular se apresentou de forma similar nos dois grupos. Além do mais, foi observada uma diminuição da atividade muscular acompanhada de redução da força para 30% de MVC nas mulheres com FM em comparação ao grupo de controle. Isso significa uma diminuição da efetividade muscular durante contrações submáximas avaliado pela relação, EMG/força. Nos resultados, foi identificada uma significativa associação entre a percepção do exercício e a dor no grupo de voluntárias com FM. Uma possível explicação ao fenômeno pode estar na hipervigilância do estímulo processado pelos ergoceptores e nociceptores, mas não pode ser explicado com o desenvolvimento da própria fadiga muscular, já que não se encontraram alterações diretas no comportamento simpatoadrenérgico durante o exercício. O estudo não pode concluir se a atenuação da resposta adrenérgica é causa ou consequência da dor nas voluntárias com FM durante tarefas motoras isométricas repetitivas. A atividade muscular foi também elevada no grupo com FM, sugerindo um aumento da ativação dos músculos antagonistas. O estudo de Giske et al. (2008), explica a relação entre o aumento da amplitude significativa do sinal EMG durante a contração isométrica repetitiva até exaustão com voluntárias FM. Os resultados concordam com os obtidos na presente tese para voluntários saudáveis e com FM, já que não se apresentou uma relação direta entre a dor no grupo com FM e a fadiga muscular para 30% de MVC, mas os dados obtidos para 60% de MVC sugerem uma possível correlação entre fadiga e percepção da dor, resultado que não foi apresentado no estudo de Giske et al. (2008), razão pela qual é necessário incluí-lo em novas experimentações com protocolos com variações de 40%, 50% e 60% de MVC, além do seguimento do comportamento adrenérgico e noradrenérgico, acompanhado da aplicação do VAS.

Valkeinen et al, (2006) publicaram um estudo onde foram aplicados protocolos para resistência à fadiga antes e depois de 21 semanas de treinamento periódico, avaliando a força máxima bilateral de extensão isométrica das pernas, nos músculos *vastus lateralis* e *vastus medialis*, comparando a atividade sEMG, concentração de lactato no sangue e dor (VAS) em voluntários com FM e voluntários saudáveis. Os resultados obtidos foram similares aos reportados por Casale et al. (2006) e Giske et al. (2008), onde a força máxima é menor em voluntárias com FM em comparação com voluntárias saudáveis. Ao final das 21 semanas, os resultados não apresentam diferenças significativas no desenvolvimento da diminuição da força durante o desenvolvimento da fadiga entre os dois grupos. Entretanto, em pessoas com FM, a percepção da dor diminui em comparação com dados obtidos na semana 0, além de aumentar as concentrações de lactato no sangue. Isso indica que a produção de energia anaeróbia dos voluntários com FM é mais tolerante ao lactato quanto maior for o treinamento e sua tolerância a dor. Possivelmente, a ativação do sistema endógeno opióide durante o exercício seja o causante da diminuição ou tolerância da dor generalizada. Por outro lado, o exercício adicional produto do treinamento pode gerar uma distração do cortex cerebral no reconhecimento do estímulo periférico relacionado com a percepção da dor, produzindo uma adaptação que modula os efeitos dos nociceptores locais. No trabalho de Valkeinen et al. (2006) não foram aplicados índices de fadiga, como feito na presente tese de doutorado, mas os resultados do treinamento sugerem um processo de adaptação à dor com exercício periódico e tolerância ao lactato. Por outro lado, mas as voluntárias com FM, durante a captura de dados da semana 0, também apresentaram um alto nível de dor, como aconteceu no caso do experimento com 80% de MVC com as voluntárias com FM avaliadas no presente trabalho de tese. A identificação da fadiga usando as características RMS e MNF poderiam indicar a percepção da dor e as concentrações de lactato, através do reconhecimento do ponto de falha no início da produção da fadiga muscular, regulando assim a força por retroalimentação visual sem ultrapassar os máximos de contração isométrica, e aumentando gradualmente os níveis de tolerância com o aumento do exercício produto do autoreconhecimento do próprio limiar de resistência à fadiga, que é uma das contribuições desta tese de doutorado.

## Referências

- Arslan, E.; Yildiz, S.; Koklukaya, E.; Albayrak, Y. (2010). Classification of Fibromyalgia Syndrome by using Fuzzy Logic Method. *IEEE* 978-1-4244-6381-7/10.
- Arslan, Y.; Gündođdu, U.; Sayin, A.; Akan, A.; Orhan, E.; Baslo, M. (2005). Evaluation of the fatigue in Human Arms via Electromyography Signals. University os Stanbul Arastirma Fonu tarafindan.
- Bonato, P.; Cheng, M.; Gonzalez, J.; Leardini, A.; O’connor, J. (2001). EMG-based measures of fatigue during a repetitive squat exercise. *IEEE engineering in medicine and biology*. Nov/Dec. USA.
- Berger, A; Dukes, E; Martin, S; Edelsberg, J; Oster, G. (2007). Characteristics and healthcare costs of patients with fibromyalgia syndrome. *Int J Clin Pract*; 61(9):1498-508.
- Casale, R.; Sarzi-Puttini, P.; Atzeni, F.; Gazzoni, M.; Buskila, D.; Rainoldi, A. (2009). Central Motor Control Failure in Fibromyalgia: A Surface Electromyography Study. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 10:78.
- Comissão de Dor, Fibromialgia e Outras Síndromes Dolorosas de Partes Moles. (2011). Sociedade Brasileira de Reumatologia (SBR). Disponível em: <[http://www.reumatologia.com.br/index.asp?Perfil=&Menu=DoencasOrientacoes&Pagina=reumatologia/in\\_doencas\\_e\\_orientacoes\\_resultados.asp](http://www.reumatologia.com.br/index.asp?Perfil=&Menu=DoencasOrientacoes&Pagina=reumatologia/in_doencas_e_orientacoes_resultados.asp)> Acesso em: 29 de Novembro 2013.
- Cooke, R. Pate, E. (1990). The inhibition of muscle contraction by the products of ATP hydrolysis. In A Taylor, P Gollnick, H Green, C Ianuzzo, E Noble, G Métivier, J Sutton, *Biochemistry of Exercise VII*, Champaign, IL: Human Kinetics; 59-72.

- Crofford, J. (2013). Fibromialgia. American College of Rheumatology (ACR). Disponível em: [http://www.rheumatology.org/Practice/Clinical/Patients/Diseases\\_And\\_Conditions/La\\_Fibromialgia/](http://www.rheumatology.org/Practice/Clinical/Patients/Diseases_And_Conditions/La_Fibromialgia/) > Acesso em: 29 de Novembro 2013.
- Degroot, M.; Massie, M.; Boska, M.; Gober, J.; Miller, R.; Weiner, M. (1991). Dissociation of [H+] from fatigue in human muscle detected by high time resolution 31 P-NMR. **Muscle and Nerve**; 16 91-98.
- DeLuca, C. (1997). The use of surface electromyography in biomechanics, *Journal of Applied Biomechanics*, 13 (2): 135-163.
- Dingwell, J.; Joubert, J.; Diefenthaler, F.; Trinity, J. (2008). Changes in muscle activity and kinematics of highly trained cyclists during fatigue. *IEEE transactions on biomedical engineering*, USA, Brazil., Vol. 55, No 11.
- Fibromyalgia. (2012). National Institute of Arthritis and Musculoskeletal and Skin Diseases (NIAMS). NIH Publication No. 12-5326. Disponível em: [http://www.niams.nih.gov/Health\\_Info/Fibromyalgia/default.asp#k](http://www.niams.nih.gov/Health_Info/Fibromyalgia/default.asp#k)>. > Acesso em: 29 de Novembro 2013.
- Gabriel, D.; Basford, J.; Kai-Nan, A. (2001). Assessing Fatigue with electromyographic Spike parameters. *IEEE engineering in medicine and biology*. Nov/Dec.
- Georgakis, A.; Stergioulas, L.; Giakas, G. (2003). "Fatigue analysis of the surface EMG signal in Isometric constant force contractions using the averaged instantaneous frequency". *IEEE transactions on biomedical engineering*. vol. 50, No. 2.
- Giske, L.; Vollestad, N.K.; Mengshoel, A.M.; Jensen, J.; Knardahl, S.; Roe, C. (2008) Attenuated adrenergic responses to exercise in women with fibromyalgia - A Controlled Study. Sciencedirect. *European Journal of Pain* 12. 351-360.
- Gui, M.S.; Pedroni, C.R.; Sakabe, F.F.; Berzin, F.; Rizzatti-Barbosa, C.M. (2010). Preliminary study of sleep, pain, quality of life and electromyography activity of masticatory muscles in patients with temporomandibular disorder and fibromyalgia.

- COBEC. 1st Brazilian Congress in Electromyography and kinesiology and 1st Nacitonal Meeting of Myotherapy Procedures. *Braz. J. Oral Sci.* 9(2): 142-332.
- Gyutae, K.; Mohammad, A.; Gerald, F. (2007). Correlation of muscle fatigue indices between intramuscular and surface EMG signals. The University of Tennessee, Knoxville, TN, Shriners Hospital for Children, Chicago, IL.
- Hannula, M.; Alasaarela, E.; Laitinen, J. (2001). Neural network analysis of musculoskeletal responses to electrical AC-stimulus. Proceedings of the 23rd Annual EMBS International Conference, October 25-28, Istanbul, Turkey.
- Heimann, et al. (2010). Consenso brasileiro do tratamento da fibromialgia. *Revista Brasileira de Reumatologia.* 50(1):56-66.
- Helfenstein, M. Goldenfu, M, Fávaro, C. (2012). Fibromialgia: aspectos clínicos e ocupacionais. *Revista Associação Medica Brasileira;* 58(3):358-365.
- Hernández, C.; Estrada, E.; García, L.; Sierra, G.; Nazeran, H.; (2010). Traditional sEMG fatigue indicators applied to a real-world sport functional activity: Roundhouse Kick”. *IEE Universidad Autónoma de Ciudad Juárez, Instituto de Ciencias Biomédicas,* Cd. Juárez, Chih., México. University of Texas at El Paso, Department of Electrical and Computer Engineering, El Paso TX, USA.
- Hong-Bo, X.; Yong-Ping, Z.; Ying-Yi, G. (2009). Detection of synchrony in biosignals using cross fuzzy entropy. *31<sup>st</sup> Annual International Conference of the IEEE EMBS.* Minneapolis, Minnesota, USA, September, pp. 2971-2974.
- Mañanas, M.;Rojas, M.; Mandrile, F.;Chaler, J. (2005). Evaluation of muscle activity and fatigue in extensor forearm muscles during isometric contractions”. *Proceedings of the 2005 IEEE. Engineering in Medicine and Biology 27<sup>th</sup> Annual Conference.* Shanghai, China, September, pp. 5824-5827.
- Mclester, Jr. J. (1997), Muscle contraction and fatigue – the role of adenosine 5´-diphosphate and inorganic phosphate. **Sports Med.**, 23 (5): 287-305.

- Massignan, Â. (2009). Fibromialgia. Liga Acadêmica De Reumatologia De Porto Alegre R.S. (LARPA). Disponível em:  
< [http://www.ufrgs.br/ligadereumatologia/profsaude\\_fibrom.html](http://www.ufrgs.br/ligadereumatologia/profsaude_fibrom.html)> Acesso em: 29 de Novembro 2013.
- Miyashiro, P.; Maia, A.; Pinto, S.; Gondo, F.; Torriani, C.; Costa, F.; Cyrillo, F.; N. (2010). The Effect of Positional Release Technique in Pain and EMG Activity of the Trapezius Muscle of Patients with Fibromyalgia. COBEC. 1st Brazilian Congress in Electromyography and Kinesiology and 1st National Meeting of Myotherapy Procedures. Braz. J. Oral Sci. 9(2):142-332.
- Norkin, C.C. White, D.J. (2003). Measurement of joint motion : A guide to goniometry, 3rd ed. Philadelphia : **F.A. Davis Company**, pp.91-92.
- Pereira, A.M.; Valim,V.; Zandonade, Ciconelli, R.M. (2009). Prevalence of musculoskeletal manifestations in the adult Brazilian population: a study using cop cord questionnaires. Clin Exp Rheumatol. Jan-Feb;27(1):42-6.
- Provenza, J.R; Pollak, D.F; Martinez, J.E; Paiva, E.S; Helfenstein, M.; Heymann, R.; Matos, J.M.C.; Souza, E.J.R. (2004). Projeto Diretrizes, Sociedade Brasileira de Reumatologia – Fibromialgia.
- Rojas, M.; Mañanas, M.; Müller, B.; Chaler, J. (2007). Activation of forearm Muscles for wrist Extension in Patients Affected by Lateral Epicondylitis. *Proceedings of the 29<sup>th</sup> Annual International conference of the IEEE EMBS*. Cité Internationale, Lyon, France.
- Russel, R. (2010). Patofisiologia y tratamiento de la fibromialgia, una guia para pacientes y medicos. Spanihs Language Translation. *Fibromylgia Frontiers*. Volume 18.Number 1.
- Sarmiento, J.F.; Moreira, M.H.; Bastos, T.F.; Silva, I.V. (2011). sEMG Signal Processing for Estimating, Measuring and Evaluation of the Muscle Fatigue. 5<sup>th</sup> Latin American Congress of Biomedical Engineering (CLAIB), Cuba; Resumen (in Spanish).

- Schwartz, F.; Rocha, A.; Santos, I.; Saolomoni, S.; Nascimento, F.; Soares, F. (2008). Surface EMG and Spatial Resolution Analysis with estimation of Electromyographic Descriptors. *30<sup>th</sup> Annual International IEEE EMBS Conference Vancouver*, British Columbia, Canada.
- Senna, E.R; De Barros, A.L; Silva, E.O; Costa, I.F; Pereira, L.V; Ciconelli, R.M. (2004). Prevalence of rheumatic diseases in Brazil: a study using the COPCORD approach. *J Rheumatol*; 31(3):594-7.
- Singh, V.; Kumar, D.; Djuwari, D.; Fraser, S.; Hawley, J.; Lo Giudice, S. (2004). Strategies to identify muscle fatigue from sEMG signal during Cycling”. *IEEE, Electrical and Computer Eng., RMIT University*. Melbourne, Australia.
- Spaeth M. (2009). Epidemiology, costs, and the economic burden of fibromyalgia. *Arthritis Res Ther*.11:117-21.
- Solms, F.; Smit, E.; Nel, Z.J. (1996). A Neural Network Diagnostic tool for the Chronic Fatigue Syndrome. *IEEE*, 0-7803-3210-5/96. p.778-781.
- Thompson, L.; Fitts, R. Muscle fatigue in the frog semitendinosus: role of the high-energy phosphates and Pi. *Am J Physiol* 1992; 263 (Cell Physiol 32): C803-C809.
- Valkeinen, H.; Hakkinen, A.; Hannonen, P.; Hakkinen, K.; Alen, M. (2006) Acute Heavy-Resistance Exercise- Induced Pain and Neuromuscular Fatigue in Elderly Women With Fibromyalgia and in Healthy Controls. *Arthritis & Rheumatism* Vol. 54, n. 4, pp 1334-1339. American College of Rheumatology.
- Yunus, M. B. (1997). Waths new em fibromyalgia síndrome? A Review Of Abstracts Presented In The 1996 American College of Rehumatology Annual Scientific Meeting: Part 1. *The Fibromyalgia Times*; 1(4):4

### 3.4 Estudo de Caso 3: Contexto

Segundo Ausbel (1998), a mão tem sido a companheira principal do homem para tornar o pensamento em ação. Nela, a intenção do movimento é traduzida mecanicamente em um gesto motor, estimulando a construção de novos programas motores, como resultado do desenvolvimento de redes neurais com conexões sinápticas mais eficientes em função da experiência. Essas conexões, ao mesmo tempo, interagem com a informação visual, auditiva, somatosensorial e proprioceptiva, permitindo mudar planos de referência que fornecem representações hierárquicas mais complexas, no controle e organização cognitiva de novas formas de movimento, além de potencializar variadas habilidades e destrezas relacionadas com funções linguísticas, dinâmicas, interativas e mecânicas. No caso das funções linguísticas, a mão permite interagir com a sociedade e sua cultura, ao manipular uma série de símbolos que são interpretados como sinais na comunicação com senhas (língua de sinais), especialmente desenvolvidas para pessoas com deficiência auditiva. Também existe a leitura Braille, através do reconhecimento de texturas, com a mão, que são interpretadas como palavras ou sinais desenvolvidos para pessoas com deficiência visual. No caso da função dinâmica, o sistema biomecânico antebraço-mão permite mudar, em tempo real, padrões de ordem perceptual, já que as modificações das representações hierárquicas modulam o controle do movimento, tanto de ordem espacial, devido à coordenação visual e ao movimento desejado, de modo que o processo de antero-alimentação cria comandos antecipatórios ao movimento quanto de ordem cinética, dado que as mudanças contínuas do corpo e movimentos dos planos de referência dos objetos no espaço estão baseados em equações fundamentais de distância, ou seja, velocidade *versus* tempo. Por outro lado, a função interativa do sistema mão-antebraço age com extrema cumplicidade com o cérebro para modificar o ambiente com a fabricação de ferramentas. Neste caso, a mão permite não só realizar atividades exploratórias, mas também separar, juntar, numerar, transformar e até instigar a linguagem com a finalidade de criar sub-rotinas

nos programas motores que façam do ato motor uma resposta automática. Por último, a função mecânica faz da mão a ferramenta mais desenvolvida, no que se refere à manipulação de objetos, por apresentar a capacidade específica de agarre e preensão, guiada pelas rotinas neurológicas já estabelecidas.

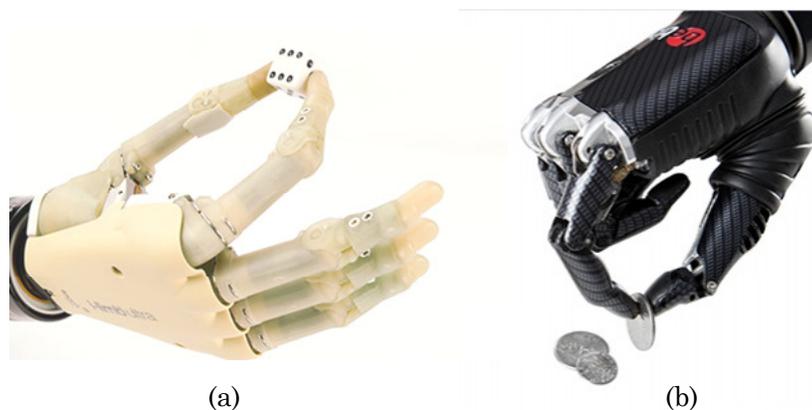
Todas as anteriores considerações são somadas à complexidade que, em termos cognitivos, possui o sistema mão-punho na coordenação e controle biomecânico de seus 27 Graus de Liberdade, (GDL, do inglês *DOF-Degree Of Freedom*) (quatro em cada dedo, dos quais três são para flexão-extensão e um para adução-abdução, além dos cinco GDL do polegar, e mais seis GDL da rotação e translação do punho). Isto inspirou a Engenharia para o desenvolvimento de dispositivos robóticos manipuladores (Trivedi et al. 2008; Price et al. 2006; Boland et al. 2004; Edin et al. 2008) que é um desafio, em termos cinéticos e cinemáticos, pois a mão e o punho apresentam uma complexa gama de movimentos, especialmente na captura de objetos, com gestos motores grossos (garra) e finos (preensão). Isto implica uma necessidade de desenvolvimento de sensores, atuadores e novos materiais para a análise do comportamento dos diferentes receptores do sistema somatosensorio em humanos e seu sistema efetuator. Adicionalmente, são necessárias tecnologias inovadoras de processamento de informação, como inteligência artificial, com a finalidade de melhorar ainda mais a naturalidade da resposta autônoma ao ambiente por parte do dispositivo manipulador. O campo que tem recebido as maiores contribuições com esses avanços é a linha de robótica de reabilitação, especialmente no campo da assistência técnica para pessoas com deficiência, como no caso de amputação traumática ou desarticulação. Assim, o desenvolvimento de próteses ativas oferece alternativas para a recuperação de habilidades e destrezas motoras perdidas, os quais são fundamentais para a interação com o ambiente e construção de representações sensoriais no nível cognitivo. A amputação não significa somente a perda da capacidade de manipular objetos, mas sim uma limitação da interpretação da realidade em função da eliminação de uma quantidade alta de receptores sensoriais, como acontece no caso da amputação da mão. O desafio nesse tipo de dispositivos tecnológicos tem sido sua interação com pessoas com deficiência motora, e que seja natural o suficiente ao amputado para permitir recuperar o maior número de informações do ambiente que possa ser interpretado cognitivamente, tal como uma necessidade que pode ser resolvida pela prótese ao executar um movimento desejado com

sucesso. O objetivo é que a prótese seja percebida como um membro adquirido, atendendo ao princípio de reformulação e recursão cognitiva para modificação do esquema corporal no ajuste dos mecanismos de controle internos e externos durante a interação com o ambiente (Sarmiento et al. 2008; Wallon 1977). Portanto, na linha de assistência técnica para reabilitação, a necessidade está focada em desenvolver estratégias de controle autônomo de próteses ativas baseadas na atividade de contrações musculares voluntárias, tendo em consideração que a energia dos MUAPs representa a resposta mecânica desejada. Por esta razão, o sinal mioelétrico sEMG torna-se uma opção viável ao problema do controle autônomo (Sherman, 1964; Muzumdar, 2004), já que representa a possibilidade de obter respostas voluntárias em músculos remanentes de movimentos específicos, os quais podem ser interpretados e transformados, através do uso de técnicas de processamento de sinais mioelétricos, no movimento desejado pelo dispositivo, obtendo um comportamento similar ao membro original. Esse tipo de prótese é chamada de prótese mioelétrica (Tabela 16), ao contrário do que acontece com as próteses passivas, as quais agem como uma ferramenta que o corpo aprende a manipular, mas comprometendo seu esquema corporal em função das possibilidades que a prótese oferece em uma reduzida gama de possibilidades de interação com o ambiente.

**Tabela 16.** Descrição de alguns protótipos de prótese mioelétrica de mão e braço. Adaptado de Tello (2013).

Protótipo/Produto	# DOFs e (# DOMs)	Tamanho	# de dedos	# de sensores	# de atuadores	Polegar opositor	Ano
Mão Humana (Kandel et al., 1985)	220	≈ 189 mm	5	17'000	38	Sim	-
Stanford/JPL Hand (Mason e Salisbury, 1985)	90	227 mm +controle	3	-	12	Não	1985
Utah/MIT Hand (Speeter, 1991)	160	378 mm +controle	4	-	32	Sim	1991
Marcus Hand (Kyberd et al., 1995)	20	208 mm	3	5	2	Não	1995
Robonaut Hand (Lovchik e Diftler, 1999)	12+20	mão-luva de astronauta	5	43+táctil	14	Sim	1999
DLR Hand II (Butterfaß et al., 2001)	130	284 mm +controle	4	64	13	Não	2001
Boston Digital Arm (Liberating Technologies Inc, 2012)	30	368 mm	-	1 ou 2	1 ou 2	-	2001
Ottobock/SUVA Hand (Otto Bock, 2002)	1(1)	189 mm	3	1	1	Não	2002
Utah Arm 3 (Motion Control, 2012)	60	324 mm	-	2+força	2	-	2004
Mão "Michelangelo" (Otto Bock, 2012)	_(6)	189 mm	5	2	5	Sim	2009
Braço Deka Gen 3 (Braço Luke) (IEEE Spectrum, 2008)	100	670 mm	5	2	>8	-	2010
Modular Prosthetic Limb (MLP) (Johns Hopkins University, 2012)	260	-	5	109	17	Sim	2010
Bebionic3 (RSL Steeper, 2012)	6(14)	200 mm	5	2	5	Sim	2012
i-LIMB ultra (Touch Bionics, 2012)	50	215 mm	5	2	-	Sim	2012

Como um exemplo de dispositivos controlados por sinais sEMG, relacionado cronologicamente na Tabela 16, está a prótese de mão iLIMB, desenvolvida pela empresa *Touch Bionics*, a qual fornece ao usuário a possibilidade de comandar os cinco dedos da mão artificial de forma independente, com o propósito de aumentar as alternativas de movimento ao combiná-los com a oposição do polegar, que é parcialmente rotativo. Essa prótese é operada passivamente pelo usuário, permitindo diferentes opções de agarre, além de ter um punho rotativo que pode ser controlado manualmente ou por integração com um motor elétrico, e com controle de velocidade de movimento dos dedos, de acordo com a força de contração muscular. Essa prótese teve várias melhorias, apresentadas no ano 2012, com um novo modelo de nome i-LIMB Ultra (figura 51 a), que possui variação de aderência diferencial entre os dígitos para uma melhor preensão, e permite ao usuário uma programação de gestos personalizados, ativação automática da posição natural após algum tempo de inatividade miográfica, e gerenciamento de energia com ganho de autonomia de 25%.



**Figura 51.** Exemplos de próteses mioelétricas. (a) i-LIMB Ultra da *Touch Bionics*; (b) Bebionic, da empresa RSLSteeper.

Outro exemplo dos avanços em próteses mioelétricas é apresentado pela empresa RSLSteeper, que lançou a mão robótica Bebionic, 3ª geração (figura 51 b). Esta prótese é constituída por motores individuais para uma melhor coordenação dos movimentos de dedos, e 14 gestos motores pré-programados selecionáveis, segundo a necessidade, controle de velocidade para tarefas de preensão por precisão, e diferentes posicionamentos do

polegar. A prótese conta também com um sensor embutido que permite a escolha de quaisquer desses movimentos, além da detecção e captura de objetos automaticamente, com ajuste de força de preensão.

Apesar dos significativos avanços no desenvolvimento de próteses mioelétricas, ainda persiste o desafio de desenvolvimento com controle autônomo para transformar a prótese em uma aplicação biotecnológica robusta o suficiente para uso por pessoas com deficiência motora, especialmente no caso de amputação traumática. Uma abordagem desse problema é o desenvolvimento de um sistema de controle de alto nível e de baixo nível. No primeiro caso, o sistema faz primeiro a interpretação do sinal sEMG, com o objetivo de controlar os ângulos de movimento de cada articulação; no segundo caso, o sistema de alto nível de controle utiliza dados do sistema de baixo nível como sinal de referência (*set point*) e controla as articulações individuais com os ângulos adequados. Algumas das próteses desenvolvidas utilizam um método para o controle dos dedos, como *AR III Hands System* (Yang et al. 2009) e *Cyberhand* (Matrone et al. 2009); outras utilizam métodos de seleção de captura com garra, como *MANUS* (Pons et al. 2005), *Fluidhand* (Schultz et al. 2005) e *Southampton hybrid* (Light et al. 2002). Embora a automação dessas próteses consiga diminuir os requerimentos de controle por parte do usuário, elas ainda são pouco intuitivas, já que não são precisas o suficiente para resolver problemas com variadas informações em paralelo, como faz a mão naturalmente, em funções da alta capacidade de processamento que tem o cérebro para processar variadas sensações somatosensórias com modulação de memória, e transformá-las em programas motores com respostas automáticas. Portanto, surge uma necessidade de desenvolvimento de sistemas de controle que façam uma interação entre a capacidade natural que tem o usuário para gerar um gesto motor, ou sua interpretação nos músculos remanescentes em pessoas com deficiência, e as variadas funções que oferece o dispositivo robótico. Esta é uma alternativa não só da recuperação de habilidades motoras perdidas, mas sim, um inovador campo de pesquisa baseado no estudo de estratégias de Interação Homem-Máquina, ou HMI (do Inglês *Human Machine Interface*), interessado em garantir assistência técnica no desenvolvimento de dispositivos aumentativos robustos e intuitivos o suficiente para que sejam percebidos pelo usuário como uma extensão do próprio corpo.

As principais contribuições desses novos dispositivos tem sido focadas no desenvolvimento de estratégias computacionais de processamento de sinais digitais para o reconhecimento de padrões do sinal sEMG relacionados com a intenção de movimento desejado para próteses de membros superiores, que, para fins do presente estudo de caso, serão catalogados como gestos do punho, da mão e do movimento dos dedos de forma independente e em duplas. Cada um dos gestos motores, em termos de processamento, são chamados de “*classes*”, e do seu reconhecimento computacional depende, por exemplo, a possibilidade que o usuário possa fazer combinações autonomamente para resolver problemas de preensão com precisão ou agarre, segundo a forma, textura ou material do objeto com eficiência e sem um esforço cognitivo. Esse reconhecimento deve utilizar uma mínima quantidade de dados necessária para identificar a intenção do movimento desejado, ou seja, quanto menor a informação para processar, menor o custo computacional de classificação. Isso implica desenvolver uma estratégia para escolher a menor quantidade de músculos envolvidos em todos os gestos a avaliar, o tipo de contração que será utilizada, e o momento da contração de interesse que será segmentada para sua respectiva análise de características. É desejável também reduzir ao máximo os sinais induzidos por artefatos, tanto internos como do sistema, assim como a detecção da fadiga muscular e atenuação da sobreposição dos sinais que vêm dos músculos vizinhos (“*crosstalk*”). As anteriores condições definem a necessidade de desenvolver uma base de dados de sinais sEMG que ofereça garantias para que o sistema de controle possa obter respostas da prótese mioelétrica em tempo real ou *on-line* (150-200 ms), de modo que o comportamento da prótese seja o mais natural possível.

Vários estudos já foram publicados, onde se apresentaram os avanços em função de técnicas de processamento de sinais utilizadas no reconhecimento da maior quantidade de classes relacionadas com gestos de membros superiores, com uma combinação mais eficiente de características no domínio do tempo e frequência. Esses estudos levaram em consideração a menor quantidade de eletrodos, ou seja, a menor quantidade de informação muscular para detectar vários movimentos desejados. Por exemplo, no trabalho apresentado por Oskoei (2007), é identificada a importância do nível de atividade muscular em contrações dinâmicas ou estáticas de membros superiores, como um fator determinante para o reconhecimento do sinal para realizar o controle mioelétrico da prótese.

Características no domínio do tempo como MAV (do inglês *Mean Absolute Value*) e RMS (do inglês *Root Mean Square*) oferecem uma alternativa desejável por seu baixo custo computacional e capacidade discriminante do nível de energia utilizado durante a atividade muscular. No caso da análise espectral ou do tempo-escala, além de sinalizar a presença do ruído durante a aquisição, pode-se monitorar o comportamento da fadiga, embora com um maior custo computacional. Nesse estudo, recomenda-se o aumento de áreas de registro por classe, ou seja, um maior número de eletrodos para o registro da atividade muscular, segundo o grau de complexidade do gesto motor, além de realizar uma retroalimentação sensorial e uma combinação binária de classificadores multi-classe, tal como Máquinas de Vetor-Suporte, (SVM, do inglês *Support Vector Machines*), dada sua maior precisão de reconhecimento.

Peerdeman (2011) reconhece que o mais importante desafio no desempenho das diferentes próteses mioelétricas está em resolver a falha de seletividade muscular durante o controle do dispositivo, já que estas nem sempre estão relacionadas com as necessidades do cotidiano de uma pessoa amputada. Além do mais, existe o erro produzido no uso de bases de dados feitas em pessoas saudáveis, os quais não têm a mesma eficiência para pessoas amputadas, além de problemas de variações no tipo de contração estudado, o que diminui a possibilidade de generalizar os resultados, e portanto, seu aproveitamento nos diferentes casos de pessoas amputadas. Phinyomark (2012) analisou o desempenho de 37 tipos diferentes de características para o reconhecimento de gestos motores com sinais sEMG, que potencialmente podem ser eficientes para a classificação dos sinais para diminuir o efeito da redundância. O estudo recomenda dividir em quatro categorias as características no domínio do tempo, segundo suas propriedades matemáticas: métodos de informação de energia e complexidade; métodos de informação de frequência; métodos de modelos de predição e métodos tempo-dependentes. Nesse estudo recomenda-se o uso de MAV (do inglês *Mean Absolute Value*) como método de informação de energia; WL (do inglês *Waveform Length*) como método de informação de complexidade; WAMP (do inglês *Willison amplitude*) como método de informação de frequência; AR (do inglês *Auto-Regressive Coefficients*) como método de modelo preditivo; MAVS (do inglês *Mean Absolute Value Slope*) como método tempo-dependente; e sugere-se a combinação de MDF (do inglês *Median frequency*) e PSR (do inglês *Power Spectrum Ratio*) para melhorar a

classificação das características no domínio do tempo. Como complemento ao estudo realizado em 2012, Phinyomark (2013) recomenda, para aplicações em sistemas de controle mioelétrico, MCS (do inglês *Myoelectric Control Systems*), uso de características de entropia como SampEn, tanto individualmente (com taxas de precisão de 93%), como em combinação com CC+RMS+WL (do inglês *Cepstral Coefficients +Root Mean Square+Waveform Length* respectivamente) e usando um classificador LDA (do inglês *Linear Discriminant Analysis*), que consegue obter uma discriminação de gestos de 98%. Esse estudo realizou a aquisição de sinais de quatro músculos na região proximal do cotovelo, com quatro eletrodos superficiais em configuração bipolar, e segmentos sobrepostos com uma janela de 500 ms e incrementos de 125 ms.

Vários desenvolvimentos de sistemas de controle mioelétrico estão evoluindo em função do reconhecimento de gestos motores relacionados com o movimento independente de dedos, em função das possibilidades que essa capacidade oferece ao usuário em termos de manipulação de objetos. Entretanto, é inerente a complexidade no reconhecimento desses movimentos de dedos, e uma dificuldade está em que as características estatísticas e de magnitude extraídos dos sinais sEMG não são confiáveis, devido aos baixos níveis de contração muscular que implica em vários níveis de energia (Naik, 2010). Segundo Arjunan (2008), os sinais sEMG são definidos como de baixo nível de contração quando têm um pequeno movimento no maior grupo muscular correspondente. Uma definição alternativa, dada por Phinyomark (2012), assegura que um baixo nível de contração acontece no caso em que se tem um movimento forte no menor grupo muscular correspondente. Em quaisquer dessas definições, o sentido se complementa, já que o baixo nível de contração está presente em todo movimento realizado com a menor força requerida pelo seu grupo muscular correspondente. A identificação de gestos e movimentos da mão não é simples quando os músculos são pouco ativos, como no caso dos movimentos sustentados do punho ou a flexão dos dedos, além de que esses sinais são susceptíveis a interferências (*crosstalk*) por sobreposição da energia de músculos vizinhos, que são ativados simultaneamente, além da sobreposição ao sinal de artefatos do sistema que normalmente têm maior energia do que o sinal de interesse, o que implica uma muito baixa relação sinal ruído, (SNR, do inglês *Signal to Noise Ratio*).

De forma a identificar os desenvolvimentos feitos em função do problema de baixo nível de contração e baixa densidade de eletrodos, foi realizado nesta tese de doutorado um estudo do estado da arte relacionando os trabalhos que utilizaram quatro eletrodos superficiais (ou menos) (critério de baixa densidade) para classificação de diferentes gestos do punho, mão e dedos (Tabela 17).

**Tabela 17.** Estudos aplicados ao reconhecimento de movimentos de dedos, mão e punho com sinais sEMG utilizando um eletrodo (RD= Redução de dimensionalidade).

Referência	No de canais	Classes	características	R.D	Classificador	T-Janela	Aplicação	Sujeitos	Precisão
<b>Arjunan, S. P.</b>	2010 1 Delsys CH1 2 Delsys CH1,2 4 Delsys	4	RMS, MAV, VAR, WL FD, MFL AMOVA	—	ANN	Off-line	Flexão de dedo e pulso de baixa contração	5 pessoas saudáveis (4H,1M)	90% um canal
<b>Singh, V. P.</b>	2008 1 Delsys	4	bi-orthogonal wavelet 3.3.(CWT+ singularidades)	Agrupam ento para duas dimensõe s	SVM	—	Identificação de muito baixos níveis de flexão dos dedos	4 pessoas saudáveis (3H-1M)	94.5%- 98.75%
<b>Phinyomark, A.</b>	2012 1(x5)	7	baixo Vs alto nível: DFA Vs RMS, WL, MFL and HFL	—	LDA	—	Baixo nível de reconhecime nto em movimentos de membros superiores HCIs)	20 pessoas saudáveis (10H- 10M)	62%-90%

O trabalho de Khushaba (2011) realizou reconhecimento de 10 classes de movimentos de dedos utilizando dois eletrodos Delsys com uma taxa de reconhecimento de 91%, aplicando características combinadas de tempo com autorregressão AR, redução de dimensionalidade com FNPA (do inglês *Fuzzy Neighborhood Preserving Analysis*) e PCA (do inglês *Principal Component Analysis*) e vários classificadores, como SVM (do inglês *Support Vector Machine*) e LIBSVM (do inglês *libraries for Support Vector Machines*).

Phinyomark (2012) construiu duas bases de dados, uma com dois eletrodos e outra com cinco, para o reconhecimento de seis tipos de movimentos do punho, aplicando características como ZC (do inglês *Zero Cross*), SSC (do inglês *Slope Sing Changes*), MAV e WL; e outro conjunto como Du's VAR, WL, ZC, WAMP (do inglês *Willison Amplitude*) e SSC, usando LDA como classificador e obtendo taxas de reconhecimento de 97% com ZC.

Capítulo 3: Estudo de caso 3

**Tabela 18.** Estudos aplicados ao reconhecimento de movimentos de dedos, mão e punho com sinais sEMG utilizando dois eletrodos (RD= Redução de dimensionalidade).

Referência	No de canais	Classes	Características	R.D	Classificador	T- Janela	Aplicação	Sujeitos	Precisão
Phinyomark, A.	2 para o grupo 1 5 para o grupo 2	6	Características de Hugins' s (MAV, WL, ZC, SSC) Características de Du' s (VAR, WL, ZC, SSC, WAMP)	Scatter plot	LDA	256 ms	Redundância do EMG no pulso	10 H and 10M Pessoas saudáveis	Hugins' s 97%
Khushaba, R. N.	2 Delsys DE + 1 referência no pulso	10	SSC, ZC, WL, HTD, SS, AR	LDA	K-NN LIBSVM	Off-line On-line 50-100-150 ms	Movimento de dedos individual e combinado	8 pessoas saudáveis (6H, 2M)	92% offline 90% online
Arjunan, S. P.	1 Delsys Canal1 2 Delsys Canal1,2 4 Delsys	4	RMS, MAV, VAR, WL, FD, MFL, AMOVA	—	ANN	Off-line	Flexão de dedos e pulso com baixo nível de contração	5 pessoas saudáveis (4H, 1M)	90% um canal
Khushaba, R. N.	2	5-10	TD (RMS, WL, MAV, SSWD, SSC, ZC, IAV), AR (6 características)	OFNDA Vs LPP, PCA, ULDA, OLDA, FLDA	MLP, LIBLINEAR	Para tempo real 187ms e 31.3ms	OFND para controle de mão mioelétrico	7 pessoas saudáveis	97.66% 87.84%
Khushaba, R. N.	2 Delsys	10	TD: ZC, WL, SSC, skewness, RMS, MAV, IAV, AR (11 ordem) e Hjorth TD (3)	FNPA+QR descomposição Vs PCA, NPE, LPP, LFDA, FLDA, ULDA	SVM(GSVM),+ LIBSVM, ELM	128ms	Reconhecimento de movimento de dedos	9 pessoas saudáveis (7H 2M)	91%
Arjunan, S. P.	2 Delsys	4	FD+MFL	—	TSVM+RBF	Janela deslizante de 1s	Baixo nível de contração em flexão de dedos	5 pessoas saudáveis (6H 1M)	82%-95% RBF Kernel 78%-91% linearkernel
Arveti, M.	2	5	MAV, diferença entre o MAV de duas amostras, ZC, Sign Changing; Longitude do sinal, AR, STFT, Wavalet	—	MLNN	200 ms	Controlando uma prótese de mão ativa	2 pessoas saudáveis	86%-96%
Chen, X.	2 Delsys + 2D acelerômetro	24	MAV, radio de duas MAVs, quarta ordem Modelo AR	A1+sEMG, A2+sEMG, A1+A2+sEMG)	Linear Bayesian	—	Reconhecimento de gestos da mão	5 pessoas saudáveis (3H 2M)	89%-97%
Chen, X.	2 Delsys	25	terceira ordem modelo AR, MAV, e radio da MAVs	—	Linear Bayesian	—	Reconhecimento de múltiplos gestos da mão	4 pessoas saudáveis	95%
Khezri, M.	2	6	(Agrupamento) TD(MAV, SSC, AR) and TFRs(ZC, DWT)	PCA+RMS	ANFIS (BP+LMS)	Tempo real 200ms	Reconhecimento de movimentos da mão em tempo real	4 pessoas saudáveis	96.7%
Liu, Z.	2	4	WPT Decomposição por entropia duas bandas de frequência	—	LVQ Vs Elman NN	—	Padrão de classificação de movimentos da mão 2DOF	1 pessoa saudável	98% LVQ

Para o caso de três eletrodos, como se mostra na Tabela 19, ressalta-se o trabalho de Nakaya (2010), que relata uma taxa de sucesso de 90% no reconhecimento de gestos da mão, utilizando como classificador o k-NN (do inglês *k-Kearest Neighbour*) e BPNN (do inglês *Back-Propagation Neural Network*). Já para o caso de quatro eletrodos, apresentados na Tabela 20, os melhores resultados foram apresentados por Chu (2006), que conseguiu 97% de taxa de sucesso para nove classes com quatro eletrodos classificados com MLP (do inglês *Multilayer Perceptron*) em tempo real e janelas deslizantes de 125 ms. Zhang (2007) utiliza quatro eletrodos, obtendo 93,1% de taxa de sucesso no reconhecimento de seis classes de movimentos da mão utilizando características como DBS (do inglês *Discriminant Bispectrum*), DFC (do inglês *Fourier Cepstrum*) e AR (do inglês *Auto-*

Capítulo 3: Estudo de caso 3

Regressive Model) no domínio do tempo TD, e classificadores PSD (do inglês *Power Spectral Distribution*) e SVM.

**Tabela 19.** Estudos aplicados ao reconhecimento de movimentos de dedos, mão e punho com sinais sEMG utilizando três eletrodos (RD= Redução de dimensionalidade).

Referência	No de canais	Classes	características	R.D	Classificador	T- Janela	Aplicação	Sujeitos	Precisão	
<b>Tsujimura, T.</b>	2011	3	3	IEMG AIEMG, janela Hamming	—	—	Tempo real 100 ms	Reconhecimento de movimento de dedos	—	77%, 93%, 85%
<b>Nakaya, Y.</b>	2010	3	6	FFT: 1DOR, 2MAV, 3SEV+COG	—	k-NN+BPNN (Normal e Singular)	256 ms	Reconhecimento de gestos da mão saudáveis	2H 2 pessoas	90%
<b>Kita, K.</b>	2009	3	8	Auto-organização agrupamento Vs metodos convencionais TD	—	ANN	—	Controle de uma prótese de mão	4 pessoas saudáveis (3H-1M)	63% A 56% B 68% D 56% E

**Tabela 20.** Estudos aplicados ao reconhecimento de movimentos de mão e punho com sinais sEMG utilizando quatro eletrodos (RD= Redução de dimensionalidade).

Referência	No de canais	Classes	características	R.D	Classificador	T- Janela	Aplicação	Sujeitos	Precisão	
<b>Orosco, E.C.</b>	2012	4	5	Biespectrum, DTDF, MEAN, MED, TRIMM	(AM, HM, GM), (AM-D, HM-D, GM-D),	Feedforward NN	128 ms	Braço robótico	5 pessoas saudáveis 1 amputação Trans-Radial (3H-3M)	92% com transição 95% sem transição
<b>Arjunan, S. P.</b>	2010	1 Delsys CH1 2 Delsys CH1,2 4 Delsys	4	RMS, MAV, VAR, WL FD, MFL AMOVA	—	ANN	Off-line	Flexão do pulso e dedos com baixo nível de contração	5 pessoas saudáveis (4H,1M)	90% Um canal
<b>Erkilinc, M. S.</b>	2011	4	5	FFT (Kaiser e janela Hamming)	PCA and SPCA	m-SVM, <i>one-against-one</i>	—	Camera com EMG e EEG, e mão com joystick	—	81% SPCA
<b>Zhang, D.</b>	2011	4	6	DBS, DFC Vs AR,TD, PSD	—	SVM BPNN	256 ms (analysis window slides at a 128 ms)	Mão protética controlada com EMG	3 amputação Trans-Radial (2H-1M)	93.1% DFC 91.5% DBS
<b>Ganesh, R.</b>	2008	4 Delsys	3	BSS+RMS	ICA	BPNN	—	Gestos da mão (HG) Vs face MA (FAM)	5 pessoas saudáveis (3H-1M)	100% HG 60% FAM
<b>Bitar, F.</b>	2007	4	6	CWT	—	SVM	—	Classificação de cinco movimentos dos dedos com MIDI	1H, pessoa saudável	91%
<b>Oskoei, M. A.</b>	2008	4	6	Isotonico TD(MAV, WL, ZC, SSC) RMS+AR6	—	SVM kernel(RBF, linear, polynomial, sigmoid) Vs ANNMLP1, ANNMLP2, LDA	200 ms	Reconhecimento de movimentos da mão com SVM	11 pessoas saudáveis	95% aprox SVM/RBF
<b>Chu, J.</b>	2006	4 Delsys	9	WP	PCA, mapeamento não linear com SOFM	MLP	Tempo real de 125 ms, janela deslizante de 250ms	Reconhecimento de uma mão mioelétrica multifuncional	10 pessoas saudáveis (6H-4M)	97% PCA+SOFM 97.785% SOFM, PCA:95.7%

### **3.4.1 Protocolo para Aquisição e Reconhecimento de Gestos da Mão e Punho com Sinais sEMG**

Após a análise dos estudos relacionados com o reconhecimento de gestos dos dedos, mão e punho de baixo nível e baixa densidade, pôde-se identificar a dificuldade no reconhecimento de mais de quatro tarefas de movimento da mão, com quatro eletrodos ou menos, que resultou em taxas de sucesso que variam entre 89 e 95%. As características com melhor desempenho nestas condições foram as do domínio do tempo, e foi verificado uma alta taxa de sucesso quando foi utilizada uma combinação com dimensão fractal (FD), dado que esta técnica apresenta uma boa separabilidade dos dados dos sinais de baixa contração a partir de aplicações com PCA. Por outro lado, não se tem muitos estudos com baixo nível de contração de pessoas com amputação transradial, embora os resultados obtidos são interessantes, na medida em que podem obter taxas de sucesso de 90% de reconhecimento. Como conclusão do estudo realizado, considera-se adequado trabalhar com quatro eletrodos, já que embora os trabalhos estejam aplicando diferentes estratégias de processamento do sinal sEMG, todos os resultados estão na faixa de 90 a 95% de taxa de sucesso no reconhecimento de mais de quatro tarefas. Por outro lado, uma das partes fracas dos estudos realizados pelos pesquisadores anteriormente comentados é o baixo número de voluntários amputados nas pesquisas, além da falta de clareza das condições experimentais em que foram feitas as coletas de dados na fase de aquisição do sinal sEMG. Portanto, este problema ainda continua aberto, no que se refere a protocolos de aquisição rigorosos o suficiente para ser aplicados em qualquer laboratório que queira realizar estudos sobre movimento independente de dedos de uma mão artificial.

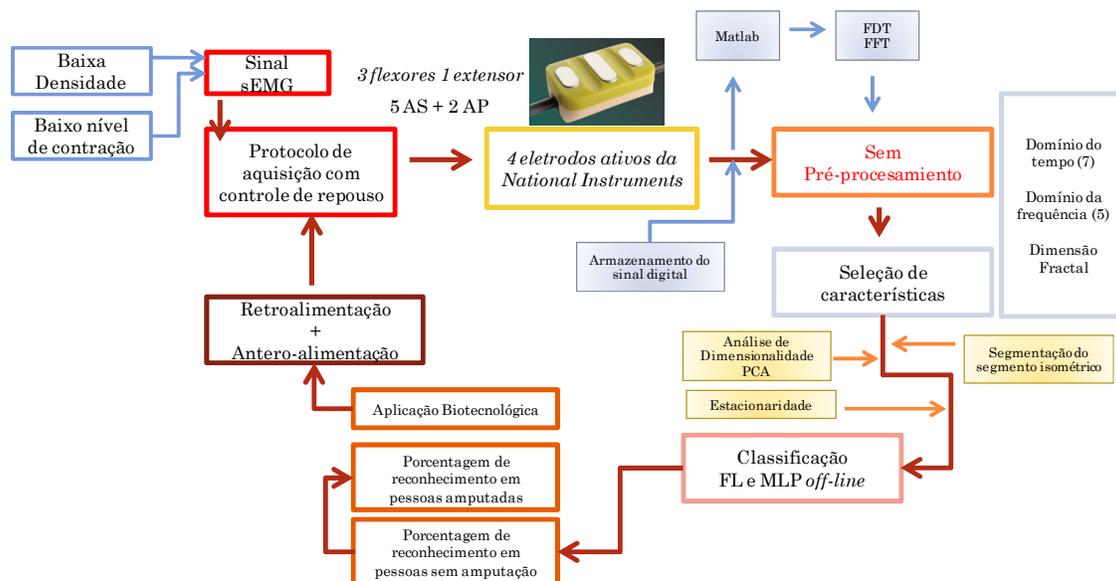
De acordo com as observações feitas após a análise dos diferentes trabalhos de literatura, propõe-se este estudo de caso, com o propósito de aplicar um protocolo de aquisição de sinais sEMG para o reconhecimento de 16 gestos da mão, sinais estes caracterizados por ser de baixo nível e baixa densidade, organizados em quatro categorias: a primeira baseada em movimento de dedos independente; a segunda baseada na combinação em duplas de dedos; a terceira com movimentos de punho e de captura de objetos com garra e por oposição do polegar; e a quarta com uma combinação das duas

primeiras, tanto para identificação de padrões relacionados com a contração isométrica de cada gesto motor, quanto a possibilidade de ser aplicado em reconhecimento *on-line* ou de tempo real, ou seja, para o sinal ser processado sem aplicação de filtros digitais nem filtros espaciais para atenuação do *crosstalk*. O estudo de caso avalia o melhor desempenho de 14 características consideradas individualmente, em combinação com a Dimensão Fractal, utilizando como classificador Redes Neurais Artificiais do tipo MLP (do inglês *Multilayer Perceptron*) com uma camada oculta de 50 neurônios, ponderada com a técnica de redução de dimensionalidade (PCA, do inglês *Principal Component Analysis*). O estudo analisa também a potencialidade biotecnológica no controle dos movimentos dos dedos de uma prótese mioelétrica, através de experimentos realizados tanto com pessoas saudáveis como pessoas amputadas no nível do tercio distal do cotovelo. A metodologia seguida neste estudo de caso é apresentada no esquema da figura 52.

Para o desenvolvimento do presente protocolo de aquisição, foi inicialmente desenvolvida uma anamnese para avaliar os critérios de inclusão e exclusão, em conjunto com o Grupo de Fisioterapeutas e Médicos do Centro de Reabilitação Física do Estado de Espírito Santo (CREFES). No caso dos voluntários sem deficiência, foram considerados como fatores de exclusão a presença de neuropatias ou miopatias, além do uso de medicamentos que estivesse relacionados com tratamentos de doenças músculo-esqueléticas. Voluntários com idades de  $30 \pm 10$  anos, mulheres ou homens foram recomendáveis para a presente pesquisa. No caso das pessoas com deficiência motora, foram incluídos voluntários com amputação traumática ou com desarticulação ao nível do tercio distal do cotovelo, que não estivessem utilizando medicamentos relacionados com miopatias ou neuropatias. Para todos os casos, os voluntários foram avaliados pelo grupo de especialistas do CREFES que uma vez aprovados, assinaram o Termo de Livre Consentimento (Anexo I), aprovado pelo Comitê de Ética da Universidade Federal do Espírito Santo (UFES).

Para definir as condições do ambiente experimental durante a captura do sinal sEMG, a sala onde foram realizados os experimentos teve que ser isolada de perturbações que pudessem desviar a atenção do voluntário durante cada teste. Os voluntários foram instruídos a sentar-se com os braços apoiados sobre a mesa, na posição mais confortável possível, com as costas e ombros apoiados, sem gerar peso sobre os cotovelos, antebraço,

punho ou mão. A pele foi preparada antes de colocar os eletrodos para diminuir o efeito da impedância.

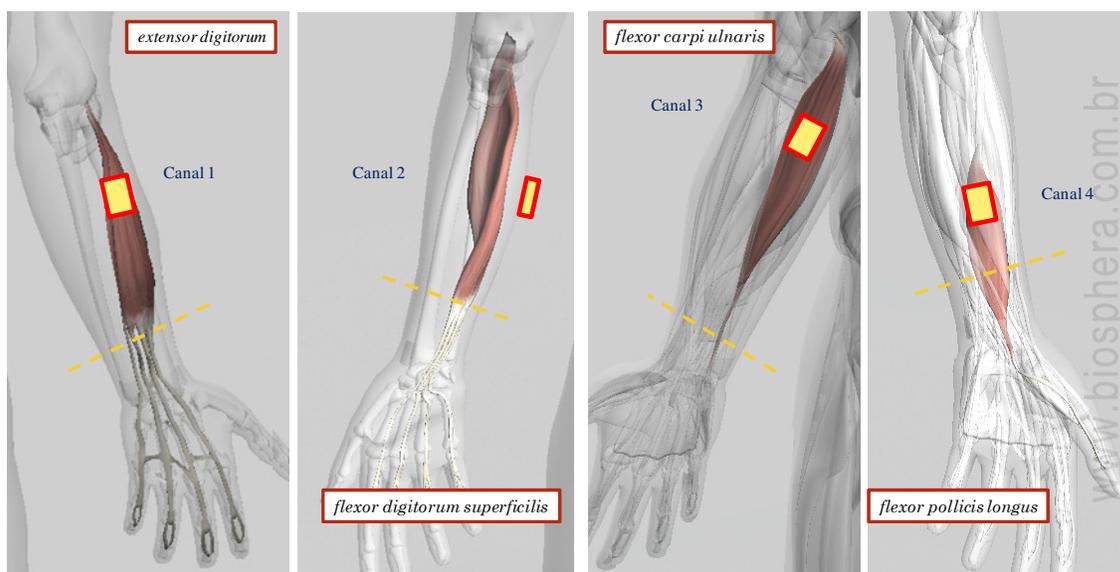


**Figura 52.** Esquema metodológico para avaliar a proposta biotecnológica para o reconhecimento de gestos motores do segmento distal do membro superior com baixo nível de contração e baixa densidade de eletrodos, que permita pessoas com e sem amputação controlar autonomamente e em tempo real uma prótese de dedos independentes com sinais sEMG. (AS= Pessoas sem Deficiência, AP=Pessoas com Deficiência, FL=Classificador *Lógica Difusa*, MLP=Classificador *Multilayer Perceptron*, PCA= *Principal Component Analysis*).

Para isso, foi feita uma lavagem com sabão, e foi raspada a área de detecção dos eletrodos, além de ser limpa com álcool a 70%. Isto foi feito para que fossem removidas tanto a camada de gordura como as células mortas da epiderme, com a finalidade de diminuir a impedância entre as diferentes camadas que se interpõem entre a fonte e o eletrodo. No que se refere à colocação dos eletrodos na área de detecção, os músculos foram escolhidos com anterioridade. Para o presente estudo de caso, foram utilizados um músculo extensor e três flexores no braço dominante do voluntário sem amputação. Para o caso do voluntário amputado, a coleta se faz no mesmo braço amputado. Em ambos os casos, a disposição dos elementos é a seguinte: canal 1: *extensor digitorum*; canal 2: *flexor digitorum superficialis*; canal 3: *flexor carpi ulnaris*; canal 4: *flexor pollicis longus* (figura 53). Para o registro dos sinais sEMG de cada músculo foram utilizados quatro eletrodos ativos bipolares, de Ag/AgCl, de barras paralelas e reutilizáveis, fabricados pela empresa

### Capítulo 3: Estudo de caso 3

*Touch Bionich*. Cada eletrodo possui um circuito embutido de pré-amplificação e condicionamento de sinais, com ajuste de ganho e filtro notch de 60 Hz. Este tipo de eletrodos ativos tem a vantagem de atenuar o ruído da rede elétrica induzido na interface entre a pele e o eletrodo, antes do sinal ser transformado de analógico para digital pelo conversor A/D.

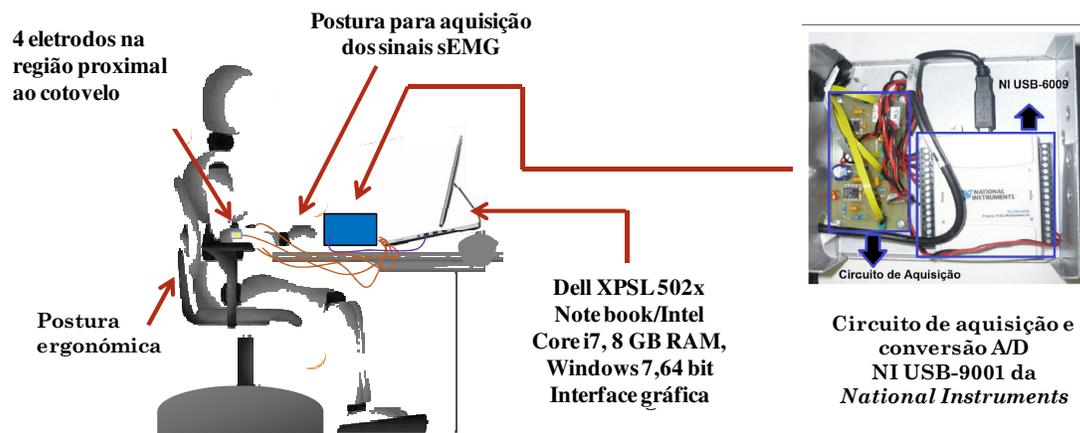


**Figura 53.** Posicionamento dos eletrodos na área de detecção dos músculos monitorados no presente estudo de caso, segundo SENIAM. Adaptado do *Software Introdução à Anatomia Humana 3D 1.4*.

Os quatro eletrodos foram distribuídos em cada músculo com uma interface de gel eletrolítico para cada barra condutora, tendo precaução para que o gel não produzisse um curto-circuito (para ver as diferentes camadas de interface entre a fonte e o eletrodo ver figura 15). O sinal foi digitalizado com uma taxa de amostragem de 1 kHz a través de uma placa de aquisição de dados NI USB-9001, da *National Instruments* (figura 54). Para a visualização dos sinais captados e processamento, foi desenvolvido um software com interface de aquisição e processamento de sinais sEMG para os quatro canais (figura 55), baseado em Matlab 7.14, o qual foi instalado em um laptop (Dell XPS L502x Notebook / Intel Core i7, 8GB RAM, Windows 7, 64 bit).

A placa de aquisição e condicionamento de sinais é alimentada pela própria bateria do computador, de tal modo que houvesse uma mínima indução de ruído da rede elétrica de 60 Hz. Outra facilidade que oferece o sistema de aquisição desenvolvido está na

possibilidade de monitorar artefatos técnicos durante a captura do sinal sEMG, já que a interface desenvolvida permite a visualização dos sinais sEMG em tempo real, no domínio do tempo e frequência. Assim, os sinais que não correspondem ao sinal sEMG, gerados por movimentos de cabos, contato do gel entre as barras do eletrodo, problemas de mau contato, entre outras causas de sinais induzidos, podem ser visualizados, e o problema pode ser identificado e corrigido. A interface apresenta outras opções como: retroalimentação visual para estabelecer o início e o final de cada tarefa motora; opção para iniciar o registro do sinal com retroalimentação visual do ritmo da tarefa; salvar os dados em formato “.mat” diretamente; além de outras opções para visualização dos dados coletados para cada registro.

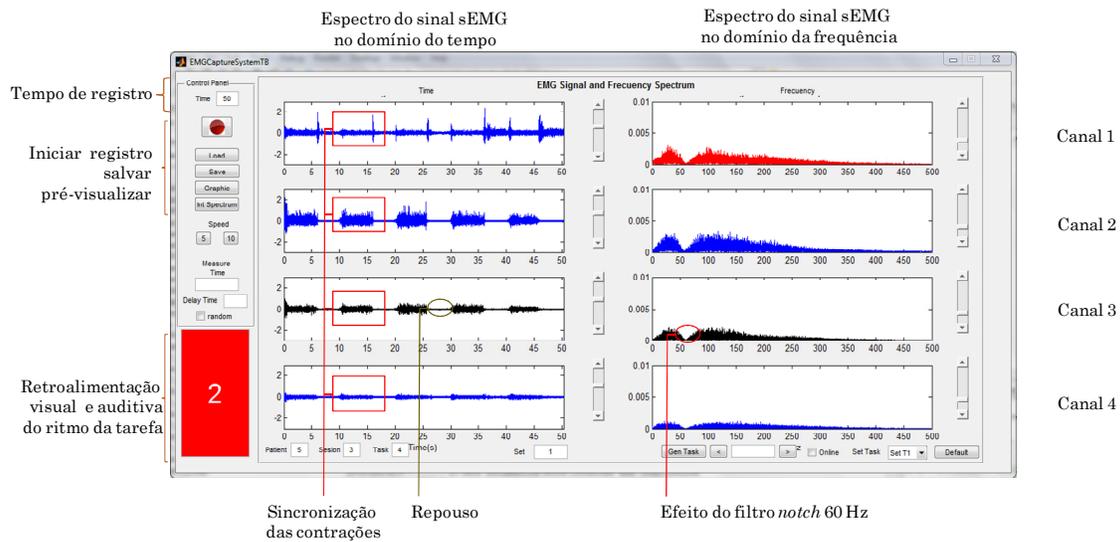


**Figura 54.** Condições do ambiente experimental para o desenvolvimento do protocolo de aquisição e condicionamento do sinal sEMG em pessoas sem ou com amputação de mão.

Para avaliar a área de detecção dos sinais sEMG, foi feita uma avaliação da melhor localização, para cada um dos eletrodos, usando a Densidade Espectral de Potência (PSD) do sinal sEMG. Três posições próximas à realizada pelo SENIAM foram analisadas no mesmo músculo, com um centímetro máximo de distância ao ponto proposto pelo SENIAM. O eletrodo que apresentou o maior valor do pico foi o escolhido. Assim que as condições experimentais estarem prontas para o processo de aquisição dos sinais sEMG, foi analisado um dos problemas mais difíceis de resolver, que é o *crosstalk*, já que tal fenômeno induz um alto grau de variabilidade no sinal mioelétrico durante a execução de

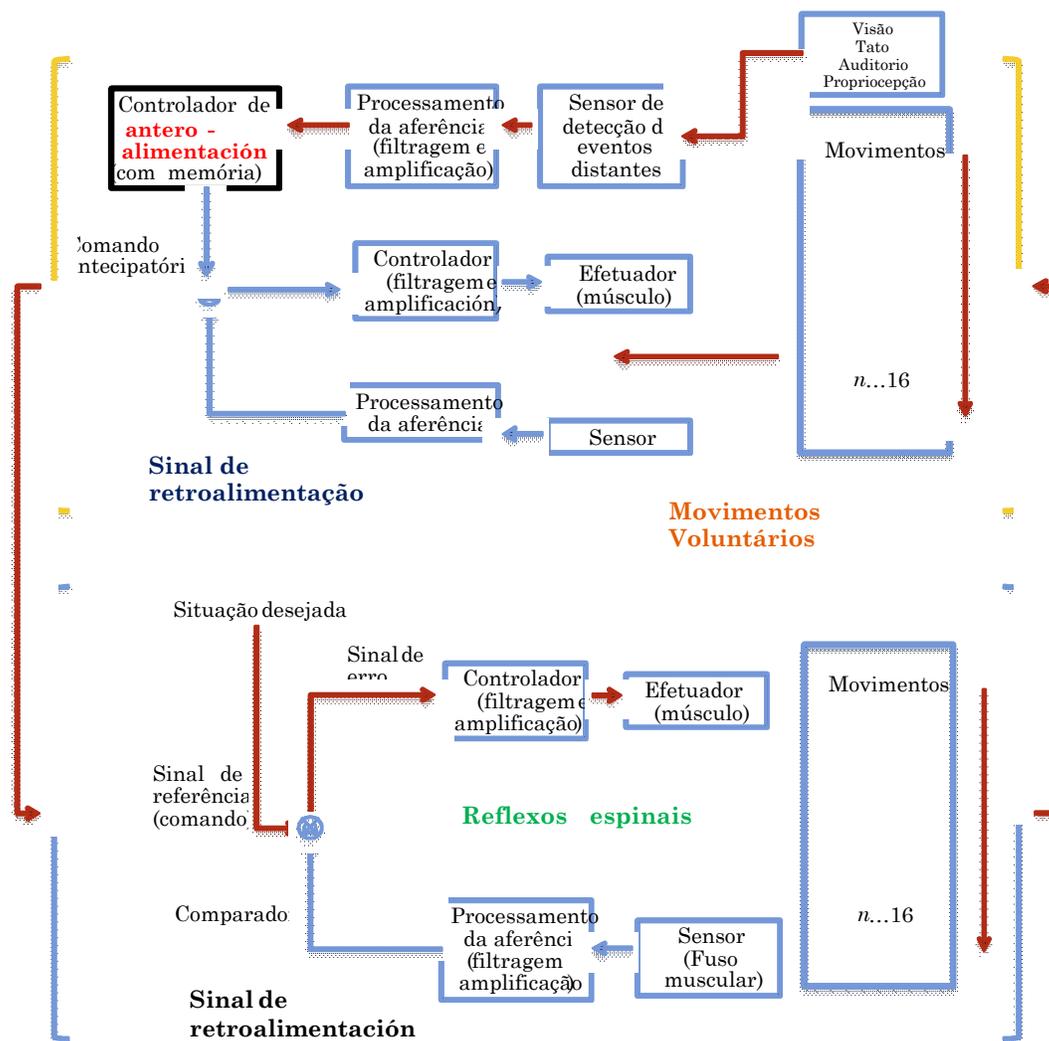
*Capítulo 3: Estudo de caso 3*

um gesto motor. Isto ocorre pela condição dinâmica do comportamento fisiológico de cada pessoa, e pelo processo de acomodação entre a percepção da tarefa motora instruída em comparação à executada após a abstração cognitiva. Isto pode ser explicado levando-se em consideração os processos de retroalimentação e antero-alimentação durante o desenvolvimento de tarefas por atraso instruídas (figura 55), de tal modo que após a instrução de como a tarefa deve ser feita, o voluntário precisa construir uma representação da tarefa mental no córtex de associação somatosensorial, o que inclui observar no instrutor como deve ser feito o movimento requerido, procurar na memória, em conexão com as áreas fronto-temporais, os programas motores que serão executados, encaminhar ao córtex pré-motor e motor a escolha feita e coordenar a resposta motora em conexão com os neurônios motores gama e alfa, de tal forma que sejam controlados vários dos reflexos medulares associados à resposta do sistema musculoesquelético. Portanto, na maioria dos casos, a resposta motora executada possui um defasamento em comparação com a tarefa motora proposta, por ativar músculos que não são necessários para o gesto requerido, dada a transformação cognitiva e à dificuldade de fazer o movimento sem ativar os reflexos que geralmente acompanham o movimento.



**Figura 55.** Interface gráfica desenvolvida em Matlab para aquisição de sinais sEMG com visualização do espectro de frequência em tempo real para quatro canais.

Neste sentido, uma aquisição sem *crossstalk* durante o desenvolvimento de gestos motores de baixo nível de contração requer uma capacidade do voluntário de gerar contrações musculares coordenadas e com precisão, de tal forma que este consiga perceber por mecanismos proprioceptivos os movimentos que se sobrepõem ao movimento desejado durante o registro, diminuindo voluntariamente a ativação de músculos que não precisam ser utilizados. Portanto, utilizar ferramentas digitais para afastar o *crossstalk*, como filtros espaciais, poderiam não ser necessárias, sempre que o voluntário consiga por si só um grau de atenção na execução de cada gesto motor.



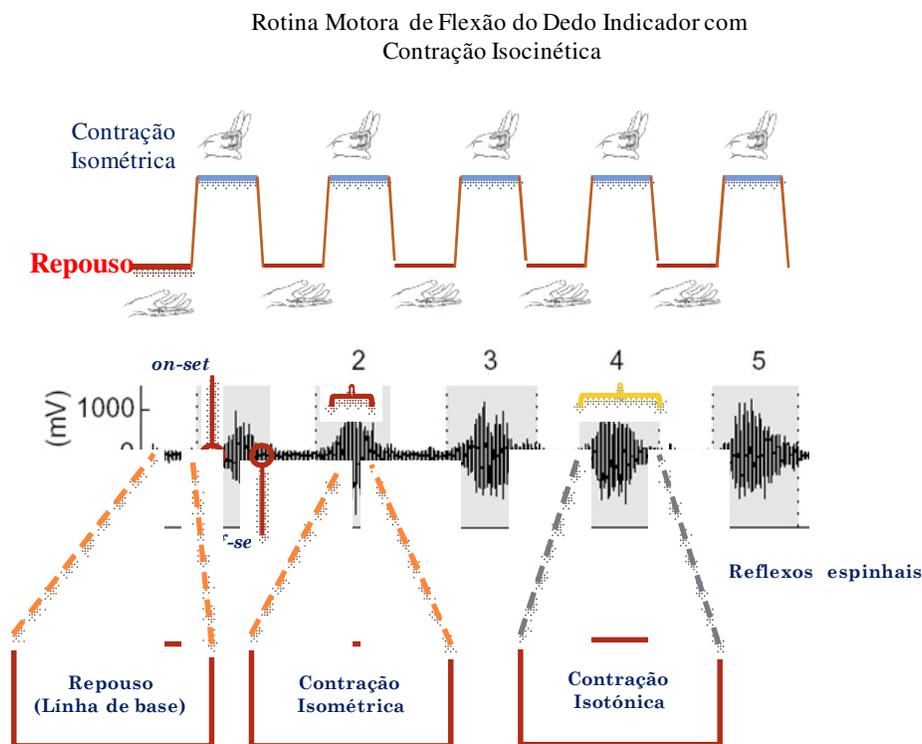
**Figura 56.** Controle e coordena3n cognitiva de tarefas de instrui3n por atraso para movimentos dos diferentes gestos de punho, m3o e dedos utilizados no presente caso de estudo. Adaptado de Kandel (2002).

Assim, não é necessário, neste caso, considerar a minimização do gasto computacional ou aplicar ferramentas de filtragem digital para melhorar a qualidade do sinal, pois isso depende em grande medida de processos de acomodação de programas motores no nível cognitivo do voluntário.

Uma estratégia que aumenta o grau de atenção no desenvolvimento da tarefa está relacionada com o controle do repouso, já que este indiretamente proporciona uma execução de tarefas motoras de preensão com maior precisão. Isto ocorre porque uma pequena rotina de treinamento baseado em repetições e acompanhamento do movimento pelo Fisioterapeuta como reforço positivo no processo de antero-alimentação com correção, momento a momento, por retroalimentação visual da linha base do sinal sEMG na interface gráfica, pode fazer com que o voluntário fixe a memória e aumente seu nível de atenção na coordenação da resposta motora desejada, agindo naturalmente durante a realização do gesto motor, pois toda sua atenção fica concentrada no estado de repouso.

No procedimento de aquisição, cada voluntário foi instruído a ficar em pé, com os braços relaxados, observando o comportamento do sinal sEMG nos quatro canais na interface gráfica. Isto foi feito de forma a gerar uma referência proprioceptiva do estado de repouso, verificando o comportamento do seu próprio sinal mioelétrico em tempo real, por 60 s. Assim, caso haja alguma variação na tensão muscular, isto poderia facilmente ser identificado pelo usuário, através da sinalização do aumento de amplitude do sinal no domínio do tempo, o que vem a ser uma segunda referência proprioceptiva. Assim que o primeiro teste de referência é feito, o voluntário é instruído a sentar-se e procurar a posição de repouso do braço com as palmas levemente supinadas, no modo mais confortável possível, em função da visualização do sinal sEMG na interface gráfica, comparando-o com a primeira referência proprioceptiva. Cada rotina do experimento consiste em um movimento isocinético marcado por cinco contrações isotônicas alternadas por restauração do estado de repouso, durante cinco segundos com velocidades angulares de um segundo entre cada transição do estado desejado (figura 56). Em cada sessão do experimento é realizado o protocolo completo com as 16 tarefas propostas (Tabela 21), sendo que cada voluntário desenvolve o protocolo três vezes em sessões diferentes. Finalmente, é desenvolvida uma base de dados *off-line* organizada por tarefas, e agrupando os dados de todos os voluntários sem amputação, e voluntários com amputação (figura 57). Durante o

desenvolvimento de cada rotina, os sinais são salvos para ser avaliados durante o processo de segmentação.



**Figura 57.** Esquema representativo das tarefas motoras de atraso instruídas com controle de repouso, diferenciadas do segmento isométrico de interesse no presente estudo de caso.

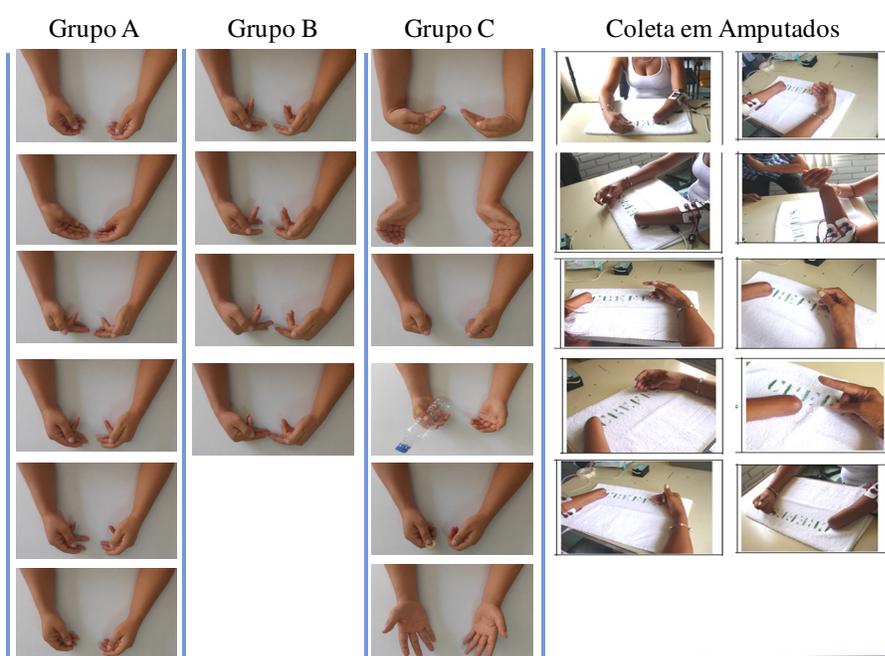
**Tabela 21.** Gestos motores avaliados em pessoas sem amputação.

Categorias	Classes	Tipo do Movimento
A	1	Estado de repouso
	2	Flexão do dedo polegar
	3	Flexão do dedo indicador
	4	Flexão do dedo médio
	5	Flexão do dedo anular
	6	Flexão do dedo mínimo
B	7	Flexão conjunta dos dedos mínimo e anular
	8	Flexão conjunta dos dedos anular e médio
	9	Flexão conjunta dos dedos médio e indicador
	10	Flexão conjunta dos dedos indicador e mínimo
C	11	Flexão do pulso
	12	Extensão do pulso
	13	Flexão com todos os dedos
	14	Agarre com a mão
	15	Agarre com os dedos indicador e polegar
	16	Extensão dos dedos
D	1 - 10	Inclui as tarefas de 1 até 10

Os dados dos voluntários com amputação são apresentados na Tabela 22, juntamente com as imagens das tarefas correspondentes aos voluntários sem amputação, além de alguns exemplos com pessoas amputadas.

**Tabela 22.** Dados referentes aos voluntários com amputação incluídos no estudo de caso.

ID	Idade	Mão Amputada	Extensão do Coto	Circunferência do Coto	Tempo de amputação (anos)	Tipo de prótese que utiliza
A1	35	Direita	26	24,5	3	Cosmética
A2	60	Esquerda	31	26	40	Cosmética



**Figura 58.** Imagens dos gestos motores organizados segundo a Tabela 21, para pessoas sem amputação, e algumas imagens de experimentos feitos com pessoas com amputação por desarticulação.

Uma vez que os dados são armazenados de forma organizada, tem-se início o processo de segmentação, sendo que o segmento de interesse do sinal sEMG coletado está na contração isométrica (figura 58), já que representa o estado meta desejado para ser transferido à prótese mioelétrica. Esta contração é identificada a partir da transição do estado de repouso para o momento da contração isométrica. Primeiro, foi eliminado o nível de tensão CC de cada um dos eletrodos, de forma independente, com filtro digital passa-baixas com frequência de corte de 1 Hz. Em seguida, é realizado um procedimento manual

Capítulo 3: Estudo de caso 3

(figura 59), eliminando as contrações isotônicas correspondentes às transições entre o estado de repouso e a atividade em cada caso.

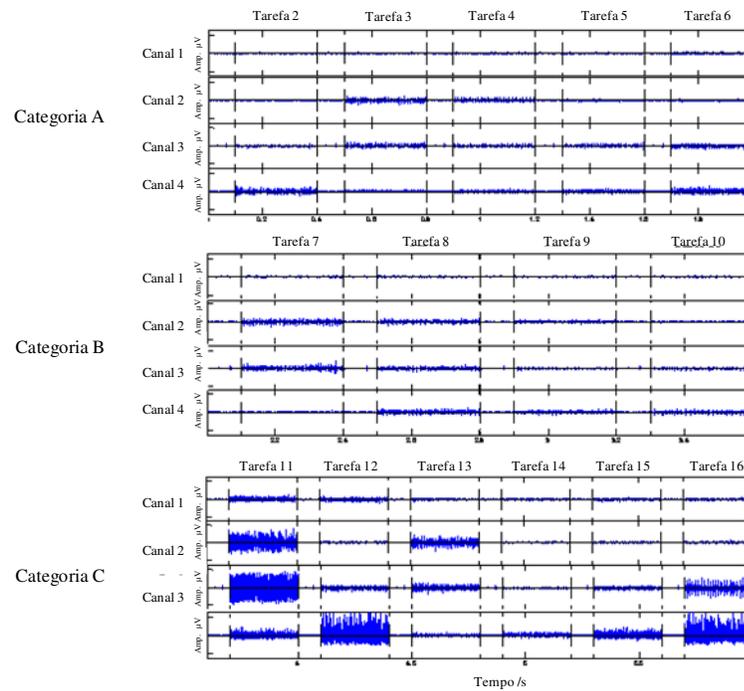


Figura 59. Comportamento do sinal sEMG para cada gesto motor da Tabela 21.

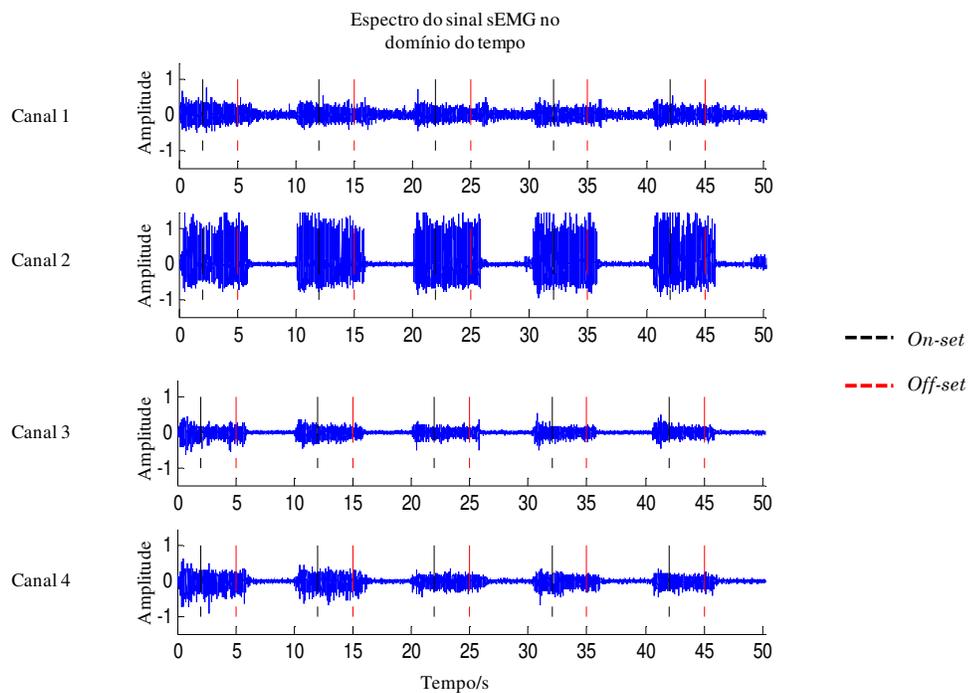


Figura 60. Exemplo de segmentação para uma rotina motora em um voluntário sem amputação. As linhas de corte de cores preta e vermelha determinam o início e o final do segmento isométrico de interesse.

Por fim, a coleta de dados inclui apenas os segmentos isométricos extraídos. Para isto, é subtraído o valor médio de cada sinal em cada registro. Posteriormente, os dados são segmentados usando o esquema de janela móvel, e aplicada a técnica de *overlapping*, com uma largura de janela de 250 ms e um deslocamento a cada 125 ms. Assim, garante-se uma resposta do sistema dentro da faixa de 300 ms. A seleção de uma janela com mais dados poderia reunir mais informação para uma melhor classificação, entretanto, isto implica um maior atraso, aumentando a dificuldade durante sua aplicação em tempo real. Cada registro de sinal capturado foi de 50 s, dos quais 15 s foram extraídos para o estudo, resultando em um total de 225 s para todos os voluntários. Levando-se em conta a segmentação realizada, a cada 125 ms foi extraído um padrão sEMG que corresponde a um total de 750 padrões obtidos para cada tarefa. Por outra parte, os dados correspondentes aos dois amputados foram coletados em 5 sessões para 12 tarefas, o que corresponde a 500 padrões sEMG por tarefa.

**Tabela 23.** Características avaliadas nos segmentos isométricos das diferentes rotinas motoras, tanto em voluntários sem amputação como com amputação.

Domínio	Características	
	Abreviação	Nome da característica
Domínio do Tempo	MAV	Valor Médio Absoluto
	MAV1	Valor Médio Absoluto Modificado 1
	MAV2	Valor Médio Absoluto Modificado 2
	VAR	Variância
	RMS	Raiz Média Quadrática
	WL	Comprimento de Forma de Onda
	ZC	Cruzamentos por Zero
	SSC	Mudanças de sinal de inclinação
Domínio da Frequência	MNF	Frequência Mediana
	MDF	Frequência Média
	PKF	Frequência de Pico
	MNP	Potência Média
	TTP	Potência Total
Dimensão Fractal (FD)	DFA	Análise de tendência de flutuação (DFA)

De acordo com a revisão da literatura apresentada, foi programado um conjunto de técnicas organizadas na Tabela 23, dependendo da sua natureza. As características

selecionadas no domínio do tempo foram MAV, VAR, RMS, WL, ZC, e SSC. Para o MAV, tiveram-se em conta dois enfoques diferentes e utilizado uma janela ponderada semelhante a um processo de variação gaussiana, dando ênfase aos dados centrais. No MAV1, é usada uma janela discreta, e no MAV2 é usada uma janela contínua. Algumas características precisaram de ajuste de limiares, como o ZC e SSC, para a determinação dos incrementos no cálculo. Algumas destas características têm uma relação direta com a amplitude do sinal, pelo que é possível ter uma dependência linear. No caso da frequência, foram obtidas as características relacionadas com a estatística do espectro de frequências obtido pela Transformada de Fourier. Estas características também mantêm uma forte correlação com a magnitude do espectro. Por último, foi obtido o parâmetro  $\alpha$  do DFA como característica, usando um valor de  $L=10$ , sendo que o cálculo deste parâmetro é rápido e unidimensional. A representação matemática detalhada das características utilizadas pode ser consultada em Phinyomark (2012), para os domínios do tempo e de frequência, e em Phinyomark (2009), para o parâmetro DFA. Para avaliar o comportamento das características em função de cada classe, uma das técnicas mais simples consiste na redução de dimensionalidade de dados e a seleção de um subconjunto apropriado dos dados de entrada, descartando o restante. Isso é possível quando existe uma forte correlação entre os conjuntos de dados de entrada, quando a mesma informação é repetida várias vezes. Para isso, é necessário definir um critério para determinar o melhor subconjunto e estabelecer um processo sistemático de análise em todos os subconjuntos possíveis. Uma possível abordagem é a de minimizar a probabilidade de erro de classificação, a mesma que avalia o sistema. Por outro lado, é possível utilizar um critério baseado na separação de classes com técnicas de agrupamento (*clustering*). Por outra parte, a projeção das características procura obter um melhor conjunto de dados, tentando determinar a melhor combinação das características originais, de modo a formar um novo conjunto, geralmente menor do que o original. Um dos métodos mais populares é a Análise de Componentes Principais (PCA, do inglês *Principal Component Analysis*) como está representado na figura 60.

Este método supõe colinearidade entre as variáveis envolvidas, com base em um algoritmo linear que pode funcionar adequadamente em procesos altamente não lineares. O PCA, geralmente considerado um método não supervisionado de reconhecimento de padrões, fornece um mapa linear do conjunto de variáveis originais em um conjunto de

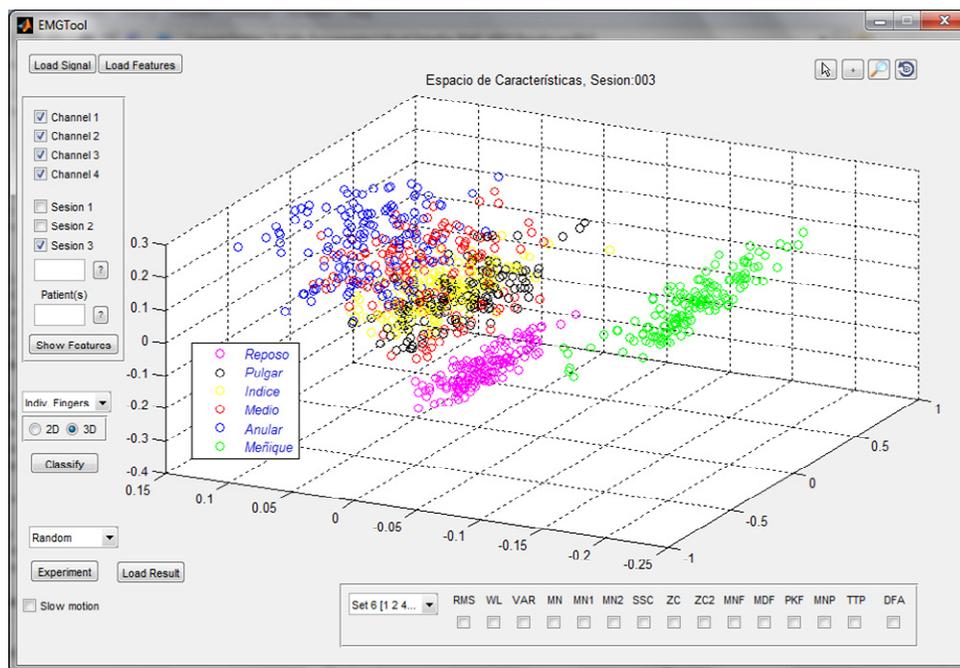
variáveis não correlacionadas, minimizando o erro quadrático médio entre o conjunto original e o conjunto projetado. As variáveis transformadas são organizadas de acordo com a sua variância, refletindo uma diminuição de informação em relação ao conjunto original. Esta técnica é eficaz para o reconhecimento de padrões, reduzindo a complexidade do espaço de características e removendo a dependência linear entre os dados.

### **3.4.2 Resultados e Discussão**

Para o processo de classificação dos diferentes grupos de características avaliadas no presente estudo de caso, foram utilizadas as Redes Neurais Artificiais, (ANN, do inglês *Artificial Neural Network*) como classificador, especialmente, na topologia de Perceptrón Multicamada, (MLP, do inglês *Multilayer Perceptron*). Um MLP está constituído por várias camadas de neurónios: uma camada de entrada, uma ou mais camadas ocultas, e uma camada de saída. A entrada de cada neurónio está ligada aos neurónios da camada de saída anterior, enquanto que os neurónios da camada de saída são responsáveis por determinar a classe do vetor de características de entrada. Redes neurais e, conseqüentemente MLP, são aproximadores universais, isto é, como é composto de neurónios e camadas podem aproximar-se de qualquer função contínua. Como pode classificar qualquer número de classes, isso faz com que seja um classificador muito flexível, podendo adaptar-se a uma variedade de problemas. No entanto, o fato de que os MLP sejam aproximadores universais, torna-os sensíveis ao sobre-treino, especialmente com dados não estacionários, como é o caso do sinal sEMG. Portanto, foi necessária uma seleção cuidadosa da arquitetura da Redes Neurais Artificiais utilizadas neste trabalho.

Uma outra alternativa aplicada somente nos dados de voluntários sem amputação foi Lógica Fuzzy, (FL, do inglês *Fuzzy Logic*), dado que oferece várias vantagens para o processamento e classificação de sinais biomédicos. De acordo com Koçyiğit (2002), os sistemas fuzzy podem descobrir padrões nos dados que não podem ser detectadas por outros métodos, incluindo as Redes Neurais Artificiais. A Tabela 24 contém os resultados para ambos os classificadores utilizados, MLP e FL, para as quatro categorias. Nessa tabela o erro de classificação é apresentado para cada caso, e os erros mais baixos são destacados.

As características com o maior desempenho foram utilizadas em combinação com a característica DFA como um vetor bidimensional de entrada. Os registros capturados de todos as combinações foram incluídos para validar o sistema de classificação e avaliar as inter-relações do sinal sEMG entre voluntários. Os padrões de conjuntos de treinamento, validação e teste foram selecionados aleatoriamente, de acordo com as sugestões mencionadas anteriormente. Os resultados são apresentados na Tabela 25. O mesmo estudo foi realizado utilizando os dados registrados a partir de cada sessão individual, para cada combinação. Os resultados de classificação tiveram uma taxa máxima de sucesso de 95,4% para todas as combinações, e 99,3% para a mais alta taxa de reconhecimento. A Tabela 26 apresenta os resultados de um voluntário.



**Figura 61.** Interface gráfica desenvolvida para redução de dimensionalidade com PCA. A interface permite a seleção do tipo de característica ou características a ser avaliada em função da dispersão das classes.

Na maioria dos casos, a combinação das características RMS-DFA apresentou a melhor resposta para discriminar entre diferentes conjuntos de tarefas. Por outro lado, o classificador MLP teve melhores resultados do que a FL na maioria dos experimentos de todas as categorias. A Figura 61 contém dois exemplos de representação gráfica da matriz de confusão obtida para os resultados de classificação para um voluntário na categoria C e

D. Pode-se observar que os resultados corretos estão distribuídos diagonalmente na matriz, enquanto que os outros representam o erro de classificação.

**Tabela 24.** Porcentagens de erro de classificação utilizando cada característica individualmente em pessoas sem amputação.

	Classificação por característica							
	A		B		C		D	
	MLP	FL	MLP	FL	MLP	FL	MLP	FL
MAV	33,3	37,5	18,9	13,7	1,0	14,4	74,3	62,9
MAV1	32,2	37,8	18,5	13,8	1,8	15,4	74,0	64,5
MAV2	34,3	43,0	25,9	19,0	5,2	21,5	79,2	70,7
VAR	37,4	38,7	22,0	13,0	0,8	17,3	78,9	70,8
RMS	35,2	34,6	21,8	10,5	1,3	13,7	74,2	64,8
WL	30,0	32,6	22,1	6,1	0,5	14,4	75,7	62,5
ZC	37,8	48,9	29,6	29,0	31,4	37,6	85,7	75,6
SSC	40,6	52,5	28,4	32,9	39,3	43,7	84,1	78,3
MNF	33,7	30,6	21,6	8,0	0,3	13,2	73,7	63,6
MDF	33,2	32,8	19,8	9,3	0,3	12,9	73,6	61,3
PKF	39,4	58,8	29,1	38,9	9,7	27,1	78,8	76,0
MNP	34,2	32,8	19,4	8,0	0,8	12,7	74,2	63,0
TTP	33,3	30,9	21,9	10,1	0,3	12,3	72,8	61,2
DFA	79,0	82,9	71,1	77,6	79,1	80,0	87,4	87,5

**Tabela 25.** Porcentagens de erro de classificação utilizando DFA em combinação com várias características em todos os voluntários sem amputação.

	Classificação por pares de características							
	A		B		C		D	
	MLP	FL	MLP	FL	MLP	FL	MLP	FL
RMS	1,1	5,5	0,8	1,6	0,7	1,1	0,7	1,7
WL	0,8	1,1	0,9	1,4	0,7	1,3	1,0	1,1
VAR	4,4	5,7	1,2	2,1	1,1	1,9	1,1	1,9
MAV1	5,4	7,1	1,1	1,9	1,1	1,9	1,2	2,1
SSC	5,1	6,9	9,1	14,9	9,7	16,2	9,6	15,7
ZC	6,4	8,9	8,4	13,7	8,0	13,3	8,2	13,5
PKF	19,3	26,4	5,1	8,4	6,1	9,9	5,6	8,9

A variabilidade entre os registros de sinais sEMG de cada voluntário, em diferentes sessões, também foi analisada. Para isso, as duas primeiras sessões foram utilizadas para treinar o classificador, e a última sessão foi usada para validação. Além disso, foi feita uma

análise para identificar quais canais continham as informações mais importantes para o processo. No primeiro momento, cada um dos canais foi utilizado individualmente e, posteriormente, foram usados todos os canais em conjunto. No primeiro caso, o erro de classificação foi menor do que 18,7% em todos os casos, e foi pelo menos 5,8 vezes maior que no caso de utilizar os quatro canais, os quais registraram o menor erro, com 5,1% entre todas as categorias.

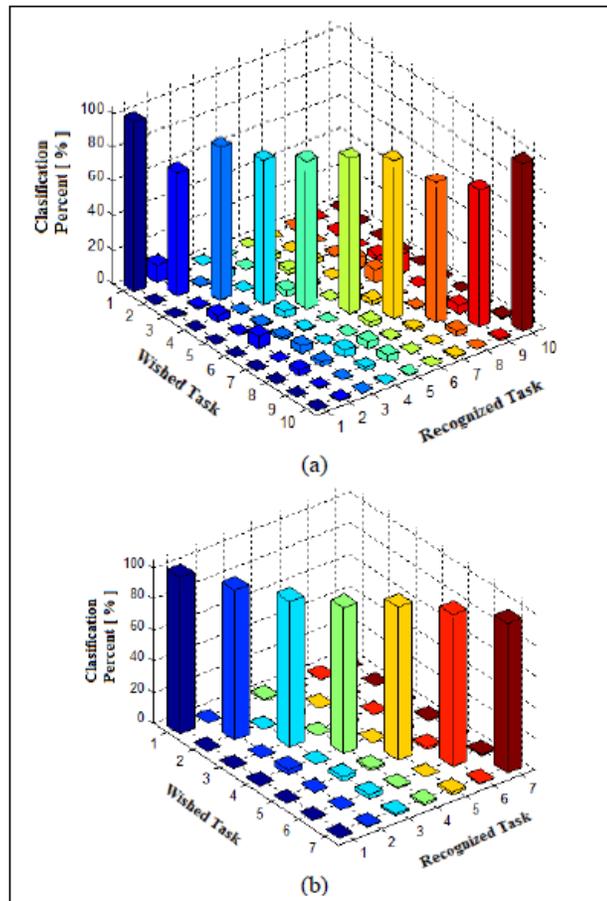
**Tabela 26.** Porcentagens de erro de classificação utilizando DFA em combinação com várias características em voluntário sem amputação.

	Classificação em combinação com DFA							
	A		B		C		D	
	MLP	FL	MLP	FL	MLP	FL	MLP	FL
RMS	8,1	18,2	2,9	16,4	2,4	17,5	10,5	13,4
WL	9,3	18,4	3,1	17,6	2,7	15,7	9,7	12,5
VAR	13,3	18,3	6,7	16,9	3,5	17,5	15,0	13,2
MAV1	11,2	19,1	13,1	17,4	3,5	17,3	13,9	13,4
SSC	16,8	22,6	11,0	18,5	10,7	24,4	21,9	19,8
ZC	18,7	23,3	15,4	18,9	11,9	24,0	25,2	27,2
PKF	30,1	28,6	26,7	25,6	10,7	24,0	31,1	35,4

Após a avaliação dos resultados com voluntários sem amputação, foram necessárias várias modificações no processamento do sinal sEMG para os voluntários com amputação. No primeiro caso, foi reduzido o número de gestos motores a serem avaliados, como pode-se observar na Tabela 27, além de utilizar como classificador somente o MLP, dado o baixo desempenho do classificador FL.

Foi feita uma análise de desempenho das diferentes características utilizadas, e uma seleção do conjunto que apresentou a maior separabilidade de classes, sendo que o resultado da classificação foi utilizado como medida de desempenho. Inicialmente, foram avaliadas as características individualmente e, depois, as características foram agrupadas em conjuntos de dois, três e quatro parâmetros. Os critérios para as agrupações de dois e três características estavam relacionados com as características de melhor desempenho apresentadas para voluntários sem amputação, e também com as combinações de características, no domínio do tempo e da frequência, com a maior separabilidade inter-classe. Finalmente, foi analisada a característica de Dimensão Fractal (DFA), de cada um

dos grupos anteriores, com o objetivo de avaliar o reconhecimento dos gestos com baixo nível de contração.



**Figura 62.** Representação gráfica da matriz de confusão para um voluntário sem amputação.

Por outro lado, foi feita uma análise da inclusão dos quatro canais de captura do sinal sEMG, avaliando 15 possíveis combinações entre eles, com cada um dos espaços de características definidos para este caso com amputados. Adicionalmente, também foi feita uma análise em relação às sessões individuais para determinar o efeito da separabilidade de classes para cada experimento. A porcentagem de sucesso de classificação foi utilizada como indicador de avaliação, obtidas a partir da matriz de confusão, a qual apresenta os padrões de reconhecimento com sucesso e a relação de erro com as outras classes. Também foi feito um estudo do espaço de características, com PCA, de forma a avaliar a distribuição dos grupos anteriormente estabelecidos. Os melhores resultados são apresentados da figura

62. Na categoria A (Tabela 28), com voluntários sem amputação (SNA), as categorias com melhor desempenho na análise individual foram RMS e WL. Estas foram combinadas com as restantes, obtendo a melhor classificação com MEAN seguido de SSC. O domínio da frequência continua apresentando o mais baixo desempenho, pois, para este grupo a melhor combinação foi RMS, WL, MAV e ZC, apresentando uma taxa de sucesso de 94,9%.

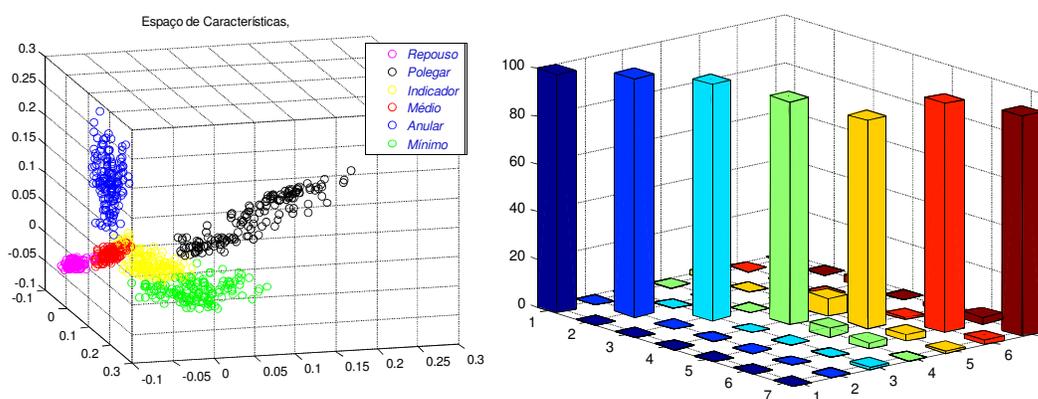
**Tabela 27.** Gestos motores avaliados em pessoas com amputação.

<b>Categorías</b>	<b>Classes</b>	<b>Nome do Movimento</b>
A	1	Estado de repouso
	2	Flexão do dedo polegar
	3	Flexão del dedo indicador
	4	Flexão del dedo médio
	5	Flexão del dedo anular
	6	Flexão do dedo mínimo
B	1	Estado de repouso
	7	Flexão do punho
	8	Extensión do pulso
	9	Flexão con todos os dedos
	10	Agarre com a mão
	11	Agarre com os dedos indicador e polegar
	12	Extensão dos dedos

Na análise com pessoas amputadas (SA), para SA1 obteve-se uma taxa de sucesso de 92,8 % com o mesmo grupo de características que SNA. Entretanto, a melhor combinação foi RMS, WL e MAV com 93,9% de taxa de sucesso. Por outro lado, o amputado SA2 teve 86,9 % de taxa de sucesso com RMS, WL e MAV, e um desempenho muito parecido com RMS, WL, MAV e ZC, com 87,0 % de taxa de sucesso.

A característica DFA, na análise individual, apresentou o desempenho mais baixo. Entretanto, quando combinada, os resultados foram significativamente melhores. Ao ser somado em grupos de características com os voluntários SNA, o melhor desempenho foi apresentado com o grupo RMS, WL, MAV e DFA com 94,7 % de taxa de sucesso. O mesmo comportamento foi observado com o voluntário SA1 que teve 91,5% de taxa de sucesso com a mesma configuração. Por outro lado, o voluntário SA2 melhorou o desempenho, ao apresentar 87,7% de taxa de sucesso.

Para o caso dos gestos na categoria B (Tabela 28), o conjunto de características que apresentou a maior separabilidade de dados foi RMS, WL, MAV e ZC. No caso do voluntário SNA, obteve-se uma taxa de sucesso de 97,5%. Para o caso dos voluntários com amputação, por um lado, o voluntário SA1 teve uma taxa de sucesso de 96,8%. Por outro lado, o voluntário SA2 teve 95,2% de taxa de sucesso. Quando incluída a característica DFA, o vetor de características RMS, WL, MAV e DFA teve o melhor desempenho, com 96,7 % de taxa de sucesso, da mesma forma que SA1, que obteve 95,4 % de taxa de sucesso, diferentemente do voluntário S2, que teve 80,1% de taxa de sucesso com o vetor RMS, WL e DFA.



**Figura 63.** Esquerda: distribuição do espaço de características em três dimensões utilizando PCA. Direita: representação gráfica da matriz de confusão obtida para a categoria A para SA2.

No caso da análise com variação do número de canais, os melhores resultados, para todos os casos, foram os que incluíam os quatro canais. Acredita-se que cada um dos canais apresenta informações relevantes para o reconhecimento do gesto motor. De todas as formas aplicações com três canais obteve taxas superiores a 90% de taxa de sucesso na maioria dos casos. Ao descartar o canal do músculo extensor digitorum na categoria A, obteve-se taxas de sucesso de 91,2% no caso do grupo SNA, 91,1% no caso do SA1, e 81,7% no caso do SA2. Na categoria B ao descartar o mesmo canal, o voluntário SNA obteve 96,6 % de taxa de sucesso, SA1 93,4% de taxa de sucesso e SA2 92,2% de taxa de sucesso.

**Tabela 28.** Características que apresentaram o melhor desempenho, com sua respectiva porcentagem de sucesso, de acordo com o grupo de gestos a reconhecer e grupo de voluntários envolvidos na pesquisa. Inclui-se também os resultados obtidos com a característica DF.

<b>Grupo Volunt.</b>		<b>Categoria A</b>		<b>Categoria B</b>	
<b>SNA</b>	RMS, WL, MAV, ZC	94,9		RMS, WL, MAV, ZC	97,5
	RMS, WL, MAV, DFA	94,7		RMS, WL, MAV, DFA	96,7
<b>SA1</b>	RMS, WL, MAV	93,9		RMS, WL, MAV, ZC	96,8
	RMS, WL, MAV, DFA	91,5		RMS, WL, MAV, DFA	95,4
<b>SA2</b>	RMS, WL, MAV, ZC	87,0		RMS, WL, MAV, ZC	95,2
	RMS, WL, MAV, DFA	87,7		RMS WL DFA	80,1

Outra análise feita foi referente ao grau de treinamento utilizado, pelo que a última sessão foi avaliada independentemente, devido a apresentar uma maior separabilidade entre classes, o que poderia beneficiar a porcentagem de classificação. No grupo de pessoas amputadas, foi observada uma não muito significativa diferença; por um lado, o desempenho na categoria B foi melhor, ao apresentar taxas de sucesso de 96,9% com SA1 e 95,3% com SA2, diferentemente dos voluntários sem amputação, SNA, que tiveram 96,5% de taxa de sucesso. Entretanto, vale resaltar que no caso de voluntários saudáveis, o número de gestos executados foi maior, o que estatisticamente pode gerar uma tendência a um baixo valor na taxa de sucesso.

Segundo Mendelbrot (1977) citado por Arjuan (2008), um Fractal, é um padrão que se repete em uma escala de tamanho cada vez menor, ou seja, as geometrias de alguns objetos possuem similaridades que são invariantes à mudanças na amplificação ou resolução. Porém, um fractal pode-se explicar como um conjunto de padrões de autosimilaridade. O princípio dos fractais explica que um processo de baixa simplicidade, que passa através de um número infinito de interações pode-se transformar em um processo com maior complexidade, ou melhor ainda, uma série de objetos ou padrões em níveis diferenciados de ampliação podem produzir uma estrutura semelhante à estrutura de maior complexidade. Assim, a Dimensão Fractal é utilizada como medida da complexidade desses objetos, (extensão espacial), ou sua capacidade de preencher um espaço e sua relação com a forma e dimensionalidade do próprio processo. Portanto, uma propriedade importante na definição de Fractal é a autosimilaridade, definida como um agrupamento infinito da estrutura em todos os níveis, ou seja, no sentido específico do significado, as propriedades estatísticas de um processo estocástico não muda para todos os níveis de

agregação do processo estocástico, ou seja, o processo estocástico tem o mesmo espectro, independentemente de qualquer amplificação do processo.

Os biosinais como o sEMG, segundo Anmuth et al, (1994) citado por Arjunan (2008), são o resultado do somatório de MUs idênticas que trafegam nos tecidos e passam por uma compressão espectral e de magnitude. A atividade do recrutamento de MUs apresentadas como sinais sEMG no tempo, os quais, possui a propriedade de que os padrões observados na frequência de amostragem são estatisticamente similares aos padrões observados nas frequências de amostragem mais baixas, sugerindo um comportamento de autosimilaridade do sEMG. Arjunan (2008) cita os trabalhos de Acharya et al. (2005), Anmuth et al. (1994), Hu et al. (2005), Xu e Xiao (1997), Gitter et al. (1995) e Gupta et al. (1997) relacionados com aplicações de análise Fractal para caracterizar o comportamento do sinal sEMG. Entre os achados mais relevantes está a correlação com a ativação do músculo como fração da MVC, assim como a correlação da FD com as velocidades de flexão, extensão, carga e força muscular.

Arjunan (2008) sugere que o Fractal poderia ser uma medida de complexidade do músculo e não uma medida de atividade muscular, ou seja, as pequenas mudanças no FD estão relacionadas às propriedades do músculo, como o tamanho e comprimento, em função da contração e não das mudanças na força muscular. Estas propriedades podem mudar com alterações na forma e contração muscular, ou pela atividade de outros músculos que são utilizados simultaneamente. Por outro lado, altos níveis de contração ou estiramento muscular poderiam ter um impacto no FD (Gupta et al, 1997), e isso poderia não ter variações significativas com pequenas mudanças de contração muscular. Estudos apresentados por Basmajian e De Luca (1985) citado por Arjunan (2008), sugere que para baixos níveis de contração isométrica muscular não se apresentam mudanças no tamanho do músculo.

No trabalho de Arjunan (2008) foi desenvolvido um experimento que pesquisa a relação entre FD e as propriedades do músculo. A análise estatística apresenta uma avaliação do desempenho da FD em contrações de diferentes tamanhos e comprimentos do músculo, em diferentes níveis de força (20%, 30% e 80%). Foram escolhidos 4 músculos com variações de tamanho e complexidade e o registro foi feito com eletrodos de barra-paralela. O objetivo era observar as mudanças no FD quando são apresentadas variações

pequenas de contração muscular (25% de MVC), e mudanças no FD por diferentes grupos musculares, com diferentes complexidades, e mudanças no tamanho e nível de contração. Os resultados observados indicam que a média do FD para músculos pequenos é menor (facial: FD=1,7660) em comparação com os músculos de tamanho maior (Quadriceps: FD=1,9966), além de indicar um pequeno incremento (1%) no FD com o incremento da atividade muscular. Assim, os resultados indicam que o FD é uma propriedade muscular que não está relacionada com a atividade muscular e pode ser utilizada como indicador para diferentes tamanhos musculares em baixos níveis de ativação muscular.

As contribuições apresentadas por Arjunan (2008) permitiram, para o presente trabalho de tese a escolha do algoritmo Higuchi's como método para o cálculo da FD no sinal sEMG em contrações de baixo nível, com o objetivo de avaliar o reconhecimento de diferentes gestos da mão e punho. Os resultados obtidos após a classificação com MLP e FL indicam que o algoritmo melhora a separabilidade do conjunto de dados quando combinado com características no domínio do tempo (RMS, WL, MAV), tanto em voluntários amputados como saudáveis, diferentemente do desempenho obtido quando combinado com características no domínio da frequência. Ainda assim, o FD usado como característica independente na classificação não apresenta um desempenho ótimo no reconhecimento dos gestos, já que no presente trabalho os movimentos foram indicados para ser feitos com a mínima quantidade de energia no estado desejado, não levando em consideração a força de contração.

## Referências

- Ausubel, D. (1998). *El desarrollo infantil: aspectos lingüísticos, cognitivos y físicos*. Barcelona: Paidós.
- Arjunan S. P. (2008). Fractal Features of Surface Electromyogram: A New Measure for Low Level Muscle Activation. Ph.D. Dissertation, RMIT University, Melbourne, Vitoria, Australia.
- Arjunan, S. P. Kumar, D. K. (2010). Decoding subtle forearm flexions using fractal features of surface electromyogram from single and multiple sensors. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, pp 1-10.
- Boland, I. Bannasch, R. Schwenk, H. Prietzel, F. Miertsch, L. Schulz, A. (2004), A Human-Like Robot Hand and Arm with Fluidic Muscles: Biologically Inspired Construction and Functionality. Embodied Artificial Intelligence. Lecture Notes in Computer Science Volume 3139, pp 160-179.
- Chu, J. Moon, I. Mun, M. (2006). A Real-Time EMG Pattern Recognition System Based on Linear-Nonlinear Feature Projection for a Multifunction Myoelectric Hand. *IEEE Transactions on biomedical engineering*, Vol. 53, No. 11, November, 2006. doi: 10.1109/TBME.2006.883695.
- Edin, B.B. Ascari, L. Beccai, L. Roccella, S. Cabibihan, J.-J. Carrozza, M.C. (2008) Bio-inspired sensorization of a biomechatronic robot hand for the grasp-and-lift task, *Brain Research Bulletin*, Volume 75, Issue 6, 15 April, Pages 785-795, ISSN 0361-9230, <http://dx.doi.org/10.1016/j.brainresbull.2008.01.017>.
- Kandel, S. Schwartz, Jessell, T. (2002). *Princípios da Neurociência-4a edição*. Center for Neurobiology and Behavior College of physicians & Surgeons of Columbia University. Ed-Manole. ISBN85-204-1281-5

- Khushaba, R. N. Kodagoda, S. Liu, D. Dissanayake, G. (2011). Electromyogram (EMG) based Fingers Movement Recognition Using Neighborhood Preserving Analysis with QR-Decomposition. IEEE, ISSNIP 2011.
- Koçyiğit, Y. e Korürek, M. (2002). EMG Signal classification using wavelet transform an fuzzy clustering algorithms. Istanbul, Turkey.
- Light C. M., Chappell P. H., Hudgins B., Engelhart K. (2002). Intelligent multifunction myoelectric control of hand prosthesis. *J Med Eng Technol.*26(4):139-46.
- Matrone G , Cipriani C, Secco EL, Carrozza MC, Magenes G . (2009). Bio-inspired controller for a dexterous prosthetic hand based on principal components analysis. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc.*;2009:5022-25.
- Muzumdar, A. (2004). *Powered Upper Limb Prostheses: Control, Implementation and Clinical Application*. Springer. [ISBN 978-3-540-40406-4](#).
- Naik, G. R., Kumar, D. K., & Arjunan, S. P. (2010). Pattern classification of Myo-Electrical signal during different maximum voluntary contractions: A study using BSS techniques. *Measurement Science Review*, 9(1), 1–6.
- Nakaya, Y. Nakakuki, T. Hikita M. Ishii, C (2010).A Practical Approach for Recognition of Hand Gesture and Distinction of Its Singularity. *Proceedings of the 2010 IEEE International Conference on Automation and Logistics*, August 16-20, Hong Kong and Macau, pp 474-479
- Oskoei, M. A., & Hu, H. (2007). Myoelectric control systems—A survey. *Biomedical Signal Processing and Control*, 2(4), 275–294.
- Peerdeman, B.,Boere,D.,Witteveen,H.,in‘tVeld,R.H.,Hermens,H.,Stramigioli,S., et al. (2011). Myoelectric forearm prostheses:State ofthe art from auser- centered perspective. *Journal of Rehabilitation Research and Development*,48(6), 719–737.
- Phinyomark, A. Phukpattaranont, P. Limsakul, C. (2012).Feature reduction and selection for EMG signal classification. *Expert Systems with Applications*. 39. 7420–7431.

- Phinyomark, A. Phukpattaranont, P. Limsakul, C. (2012). Fractal analysis features for weak and single-channel upper-limb EMG signals. *Expert Systems with Applications*, Vol 39, 2012, pp 11156–11163.
- Phinyomark, A. Quaine, F. Charbonnier S. Serviere C., Tarpin-Bernard, F. Laurillau Y. (2013). EMG feature evaluation for improving myoelectric pattern recognition robustness. *Expert Systems with Applications*. Vol. 40. 4832–4840.
- Phinyomark, A., Phothisonothai, M., Limsakul, C., & Phukpattaranont, P. (2009). Detrended fluctuation analysis of electromyography signal to identify hand movement. In Proceedings of 2nd biomedical engineering international conference (pp. 324–329).
- Pons JL, Ceres R, Rocon E, Levin S, Markovitz I, Saro B, Reynaerts D, Van Moorleghem W, Bueno L. (2005). Virtual reality training and EMG control of the MANUS hand prosthesis. *Robotica*.23(3):311-17.
- Price, A. Jnifene, A. Naguib, H. (2006). Biologically inspired anthropomorphic arm and dextrous robot hand actuated by smart-material-based artificial muscles, Proc. SPIE 6173, Smart Structures and Materials 2006: Smart Structures and Integrated Systems,61730X(April 05). doi:10.1117/12.660471.
- Sarmiento, C. Paez, J. Sarmiento, J. (2008). Prótesis mecatrónica para personas amputadas entre codo y muñeca. *Revista Tecné, Episteme y Didaxis*. No. 25. Primer semestre de 2009 .pp. 22-40
- Schulz S, Pylatiuk C, Reischl M, Martin J, Mikut R, Bretthauer G. (2005) A hydraulically driven multifunctional prosthetic hand. *Robotica*.23(3):293-99.
- Sherman, E. David (1964). "A Russian Bioelectric-Controlled Prosthesis: Report of a Research Team from the Rehabilitation Institute of Montreal". *Canadian Medical Association Journal* **91** (24): 1268–1270. [PMC 1927453](#).[PMID 14226106](#).
- Software Introdução à Anatomia Humana 3D 1.4. Disponível em: <  
<http://www.biosphera.com.br/intro-anatomia-humana-3D.asp>> Acesso em: 7 de  
 Dezembro 2013.

- Trivedi, D. Rahn, C. Kierb, W. Walkerc. I. (2008) Soft robotics: Biological inspiration, state of the art, and future research. *Applied Bionics and Biomechanics*. Vol. 5, No. 3, September, 99–117.
- Wallon, H. (1977). *Los estadios en la psicología del niño*. Buenos Aires: Ediciones Nueva Visión.
- X. Chen, X. Zhang (2007), “Multiple Hand Gesture Recognition based on Surface EMG Signal”, Proceedings of the 1st International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering, Wuhan, China, , pp. 516-519.
- Yang DP, Zhao JD, Gu YK, Wang XQ, Li N, Jiang L, Liu H, Huang H, Zhao DW. (2009). An anthropomorphic robot hand developed based on underactuated mechanism and controlled by EMG signals. *J Bionic Eng.*;6(3):255-63
- Zhang, D. Chen, X. Li, S. Hu, P. Zhu, X. (2011). EMG Controlled Multifunctional Prosthetic Hand: Preliminary Clinical Study and Experimental Demonstration. *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, May 9-13, Shanghai, China, pp 4670-4675

## **Capítulo 4: Conclusões, Contribuições e Projetos Futuros**

### **4.1. Conclusões do Estudo de Caso 1**

O trabalho desenvolvido no estudo de caso 1 permitiu validar e analisar a utilização de um sensor híbrido (inclinação+sEMG) como tecnologia assistiva em aplicações biotecnológicas focadas na avaliação proprioceptiva do joelho, controle de uma cadeira de rodas robótica, controle de dispositivos robóticos e reabilitação de crianças com deficiência motora severa na interação autônoma com o ambiente mediante o controle de um robô móvel. Após a realização dos experimentos tem-se as seguintes conclusões:

O melhor desempenho observado durante o desenvolvimento de um protocolo de aquisição de sinais biológicos, para mensurar o ângulo de elevação do joelho com o sensor híbrido (inclinação+sEMG), em comparação com dados obtidos por um eletrogoniômetro comercial, permitiu validar sua aplicação biotecnológica na análise proprioceptiva com tarefas de senso de posicionamento da articulação do joelho, utilizando o registro da variação do ângulo em função do seu movimento oscilatório. A presente aplicação pode ser transferida a aplicações de rotina nas áreas de Fisioterapia, Educação Física e Esportes.

O protocolo de aquisição para o controle de uma cadeira de rodas robótica com o sensor híbrido (inclinação+sEMG) utilizando sinais biológicos dinâmicos de rotação da cabeça permitiu avaliar em pessoas com deficiência motora severa a potencialidade biotecnológica de deslocar-se autonomamente, em trajetórias direcionadas momento a momento por retroalimentação visual do senso espacial. Portanto, a resposta cinemática e dinâmica do sensor, sua fácil portabilidade, alta taxa de transferência de dados via Bluetooth e baixo custo de processamento, possibilitou uma resposta *on-line* do sensor, com tempo suficiente para modificar a trajetória em presença de obstáculos ou mudança de

sentido de movimento, demonstrando que o voluntário com deficiência motora pode resolver o problema de deslocamento autônomo com destreza, apoiado na tecnologia assistiva aumentativa desenvolvida. Para o caso das deficiências em que o movimento do pescoço é muito limitado, a opção de controle mioelétrico por ativação de músculos faciais como piscada de olhos, pode ser utilizada.

Finalmente, os resultados obtidos nas figuras 34 e 35 sugerem que o protocolo de aquisição de sinais biológicos com o sensor híbrido (inclinação+sEMG) para o controle autônomo de um robô móvel funciona, no sentido da aplicação biotecnológica, como um dispositivo de assistência aumentativa para tarefas de manipulação de objetos, realização de desenhos sobre papel e movimentação do robô no ambiente por crianças com deficiência motora severa, com potencial uso em processos de reabilitação focados em diminuir os efeitos da “indefensa aprendida”, ou seja, quando a criança se acha incapaz de conseguir fazer algo sem qualquer auxílio externo e de ter controle sobre suas ações.

### **4.1.1 Contribuições Estudo de Caso 1**

As contribuições diretas do presente estudo de caso estão relacionadas com a avaliação e validação do sensor híbrido (inclinação+sEMG) o qual foi submetido a uma patente de título “Sistema de identificação de intenção de movimentos”. E um capítulo de livro internacional.

- Patente de Invenção:

“Sistema de Identificação de Intenção de Movimentos”. INPI - Instituto Nacional da Propriedade Industrial. Registro: BR1020130057282. Número de Depósito: 1020130057282. Data de Depósito: 11/03/2013

- Capítulo de Livro Científico Internacional:

Valadão, Carlos; **Sarmiento, Jhon**; Bastos-Filho, Teodiano Freire. Manipulation Technologies for Developing Cognitive Skills. In: Teodiano Freire Bastos-Filho; Dinesh Kant Kumar; Sridhar Arjunan. (Org.). Devices for Mobility and Manipulation for People

with Reduced Abilities (Rehabilitation Science in Practice Series). 1ed.: CRC Press, 2013, v. 1, p. 167-178.

### **4.1.2 Trabalhos Futuros do Estudo de Caso 1**

Para todas as aplicações biotecnológicas com o sensor híbrido, serão aplicadas as ferramentas de avaliação de desempenho GAS, “Lei de Fitts” e SUS (do inglês *System Usability Scale*), além de aumentar o tamanho da amostra. No caso da avaliação da propriocepção, serão encaminhados os trabalhos de avaliação de várias articulações de membros inferiores e superiores na busca de encontrar um padrão de posicionamento do sensor para cada caso, além de fazer comparações com pessoas que apresentam doenças que limitam o movimento. Para o caso do controle da cadeira de rodas, é necessário que sejam aplicados experimentos onde o sinal sEMG gere comandos antecipatórios no deslocamento da cadeira de rodas, além de ser utilizado, para aplicações de seleção de comandos que estejam previamente programados em um PDA (seleção de setas indicativas de movimento ou navegação de alto nível), e também opções de comunicação (necessidades, estados e textos), assim como adquirir a capacidade de ser utilizado como cursor, por exemplo, em conjunto com a piscada de olhos (mouse de cabeça). No caso da interação das crianças com deficiência motora e cognitiva, na interação com o robô móvel, é necessário desenvolver experimentos que permitam avaliar o efeito que o uso do sensor pode gerar no processo de reabilitação, para cada um dos casos, e desenvolver tarefas que apresentem um fator motivador maior, além de fazer com que a criança tente ao máximo trabalhar o tônus muscular para gerar sinais sEMG no controle do sistema, de tal modo que a criança perceba cada tarefa como um desafio que, indiretamente, esteja relacionado com um maior controle motor voluntário, além de avaliar os efeitos cognitivos após cada experiência em função da curva de aprendizagem.

## **4.2 Conclusões do Estudo de Caso 2**

Com relação aos indicadores de fadiga durante a percepção da dor em pessoas com fibromialgia, foi identificada uma forte sensibilidade do indicador com o aumento da carga em cada MVC. Isso significa que o sistema sensorial pode apresentar um aumento incomum da sensibilidade nos receptores tendinosos de Golgi e mecanoreceptores de cápsulas articulares, assim como terminações livres sensíveis ao estiramento que aumentam as taxas de disparo dos neurônios motores gamma, hiper-estimulando a resposta dos neurônios motores alfa. Isto também resulta em desgaste das fibras motoras tipo IIB e IIA, resistentes à fadiga rápida, seguido das fibras musculares de tipo I resistentes à fadiga lenta, durante o aumento exacerbado de energia em períodos curtos de tempo, produzindo uma ativação das áreas de processamento dos neurônios superiores da amígdala e núcleos da base relacionados à dor, o que ocorre especialmente em cargas superiores a 60% de MVC. Assim, para futuros experimentos com pessoas fibromiálgicas, é recomendável a utilização de cargas abaixo de 60% da MCV como, por exemplo, 30%, 40% e 50% da MVC. Nessas condições, se a fadiga se apresentar primeiro e a dor depois, pode-se confirmar que a fadiga está relacionada com a dor, já que são ativadas desde o começo as fibras musculares tipo I resistentes à fadiga lenta, seguido das de tipo II resistentes à fadiga rápida. Portanto, para futuros experimentos, é recomendável aumentar o tamanho da amostra e, preferencialmente desenvolver um sistema que forneça retroalimentação visual *on-line* para que o voluntário possa realizar o monitoramento das características, tanto no domínio do tempo como no domínio da frequência, permitindo assim identificar e corrigir os erros durante o processo de captura do sinal sEMG para cada contração em tarefas isocinéticas.

### **4.2.1 Contribuições do Estudo de Caso 2**

As contribuições diretas obtidas durante o desenvolvimento do estudo de caso 2 estão relacionadas com:

- Desenvolvimento de um protocolo de aquisição para análise comparativo off-line, do comportamento de fadiga em voluntários saudáveis, durante tarefas de flexão sustentada da articulação do cotovelo com cabo rígido versus carga constante em contrações isométricas, e tarefas de flexão-extensão da articulação do cotovelo com tubo elástico versus cargas constantes em contrações isotônicas. Em ambos os casos foram utilizadas cargas de 30, 60 e 80% de MVC, utilizando técnicas de processamento de sinais sEMG para obtenção de valores resultante da regressão linear de características tanto no domínio do tempo (RMS e ARV), quanto no domínio da frequência (MDF, MNF e AIF).
- Desenvolvimento de um protocolo de aquisição como auxílio ao diagnóstico de doenças musculoesqueléticas, através de avaliação da fadiga em voluntários com fibromialgia, com técnicas de processamento de sinais sEMG, em contrações isométricas ou isotônicas, durante tarefas de flexão-extensão da articulação do cotovelo, aplicáveis em qualquer uma das articulações das extremidades superiores ou inferiores, utilizando os valores das características resultante de regressão linear, tanto no domínio do tempo (RMS e ARV) quanto no domínio da frequência (MDF, MNF e AIF).
- O Desenvolvimento de uma base de dados de experimentos realizada com dez voluntários, dos quais seis são saudáveis e quatro são mulheres com diagnóstico de fibromialgia. Os experimentos foram feitos com base no monitoramento de contrações isométricas e isotônicas para cargas constantes de 30, 60 e 80 % de MVC, relacionadas com a dinâmica da articulação do cotovelo.

Publicações de artigos completos em conferências internacionais

**Sarmiento J. F.;** Bastos T. F.; Moreira, M.H.; Silva, I.V. (2011) “Procesamiento de Señales sEMG para la Estimación, Cuantificación y Evaluación de Fatiga

Muscular”, CLAIB 2011 Cuba, Congreso Latinoamericano de Ingeniería Biomédica, La Habana.

**Sarmiento, J. F.**, Benevides, A. B. ; Moreira, M. H. ; Elias, A.; Bastos Filho, T. F. ; Silva, I. V. & Pelegrina, C.C. (2011). Comparative Muscle Study Fatigue with sEMG Signals During the Isotonic and Isometric Tasks for Diagnostics Purposes. In: 33rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC 11), Boston. Proceedings of the 33rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC 11), 2011. p. 7163-7166.

**Sarmiento, J. F.**, Bastos, T. F., Benevides, A. B., Elias, A., Frizzera-Neto, A., Moreira, M. H., & Silva, I. V. (2012). Characterization and Diagnosis of Fibromyalgia Bases on Fatigue Analysis with sEMG Signals. In: 3rd IEEE Biosignals and Biorobotics conference (ISSNIP), Manaus, Brazil. Proceedings of the 3rd IEEE Biosignals and Biorobotics Conference, 192. doi: 10.1109/BRC.2012.6222159.

## **4.2.2 Trabalhos Futuros do Estudo de Caso 2**

Uma das necessidades que pode melhorar o monitoramento do comportamento da fadiga, é a possibilidade de trabalhar com uma interface que apresente o sinal sEMG no domínio do tempo e da frequência, ao mesmo tempo em que o sistema faz o cálculo da regressão linear para cada contração isotônica. Em tais condições, cada contração necessita estar dentro das condições que requer o protocolo de aquisição, já que movimentos não adequados do sistema pode conter como contrações válidas, em função da sensibilidade dos algoritmos utilizados. Por isso, é necessário desenvolver uma adaptação para variar as cargas, segundo cada MVC, de forma prática e precisa.

Para avaliação dos voluntários com fibromialgia, é necessário diminuir a carga com valores abaixo de 60% da MVC, e o protocolo tem que ser desenvolvido em função de encontrar a relação entre a fadiga e a força de contração, em comparação com a sensação de dor do sistema musculoesquelético com os instrumentos respectivos. Portanto, uma

avaliação dos *tender-points* tem que ser feita antes e depois de cada experimento, além de outras avaliações psicométricas e fisioterapêuticas que contribuam para esclarecer se existe uma conexão mais contundente com as variáveis incluídas no experimento.

### **4.3 Conclusões do Estudo de Caso 3**

O protocolo de aquisição com controle de repouso proposto nesta Tese de Doutorado, permitiu uma avaliação dos diferentes gestos dos dedos, punho, e mão, com contrações musculares de baixo nível, em função da natureza em que é desenvolvido o movimento pelo usuário, sem presença de artefatos internos ou do sistema. O sistema desenvolvido para o reconhecimento de padrões do sinal sEMG consegue fazer o processamento com um baixo custo computacional, já que o protocolo proposto consegue uma alta separabilidade no espaço de características, resultado da adequada segmentação do momento isométrico. Portanto, foi considerado a melhor combinação de características, as quais fornecem taxas de sucesso superiores a 95% para movimentos de dedos ou preensão de objetos, em pessoas com amputação traumática ou desarticulação da mão, e de 96% para voluntários sem amputação. Como resultado, foi desenvolvida uma base de dados de sinais sEMG, muito rigorosa, que pode ser utilizada como padrão ouro em aplicações de tempo real ou *on-line*.

Quanto às condições técnicas de processamento, é importante ressaltar que os resultados obtidos nas pesquisas deste estudo de caso, apresentaram um alto grau de reconhecimento, para tarefas de alta complexidade desenvolvidas com baixos níveis de contração muscular, e utilizando um máximo de quatro canais de sEMG, para voluntários sem e com amputação. As técnicas de extração de características no domínio do tempo resultaram de grande utilidade para o reconhecimento de gestos motores escolhidos, com taxas de sucesso que superam 95 % de sucesso. Embora as características no domínio da frequência possam apresentar taxas de sucesso similares às do domínio do tempo, não apresentam uma proporcionalidade entre o desempenho e a eficiência do sistema, dado seu alto custo computacional. A técnica de análise com fractais, (DFA) pode apresentar uma alta eficiência com alto desempenho quando combinada com características no domínio do

tempo, entretanto não apresentou uma novidade em relação à contribuição na separabilidade dos dados, quando comparada com outras técnicas avaliadas. Ainda assim, é destacável sua importância na capacidade de analisar contrações com muito baixo nível de energia como acontece com os gestos da categoria A, embora apresente um maior desempenho com gestos da categoria B, que estão associados com movimentos que apresentam um maior grau de energia durante a contração muscular.

No presente estudo de caso foram avaliadas diferentes características que têm sido utilizadas em diversas publicações, na maioria pensadas para o controle de próteses mioelétricas de mão e/ou punho com movimento independente de dedos. Foram avaliadas técnicas de extração de características tradicionais, além de avaliar a aplicação da Dimensão Fractal (DFA) como método de análise não linear, de importante utilidade no reconhecimento de gestos motores com baixo nível de contração muscular. Foi também avaliada a potencialidade da combinação de canais de captura de sinais sEMG, com o propósito de reduzir a densidade de eletrodos necessária para este tipo de aplicações, de tal modo que fosse cada vez menor seu custo computacional, assim como sua portabilidade, os quais são critérios importantes para uma aplicação real. A avaliação das diferentes categorias de gestos motores permitiu reconhecer a potencialidade biotecnológica que oferece este sistema aqui proposto para o controle de sistemas mioelétricos, tanto para pessoas sem amputação, quanto para o reconhecimento de gestos motores que podem ser potencialmente úteis no controle de próteses mioelétricas de mão de pessoas amputadas com atividade de músculos remanentes.

### **4.3.1 Contribuições do Estudo de Caso 3**

As contribuições diretas do estudo de caso 3 estão relacionadas com: Desenvolvimento de um protocolo de aquisição de sinais sEMG baseado no controle do repouso, para o reconhecimento de gestos motores de baixo nível de contração muscular e baixa densidade, com uma qualidade suficiente para não precisar de filtragem digital. Este protocolo foi avaliado por um sistema de processamento de sinais digitais, utilizando características no domínio do tempo, frequência e Dimensão Fractal, e classificados com Redes Neurais Artificiais do tipo MLP, obtendo resultados com alta taxa de sucesso, para

ser aplicada biotecnologicamente no controle de sistemas mioelétricos ou de próteses mioelétricas, especialmente em pessoas com deficiência motora por amputação de membros superiores.

- Obtenção de uma base de dados com cinco pessoas sem amputação e duas com amputação traumática do tercio distal ao cotovelo, para 16 gestos motores relacionados com tarefas de movimento independente de dedos, punho, mão e de preensão de objetos.
- Realização de um estado da arte relacionado com sistemas de reconhecimento de gestos motores de mão, de baixa densidade com sinais sEMG, para identificar as características aplicadas no presente estudo de caso.
- Desenvolvimento de um estudo da linha base do sinal sEMG com dois equipamentos de conversão A/D, um do EMG System do Brasil, e uma placa de aquisição de dados NI USB-9001, da National Instruments, utilizando tanto eletrodos passivos quanto eletrodos ativos.

Publicação de artigos completos em Conferencias Internacionais:

Villarejo, J. Costa, R.M. **Sarmiento, J.** Frizera-Neto, A. Freire-Bastos, T. Khumar, D. (2013) Sistema de Control Individual de Dedos de una Prótesis Utilizando Señales Electromiográficas de Superficie. Congreso Iberoamericano de Tecnologías en Apoyo a la Discapacidad, IBERDISCAP, 28-29 Nov 2013, Santo Domingo, República Dominicana.

**Sarmiento, J.F.** Villarejo, J.J. Mamede, R. Bastos, T.F. (2013). Protocolo de Captura de Señales sEMG para el Reconocimiento de Gestos de la Mano, Congreso Iberoamericano de Tecnologías en Apoyo a la Discapacidad, IBERDISCAP, 28-29 Nov, Santo Domingo, República Dominicana.

Villarejo, J.J.; Frizera, A.; Bastos, T.F.; **Sarmiento, J.F.** (2013). Pattern recognition of hand movements with low density sEMG for prosthesis control purposes, Rehabilitation Robotics (ICORR), 2013 IEEE International Conference on, Seattle, USA, vol., no., pp.1,6, 24-26 June. doi: 10.1109/ICORR.2013.6650361

**Sarmiento, J. F.** Tello, R. G. Benevides, A. B. Costa, R. M. Frizera-Neto, A. Bastos-Filho, T. F. Arjunan S. P. (2012). Capture Protocol of Forearm sEMG Signals with Four Channels in Healthy and Amputee People. *Biosignals and Biorobotics Conference (BRC), 2012 ISSNIP*. [10.1109/BRC.2012.6222162](https://doi.org/10.1109/BRC.2012.6222162)

### **4.3.2 Trabalhos Futuros do Estudo de Caso 3**

Aplicar a base de dados desenvolvida inicialmente com uma prótese virtual com a combinação das características escolhidas que apresentaram melhor taxa de sucesso, para identificar a resposta da intenção de movimento em tempo real, sem treinamento, com vários voluntários sem amputação, e medir tanto a taxa de transferência de dados quanto o reconhecimento dos diferentes gestos motores por parte do sistema, mesmo estando com presença da energia dos músculos vizinhos ou *crosstalk*. Após a análise com pessoas sem amputação, é recomendável desenvolver um ambiente de imersão em 3D para manipulação da prótese virtual por parte de pessoas com amputação no terço distal do cotovelo, o que pode gerar desempenhos sem treinamento acima de 95% de taxa de sucesso, além de obter as correspondentes pontuações favoráveis com relação às avaliações de desempenho, sensibilidade e sensibilidade, com os métodos GAS, SUS, e Lei de Fitts. Uma vez sejam obtidas as taxas de sucesso esperadas *on-line*, para 100% das classes em voluntários sem amputação e com amputação, é possível fazer a transição a uma prótese real com a qual pode ser avaliada finalmente a Interação Humano-Máquina (HC, do inglês *Human-Computer-Interaction*) em relação à resolução de tarefas do cotidiano.

## **4.4 Principais Produtos da Presente Tese de Doutorado**

Com relação aos principais produtos realizados dentro desta Tese de Doutorado, podem-se citar:

- Patente de Invenção:

“Sistema de Identificação de Intenção de Movimentos”. INPI - Instituto Nacional da Propriedade Industrial. Registro: BR1020130057282. Número de Depósito: 1020130057282. Data de Depósito: 11/03/2013

- Capítulo de Livro Científico Internacional:

Valadão, Carlos; **Sarmiento, Jhon**; Bastos-Filho, Teodiano Freire. Manipulation Technologies for Developing Cognitive Skills. In: Teodiano Freire Bastos-Filho; Dinesh Kant Kumar; Sridhar Arjunan. (Org.). Devices for Mobility and Manipulation for People with Reduced Abilities (Rehabilitation Science in Practice Series). 1ed.: CRC Press, 2013, v. 1, p. 167-178.

## **4.5 Conclusões Gerais da Tese de Doutorado**

A presente tese de doutorado desenvolveu protocolos e técnicas para o uso biotecnológico na área da saúde nas seguintes aplicações:

- Avaliação motora focada na estimativa da propriocepção por análise do senso de posicionamento, utilizando um sensor híbrido (inclinação+sEMG) na articulação do joelho, para auxílio na avaliação biomecânica na Fisioterapia ou esportes.
- Na linha de robótica foi desenvolvido um protocolo de aquisição que permite as pessoas com deficiência motora severa controlar autonomamente uma cadeira de rodas robótica com o movimento de inclinação da cabeça, a partir de uma adaptação do sensor híbrido (inclinação+sEMG). No caso em que o voluntário esteja com limitação do movimento da cabeça, o sinal sEMG pode controlar a cadeira de rodas com a contração de músculos faciais, especialmente a piscada de olhos.
- Para reabilitação, no caso de deficiência motora severa, foi desenvolvido um protocolo de aquisição e técnicas de processamento de sinais, que permite segundo o grau de deficiência, que crianças possam interagir com o ambiente através do controle

autônomo de um robô móvel. O sensor desenvolvido também estimula a atividade do sistema musculoesquelético de crianças, ou diminuir os efeitos de uma condição de deficiência, ao gerar o desejo de exploração de novos ambientes, especialmente em crianças confinadas a uma cadeira de rodas.

- Foi desenvolvido um protocolo para auxílio ao diagnóstico de fibromialgia utilizando como técnica de processamento de sinais algoritmos para detecção da fadiga, baseados na análise de características no domínio do tempo, como RMS e VAR, e no domínio da frequência, como MNF, MDF e AIF, utilizando a técnica de MCV para cargas de 30, 60 e 80% de contração máxima voluntária, utilizando o segmento isométrico do sinal sEMG do *bíceps braquii*.
- Foi desenvolvido um sistema que permite o reconhecimento de gestos da mão, punho e dedos, baseado no registro de sinais sEMG de músculos na região do terço proximal do cotovelo, durante contrações de baixo nível e baixa densidade (quatro eletrodos ativos), foram feitos experimentos com pessoas com e sem amputação, em função da aplicação de um protocolo de aquisição com controle de repouso e qualidade suficiente para aplicações em tempo real, dado o baixo custo computacional para o controle autônomo de sistemas mioelétricos, especialmente próteses mioelétricas com movimento de dedos independente.

## **4.6 Outros Projetos Futuros em Consideração**

Além de aprofundar nas respectivas pesquisas desenvolvidas nos estudos de caso apresentados nesta tese de doutorado com sinais sEMG, é relevante continuar as pesquisas na área de eletroencefalografia (EEG), com o objetivo de reconhecer as condições na fonte onde são gerados os programas motores, com o propósito de identificar os sinais que permitam a antecipação do movimento, e assim, transformá-los em comandos, e que possam ser usadas para ativação em tempo real de dispositivos robóticos para reabilitação. É portanto, necessário focar os próximos avanços no estudo fisiológico do comportamento do cérebro com técnicas não invasivas que permitam identificar padrões no sinal EEG relacionados com atividades cognitivas de alto nível, como memória, linguagem, aprendizado, emoção, percepção, entre outras, ao mesmo tempo em que são avaliadas

alterações em doenças neurodegenerativas. Assim, é possível auxiliar as pesquisas que envolvem o estudo clínico, com vista ao diagnóstico, monitoramento, controle, terapia e tratamento de doenças como Parkinson ou Alzheimer, contribuindo à identificação do seu comportamento em estados recentes, e contribuindo ao desenvolvimento da área de biologia molecular e genética, e conseqüentemente na melhora da qualidade de vida das pessoas que apresentam as condições descritas nos diferentes estudos de caso.

***ANEXO I***

***DOCUMENTOS DO COMITÊ DE ÉTICA***



UNIVERSIDADE FEDERAL DO ESPÍRITO SANTO  
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA DO  
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE

Vitória-ES, 09 de dezembro de 2010.

Da: Profa. Dr<sup>a</sup>. Ethel Leonor Noia Maciel  
Coordenadora do Comitê de Ética em Pesquisa do Centro de Ciências da Saúde

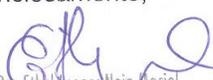
Para: Prof. (a) Teodiano Freire Bastos Filho  
Pesquisador (a) Responsável pelo Projeto de Pesquisa intitulado: **“Uso da robótica para exploração e descoberta do ambiente para crianças com deficiências físicas severas”**.

Senhor (a) Pesquisador (a),

Informamos a Vossa Senhoria, que o Comitê de Ética em Pesquisa do Centro de Ciências da Saúde da Universidade Federal do Espírito Santo, após analisar o Projeto de Pesquisa nº. 213/10 intitulado: **“Uso da robótica para exploração e descoberta do ambiente para crianças com deficiências físicas severas”** e o **Termo de Consentimento Livre e Esclarecido**, cumprindo os procedimentos internos desta Instituição, bem como as exigências das Resoluções 196 de 10.10.96, 251 de 07.08.97 e 292 de 08.07.99, **APROVOU** o referido projeto, em Reunião Ordinária realizada em 27 de outubro de 2010.

Gostaríamos de lembrar que cabe ao pesquisador responsável elaborar e apresentar os relatórios parciais e finais de acordo com a resolução do Conselho Nacional de Saúde nº 196 de 10/10/96, inciso IX.2. letra “c”.

Atenciosamente,

  
Prof.ª Dr.ª Ethel Leonor Noia Maciel  
COORDENADORA  
Comitê de Ética em Pesquisa  
Centro de Ciências da Saúde/UFES



UNIVERSIDADE FEDERAL DO ESPIRITO SANTO  
CENTRO TECNOLÓGICO  
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA  
PROF. TEODIANO FREIRE BASTOS FILHO

Vitória, 29 de Outubro de 2010.

**Ao**

**Comitê de Ética da UFES**

**Vitória-ES**

Prezados Senhores,

O Departamento de Engenharia Elétrica da UFES está desenvolvendo um Projeto de Pesquisa intitulado **“Uso da Robótica para Exploração e Descoberta do Ambiente para Crianças com Deficiências Físicas Severas”**, financiado pelo FACITEC/PMV, que tem por objetivo investigar o uso da robótica para possibilitar que crianças com deficiências físicas severas sejam capazes de utilizar robôs para exploração e interação com o mundo.

No estágio atual da pesquisa, serão realizados experimentos com crianças com deficiência física, que serão os beneficiários do sistema desenvolvido. Assim, necessitamos da autorização do Comitê de Ética da UFES para a realização dos referidos experimentos com seres humanos.

Ressalto que os voluntários desta pesquisa participarão de sessões de experimentos, em que será pedida a realização de várias tarefas como desenhar e mover objetos utilizando um robô controlado pelos movimentos de cabeça e sinais miográficos captados por eletrodos na face ou no braço. Ressalto também os experimentos não representam qualquer tipo de risco para os voluntários, posto que nos experimentos será utilizado um eletromiógrafo (modelo EMG800, da empresa EMG Systems do Brasil Ltda.), que atende a todos os requerimentos de segurança, além de dispositivos portáteis de captura de sinais mioelétricos, ambos utilizando eletrodos de superfície. Além disso, é importante citar que em todo o processo não há nenhum procedimento invasivo, visto que os eletrodos são colocados diretamente sobre a pele, sem qualquer perfuração na pele.

O cronograma que será seguido para a realização dos testes no CREFES (Centro de Reabilitação e Fisioterapia do Espírito Santo) é o seguinte:

- Entre 16 e 19 de novembro – apresentação para a equipe de funcionários do CREFES sobre o projeto e indicação de quais crianças se encaixam no perfil dos testes;

- Entre 22 e 26 de novembro – Primeira fase dos testes e coleta de dados
- Entre 29 de novembro e 03 de dezembro – Segunda fase dos testes, coleta de resultados e comparação com os primeiros testes com a ajuda de um profissional da área pedagógica.

A seleção das crianças voluntárias (em um total de 10 crianças) será feita com a ajuda de profissionais do CREFES. As idades das crianças voluntárias serão de 6 a 10 anos.

Ressalta-se que não há custos extras associados aos testes, pois todos os equipamentos necessários já foram adquiridos com os recursos da FACITEC/PMV, os quais serão levados no momento de realização dos testes para o CREFES. O projeto como um todo está previsto para ser concluído em março de 2011.

Os detalhes do sistema desenvolvido e dos experimentos que serão realizados encontram-se nas próximas páginas deste documento.

Certos de contar com a autorização do Comitê de Ética da UFES para a realização dos referidos experimentos, despedimo-nos mui atenciosamente.

Prof. Dr. Teodiano Freire Bastos Filho  
Departamento de Engenharia Elétrica  
Universidade Federal do Espírito Santo  
Tel.: (27) 4009 20 77  
Fax: (27) 4009 27 37  
E-mail: [teodiano@ele.ufes.br](mailto:teodiano@ele.ufes.br)

**TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO****INICIAIS DO PACIENTE:** \_\_\_\_\_**DATA DE NASCIMENTO:** \_\_\_\_\_**RESPONSÁVEL:** \_\_\_\_\_**ENDEREÇO:** \_\_\_\_\_**TELEFONE:** \_\_\_\_\_

Eu,

\_\_\_\_\_  
portador(a) do registro e identidade número \_\_\_\_\_, responsável pelo  
paciente \_\_\_\_\_  
\_\_\_\_\_.

declaro que li e concordo com as afirmações abaixo relacionadas:

1. Título da Pesquisa: Uso da Robótica para Exploração e Descoberta do Ambiente para Crianças com Deficiências Físicas Severas.

2. Pesquisadores Responsáveis: Dr. Teodiano Freire Bastos Filho, Eng. Eletricista Carlos Torturella Valadão (estudante de Mestrado em Engenharia Elétrica) e Biólogo Jhon Freddy Sarmiento Vela (estudante de Doutorado em Biotecnologia).

3. A Pesquisa consiste na utilização de um robô para auxiliar pessoas com deficiência física a terem uma maior interação com o mundo. Será pedido aos voluntários que façam algumas tarefas com o robô, sendo que este será comandado via sensores colocados em um boné que irá vestir, e também via eletrodos que captarão sinais mioelétricos.

4. Os equipamentos utilizados são sensores localizados em um boné que captam a inclinação da cabeça, bem como um sensor mioelétrico capaz de detectar contração muscular, cujos eletrodos estarão localizados no braço ou na região da face próxima aos olhos. Tais dados captados pelos sensores serão utilizados para comandar a movimentação de um robô móvel a rodas, e, conseqüentemente, permite a utilização do mesmo para a realização de tarefas, como desenhar e movimentar objetos no espaço.

5. Não existe qualquer risco no uso destes sensores e eletrodos, bem como a pesquisa não apresenta riscos à saúde dos voluntários. É de grande importância ressaltar que os eletrodos não são invasivos e não dão choques.

6. Terei direito a desistir de participar da pesquisa a qualquer momento sem que isto traga prejuízos a mim ou à pessoa sob a minha responsabilidade.

7. Terei direito a todas as informações pertinentes à pesquisa, mesmo que isto comprometa a minha participação na mesma.

8. Autorizo a divulgação e publicação dos resultados dos exames exclusivamente para fins acadêmicos e científicos.

Confirmo que li e entendi todas as instruções que me foram repassadas pelos coordenadores desta pesquisa e, portanto, dou meu consentimento livre e esclarecido para participar da mesma.

Vitória, \_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de 2010.

\_\_\_\_\_  
Paciente ou Responsável

\_\_\_\_\_  
Pesquisador Responsável

**CONVITE PARA PARTICIPAR DE UM PROJETO DE PESQUISA****INFORMAÇÃO SOBRE O PROJETO DE PESQUISA*****Título do Projeto de Pesquisa:***

- Uso da Robótica para Exploração e Descoberta do Ambiente para Crianças com Deficiências Físicas Severas

***Pesquisadores Envolvidos:***

- Prof. Dr. Teodiano Freire Bastos Filho (Coordenador do Projeto de Pesquisa, Tel.: 4009-2077)
- Carlos Valadão, Engenheiro Eletricista (Estudante de Mestrado em Engenharia Elétrica) Tel.: 4009-2661
- Jhon Freddy Sarmiento Vela, Biólogo (Estudante de Doutorado em Biotecnologia), Tel.: 4009-2661

Prezado(a) Senhor(a),

Você está sendo convidado a participar de um Projeto de Pesquisa que será realizada pelo Laboratório de Automação Inteligente (LAI) da UFES.

Este formulário descreve o Projeto de Pesquisa em uma linguagem direta. Por favor, leia este formulário cuidadosamente e certifique que você entendeu o seu conteúdo antes de decidir participar. Se você tiver qualquer dúvida em relação ao Projeto, por favor, pergunte a um dos pesquisadores do mesmo.

***Quem está envolvido neste Projeto de Pesquisa? Por que ele está sendo realizado?***

Neste Projeto de Pesquisa estão envolvidos o Prof. Dr. Teodiano Freire Bastos Filho, do Departamento de Engenharia Elétrica da UFES, Coordenador do Projeto, Carlos Torturella Valadão, estudante de Mestrado do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da UFES e Jhon Freddy Sarmiento Vela, Biólogo, estudante de Doutorado do Programa de Pós-Graduação em Biotecnologia da UFES, todos orientados pelo Prof. Dr. Teodiano Freire Bastos Filho.

Este Projeto de Pesquisa está sendo realizado para verificar como robôs podem ser utilizados para auxiliar crianças com deficiência física severa a se comunicar com o meio em que vivem e interagir com as pessoas a seu redor.

***Por que você foi escolhido?***

Você foi escolhido porque atende a todos os critérios necessários para que possa participar deste Projeto de Pesquisa.

***Sobre o quê é o Projeto de Pesquisa? Qual o objetivo da pesquisa?***

O Projeto de Pesquisa é um estudo sobre a interação de robôs com humanos, bem como seu uso na área educacional, auxiliando pessoas portadoras de deficiência física severa a interagirem com o meio em que vivem e conseguirem ter mais independência em algumas tarefas.

O objetivo da pesquisa é fazer um sistema robótico capaz de auxiliar pessoas com deficiência física severa a interagir com o meio em que vivem, e, em consequência melhorar a capacidade de socialização, bem como aspectos cognitivos, uma vez que o sistema trará mais independência para as crianças agirem por conta própria.

***Se eu concordar em participar, o que eu preciso fazer?***

A pesquisa consiste em avaliar o uso de robótica para auxiliar pessoas com deficiência física severa a se comunicar e interagir melhor com o meio em que vive. Para isso, primeiramente será colocado na pessoa um boné que possui uma placa eletrônica com sensores de inclinação e sensores miográficos (estes possuem eletrodos, os quais serão ligados no braço ou, se não for possível movimentação dos membros superiores, na região da face próxima ao olho). É importante ressaltar que este equipamento não dá choques elétricos e não é invasivo.

Em seguida será pedido para a pessoa que está com o boné movimentar o robô, utilizando movimentos de cabeça, e movimentar o braço ou realizar uma piscada de olho, dependendo de onde o eletrodo se localiza. Tais movimentos serão transmitidos para o robô que irá se movimentar de acordo com os movimentos feitos pela pessoa.

Este robô pode realizar várias tarefas. Uma vez que é um robô móvel a rodas dotado de uma pinça, o mesmo pode agarrar objetos e colocá-los em outro lugar, andar sobre uma determinada trajetória e também pode desenhar. Esta última é a principal tarefa, uma vez que permitirá uma melhor comunicação da pessoa com o mundo, comunicação esta feita através do desenho.

Todo o processo será gravado em vídeo e fotografias, porém o mesmo não será utilizado, em momento algum, para identificá-lo.

***Quais são os riscos envolvidos na minha participação?***

Não existe qualquer risco em utilizar este sistema. Os eletrodos são descartáveis, não machucam, são colocados sobre a pele (não são invasivos) e não dão choques. Os sensores de inclinação também não oferecem qualquer risco, pois apenas captam movimentações da cabeça e também não são invasivos.

***Quais são os benefícios associados com a minha participação?***

Ao participar deste Projeto de Pesquisa você estará contribuindo para um melhor entendimento de como os robôs podem ser utilizados para auxiliar as pessoas com deficiência física severa a se comunicar com o meio em que vivem, bem como auxiliá-las a terem uma maior independência com o uso destes robôs.

***O que acontecerá com a informação que eu fornecerei?***

As informações que você fornecer durante a realização das pesquisas não será utilizada para que você seja identificado, a não ser por decisão judicial ou por uma ordem expressa sua. Os vídeos servirão apenas para complementar os dados de pesquisa, e tais imagens não serão divulgadas em momento algum.

***Quais são os meus direitos como participante?***

Os direitos que você tem como participante desta pesquisa são os seguintes:

- 1) O direito de desistir de participar, em qualquer momento, sem prejuízo para mim.

2) O direito de ter qualquer informação sobre a minha participação destruída, se eu considerar que ela pode ser utilizada para me identificar ou se eu considerar que os experimentos representam riscos para mim.

3) O direito de ter todas as minhas dúvidas esclarecidas, em qualquer momento.

***Quem eu deveria procurar, se eu tiver qualquer dúvida?***

- Teodiano Freire Bastos Filho (Tel.:4009-2077, E-mail:teodiano@ele.ufes.br)
- Carlos Torturella Valadão (Tel.:4009-2661, E-mail:carlostvaladao@uol.com.br)
- Jhon Freddy Sarmiento Vela (Tel.:4009-2661, E-mail:jfsarmi@gmail.com)

***Sobre quais outros aspectos eu deveria ser informado se eu decidir participar?***

Esta pesquisa não apresenta qualquer risco para os participantes, pois envolve o uso de eletrodos e sensores não invasivos.

Além disso, os experimentos não envolvem qualquer procedimento invasivo, pois o equipamento que será utilizado para adquirir os sinais eletromiográficos é um equipamento comercial que atende a requerimentos de segurança para os usuários.

Atenciosamente,

---

Prof. Dr. Teodiano Freire Bastos  
(Coordenador do Projeto de Pesquisa)

---

Carlos Torturella Valadão (Estudante de Mestrado)

---

Jhon Freddy Sarmiento Vela (Estudante de Doutorado)



UNIVERSIDADE FEDERAL DO ESPÍRITO SANTO  
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA DO  
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE

Vitória-ES, 09 de dezembro de 2010.

Da: Profa. Dr<sup>a</sup>. Ethel Leonor Noia Maciel  
Coordenadora do Comitê de Ética em Pesquisa do Centro de Ciências da Saúde

Para: Prof. (a) Teodiano Freire Bastos Filho  
Pesquisador (a) Responsável pelo Projeto de Pesquisa intitulado: **“Sistema de avaliação motora baseado em sensores inerciais e bioelétricos”**.

Senhor (a) Pesquisador (a),

Informamos a Vossa Senhoria, que o Comitê de Ética em Pesquisa do Centro de Ciências da Saúde da Universidade Federal do Espírito Santo, após analisar o Projeto de Pesquisa nº. 214/10 intitulado: **“Sistema de avaliação motora baseado em sensores inerciais e bioelétricos”** e o **Termo de Consentimento Livre e Esclarecido**, cumprindo os procedimentos internos desta Instituição, bem como as exigências das Resoluções 196 de 10.10.96, 251 de 07.08.97 e 292 de 08.07.99, **APROVOU** o referido projeto, em Reunião Ordinária realizada em 27 de outubro de 2010.

Gostaríamos de lembrar que cabe ao pesquisador responsável elaborar e apresentar os relatórios parciais e finais de acordo com a resolução do Conselho Nacional de Saúde nº 196 de 10/10/96, inciso IX.2. letra “c”.

Atenciosamente,



Prof<sup>a</sup> Dra Ethel Leonor Noia Maciel  
COORDENADORA  
Comitê de Ética em Pesquisa  
Centro de Ciências da Saúde/UFES

**TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO****NOME DO PACIENTE:****DATA DE NASCIMENTO:****RESPONSÁVEL:****ENDEREÇO:****TELEFONE:**Eu,  
\_\_\_\_\_  
\_\_\_\_\_

portador(a) do registro e identidade número \_\_\_\_\_, responsável pelo paciente \_\_\_\_\_, \_\_\_\_\_,

declaro que li e concordo com as afirmações abaixo relacionadas:

1. Título da Pesquisa: Estudo de sinais mioelétricos para aplicação em dispositivos robóticos.
2. Pesquisadores Responsáveis: Dr. Teodiano Freire Bastos Filho e Jhon Freddy Sarmiento Vela (Estudante de Doutorado em Biotecnologia)
3. A pesquisa consiste na aquisição de sinais de eletromiografia (impulsos elétricos gerados no músculo).
4. A pesquisa será realizada com os sinais captados do músculo, através de equipamento comercial poligráfico.
5. A pesquisa envolve risco mínimo, pois o exame realizado não requer sedação ou anestesia, bem como não envolve qualquer procedimento invasivo.

6. Terei direito a desistir de participar da pesquisa a qualquer momento sem que isto traga prejuízos a mim ou à pessoa sob a minha responsabilidade.

7. Terei direito a todas as informações pertinentes à pesquisa, mesmo que isto comprometa a minha participação na mesma.

8. Autorizo a divulgação e publicação dos resultados dos exames exclusivamente para fins acadêmicos e científicos.

Confirmo que li e entendi todas as instruções que me foram repassadas pelos coordenadores desta pesquisa e, portanto, dou meu consentimento livre e esclarecido para participar da mesma.

Vitória, \_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de 2008.

\_\_\_\_\_  
Paciente ou Responsável

\_\_\_\_\_  
Pesquisador Responsável

**CONVITE PARA PARTICIPAR DE UM PROJETO DE PESQUISA****INFORMAÇÃO SOBRE O PROJETO DE PESQUISA*****Título do Projeto de Pesquisa:***

- Estudo de sinais mioelétricos para aplicação em dispositivos robóticos

***Pesquisadores Envolvidos:***

- Prof. Dr. Teodiano Freire Bastos Filho (Coordenador do Projeto de Pesquisa, Tel.: 4009-2077)
- Jhon Freddy Sarmiento Vela (Estudante de Doutorado em Biotecnologia), Tel.: 4009-2661)

Prezado(a) Senhor(a),

Você está sendo convidado a participar de um Projeto de Pesquisa que será realizada pelo Laboratório de Automação Inteligente (LAI) da UFES.

Este formulário descreve o Projeto de Pesquisa em uma linguagem direta. Por favor, leia este formulário cuidadosamente e certifique que você entendeu o seu conteúdo antes de decidir participar. Se você tiver qualquer dúvida em relação ao Projeto, por favor, pergunte a um dos pesquisadores do mesmo.

***Quem está envolvido neste Projeto de Pesquisa? Por que ele está sendo realizado?***

Neste Projeto de Pesquisa estão envolvidos o Prof. Dr. Teodiano Freire Bastos, do Departamento de Engenharia Elétrica da UFES, Coordenador do Projeto, e Jhon Freddy Sarmiento Vela, Biólogo), estudante de Doutorado do Programa de Pós-Graduação em Biotecnologia (UFES).

Este Projeto de Pesquisa está sendo realizado para tentar controlar dispositivos robóticos através de sinais elétricos musculares.

***Por que você foi escolhido?***

Você foi escolhido porque é um potencial usuário de dispositivo robótico para membros superiores.

***Sobre o quê é o Projeto de Pesquisa? Qual o objetivo da pesquisa?***

O Projeto de Pesquisa é um estudo sobre potenciais mioelétricos para aplicação em dispositivos robóticos para membros superiores.

O objetivo da pesquisa é conseguir comandar diferentes dispositivos robóticos através de sinais elétricos musculares.

***Se eu concordar em participar, o que eu preciso fazer?***

Para participar da pesquisa, serão inicialmente colocados de 6 até 10 eletrodos descartáveis na superfície do músculo, além de um eletrodo na perna. Você será instruído a mover o seu braço.

***Quais são os riscos envolvidos na minha participação?***

Não há qualquer risco envolvido, pois serão utilizados eletrodos e equipamentos comumente utilizados em eletromiogramas.

***Quais são os benefícios associados com a minha participação?***

Os benefícios com a sua participação são que você estará contribuindo para que sejam desenvolvidos dispositivos comandados por sinais mioelétricos.

***O que acontecerá com a informação que eu fornecerei?***

A informação que você fornecer durante a realização das pesquisas não será utilizada para que você seja identificado, a não ser por decisão judicial ou por uma ordem expressa sua.

***Quais são os meus direitos como participante?***

Os direitos que você tem como participante desta pesquisa são os seguintes:

- 1) O direito de desistir de participar, em qualquer momento, sem prejuízo para você.
  
- 2) O direito de ter qualquer informação sobre a minha participação destruída, se eu considerar que ela pode ser utilizada para me identificar ou se eu considerar que os experimentos representam riscos para mim.
  
- 3) O direito de ter todas as minhas dúvidas esclarecidas, em qualquer momento.

***Quem eu deveria procurar, se eu tiver qualquer dúvida?***

- Teodiano Freire Bastos Filho (Tel.: 4009-2077, E-mail: teodiano@ele.ufes.br)
- Jhon Freddy Sarmiento Vela (Tel.: 4009-2661, E-mail: jfsarmi@gmail.com)

***Sobre quais outros aspectos eu deveria ser informado se eu decidir participar?***

Esta pesquisa não apresenta qualquer risco para os participantes, pois envolve o uso de eletrodos e equipamentos comumente utilizados em eletromiogramas.

Além disso, os experimentos não envolvem procedimentos invasivos e o equipamento que será utilizado para adquirir os sinais biológicos é um equipamento comercial que atende a requerimentos de segurança para os usuários inclusive com selo do INMETRO e registro ANVISA (10324590003).

Todos os dados obtidos durante os experimentos serão gravados de tal forma que os participantes não são e não poderão ser identificados.

Atenciosamente,

---

Prof. Dr. Teodiano Freire Bastos  
(Coordenador do Projeto de Pesquisa)

---

Jhon Freddy Sarmiento Vela (Estudante de Doutorado)



UNIVERSIDADE FEDERAL DO ESPÍRITO SANTO  
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA DO  
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE

Vitória-ES, 29 de maio de 2008

Da: Profa. Dr<sup>a</sup>. Ethel Leonor Noia Maciel  
Coordenadora  
Comitê de Ética em Pesquisa do Centro de Ciências da Saúde

Para: Prof. Teodiano Freire Bastos Filho  
Pesquisador Responsável pelo Projeto de Pesquisa intitulado: **“Controlador dinâmico adaptativo aplicado a uma cadeira de rodas robotizadas comandada por sinais cerebrais.”**

Senhor Pesquisador,

Informamos à Vossa Senhoria, que o Comitê de Ética em Pesquisa do Centro de Ciências da Saúde da Universidade Federal do Espírito Santo, após analisar o Projeto de Pesquisa, N<sup>o</sup> Registro no CEP-048/08, intitulado: **“Controlador dinâmico adaptativo aplicado a uma cadeira de rodas robotizadas comandada por sinais cerebrais.”** e o **Termo de Consentimento Livre e Esclarecido**, cumprindo os procedimentos internos desta Instituição, bem como as exigências das Resoluções 196 de 10.10.96, 251 de 07.08.97 e 292 de 08.07.99, **APROVOU** o referido projeto, em Reunião Ordinária realizada em 28 de Maio de 2008.

Gostaríamos de lembrar que cabe ao pesquisador responsável elaborar e apresentar os relatórios parciais e finais de acordo com a resolução do Conselho Nacional de Saúde n<sup>o</sup> 196 de 10/10/96, inciso IX.2. letra “c”.

Atenciosamente,

  
Prof.<sup>a</sup> Dra. Ethel Leonor Noia Maciel  
COORDENADORA  
Comitê de Ética em Pesquisa  
Centro de Ciências da Saúde/UFES

**TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO****NOME DO PACIENTE:****DATA DE NASCIMENTO:****RESPONSÁVEL:****ENDEREÇO:****TELEFONE:**Eu,  
\_\_\_\_\_  
\_\_\_\_\_

portador(a) do registro e identidade número \_\_\_\_\_, responsável pelo paciente \_\_\_\_\_, \_\_\_\_\_,

declaro que li e concordo com as afirmações abaixo relacionadas:

1. Título da Pesquisa: Controlador Dinâmico Adaptativo Aplicado a uma Cadeira de Rodas Robotizada Comandada por Sinais Cerebrais

2. Pesquisadores Responsáveis: Dr. Teodiano Freire Bastos Filho, André Ferreira, M.Sc., Wanderley Cardoso Celeste, M.Sc. e Jhon Freddy Sarmiento Vela.

3. A pesquisa consiste na aquisição de sinais eletroencefalográficos (impulsos elétricos gerados no córtex cerebral).

4. A pesquisa será realizada com os sinais captados do córtex cerebral, através de equipamento comercial de eletroencefalograma.

5. A pesquisa envolve risco mínimo, pois o exame realizado não requer sedação ou anestesia, bem como não envolve qualquer procedimento invasivo.

6. Terei direito a desistir de participar da pesquisa a qualquer momento sem que isto traga prejuízos a mim ou à pessoa sob a minha responsabilidade.

7. Terei direito a todas as informações pertinentes à pesquisa, mesmo que isto comprometa a minha participação na mesma.

8. Autorizo a divulgação e publicação dos resultados dos exames exclusivamente para fins acadêmicos e científicos.

Confirmando que li e entendi todas as instruções que me foram repassadas pelos coordenadores desta pesquisa e, portanto, dou meu consentimento livre e esclarecido para participar da mesma.

Vitória, \_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de 2008.

\_\_\_\_\_  
Paciente ou Responsável

\_\_\_\_\_  
Pesquisador Responsável

**CONVITE PARA PARTICIPAR DE UM PROJETO DE PESQUISA****INFORMAÇÃO SOBRE O PROJETO DE PESQUISA*****Título do Projeto de Pesquisa:***

- Controlador Dinâmico Adaptativo Aplicado a uma Cadeira de Rodas Robotizada Comandada por Sinais Cerebrais

***Pesquisadores Envolvidos:***

- Prof. Dr. Teodiano Freire Bastos Filho (Coordenador do Projeto de Pesquisa, Tel.: 4009-2077)
- André Ferreira, M.Sc. (Estudante de doutorado, Tel.: 4009-2661)
- Wanderley Cardoso Celeste, M.Sc. (Estudante de doutorado, Tel.: 4009-2661)
- Jhon Freddy Sarmiento Vela, M.Sc. (Estudante de doutorado, Tel.: 4009-2661)

Prezado(a) Senhor(a),

Você está sendo convidado a participar de um Projeto de Pesquisa que será realizado no Centro de Reabilitação Física do Estado do Espírito Santo (CREFES).

Este formulário descreve o Projeto de Pesquisa em uma linguagem direta. Por favor, leia este formulário cuidadosamente e certifique que você entendeu o seu conteúdo antes de decidir participar. Se você tiver qualquer dúvida em relação ao Projeto, por favor, pergunte a um dos pesquisadores do mesmo.

***Quem está envolvido neste Projeto de Pesquisa? Por que ele está sendo realizado?***

Neste Projeto de Pesquisa estão envolvidos o Prof. Dr. Teodiano Freire Bastos, do Departamento de Engenharia Elétrica da UFES, Coordenador do Projeto, André Ferreira, estudante de doutorado do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da UFES e Wanderley Cardoso Celeste, estudante de doutorado do Programa

de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da UFES, ambos orientados pelo Prof. Dr. Teodiano Freire Bastos.

Este Projeto de Pesquisa está sendo realizado para tentar conduzir uma cadeira de rodas através de sinais cerebrais.

***Por que você foi escolhido?***

Você foi escolhido porque é um usuário de cadeira de rodas.

***Sobre o quê é o Projeto de Pesquisa? Qual o objetivo da pesquisa?***

O Projeto de Pesquisa é sobre o uso de técnicas de controle dinâmico para uma cadeira de rodas comandada por sinais cerebrais.

O objetivo da pesquisa é conseguir comandar a cadeira de rodas através de sinais cerebrais.

***Se eu concordar em participar, o que eu preciso fazer?***

Para participar da pesquisa, serão inicialmente colocados seis eletrodos (individuais ou com auxílio de um gorro) na superfície da cabeça, além de um na orelha, e será aplicado um gel de acoplamento aos eletrodos. Em seguida você se sentará em frente a um monitor de computador. Você será instruído a não se mover e manter ambos os braços relaxados.

Um sinal sonoro indicará então que o experimento começará. Aparecerá então no centro da tela do computador a figura de uma cruz, que ficará visível por 1 segundo. Depois será mostrada uma flecha, que pode apontar para a esquerda ou para a direita, ou uma indicação sugerindo que o voluntário fique em estado normal/natural, sem pensar no movimento de membros. Se a flecha apontar para a esquerda, você deverá imaginar um movimento da sua mão esquerda. Se a flecha apontar para a direita, você deverá imaginar um movimento da sua mão direita. Você fará isto durante 13 minutos e meio por dia, em 3 dias diferentes.

Na seqüência e após alguns minutos de descanso, os eletrodos serão reposicionados para a parte posterior da cabeça, sobre a região do córtex occipital, relacionada com processamento da informação visual. Três segundos após o início do programa no computador, você verá uma indicação na tela para fechar os olhos e após poucos

segundos, um aviso sonoro indica que você deve abrir os olhos. Você fará isto durante aproximadamente 5 minutos por dia, em 3 dias diferentes. No último dia, o programa será trocado. Na tela do computador serão apresentados diferentes ícones/figuras, simulando alguns comandos disponíveis na cadeira em desenvolvimento. Você tentará selecionar alguns ícones, indicados pelo operador, fechando brevemente os olhos.

***Quais são os riscos envolvidos na minha participação?***

Não há qualquer risco envolvido, pois serão utilizados eletrodos e equipamentos comumente utilizados em eletroencefalogramas.

***Quais são os benefícios associados com a minha participação?***

Os benefícios com a sua participação são que você estará contribuindo para que seja desenvolvida uma cadeira de rodas que pode ser conduzida por sinais cerebrais.

***O que acontecerá com a informação que eu fornecerei?***

A informação que você fornecer durante a realização das pesquisas não será utilizada para que você seja identificado, a não ser por decisão judicial ou por uma ordem expressa sua.

***Quais são os meus direitos como participante?***

Os direitos que você tem como participante desta pesquisa são os seguintes:

1) O direito de desistir de participar, em qualquer momento, sem prejuízo para você.

2) O direito de ter qualquer informação sobre a minha participação destruída, se eu considerar que ela pode ser utilizada para me identificar ou se eu considerar que os experimentos representam riscos para mim.

3) O direito de ter todas as minhas dúvidas esclarecidas, em qualquer momento.

***Quem eu deveria procurar, se eu tiver qualquer dúvida?***

- Teodiano Freire Bastos Filho (Tel.: 4009-2077, E-mail: teodiano@ele.ufes.br)
- André Ferreira (Tel.: 4009-2661, E-mail: andrefer@ele.ufes.br)

- Wanderley Cardoso Celeste (Tel.: 4009-2661, E-mail: wanderley@ele.ufes.br)
- Jhon Freddy Sarmiento Vela (Tel.: 4009-2661, E-mail: jfsarmi@gmail.com)

***Sobre quais outros aspectos eu deveria ser informado se eu decidir participar?***

Esta pesquisa não apresenta qualquer risco para os participantes, pois envolve o uso de eletrodos e equipamentos comumente utilizados em eletroencefalogramas.

Além disso, os experimentos não envolvem procedimentos não-invasivos e o equipamento que será utilizado para adquirir os sinais cerebrais é um equipamento comercial que atende a requerimentos de segurança para os usuários inclusive com selo do INMETRO e registro ANVISA (10324590003).

Todos os dados obtidos durante os experimentos serão gravados de tal forma que os participantes não são e não poderão ser identificados.

Atenciosamente,

---

Prof. Dr. Teodiano Freire Bastos  
(Coordenador do Projeto de Pesquisa)

---

André Ferreira (Estudante de Doutorado)

---

Wanderley Cardoso Celeste (Estudante de Doutorado)

---

Jhon Freddy Sarmiento Vela (Estudante de Doutorado)

***ANEXO II***

***PATENTE REGISTRADA***



Espaço reservado para protocolo

**Ao Instituto Nacional da Propriedade Industrial:**

O requerente solicita a concessão de um privilégio na natureza e nas condições abaixo indicadas:

**1. Depositante (71):**

- 1.1 Nome: UNIVERSIDADE FEDERAL DO ESPÍRITO SANTO - UFES  
 1.2 CNPJ/CPF: 32479123/000143  
 1.3 Endereço completo: AV. FERNANDO FERRARI, 514, VITÓRIA - ES  
 1.4 CEP: 29075910  
 1.5 Telefone: (27) 40097885 1.6 Fax: (27) 40092438  
 1.7 E-mail: init@prppg.ufes.br

 continua em folha anexa

2. **Natureza:**  Invenção  Modelo de Utilidade  Certificado de Adição

Escreva, obrigatoriamente, e por extenso, a Natureza desejada: **Patente de Invenção**

3. **Título da Invenção, Modelo de Utilidade ou Certificado de Adição (54):**  
**SISTEMA DE IDENTIFICAÇÃO DE INTENÇÃO DE MOVIMENTOS**

 continua em folha anexa

4. **Pedido de Divisão:** do pedido Nº: Data de Depósito: / /

5. **Prioridade:**  interna  unionista

O depositante reivindica a(s) seguinte(s) prioridade(s)

País ou organização de origem	Número do depósito	Data do depósito
		/ /
		/ /
		/ /

**6. Inventor (72):** Assinale aqui se o(s) mesmo(s) requer(en) a não divulgação de seu(s) nome(s)

- 6.1 Nome: **TEODIANO FREIRE BASTOS FILHO**  
 6.2 Qualificação: **DOUTOR EM CIÊNCIAS FÍSICAS** 6.3 CPF: 93381207715  
 6.4 Endereço completo: **RUA IZALTINO AARÃO MARQUES, 33 APTO. 1303A VITÓRIA-ES**  
 6.5 CEP: 29065-450  
 6.6 Telefone: (27) 4009-2077 6.7 Fax: (27)  
 6.8 E-mail: **tfbastos@cle.ufes.br**

 continua em folha anexa

## SISTEMA DE IDENTIFICAÇÃO DE INTENÇÃO DE MOVIMENTOS

### **Campo da Invenção**

A presente invenção atua no campo de tecnologias assistivas na área de fisioterapia e educação física podendo ser utilizado como fonte de inclusão social para pessoas com deficiência, pois possibilita o comando de dispositivos eletrônicos por meio de movimentos do segmento do corpo.

### **Estado da Técnica**

A evolução tecnológica e seu impacto na área de reabilitação humana tem alavancado um grande número de pesquisas multidisciplinares, resultando no desenvolvimento de diversos mecanismos e técnicas com o intuito de melhorar a qualidade de vida de pessoas com deficiência, tornando-as menos dependentes e colaborando para a integração desses indivíduos de forma mais produtiva à sociedade.

Pequenos sensores são muito úteis nesta área, pois podem muitas vezes detectar contrações musculares, inclinações de membros, intenções de movimentos, e com isso gerar comandos para atuar em dispositivos robóticos como próteses, cadeiras de rodas e outros mecanismos que facilitam em muito a vida de pessoas com deficiência.

A detecção de contrações musculares pode ser realizada através de sinais mioelétricos, pois existem diferenças de potencial elétrico nas membranas de praticamente todas as células do corpo, e algumas, como as nervosas e musculares, são excitáveis. O sinal mioelétrico, ou simples sinal sEMG, é a manifestação de uma atividade neuromuscular associada a uma contração muscular.

A eletromiografia tem sido muito utilizada atualmente por possibilitar a observação da atividade muscular global durante atividades específicas, além de possibilitar a quantificação do sinal desejável para a descrição e comparação das alterações na magnitude e padrão de resposta muscular.

Juntamente com o sinal mioelétrico é interessante muitas vezes detectar o ângulo de inclinação de determinado membro, para verificar a magnitude da contração muscular em função da posição do membro.

Um dispositivo eletrônico pequeno e muito prático para a detecção de inclinação é o acelerômetro. Esses sensores fazem parte de uma categoria de sensores denominados MEMs (Microelectronic Machine; em português: Máquinas Microeletrônicas). Estes sensores, constituídos de micromáquinas internas, estão revolucionando certos setores industriais no mundo, desde produtos de consumo até a comunidade científica. A medida da aceleração, e conseqüentemente da velocidade e do movimento, mediante a utilização de sensores inerciais MEMs, pode ser utilizada em uma ampla faixa de produtos de consumo: computadores portáteis, telefones celulares, computadores de mão (PDAs, PalmTops e Handhelds), câmeras de vídeo, sistemas de entretenimento, entre outros. Outra indústria enormemente favorecida pelos sensores inerciais é a indústria automobilística. Sistema de airbags, segurança, conforto do passageiro, rendimento do carro e navegação estão gerando uma grande demanda pelos sensores inerciais.

A área médica é também bastante favorecida pelos sensores inerciais. Nesta área existe a necessidade do desenvolvimento de sensores de tamanho reduzido para a medida das variáveis cinemáticas do corpo humano. O monitoramento e aquisição em tempo real das atividades rotineiras dos pacientes em ambientes externos é uma das reclamações encontradas na área médica, principalmente devido ao aumento das pesquisas na área de cuidado de pessoas idosas e para avaliação do rendimento de esportistas. Este tipo de sensor possui inúmeras aplicações no campo da Biomecânica. Como exemplos podem ser citados ergonomia, pesquisas em esportes, reabilitação, entre outros.

Um desafio tecnológico é o desenvolvimento de uma rede capaz de realizar a gestão de toda a informação gerada pelos sensores. Isto pode resultar em um conjunto muito grande de fios e cabos, principalmente no caso de aplicações Biomecânicas nas quais devam ser medidos os movimentos de diferentes segmentos do corpo humano.

O pedido de patente de invenção brasileiro PI0504704-8 descreve um dispositivo utilizado para realizar o movimento órtese para membros superiores. Esse aparato capta sinais de intensão de movimento por meio de sensores mioelétricos, somente, o que difere da invenção proposta, pois não

apresenta sensores de inclinação.

O pedido de patente de invenção brasileiro PI0102876-6, descreve um conjunto de sensores do tipo acelerômetro que tem como objetivo medir a rotação de um corpo. A presente invenção difere deste pedido, pois não apresenta os sensores combinados para melhoria de das funções motoras de deficientes físicos.

### **Sumário da Invenção**

No presente caso, desenvolveu-se uma rede wireless com a utilização da tecnologia de comunicação Bluetooth. Esta tecnologia mostrou-se ideal para tal fim, uma vez que foi projetada para possuir baixo consumo de energia, ter alta taxa de transmissão de dados e permitir a formação de pequenas redes. É importante ressaltar que os componentes da rede de comunicação sem fios que foi desenvolvida neste trabalho não resultaram em um aumento significativo do tamanho final do sensor.

O sensor desenvolvido tem a capacidade de captar informações de inclinação em três eixos, e de captar sinais de sEMG através de um par de eletrodos diferenciais.

### **Descrição da Invenção**

Trata-se de um sensor híbrido capaz de capturar sinais mioelétricos e sinais de inclinação, contando para isso com um par de eletrodos diferenciais e um sensor de inclinação de três eixos como dispositivos sensores. O sensor constitui-se de um dispositivo eletrônico portátil, sem fios, pequeno, leve, de grande autonomia, com grande capacidade de cálculo e alta taxa de transmissão de dados.

A invenção poderá ser melhor compreendida por meio das Figuras 1 a 6.

A **Figura 1** ilustra a placa de circuito impresso mostrando seus componentes e o leiaute da mesma para favorecer o tamanho pequeno.

A **Figura 2** mostra o esquema elétrico que mostra a bateria (7.1) e o regulador de tensão (7.4).

A **Figura 3** representa o esquema elétrico do conversor de tensão (7.4).

A **Figura 4** ilustra o esquema elétrico do amplificador (6.6) e do filtro (5.1).

A **Figura 5** mostra o esquema elétrico do sensor de inclinação (5.2).

A **Figura 6** mostra o leiaute da placa mostrando o sensor de inclinação (5.2), microcontrolador (6.3), o módulo sem fio (6.1), conector sEMG (6.5), a antena de transmissão de dados (6.2), filtros (5.1) de sinal e amplificadores (6.6).

A **Figura 7** mostra o leiaute da placa mostrando o botão de liga/desliga (7.2), bateria (7.1), o regulador de tensão (7.3) e o conversor de tensão (7.4).

Para capturar inclinação foi utilizado um sensor de inclinação (5.2) de três eixos para captar os movimentos humanos são, em geral, tridimensionais. Este pode ser alimentado com tensões de 2,0 a 3,6 V e tem baixo consumo de energia, drenando uma corrente média de apenas 300 uA quando em operação.

Para o sinal mioelétrico foram utilizados eletrodos de superfície. O sistema capta sinais diferenciais para se tornar mais imune a ruídos e interferências. O sinal adquirido pelos eletrodos é amplificado 980 vezes, utilizando o amplificador (6.6) (Figura 4) de instrumentação INA126 (figura 3). Ele possui uma alta RRMC (Razão de Rejeição em Modo Comum) e é dedicado a sistemas portáteis alimentados por bateria.

Para a transmissão de dados foi escolhido à tecnologia de comunicação Bluetooth (6.1) devido a sua alta taxa de transmissão de dados, além do protocolo de comunicação ser projetado para baixo consumo de energia com alcance de até 100 metros. No sensor desenvolvido foi usado um módulo de comunicação que pode ser alimentado com tensões de 3,0 a 3,6 V, consome em média 20 mA quando recebendo ou transmitindo dados, tem um alcance de até 100 metros e interface serial padrão RS232.

Para ler os sinais analógicos do sensor de inclinação (5.2) e sinal sEMG, foi utilizado um microcontrolador (6.3) com um DSP integrado, trabalhando em uma frequência de 30 MHz. Este microcontrolador (6.3) pode ser alimentado com tensões de 2,0 a 5,5 V e tem oito entradas de conversão AD de 12 bits.

O sensor é alimentado por uma bateria (7.1) de íons de lítio por ser pequena, leve e recarregável. Isso evita a geração excessiva de resíduos tóxicos e reduz o custo de manutenção do sensor. A tensão nominal da bateria é de 3,7 V e ela possui uma capacidade de 200 mAh.

A saída de tensão da bateria (7.1) passa por um regulador (7.3) (figura 2), sendo mantida em 3,3 V para alimentar o circuito. Um divisor de tensão formado por dois resistores de 10 K $\Omega$  é utilizado como um sensor de medição do nível de carga restante na bateria (7.1). Desta forma o microcontrolador (6.3) pode obter esta informação através de uma entrada de conversão AD e transmiti-la ao usuário para informá-lo da necessidade de recarga da bateria (7.1). Como os amplificadores (6.6) (Figura 4) necessitam de alimentação simétrica, foi utilizado um conversor (7.4) (Figura 3) para gerar uma tensão negativa de -3,3 V.

Todos os componentes usados no sensor híbrido são SMD, para permitir um tamanho final reduzido. Além disso, a placa de circuito impresso desenvolvida é pequena e contém componentes em ambas as faces.

O sinal sEMG capturado por um par diferencial de eletrodos é amplificado 980 vezes. Em seguida o sinal passa por um filtro (5.1) ativo passa-banda. As frequências de corte do filtro (5.1) foram ajustados para 15 e 200 Hz, onde se encontra a maior parte do sinal de sEMG de interesse.

O sinal de sEMG é coletado a cada 2 ms por um microcontrolador (6.2). O valor da conversão A/D de 12 bits vai de 0 a 4095, e este resultado é armazenado em um vetor de memória temporária. Como o sinal foi anteriormente deslocado de um nível de corrente continua pelo hardware, pois o microcontrolador (6.2) só trabalha com níveis positivos de tensão e amplificado 980 vezes, o valor 0 digital corresponde a um nível de tensão real de aproximadamente -1,68 mV, enquanto o valor digital 2048 corresponde a 0 V, e o valor digital 4095 corresponde ao valor de 1,68 mV. Assim, o sinal de sEMG que pode ser capturado pelo sensor vai de -1,68 a 1,68 mV, com uma resolução de 822 nV.

Para o sensor de inclinação (5.2) (figura 5), quando não há aceleração em um eixo, o valor da leitura de tensão analógica será de cerca de 1,65 V,

correspondente à metade da tensão de alimentação. Com uma aceleração positiva no eixo em questão, o valor da saída analógica diminui cerca de 300 mV por gravidade. Com uma aceleração negativa, o valor aumenta na mesma proporção. Esta tensão de saída passa através de um filtro (5.1) passa-baixa, com frequência de corte de 50 Hz. Depois que os valores de leitura analógica em cada eixo são convertidos em um valor digital de 12 bits, eles são também armazenadas em uma memória temporária, assim como o valor do nível de tensão da bateria.

A cada 50 ms, o sensor envia os dados armazenados na memória para o dispositivo com o qual está conectado remotamente. Este dispositivo pode ser um computador, um laptop, ou mesmo um telefone celular, bastando que este dispositivo possua uma interface para a coleta de dados e seja provido de comunicação Bluetooth (6.1).

Para os testes com o sensor foram desenvolvidas duas interfaces, uma para Windows e outra para telefones celulares. Estas interfaces recebem os dados dos sensores conectados remotamente e geram gráficos dos sinais recebidos, sendo também possível armazenar esses dados para processamento posterior.

Para a geração do layout da placa (figura 1), um cuidado especial foi tomado com relação ao posicionamento dos componentes, de forma que o circuito pudesse ser totalmente roteado e apresentasse dimensões reduzidas. Para este propósito foi projetada uma placa de circuito impresso com dupla face, de modo a se aproveitar ao máximo a colocação de componentes, tanto de um lado da placa como do outro, obtendo-se o menor tamanho possível.

### **Exemplo de execução**

Trata-se de um sensor híbrido capaz de capturar sinais mioelétricos e sinais de inclinação, contando para isso com um par de eletrodos diferenciais e um sensor de inclinação (5.2) de três eixos como dispositivos sensores. O sensor constitui-se de um dispositivo eletrônico portátil, sem fios, pequeno, leve, de grande autonomia, com grande capacidade de cálculo e alta taxa de transmissão de dados.

***ANEXO III***

***PRINCIPAL PUBLICAÇÃO CIENTÍFICA***



Valadão, Carlos; **Sarmiento, Jhon**; Bastos-Filho, Teodiano Freire. Manipulation Technologies for Developing Cognitive Skills. In: Teodiano Freire Bastos-Filho; Dinesh Kant Kumar; Sridhar Arjunan. (Org.). Devices for Mobility and Manipulation for People with Reduced Abilities (Rehabilitation Science in Practice Series). 1ed.: CRC Press, 2013, v. 1, p. 156-167.

## Chapter 7

# 7 Manipulation Technologies for Developing Cognitive Skills

Carlos Valadão<sup>†</sup>, Jhon Sarmiento-Vela<sup>†</sup>, Teodiano Freire Bastos-Filho<sup>†</sup>

<sup>†</sup>*Universidade Federal do Espírito Santo, Brazil*

## 7.1 Introduction

Learning in childhood is done by exploration, manipulation and discovery of the environment of the child. The second year of life of the child is the sensorial motor period [1]. During this step of development, interaction with the environment is done through manipulation and body stimulus [2]. This means that children learn about their own bodies and the interaction of their own body with the environment by repetitive experiments and exploring the world around them through their senses.

This spatial object manipulation and environmental interaction are fundamental for the child cognitive development. At the end of this sensorial-motor period, normal children should have the notion of space, position of objects inside the space and time, and some relation among them [3]. However those children that have suffered neuromuscular disorders would not develop these skills. This will impair their ability to experience their own bodies and the world and would have delayed growth compared with other children, which results in learning difficulties and their social isolation. It

***ANEXO IV***

***HISTORIA DA ENGENHARIA BIOMÉDICA E SUA  
RELAÇÃO COM A BIOTECNOLOGIA***

Para aprofundar no contexto do presente trabalho, detalha-se aqui a linha de pesquisa de Engenharia Biomédica, a qual, embora seja uma rama da Bioengenharia, tem uma grande ênfase na conexão da Biologia com a Engenharia, segundo Cuello (2006), dado que o resultado das necessidades na saúde humana levou ao desenvolvimento de dispositivos que abriram um campo considerável na área de tecnologia. Nebeker (2002), do Centro de História da IEEE, no seu artigo de título “*Golden Accomplishments in Biomedical Engineering*” (“Grandes Proezas em Engenharia Biomédica”), publicado para comemorar o 50 aniversário da *IEEE Engineering in Medicine & Biology Society EMBS* (Sociedade de Engenharia em Medicina e Biologia do Instituto de Engenharia Elétrica e Eletrônica), apresentou as principais inovações tecnológicas feitas no trabalho conjunto das Ciências Biológicas, Medicina, Física e Engenharia Elétrica. Nesse artigo, o termo “Engenharia Biomédica” é definido como “o uso de princípios e técnicas para resolver problemas de Biologia e Medicina”. Os produtos mais importantes de Engenharia Biomédica são instrumentação de laboratório, imagem médica, marca-passos cardíacos, próteses artificiais e análise computacional do genoma humano, além de ter um caminho promissor no diagnóstico e tratamento médico.

A Tabela 1, apresenta os principais avanços na área de Engenharia Biomédica antes da década de 1950, tais como o desenvolvimento da instrumentação usando máquinas de raios-X, eletrocardiógrafos, eletroencefalógrafos, diatermia, hemodinâmica, respiração, regulação da temperatura, propagação de impulsos nervosos, sistemas de controle muscular, e estudos centrados nos movimentos dos olhos.

A Tabela 2, apresenta os principais desenvolvimentos da década de 1950, impulsionado pela melhoria na economia dos Estados Unidos, Europa e Japão, apresentando avanços como a criação do marca-passos, da máquina coração-pulmão e do pulmão de aço. Herman Schwan, no final de 1940, em Filadélfia, fez uma abordagem da Engenharia para entender os organismos vivos, focado nos materiais biológicos em si. Trabalhou em determinar a gama da suas propriedades físicas, incluindo a sua forma de energia e como as diversas formas interagem com moléculas, membranas, células e tecidos para o diagnóstico e tratamento de doenças humanas. Tal compreensão resultou na aplicação de problemas práticos, tais como a avaliação de riscos para a saúde humana de campos elétricos.

**Tabela 1.** Primeiros desenvolvimentos tecnológicos da Engenharia Biomédica.

Ano	Primeiros Acontecimentos da Engenharia Biomédica
1780	Luigi Galvani da área de eletrofisiologia, com estudos de eletricidade animal.
1885	Modificação do modelo matemático do telégrafo transatlântico de William Thomson para descrever o modelo de condução elétrica através da fibra nervosa.
1900	Descoberta da velocidade de transmissão do impulso nervoso e volume de condução produzido por fontes bioelétricas
1616	William Harvey apresenta os seus estudos de hemodinâmica
1840	J.L.M. Poiseuille (França) explica a pressão do sangue e capilaridade com a queda de pressão em pequenos tubos de vidro (relação entre a queda de pressão, o fluxo, e o diâmetro do tubo)
1808	Thomas Young apresenta a teoria para a propagação de ondas em tubos elásticos, tais como vasos sanguíneos
1894	Hermann von Helmholtz, inventor do primeiro oftalmoscópio e oftalmômetro e do ressonador Helmholtz, é considerado o primeiro Engenheiro Biomédico
1888	Augustus Desiré Waller desenvolve o eletrômetro capilar, onde pode-se registrar a mudança da voltagem do coração na superfície do corpo
1895	Wilhelm Röntgen descobre o raio-X
1896	Siemens e General Electric comercializam equipamentos de raios-X para hospitais e centros de saúde
1920s	Uso clínico de instrumentação médica como eletrocardiograma e o eletroencefalograma
1930s	Desenvolvimento de termopares, galvanômetros e fototubos eletrônicos
1932	Prêmio Nobel de Medicina e Fisiologia para Edward, Adrian e Charles Sherrington por descobrir a natureza elétrica da atividade neural (Erlanger e Gasser ganham o Nobel em 1942)
1885	Willem Einthoven é o inventor do Método Galvanométrico para melhorar o eletrocardiograma (ECG)
1934	B.H.C. Matthews inventa o amplificador diferencial com o qual realizou amplificação do potencial de ação dos nervos Reanimação cardiorrespiratória por eletro-estimulação
1920	Utilização da diatermia de ondas curtas, o que proporcionou novos tipos de eletrocirurgia e aplicações médicas em telemetria
1923	Ultracentrífuga desenvolvida por Theodor Svedberg, Prêmio Nobel de Química (1926)
1948	Arne Tiselius desenvolveu a eletroforese para o estudo de proteínas em soro (Prêmio Nobel)
1920s	Microscópio eletrônico e microscopia eletrônica de transmissão, desenvolvidos por dois grupos, Hermann Knoll e Ernst Ruska, da Universidade de Berlin, e Reinhold Rüdemberg da Siemens
1938	Manfred e Ardenne desenvolveram o microscópio eletrônico de varredura, e nos Estados Unidos, Zworykin e outros da RCA desenvolveram o primeiro protótipo. No final de 1955, o Japão é o principal fabricante
1913	William Coolidge da General Electric desenvolveu o tubo de raios-X ou de cátodo-aquecido de alto vácuo que permitiu o uso confiável de radiação nas pessoas
1920	Egas Moniz e Dos Santos de Portugal desenvolveram a angiografia, que é a visualização da imagem por raios-X de vasos sanguíneos após injeção da substância rádio-opaco
1920s	André Marie Edmond Bocage (França), Bernard Zeidses des Plantes (Holanda), Alessandro Vallebona (Italia), e Ernst Pohl and Gustave Grossmann (Alemanha), apresentara avanços para o desenvolvimento da tomografia computarizada utilizando a computação eletrônica digital
1941	Donald Sproule inventou o instrumento de pulso-eco ultrassônico, produto do sonar
1944	Floyd Firestone patenteou o “Refletoscópio” que tornou-se instrumento clínico em 1950 e 1960
1940	Felix Block, da Stanford, e Edward Purcell, da Harvard, com base no trabalho de I.I. Rabi, demonstraram o funcionamento da Ressonância Magnética
1946	Primeiro computador eletrônico digital chamado ENIAC, construído pela U.S. Army da Universidade de Pennsylvania, utilizado em aplicações médicas até a década de 1950.

Foi também em 1950 que os primeiros programas de Engenharia Médica foram criados. R. Stuart Mackay criou um Programa de Engenharia Médica entre o campus de Berkeley e San Francisco na Universidade da Califórnia e, em 1956, o primeiro estudante completou seu doutorado. Por outro lado Herman Schwan começou a formação de estudantes de pós-graduação no início de 1950 na Universidade da Pensilvânia e Programas de Mestrado foram criados na Universidade de Iowa, em 1957, e na Universidade de Drexel, na Filadélfia, no ano 1959.

**Tabela 2.** Tecnologias reconhecidas pelo EMBS na década de 1950.

Ano	Principais Acontecimentos da Engenharia Biomédica na Década de 1950
1950	Tratamento de vítimas de poliomielite com apoio do pulmão de aço desenvolvido por P. Drinker (1927)
1950	Comercialização do primeiro transistor, com aplicações em Medicina, tais como aparelhos auditivos, marca-passos e endoradiosondas
1957	Paul M. Zoll, e engenheiros da Electrodyne, desenvolveram um marca-passo externo
1957	C. Walton Lillehei e colegas desenvolveram o marca-passos de ritmos diretos do coração
1958	W. Greatbatch e M. William Chardack desenvolveram um marca-passo totalmente implantável
1959	(Adrian Kantrowitz e engenheiros da GE desenvolveram um marca-passos implantável também)
1955	Paul Zoll foi um pioneiro em fazer as primeiras desfibrilações transtorácicas CS Beck já tinha feito com sucesso uma desfibrilação humana com tórax aberto em 1947
1953	A máquina de coração-pulmão foi desenvolvida por Gibbon e engenheiros da IBM, e mais tarde melhorada por Walton Lillehei e Richard DeWall, e permitiu a cirurgia a coração aberto
1950s	Hubert Pipberger e seus colegas conseguiram a análise automática de ECG com uso de computador no final da década
1959	Walter Rosenblith, professor do MIT, e seus colegas publicaram "Processing Neuroelectric Dat", que descreveu trabalhos sobre respostas evocadas, uso de técnicas de correlação e espectros de potência para EEG, modelos estatísticos para fenômenos neuroelétricos, assim como o uso de computadores digitais para o processamento de dados
1957	Bertil Jacobsen, Stuart R. Mackay, Vladimir Zworykin e outros desenvolveram a endoradiosonda que já possuía transistores
1951	Benedict Cassen construiu o "scintiscanner"
1954	David Kuhl inventa o "photoscan"
1950s	Hal Anger desenvolve a câmera gama ou câmera Anger, no final da década
1950s	Desenvolvimento do primeiro microscópio eletrônico de varredura
1950s	Uso terapêutico de radiação de alta energia na Medicina (radioterapia por megavoltagem) e uso de acelerador linear de elétrons em alta tensão de Stanford, utilizado em estudos clínicos
1952	Gerhard Brecher inventou o 'caudalímetro de cerdas' (usando um transdutor mecanoelétrico) para medir o fluxo do sangue
1950s	Primeiros estudos de interação entre o homem e a máquina baseados na ergonomia do sistema piloto-aeronave, motivados pelo desenvolvimento de aeronaves de alto desempenho militar
1959	Lawrence Stark analisou a ação da pupila como um servomecanismo
1950s	Processamento do sangue
1950s	Fracionamento de plasma sanguíneo

Além disso, em 1950, na Grã-Bretanha, a Engenharia Biomédica surgiu como uma disciplina. A década de 1950 viu então os primeiros passos para o estabelecimento

da Engenharia Biomédica como uma disciplina, com sociedades profissionais, encontros e publicações regulares, e programas de formação formalizados.

Foram grandes os avanços tecnológicos na área de cardiologia, como a aplicação de técnicas de processamento digital de sinais usando filtragem, e o uso de ferramentas estatísticas. Um exemplo disso foi a obtenção do eletrocardiograma fetal com eletrodos no abdômen materno no Laboratório de Informática Biomédica da *Washington University School of Medicine*. Com os avanços no desenvolvimento do marca-passos implantável o Instituto Nacional de Saúde (NIH, do inglês *National Institute of Health*) desenvolveu um coração artificial que foi implantado no final da década. A cirurgia cardíaca tornou-se comum e intensificou o desenvolvimento de máquinas de coração-pulmão mais eficazes. As forças aéreas dos EUA e a NASA abriram o campo da telemetria médica pela importância da medição de variáveis fisiológicas e transmissão dessa informação por rádio-frequência, o que levou no ano de 1974 à fundação da Sociedade Internacional de Biotelemetria.

Com a criação do Comitê Assessor de Informática em Pesquisa (ACCR) e o primeiro “*Workshop on Biomedical Computing*” em 1961, aumentou o uso de computadores na área médica, tanto analógicos, que eram usados na modelagem de comportamentos fisiológicos, como computadores híbridos que eram tanto analógicos como digitais. O NIH também financiou o *Lincoln Laboratories* para desenvolver um laboratório computacional de aplicações biomédicas para diagnóstico. Wilfred Card argumentou que as estatísticas e o computador poderiam efetuar uma transição: o conhecimento médico aplicado a um caso particular não seria mais elaborado exclusivamente a partir do mundo privado de um único médico. Os esforços mais importantes proporcionou o uso do computador como uma ferramenta para mecanizar o raciocínio científico e formalizar o conhecimento científico em um campo específico. Projetos como DENDRAL, MYCIN e GROPE foram uma parte importante nesta evolução das sistemas computacionais, favorecendo o campo da química estrutural. Revistas como *Computers in Medicine and Biology* e *Computers and Biomedical Research* foram criadas. Programas computacionais, como redes neurais, apareceram nessa década, os quais tiveram sucesso até a década de 1980. A pesquisa médica teve avanços significativos com o uso de sistemas de atenção integrada à saúde, que usava sistemas de computadores para triagem multifásica. Instrumentos de pesquisa e assistência à saúde sofreram grandes melhorias, como o desenvolvimento do retinoscópio automático e o sistema *Technicon* para análise de testes laboratoriais.

Foram criadas as Unidades de Terapia Intensiva (UTI) com o desenvolvimento de instrumentação médica para monitorização, e a ultrassonografia e o ultrassom foram utilizados para fins terapêuticos (principalmente na fisioterapia). A termografia infravermelha foi usada como técnica de triagem para câncer de mama, aumentando o uso clínico na década de 1970, assim como o uso do implante coclear (Tabela 3).

**Tabela 3.** Tecnologias reconhecidas pelo EMBS na década de 1960.

Ano	Principais Acontecimentos da Engenharia Biomédica na década de 1970
1960	O governo dos EUA instituiu o Medicare (cuidados de saúde para os idosos) e o Medicaid (cuidados de saúde para os moradores de rua)
1965	Wilson Greatbatch concluiu o projeto e construção de um marca-passos que opera somente quando necessário; o Medtronic modelo 5841 foi o primeiro a ser comercializado
1965	L. Lemberg e colegas apresentaram um marca-passos que ficava ativo apenas se não houvesse batimentos
1969	Denton Cooley fez implante de coração artificial em um paciente. O dispositivo funcionou por 64 horas até que um doador adequado foi localizado
1962	Bernard Lown, um cardiologista de Harvard, juntamente com Barouh Berkovits, um engenheiro eletrônico, desenvolveu um desfibrilador de corrente contínua transtorácico
1960s	A telemetria contribuiu para oferecer diagnóstico e tratamento médico em locais remotos (telemedicina) com publicações de Stuart Mackay na revista Bio-Medical Telemetry (1968)
1961	Jerome Cox e Maynard Engebretson desenvolveram um computador (HAVOC) para gravar em crianças as respostas evocadas para determinar comportamento de déficit auditivo
1966	Carl Barus apresenta uma técnica de amplificação de alta velocidade de informação multicanal, um equipamento que permite converter sinais analógicos em digitais
1967	Louis Siegel apresentou um método de digitalização de registros gráficos e desenvolveu sistemas para a conversão de dados de fita magnética para a forma digital
1965	O projeto DENDRAL de Stanford foi um programa focado na perícia de químicos orgânicos especializados na previsão das estruturas de moléculas em certas classes de compostos
1967	Frederick Brooks da Universidade da Carolina do Norte começou o Projeto GROPE para desenvolver uma interface háptica para forças moleculares, desenvolvendo a GROPEII e III (1988)
1966	Um portal eletrônico para a literatura médica, MEDLINE, tornou-se disponível com o trabalho de M. Dayhoff e R. Ledley sobre o conhecimento de uma base para seqüências de proteínas
1969	Publicação do livro “Perceptrons” de Marvin Minsky e Seymour Papert, que desenvolveu uma aplicação computacional baseada em interligação de processadores chamada “redes neurais”
1961	Morris Collen e outros desenvolveram um “sistema de informação de atenção integral à saúde” para proporcionar uma gravação contínua do prontuário médico de pacientes, O sistema Technicon foi comercializado em 1970
1963	Os equipamentos automáticos Sequential Multiple Analyzer (SMA), da empresa Technicon modelos SMA 12/30 e o SMA 12/60, proporcionara uma grande melhoria na assistência à saúde
1964	Aran Safir recebeu uma patente pelo retinoscópio automático (para exames oftalmológicos)
1960s	Criação da Unidade de Terapia Intensiva (UTI) com o uso de equipamentos de monitorização, como o ventilador mecânico, que levou o conceito de morte encefálica
1960s	Criação da diasonografia desenvolvida por Kelvin-Hughes, ecocardiografia por Smith Kline e ultrassom Doppler por um grupo liderado por Robert Rushmer e Dean Franklin
1965	Matriz de transdutores criados pelo oftalmologista alemão Werner Buschmann
1967	Desenvolvimento do Vidoson, projetado por Richard Soldner da Siemens
1965	J. Gershon-Cohen, do Albert Einstein Medical Center, desenvolveu a termografia infravermelha, que registra diferenças de calor emitido pelos tecidos para diagnóstico médico
1960s	Desenvolvimento de vários sistemas de implante coclear com vários eletrodos baseados na eletroestimulação do nervo coclear por A. Djourno e C. Eyries na década de 1950

Na década de 1970 houve uma grande preocupação pelos elevados custos das tecnologias biomédicas na saúde, especialmente na diálise, tomografia computadorizada, cirurgia de ponte de safena e transplantes de coração e fígado, já que ultrapassaram em muito as estimativas originais do custo versus benefício. Os principais avanços da década de 1970 se deram no campo da imagem para tratamento e diagnóstico, e especialmente com relação à Tomografia Computarizada (TC), Ressonância Magnética Nuclear, e Tomografia por Emissão de Pósitrons. A linha de pesquisa em tecnologias para o coração também teve fortes contribuições com o desenvolvimento do desfibrilador, do marca-passos recarregável ou por propulsão nuclear, e os corações artificiais (como o Jarvik 7), e foi adaptada a telemetria eletrocardiográfica de ambulância para o diagnóstico remoto de ECG através de rede telefônica, aumentando significativamente a rapidez dos testes laboratoriais.

Técnicas elétricas para o controle da dor também começaram a ser amplamente usadas, tanto na forma de dispositivos externos como implantados. Além dos marca-passos cardíacos, o dispositivo neuro-aumentativo mais amplamente utilizado na década de 1970 foi o estimulador de coluna dorsal (para diminuir a dor não tratável, estimular a bexiga, e controlar a espasticidade).

Outra tendência da década de 1970 foi a incorporação de microprocessadores em instrumentos. Em 1971 a Intel criou o primeiro microprocessador (4004), e em meados de 1970 a *Technicon SMA 12/60* desenvolveu um instrumento controlado por computador conhecido como SMAC (do inglês *Sequential Multiple Analyzer*). Os microprocessadores também foram utilizados para várias outras aplicações (Tabela 4a), tanto como dispositivos para pessoas com deficiência de comunicação não-verbal, como terminal de telefone portátil para surdos, sintetizador de voz, até dispositivos para controle de epilepsia e convulsão por biorrealimentação e dispositivos de controle de perna artificial. Adicionalmente, diferentes sistemas computacionais para tomada de decisões foram desenvolvidos com sistemas expertos, como o INTERNIST-1 e o MYCIN, sistemas de administração hospitalares, sistemas de informação de laboratório, e sistemas especialistas.

Os avanços continuaram na área de medicina cardíaca na década de 1980. Em 1986, a FDA dos estados Unidos aprovou a venda do marca-passos *Activitrix*, desenvolvido pela *Medtronic*, e do desfibrilador implantável em 1985, beneficiando empresas como a *Cardiac Pacemakers Inc.* Por outro lado, os corações artificiais como o “Stanford LVAS”, foi implantado em 11 diferentes equipes cirúrgicas de cinco países;

**Tabela 4.** Tecnologias reconhecidas pelo EMBS na década de 1970.

Ano	Principais Acontecimentos da Engenharia Biomédica na Década de 1970
1970	Allan Cormack desenvolveu um método de digitalização que projetava raios gama através de uma plataforma giratória, e um protótipo de transmissão de tomografia computadorizada construída por David Kuhl e Roy Edwards, na Filadélfia
1971	Godfrey Hounsfield desenvolveu o tomógrafo, o qual foi apresentado no Instituto Britânico em 1972, no Congresso de Radiologia
1973	Robert Ledley desenvolveu um aparelho de Tomografia Computarizada de corpo inteiro, o qual foi colocado em uso clínico de rotina em 1974
1979	Allan Cormack e Godfrey Hounsfield receberam o Prêmio Nobel de Medicina por seu trabalho com tomografia axial computadorizada
1972	Raymond Damadian patenteou o dispositivo e método para detectar câncer no tecido humano usando Ressonância Magnética Nuclear (RMN)
1973	Paul C. Lauterbur publicou um artigo na revista <i>Nature</i> , onde apresentou um método para formar um mapa 2-D (RMN)
1976	Mansfield e Maudsley desenvolveram uma imagem de RMN do dedo humano
1977	Damadian conseguiu fazer uma imagem de RMN do peito humano
1972	Michael Ter-Pogossian, da Universidade de Washington em St. Louis, construiu um dispositivo de imagem de pósitrons
1975	Ter-Pogossian e Michael Phelps publicaram um artigo sobre o seu sistema de Tomografia de Pósitrons (TP)
1977	Foi comercializado o equipamento de TP, que forma imagens dos pósitrons emitidos por produtos químicos radioativos injetados ou ingeridos pelo paciente
1970s	Robert Jarvik e Wilhelm Kolff da Universidade de Utah, desenvolveram vários corações artificiais e foram testados dois deles (Jarvik 5 e Jarvik 7) em bezerros
1976	William Pierce desenvolveu a bomba Pierce-Donachy, um dispositivo de assistência ventricular pneumático
1970s	Desenvolvimento de uma alternativa para o respirador mecânico: oxigenador de membrana (ECMO)
1970	Desenvolvimento do Analisador Clínico Automático ACA da DuPont
1970	Beckman Instruments desenvolveu um analisador automático de glicose
1971	Beckman desenvolveu um analisador automático de ureia nitrogênio
1978	Beckman desenvolveu o Analisador Automatizado de Dados / Rotina, Sistema ASTRA
1975	Desenvolvimento de sistemas de informação Technicon SMA 12/60 que foi sucedido por SMAC (Sequential Multiple Analyzer) controlado por sistema computacional
1976	Perkin-Elmer desenvolveu o "diff 3", sistema de análise de mancha de sangue utilizado no processamento de imagem e técnicas de reconhecimento de padrões para contar e classificar glóbulos brancos e vermelhos do sangue
1972	Jack D. Myers criou o programa INTERNIST-1 para a tomada de decisão clínica
1973	Edward Shortcliffe publicou uma descrição do MYCIN, um sistema especialista para auxiliar os médicos na escolha de antibióticos baseados em regras heurísticas
1970	Dornier System, uma empresa da Alemanha Ocidental, desenvolveu um dispositivo, chamado de <i>lithotripter</i> , que concentra as ondas de choque nas pedras dos rins
1970s	<i>Chalmers University of Technology</i> e o Instituto de Engenharia Aplicada da Suécia desenvolveram um aparelho auditivo adaptado ao osso (BAHA)
1978	HC Electronics comercializou o <i>Phonic Mirror HandiVoice</i> , o qual simula a voz humana para crianças e adultos mudos (que usa um teclado para indicar o que deve ser falado)
1975	Desenvolvimento do Optacon dispositivo para auxiliar a leitura de pessoas cegas

a angioplastia com balão tornou-se comum nas práticas clínicas, junto com os *stents* metálicos; a miniaturização mecânica e técnicas de fibra óptica permitiram substituir uma grande variedade de procedimentos cirúrgicos tradicionais, tanto de

diagnóstico como de correção, por novos dispositivos minimamente invasivos, como a endoscopia e o laser de onda contínua. Outros exemplos de dispositivos laser foram os lasers “*pulse-dye*”, para a fragmentação de cálculos renais, o laser “*excimer*”, para remodelar a córnea, e lasers “*argon-pumped pulse-dye*” para o tratamento de câncer. No ano de 1984 mais de 140 aparelhos de ressonância magnética já tinham sido instalados em todo o mundo, e em 1987 conseguiu-se fazer um registro completo do coração batendo com o uso de supercondutores solenoides (Tabela 5).

**Tabela 5.** Tecnologias reconhecidas pelo EMBS na década de 1980.

Ano	Principais Acontecimentos da Engenharia Biomédica na Década de 1980
1980	Harold Swan e William Gantz desenvolveram o cateter balão de ponta, para uso clínico (angioplastia com balão)
1980	Uso de stents metálicos para manter os vasos sanguíneos abertos
1985	Douglas Boyd desenvolveu super equipamento de TC
1989	A TC de espiral foi comercializada pela primeira vez
1989	Apareceram os sistemas comerciais que utilizam SQUIDs (Superconducting Quantum Interference Device) para criar imagens de campos biomagnéticos
1989	Os engenheiros do Oak Ridge National Laboratory desenvolveram um pequeno transmissor de energia solar que pode ser colado no tórax de uma abelha
1981	Invenção do microscópio de varredura por tunelamento, por Gerd Binnig e Heinrich Rohrer
1986	Binnig e Rohrer, juntamente com Ernst Ruska, inventor do microscópio eletrônico, ganham o Prêmio Nobel de Física
1980s	A litotripsia de onda de choque (com o uso de ondas acústicas para destruir pedras nos rins) chegou ao mercado
1989	Foi registrada uma patente nos EUA para excitação de dois fótons (TPE), chamada microscopia de fluorescência
1985	A bomba peristáltica implantável desenvolvida pela Medtronic foi colocada em mais de 150 pessoas para administrar morfina, agentes de quimioterapia, ou heparina
1986	Christopher Saudek, da Universidade Johns Hopkins, desenvolveu um sistema de medicação implantável Programável (PIMS) aprovado pela FDA, que inseria automaticamente insulina em pacientes com diabetes de acordo com a programação armazenada no seu microprocessador
1984s	Aprovação comercial pela FBA do implante coclear desenvolvido pela Universidade de Ehime e Sanyo Electric Company
1985	Desenvolvimento de uma prótese central eletroauditiva, semelhante ao implante coclear, mas o eletrodo era colocado diretamente no cérebro
1983	Uso da estimulação elétrica funcional (FES), a qual permitiu a restauração de habilidades como caminhar em pessoas com limitações motoras graves
1986	Aprovação pela FDA do Gore-Tex (politetrafluoretileno) como um ligamento artificial

Os desenvolvimentos na área de imagem também tiveram grandes avanços focados no estudo do metabolismo humano: em 1989, David Cohen utilizou um dispositivo supercondutor de interferência quântica para gravar tanto o magnetocardiograma quanto o magnetoencefalograma; e a *Siemens Medical Systems* e a *Biomedical Technologies* anunciaram a venda desses sistemas de medição biomagnéticos, usados inicialmente em pesquisas neurológicas, proporcionando

informações sobre a atividade do cérebro em geral, o que permitiu a localização da atividade cerebral com distâncias de poucos milímetros. A eletrônica de estado sólido também permitiu que equipamentos de monitorização cardíaca tivessem grandes melhorias. Com a utilização do microchip, o oxímetro de pulso e os transdutores de pressão biomédicos, por exemplo, tornaram-se pequenos, de baixo custo, e utilizáveis pelo indivíduo.

A pesquisa na área da zoologia também foi beneficiada: sensores eletrônicos foram usados, por exemplo, para medir o peso dos animais, para alimentar vacas leiteiras com base na sua produção de leite e para detectar animais doentes, entre outras aplicações. Um instrumento de polarização de fluorescência para a medição dos níveis séricos de medicamentos, e um controlador de infusão de nitroprussiato que monitoriza continuamente a pressão arterial, conseguia controlar a taxa de injeção de um fármaco sem intervenção humana.

O desenvolvimento de dispositivos para reabilitação teve grandes avanços com a aprovação da Lei de Reabilitação de 1973 nos Estados Unidos, proporcionando uma grande quantidade de pesquisas na linha de Engenharia de Reabilitação, coordenadas pelo “*National Institute on Disability and Rehabilitation Research*”. Em 1983 foi utilizada a estimulação elétrica funcional (FES), a qual possibilitou a restauração de habilidades como caminhar para pessoas com deficiência motora grave. Por outro lado, foram definidos alguns designs para cadeiras de rodas manuais e elétricas e vários materiais artificiais para biomedicina também chegaram ao mercado, possibilitando a colocação de implantes passivos de tecidos e enxertos vasculares, além de dispositivos de acesso vascular.

Na década de 1980 a aplicação de supercomputadores em Biomedicina atraiu a atenção de pesquisadores, na tentativa de modelar sistemas complexos (tais como o sistema cardiovascular), em processamento de imagens (por exemplo, os de TC em tempo real), em estudos de estruturas macromoleculares (tais como sequências de genes), e na concepção de sistemas de banco de dados de larga escala. Duas novas técnicas de processamento de sinais que apareceram na década de 1980 foram o uso da lógica difusa e a aplicação da teoria Dempster-Shaffer de provas baseadas em sistemas expertos, utilizados como “assessor” em vez de “decisor”. O artigo de J.J. Hopfield no ano de 1982 reavivou o interesse em redes neurais, e a teoria do caos foi aplicada a algumas áreas biomédicas, tais como cardiologia (para modelar o comportamento de células cardíacas embrionárias). Em termos de microprocessadores, SM Weiss, C.A.

Kulikowski e R.S. Galen da universidade de Rutgers desenvolveram o sistema SPE/EXPERT para análise de eletroforese de proteínas séricas.

Na década de 1990 teve uma especial importância o Projeto Genoma Humano, o qual tinha por objetivo conhecer a sequência completa do DNA humano. Este projeto foi financiado pelos Institutos Nacionais de Saúde dos Estados Unidos, Departamento de Energia dos Estados Unidos, e o *Welcome Trust*. Com isso, surgiram vários desenvolvimentos de dispositivos na Engenharia, tais como sequenciadores automáticos, dispositivos robóticos de manipulação de líquidos, software para informatização e montagem de sequências de DNA, e um robô de laboratório (uma modificação do “*Tecan Robotic Sample Processor*”) foi utilizado para a cultura e colheita de medula óssea, nódulos linfáticos, fibroblastos e outros tecidos, entre outros avanços relevantes.

Ainda assim, a maioria dos avanços tecnológicos estavam focados na área de Robótica da Reabilitação, sendo que uma pesquisa do início da década apresentou 400 aplicações de Robótica na Medicina, tais como sensores táteis para mão artificial, próteses de braço artificial, órteses, aparelhos de apoio para pessoas cegas, como o japonês MITI do projeto MELDOG, concebido para proporcionar funções de um cão-guia, e sistemas de reabilitação pós-cirurgia, como máquinas de movimento passivo contínuo. Na área cirúrgica foram desenvolvidos alguns robôs que auxiliam cirurgias, tal como para a neurocirurgia estereotáxica e prostatectomias.

A década de 90 também teve importantes avanços na tecnologia de dispositivos implantáveis, tais como dispositivos ativos implantáveis no cérebro, como por exemplo o sistema *freehead*, que fez uso de FES para restaurar a função de um lado paralisado de pessoas tetraplégicas (no início do ano 2000 cerca de 160 tetraplégicos já estavam usando o sistema *Freehand*). Em meados da década de 1990 nos Estados Unidos, dois a três milhões de pacientes por ano estavam sendo tratados com um implante artificial de algum tipo, tanto como dispositivos de suporte, como marca-passos e próteses de válvulas cardíacas, quanto articulações do quadril.

Nesta década também ocorreu o desenvolvimento da área de Engenharia de Tecidos e da Terapia Celular, tais como: substitutos baseados em células de pele para feridas, córneas para restaurar a visão, células transplantadas para osso, cartilagem e reparo do ligamento, transplantes para partes do cérebro e da medula para o tratamento de doenças neurodegenerativas, substituição do sistema pancreático para diabéticos,

dispositivos de assistência para insuficiência hepática, e estruturas tubulares para reparação de vasos sanguíneos, uréteres e trompas de Falópio.

O desenvolvimento da Ressonância Magnética Funcional (fMRI) tornou-se uma das principais metodologias para o estudo da ciência do cérebro e outras áreas de pesquisa, já que a técnica permitia mapear a atividade do cérebro humano, observando alterações na oxigenação sanguínea cortical. Este biomagnetômetro proporcionou um indicador da função cerebral não invasiva localizada, através da detecção de pequenos campos magnéticos, próximos da superfície do cérebro, o que era útil, por exemplo, para a localização de focos epiléticos (Tabela 6).

**Tabela 6.** Tecnologias reconhecidas pelo EMBS na década de 1990.

Ano	Principais Acontecimentos da Engenharia Biomédica na Década de 1990
1991	No hospital de Shaftesbury, em Londres, o robô cirúrgico SARP (Robô Assistente cirúrgico para prostatectomia assistida por computador) fez sua primeira operação
1993	O FDA autorizou testes clínicos de um procedimento cirúrgico robótico para a implantação de quadris artificiais
1997	O FDA aprovou a comercialização de um dispositivo que controla o tremor, com um gerador de impulsos implantado no peito que envia sinais para um eletrodo colocado no tálamo
1997	O FDA aprovou o Sistema Freehand, desenvolvido por P. Hunter Peckham da Universidade de Case Western Reserve
1998	A revolução do detector digital da General Electric propiciou o desenvolvimento do Sistema de Mamografia Digital de Campo Completo (Full Field Digital Mammography System) desenvolvido na Europa
1990	O “TurboFlash”, desenvolvido pela Siemens, o “fast SPGR speed” e o “fast spin-echo” desenvolvidos pela GE, diminuísem o tempo de aquisição de fMRI
1991	Surgiu a Ressonância Magnética Funcional (fMRI), técnica para mapear a atividade do cérebro humano, que observa alterações na oxigenação sanguínea cortical
1990	A Biomagnetic Technologies de San Diego entregou unidades de biomagnetômetros de 37-canalais a vários hospitais
1990	A Siemens instalou um biomagnetômetro de 37 canais, chamado Krenikon, na Universidade de Nürnberg
1997	A estereotaxia magnética, um sistema para localizar, em três dimensões, as áreas precisas do cérebro, realizou ensaios clínicos
1991	Foram publicados pela primeira vez imagens de PET do cérebro humano que mostra como o cérebro executa a tarefa de recordar uma palavra
1995	Martin Nuss do AT & T Bell Laboratories (agora Lucent Technologies) demonstrou, pela primeira vez, a imagem da pulsação em tera-hertz
1999	Surgiu o projeto “Visible Human”, uma representação digital de cada milímetro do corpo de um ser humano, “o primeiro ser humano digital”
1991	Foi desenvolvido o termômetro timpânico, ou de ouvido, que mede a temperatura do espectro de onda infravermelha do tímpano e do tecido circundante
1992	A monitorização de gás sanguíneo intra-arterial desenvolvido por Puritan Bennett-Corporation que determina, em tempo real, a concentração de íons de H <sup>+</sup> e as pressões parciais de O <sub>2</sub> - e de CO <sub>2</sub>
1990s	Desenvolvimento de um analisador de sangue portátil desenvolvido por i-Stat Corporation
1990s	Desenvolvimento de um dispositivo para testar distúrbios da tireoide, pela empresa Biocircuits Corporation
1990s	Desenvolvimento do O Lasette, um laser dedo-perfurador, que extrai o sangue da ponta do dedo para teste de glicose. Foi o primeiro dispositivo médico aprovado pela FDA para uso do consumidor

O avanço em estudos de imagens infravermelhas levou ao desenvolvimento de pulsos de laser de raios-T (ondas eletromagnéticas que se encontram entre a radiação infravermelha e a de micro-ondas do espectro eletromagnético), os quais foram utilizadas para criar imagens. Esta técnica foi capaz de distinguir materiais muito semelhantes, como tecidos queimados e saudáveis. A cirurgia endoscópica se fez menos nociva com o desenvolvimento de uma câmera de computador com vídeo-chip, a câmera 3-chip (que produz imagens a cores) e sistemas de vídeo em 3-D. O projeto “*Visible Human*” permitiu uma representação da anatomia através de sistemas altamente realistas de simulação, utilizados para treinar médicos em broncoscopia, artroscopia, punção venosa e outros procedimentos. Na década de 1990, nos Estados Unidos, cerca de 1,5 milhões de aparelhos auditivos foram vendidos, e foram oferecidos para os consumidores dispositivos para medir a frequência cardíaca e pressão arterial, sendo que mais de 750 mil monitores de frequência cardíaca foram vendidos a cada ano nos Estados Unidos.

A modelagem matemática de comportamentos de mecanismos biológicos teve também crescimento com o desenvolvimento de computadores mais sofisticados, e estimativas quantitativas de intervenções específicas tiveram maior rigorosidade, gerando o desenvolvimento de novas técnicas, como mecanismos de fractais na eletrofisiologia do coração, tais como natureza fractal da cinética do canal iônico e a dimensão fractal na análise de imagens médicas. As redes neurais foram uma tecnologia promissora, sendo que, no final da década, as redes neurais tinham entrado em uso rotineiro para certos diagnósticos. De acordo com Evangelia Micheli-Tzanakou, referenciado por Nebeker F. (2002), “No final da década de 1990, as redes neurais foram combinadas com a lógica difusa e com a transformada de wavelet, além de outros métodos, para produzir uma maior confiança na previsão de resultados e na classificação de padrões em situações normais e anormais”.

Segundo Nebeker (2002) no final da década de 1990, a EMBS identificou onze tecnologias que devem ter um impacto revolucionário na primeira década do século 21: modelagem computacional avançada e simulação de sistemas fisiológicos; computação de alto desempenho e sistemas distribuídos; mídia baseada na web para interagir e para a divulgação de informações; modalidades avançadas de imagem médica; informática biomédica; equipamentos de informática, biossensores inteligentes, dispositivos implantáveis, e novos instrumentos; engenharia de desempenho humano (biomecânica);

métodos de alto rendimento para a engenharia genética; órgãos artificiais e dispositivos de assistência; engenharia de reabilitação; e sistemas de avaliação de serviços de saúde.

É importante destacar o campo traçado pelos engenheiros biomédicos no desenvolvimento de novos dispositivos de instrumentação, que indicou levemente o contexto que representa as perspectivas que encaramos nesta tese de doutorado. Segundo Nebeker (2002), existem três tipos de dispositivos médicos: 1) diagnóstico, 2) terapêutica, e 3) apoio ou reabilitação. Os dispositivos de diagnóstico apresentam informações para os sentidos humanos, como por exemplo os registros bioelétricos (ECG, EEG, EMG), dispositivos de imagem por raios-X, tomografia computadorizada, ressonância magnética, geradores de imagens de ultrassom, etc. Para a criação de novos dispositivos médicos é importante que o dispositivo seja projetado para uso em pesquisa, sendo que o fabricante do dispositivo deve apresentar um manual com testes supervisionados por uma comissão de avaliação institucional, para garantir a segurança do paciente. Além do mais, o protocolo de testes do equipamento deve ser cientificamente sólido, e os benefícios e conhecimentos a serem adquiridos devem compensar o risco para o paciente.

**Tabela 7.** Principais campos de trabalho em Biotecnologia, segundo Peng (2009).

No	Biotecnologia em Desenvolvimento
1	Células-tronco embrionárias
2	Medicina genômica
3	microRNA
4	Próxima geração de sequenciamento
5	Quinase
6	Nanobiotecnologia
7	Epigenética
8	Câncer de células-tronco
9	Diagnóstico
10	Terapia genética
11	Imagem
12	Biotecnologia de alimentos
13	Engenharia metabólica
14	Biotecnologia agrícola
15	Biotecnologia ambiental
16	Biologia sintética

O campo da Engenharia Biomédica, como complemento da Bioengenharia, tem oferecido alternativas para o desenvolvimento da Biotecnologia na linha de Saúde Humana, já que a sua abordagem interdisciplinária permitiu o reconhecimento das ciências como a Engenharia Elétrica e a Engenharia Computacional no campo da Biologia e Medicina. Ainda assim, segundo Peng (2010), que realiza uma análise das tecnologias emergentes no campo da Biotecnologia no início do presente século, em um

artigo que foi publicado na revista *Nature Biotechnology*, o campo da Engenharia Biomédica é representado pela nona posição de interesse, e reconhecido dentro da área de “diagnóstico” (Tabela 7).

Por outro lado, a maioria dos desenvolvimentos feitos na área da Engenharia Biomédica foram publicados em revistas aprovadas pela EMBS, que são: *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* (T-BME), *Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* (T-NSRE), *Journal on Biomedical and Health Informatics* (J-BHI), *IEEE Reviews on Biomedical Engineering* (R-BME), *IEEE Journal of Translational Engineering in Health and Medicine* (J-TEHM), *Transactions on Medical Imaging* (T-MI), *Transactions on NanoBioscience* (T-NB), *Transactions on Computational Biology and Bioinformatics* (T-CBB) e *Transactions on Biomedical Circuits and Systems* (T-BCAS). Em termos de organização da produção do novo conhecimento, isso permite visibilizar os avanços nas novas tecnologias e as suas metodologias, desde o instante em que é apresentada a proposta de inovação em saúde até que o dispositivo consegue ter aprovação para ser comercializado, com seu reconhecimento na comunidade científica, e a patente obtida no processo. Na atualidade, existem vários congressos em que são apresentados os desenvolvimentos biotecnológicos na linha da Engenharia Biomédica, como o iCBEB (*International Conference on Biomedical Engineering and Biotechnology*) que, no ano 2012, teve como temáticas: bioinformática, biologia computacional, biologia de sistemas, imagem biomédica, processamento de sinais, engenharia celular e de tecidos e biotecnologia ambiental.

## Referências

- Endy, D. (2005). Foundations for Engineering Biology. *Nature Reviews*. Vol 438.doi:10.1038.
- Ferreira, A., Celeste W., Cheeín F., Bastos-Filho T., Sarcinelli-Filho M., Carelli E. (2008)..Human-Machine Interfaces based on EMG and EEG applied to robotic systems. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 5:1–10,
- Gulzar, A; Niazi; Riaz-Ud-Din. (2006). Biotechnology and Genomics in Medicine - A Review. *World Journal of Medical Sciences* 1 (2): 72-81, ISSN 1817-3055.
- iCBEB, Biomedical Engineering and Biotechnology 2012 International Conference on 2012. Disponível em:  
<http://ieeexplore.ieee.org/xpl/mostRecentIssue.jsp?punumber=6242774#TitleHist>, acessado o dia 15 de novembro de 2013.
- Müller, S. (2010). Proposal of a brain-computer interface based on visual evoked potentials to command an autonomous robotic wheelchair. *Journal of Medical and Biological Engineering*, 30(6), 407-416.
- Nebeker, F. (2002). Golden accomplishments in biomedical engineering, 50 Years of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society and the Emergence of a New Discipline. IEEE History Center, Piscataway, NJ.
- Oecd, (2011), 'Biotechnology R&D', in OECD Science, Technology and Industry Scoreboard, OECD Publishing. 2011. ([http://dx.doi.org/10.1787/sti\\_scoreboard-2011-41-en](http://dx.doi.org/10.1787/sti_scoreboard-2011-41-en)).
- Peng, W. (2009). Trends in Biotech Literature. *Nature Biotechnology*. Vol. 28 No. 9.2010.
- Smith, J. A. (2009).. Concise history of biotechnology-some keys determinants. *Biotechnology Fifth Edition*. Cambridge University Press. 1-17.