

MODELAGEM DA ATIVIDADE ELÉTRICA MUSCULAR VISANDO A AVALIAÇÃO DE SISTEMAS PARA DECOMPOSIÇÃO DE SINAIS ELETROMIOGRÁFICOS

ISABELLE CECÍLIA DE ANDRADE¹, ADRIANO O. ANDRADE²

Resumo: Este projeto teve como objetivo central o desenvolvimento de uma ferramenta computacional para o estudo da relação entre eletromiografia e força. A ferramenta desenvolvida possui diversas características importantes para o estudo desta relação. Dentre elas, destacam-se a possibilidade de análise simultânea de diversas características no domínio do tempo (obtidas a partir de sinais eletromiográficos), e a geração de gráficos que permitem a visualização da relação entre estas características com o sinal de força. A ferramenta permite ainda a avaliação de diferentes modelos (e.g., linear, quadrático e exponencial) que podem ser utilizados no estudo da relação entre força e eletromiografia. De modo a avaliar a ferramenta desenvolvida, foi realizado um estudo prático. Neste estudo, sinais eletromiográficos (EMG) foram coletados de 15 sujeitos que executaram oito protocolos experimentais diferentes. Os resultados obtidos foram compatíveis com outros similares encontrados na literatura, com a vantagem de permitirem a identificação de uma característica temporal em particular, denominada Valor Médio Absoluto, que melhor caracterizou a relação entre força e eletromiografia em todos os protocolos experimentais estudados. Estes resultados, além de possuírem diversas aplicações práticas, podem ser utilizados como parte integrante de simuladores de sinais EMG, desenvolvidos para diferentes aplicações como, por exemplo, para a avaliação de sistemas automáticos utilizados na decomposição de sinais EMG.

Palavras-chave: Sinal eletromiográfico; Primeiro Dorsal Interosseous; Relação EMG-força.

MODELING OF THE MUSCULAR ELECTRICAL ACTIVITY FOR THE EVALUATION OF EMG DECOMPOSITION SYSTEMS

Abstract: This project had as its main objective the development of a computational tool for the study of the relationship between electromyography and force. The developed tool has

¹ isabelle.cda@gmail.com

² aoandrade@felt.ufu.br

Laboratório de Engenharia Biomédica (BioLab) - Faculdade de Engenharia Elétrica - Universidade Federal de Uberlândia (UFU) - Av. João Naves de Ávila, 2121, Santa Mônica, Uberlândia, MG, Brasil

several important characteristics for the study of this relationship. Among them, it can be highlighted the possibility of simultaneous analysis of various characteristics in the time domain (obtained from electromyographic signals), and the generation of graphics that allow the visualization of the relation between these characteristics and the force signal. The tool also allows the evaluation of the different models (e.g., linear, quadratic and exponential) that can be used in the study of the relationship between force and electromyography. In order to evaluate the developed tool, a practical study was conducted. In this study, electromyographic signals (EMG) were collected from 15 subjects who performed eight different experimental protocols. The obtained results were consistent with others found in literature, with the advantage of allowing the identification of a time characteristic in particular, referred to as Mean Absolute Value (MAV), which best characterized the relationship between force and electromyography in all experimental protocols studied. These results, besides having several practical applications, can be used as part of EMG signals simulators, developed for different applications, like the evaluation of automatic systems used in the decomposition of EMG signals.

Keywords: Electromyographic signal; First Dorsal Interosseous; EMG-force relationship.

1 INTRODUÇÃO

Na tentativa de representar qualquer sistema real de forma satisfatória, é necessária a elaboração de um modelo que retrate com fidelidade o sistema em estudo e sua relação com variáveis de interesse.

A modelagem de qualquer tipo de sinal permite a geração de cenários, a partir dos quais se pode orientar o processo de tomada de decisão, proceder a análises e avaliações de sistemas e propor soluções para a melhoria de desempenho.

O objetivo deste trabalho foi o desenvolvimento de um sistema computacional utilizado no estudo e modelagem da relação entre eletromiografia e força. Os resultados obtidos a partir do sistema desenvolvido podem ser utilizados no desenvolvimento de simuladores de sinais EMG específicos, como por exemplo, aqueles requeridos para avaliação da qualidade de sistemas de decomposição de sinais EMG.

Os sinais simulados devem apresentar as principais características experimentais, e podem ser modelados levando em consideração diferentes características dos sinais EMG. O

foco central deste trabalho foi investigar a relação entre força e eletromiografia. Os resultados deste estudo podem ser utilizados em aplicações práticas (e.g., ensino) e também como parte integrante de simuladores de sinais EMG com diferentes propósitos.

2 ESTRUTURA DO MÚSCULO E O SINAL ELETROMIOGRÁFICO

Toda e qualquer atividade motora é produzida pela ação de um único tipo de tecido, que constitui o músculo estriado esquelético, músculo inervado pelo sistema nervoso central. Cada músculo esquelético é composto por centenas de células, ou fibras musculares, que são individualmente inervadas por um único axônio. Como este axônio se origina em um neurônio, o mesmo é denominado neurônio motor ou motoneurônio (FIGURA 1).

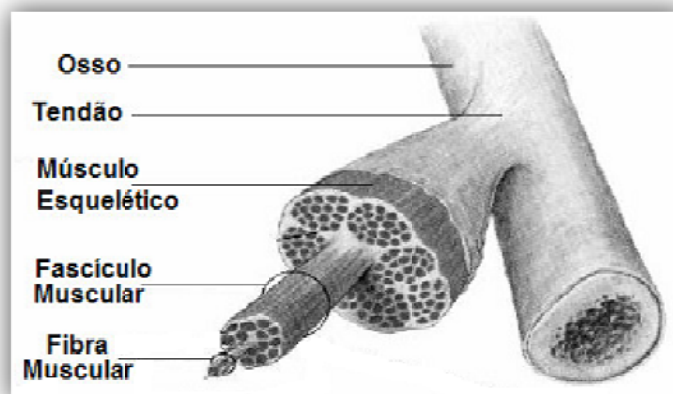


FIGURA 1 - Estrutura de um músculo esquelético. Adaptado de BELTRAMINI.

A contração de um músculo é o resultado da contração relativamente independente das fibras musculares que o compõem. Um único motoneurônio pode inervar várias fibras musculares distintas de um mesmo músculo, tornando assim a atividade conjunta dessas fibras subordinada à atividade do respectivo motoneurônio. Assim, se esse motoneurônio for ativado, todas as fibras musculares que ele inerva também serão ativadas. Esse conjunto composto por um motoneurônio e suas respectivas fibras é denominado unidade motora.

A análise dos sinais elétricos provenientes de uma unidade motora, denominados potenciais de ação das unidades motoras (MUAP - Motor Unit Action Potential), pode ser utilizada para diagnosticar vários tipos de disfunções neuromusculares, além de fornecer informações de grande valia para uma melhor compreensão do comportamento do sistema neuromuscular em diversas condições como lesão, fadiga, etc.

Obter diretamente o sinal elétrico proveniente de uma única unidade motora, como ilustrado na FIGURA 2, é um processo complexo e às vezes inviável na prática. Por isso, frequentemente, o sinal eletromiográfico (EMG) de um músculo é obtido por completo, ao invés das atividades individuais de suas unidades motoras.

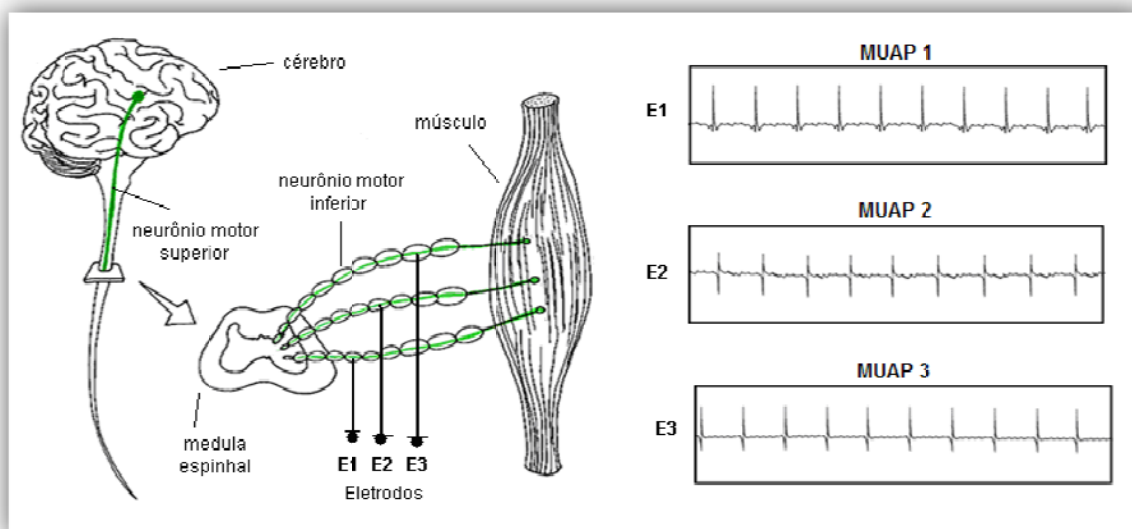


FIGURA 2 - Detecção dos trens de MUAPs.

O sinal EMG pode ser conceituado como a soma dos potenciais de ação das várias unidades motoras ativas que se encontram na região onde foi posicionado o eletrodo. Em resumo, pode-se dizer que o sinal EMG é o sinal total detectado por um eletrodo.

Essa detecção do sinal EMG pode ser feita utilizando-se eletrodos invasivos (introduzidos no tecido muscular - eletrodo de agulha) ou não-invasivos (colocados na pele - eletrodo de superfície). A escolha do tipo de eletrodo depende, principalmente, do tipo de músculo estudado. Para músculos grandes e superficiais é possível utilizar eletrodos não-invasivos, enquanto que em músculos mais profundos, é preferível a utilização dos eletrodos de agulha.

A análise direta do sinal EMG obtido por qualquer desses eletrodos é imprecisa, pois os potenciais de ação estão sobrepostos, o que torna as características de cada potencial não evidentes. A separação do sinal EMG bruto em vários trens de MUAP's é comumente referida como decomposição de sinais EMG.

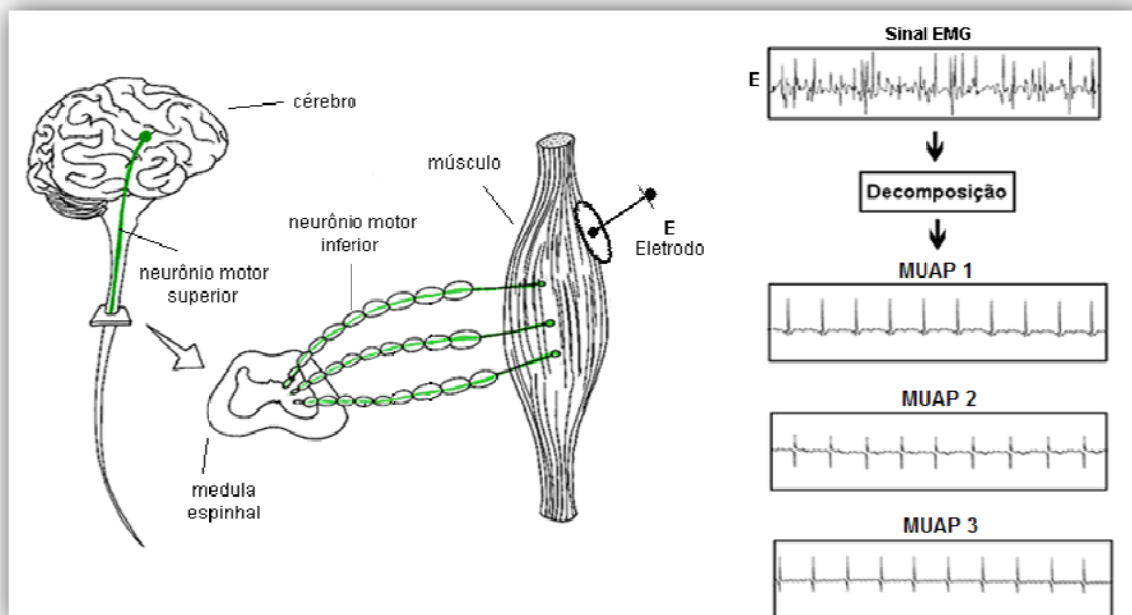


FIGURA 3 - Detecção e decomposição do sinal EMG.

3 MODELAGEM DO SINAL EMG

A decomposição de sinais EMG pode ser feita de forma automatizada. E para tal, muitos pesquisadores propõem métodos que decompõem o sinal EMG com eficiência e precisão (STASHUK 2001; ANDRADE 2005; FLORESTAL et al. 2006). É fundamental em um projeto de um sistema de decomposição que este seja validado visando obter informações sobre a precisão da decomposição. Uma maneira de se realizar tal tarefa é através do uso de sinais EMG modelados artificialmente. Este método permite uma ótima avaliação, pois, dessa maneira, a correta decomposição já é conhecida antecipadamente.

A modelagem consiste na combinação de MUAPs, que podem ter sido gerados sinteticamente (formulação matemática) ou obtidos através de decomposição manual (feita por um especialista), para formar um sinal EMG completo (DEVASAHAYAM 2000; FARINA et al. 2001; LOWERY and O'MALLEY 2003; HAMILTON-WRIGHT and STASHUK 2005). Simulações de diferentes situações reais demandam diferentes combinações, por exemplo, para simular o sinal EMG produzido por uma contração muscular próxima da máxima contração voluntária, é conveniente que se use um número grande de potenciais de ação individuais para que seja representado o recrutamento de um grande número de unidades motoras. Assim como o número de unidades motoras ativas, existem também outros parâmetros que podem ser levados em consideração para a modelagem de um

sinal EMG. Um bom sistema de modelagem deve permitir a variação de um número considerável de parâmetros para que se possa avaliar a sensibilidade do algoritmo de decomposição levando-se em consideração sinais EMG com diferentes características.

4 RELAÇÃO EMG-FORÇA

Como já dito anteriormente, todo modelo elaborado visa estabelecer a relação entre variáveis de interesse escolhidas e o sistema estudado. Neste projeto estabeleceu-se como foco de estudo a relação entre a força muscular e o sinal EMG.

Esta relação entre a força muscular e o sinal EMG vem sendo estudada por vários autores (ENOKA, FUGLEVAN 2001, ZHOU, RYMER 2003, 2004, MASAKADO et al. 1995), porém uma formulação concreta da mesma ainda é discutida, já que seu valor parece depender de vários fatores, como o tamanho do músculo e o posicionamento das fibras nas unidades motoras (MASAKADO et al. 1995). Assim, vários autores afirmam a relação linear entre a força no músculo e o recrutamento (sucessiva ativação) de unidades motoras, porém não especificam uma relação direta entre o sinal eletromiográfico e a força exercida pelo músculo.

O estudo da relação entre o sinal EMG e a força exercida pelo músculo foi o foco do modelo elaborado neste projeto, devido principalmente a importância deste fator na averiguação de disfunções musculares, fadiga e outras doenças correlatas ao sinal EMG.

5 FIRST DORSAL INTEROSSEOUS

A elaboração de um protocolo para a medição das variáveis relacionadas à relação EMG-força foi indispensável, porém, antes deste processo, foi necessário determinar o músculo no qual a medição seria feita.



FIGURA 4 - Músculo FDI.

Após várias pesquisas e estudos de viabilidade, escolheu-se o músculo First Dorsal Interosseus, pequeno músculo da mão responsável pelo movimento de adução do dedo indicador, ou seja, o movimento de distanciamento do dedo indicador do dedo médio (FIGURA 4).

Os principais fatores que levaram a escolha deste músculo foram: a facilidade de movimentação do mesmo, a facilidade de posicionamento do eletrodo sobre o músculo e a quantidade de informações encontradas sobre sua anatomia e fisiologia.

6 INTERFACE

A fim de realizar as medições previstas, dois equipamentos eram necessários: um equipamento para medição da força no músculo e outro para a medição do sinal EMG (eletromiógrafo). Ambos já se encontravam disponíveis no Laboratório de Engenharia Biomédica (BioLab) da Universidade Federal de Uberlândia, porém nenhuma interface entre eles existia, e somente o eletromiógrafo possuía conexão com o computador. Assim, um sistema foi desenvolvido a fim de suprir essas necessidades (FIGURA 5).



FIGURA 5 - Sistema desenvolvido.

O sistema baseia-se em um software desenvolvido para a pesquisa com a ferramenta Microsoft Visual Studio e a linguagem de programação C# DotNet. O mesmo realiza a conexão entre os dois equipamentos, recebendo dados do medidor de força (Force Gauge FG-5100), através de um cabo serial específico, e enviando um sinal para o eletromiógrafo, a fim

de sincronizar as duas amostragens. O circuito do cabo serial projetado pode ser visualizado na FIGURA 6.

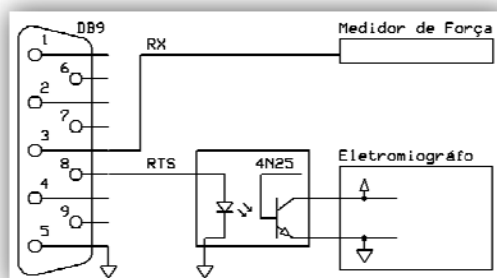


FIGURA 6 - Conexão entre o medidor de força, o computador e interface entre os equipamentos.

O software desenvolvido possui duas interfaces. A interface principal (FIGURA 7) é responsável pela visualização da força medida em tempo real, sendo a mesma apresentada sobre um protocolo de força previamente elaborado, que o usuário tentará seguir.

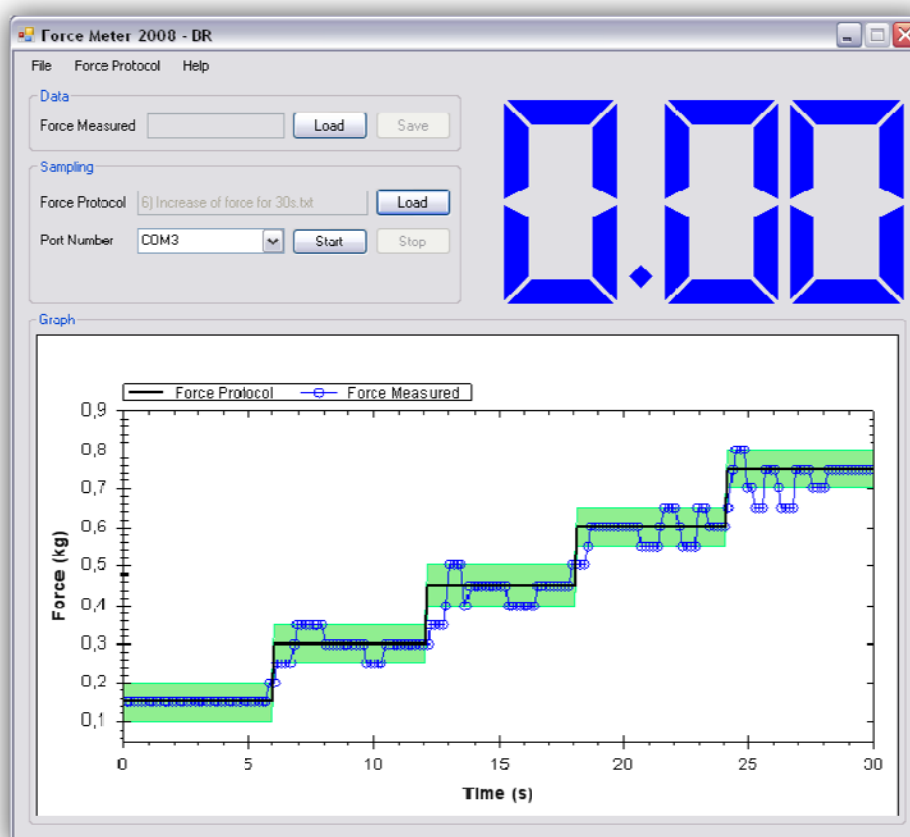


FIGURA 7 - Interface principal do software.

O protocolo de força consiste em um valor de força alvo (linha em negrito) e uma faixa de valores limites (em verde) permitidos. Este protocolo pode ser elaborado da forma como o pesquisador desejar, utilizando a interface secundária, “Protocol Maker” (FIGURA 8). Esta interface permite a elaboração de qualquer protocolo baseado em três funções básicas que podem ser combinadas de qualquer forma: a função reta, a função seno e a função parábola. Esta funcionalidade do software o torna mais versátil e facilita a posterior comparação entre o protocolo de força utilizado e o sinal EMG obtido.

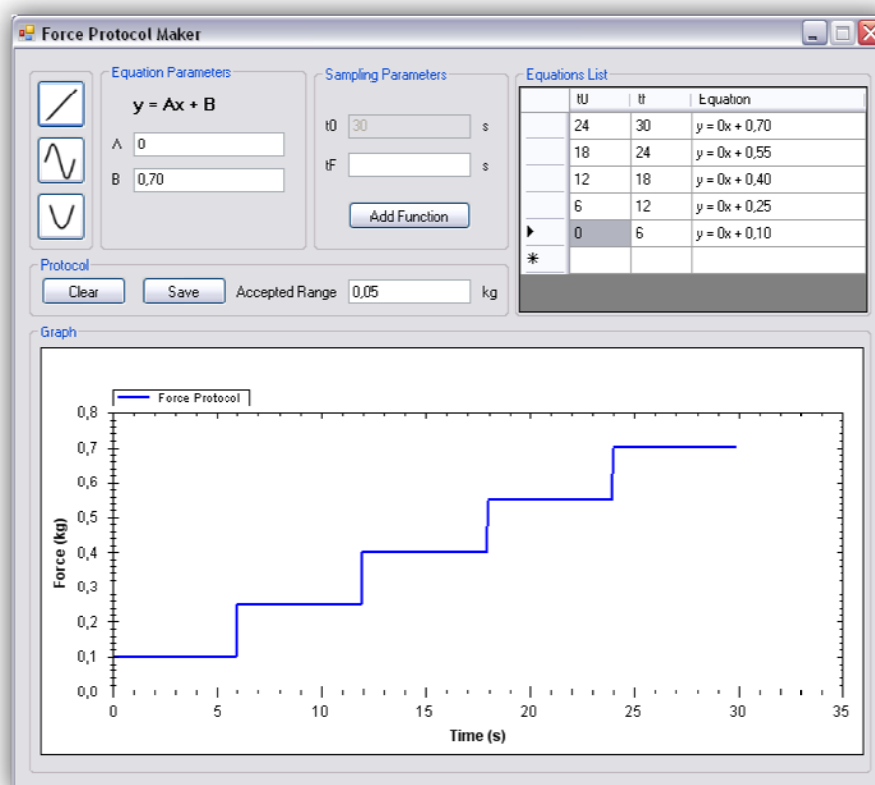


FIGURA 8 - Interface secundária do software, “Protocol Maker”.

7 MEDIÇÕES

Com o sistema pronto, foram realizados inúmeros testes e medições piloto para verificar se as mesmas eram consistentes com os resultados esperados. Finalmente, após algumas adaptações, chegou-se a uma versão do sistema completo, totalmente funcional.

Esta versão foi então utilizada em medições reais, com quinze voluntários, no próprio Laboratório de Engenharia Biomédica. O procedimento de medição segue os seguintes passos:

- i. Preparação do material e posicionamento dos eletrodos de superfície: um sobre o músculo FDI e outro em um ponto de referência;
- ii. Determinação do nível de ruído do canal, verificando as conexões dos equipamentos;
- iii. Início dos testes.

Foram gerados para a pesquisa oito protocolos de força, entre eles, cinco protocolos com sinais de força constantes e três com sinais de força variáveis, combinados em funções crescentes e decrescentes (FIGURA 9).

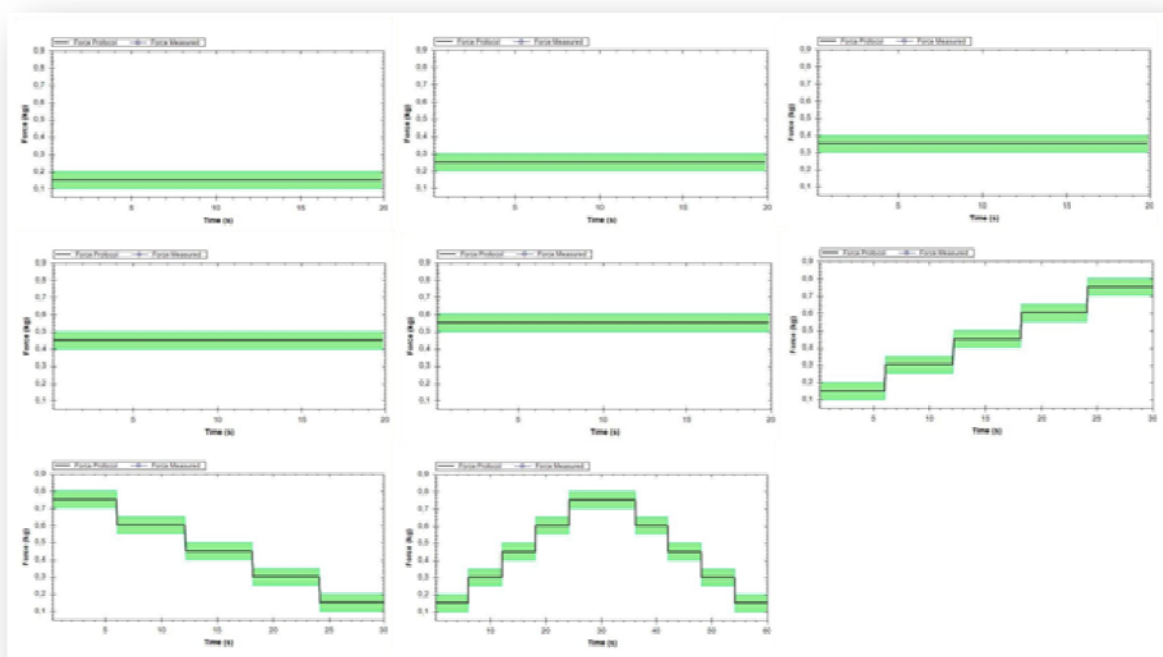


FIGURA 9 - Protocolos de força empregados na pesquisa.

O tempo total do procedimento não ultrapassa 30 minutos e nenhuma etapa do mesmo é invasiva ou prejudicial ao voluntário.

8 ANÁLISE DOS DADOS

Após a coleta dos dados foi necessário o desenvolvimento de uma plataforma que permitisse a visualização e a análise dos mesmos de uma forma eficaz e informatizada. Esta plataforma seria responsável pela análise de padrões entre algumas características do sinal EMG (características estatísticas, probabilísticas) e o sinal de força.

A seleção destas características baseou-se principalmente no fato do sinal EMG ser uma série temporal e, portanto, poder ser representado por características no domínio do tempo. Porém, se fossemos calcular estatísticas com base no sinal EMG completo, a estrutura temporal do mesmo seria perdida. Assim, a abordagem adotada foi de segmentar o sinal e compilar as características obtidas de cada segmento. Esta técnica é também conhecida como “janelamento” e é utilizada principalmente para aumentar as características espectrais de um sinal amostrado (FIGURA 10).

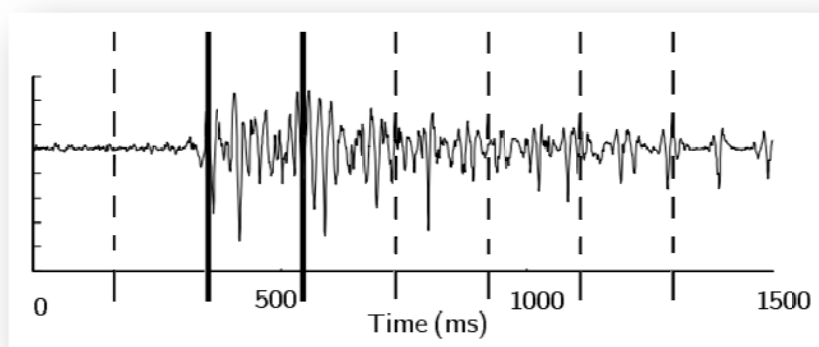


FIGURA 10 - Exemplo de janelamento.

Desta forma, as características selecionadas no domínio do tempo foram:

- a. Valor Médio Absoluto (MAV - Mean Absolute Value);
- b. Inclinação do Valor Médio Absoluto (MAVS - Mean Absolute Value Slope);
- c. Cruzamentos em zero (ZC - Zero Crossings);
- d. Mudanças no sinal de inclinação (SSC - Slope Sign Changes);
- e. Comprimento da forma de onda (WL - Waveform Length)

Estas características representam o sinal EMG no domínio do tempo, sendo que os cruzamentos em zero e as mudanças no sinal de inclinação fornecem medidas do índice de frequência do sinal e o comprimento da forma de onda fornece informações sobre a complexidade da forma de onda em cada segmento (medida de amplitude, frequência e duração do sinal em um único parâmetro). Os métodos de cálculo para cada uma destas características foram baseados em (ENGLEHART 1998).

Outros valores também considerados no desenvolvimento da plataforma foram os momentos estatísticos, que fornecem informações sobre a localização e a variabilidade de um conjunto de amostras, ou seja, sobre a aparência da distribuição. A média e variância são os dois primeiros momentos estatísticos, sendo o terceiro e o quarto: *skew* e *kurtosis*.

O momento *skew* é uma medida da simetria da forma de distribuição, sendo o valor de *skew* igual a zero se uma distribuição for simétrica. Já o quarto momento, *kurtosis*, é uma medida do achatamento de uma distribuição (ou de seu “apontamento”).

Assim, uma interface em Matlab (<http://www.mathworks.com/>) foi desenvolvida levando em consideração todo o escopo do projeto, ou seja, a análise e visualização do sinal EMG, de suas características e a comparação das mesmas a um sinal de força do músculo. A versão final da plataforma projetada e utilizada neste projeto pode ser vista no APÊNDICE A.

Tal plataforma apresenta ao usuário quatro seções principais. A primeira, “*Signals*”, permite o carregamento de um sinal de força e seu respectivo sinal EMG (ambos obtidos do banco de dados gerado na primeira fase da pesquisa), além de suas visualizações nos gráficos: EMG (uV) x Tempo (s) e Força (%kg) x Tempo (s).

A segunda, “*Window*”, permite a determinação do tamanho do segmento utilizado no janelamento do sinal. Neste trabalho o tamanho do segmento utilizado em todas as análises foi de 0.5 segundos.

Já a seção “*EMG Features*” fornece uma lista com todas as características disponíveis na interface, permitindo a seleção de uma ou mais características com o objetivo de comparação entre seus resultados. As características selecionadas são plotadas em sobreposição ao sinal de força, no gráfico Força (%kg) x Tempo (s).

Finalmente a última seção da plataforma, “*Force/Feature Relation Analysis*”, fornece certos parâmetros de comparação entre o sinal da força e a característica selecionada. O parâmetro “*Max. Corr. Coeficient*” (Coeficiente de Correlação Máximo) representa o grau de similaridade entre as formas de onda do sinal de força e da característica, sendo este valor máximo em certo ponto de deslocamento de uma forma de onda em relação à outra (*lag*). O valor do coeficiente de correlação em relação ao deslocamento das formas de onda pode ser visualizado no gráfico *Force/Feature Cross-Correlation*.

Também na seção “*Force/Feature Relation Analysis*” uma equação aproximada da relação Força/Característica é obtida para cada tipo de aproximação escolhida (linear, quadrática ou exponencial). Esta relação é representada no gráfico *Force x Feature* (Força x Característica) e pode ser avaliada a partir do erro quadrático médio, calculado a partir dos valores da função aproximada e dos dados reais.

Utilizando então a plataforma finalizada, todos os sinais coletados foram analisados e o banco de dados gerado está disponível no Laboratório de Engenharia Biomédica (BioLab).

9 RESULTADOS

Os resultados foram organizados de forma que para cada um dos voluntários, doze parâmetros interessantes foram calculados para cada uma das características selecionadas.

Estes parâmetros foram :

- Máximo Coeficiente de Correlação (**Corr. Coef.**);
- Deslocamento no qual ocorre o máximo coeficiente de correlação (**Lag**);
- Equação linear aproximada (parâmetros **a** e **b**, fazendo-se $y = ax+b$);
- Equação quadrática aproximada (parâmetros **a**, **b** e **c**, fazendo-se $y = ax^2+bx+c$);
- Equação exponencial aproximada (parâmetros **a** e **b**, fazendo-se $y = b \cdot e^{a \cdot x}$);
- Erro quadrático médio para cada uma das aproximações (**error**).

A quantidade de dados resultante para cada protocolo é então de 1.620 amostras (15 voluntários, 9 características e 12 parâmetros), ou seja, 12.960 amostras considerando os oito protocolos utilizados.

Desta forma, com o objetivo de facilitar a análise, calculou-se a média de cada um dos parâmetros (relacionados a todos os voluntários) em cada protocolo. As tabelas abaixo apresentam os valores encontrados:

	Linear Model				Quadratic Model				Exponential Model		
	Corr Coef	a	b	error	a	b	c	erro	a	b	error
MAV	0.98405	-0.0442	0.7157	0.1098	0.21313	-0.50097	1.08029	0.00991	0.94713	-0.07237	0.02617
MAVS	0.75369	-0.022	0.7475	0.0784	-0.06455	0.02679	0.81139	0.00988	0.81567	-0.06837	0.02602
ZC	0.97911	-0.0171	0.7591	0.0802	0.27899	-0.43841	0.97891	0.01038	0.85043	-0.05224	0.02689
SSC	0.98261	-0.002	0.8132	0.0137	-13.8096	27.28544	-12.6328	0.01006	0.9957	-0.06335	0.02633
WL	0.9832	-0.0952	0.8496	0.0281	-11.0391	21.54283	-9.7197	0.01015	0.97695	-0.08137	0.02537
RMS	0.98676	-0.0687	0.852	0.0119	1.13543	-2.404	2.06031	0.00991	1.41138	-0.10718	0.02617
Var	0.94273	-0.0018	0.6702	0.1457	-0.05226	0.08114	0.78345	0.01039	0.79256	0.01175	0.02619
Kur	0.90979	0.006	0.7667	0.0274	-0.18213	0.26478	0.75359	0.01041	0.77949	0.07894	0.02757
Skew	0.95664	-0.0052	0.8015	0.0121	-0.06895	0.14995	0.7619	0.01035	0.77478	0.08258	0.02751

TABELA 1 - Média dos parâmetros no Protocolo 1.

	Linear Model				Quadratic Model				Exponential Model		
	Corr Coef	a	b	error	a	b	c	error	a	b	error
MAV	0.99385	0.0169	0.9039	0.0038	-0.4634	0.62391	0.71507	0.00306	1.01877	-0.11129	0.00502
MAVS	0.77076	0.0008	0.9201	0.0038	0.01488	-0.03058	0.91558	0.0029	0.91114	-0.01743	0.00494
ZC	0.99117	-0.0112	0.8603	0.0687	0.96349	-1.65732	1.62336	0.00307	0.94707	-0.03017	0.00502
SSC	0.99179	-0.0145	0.9316	0.0037	1.8204	-3.63622	2.73256	0.00313	1.04689	-0.03918	0.00509
WL	0.99196	0.0011	0.9181	0.0038	-15.3496	30.08052	-13.8419	0.00309	2.56114	-0.28303	0.00499
RMS	0.99653	0.0259	0.8279	0.0704	-1.59937	2.63885	-0.16313	0.00306	1.19314	-0.19668	0.00503
Var	0.95866	0.0042	0.9141	0.0037	-0.11585	0.07593	0.91096	0.00306	0.93712	-0.05281	0.00498
Kur	0.91713	0.0011	0.9172	0.0038	-0.14911	0.18147	0.86763	0.00329	0.90931	0.00966	0.00529
Skew	0.9711	0.0058	0.9148	0.0037	-0.15631	0.21963	0.84179	0.00328	0.90527	0.01814	0.00528

TABELA 2 - Média dos parâmetros no Protocolo 2.

	Linear Model				Quadratic Model				Exponential Model		
	Corr Coef	a	b	error	a	b	c	error	a	b	error
MAV	0.98638	-0.0408	0.8816	0.0059	-0.38831	0.35737	0.8229	0.00533	0.94929	-0.10587	0.00991
MAVS	0.75338	-0.0115	0.8502	0.0068	-0.09093	0.04802	0.83855	0.00614	0.84361	-0.03881	0.0117
ZC	0.98897	0.0091	0.8414	0.0063	0.25847	-0.44416	1.03182	0.00591	0.86695	0.00375	0.01079
SSC	0.98597	-0.0373	0.8661	0.006	-0.9507	1.89165	-0.10165	0.0054	0.85041	0.00579	0.0098
WL	0.98398	-0.0145	0.8593	0.0061	-3.34332	6.16785	-2.03179	0.0054	0.96113	-0.13141	0.00999
RMS	0.99272	-0.0727	0.914	0.0059	-0.83473	0.96557	0.66489	0.00535	1.13475	-0.18691	0.00985
Var	0.93393	0.0087	0.842	0.0062	-0.15816	0.14879	0.81264	0.00547	0.85126	-0.02441	0.01043
Kur	0.91992	0.0067	0.8438	0.0066	0.00595	0.01715	0.82907	0.00635	0.82669	0.02281	0.01177
Skew	0.97091	0.0021	0.7794	0.0711	0.04354	-0.04093	0.84833	0.00633	0.82948	0.01603	0.01172

TABELA 3 - Média dos parâmetros no Protocolo 3.

	Linear Model				Quadratic Model				Exponential Model		
	Corr Coef	a	b	error	a	b	c	error	a	b	error
MAV	0.98921	-0.0393	0.9142	0.0043	-0.49631	0.73208	0.6109	0.00398	0.97505	-0.11382	0.00589
MAVS	0.79446	0.0002	0.8818	0.0045	0.05489	-0.05997	0.88909	0.00413	0.88017	-0.01713	0.00619
ZC	0.99126	-0.0333	0.9087	0.0043	-0.16939	0.29077	0.75219	0.00402	0.89197	0.00095	0.00598
SSC	0.991	0.0578	0.8469	0.0045	-0.53245	1.16049	0.2715	0.00401	0.81584	0.11421	0.00605
WL	0.98711	-0.0492	0.9174	0.0042	-0.65681	1.00947	0.49125	0.00391	0.95071	-0.09485	0.00585
RMS	0.99481	-0.0667	0.9424	0.0043	-1.74839	3.01567	-0.41987	0.00397	1.11216	-0.20205	0.00589
Var	0.94725	0.0087	0.883	0.0045	0.00595	-0.02613	0.89441	0.00401	0.88778	-0.01211	0.00606
Kur	0.92764	0.0125	0.8812	0.0046	-0.04138	0.07592	0.85458	0.00413	0.86757	0.02836	0.00623
Skew	0.97396	0.0201	0.8732	0.0045	-0.02615	0.07895	0.83969	0.0041	0.85825	0.04013	0.00619

TABELA 4 - Média dos parâmetros no Protocolo 4.

	Linear Model				Quadratic Model				Exponential Model		
	Corr Coef	a	b	error	a	b	c	error	a	b	error
MAV	0.98778	-0.0095	0.8776	0.0041	-0.35933	0.59085	0.62449	0.00381	0.91249	-0.02705	0.00615
MAVS	0.76963	-0.0407	0.8858	0.0045	-0.01847	-0.01713	0.87685	0.00417	0.87831	-0.04613	0.00658
ZC	0.99089	-0.0751	0.941	0.0045	-0.57119	0.96559	0.46378	0.00419	0.91795	-0.05292	0.00665
SSC	0.98938	0.0026	0.8726	0.0043	0.54564	-0.98139	1.31365	0.00395	0.91442	-0.01266	0.00639
WL	0.9858	-0.0097	0.8788	0.0041	-0.34771	0.55093	0.65099	0.00378	0.92849	-0.03178	0.00609
RMS	0.99436	-0.014	0.8826	0.0041	-1.24268	2.2489	-0.15029	0.00379	1.004	-0.04573	0.00613
Var	0.94871	-0.0004	0.8715	0.0042	-0.16817	0.18935	0.81911	0.0039	0.88167	-0.02695	0.00639
Kur	0.92885	-0.0039	0.8745	0.0046	-0.11765	0.12592	0.83674	0.00435	0.87234	-0.01603	0.00681
Skew	0.97356	-0.0083	0.8767	0.0046	-0.18744	0.25251	0.78332	0.00436	0.87851	-0.02305	0.00681

TABELA 5 - Média dos parâmetros no Protocolo 5.

	Linear Model				Quadratic Model				Exponential Model		
	Corr Coef	a	b	error	a	b	c	error	a	b	error
MAV	0.96724	1.2002	-0.1684	0.0212	-1.5315	2.85479	-0.57097	0.0164	0.09037	2.9219	0.21463
MAVS	0.75785	0.5124	0.3772	0.06	-0.60975	0.89157	0.35561	0.05527	0.31674	1.0999	0.47111
ZC	0.91265	0.8133	-0.125	0.0377	1.153	-1.11615	0.68566	0.03639	0.97867	2.36747	0.30205
SSC	0.80614	-1.5698	1.5665	0.0298	2.57165	-5.24291	2.86211	0.02652	5.05382	-3.69637	0.24129
WL	0.96567	1.1852	-0.1356	0.0233	-1.90123	3.40538	-0.77359	0.01761	0.1094	2.88041	0.22515
RMS	0.94148	1.7101	-0.7616	0.019	-2.16897	4.82761	-1.85636	0.01686	0.02223	4.40881	0.18765
Var	0.91466	1.0694	0.1899	0.0358	-1.63039	2.20055	0.06259	0.02073	0.21621	2.14237	0.31214
Kur	0.77092	-0.1406	0.5149	0.0639	0.52697	-0.65424	0.61805	0.06203	0.43891	-0.29725	0.51621
Skew	0.84528	-0.1184	0.537	0.0633	-0.08159	-0.03333	0.53121	0.06215	0.50079	-0.23844	0.51276

TABELA 6 - Média dos parâmetros no Protocolo 6.

Linear Model	Quadratic Model	Exponential Model
--------------	-----------------	-------------------

	Corr Coef	a	b	error	a	b	c	error	a	b	error
MAV	0.971	1.1639	-0.0957	0.0179	-1.33793	2.68982	-0.50176	0.0142	0.12767	2.50799	0.14917
MAVS	0.75951	0.4099	0.4348	0.0533	-0.49015	0.76703	0.41036	0.05109	0.37343	0.89854	0.32774
ZC	0.94812	0.9787	-0.1607	0.0312	0.74703	-0.19482	0.29975	0.02986	0.15633	2.29484	0.19925
SSC	0.82486	-0.9852	1.0466	0.0274	1.45437	-2.60969	1.42728	0.0241	2.42023	-2.29977	0.17009
WL	0.97077	1.0733	0.0268	0.0177	-1.09812	2.14704	-0.20087	0.01363	0.16316	2.27434	0.14897
RMS	0.95737	1.7	-0.6996	0.0161	-1.63487	4.12811	-1.59731	0.01453	0.0406	3.80837	0.13278
Var	0.89406	1.0743	0.251	0.0344	-1.75165	2.32922	0.10301	0.0187	0.27312	1.87068	0.22035
Kur	0.80815	-0.2425	0.6139	0.0558	0.15375	-0.39314	0.64803	0.05315	0.59001	-0.55779	0.33757
Skew	0.86782	-0.2947	0.6895	0.0522	0.12184	-0.49945	0.77345	0.04982	0.86405	-0.68991	0.31549

TABELA 7 - Média dos parâmetros no Protocolo 7.

	Linear Model				Quadratic Model				Exponential Model			
	Corr Coef	a	b	error	a	b	c	error	a	b	error	
MAV	0.97715	1.1963	-0.1126	0.0184	-1.26147	2.55493	-0.43595	0.0151	0.11182	2.81597	0.28018	
MAVS	0.75358	0.5116	0.4142	0.0574	-0.82227	1.06311	0.37559	0.05431	0.34305	1.20792	0.51701	
ZC	0.93562	0.8909	-0.1058	0.0374	0.06574	0.78449	-0.06471	0.03629	0.4443	2.51703	0.34037	
SSC	0.77349	-1.1415	1.0884	0.0311	-0.13132	0.0991	0.22959	0.02416	2.79865	-3.17557	0.27336	
WL	0.97655	1.0613	0.0085	0.0203	-0.90851	1.90146	-0.13797	0.017	0.14437	2.51636	0.29557	
RMS	0.95371	1.7129	-0.7071	0.0168	-1.27651	3.51315	-1.32388	0.01531	0.03411	4.1804	0.25541	
Var	0.90659	1.1812	0.2268	0.0334	-1.78419	2.33236	0.10977	0.01875	0.24297	2.2172	0.36137	
Kur	0.78399	-0.2361	0.5776	0.0633	0.03709	-0.29258	0.59235	0.06091	0.55441	-0.65681	0.54283	
Skew	0.85741	-0.1653	0.5908	0.0608	-0.21731	-0.00573	0.57607	0.05853	0.71822	-0.51138	0.5247	

TABELA 8 - Média dos parâmetros no Protocolo 8.

A fim de promover a comparação entre os protocolos, também foram gerados gráficos em radar (*net graphs*) para cada um dos parâmetros. Neles, a visualização das similaridades entre os protocolos fica evidente.

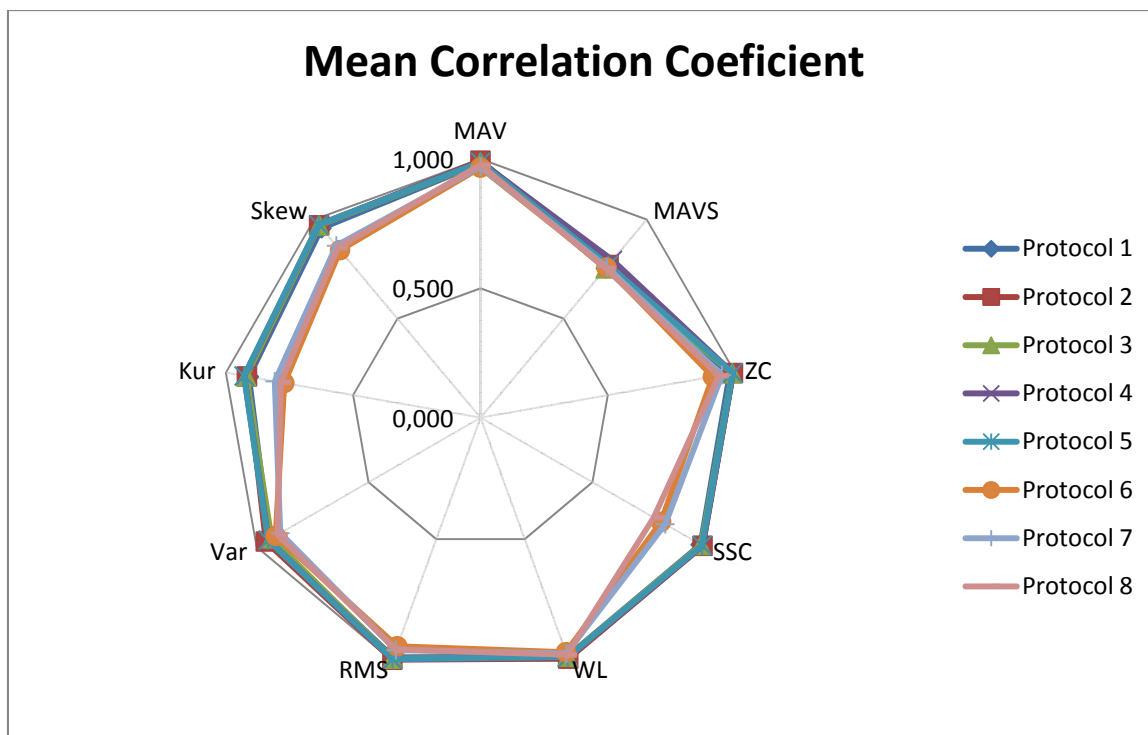


FIGURA 11 - Gráfico: Média do Coeficiente de Correlação.

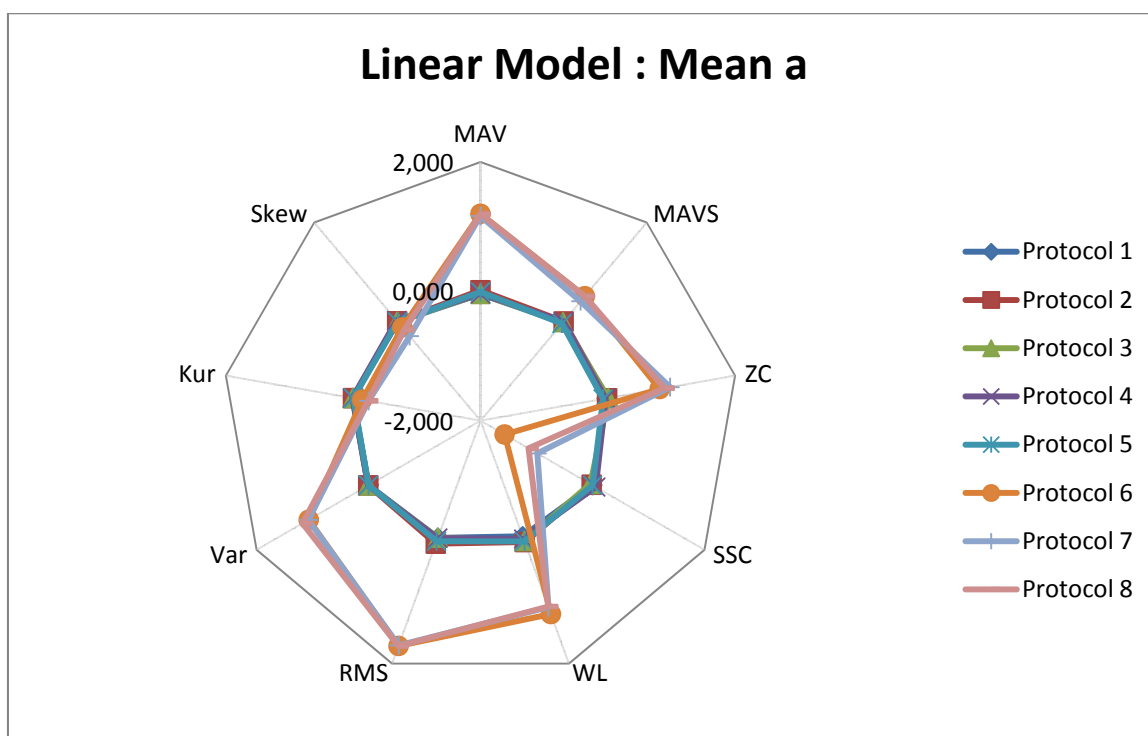


FIGURA 12 - Gráfico: Média do Parâmetro Linear a.

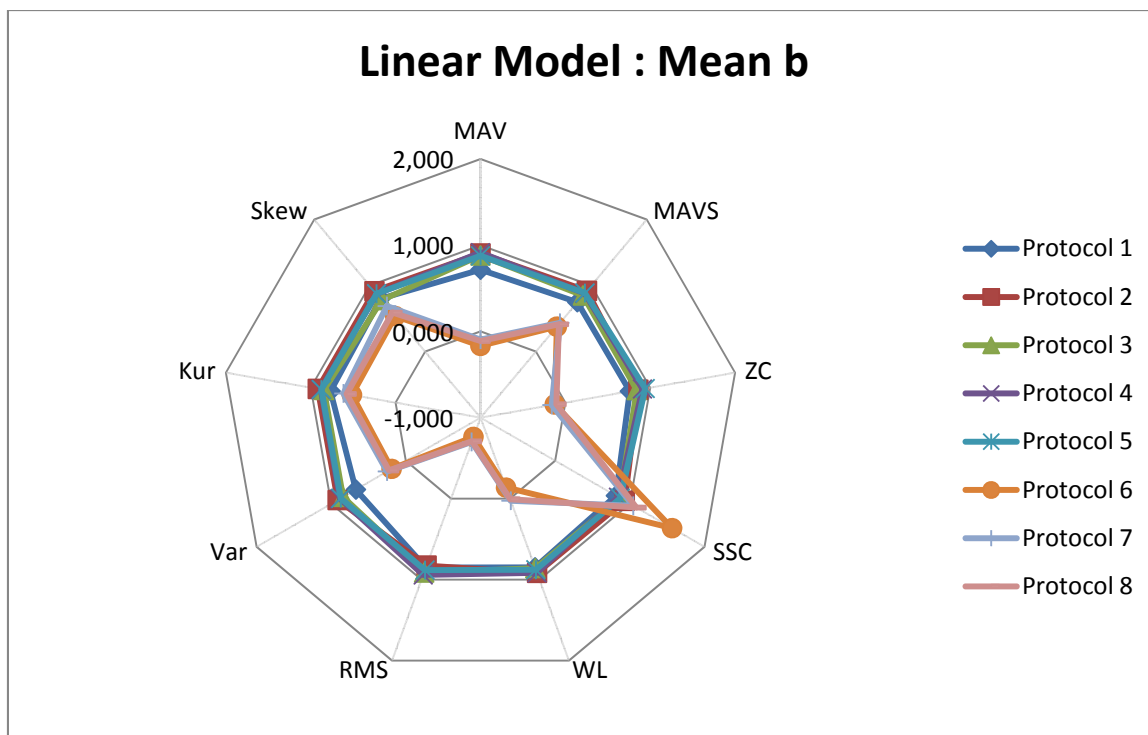


FIGURA 13 - Gráfico: Média do Parâmetro Linear b.

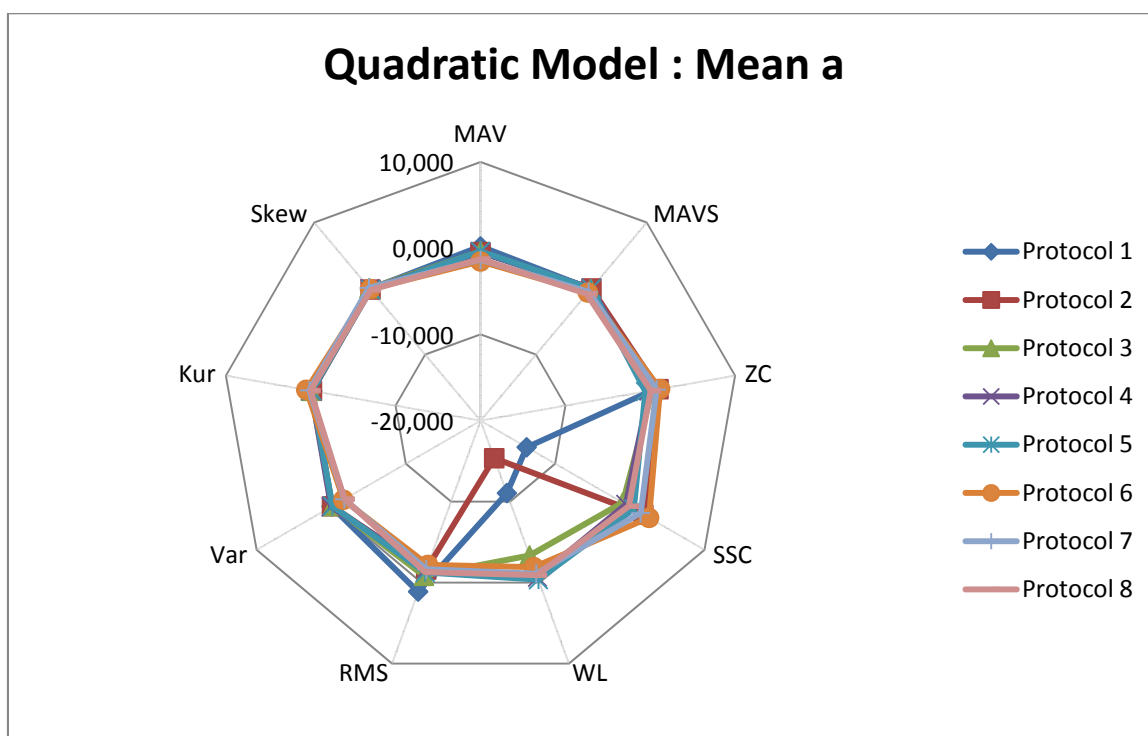


FIGURA 14 - Gráfico: Média do Parâmetro Quadrático a.

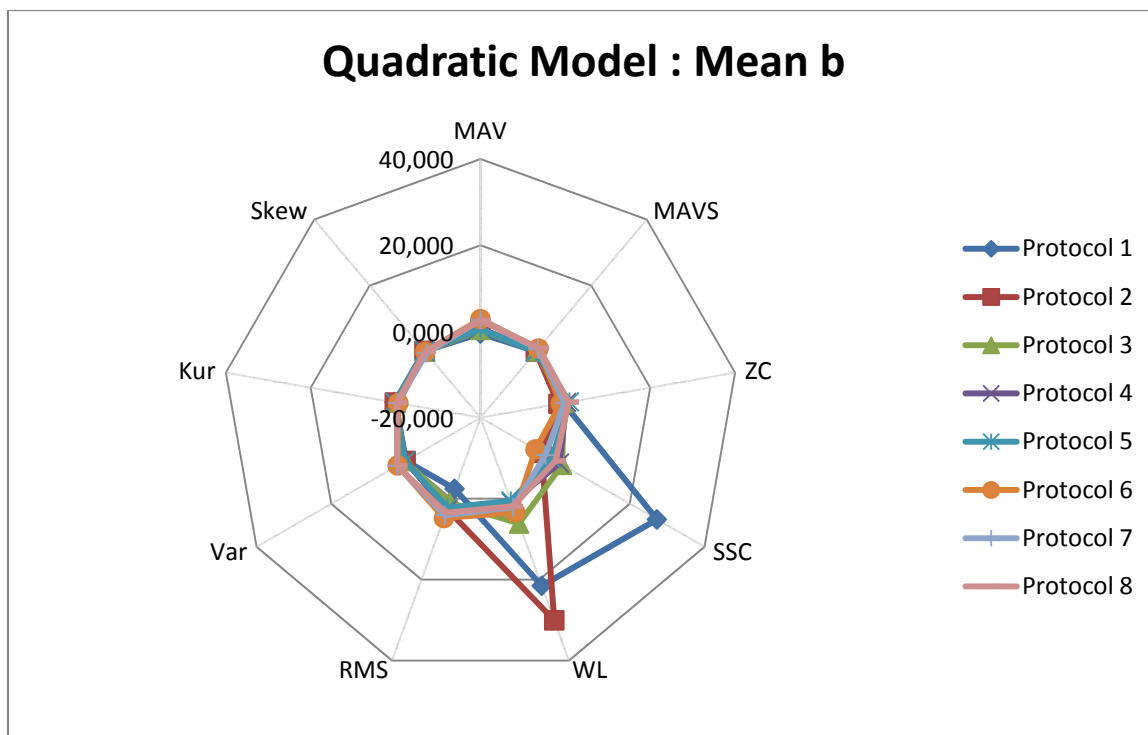


FIGURA 15 - Gráfico: Média do Parâmetro Quadrático b.

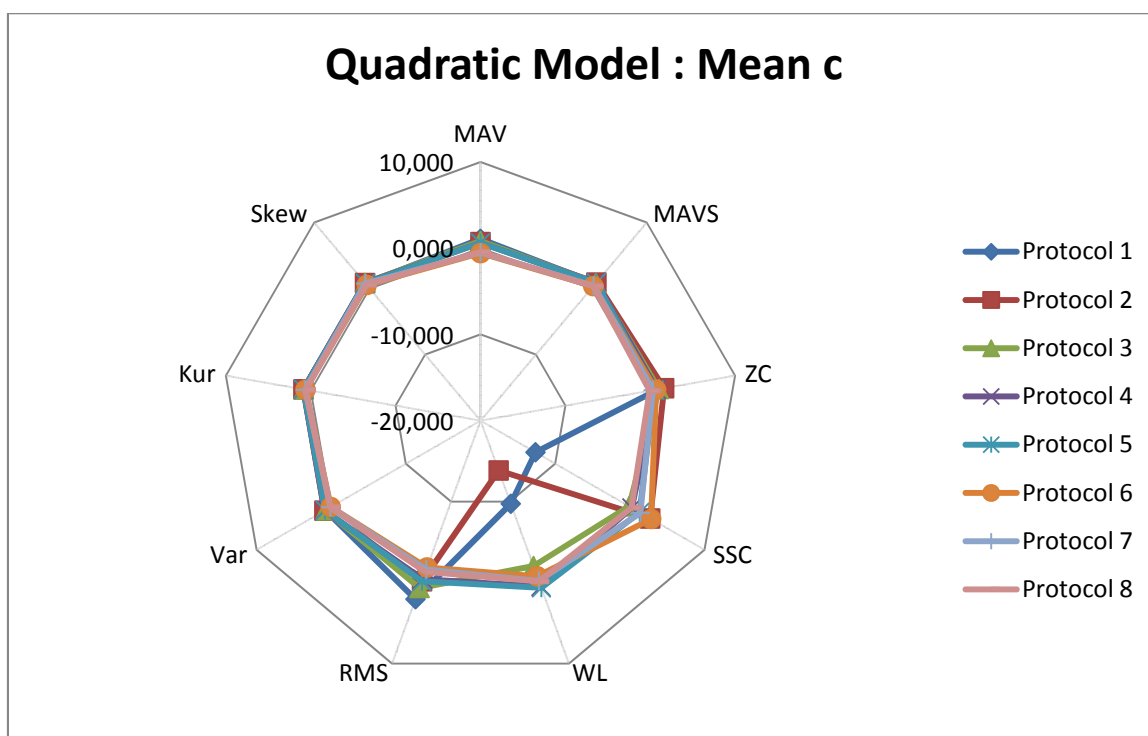


FIGURA 16 - Gráfico: Média do Parâmetro Quadrático c.

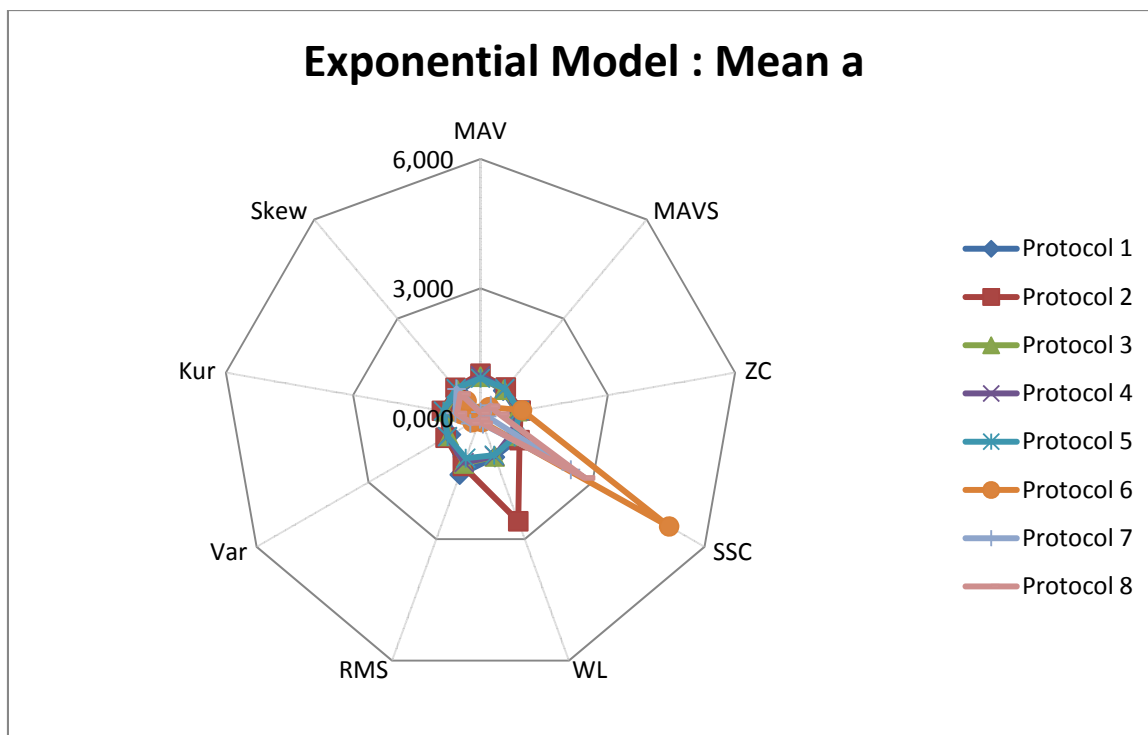


FIGURA 17 - Gráfico: Média do Parâmetro Exponencial a.

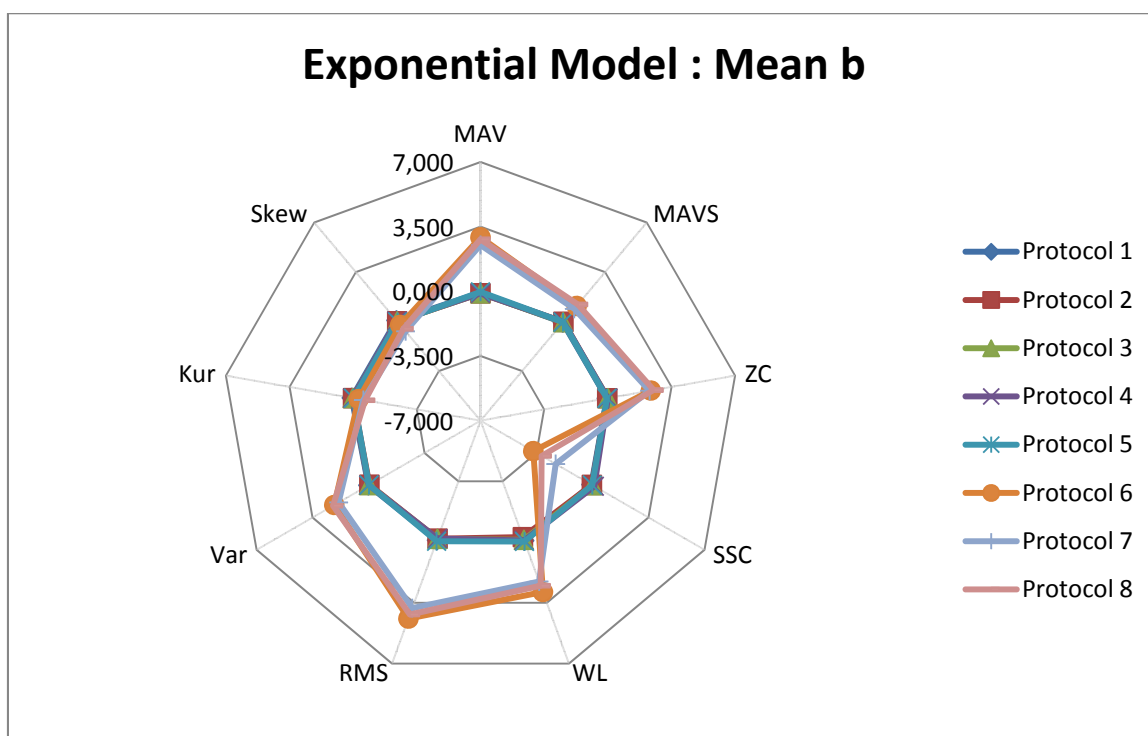


FIGURA 18- Gráfico: Média do Parâmetro Exponencial b.

10 DISCUSSÃO

A partir dos resultados apresentados é possível distinguir com facilidade, principalmente nos gráficos, os dois grupos de protocolos utilizados: os protocolos de força constante (protocolos 1,2,3,4 e 5) e os protocolos de força variável (protocolos 6,7 e 8). Considerando que, de fato, a grande diferença entre os dois tipos de protocolos é o aumento no recrutamento de unidades motoras (no caso da força variável), pode-se dizer então que este influi fortemente nos parâmetros escolhidos para representar o sinal EMG.

A relação entre o a força no músculo e o recrutamento de unidades motoras já foi citada por alguns autores (ZHOU, RYMER 2003) como linear. Assim, a partir dos resultados obtidos aqui, além de quantizar a relação entre a força no músculo FDI e sinal EMG, será possível também relacionar esse aumento no recrutamento de unidades motoras a cada uma das características do sinal EMG.

O primeiro passo no equacionamento desta relação entre a força no músculo e as características do sinal EMG é determinar o tipo de relação entre as variáveis. Apesar da suposta relação linear, os valores do erro quadrático médio, calculados para cada aproximação neste trabalho, indicam uma relação quadrática em todas as características.

Assim, considerando a divisão dos protocolos de força em dois grupos, temos que para protocolos de força constante (considerando x como o valor de força normalizado):

$$MAV(x) = -0.299x^2 + 0.361x + 0.771$$

$$MAVS(s) = -0.021x^2 - 0.007x + 0.866$$

$$ZC(s) = 0.152x^2 - 0.257x + 0.970$$

$$SSC(s) = -2.585x^2 + 5.144x - 1.683$$

$$WL(s) = -6.147x^2 + 11.870x - 4.890$$

$$RMS(s) = -0.858x^2 + 1.293x + 0.398$$

$$Var(s) = -0.098x^2 + 0.094x + 0.844$$

$$Kur(s) = -0.097x^2 + 0.133x + 0.828$$

$$Skew(s) = -0.079x^2 + 0.132x + 0.815$$

E para protocolos de força variável (considerando x como o valor de força normalizado):

$$MAV(x) = -1.377x^2 + 2.700x - 0.503$$

$$MAVS(s) = -0.641x^2 + 0.907x + 0.381$$

$$ZC(s) = 0.655x^2 - 0.175x + 0.307$$

$$SSC(s) = 1.298x^2 - 2.585x + 1.506$$

$$WL(s) = -1.303x^2 + 2.485x - 0.371$$

$$RMS(s) = -1.693x^2 + 4.156x - 1.593$$

$$Var(s) = -1.722x^2 + 2.287x + 0.092$$

$$Kur(s) = 0.239x^2 - 0.447x + 0.619$$

$$Skew(s) = -0.059x^2 - 0.180x + 0.627$$

Portanto, um modelo do sinal EMG com o foco na força do músculo FDI pode ser formulado baseando-se na resolução das equações apresentadas, ou seja, a partir da compilação das características do sinal EMG obtidas em função de certo protocolo de força.

Além disso, uma análise das Figuras de 11 a 18 indicam que a característica MAV foi a mais robusta e adequada para a representação da relação entre força e eletromiografia.

11 CONCLUSÃO

O trabalho aqui apresentado teve como objetivo primário sugerir um novo modelo do sinal EMG baseado em sua relação com a força no músculo. Este objetivo foi alcançado ao descrever de forma quantizada as relações entre a força no músculo FDI e características representativas do sinal EMG.

As ferramentas desenvolvidas para medição dos sinais e para as análises dos mesmos foram projetadas de forma genérica e poderão ser utilizadas em outras pesquisas na área de eletromiografia ou de análise de sinais.

O estudo realizado poderá ainda ser utilizado na formulação de modelos mais abrangentes, baseados em outros fatores além da relação entre o sinal EMG e a força no músculo. O aumento na complexidade desses modelos implica em uma melhora significativa na compreensão dos sinais eletromiográficos e na avaliação de sistemas de decomposição dos mesmos.

12 REFERÊNCIAS

ANDRADE, A. O.. **Decomposition and Analysis of Electromyographic Signals**. University Of Reading, Reading. 2005.

ANDRADE, A. O. et al. EMG signal filtering based on Empirical Mode Decomposition. **Biomedical Signal Processing and Control**, Oxford, v. 1, n. 1, p. 44-55. 2006.

ANDRADE, A. O. et al. Generative Topographic Mapping Applied to Clustering and Visualization of Motor Unit Action Potentials. **Biosystems**, United Kingdom, v. 82, p. 273-284. 2005.

ANDRADE, A. O.; NASUTO, S. J.; KYBERD, P.. Extraction of motor unit action potentials from electromyographic signals through generative topographic mapping. **Journal Of The Franklin Institute**, v. 344, p. 154-179. 2007.

AVELLIDO, A.; ANDRADE, A. O.. Determination of feature relevance for the grouping of motor unit action potentials through a generative mixture model. **Biomedical Signal Processing and Control**, v. 2, p. 111-121. 2007.

BELTRAMINI, L. M.. **Elementos de Histologia e Anatomo-fisiologia Humana**. Disponível em: <<http://biologia.if.sc.usp.br/bio1/capitulos/>>. Acesso em: 30 ago. 2008.

BERNARDES, W. M. S. et al. Decomposição e Análise de Sinais Eletromiográficos. In: V Conferência de Estudos em Engenharia Elétrica, Uberlândia. 2007.

DEVASAHAYAM, S. R.. Signals and Systems in Biomedical Engineering: Signal Processing an Physiological System Modeling. **Kluwer Academic**. Plenum Publishers. 2000.

ENGLEHART, K.. **Signal Representation for Classification of the Transient Myoelectric Signal**. University Of New Brunswick, New Brunswick, Canada. 1998.

ENOKA, R. M.; FUGLEVAND, A. J.. Motor Unit Physiology: Some Unresolved Issues. **Muscle & Nerve**, v. 24, p. 4-17. 2001.

FARINA, D. et al. Evaluation of intra-muscular EMG signal decomposition algorithms. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 11, p. 175-187. 2001.

FLORESTAL, R. J. et al. Automated Decomposition of Intramuscular Electromyographic Signals. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 53, p. 832-839. 2006.

HAMILTON-WRIGHT, A.; STASHUK, D.. Physiologically Based Simulation of Clinical EMG Signals. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 52, p. 171-183. 2005.

LOWERY, M. M.; O'MALLEY, M. J.. Analysis and Simulation of Changes in EMG Amplitude During High-Level Fatiguing Contractions. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 50, p. 1052-1062. 2003.

MASAKADO, Y. et al. Motor unit firing behavior in slow and fast contractions of the first dorsal interosseous muscle of healthy men. **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology**, v. 97, p. 290-295. 1995.

MASQUELET, A. C. et al. Morphology and functional anatomy of the first dorsal interosseous muscle of the hand. **Surgical Radiologic Anatomy**, v. 8, p. 19-28. 1968.

STASHUK, D.. EMG signal decomposition: how can it be accomplished and used? **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 11, p. 151-173. 2001.

ZHOU, P.; RYMER, W. Z.. Factors Governing the Form of the Relation Between Muscle Force and the EMG: A Simulation Study. **Journal Of Neurophysiology**, v. 92, p. 2878-2886. 2004.

ZHOU, P.; RYMER, W. Z.. A Simulation Study of Motor Unit Electrical and Mechanical Relations for the First Dorsal Interosseous Muscle in Man. **Proceedings of the 25th Annual International Conference of the IEEE EMBS**, Cancun, México, p. 17-23. 2003.

APÊNDICE A – Plataforma “EMG-Force Analysis”

