Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de São Paulo

Rafael Fanton

ESTIMATIVA DE FORÇA ISOMÉTRICA DE MÃOS HUMANAS PELA ANÁLISE DE SINAIS ELETROMIOGRÁFICOS.

São Paulo-SP

2017

**Rafael Fanton** 

# ESTIMATIVA DE FORÇA ISOMÉTRICA DE MÃOS HUMANAS PELA ANÁLISE DE SINAIS ELETROMIOGRÁFICOS.

Dissertação apresentada como pré-requisito de conclusão do curso de mestrado profissional em Automação e Controle de Processos do Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de São Paulo.

Orientador: Prof. Dr. Ricardo Pires.

São Paulo, 2017.

# Catalogação na fonte Biblioteca Francisco Montojos - IFSP Campus São Paulo Dados fornecidos pelo(a) autor(a)

F217e	Fanton, Rafael Estimativa de força isométrica de mãos humanas pela análise de sinais eletromiográficos / Rafael Fanton. São Paulo: [s.n.], 2017. 65 f. il.
	Orientador: Ricardo Pires
	Dissertação (Mestrado Profissional em Automação e Controle de Processos) - Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de São Paulo, IFSP, 2017.
	1. Sinais Eletromiográficos. 2. Emg. 3. Estimativa de Força. 4. Prótese de Mão. I. Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de São Paulo II. Título.
CDD 629.8	

INSTITUTO FEDERAL DIRETO	MINISTÉRIO DA E E EDUCAÇÃO, CIÊN <i>CAMPUS</i> SÃO ORIA GERAL DO CA	EDUCAÇÃO ICIA E TECNOLOGIA E PAULO AMPUS SÃO PAULO	DE SÃO PAULO								
Coordenadoria de Registros Escolares de Pós-Graduação											
ATA DE EXAME DE D	DEFESA DE D	DISSERTAÇÃO									
Nome do Programa: Mestrado Profissional	em Automação	e Controle de Proc	essos								
Nome do(a) Aluno(a): Rafael Fanton											
Nome do(a) Orientador(a): Prof. Dr. Ricardo Pires											
Nome do(a) Coorientador(a):											
Título do Trabalho: "Estimativa de força i eletromiográficos"	motora de mãos	s humanas pela a	nálise de sinais								
Abaixo o resultado de cada participante da	a Banca Examina	dora									
Nome completo dos Participantes Titular	res da Banca	Sigla da Instituição	Aprovado / Não Aprovado								
Prof. Dr. Ricardo Pires – Orientador		IFSP – SPO	aporado								
Prof. Dr. Alexandre Brincalepe Campo – Memi	bro Interno	IFSP – SPO	APROVADO								
Prof. Dr. Ulysses Fernandes Ervilha - Membro	Externo	USP	APROVADO								
Nome completo dos Participantes Suplen	ites da Banca	Aprovado / Não Aprovado									
Prof. Dr. Eduardo Alves da Costa – Membro Ir	nterno	IFSP – SPO									
Prof. Dr. Luis Mochizuki – Membro Externo		USP									
Considerando-o: 🏹 APROVADO [ ] NÃO APROVADO											
Assinaturas	São Paulo,	5_de_outubr	0de2017								
Ricardo Pires	Observações:										
Presidente da Banca											
Qh - a											
Membro Interno											
Membro Externo											
(J.)											

#### RESUMO

A medição e o processamento de sinais eletromiográficos (EMG) possui grande importância em muitas aplicações biomédicas, como a reabilitação de pessoas pelo uso de próteses de membros. Os métodos de obtenção, processamento e classificação dos sinais EMG se destacam, pois graças a eles é possível entender o significado de cada intenção de movimento dos usuários de próteses. Um adequado processamento desses sinais garante maior precisão e velocidade de resposta. Este trabalho visa a explicar alguns dos diferentes métodos de processamento de sinais EMG e apresentar os resultados obtidos pela aplicação de um desses métodos para a estimativa da força aplicada às próteses de mão, utilizando sinais obtidos através de eletrodos de superfície ativos, disponibilizados em uma base de dados pública. Primeiramente, os dados foram decompostos, utilizando-se wavelets db44. Foi observado que, quando utilizava-se apenas o coeficiente D4, obtinha-se maior precisão do que quando se utilizava o sinal reconstruído ou outros coeficientes. O coeficiente D4 foi dividido em janelas de 0,2s, com sobreposição de 0,1s e os picos de sinal em cada período foram contabilizados e comparados com o sinal de força medida, apresentando uma precisão média de 60,99%.

Palavras-chave:

sinais eletromiográficos, EMG, estimativa de força, prótese de mão.

#### ABSTRACT

Mesuring and processing electromyographic signals (EMG) have great importance at biomedical applications like people rehabilitation trough member prosthesis. Signal acquisition, processing and classification methods have a focus by allow us understanding the meaning of each movement intention made by user prosthesis and a better signal processing ensures better precision and processing speed. This work intention is explain some processing methods of EMG signal force estimation and present the obtained results from surface active electrodes applied to hand prosthesis signals available from a public database. In a first time, the raw signal was decomposed by db44 wavelets, and the better results was obtained processing just D4 coefficient, even better than reconstructing or using another coefficient. The signal was windowed in 0,2s with an overlap of 0,1s, and using an algorithm to count peaks and compare with measured force, achieving an mean accuracy of 60,99%.

Keywords:

electromyographic signals, EMG, force estimation, hand prosthesis.

# LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Prótese de mão de Götz von Berlichingen (ZUO; OLSON, 2014)	6
Figura 2 – Número de publicações sobre EMG (KAMEN; GABRIEL, 2010)	7
Figura 3 – Prótese Luke (DEKA, 2016)	8
Figura 4 – Temas de artigos sobre EMG (Fonte: autor)	9
Figura 5 – Temas de artigos sobre EMG e próteses (Fonte: autor)	9
Figura 6 – Temas de artigos sobre EMG e mãos (Fonte: autor)	10
Figura 7 – Fontes dos Sinais Fisiológicos (SAWHNEY, 2007, p. 170)	12
Figura 8 - Anatomia do um músculo esquelético (KANIUSAS, 2012)	13
Figura 9 - Sinal EMG e o seu espectro na contração isométrica (DE LUCA, 2002)	14
Figura 10 - Taxas de disparo em relação à idade (adaptado de KAMEN et al., 1995)	15
Figura 11 – Unidade Motora (ORTOLAN, 2002)	16
Figura 12 – Sinal EMG composto pela somatória de MUAPs (DE LUCA, 2006).	16
Figura 13 – Posicionamento dos eletrodos e qualidade do sinal obtido (DE LUCA, 1997)	17
Figura 14 – Corte do antebraço e posição dos sensores (HARGROVE, ENGLEHART E HUDGINS, 200	7).
	18
Figura 15– Taxa de amostragem x precisão de classificação (Li, 2010, p.5060)	19
Figura 16 – Eliminação de ruído de sinal EMG utilizando filtro MDZF (AKAY, 2007)	20
Figura 17 – Decomposição de sinal EMG (MCGILL et al., 2005, p.8)	21
Figura 18 – Análise de Fourier em Janelas versus wavelets (HUBBARD, 1996)	23
Figura 19 – formas de ondas de algumas famílias de wavelets (OUADFEUL, 2012)	24
Figura 20 – Wavelets dbN de Daubechies (DE OLIVEIRA, 2007, p.53).	24
Figura 21 – Banco de filtros para o uso de DWT (http://www.wavelet.org)	25
Figura 22 – Remoção de ruído de sinais EMG pelo uso de DWT (WEI et al.,2012)	27
Figura 23 – Wavelets de alta ordem (RAFIEE et al. (2010)	27
Figura 24 – Somatória das forças de cada MU (ZAJAC, 1989, p.362)	29
Figura 25 – Dispositivo FFLS (KOIVA; HILSENBECK; CASTELLINI, 2012)	33
Figura 26 – Padrões para medição de força utilizando o FFLS (adaptado de ATZORI, 2014)	34
Figura 27 – Posição dos eletrodos de superfície (GIJSBERTS, 2014)	34
Figura 28 – relação entre os canais EMG e força (Fonte: autor)	36
Figura 29 – Sinal EMG e coeficientes de decomposição por DWT (Fonte: autor)	38
Figura 30 – Sinal EMG filtrado pelo uso de DWT (Fonte: autor)	39
Figura 31 – Identificação e notação automática de picos no sinal (Fonte: autor)	40
Figura 32 – Plotagem de picos por segundo (em verde) detectados no sinal (Fonte: autor)	40
Figura 33 – Estimativa de força em verde, valor real em azul e erro em amarelo (Fonte: autor)	41
Figura 34 – Força medida (azul) e gráfico de picos por segundo dos três canais de maior energia	
(Fonte: autor)	43
Figura 35 – Sinal EMG, coeficiente wavelet D4 e força (Fonte: autor)	43
Figura 36 – Canais EMG (Fonte: autor).	44
Figura 37 – sobreposição de janelas (Fonte: autor)	45
Figura 38 – Redução do erro com o uso de sobreposição de janelas (Fonte: autor)	45
Figura 39 – Fluxograma de processamento etapa 5	46

# SUMÁRIO

1	INTE	RODUÇÃO	6									
2	FUN	IDAMENTAÇÃO TEÓRICA										
	2.1	SINAIS BIOLÓGICOS										
	2.2	PROCESSAMENTO DIGITAL DE SINAIS										
	2.2.	1 TRANSDUTORES										
	2.2.	2 AMOSTRAGEM										
	2.2.	3 DECOMPOSIÇÃO DE SINAIS	20									
	2.3	TRANSFORMADAS										
	2.3.	1 FOURIER										
	2.3.	2 WAVELET										
3	REV	'ISÃO BIBLIOGRÁFICA										
	3.1	TRANSFORMADA WAVELET E EMG										
	3.2	ESTIMATIVA DE FORÇA										
4	MA	TERIAIS E MÉTODOS										
	4.1	BASE DE DADOS										
5	RES	ULTADOS										
	5.1	ANÁLISE PRELIMINAR										
	5.2	RESULTADOS E DISCUSSÕES										
	5.3	CONCLUSÃO E TRABALHOS FUTUROS										
RE	EFERÊN	ICIAS										
A	PÊNDIC	E A - Resultados obtidos em cada canal durante etapa 5	54									
A	PÊNDIC	E B - Código do Programa Desenvolvido no MATLAB										

# LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

- ADEMG Automatic Decomposition Eletromyography
- BSS Blind source separation
- DWT Discrete Wavelet Transform
- ECG Eletrocardiografia
- EEG Eletroencefalografia
- EMG Eletromiografia
- FFLS Finger Force Linear Sensor
- FFT Fast Fourier Transform
- FM Força Motora
- IFSP Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de São Paulo
- LDA Linear discriminant analysis
- LABORE Laboratório de Robótica e Reabilitação
- MDZF Modified dead-zone filter
- MISO Multi-Input-Single-Output
- MODWT Maximal Overlap Discrete Wavelet Transform
- MU Motor Unit
- MUAP Motor Unit Action Potential
- MVC Maximum Voluntary Contraction
- NLTO Nonlinear Spatial Filter in Two Orthogonal Directions

# NINAPRO Non-Invasive Adaptive Hand Prosthetics

- PPS Picos por segundo
- sEMG Sinal Eletromiográfico
- SENIAM Surface EMG for a Non-Invasive Assessment of Muscles
- SVM Suport Vector Machine

# 1 INTRODUÇÃO

A mão é uma das mais importantes partes do corpo humano, não apenas pelo seu incrível espectro de funcionalidade, mas também por sua importância nas relações sociais, comunicação e expressão. A experiência da perda de um desses membros provoca uma reação devastadora no indivíduo, que por consequência, deverá ser submetido à reabilitação física e psicológica. A maioria dos amputados são homens em idade laboral, que sofrem algum tipo de trauma durante o trabalho ou em conflitos armados. Um dos registros mais antigos de prótese de mão foi na enciclopédia *Naturalis Historia* no ano 77 d.C. pelo naturalista romano Caio Plinio, "o Velho". Em 1505, na Bavária, o soldado alemão Götz von Berlichingen, após perder uma das mãos em batalha, recebe de um artesão uma prótese de mão fabricada em aço (figura 1), com dedos que se estendiam e flexionavam passivamente (ZUO; OLSON, 2014).



Figura 1 – Prótese de mão de Götz von Berlichingen (ZUO; OLSON, 2014).

No final do século XVIII, o médico italiano Luigi Galvani descreveu as reações de contração dos músculos das rãs ao serem tocadas por metais, descrevendo este fenômeno como "eletricidade animal", dando início a uma nova linha de pesquisa. Contudo, apenas em meados da década de 50, iniciou-se a publicação de artigos utilizando técnicas eletromiográficas. No ano de 2010, foram feitas mais de 2.500. Este crescimento (Figura 2) se deve à maior disponibilidade de literatura e tecnologia apropriada (KAMEN; GABRIEL, 2010).



Figura 2 – Número de publicações sobre EMG (KAMEN; GABRIEL, 2010).

Segundo publicação da Investment U<sup>1</sup> (SANDFORD, 2016), o mercado de próteses chegará a USD 23,5 bilhões em 2017, isso devido à proliferação de doenças nas articulações, aumento do acesso a tratamentos médicos em países em desenvolvimento e envelhecimento da população mundial. Esta crescente de mercado incentivou o desenvolvimento da tecnologia empregada pelos fabricantes, que desde então apresentaram produtos, como a prótese Luke (Figura 3) da empresa DEKA, que recebeu USD 40 milhões em fundos do departamento de defesa dos EUA para o desenvolvimento de seu projeto, o qual, através do processamento de sinais mioelétricos, possibilita a manipulação de objetos delicados como uvas e ovos. Outra prótese recém lançada, chamada SmartPuck, da empresa "5280 Prosthetics", permite a interface prótese-usuário através dos produtos da Apple, na qual é possível, por exemplo, regular o nível do vácuo da base de fixação, de forma a aumentar o conforto. A empresa Hanger Inc, uma das

<sup>&</sup>lt;sup>1</sup> Investment U: instituição independente de ensino online na área financeira e uma ramificação da Oxford Club, uma rede internacional de investidores e empreendedores.

mais prestigiadas entre os fabricantes de próteses, têm seus papéis negociados em bolsa e um capital em ações de, aproximadamente, USD 300 milhões. Outras empresas privadas, como a BiOM, Ottobock, Endolite e Evolution, também declararam interesse na abertura de capital.



Figura 3 – Prótese Luke (DEKA, 2016).

Embora existam diversos estudos relacionados a utilização de sinais EMG, a maioria destes não estão relacionados a estimativa de força em próteses de mão. Realizou-se uma busca no Google acadêmico, como forma de estimar o percentual de trabalhos com os termos chave pesquisados (vide TABELA 1).

nº de resultados obtidos	%										
331.000	valor de referência										
211.000	63,7%										
91.400	27,6%										
39.200	11,8%										
19.400	5,9%										
18.100	5,5%										
14.300	4,3%										
7.770	2,3%										
1.560	0,5%										
988	0,3%										
	nº de resultados obtidos 331.000 211.000 91.400 39.200 19.400 18.100 14.300 7.770 1.560 988										

Foi realizada uma amostragem entre os resultados obtidos e os artigos foram segregados de acordo com o tema. Dentre os resultados da busca pelo termo Eletromiografia, a maioria se concentra em temas de avaliação clínica, esportes e reabilitação, que, somados, resultaram em 86% do total de artigos analisados (112). O tema "próteses" correspondeu a apenas 4% de 112 artigos verificados, como pode ser visualizado na Figura 4.



Figura 4 – Temas de artigos sobre EMG (Fonte: autor).

Dentre os resultados da busca pelos termos "EMG e próteses", a maioria dos temas se concentram em membros superiores (61% de 60 artigos) e membros inferiores em 14% dos casos, conforme Figura 5.



Figura 5 – Temas de artigos sobre EMG e próteses (Fonte: autor).

Dentre os resultados da busca pelos termos "EMG e mãos", a maioria dos temas se concentram na classificação dos movimentos das mãos e dedos (85% dos artigos analisados) enquanto a estimativa de força de mão e dedos apenas 7%, conforme Figura 6.



Figura 6 – Temas de artigos sobre EMG e mãos (Fonte: autor).

#### 2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Neste capítulo, serão apresentados os conceitos necessários para o desenvolvimento do trabalho, tais como: fisiologia humana, posicionamento de eletrodos, aquisição dos sinais eletromiográficos e as técnicas de processamento que foram utilizadas.

## 2.1 SINAIS BIOLÓGICOS

Dentre os tipos de sinais elétricos mais estudados, estão os sinais biológicos, também denominados sinais biomédicos ou biossinais. Estes sinais são gerados durante o funcionamento de vários sistemas fisiológicos e tornam-se relevantes ao estudo, pois através das informações extraídas desses sinais, pode-se determinar o estado e, assim, ampliar a compreensão do funcionamento dos sistemas biológicos.

Sawhney (2007) classifica os biossinais de acordo com seu tipo de energia, conforme observado na Figura 7. São considerados biossinais:

- a) Sinais Bioelétricos: são os sinais gerados pelos músculos e células nervosas. Dentre eles estão, por exemplo, os sinais eletrocardiográficos (ECG), os sinais eletroencefalográficos (EEG) e os sinais eletromiográficos (EMG);
- b) Sinais Biomecânicos: são sinais gerados por funções mecânicas, relacionados ao movimento, pressão, deslocamento e fluxo. A função respiratória pode ser analisada através do movimento do tórax, por exemplo;

- c) Sinais Bioacústicos: são oriundos do fluxo de sangue ou ar, que geram sinais acústicos únicos, como o fluxo sanguíneo no interior do coração e a abertura e fechamento do fluxo de ar durante a respiração;
- d) Sinais Biomagnéticos: pequenos campos magnéticos são gerados por órgãos, como coração, cérebro e pulmões. Podem ser utilizados para se obter, por exemplo, um encefalograma magnético do cérebro;
- e) Sinais Bioquímicos: podem ser obtidas informações químicas por análise de amostras obtidas do corpo ou no próprio tecido. As concentrações de substâncias no sangue podem ser mensuradas, como, por exemplo, a relação oxigênio e dióxido de carbono;
- f) Sinais Bioimpedantes: a impedância da pele depende de sua constituição, irrigação e volume sanguíneo na pele. A análise da impedância auxilia a determinar esta constituição;
- g) Sinais Bio-ópticos: são produzidos pela variação da função de um determinado sistema fisiológico. A oxigenação sanguínea pode ser determinada pela reflexão da luz incidente sobre os vasos sanguíneos.



Figura 7 – Fontes dos Sinais Fisiológicos (SAWHNEY, 2007, p. 170)

Os sinais (bioelétricos) musculares (voluntários) têm sua origem no cérebro e são conduzidos aos músculos por células nervosas especiais, distribuídas por todo o corpo em aglomerados denominados fibras nervosas. Estas células possuem terminações – axônios - que são responsáveis pela junção neuromuscular (Figura 8). Estes axônios, assim como as células musculares, são revestidos por membranas que podem ser estimuladas eletricamente (aproximadamente 20mV), alterando suas características iônicas e, assim, seu potencial de ação, que se mantém de 1 a 2ms, entrando em um estado de "descanso" até o próximo potencial de ação (COHEN, 1986).



Figura 8 - Anatomia do um músculo esquelético (KANIUSAS, 2012).

Estudos de Guyton e Hall (2006) visaram a compreender o funcionamento elétrico das células nervosas e musculares, quando em repouso e em atividade, e sua relação com as bombas de potássio, responsáveis pela manutenção das diferenças de concentração de sódio e de potássio, estabelecendo um potencial elétrico negativo no interior das células.

A origem dos sinais bioelétricos são os potenciais de ação gerados por neurônios e fibras musculares unitárias, que afetam o tecido ao redor (volume condutor). Na maioria das aplicações neurofisiológicas, os sinais monitorados, através da pele ou de implantes, provêm deste volume condutor e não da fonte do sinal bioelétrico (COHEN, 1986).

Os sinais EMG obtidos com a utilização de eletrodos de superfície são afetados pelas propriedades das camadas epiteliais e da interface eletrodo-pele, de forma que apresentam componentes em frequências desde 0Hz até 500Hz (Figura 9), com a maior parte da energia concentrada dentro da faixa de 50 a 150Hz (DE LUCA, 2002).



Figura 9 - Sinal EMG e o seu espectro na contração isométrica (DE LUCA, 2002).

Essa concentração de sinais nas frequências menores é consequência de um forte efeito de filtragem passa-baixa que ocorre na passagem do sinal EMG pelo interior dos tecidos. Também há diminuição da frequência do sinal pela interferência do fluxo de sangue; a temperatura dos músculos afeta a dilatação dos vasos e a distribuição de sangue no interior dos músculos; em decorrência da fadiga muscular, a frequência observada diminui; diferenças morfológicas relativas ao comprimento das fibras durante o movimento, onde frequências menores são observadas em músculos de fibras longas (KAMEN; CALDWELL, 1996). A frequência de disparo

das unidades motoras também é menor em adultos mais velhos do que em adultos jovens (KAMEN et al., 1995). Na Figura 10, é possível visualizar a maior concentração de adultos jovens nas taxas máximas de disparo mais altas e de adultos velhos nas taxas de disparo mais baixas. Nota-se, ainda, que nestas altas taxas de disparo (em verde) o esforço foi de 100% MVC<sup>2</sup> enquanto nas menores a predominância é de 50% MVC (em azul).



Figura 10 - Taxas de disparo em relação à idade (adaptado de KAMEN et al., 1995).

Uma das razões que explicam a baixa frequência das atividades EMG é que essas atividades dependem da movimentação de íons (átomos carregados eletricamente), que são estruturas que possuem massa e dimensões muito maiores em comparação aos elétrons que são utilizados em circuitos eletrônicos (HALL, 1997).

<sup>&</sup>lt;sup>2</sup> Sigla em inglês para *maximum voluntary contraction* (contração muscular máxima).



Figura 11 – Unidade Motora (ORTOLAN, 2002).

Os sinais EMG são compostos pela somatória de MUAPs, *Motor Unit Action Potential,* que é um sinal resultante da somatória dos potenciais de ação das diversas fibras musculares de uma unidade motora, conforme figuras 11 e 12.



Figura 12 – Sinal EMG composto pela somatória de MUAPs (DE LUCA, 2006).

A contração muscular é o resultado da ativação de um número de fibras musculares. Este processo de ativação é mediado pelo disparo de neurônios que estimulam as fibras musculares. Com a finalidade de gerar força, um grande número de fibras musculares deve ser recrutado através de atividade neural. A soma da atividade neural associada pode ser medida na superfície da pele como um sinal EMG. O sinal EMG é, portanto, a medida da atividade muscular (SHENOY, 2008).

No trabalho de Tsuda (2015), foram utilizados posicionamentos de sensores conforme descritos em notas técnicas publicadas pela Delsys em 2012. Devido ao fato de que os sinais EMG são medições da atividade muscular como um reflexo da atividade dos neurônios, os eletrodos, para a aquisição dos sinais, devem ser posicionados em regiões onde há a maior quantidade de fibras musculares. Na Figura 13, pode-se observar o sinal obtido em cada região muscular.



Figura 13 – Posicionamento dos eletrodos e qualidade do sinal obtido (DE LUCA, 1997).

Hargrove, Englehart e Hudgins (2007) analisaram sinais EMG através de 16 canais de sensores igualmente espaçados ao redor do antebraço e concluíram que os eletrodos que eram essenciais na classificação eram os eletrodos posicionados sobre os extensores/supinadores e sobre o flexor *carpi ulnaris* e flexor *digitorum subliminus*, que estão concentrados entre as posições de 9 a 16 da Figura 14.



Figura 14 – Corte do antebraço e posição dos sensores (HARGROVE, ENGLEHART E HUDGINS, 2007).

### 2.2 PROCESSAMENTO DIGITAL DE SINAIS

Neste capítulo, serão apresentados os métodos de processamento de sinais que foram empregados neste trabalho, separados nas etapas desde a aquisição, amostragem, decomposição, processamento e reconstrução (BOGGESS E NARCOWICH, 2002).

#### 2.2.1 TRANSDUTORES

São dispositivos que convertem uma forma de energia em outra e, geralmente, são necessários para converter variáveis fisiológicas em sinais elétricos. A relação entre entrada e saída pode ser, dentre outras formas, linear, logarítmica ou quadrada. Os transdutores podem ainda ser classificados como ativos ou passivos. Os transdutores ativos convertem diretamente uma entrada em sinais elétricos, enquanto os passivos modificam ou modulam o sinal. (SAWHNEY, 2007).

Para minimizar o ruído do sinal, que, neste trabalho, é composto por baixas amplitudes, é recomendada a utilização de eletrodos ativos. Estes são confeccionados com um amplificador diferencial colocado muito próximo dos eletrodos de detecção (ORTOLAN, 2000).

#### 2.2.2 AMOSTRAGEM

Li (2010), em sua publicação sobre o reconhecimento de movimentos da mão, utilizando um sistema de treinamento denominado *linear discriminant analysis* (LDA), concluiu que uma amostragem de 500Hz é suficiente para realizar a classificação (gestual) dos movimentos, com uma perda de 0,8% em relação a uma amostragem de 1kHz, reduzindo significativamente a quantidade de dados que devem ser analisados por uma prótese microcontrolada. Naquele estudo, os dados foram segmentados em períodos de 150ms, com incremento de 100ms. Na figura 15, pode-se verificar o gráfico da relação entre a precisão da classificação dos sinais e a taxa de amostragem do sinal EMG. A precisão foi calculada através da relação entre o número de classificações corretas da amostra, dividida pelo total de amostras. As linhas pretas correspondem aos dados obtidos de duas pessoas com amputação trans-radial, e os dados em vermelho, a média obtida entre elas.



Figura 15– Taxa de amostragem x precisão de classificação (Li, 2010, p.5060).

Akay (2007) detalha o método para o processamento do sinal EMG obtido. Primeiramente, utilizando um pré-filtro MDZF *(modified dead-zone filter)* para eliminação de ruído e sinais EMG de menores amplitudes (vide Figura 16), com ajuste de limite superior em 20% e limite inferior em 15% *(threshold).* Em seguida, é realizada a separação cega de sinais ou BSS *(Blind signal separation)* através do algoritmo JADE.



Figura 16 – Eliminação de ruído de sinal EMG utilizando filtro MDZF (AKAY, 2007).

# 2.2.3 DECOMPOSIÇÃO DE SINAIS

Para uma análise baseada nas propriedades individuais de cada MUAP, tais como: tempo de duração; amplitude e complexidade, é necessário que o sinal observado seja decomposto em conjuntos de sinais, conforme suas características, que representam individualmente cada MUAP que compõe o sinal EMG. Na

medicina diagnóstica, essa análise, muitas vezes, é feita de forma manual (qualitativa) e é restrita a movimentos de fraca intensidade, onde o número de MUAPs que compõem o sinal não é superior a quatro ou cinco. Para a análise mais objetiva, é necessário que seja feita uma análise quantitativa do sinal, onde até mesmo sinais de movimentos de grande intensidade poderiam também ser analisados. Para isso, a decomposição do sinal deve ser realizada por programas de computadores denominados ADEMG.<sup>3</sup>, que podem classificar até quinze fontes MUAPs a partir de um sinal EMG gravado com, no máximo, 30% MVC<sup>4</sup>. (MCGILL et al., 1985).



Figura 17 – Decomposição de sinal EMG (MCGILL et al., 2005, p.8).

A Figura 17 mostra um sinal EMG não filtrado (A - linha contínua) e o mesmo sinal reconstruído através de 10 MUs<sup>5</sup> decompostos (A - linha pontilhada). B mostra a contribuição que 5 adicionais MUs teriam em A. C mostra o sinal residual do sinal original A para o reconstruído, considerando as 15 MUs (10 da linha A pontilhada e 5 da linha B). D mostra 15 formas de MUs obtidos com cancelamento de interferência

<sup>&</sup>lt;sup>3</sup> Sigla em inglês para *Automatic Decomposition Eletromyography* (Decomposição Eletromiográfica Automática).

<sup>&</sup>lt;sup>4</sup> Sigla em inglês para *Muscular Voluntary Contraction* (Contração Muscular Voluntária).

<sup>&</sup>lt;sup>5</sup> Siga em inglês para *Motor Units* (Unidades Motoras).

(linha contínua) e sem o cancelamento de interferência (linha pontilhada). (MCGILL et al., 2005, p.8).

#### 2.3 TRANSFORMADAS

Neste capítulo, serão apresentadas as transformadas de Fourier e Wavelet, e sua importância na análise de sinais.

#### 2.3.1 FOURIER

A transformada de Fourier foi desenvolvida no século XVIII pelo francês Jean Baptiste Joseph Fourier. Ela permite representar qualquer função periódica em uma soma de senos e cossenos, que, mais tarde, evoluiu para formar a transformada rápida de Fourier, ou FFT, uma importante ferramenta para análise espectral de sinais, que tinha suas limitações. A análise de Fourier funciona bem em sistemas lineares, enquanto em sistemas não lineares seu uso requer estratégias, como, por exemplo, o processamento em períodos fixos, também chamados de janelas ou amostras, e a análise retorna os valores espectrais de cada uma delas. Porém há grande dificuldade na determinação do tamanho correto das janelas e o resultado obtido não é satisfatório em muitos casos, uma vez que é difícil precisar em que momento exato um determinado evento ocorreu. (HUBBARD, 1996).

#### 2.3.2 WAVELET

As transformadas wavelet têm sua origem na transformada de Fourier. Em 1946, o físico Dennis Gabor aplicou o conceito da análise de janelas utilizando ondas gaussianas, também chamadas wavelets. Este método foi chamado de "decomposição atômica", porém, ainda não se conseguia precisar o momento em

que os eventos ocorriam dentro da janela. Foi então que Jean Morlet, em 1975, que diante das limitações dos métodos de Gabor, decidiu variar o tamanho das janelas, mantendo o número de oscilações das wavelets dentro de cada uma delas. Desta forma, a diminuição do tamanho de uma janela implicaria diretamente no aumento da frequência do sinal. Isto permitiu que um sinal, quando decomposto em coeficientes, fosse reconstruído sem perder as informações de tempo e espaço. Este procedimento ficou conhecido como "multirresolução", sendo também chamado de "microscópio matemático" (HUBBARD, 1996).

É possível comparar, na Figura 18, o método da análise de Fourier (parte superior), o qual utiliza janelas de largura fixa e varia-se o número de oscilações dentro de cada janela, enquanto na análise por wavelets, uma mesma forma de onda (onda-mãe) é alongada e comprimida, ajustando-se à janela (HUBBARD, 1996).



Figura 18 – Análise de Fourier em Janelas versus wavelets (HUBBARD, 1996).

Cada forma de onda caracteriza uma determinada família de wavelet (vide Figura 19). Portanto, para a compactação do sinal e remoção de anomalias, primeiramente, deve-se selecionar, dentre as famílias de wavelets, aquela que mais se assemelha ao sinal original (OUADFEUL, 2012).



Figura 19 – formas de ondas de algumas famílias de wavelets (OUADFEUL, 2012).

As transformadas de wavelets foram introduzidas pela Escola Francesa (Morlet, Grossmann, Meyer, Battle, Lemarié, Cohen, Mallat, Coifman, Rioul, etc.), originária de estudos de curta duração associados à pacotes de ondas acústicas sísmicas (HUBB,1995 *apud* DE OLIVEIRA, 2007, p.1).

A Figura 20 ilustra as diferentes formas de onda da família Daubechies dbN (N=2,3,4,...). A forma db2 também é chamada de "wavelet-mãe" (DE OLIVEIRA, 2007).



Figura 20 – Wavelets dbN de Daubechies (DE OLIVEIRA, 2007, p.53).

Em diversos problemas práticos, o sinal a ser analisado está na forma discreta, sendo necessária a utilização de uma transformada wavelet discreta (DWT). Isto pode ser realizado, de forma muito eficiente, através do uso de filtros recursivos em um banco de filtros iterativos. Adicionalmente, após aplicação do filtro, metade das amostras podem ser descartadas, de acordo com o teorema de Nyquist, uma vez que o sinal passa a ter metade de sua largura de banda. (OUADFEUL, 2012).



Figura 21 – Banco de filtros para o uso de DWT (http://www.wavelet.org).

São utilizados, na DWT, coeficientes de onda (passa-alta) e de escala (passabaixa) para cada tipo de wavelet. Para uma onda db4, por exemplo, se utilizam os coeficientes de onda [-0.1294 -0.2241 0.8365 -0.4830] e de escala [0.4830 0.8365 0.2241 -0.1294], enquanto uma onda Haar utilizaria os coeficientes de onda [1-1] e de escala [1 1] (FUGAL, 2009). Na Figura 21, há uma representação de um banco de filtros de três níveis de decomposição.

# **3 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA**

Neste capítulo, serão apresentados estudos sobre a utilização de transformadas wavelets em sinais EMG e também sobre métodos utilizados para a estimativa de força a partir destes sinais.

### 3.1 TRANSFORMADA WAVELET E EMG

A decomposição de sinais EMG através de wavelets pode ser encontrada em diversos estudos, com possível aplicação em próteses de membros, pela medicina esportiva e na identificação de miopatias. (AKAY, 2007).

Wei et al. (2012) propôs um algoritmo baseado em wavelet para analisar sinais EMG de superfície e estimativa de força muscular durante atividades de levantamento de peso. O sinal foi decomposto e teve o ruído filtrado através da utilização de um algoritmo DWT de Máxima Sobreposição ou MODWT (*Maximal Overlap Discrete Wavelet Transform*). Na Figura 22, é possível observar o sinal original e filtrado através deste método. Os dados EMG foram decompostos em diferentes oscilações de bandas de frequência. Para este algoritmo, foi utilizada uma função wavelet db4 decomposta em cinco níveis, e o sinal reconstruído a partir da soma dos coeficientes obtidos, como mostrado pela equação 1.

$$s = a5 + d5 + d4 + d3 + d2 + d1 \tag{1}$$



Figura 22 – Remoção de ruído de sinais EMG pelo uso de DWT (WEI et al., 2012).

Rafiee et al. (2010) analisou a similaridade entre 324 tipos de wavelets com sinais EMG, concluindo que a que melhor se adaptava às formas do sinal era a db44 (em rosa na Figura 23) sugerindo esta como a mais efetiva forma de onda para processamento de sinais baseados na semelhança entre o sinal EMG e a wavelet.



Figura 23 – Wavelets de alta ordem (RAFIEE et al., 2010)

Quando o sinal é decomposto através da transformada de wavelets, utilizamse os coeficientes obtidos durante a decomposição do sinal, ou seja, todos os coeficientes detalhados e o de coeficiente aproximado de nível mais alto (BOGGESS E NARCOWICH, 2002), como já mostrado pela equação 1.

O sinal pode ser comprimido pelo descarte de coeficientes menos representativos no sinal, ou então pode-se aplicar um filtro. A saída do processamento deve ser a versão processada do sinal. Em alguns casos, onde o interesse está na detecção de uma determinada singularidade, não há interesse no sinal original e este é descartado (BOGGESS E NARCOWICH, 2002).

#### 3.2 ESTIMATIVA DE FORÇA

A intensidade de força não pode ser corretamente estimada apenas pela amplitude do sinal EMG observado (principalmente quando a intensidade da força é próxima de 100%). Isso porque a força muscular depende tanto do número de unidades motoras recrutadas, quanto da frequência de disparo dos sinais pelos neurônios motores. O aumento da força pode ser relacionado ao aumento da frequência do sinal EMG (KAMEN, CALDWELL, 1996).

Uma vez que a força é resultado da ativação de um conjunto de MUs, e estas geram disparos de sinais EMG em diversas frequências (maior frequência em músculos de fibra curta e menor frequência em músculos de fibra longa), a força aplicada pode, em teoria, ser determinada a partir das frequências de sinais observados (STAUDENMANN, et al., 2010). Na Figura 24 é possível observar a representação da contribuição da força motora FM(n) de cada MU, ativada pelos axônios u<sub>n</sub>(t) (ZAJAC, 1989).



Figura 24 – Somatória das forças de cada MU (ZAJAC, 1989, p.362)

A força aumenta com o aumento da frequência de disparo das MUs. Observase ainda o aumento na amplitude do sinal EMG, contudo, embora teoricamente este último poderia também ser utilizado como parâmetro para estimativa da força, em situações práticas, o uso da amplitude se torna inviável devido as flutuações constantes nos níveis de sinal decorrentes da interface com os eletrodos. Por esse motivo, a maioria dos estudos (de estimativa de força) se concentra na relação existente entre força e frequência (STAUDENMANN, et al., 2010).

A relação entre músculo e força é estudada amplamente pela utilização de um modelo mecânico, descrito pela primeira vez em 1938, por Archibald Vivian Hill. Em sua homenagem, este recebeu o nome de "modelo muscular Hill". Baseados nesse primeiro modelo, muitos autores desenvolveram seus próprios de acordo com sua aplicação (STAUDENMANN, et al., 2010).

A partir do modelo Hill, Kaufman et al. (1991), desenvolveu um modelo muscular controlado pelo sistema nervoso central, conforme equação (2).

$$F_{CE} = \alpha \cdot F_l(l_{CE}) \cdot F_v(v_{CE})$$
<sup>(2)</sup>

Onde  $F_{CE}$  é a força exercida pelo músculo,  $\alpha$  é o nível de ativação muscular (de 0 a 1),  $I_{CE}$  é comprimento do músculo,  $v_{CE}$  é a velocidade de contração,  $F_I$  e  $F_v$  são adimensionais da relação força-comprimento e força-velocidade.

Utilizando uma combinação de um identificador de sistemas do tipo MISO<sup>6</sup> Potluri (2010) obteve uma precisão de 82% na predição da força dos dedos pela análise de sinais eletromiográficos, segregados em períodos fixos com sobreposição de 75% do sinal.

Sebastian (2010) realizou um estudo para estimativa da força de três dedos (indicador, médio e anelar). Conseguiu precisão máxima de 56,36% utilizando filtro do tipo Bessel e 60,13% utilizando filtro do tipo NLTO<sup>7</sup>. Posteriormente, combinando este método com modelos Hammerstein-Wiener, obteve precição de 65% a 82%. O autor registrou sinais EMG durante 20 a 25 segundos de força e a analise foi feita em janelas de 2 a 7 segundos, ajustadas automaticamente pelo algoritimo para obtenção do melhor resultado.

Khokhar, Xiao e Menon (2010), utilizando um classificador do tipo SVM<sup>8</sup>, treinado para classificar a força exercida pelo punhoem cinco níveis de MVC (10%, 20%, 30%, 40% e 50%), obtiveram precisão de 88% em 19 amostras. No estudo os sinais foram divididos em janelas de 250ms.

Koiva et al. (2013), apresentou resultados de predição de força com precisão de 88% a 94% de dados coletados dos cinco dedos de 10 individuos, utilizando o FFLS<sup>9</sup>. A estratégia no trabalho foi treinar seis SVMs. Os valores de EMG foram sub-amostrados de 2000Hz para 500Hz.

<sup>&</sup>lt;sup>6</sup> Sigla em inglês para *Multi-Input-Single-Output* (Múltiplas entradas e saída única).

<sup>&</sup>lt;sup>7</sup> Sigla em inglês para *Nonlinear Spatial Filter in Two Orthogonal Directions* (filtro espacial não linear em duas direções ortogonais).

<sup>&</sup>lt;sup>8</sup> Sigla em inglês para Suport Vector Machine (Máquina de Suporte Vetorial).

<sup>&</sup>lt;sup>9</sup> FFLS: sigla em inglês para *Finger Force Linear Sensor* (Sensor de Força Linear dos Dedos).

# 4 MATERIAIS E MÉTODOS

Neste capítulo, serão apresentadas as bases de dados utilizadas, bem como os métodos e recursos (software) utilizados na análise.

### 4.1 BASE DE DADOS

O projeto NINAPRO<sup>10</sup>, financiado pela Fundação Nacional de Ciência da Suíça, disponibilizou publicamente três tipos de bases de dados coletadas por Atzori (2014), sendo a primeira constituída por sinais sEMG de vinte e sete indivíduos, homens e mulheres, sem miopatias ou amputações, a segunda base de dados é constituída por quarenta indivíduos, homens e mulheres, sem miopatias ou amputações, e, diferente da primeira base de dados ,nesta base, há registros da medição de força, e a terceira base de dados é constituída por onze indivíduos que sofreram amputação transradial em uma das mãos, conforme resumido na tabela 2, onde está destacado, pelo retângulo em verde, a base utilizada neste trabalho.

<sup>&</sup>lt;sup>10</sup> Sigla em Inglês para Non-Invasive Adaptive Hand Prosthetics (Próteses de mão adaptativas não invasivas).

	Base de Dados 1	Base de Dados 2	Base de Dados 3
Indivíduos intactos	27	40	0
Indivíduos com amputação transradial	0	0	11
Quantidade e modelo do eletrodo sEMG	10 Otto Bock	12 Delsys	12 Delsys
Total de movimentos (inclui descanso)	53	50	50
Número de Repetições de movimento	10	6	6
Exercício 1			
	Exercício A	Exercício B	Exercício B
Número de movimentos	12	17	17
Parâmetro de controle	Cinemática	Cinemática	Cinemática (quando possível)
Tipo de Sensor	CyberGlove II <sup>11</sup>	CyberGlove II	CyberGlove II (quando possível)
Exercício 2			
	Exercício B	Exercício C	Exercício C
Número de movimentos	17	23	23
Parâmetro de controle	Cinemática	Cinemática	Cinemática (quando possível)
Tipo de Sensor	CyberGlove II	CyberGlove II	CyberGlove II (quando possível)
Exercício 3			
	Exercício C	Exercício D	Exercício D
Número de movimentos	23	9	9
Parâmetro de controle	Cinemática	Dinâmica	Dinâmica (quando possível)
Tipo de Sensor	CyberGlove II	FFLS	FFLS (quando possível)
FONTE: TRADUZIDO DE (ATZO	RI, 2014).		

# TABELA 2 – RESUMO DAS BASES DE DADOS DO NINAPRO

<sup>&</sup>lt;sup>11</sup> CyberGlove: luva para aquisição de movimentos das mãos fabricada pela empresa CyberGlove Systems (http://www.cyberglovesystems.com/).

Cada base contém os dados de três diferentes exercícios:

- 1. Movimentos básicos dos dedos e punhos;
- 2. Movimentos funcionais e de agarrar;
- 3. Padrões de força.

Nos dois primeiros exercícios, os indivíduos naturalmente tentavam repetir diversos movimentos que eram mostrados em um vídeo.

No terceiro exercício, os indivíduos tiveram que pressionar combinações de dedos com uma força crescente em um dispositivo chamado FFLS, o qual opera com uma taxa de amostragem de 100Hz (KOIVA; HILSENBECK e CASTELLINI, 2012). Neste exercício, os indivíduos foram primeiramente treinados para aplicar a força com 80% de MVC. Após essa fase de treinamento, foram realizadas as repetições e gravações presentes na base de dados.



Figura 25 – Dispositivo FFLS (KOIVA; HILSENBECK; CASTELLINI, 2012).

Na Figura 26, adaptada de Atzori (2014), é possível observar a relação entre a força medida pelo FFLS e os movimentos dos dedos correspondentes. Neste trabalho foram utilizados os exercícios de um a seis.



Figura 26 – Padrões para medição de força utilizando o FFLS (adaptado de ATZORI, 2014).

A atividade muscular foi obtida através de doze eletrodos ativos sem fio, modelo Delsys Trigno, dos quais oito foram posicionados igualmente espaçados ao redor do antebraço em concordância com a articulação radio umeral, dois eletrodos foram posicionados sobre pontos de atividade principal dos músculos flexor e extensor dos dedos e dois eletrodos sobre o bíceps e o tríceps. As localizações foram escolhidas para combinar uma densa amostragem com uma estratégia de preciso posicionamento anatômico (ATZORI, 2014).



Figura 27 – Posição dos eletrodos de superfície (GIJSBERTS, 2014)

Os sinais dos eletrodos foram adquiridos utilizando uma placa de aquisição de dados da National Instruments, modelo NI-DAQ-PCMCIA-6024E, com resolução de 12-bits e amostrados a uma taxa de 2 kHz. Os sinais foram filtrados utilizando um filtro Hampel para eliminação do ruído de 50Hz (e harmônicas) proveniente da rede elétrica. Os sinais foram disponibilizados em arquivo de computador contendo uma matriz de dados em uma extensão própria do Matlab (.mat), contendo:

- indivíduo: número do indivíduo;
- exercício: número do exercício;
- acelerômetro (36 colunas): três eixos dos acelerômetros dos 12 eletrodos;
- EMG (12 colunas): sinal sEMG dos 12 eletrodos;
- luva (22 colunas): sinal não calibrado de 22 sensores da luva CyberGlove;
- inclinação (2 colunas): sinal de dois inclinômetros de dois eixos posicionados no punho;
- estímulo 1 (1 coluna): o movimento repetido pelo individuo;
- estímulo 2 (1 coluna): novamente o movimento repetido pelo indivíduo.
   Neste caso, a duração da identificação do movimento é posteriormente ajustada de modo a corresponder ao movimento real;
- repetição 1 (1 coluna): repetição do estímulo 1;
- repetição 2 (1 coluna): repetição do estímulo 2;
- força (6 colunas): forças mínima e máximas registradas durante o terceiro exercício;
- calibração (2 x 6 valores): valores dos sensores de calibração de força, correspondendo as forças mínima e máximas.

Neste trabalho, foi utilizada a segunda base de dados, e foram consideradas as seguintes colunas do arquivo de dados: indivíduo, exercício, EMG, estímulo e força do terceiro exercício. Os demais exercícios não foram considerados, por não possuírem os dados de força associada ao movimento. Desta forma, foram utilizadas na análise o registro do sinal EMG e força de 40 indivíduos, cada um deles com 6 exercícios (um para cada dedo, sendo dois para o polegar), repetidos 6 vezes cada. Desta forma, foram estudados 1440 estímulos, dos quais pode-se estimar a força de cada sinal EMG e compará-la com a força efetivamente aplicada.

Os dados foram processados pelo programa de computador MATLAB Versão R2015a. O computador utilizado foi um Ultrabook Sony Vaio Modelo SVT131A11, com processador Intel I5 e 6Gb de memória RAM.

Na Figura 28, é possível visualizar a relação entre os doze canais de sinais EMG (em azul) e os seis canais de força (em vermelho), gerada a partir dos sinais gravados do exercício três do primeiro indivíduo. Os canais de força de um a seis seguem a sequência de movimentos indicada na Figura 26. Nota-se, visualmente, que, o canal 1 de força está diretamente relacionado ao canal 9 do sinal EMG.



Figura 28 – relação entre os canais EMG e força (Fonte: autor).

#### 5 RESULTADOS

Serão apresentados neste capítulo os resultados obtidos no trabalho Estes, estão divididos em dois subcapítulos, um denominado "análise preliminar", onde foram realizados os primeiros testes com o intuito de compreender a relação entre os coeficientes das wavelets e a força medida, e um segundo capítulo denominado "resultados finais", após os ajustes e melhorias com base no aprendizado obtido na fase preliminar.

#### 5.1 **ANÁLISE PRELIMINAR**

Os sinais dos 12 canais de sinais da tabela EMG foram decompostos em 7 níveis, utilizando as funções wavedec e wcoef do Matlab:

for bb=1:12

....

Os valores desta decomposição foram armazenados em um vetor temporário contendo os valores dos coeficientes detalhados (D1 a D7) e aproximados (A1 a A7), os quais podem ser visualizados na Figura 29, onde é possível a comparação visual de um trecho do sinal EMG original (em verde) e abaixo dele os seus respectivos coeficientes (em azul). Notou-se que a maior predominância de coeficientes significativos do sinal EMG está nos níveis A1 ao A3 e D2 ao D5. A wavelet escolhida foi a Daubechies db44 L7, conforme sugerido por Rafiee et al. (2010).



Figura 29 – Sinal EMG e coeficientes de decomposição por DWT (Fonte: autor).

A partir dos coeficientes, o sinal pode ser compactado e reconstruído com uma redução significativa dos sinais de baixa significância (amplitude). Foram realizadas algumas formas de compactação:

Na primeira forma, foi ajustado um limiar manualmente (três vezes o desvio padrão do sinal EMG). Foram, então, subtraídos dos coeficientes D1 a D7, os sinais com valor abaixo deste limiar. O sinal foi reconstruído a partir da relação entre os coeficientes da wavelet, equação 3.

$$s = a7 + d7 + d6 + d5 + d4 + d3 + d2 + d1$$
(3)

Na segunda forma, foi utilizada a função ddencmp e wddencmp do Matlab, que calcula e aplica um filtro nos coeficientes utilizando wavelet.

[thr,sorh,keepapp] = ddencmp('den','wv',s); % obtém parâmetros xd = wdencmp('gbl',s,'db4',7,thr,sorh,keepapp); % retira ruído Em ambos os casos, o sinal removido (filtrado) foi calculado pela subtração do sinal original do sinal reconstruído, resultando nos gráficos apresentados na Figura 30 para comparação visual dos resultados dos dois métodos.



Figura 30 – Sinal EMG filtrado pelo uso de DWT (Fonte: autor).

Um algoritmo então possibilita a identificação e notação automática dos picos do sinal e sua posição e amplitudes são armazenadas em um vetor de dados, utilizado para a estimativa da força através de sua relação direta com a quantidade de picos. A quantidade de picos por unidade de tempo foi ajustada neste vetor para valores em picos por segundo (pps), dividindo-se a quantidade de picos encontrada pelo período de amostragem.

É possível observar que existe um deslocamento em relação ao sinal EMG e a força medida. Isto é uma consequência da diferença das taxas de amostragem dos eletrodos (2kHz) em relação a taxa de amostragem do FFLS (100Hz).



Figura 31 – Identificação e notação automática de picos no sinal (Fonte: autor).

A partir do vetor de dados gerado, é possível, através de um algoritmo, analisar estes dados em intervalos pré-definidos (neste caso 0,2 segundos) e plotar, sobre o gráfico de força, a linha que representa a frequência em picos por unidade de tempo (em verde na Figura 32) e compará-lo com o valor de força medida pelo FFLS, (em azul na Figura 32).



Figura 32 – Plotagem de picos por segundo (em verde) detectados no sinal (Fonte: autor).

# 5.2 RESULTADOS E DISCUSSÕES

A partir das simulações e análises iniciais dos sinais da base de dados, foi possível observar que a utilização de sete níveis de decomposição, como sugerido pelo autor da base de dados, se mostrou visualmente mais eficiente na remoção de componentes de baixa amplitude do que quando se utilizou a decomposição em menos níveis.

Percebeu-se que os coeficientes D1, D6 e D7 tinham pouca relação com o sinal e podiam ser descartados. Desta forma, o sinal foi reconstruído, conforme equação 4.

$$s = a7 + d5 + d4 + d3 + d2 \tag{4}$$

Para todas as estimativas, foi gerado um vetor de erro, sendo este a diferença entre os valores estimados e reais. Na Figura 33 pode-se observar os gráficos onde a linha verde representa os valores estimado, a azul o valor real medido e a amarela o erro.



Figura 33 – Estimativa de força em verde, valor real em azul e erro em amarelo (Fonte: autor).

Para cálculo do erro percentual entre os dois valores, foi calculada a média do módulo do erro dividida pela média dos valores de força da curva de referência, conforme equação 5.

$$ERRO = 100 \cdot \frac{|ErroCanal|}{Força}$$
(5)

Para o cálculo da precisão, foi utilizada a equação 6.

$$PRECISÃO = 100 - ERRO \tag{6}$$

Com base neste método de cálculo do erro, testes foram feitos e o algoritmo foi aperfeiçoado gradativamente. Os resultados obtidos a cada alteração foram registrados e comparados, conforme descrito nas cinco etapas a seguir.

Etapa 1: O algoritmo foi ajustado para localizar o canal com maior energia e efetuada a filtragem com as funções ddencmp e wdencmp, foi aplicada a transformada db44 em 7 níveis em todos os 1.440 movimentos disponíveis na base de dados, o sinal foi reconstruído descartando os coeficientes D1, D6, e D7 e foi realizada a contagem de picos em janelas de 0,2 segundos. Os dados da contagem foram comparados com os dados reais de força, a precisão obtida utilizando-se apenas essa relação direta foi de 25,44%. Dessa forma, buscou-se compreender quais fatores estavam influenciando negativamente o resultado.

Etapa 2: Como forma de evitar a influência de situações que possam ocorrer, como perda de sinal e/ou interferência em um dos canais, foi alterado o método para média dos três canais de maior energia e, com isso, a precisão aumentou para 32,23%. A Figura 34 mostra o valor da força média (em azul) e as estimativas de força dos três canais com maior energia (em rosa, vermelho e azul claro) do canal de maior energia para o de menor energia. O uso da média dos três canais de maior energia proporcionou resultados melhores que o uso de apenas o canal de maior energia em 73,33% das amostras.



Figura 34 – Força medida (azul) e gráfico de picos por segundo dos três canais de maior energia (Fonte: autor).

Etapa 3: Verificou-se então a influência de cada componente no resultado, removendo e testando cada componente e realizando novo cálculo do erro. Concluiu-se que, com a utilização apenas do coeficiente D4, se obtinha melhor resultado de força estimada x força medida do que com os métodos de filtragem utilizando a função wdenc ou pela reconstrução por soma dos coeficientes, conforme já descritos nas equações 3 e 4. Utilizando então, apenas a contagem dos picos presentes em D4, foi possível aumentar a precisão para 45,35%. Na Figura 35, é possível visualizar a correlação entre D4 e Força. Notou-se, ainda, uma redução significativa dos sinais de amplitude menor situadas entre cada estímulo.



Figura 35 – Sinal EMG, coeficiente wavelet D4 e força (Fonte: autor).

Etapa 4: Notou-se que algumas amostras tinham precisão igual a zero, uma vez que algumas delas possuíam canais com ruídos de alta amplitude e que prejudicavam o uso da seleção por nível de energia, como é possível observar no canal 1 da Figura 36. O método precisou ser revisto de modo a identificar, em uma etapa inicial, qual canal possuía melhor relação com a força aplicada, elevando assim a precisão para 48,04%. Deste modo, o algoritmo passou a se concentrar nos canais onde há a melhor relação entre a força real e a estimada, sendo mantida a condição da média entre os três canais de maior energia, pois este ainda proporcionava melhores resultados em 31,66% dos casos.



Figura 36 – Canais EMG (Fonte: autor).

Etapa 5: Por fim, foi incluída uma sobreposição, onde 50% da janela anterior (0,1s) também foi contabilizada a cada nova janela (0,2s). Dessa forma, cada incremento de 0,2s, preservava 0,1s da informação passada (vide Figura 37).



Figura 37 – sobreposição de janelas (Fonte: autor).

A utilização de sobreposição ajudou a corrigir algumas flutuações acentuadas que criavam picos e vales, como pode ser visualizado na Figura 38. Assim, a precisão média obtida foi de 60,99%, com grande redução do desvio padrão dos valores de erro. A tabela completa com os erros de cada canal desta etapa pode ser verificada no apêndice A.



Figura 38 – Redução do erro com o uso de sobreposição de janelas (Fonte: autor).

Na Tabela 3, encontra-se o resumo da precisão obtida em cada etapa e também o desvio padrão do erro em relação ao valor de referência em cada uma delas.

	etapa 1	etapa 2	etapa 3	etapa 4	etapa 5
precisão obtida	25,44%	32,23%	45,35%	48,04%	60,99%
desvio padrão	30,22	27,21	28,05	36,81	11,18

Tabela 3 – Resumo da precisão obtida em cada etapa (Fonte: autor).

Na figura 39, foi representada por fluxograma as etapas de processamento da etapa 5.



Figura 39 – Fluxograma de processamento etapa 5.

Embora a precisão de 60,99% possa, em um primeiro momento, parecer pequena, a grande evolução na precisão obtida após alterações no algoritmo indica que este resultado pode ser continuamente melhorado com a aplicação de outros métodos. Outro fator positivo foi a possibilidade em se estimar a força, sem levar em conta a amplitude do sinal observado e, deste modo, estaria menos sujeito à erros ocasionados, por exemplo, pela oscilação da amplitude do sinal devido a variação da qualidade do contato entre o eletrodo e a pele.

#### 5.3 CONCLUSÃO E TRABALHOS FUTUROS

A utilização exclusiva do coeficiente D4, com db44 e decomposição em 7 níveis, melhorou muito os valores de erro, sendo um dos fatores fundamentais no resultado de precisão alcançado. Contudo não foram encontrados artigos sugerindo seu uso, carecendo de bibliografia para embasamento teórico do método aplicado. O uso de sobreposição de janelas também foi considerado um fator crucial no desenvolvimento, porém já utilizado em diversos outros trabalhos.

Autores relatam que valores de MVC acima de 30% tornariam difícil a utilização de BSS na separação dos sinais. Como a base de dados utilizada possuía foram registros de força com 80% de MVC, o uso da transformada wavelet em conjunto com a contagem de picos para estimativa da força, seria uma alternativa viável e mais rápida de processamento. A implementação deste método em próteses que ainda não possuem controle automático de força pode melhorar significantemente a qualidade da relação entre o usuário e a prótese.

Em trabalhos futuros, pode-se utilizar os valores estimados de força, obtidos através da contagem de picos do sinal, em um algoritmo de redes neurais. Pode-se, ainda, realizar estudos para a utilização do método em medicina diagnóstica e esportiva.

# REFERÊNCIAS

AKAY, Metin (ed.). Handbook of neural engineering. John Wiley & Sons, 2007.

ATZORI, Manfredo, et al. Electromyography data for non-invasive naturallycontrolled robotic hand prostheses. Scientific data, 2014, 1.

ATZORI, Manfredo. **Ninapro Repository,** 2014, disponível em: <a href="http://ninapro.hevs.ch">http://ninapro.hevs.ch</a>. Acesso em: 2016-09-01.

BOGGESS, Albert; NARCOWICH, Francis J. A first course in wavelets with Fourier analysis. John Wiley & Sons, 2002.

COHEN, Arnon, et al. **Biomedical signal processing**. CRC press, 1986.

DE OLIVEIRA, Hélio Magalhães. Análise de sinais para engenheiros. Brasport, 2007.

DE LUCA, Carlo J. The use of surface electromyography in biomechanics. Journal of applied biomechanics, 1997, 13.2: 135-163.

DE LUCA, Carlo J. Detection and Recording, Delsys Incorporated, 2002.

DE LUCA, Carlo J. ,Eletromyography, **Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation**, John Whiley Publisher Ed., 98-109, 2006.

DEKA Research & Development Corporation. Disponível em < http://www.dekaresearch.com> Acesso em 01 out 2016.

DELSYS Inc. Techinical Note 101, EMG Sensor Placement, 2002.

FUGAL, D. Lee. **Conceptual wavelets in digital signal processing:** an in-depth, practical approach for the non-mathematician. Space & Signals Technical Pub., 2009.

GIJSBERTS, Arjan, et al. **Movement error rate for evaluation of machine learning methods for sEMG-based hand movement classification**. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 2014, 22.4: 735-744. GUYTON, Arthur Clifton; HALL, John E.; GUYTON, Arthur C. **Tratado de fisiologia médica**. Elsevier Brasil, 2006.

HALL, Charlotte. External pressure at the hand during object handling and work with tools. International Journal of Industrial Ergonomics, 1997, 20.3: 191-206.

HARGROVE, Levi J.; ENGLEHART, Kevin; HUDGINS, Bernard. A comparison of surface and intramuscular myoelectric signal classification. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2007, 54.5: 847-853.

HUBBARD, Barbara Burke. **The World According the Wavelet:** The Story of a Mathematical Technique in the Making. Ak Peters, 1996.

KAUFMAN, Kenton R., et al. **Physiological prediction of muscle forces—I.** Theoretical formulation. Neuroscience, 1991, 40.3: 781-792.

KAMEN, Gary; CALDWELL, Graham E.. Physiology and Interpretation of the

Electromyogram, Journal of Clinical Neurophysiology, 1996, v. 13.5, p. 366-384.

KAMEN, Gary; GABRIEL, David. **Essentials of electromyography**. Human kinetics, 2010.

KAMEN, Gary, SISON, Steven V.; DU, C. C. Duke; PATTEN, Carolynn. **Motor unit discharge behavior in older adults during maximal-effort contractions**. Journal of Applied Physiology, 1995, 79: 1908-1913.

KANIUSAS, Eugenijus. **Biomedical signals and sensors:** Linking physiological phenomena and biosignals. Springer Science & Business Media, 2012.

KASUYA, Masahiro, et al. **Robust grip force estimation under electric feedback using muscle stiffness and electromyography for powered prosthetic hand**. em: Robotics and Automation (ICRA), 2013 IEEE International Conference, IEEE, 2013. p. 93-98.

KHOKHAR, Zeeshan O.; XIAO, Zhen G.; MENON, Carlo. **Surface EMG pattern recognition for real-time control of a wrist exoskeleton**. Biomedical engineering online, 2010, 9.1: 41. KOIVA, Risto; HILSENBECK, Barbara; CASTELLINI, Claudio. **FFLS: An accurate linear device for measuring synergistic finger contractions**. Em: 2012 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE, 2012. p. 531-534.

KOIVA, Risto; HILSENBECK, Barbara; CASTELLINI, Claudio. **Evaluating subsampling strategies for sEMG-based prediction of voluntary muscle contractions.** In: Rehabilitation Robotics (ICORR), 2013 IEEE International Conference on. IEEE, 2013. p. 1-7.

LI, GUANGLIN, et al. Selection of sampling rate for EMG pattern recognition based prosthesis control. Em: Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2010 Annual International Conference of the IEEE. IEEE, 2010. p. 5058-5061.

MCGILL, Kevin C.; LATEVA, Zoia C.; MARATEB, Hamid R. **EMGLAB:** an interactive EMG decomposition program. Journal of neuroscience methods, 2005, 149.2: 121-133.

MCGILL, Kevin C.; CUMMINS, Kenneth L.; DORFMAN, Leslie J. Automatic decomposition of the clinical electromyogram. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 1985, 7: 470-477.

MICHELL, Andrew. Understanding EMG. Oxford University Press, 2013.

OUADFEUL, S., et al. Wavelet Transforms and Their Recent Applications in Biology and Geoscience, Dr. Dumitru Baleanu Ed., 2012, Intech.

ORTOLAN, Rodrigo Lício. Estudo e Avaliação de Técnicas de Processamento do Sinal Mioelétrico para o controle de Sistemas de Reabilitação. São Carlos, 2002.

ORTOLAN, Rodrigo L. et al. **Proposta de um Sistema de Controle de uma Prótese Mioelétrica Multifunção para Membros Superiores**. Anais Congresso Iberoamericano Iberdiscap. 2000. p. 111-114. Disponível em: <http://www.sel.eesc.usp.br/labciber/alunos\_pos/ortolan/arquivos/p111.PDF>. Acesso em: 2015-06-09. POTLURI, Chandrasekhar, et al. Frequency domain surface EMG sensor fusion for estimating finger forces. Em: Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2010 Annual International Conference of the IEEE. IEEE, 2010. p. 5975-5978.

RAFIEE, J.; RAFIEE, M.A.; PRAUSE, N.; SCHOEN, M.P. Wavelet basis functions in biomedical signal processing. Expert Syst. Appl. 2010, 38, 6190–620

SANDFORD, Tom. **The \$23.5 Billion Industry You'll Feel Good About Investing In.** Artigo publicado no Investment U, 09 jun 2014. Disponível em <a href="http://www.investmentu.com/">http://www.investmentu.com/</a> Acesso em 01 out 2016.

SAWHNEY, G. S. Fundamental of biomedical engineering. New Age International, 2007.

SEBASTIAN, Anish, et al. Analysis of EMG-Force relation using System Identification and Hammerstein-Wiener Models. Em: Proceedings of the ASME 2010 Dynamic Systems and Control Conference DSCC. 2010.

SHENOY, Pradeep, et al.Online electromyographic control of a roboticprosthesis.IEEE Transactions on Biomedical Engineering, v. 55, n. 3, p. 1128-1135,Março2008.Disponívelem<http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=4360147&isnumber=445</td>4032> Acesso em 06 de junho de 2015.

STAUDENMANN, Didier, et al. **Methodological aspects of SEMG recordings for force estimation**–a tutorial and review. Journal of electromyography and kinesiology, 2010, 20.3: 375-387.

The Wavelet Digest. Disponível em: <a href="http://www.wavelet.org">http://www.wavelet.org</a>> Acesso em 02 out 2016.

TSUDA, Alberto Mitio. **Desenvolvimento de sensores ativos para aquisição e processamento de sinais eletromiográficos**. Dissertação - IFSP, 2015.

WEI, G.; Tian, F.; Tang, G.; Wang, C. A wavelet-based method to predict muscle forces from surface electromyography signals in weightlifting. J. Bionic Eng., 2012, 9, 48–58.

WEISS, Lyn; SILVER, Julie; WEISS, Jay. **Easy EMG**. 1st edition. Butterworth-Heinemann, 2004.

ZAJAC, Felix E. Muscle and tendon Properties models scaling and application to biomechanics and motor. Critical reviews in biomedical engineering, 1989, 17.4: 359-411.

ZUO, Kevin J.; OLSON, Jaret L. **The evolution of functional hand replacement:** From iron prostheses to hand transplantation. Plastic Surgery, 2014, 22.1: 44.

#### % de erro médio obtido em cada canal ndivíduo estímulo canal melhor erro 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 11 12 1+2+3canal medio % 47,6 1+2+3 1 45,4 36,0 73,2 70,8 44,5 38,6 50,4 66,8 55,8 62,7 66,0 28.4 28,4 1 43,6 5,0 1 2 52.3 45.9 58.9 37,7 33.7 44.9 44.5 39.7 59.8 47,3 64,8 37.9 33.7 71,1 47,0 72,4 3.0 3 50.4 42.0 68,6 45,2 69.3 60,4 67.1 56,9 45.2 42,0 1 51,5 41,3 44,8 1+2+323,8 4 32,4 32,2 69,8 45,4 38,6 42.9 57,2 59,0 23.8 1 39,1 63,0 5 74,8 1+2+3 1 63,0 54,3 56,1 72,2 69.4 46,6 61,2 55,0 62,0 58,7 61,9 43.7 43.7 109,0 3.0 1 6 75,6 110,2 77,5 191,7 96,6 76,5 69,7 38,9 35,0 122,8 63,7 44.4 35,0 49,8 1+2+3 2 40,1 25,3 1 26,6 55,6 26,4 34,2 38,5 51,0 36,5 61,8 43,8 89,4 25,3 2 2.0 2 33,2 44,7 43,6 53,5 42,6 39,1 53,5 39,2 61,5 65,5 49,1 70,1 33.9 33,2 2 1+2+3 3 41,1 77,6 170,1 29,9 31,4 37,0 36,0 33,5 49,0 92,9 43,6 58,9 89,3 29.9 2 4.0 4 49,9 27,9 31,7 28,3 22,0 30,8 66,3 96,7 38,9 34,2 40,9 58,4 26,0 22,0 5 3.0 2 47,3 40,3 67,4 44,1 38,6 51,9 58,6 43,1 61,0 50,7 52,3 53,1 39,0 38,6 1+2+3 2 29,0 108,8 93,0 6 31,4 65,8 64,0 58,1 96,5 126,3 59,5 58,8 56,2 23,9 23,9 3 97,9 1,0 1 48,2 69,2 74,3 56,7 77,2 61,2 64,7 100,0 65,7 101,9 68,9 53,7 48,2 76,3 1+2+3 3 2 53,7 77,4 144,1 83,2 91,5 82,5 93,3 99,5 98,5 74,5 78,5 41,3 41,3 3 3 6.0 51,7 40,2 36,9 129,4 36,8 33,2 38,3 70,4 58,8 92,3 61,9 79,7 37,2 33,2 3 3.0 4 41,9 39,1 26,0 34,7 67,5 28,6 30,2 49,7 58,3 39,9 38,9 75,7 30,9 26,0 3 5 4.0 55,6 50,1 35,7 33,5 63,7 37,7 40,8 40,7 59,6 52,1 46,0 62,7 43,4 33,5 3 6.0 6 75,9 76,2 65,9 59,9 83,2 50,5 129,1 89,0 65,4 140,4 79,1 59,3 68,0 50,5 4 1 47,9 44,2 57,1 80,3 70,7 69,5 126,0 46,9 87,9 86,4 68,7 87,5 38,2 1+2+338,2 4 2 44,2 32,1 53,4 43,9 38,0 56,6 76,5 94,7 36,7 80,6 70,4 91,3 28,7 1+2+328,7 4 3 63,6 65,6 32,5 46,7 33,4 52,2 105,7 28,9 127,1 100,3 55,4 109,4 59,3 8.0 28,9 4 4.0 4 56,3 61,8 38,9 37,4 49,3 78,5 38,1 94,9 81,6 117,5 55,9 94,5 52,2 37,4 4 5 7,0 47,5 63,6 44,9 60,1 93,7 41,6 29,9 40,3 92,1 61,6 41,0 88,7 51,9 29,9 4 1+2+3 6 38,0 37,5 49,6 37,2 85,8 56,5 72,8 75,3 122,6 76,3 68,3 70,1 32,9 32,9 1+2+3 5 1 29,4 29,2 58,2 67,2 29,2 44,6 32,0 37,9 133,2 38,7 98,7 47,3 23,7 23,7 5 1,0 2 23,9 38,6 71,0 61,6 67,0 120,0 151,9 37,6 38,4 56,2 49,9 128,8 25,0 23,9 5 2,0 3 98,3 23,6 50,1 48,0 54,6 104,6 51,4 40,5 165,3 70,7 98,6 116,0 50,1 23,6 5 4 42,2 43,4 35,7 52,5 64,1 84,3 39,5 43,2 35,2 46,0 63,2 97,7 36,0 9,0 35,2 5 5 44,5 61,3 103,9 71,2 59,9 70,0 79,2 103,1 63,0 55,9 53,9 95,3 42,6 1+2+3 42,6 5 6 53,3 86,6 36,6 48,3 56,5 107,4 137,4 53,3 76,5 77,1 62,5 108,2 46,7 3,0 36,6 6 1 57,6 60,6 56,9 61,6 69,8 71,4 75,8 83,7 59,2 70,9 72,1 75,3 41,8 1+2+3 41,8 6 2 96,0 157,5 67,9 47,5 35,3 44,1 50,6 68,0 61,3 151,1 106,9 96,7 121,8 5,0 35,3 6 3 129,6 53,0 176,7 172,5 40,8 98,3 40,9 151,2 64,9 113,0 145,9 128,3 82,7 5,0 40,8 6 4 191,5 116,5 50,7 31,5 41,6 42,8 147,6 30,0 126,8 105,3 106,5 101,3 155,2 8,0 30,0 6 5 113,8 42,6 45,9 43,7 83,8 96,5 45,3 52,1 77,7 73,8 67,7 104,2 64,1 2.0 42,6 6 6 97,9 71,0 61,2 97,9 51,2 68,6 91,4 91,9 68,9 94,0 90,7 89,7 74,8 5.0 51,2 7 1 100,9 130,9 82,2 72,7 72,2 68,1 59,0 69,6 81,2 83,6 82,3 93,3 108,9 7.0 59,0 7 2 122,3 158,3 92,2 40,6 95,2 67,6 43,6 73,2 73,1 100,3 113,8 119,4 135,5 4.0 40,6 7 3 107,3 160,4 24,6 94,1 88,1 31,7 52,9 50,1 105,5 76,5 111,6 124,7 130,3 3.0 24,6 7 4 103,1 118,7 111,5 34,2 89,0 34,7 38,4 45,7 43,7 44,1 124,5 123,8 102,6 4,0 34.2 7 5 111,2 50,6 90,2 75,4 55,8 71,4 92,1 103,3 93,2 3.0 50,6 111.1 64.0 64.1 90.6 7 6 138,5 115,8 99,8 107,0 40,6 100,4 75,1 109,2 110,0 122,9 3.0 34.8 83.7 89.4 34.8 8 1 76,5 152,0 47,8 109,8 74,3 60,0 45,4 79,7 106,2 72,3 8.0 114.3 47.0 116.4 45.4 8 2 96,1 98,9 42,6 76,3 47,3 79,2 37,3 1,0 34.6 114.0 57.3 48.5 63.7 127.8 34.6 8 3 80,3 103,7 44,3 72,1 37,1 101,3 83,6 47,7 116,9 87,6 9.0 38.4 66,5 34.7 34.7

121,7

87.2

142.0

86.7

73.4

89.1

85.0

71,5

65,8

89.8

65.8

36.4

53.9

59.9

65.5

45.0

77.8

64.3

49.1

39.7

42.6

60.3

71.7

67.9

80.6

63.4

62,0

89,1

68,6

91,1

9,0

1+2+3

1,0

3,0

8,0

1+2+3

9,0

1+2+3

1,0

1+2+3

31.6

36.4

32.8

52.2

59.5

45.0

38.6

64.3

47.9

39.7

8 4

8 5

8 6

9

9 2

9

9

9

9 6

10 1

1

3

4

5

96.5

47.6

32.8

67,3

93.1

64,4

87,4

82,5

47,9

82,6

51.3

45,8

114.1

62.1

61.4

55.0

72.4

69,5

75,6

54,3

40.7

68.6

53.0

52.2

73.4

91.6

50.1

82.5

55,5

105,4

39.9

55.4

39.5

58.8

67.8

80.3

44,9

80,8

82,2

77,8

56.3

46.5

64.8

68.7

85,2

71.2

138.9

92,0

55,8

78.4

146.8

46,0

165.8

66,8

75.9

68.1

48.7

67,2

66,1

84,6

34.2

52.6

36.6

64.3

97.6

87.2

84.5

67,1

54,2

103,0

53.2

49.2

49.1

66.6

59.5

97,1

93.7

86.4

81.2

76,9

31.6

50.0

177,4

87.0

83.5

73,4

38,6

71,2

63,4

72,9

100.1

63.9

70.3

68.2

68.6

78.8

118,5

72.6

64.0

62,9

# APÊNDICE A - Resultados obtidos em cada canal durante etapa 5

10	2	86,0	73,2	65,3	94,9	86,5	73,5	92,2	97,7	85,5	137,1	89,0	79,8	67,6	3,0	65,3
10	3	83,3	74,8	43,5	45,6	64,3	74,1	44,8	55,6	117,4	79,8	66,0	110,5	70,2	3,0	43,5
10	4	56,7	37,5	34,9	54,0	67,5	109,2	40,2	59,7	36,4	71,4	53,3	128,1	35,7	3,0	34,9
10	5	45,8	68,2	42,2	57,4	60,1	61,7	60,2	48,1	56,7	151,4	61,7	97,4	35,2	1+2+3	35,2
10	6	47,2	100,7	43,5	65,7	56,1	98,9	107,1	156,3	89,6	98,9	92,1	83,3	49,6	3,0	43,5
11	1	82,4	63,3	86,7	78,6	83,5	88,6	69,4	90,3	80,6	69,8	92,8	92,2	64,0	2,0	63,3
11	2	49,1	60,2	67,9	63,5	52,5	83,0	65,5	59,0	70,7	60,9	76,0	93,7	44,2	1+2+3	44,2
11	3	59,7	71,8	78,4	63,0	84,8	83,6	109,4	77,4	84,6	85,7	91,1	69,8	54,0	1+2+3	54,0
11	4	60,6	43,2	64,4	56,4	64,4	59,0	52,9	59,2	68,3	59,1	53,6	74,5	38,9	1+2+3	38,9
11	5	59,8	62,9	48,5	54,2	64,1	59,4	62,8	60,2	77,4	61,3	62,5	76,1	54,1	3,0	48,5
11	6	41,6	60,5	62,4	50,0	58,5	52,1	55,5	80,3	70,0	62,3	54,0	77,3	35,8	1+2+3	35,8
12	1	89,8	44,7	34,5	32,8	51,3	33,6	35,8	39,2	69,0	47,4	51,5	67,6	47,8	4,0	32,8
12	2	46,2	46,6	119,5	40,5	81,2	43,1	54,0	72,1	64,3	49,7	66,4	69,1	43,2	4,0	40,5
12	3	39,1	30,5	95,2	73,2	30,7	54,1	28,8	83,1	61,6	40,7	69,4	84,9	22,0	1+2+3	22,0
12	4	31,1	28,6	51,6	30,3	102,7	105,2	29,8	79,1	29,4	55,9	58,8	73,8	21,1	1+2+3	21,1
12	5	123,2	26,8	40,6	38,5	87,7	45,7	32,3	61,1	35,1	71,0	56,1	62,3	33,4	2,0	26,8
12	6	33,1	108,5	68,9	48,4	53,2	100,6	43,7	56,0	78,7	87,0	64,7	85,9	38,6	1,0	33,1
13	1	35,9	40,2	83,6	39,3	31,8	31,9	122,2	80,3	92,5	55,7	41,3	96,1	30,9	1+2+3	30,9
13	2	105,1	40,7	47,8	36,5	67,0	41,1	46,4	35,5	105,4	95,1	57,6	121,7	50,7	8,0	35,5
13	3	72,9	29,9	38,2	60,2	47,0	127,3	39,2	48,6	86,2	93,3	54,9	99,0	38,3	2,0	29,9
13	4	49,4	34,3	105,3	75,7	28,2	35,8	40,9	36,6	85,7	104,2	39,0	108,7	35,1	5,0	28,2
13	5	27,7	29,0	31,2	31,6	55,5	35,3	55,9	27,9	67,5	68,2	45,3	61,8	22,5	1+2+3	22,5
13	6	29,2	44,2	61,2	57,9	104,0	53,6	52,4	74,9	127,3	81,3	66,5	82,0	27,7	1+2+3	27,7
14	1	40,8	, 54,0	61,6	43,2	53,5	56,0	38,7	42,0	48,1	56,3	64,7	65,4	38,4	1+2+3	38,4
14	2	58,9	47,2	45,9	67,3	49,2	48,7	55,2	52,5	56,2	59,4	77,5	78,8	43,4	1+2+3	43,4
14	3	157,6	49,3	43,3	103,9	37,0	27,8	128,3	43,2	48,5	81,2	133,7	90,9	98,5	6,0	27,8
14	4	60.6	46.4	35.6	35.5	27.6	30.9	63.6	51.7	37.7	52.1	102.5	82.0	46.8	5,0	27.6
14	5	40.3	50.8	35.9	31.7	32.8	43.7	47.4	54.6	41.8	52.7	56.9	78.6	38.7	4,0	31.7
14	6	51.4	30.0	62.6	61.1	38.6	46.9	, 72.2	89.0	45.7	51.2	62.3	81.4	28.3	1+2+3	28.3
15	1	63.1	29.4	31.5	100.6	49.2	42.0	, 61.1	48.8	52.4	71.1	89.8	58.0	40.2	2,0	29.4
15	2	56.6	45.3	50.9	44.2	84.8	50.7	60.2	97.1	70.0	79.8	59.3	88.4	32.0	1+2+3	32.0
15	3	68,6	35,1	32,2	30,8	77,9	29,1	45,0	96,2	140,8	115,4	48,8	101,4	43,5	6,0	29,1
15	4	56.2	35.5	50.9	37.3	34.9	94.2	34.7	37.7	94.7	94.0	40.1	, 97.7	38.3	7,0	34.7
15	5	48.3	35.1	31.1	49.4	39.6	42.2	36.5	52.4	56.5	66.6	39.4	80.4	31.5	3,0	31.1
15	6	45.1	47.1	38.8	70.7	70.2	41.8	58.4	53.7	86.9	78.6	53.9	84.9	32.3	1+2+3	32.3
16	1	91,8	, 148,4	143,7	125,7	99,2	99,3	80,2	148,9	139,0	84,6	89,6	72,4	76,9	12,0	72,4
16	2	130.1	84.5	86.0	60.8	77.2	63.6	60.4	86.8	72.5	71.7	76.3	, 78.3	99.3	7,0	60.4
16	3	73.3	82.8	64.9	60.6	96.2	80.1	57.5	65.6	63.2	81.1	70.9	91.0	69.2	7,0	57.5
16	4	62.3	71.1	44.0	55.3	80.6	46.2	52.5	53.3	50.5	93.3	78.5	94.0	63.5	3,0	44.0
16	5	70.9	56.9	86.7	121.0	55.3	69.3	76.1	83.3	73.9	61.3	66.1	84.4	40.6	1+2+3	40.6
16	6	136.2	147.2	137.3	51.7	91.2	63.4	93.3	69.3	89.1	92.9	65.4	100.2	107.9	4,0	51.7
17	1	90.6	108.0	92.2	61.4	73.5	85.3	127.5	70.8	88.7	84.4	85.2	83.8	89.9	4,0	61.4
17	2	101.6	66.4	64.8	89.2	73.2	75.9	60.2	76.3	83.1	84.8	79.4	89.2	71.6	7,0	60.2
17	3	130.2	78.8	83.2	75.3	88.3	84.9	61.0	115.2	96.1	70.9	89.1	98.0	92.3	7,0	61.0
17	4	69.8	101.5	146.0	96.3	71.4	89.6	94.2	76.7	111.8	67.8	107.3	105.6	72.9	10,0	67.8
17	5	56.5	50.7	93.6	54.3	51.0	90.1	68.6	60.8	84.8	82.2	155.5	60.6	41.1	1+2+3	41.1
17	6	40.8	73.8	86.2	84.2	78.4	48.5	77.3	141.1	115.3	69.8	78.8	91.5	, 46.0	1,0	40.8
18	1	48.7	51.6	66.6	85.7	57.9	40.3	54.1	, 42.2	107.1	57.5	62.4	54.5	33.9	1+2+3	33.9
18	2	64.8	67.7	77.7	74.0	90.2	87.2	77.3	99.0	76.9	81.5	73.8	81.1	51.8	1+2+3	51.8
18	3	118.5	64.8	86.2	53.1	44.4	119.3	54.9	56.9	50.8	89.0	75.8	61.7	76.4	5,0	44.4
18	4	58.4	65.3	53.8	54.8	, 61.4	76.0	54.1	99.6	70.6	59.5	69.3	74.7	55.2	3,0	53.8
18	5	77.9	65.7	69.5	,- 86.1	72.0	56.8	,- 82.5	63.9	77.2	99.9	86.2	88.6	66.4	6,0	56.8
18	6	45.8	109.9	80.3	63.6	117.9	111.2	74.6	108.5	38.2	107.9	60.2	67.1	65.0	9,0	38.2
19	1	34.9	29.2	35.5	50.4	76.1	47.6	84.3	69.0	52.1	49.0	92.1	104.3	27.7	1+2+3	27.7
19	2	76.6	70.4	72.8	64.1	76.1	70.8	80.3	72.4	65.3	74.2	56.7	63.0	64.0	11,0	56.7
19	3	38.5	38.1	121.1	41.1	40.2	40.3	27.7	38.2	90.9	59.2	55.4	89.5	27.5	1+2+3	27.5
19	4	54 5	44 2	58.4	34.4	44 8	39.7	35.6	45 3	87.9	54 7	58.4	78.4	39.4	4.0	34.4
19	5	43.6	52.9	44.6	44.5	44.6	48.1	56.9	67.7	51.4	58.1	55.5	63.9	39.0	1+2+3	39.0
19	6	33.1	60.5	132.2	94.0	100 2	80.4	69.0	70.1	69.3	44.7	52.9	79.9	38.5	1.0	33.1
20	1	113.6	62 Q	72 9	50.0	97 6	110 2	48.4	72.2	86 7	87.4	87 5	102 Q	64 5	_,- 7.0	48.4
20	2	122.7	72 6	56 4	64 1	58.8	60 5	105.6	78 1	52.4	66 4	76 1	115 4	73 7	9.0	52 4
20	2 2	195 7	, <u>-</u> ,0 89 7	26.0	126.6	74 5	<u>4</u> 2 4	54 R	, 0,1 87 २	50 5	57 <i>4</i>	94.4	124 9	138.6	3.0	26.0
20	5	1,10,1	55,1	20,0	120,0	, -, J	· <u>-</u> , <del>-</del>	57,5	52,5	50,5	J,, <del>,</del>	J7,7	±=-,J	10,0	-,-	20,0

20	4	110,0	91,3	32,1	27,1	99,5	32,6	39,5	39,3	65,5	55,7	115,5	130,8	85,9	4,0	27,1
20	5	40.0	36.0	75.3	45.5	82.1	39.7	43.6	58.6	53.2	82.2	110.2	111.8	30.2	1+2+3	30.2
20	6	76.9	44.4	101.4	50.2	73.0	43.6	54.3	71.9	56.8	52.2	63.0	110.1	43.1	1+2+3	43.1
21	1	109.8	34.4	57.4	53.1	81.0	48.9	54.3	147.9	96.9	83.8	110.8	79.1	46.1	2.0	34.4
21	2	77.8	60.6	92.6	60.0	79.7	68.3	69.4	87.1	65.7	69.5	77.0	68.2	59.0	1+2+3	59.0
21	3	51.0	68.2	85.8	64.4	45.0	43.1	58.4	189.8	47 A	103.2	102.3	78.0	51.6	6.0	43.1
21	1	12 3	16 7	97.7	67.8	43,0 61 Q		38 G	70 7	513	110 7	Q1 2	89.6	37.0	1+2+3	37.0
21	4 c	42,3	40,7	57,7 61 7	07,8 71 E	46.0	50 A	74.0	75,7 E6.6	51,5 67.6	64.2	91,2 0E /	69,0 E2 0	57,5	50	16.0
21	5	55,5 76 A	54,7	01,7 70.0	121.5	40,9	59,4 126 7	74,0	50,0 120.2	02,0 70.0	64,Z	85,4 79.0	53,9 70.0	50,4	1,2,2	40,9
21	6	76,4	59,1	70,8	131,6	101,6	126,7	142,0	128,2	78,6	55,8	78,9	70,6	44,4	17275	44,4
22	T	65,6	97,5	60,3	59,2	57,3	60,8	63,7	78,4	68,4	75,3	68,1	88,5	77,0	5,0	57,3
22	2	70,4	108,5	62,6	65,3	56,7	72,0	105,8	82,5	75,1	89,8	80,9	80,7	75,8	5,0	56,7
22	3	70,3	58,1	57,7	47,3	61,1	56,4	69,9	83,2	65,9	63,2	78,4	72,0	56,7	4,0	47,3
22	4	65,8	44,5	69,3	54,8	40,6	59,8	66,0	44,7	37,8	42,0	76,4	43,9	43,0	9,0	37,8
22	5	59,8	58,9	64,8	61,1	63,3	71,7	68,3	75,4	70,2	78,3	72,4	61,2	48,0	1+2+3	48,0
22	6	92,2	64,6	54,4	63,8	86,6	74,9	56,4	97,2	86,3	92,3	61,8	68,5	72,3	3,0	54,4
23	1	61,7	74,5	146,1	37,0	39,2	110,7	63,6	78,0	68,8	88,9	42,5	123,7	63,5	4,0	37,0
23	2	36,6	82,9	90,2	64,5	91,3	52,4	57,2	90,8	59,5	66,8	91,7	101,6	42,5	1,0	36,6
23	3	64,8	73,1	44,0	53,8	116,7	41,3	169,1	82,7	56,0	107,7	89,5	131,6	65,0	6,0	41,3
23	4	75,7	73,1	64,5	69,4	179,0	48,0	55,6	62,1	62,7	193,2	54,3	32,2	69,8	12,0	32,2
23	5	62,9	67,6	64,3	106,9	48,9	77,3	55,7	55,6	59,5	113,2	53,4	41,7	54,4	12,0	41,7
23	6	84,9	89,4	65,9	88,0	94,0	48,4	55,6	133,4	86,9	107,6	94,4	91,2	84,4	6,0	48,4
24	1	50,2	81,9	85,5	73,2	68,1	47,8	66,0	79,7	81,1	64,6	68,1	64,3	49,2	6,0	47,8
24	2	180,3	60,1	43,3	107,6	38,1	94,7	48,3	44,3	56,5	83,8	76,3	84,7	98,3	5,0	38,1
24	3	193,6	190,7	60,8	33,5	181,4	45,1	50,0	32,1	179,0	69,2	76,2	89,9	191,9	8,0	32,1
24	4	38,0	90,6	27,4	35,3	50,4	55,0	44,9	31,0	52,2	34,7	58,7	63,7	45,1	3,0	27,4
24	5	61.5	61.2	72.9	62.6	76.8	62.2	64.2	58.9	75.0	67.9	65.8	67.6	57.3	1+2+3	57.3
24	6	56.4	114.3	95.0	68.6	106.8	105.6	91.0	93.4	95.0	76.7	85.7	90.5	62.3	1,0	56.4
25	1	65.8	57.8	105.8	85.1	62.0	57.3	100.3	67.0	67.1	83.1	74.7	93.3	55.0	1+2+3	55.0
25	2	64.6	89.1	51.4	60.9	58.0	53.6	64 5	74.9	62.8	59.2	83.4	61.6	66.7	3.0	51.4
25	2	65.3	158.0	51 3	85.7	70.9	523	62.0	67.2	158 5	93.6	96.1	58.2	89.7	3.0	51 2
25	1	22 /	130,0	25.0	220	119.0	52,5	19.2	15.2	130,5 00 6	JJ,0 /11 Q	126.2	00.2	272	1+2+3	27.2
25	4	52,4 64 5	42,7 66.8	33,0 71 /	56.8	7/ 3	52,0 73 /	40,2 72 1	4J,J 55 1	90,0 87 /	41,0 50 7	120,2 72 /	103 /	27,3 58.4	80	55 1
25	5	60.2	00,8 EE 2	/1,4	20,8	74,3 EQ 1	73,4 AA C	72,1 61 0	55,1	60.0	59,7	72,4 E1 2	70.6	50,4	4.0	20.7
25	1	104 7	55,2 F0 7	45,0	59,7 01.0	30,4 4F 0	44,0	01,5	52,5	70.4	59,0 01.6	54,5 10F 1	70,0	57,5	-,0 E 0	35,7
20	1	104,7	58,7	95,5	91,0	45,8	09,9	87,3	97,3	78,4	91,6	105,1	98,0	00,2	5,0	45,8
26	2	92,1	77,0	92,1	78,9	41,2	96,2	105,1	99,1	82,1	80,0	116,5	110,8	/5,/	3,0	41,2
26	3	195,9	118,7	116,5	196,0	100,4	126,8	68,6	192,8	103,3	173,0	123,3	137,1	157,7	7,0	68,6
26	4	23,9	120,3	100,0	105,2	62,1	125,3	31,0	145,1	97,9	128,7	105,2	138,9	56,2	1,0	23,9
26	5	85,7	100,9	104,7	35,5	46,9	37,3	99,9	92,1	79,2	110,0	104,7	127,4	89,9	4,0	35,5
26	6	92,1	87,3	92,4	40,7	70,9	122,4	166,8	114,6	129,1	107,6	152,6	91,4	89,0	4,0	40,7
27	1	47,6	53,6	45,4	50,0	36,7	41,4	63,2	59,5	61,9	62,5	63,3	81,8	43,4	5,0	36,7
27	2	45,1	46,9	29,8	52,2	48,3	52,1	59,2	53,9	74,5	62,0	50,8	115,2	39,3	3,0	29,8
27	3	75,4	64,9	26,4	31,4	32,2	74,4	47,4	142,9	56,6	38,8	61,8	115,8	66,0	3,0	26,4
27	4	26,9	25,2	27,9	76,1	55,5	45,7	42,9	33,8	45,5	61,6	38,1	78,8	20,0	1+2+3	20,0
27	5	47,2	27,9	38,7	27,3	30,8	68,4	44,1	29,0	44,9	57,0	46,5	117,4	26,6	1+2+3	26,6
27	6	90,2	27,2	61,7	35,5	44,3	181,7	73,8	41,5	56,0	50,6	58,1	91,1	41,3	2,0	27,2
28	1	65,9	110,4	82,1	57,1	40,3	56,2	42,8	55,5	50,5	49,4	87,2	79,9	74,2	5,0	40,3
28	2	111,6	119,1	71,1	72,9	29,2	33,5	41,3	84,7	51,8	59,1	103,8	106,9	113,4	5,0	29,2
28	3	68,1	58,4	61,6	75,7	53,5	70,3	54,5	99,6	65,0	63,4	104,9	94,8	53,5	1+2+3	53,5
28	4	57,1	68,2	25,9	46,3	46,3	70,5	61,9	59,8	50,6	54,8	122,7	99,6	59,2	3,0	25,9
28	5	37,2	61,3	74,3	36,1	74,6	33,1	66,8	41,3	43,1	44,3	99,5	76,1	43,3	6,0	33,1
28	6	58,1	78,7	99,1	104,7	73,3	78,3	57,4	77,6	113,2	77,5	67,8	100,2	63,6	7,0	57,4
29	1	45,7	52,7	84,5	47,2	40,4	48,7	52,0	48,2	54,1	50,3	45,8	90,4	41,6	5,0	40,4
29	2	62,3	64,7	55,8	51,8	52,4	53,6	46,9	51,1	61,2	65,7	65,2	98,5	51,9	7,0	46,9
29	3	52.6	51.9	50.9	55.4	51.0	66.3	59.7	45.5	69.0	59.2	69.3	95.0	43.1	1+2+3	43.1
29	4	74.9	48.8	88.6	95.4	48.2	57.4	55.1	110.6	57.4	54.6	65.3	130.3	55.4	5,0	48.2
29	5	42.7	36.7	45.7	58.7	44.4	55.7	37.5	40.1	55.6	44.1	45.8	107.0	31.1	1+2+3	31.1
29	6	40.4	68 3	134.2	63.1	131 6	46.8	50.1	84 7	108.6	68.0	67.0	93.3	41 3	1.0	40.4
30	1	132.2	41 Q	97 4	130 R	201,0 86 8	27 4	181 5	122 5	34 3	92 5	87 २	112.2	73.4	6.0	27 /
30	2	75 /	45 7	60 7	130,3 90 K	112 F	42 O	62 0	50 2	56.0	92,5	55 /	86.6	, 3, <del>4</del> 47 ջ	6.0	_,,+ ⊿?∩
30	2	7,5,4 AA D	36 5	25 A	20,0	ΔΩ Λ	42,0 60 1	36.2	526	50,0 67 0	12,2	/8 ⊑	102.1	326	40	74,0 20 7
30	כ ∧	-++,2 2/2	19 5	200	20,7 20,2	25 1	16 J	21 0	2/1 1	51 Q	45,2 15 6	40,5 7 7 1	02 0	22 /	40	20,7
20	4 F	54,5 10 0	40,J	50,0 55 5	20,3 65 3	55,1	40,2	31,9	54,1 60 r	51,8 E0 7	43,0 70.4	42,/	ס,כיכ רכד	55,4 42.4	-,∪ 1⊥7⊥2	20,3
ъU	Э	40,9	JZ,0	33,5	ບວ,ວ	50,9	UD,1	49,0	00,5	JŌ,/	70,4	JJ,8	13,2	42,4	T. (71)	42,4

~~	~		405 4			00.4	4 6 9 9	453.0	<b>C- O</b>	400 5		60 C	~~ ~	00.4	2.0	
30	6	74,1	135,4	40,2	48,0	90,1	168,9	157,8	67,0	122,5	75,4	62,6	90,0	98,1	3,0	40,2
31	1	78,6	61,1	76,0	62,4	59,2	66,2	64,6	89,3	61,0	87,4	90,3	89,7	56,7	1+2+3	56,7
31	2	92,9	30,8	32,5	121,2	51,2	84,2	50,8	101,1	93,5	86,3	107,0	118,3	39,2	2,0	30,8
31	3	102,1	66,0	151,9	99,2	48,3	55,1	98,4	112,8	133,3	143,9	108,9	138,1	82,8	5,0	48,3
31	4	81.0	30.0	54.3	38.9	76.9	30.1	156.5	71.7	141.2	93.7	134.4	133.9	40.3	2,0	30.0
31	5	50.2	57.4	<u>19</u> <u>1</u>	43.3	43.0	72.2	72 7	54.4	71.0	112.4	83.0	120.7	44.0	5.0	43.0
21	6	105.0	01 1	76.0	15,5	110.0	1272	101 4	110 /	122.2	122,4	125.0	120,7	04.2	2.0	76.0
31	0	105,9	91,1	76,9	154,4	110,9	137,3	101,4	118,4	123,2	122,9	125,5	121,9	94,2	3,0	76,9
32	1	43,6	50,1	/3,6	95,3	44,1	52,5	84,7	47,4	42,9	105,9	59,1	107,6	35,4	1+2+3	35,4
32	2	76,5	54,1	61,5	154,0	70,3	75,6	132,3	119,3	117,6	74,4	73,2	84,5	51,1	1+2+3	51,1
32	3	43,3	190,1	59,8	100,7	69,4	81,2	54,3	165,7	147,2	101,1	92,4	116,6	115,9	1,0	43,3
32	4	109,0	35,3	46,2	192,0	55,1	61,7	39,3	88,7	58,3	103,9	66,6	138,3	54,4	2,0	35,3
32	5	78,0	63,6	40,0	39,5	48,5	67,8	62,1	43,2	58,3	62,5	118,2	92,6	60,9	4,0	39,5
32	6	59.0	63.8	39.9	193.5	93.7	114.0	77.5	136.2	105.1	98.5	82.6	115.8	55.8	3,0	39.9
33	1	69.5	34.0	37.0	75.0	35.4	51.2	54 7	131 7	68.2	50.6	48.4	74.0	37.9	2.0	34.0
22	2	227	520	96 A	11 D	51 2	55.0	51,7	16.0	26.0	46.0	15,1	795	22 5	1.0	227
22	2	32,7	J2,5	40,4	41,2	22.0	33,9	J1,4	40,0	50,0	40,0	45,4	76,5	33,5	1,0	32,7
33	3	35,2	40,6	48,0	28,8	33,8	43,1	41,3	46,5	58,6	48,5	39,6	56,0	32,2	4,0	28,8
33	4	26,9	45,9	44,8	26,4	36,4	30,5	27,0	121,7	51,2	34,7	31,3	49,2	22,2	1+2+3	22,2
33	5	27,6	36,7	33,1	52,6	51,2	38,0	47,6	53,4	54,0	44,4	39,8	49,3	24,1	1+2+3	24,1
33	6	60,4	58,5	36,0	68,3	39,4	46,5	165,7	72,5	90,3	57,9	69,0	53,2	51,2	3,0	36,0
34	1	61,4	68,2	52,5	59,9	40,9	37,1	96,8	47,3	86,1	51,1	79,6	81,5	56,6	6,0	37,1
34	2	62,6	58,9	57,6	54,8	54,9	48,1	65,8	52,5	54,8	65,9	65,6	90,1	54,9	6,0	48,1
34	3	42,7	31,5	31,1	53,2	61,4	104,7	29,5	36,9	38,6	43,5	57,0	73,1	27,1	1+2+3	27,1
34	4	43.7	28.2	57.1	28.4	53.6	64.2	38.6	39.9	51.4	31.3	47.4	76.2	26.5	1+2+3	26.5
34	5	32.9	28.4	47 9	33.4	31.2	40.1	32 5	32.2	40.2	34.0	44 3	120.7	22.0	1+2+3	22.0
24	6	32,5 2E 4	171 A	200	160 E	66.2	102.7	142 E	32,2 36 E	04.0	167.0	чч,5 00 г	67 /	75 /	1.0	25.4
54 25	0	35,4	174,4	50,0	106,5	102.2	105,7	145,5	30,5	94,0	107,0	00,5	07,4	75,4	1,0	35,4
35	1	48,7	158,4	81,8	57,7	103,2	67,4	79,3	70,1	68,7	72,9	69,9	83,0	74,2	1,0	48,7
35	2	53,7	68,0	67,0	54,3	51,4	60,3	62,3	63,4	68,6	63,6	68,9	72,7	47,3	1+2+3	47,3
35	3	53,4	87,1	92,3	102,3	109,8	43,5	38,6	46,6	86,7	63,9	108,6	123,4	64,9	7,0	38,6
35	4	77,0	55,8	50,6	37,2	34,1	85,8	94,9	42,8	74,3	69,1	58,7	121,9	60,1	5,0	34,1
35	5	46,9	57,5	44,0	49,3	47,6	74,1	53,8	62,9	56,5	55,2	56,4	83,8	40,5	1+2+3	40,5
35	6	47,9	58,9	98,4	47,1	35,8	87,9	57,4	48,1	59,2	55,8	62,6	63,8	43,4	5,0	35,8
36	1	41,4	55,7	59,0	59,3	61,3	74,3	51,2	59,3	67,5	57,2	100,0	114,2	37,7	1+2+3	37,7
36	2	70.7	83.2	59.9	58.1	76.6	63.6	81.5	60.7	65.7	93.8	78.9	85.3	65.4	4,0	58.1
36	3	60.2	67.2	65.2	99.5	43.4	86.1	52.9	129.9	90.9	67.6	74 5	63 1	48.6	5.0	43.4
26	1	12 7	55.9	50.2	62 G	88.6	20 1	01 /	£0.6	70.2	5/1	529	70 /	25.6	1+2+3	25.6
26	5	-3,7 927	75.6	68 5	92,0	Q1 1	122.2	100 A	90,0	72 5	64 5	95 2	940	60 2	10.0	64 E
30	5 C	20.5	73,0	50.0	83,0 46 0	70.0	133,2	72 5	77 4	73,5	04,5 ca a	46.0	54,0	20.2	1.2.2	20,2
36	6	38,5	50,2	59,0	46,0	70,9	56,6	72,5	//,4	/1,8	62,2	46,9	50,1	38,2	1+2+3	38,2
37	1	74,0	43,7	41,8	46,9	41,8	36,1	39,6	63,2	58,0	77,9	65,2	69,7	52,2	6,0	36,1
37	2	36,0	106,1	37,5	59,3	48,8	30,8	66,8	38,8	37,5	63,6	50,5	91,7	45,2	6,0	30,8
37	3	134,9	33,9	47,8	33,6	43,6	41,1	39,1	108,2	45,6	65,7	80,8	91,7	71,1	4,0	33,6
37	4	60,4	42,6	97,4	38,4	33,3	27,2	36,2	54,2	37,9	70,3	39,4	67,8	46,8	6,0	27,2
37	5	38,5	29,2	39,0	42,5	42,7	44,3	36,2	42,8	60,5	57,4	60,4	92,8	24,0	1+2+3	24,0
37	6	37.1	52.1	46.9	52.2	122.5	81.7	70.7	92.9	57.7	44.4	57.9	56.3	35.8	1+2+3	35.8
38	1	38.8	43.3	64.7	54.2	60.9	76.7	52.4	46.4	54.9	53.6	76.6	55.4	34.8	1+2+3	34.8
38	2	63.6	57 1	62.5	60.7	62 /	66 5	60.2	64.0	62.9	60 1	72.0	76.9	55 /	1+2+3	55 /
20	2	03,0	70.7	26.6	00,7 06 7	107.6	200,5 20 C	EQ 4	0,+0 272	62,5	E0 9	10.4	110.2	70.2	3.0	35,4 36.6
20	2	05,9 21.0	79,7	20,0	20,7	107,0	20,0	59,4	27,5	02,5	50,8	40,4	119,5	79,2	3,0 0 0	20,0
38	4	31,6	36,4	31,7	28,9	100,1	32,6	56,9	27,5	51,6	33,8	64,0	110,8	27,7	0,0	27,5
38	5	44,7	29,3	40,2	37,0	37,6	74,8	41,8	39,7	41,2	43,4	44,1	113,8	24,4	1+2+3	24,4
38	6	28,9	33,4	79,9	34,4	40,8	56,9	72,8	91,1	56,0	97,0	67,4	69,1	24,6	1+2+3	24,6
39	1	98,3	98,6	120,3	27,1	70,7	67,3	78,2	56,2	81,5	69,0	77,6	103,4	94,7	4,0	27,1
39	2	86,3	136,5	160,9	36,2	77,4	53,2	37,6	75,7	106,8	88,4	101,2	101,7	108,9	4,0	36,2
39	3	111,6	138,1	77,7	60,4	40,2	66,9	62,9	46,6	102,0	115,2	104,6	124,2	123,4	5,0	40,2
39	4	77,2	69,0	86,6	53,7	46,1	36,6	64,7	51,1	65,4	69,7	139,4	135,5	69,4	6,0	36,6
39	5	38,2	53,6	92,5	90,1	43,1	54,4	35,8	52,8	64,0	117,8	71,2	116,6	36,4	7,0	35,8
39	6	70.8	48.2	85.4	85.2	49.6	141 1	70.6	150 1	79.6	102 5	,- 82.0	105 3	49.7	2.0	48 2
<u>4</u> 0	1	<u>41</u> 0	108 7	109.0	33.0	<u>46</u> 2	35 0	46 5	44.6	36 /	82 5	<u>48</u> 8	7 <u>4</u> Q	46.2	4.0	22.0
10	2	36.3	31 6	50 1	12 2	77 0	30.0	25 7	/ <del>-</del> ,0	/7 1	52.2	/⊑ ว	, <del>,</del> ,,,,,,,,,,,,,,,,,,,,,,,,,,,,,,,,,,	27 9	1+2+3	27.0
40	∠ ว	10,5	21,0	50,1		,,,,,,,,,,,,,,,,,,,,,,,,,,,,,,,,,,,,,,	59,0	,,. 27 C	τι,/	+/,⊥ ΛΛ 4	52,5 65 4		74,⊥ 102.0	21,0 AC 7	70	27,0
40	3	42,8 20 5		52,1 42 <b>-</b>	01,9	40,5	57,0	57,0	21,9	44,1	05,1	55,5	102,8	40,7	7,0 C O	57,6
40	4	28,5	59,7	43,7	44,9	51,0	27,8	ь5,1 	47,2	59,9	51,1	41,0	82,0	33,2	0,0	27,8
40	5	30,6	37,4	45,1	42,7	104,3	56,2	51,7	42,6	43,4	47,8	47,1	78,3	26,8	1+2+3	26,8
40	6	53,4	53,1	52,9	49,5	114,8	50,4	69,9	69,3	71,4	76,7	59,6	62,6	42,7	1+2+3	42,7

# APÊNDICE B - Código do Programa Desenvolvido no MATLAB

%programa desenvolvido para estimativa de força com base no sinal EMG %ultima revisao: 10-08-17 %seleciona o canal e a parte do sinal que será analisado Rescont=1; janela=400;%(400pontos=0,2segundos) overlap=1; %cria um overlap com 50% da janela anterior

```
for pp=1:1
load (strcat('P:\OneDrive\1-Mestrado\EMG-DB2-E3-Nina\S', num2str(pp) ,'_E3_A1.mat'));
waitbar(pp/40);
for ss=1:1
```

clearvars -except 'ss' 'Resumo' 'emg' 'force' 'stimulus' 'subject' 'pp' 'Rescont' 'janela' 'overlap';

```
plotar=1;
%localiza inicio de cada estimulo
for jj=1:length(emg)
  if stimulus(jj)==(2^(ss-1))
     iniEMG=fix(jj/janela);
     break
  end
end
%localiza final de cada estimulo
for jj=1:length(emg)
  if stimulus(jj)==(2^ss);
     fimEMG=fix(jj/janela);
     break
  end
  if stimulus(jj)==9;
     fimEMG=fix(jj/janela);
     break
  end
end
%separa do sinal original o periodo a ser analisado
sini=iniEMG*janela+1;
sfim=fimEMG*(janela)+1;
s12=emg(sini:sfim,1:12);
minforce=-(min(force(sini:sfim,1)));%remove valores negativos de força
force6c=force(sini:sfim,ss)+minforce;
%remove valores de força 30%abaixo da media
mediaforca=mean(force6c);
for jj=1:length(force6c)
  if force6c(jj)<0.3*mediaforca
     force6c(jj)=0;
  end
end
for bb=1:12
  [C,L] = wavedec(s12(:,bb), 7,'db44');
```

```
D4(:,bb) = wrcoef('d',C,L,'db44',4);
```

#### end

```
s12clean=D4;
for bb=1:12
  prms(bb)= rms(s12clean(:,bb)).^2;
end
if plotar==1;
  figure(1);title ('Energia de cada canal')
  bar(1:12,prms);
end
%identifica canais por ordem de energia (maior para menor)
[B,I] = sort(prms,2,'descend');
for cc=1:12
  canal(cc)=l(:,cc);
end
if plotar==1
  figure(2);
  %plota os 4 canais de maior energia (rms) calculada (no periodo escolhido)
  for dd=1:4
     e(dd)=subplot(4,1,dd); hold on; plot(s12clean(:,canal(dd):canal(dd)));axis off;hold
```

end; linkaxes(e,'y') end

off;

forca=10^-4\*force6c;%ajusta escala da força para plotagem dos gráficos

```
%calcula quantidade de picos em períodos de tempo
%0.2segundos correspondem a 400 pontos de dados.
for ff=1:12
   scleandb44 = s12clean(:,canal(ff));
   thrpks= mean(abs(s12clean(:,canal(ff))))/10;
   [qrspeaksdb44,locsdb44] = findpeaks(abs(scleandb44),'Threshold',thrpks);
   aaant=1;
   for gg=1:janela:length(scleandb44)
     cont=0;
     cont2=0;
     for hh=1:length(locsdb44)
       if (locsdb44(hh)<=gg) && (locsdb44(hh)>aaant)
          cont=cont+1;
       end
     end
     %overlap de 50% da janela anterior
     for hh=1:length(locsdb44)
       if (locsdb44(hh)<=aaant) && (locsdb44(hh)>(aaant-janela/2))
          cont2=cont2+1;
       end
     end
     for II=aaant:gg
       ppsdb44(II,ff)=(cont)/(janela/2000); %calcula em picos por segundo
       ppsdb44OVERLAP(II,ff)=(cont2)/((janela/2)/2000);
     end
     aaant=gg;
```

```
end
             end
             if overlap==1
               ppsdb44=ppsdb44+ppsdb44OVERLAP;
             end
            for bb=1:12
              %calcula o erro de cada canal
              escala(:,bb)=mean(ppsdb44(:,bb))/mean(forca);
              erro(:,bb)=forca*escala(:,bb)-ppsdb44(:,bb);
ERROMEDIOPERCENTIL(:,bb)=100*(mean(abs(erro(:,bb))))/mean(abs(forca*escala(:,bb)));
              %R2c1=corr(forca*escalac1,ppsc1)^2;
              if plotar==1
                 % plota a media de pps dos 3 canais de maior energia
                 figure(bb);hold on;
                 plot(ppsdb44(:,bb));
                 plot(forca*escala(:,bb),'b');
                 plot(erro(:,bb),'y');
                axis off; hold off;title('forca x pps')
              end
             end
            if plotar==1
               % plota pps dos 3 canais de maior energia individualmente
               figure(4);hold on;
               plot(ppsdb44(:,1),'m');
               plot(ppsdb44(:,2),'r');
               plot(ppsdb44(:,3),'c');
               plot(forca*escala(:,1),'b');
               plot(erro(:,1),'y');
               axis off; hold off;title('forca x pps')
             end
            %média dos 3 de maior energia
             pps3c=(ppsdb44(:,1)+ppsdb44(:,2)+ppsdb44(:,3))/3;
             escala3c=mean(pps3c)/mean(forca);
             erro3c=((forca*escala3c)-pps3c);
             ERROMEDIOPERCENTIL(:,14)=100*(mean(abs(erro3c))/mean(abs(forca*escala3c)));
             if plotar==1
               % plota pps dos 3 canais de maior energia (média dos 3 canais)
                  figure(5);hold on;
               plot(pps3c,'g');
               plot(forca*escala3c,'b');
               plot(erro3c,'y');
               axis off; hold off;title('forca x pps - media de 3 canais')
             end
            if plotar==1
               run PlotaTodosCanais;
             end
            %salva erros e parametros
             Resumo(Rescont,1)=subject;
```

```
Resumo(Rescont,2)=ss;
for bb=1:12
Resumo(Rescont,bb+2)=ERROMEDIOPERCENTIL(bb);
end
Resumo(Rescont,15)=ERROMEDIOPERCENTIL(:,13);
Resumo(Rescont,16)=ERROMEDIOPERCENTIL(:,14);
Resumo(Rescont,17)=ERROMEDIOPERCENTIL(:,15);
[Bres,Ires] = sort(Resumo(Rescont,3:15),2,'ascend');
Resumo(Rescont,18)=Ires(1);
Resumo(Rescont,19)=Bres(1);
```

```
Rescont=Rescont+1;
```

end end