



UNIVERSIDADE FEDERAL DE JUIZ DE FORA
FACULDADE DE ENGENHARIA
CURSO ENGENHARIA ELÉTRICA HABILITAÇÃO EM
ROBÓTICA E AUTOMAÇÃO INDUSTRIAL

**INVESTIGAÇÃO DAS PROPRIEDADES DE SINAIS
ELETROMIOGRÁFICOS DE SUPERFÍCIE UTILIZANDO
BARICENTROS ESTIMADOS ATRAVÉS DO ESPECTRO DE
POTÊNCIA**

Vinicius de Castro Ecard

Juiz de Fora
2017

Vinicius de Castro Ecard

**INVESTIGAÇÃO DAS PROPRIEDADES DE SINAIS
ELETROMIOGRÁFICOS DE SUPERFÍCIE UTILIZANDO
BARICENTROS ESTIMADOS ATRAVÉS DO ESPECTRO DE
POTÊNCIA**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado ao Programa de Graduação em Engenharia Elétrica, da Universidade Federal de Juiz de Fora como requisito parcial a obtenção do grau de graduado em Engenharia Elétrica – Habilitação em Robótica e Automação Industrial.

Orientador: Dr. David Sérgio Adães de Gouvêa

Juiz de Fora

2017

Ficha catalográfica elaborada através do programa de geração automática
da Biblioteca Universitária da UFJF,
com os dados fornecidos pelo(a) autor(a)

Ecard, Vinicius de Castro.

Investigação das Propriedades de Sinais Eletromiográficos de Superfície Utilizando Baricentros Estimados através do Espectro de Potência / Vinicius de Castro Ecard. -- 2017.

53 f.

Orientador: David Sérgio Adães de Gouvêa

Trabalho de Conclusão de Curso (graduação) - Universidade Federal de Juiz de Fora, Faculdade de Engenharia, 2017.

1. Processamento de Sinais. 2. Espectro de Potências. 3. Baricentro. 4. Eletromiografia de Superfície. I. Gouvêa, David Sérgio Adães de, orient. II. Título.

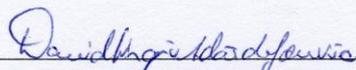
Vinicius de Castro Ecard

**INVESTIGAÇÃO DAS PROPRIEDADES DE SINAIS
ELETROMIOGRÁFICOS DE SUPERFÍCIE UTILIZANDO
BARICENTROS ESTIMADOS ATRAVÉS DO ESPECTRO DE
POTÊNCIA**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado ao Programa de Graduação em Engenharia Elétrica, da Universidade Federal de Juiz de Fora como requisito parcial a obtenção do grau de Graduado em Engenharia Elétrica – Habilitação em Robótica e Automação Industrial.

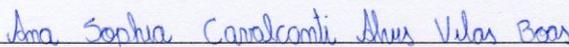
Examinado em 7 de julho de 2017

BANCA EXAMINADORA



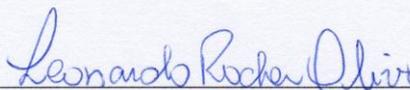
Doutor David Sérgio Adães de Gouvêa - Orientador

Universidade Federal de Juiz de Fora



Doutora Ana Sophia Cavalcanti Alves Vilas Boas

Universidade Federal de Juiz de Fora



Doutor Leonardo Rocha Olivi

Universidade Federal de Juiz de Fora



Mestre Elias Ramos Vilas Boas

Universidade Federal de Juiz de Fora

Dedico este trabalho
aos meus pais Walmir e Ângela,
aos meus irmãos, sobrinhos
e ao meu orientador

AGRADECIMENTOS

Primeiramente a Deus, que sempre me proporcionou força, fé e segurança para que eu nunca desistisse, mesmo estando em adversidades. Sempre a Ele e para Ele dedico tudo. Agradeço por Ele colocar uma família que me ama e ótimos amigos em meu caminho.

Aos meus pais, Walmir e Ângela, pelo imenso amor, afago, pelo suporte e por todo o incentivo que me deram para que eu pudesse sempre continuar estudando e por me mostrar o que é ter ética e caráter. Mesmo passando dificuldades, sempre me diziam que valia a pena e que o estudo era a maior herança deles para mim.

Aos meus irmãos, Karla, Wanderson e Walme, sobrinhos, Juan, Ester, Nicolý, Kauã e Glenda, e cunhado (Eric) e cunhadas (Adriane e Ledilza), que, mesmo entre nossas desavenças, sempre acreditaram em mim e sempre tiraram um tempo para me ouvir e me divertirem com suas brincadeiras.

Aos meus tios e tias e aos meus primos e primas que, da mesma forma, acreditaram em mim e me deram suporte, emocional e financeiro, e inspiração e pelas duras críticas que me fizeram crescer. Em especial a tia Márcia, pelo auxílio, também, espiritual, aos seus filhos Bryelle e Waldemiro, que foram minhas inspirações de profissionais e por todos os conselhos que me ajudaram a decidir muito dos caminhos que tomei e, por fim, a tia Marcilene, pelas viagens e saídas inesquecíveis, com bons momentos de risadas e boas histórias.

Aos meus amigos de Juiz de Fora, Letícia (Leh), especialmente por ela me ajudar a fazer os desenhos para este trabalho, ficando acordada comigo algumas noites para que a gente pudesse fazer eles da melhor maneira possível, ao André (Dede), Rafael, Bernardo (Pipi), Rodrigo, Jeanny (Jeje), Manel (Kung), Robert (Barbie), João Gabriel (Trackinas), Carlos Rafael (Marilan), Venâncio e Gustavo e muitos outros, pelos cinemas, barzinhos, festas (muitos churrascos), jogos, viagens, grupos de trabalho e estudo para provas. Agradeço por sempre estarem lá quando precisei, por sempre me animarem, me desafiarem, o que me ajudava sempre a me melhorar, e me ouvirem reclamando de professores e disciplinas que eu tinha.

Aos meus amigos que conheci no Canadá, Thais (Tatinha), Juarez (Juju), Nicolas (Nick), Heloisa(Helo), Janaina (Jana), Giovana (Gi), Rafaela (Rafa), Tereza (Tere), Yago, Tiago Pizoli e Danillo Wartton pelos momentos mais loucos e inesquecíveis que me fizeram passar em meu intercâmbio (como pôr fogo na casa, das voltas com o Frank, as viagens para outras cidades, as rodadas de bicicleta, festas brasileiras, COXINHAS, etc.), por aguentarem meus momentos de revoltado, quando não me deixaram fazer o estágio, e pelos museus, que

mesmo vocês não querendo ir, vocês iam só por minha causa. Pelo apoio psicológico e físico que me deram, mesmo vocês passando pela mesma coisa, sempre estavam lá me acalmando e dizendo que tudo iria ficar bem. Meu intercâmbio sem vocês não seria o mesmo, com toda a certeza.

Em especial ao meu amigo Lucas Suhett (Sussu), que sempre esteve comigo todos os anos da minha graduação. Agradeço pelas conversas enquanto estávamos dormindo, pelos sertanejos de manhã, pelas melhores festas e churrascos, por compartilhar os vazamentos de gás do chuveiro da república e por dividir os apertos que passamos quando mudávamos ou quando chegava fim de mês e pelos momentos constrangedores que fazíamos sua namorada passar quando ela vinha nos visitar. Uma amizade que começou como colega de quarto na república dos estudantes e vai para a vida toda. Agradeço também a Natália (Nathy), namorada do Suhett, e Dayse (Daisiane) que, quando voltei do Canadá, me receberam de braços abertos, e com uma cachorra defeituosa (NINA), e por sempre darem comida pro Sussu e pra mim quando não tínhamos nada na nossa casa e pelas festas de UNO, óleo e sal com batata frita e batida diabética que sempre faziam. Obrigado aos três por fazerem dos apartamentos 301 e 304 uma única casa, divertida e por serem minha segunda família.

Aos meus professores, tanto da Universidade Federal de Juiz de Fora quanto da Lakehead University, que me passaram um pouco de seu conhecimento e por me fazerem eu me tornar, a cada aula, um engenheiro, me ensinando o que fazer e o que não fazer. Obrigado pelas oportunidades e confiança que depositaram em mim e pelas duras críticas que me fizeram, elas me ajudaram a confiar mais em mim mesmo e sempre melhorar meu trabalho.

Agradeço em especial ao professor David Sérgio, que teve muita paciência comigo, aguentando minhas enroladas, pela dedicação que ele empenhou, ao me ensinar do zero sobre a grande parte do conteúdo deste trabalho e pelo voto de confiança, quando aceitou um estranho e aloprado (eu), que bateu na porta da sua sala, lhe pedindo para orienta-lo no trabalho final de curso. Muito obrigado, professor, por aceitar ser meu orientador, por ter acreditado em mim e me incentivar a seguir para níveis maiores de conhecimento. Desculpe me pelos desapontamentos que lhe causei.

Agradeço também ao Dr. Christos Sapsanis por esclarecer minhas dúvidas, via email, relacionadas ao banco de dados utilizados neste trabalho.

“A competitividade de um país não começa nas indústrias ou nos laboratórios de engenharia. Ela começa na sala de aula.”

Lee Iacocca

RESUMO

Sinais de eletromiografia de superfície (sEMG) obtidos para os músculos do antebraço: Flexor Carpi Ulnaris e Extensor Carpi Radialis, Longus e Brevis, provenientes de um banco de dados público, foram investigados através do parâmetro “baricentro”, estimado através do espectro de potências, considerando um janelamento de corrida para trechos sucessivos dos sinais. O banco de dados comporta sinais para cinco indivíduos, seis movimentos, e trinta repetições. Os resultados, analisados através de inspeção visual dos histogramas, dos valores de baricentro agrupados, evidenciam dificuldades para distinção entre indivíduos e entre movimentos. Por outro lado, os resultados analisados através da comparação das medianas evidenciam possibilidades de distinção dos grupos, entre indivíduos e entre movimentos.

Palavras-chave: Processamento de sinais, Espectro de potências, Baricentro, Eletromiografia de superfície

ABSTRACT

Surface electromyography signals (sEMG) was obtained through two forearm muscles: Flexor Carpi Ulnaris and Extensor Carpi Radialis, Longus and Brevis, extracted from a public database. They were investigated through centroid, or barycenter, parameter, which was estimated from power spectrum and considering a successive sections windowing of the signals. The database is composed of five subjects, six movements and thirty repetitions. The results was analyzed by visual inspections of the barycenter values, which are grouped in histograms, and it shows how complicated is the subjects and movements distinctions. On the other hand, the results analyzed by using estatistic methods, medians comparison, shows there is possible a group distinction between movements and subjects.

Keywords: Sinals processing, power spectrum, barycenter (or centroid), surface electromyography

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 2.1	Disposição dos músculos esqueléticos Flexor Carpi Ulnaris (Flexor Ulnar do Carpo) e Extensor Carpi Radialis (Extensor Ulnar do Carpo), Longus e Brevis.....	19
FIGURA 2.2	(A)Representação de uma unidade motora e seus componentes básicos e (B)ampliação da U.M.: interior de uma fibra muscular.....	21
FIGURA 2.3	Estrutura interna de uma miofibrila, evidenciando o funcionamento de uma ponte de miosina e actina.....	22
FIGURA 3.1	Exemplos de janelas mais utilizadas para redução do <i>leakage</i>	26
FIGURA 4.1	Representação dois seis movimentos do bando de dados.....	32
FIGURA 5.1	Sinais de sEMG no tempo discreto, extraídos do banco de dados utilizado no trabalho, para o canal 1, indivíduo H ₁ , todos os movimentos e repetições escolhidas randomicamente.....	35
FIGURA 5.2	Espectro de potência para o indivíduo M ₂ movimento CY e repetição escolhida aleatoriamente.....	36
FIGURA 5.3	Sinal de baricentro (quinta repetição, M ₃ , movimento SPHER) para a faixa de 50Hz-100Hz, sem a redução de <i>leakage</i>	36
FIGURA 5.4	Sinal de baricentro após redução do <i>leakage</i> (quinta repetição, M ₃ , movimento SPHER) para a faixa de 50Hz-100Hz.....	37
FIGURA 5.5	Sinais de baricentro considerando todos os indivíduos, para o movimento HOOK, faixa de 50Hz-100Hz e 100Hz-150Hz, sendo (A) todos os 75030 sinais, provenientes dos 2501 valores de cada uma das 30 repetições; (B) ampliação da faixa de 30000 a 40000 de (A); e (C) legenda relacionando as cores com os indivíduos e com as faixas de frequências.....	38
FIGURA 5.6	Histogramas dos baricentros: Seis movimentos e indivíduos distintos, estimados para a faixa de frequência de 50 Hz-100 Hz.....	39
FIGURA 5.7	Histogramas dos baricentros: Seis movimentos e indivíduos distintos, estimados para a faixa de frequência de 100 Hz-150 Hz.....	40
FIGURA 5.8	Código de cor, associando uma cor para cada indivíduo dos histogramas das Figuras 5.6 e 5.7.....	40

- FIGURA 5.9** Diagramas de Tukey dos agrupamentos dos sinais de baricentro. Faixa: 50 Hz a 100 Hz. Cinco indivíduos agrupados para cada um dos seis movimentos. Ordem dos indivíduos: 1) H₁, 2) H₂, 3) M₁, 4) M₂, 5) M₃..... 43
- FIGURA 5.10** Diagramas de Tukey dos agrupamentos dos sinais de baricentro. Faixa: 100 Hz a 150 Hz. Cinco indivíduos agrupados para cada um dos seis movimentos. Ordem dos indivíduos: 1) H₁, 2) H₂, 3) M₁, 4) M₂, 5) M₃..... 44
- FIGURA 5.11** Diagramas de Tukey dos agrupamentos dos sinais de baricentro. Seis movimentos para cada indivíduo. Faixa: 50Hz-100Hz. Ordem dos movimentos é: 1) CY, 2) HOOK, 3) PALM, 4) SPHER, 5) TIP 6) LAT..... 47
- FIGURA 5.12** Diagramas de Tukey dos agrupamentos dos sinais de baricentro. Seis movimentos para cada indivíduo. Faixa: 100Hz-150Hz. Ordem dos movimentos é: 1) CY, 2) HOOK, 3) PALM, 4) SPHER, 5) TIP 6) LAT..... 48

LISTA DE TABELAS

Tabela 5.1	Porcentagens de sinais aceitos como gaussianos (50 à 100 Hz).....	41
Tabela 5.2	Porcentagens de sinais aceitos como gaussianos (100 à 150 Hz).....	42
Tabela 5.3	Testes post hoc, diferenças entre medianas: Faixa: 50 Hz a 100 Hz. Comparação entre indivíduos para um mesmo movimento.....	45
Tabela 5.4	Testes post hoc, diferenças entre medianas: Faixa: 100 Hz a 150 Hz. Comparação entre indivíduos para um mesmo movimento.....	46
Tabela 5.5	Testes post hoc, diferenças entre medianas: Faixa: 50 Hz a 100 Hz. Comparação entre movimentos para um mesmo indivíduo.....	49
Tabela 5.6	Testes post hoc, diferenças entre medianas: Faixa: 100 Hz a 150 Hz. Comparação entre movimentos para um mesmo indivíduo	50

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ATP	Adenosina Trifosfato
CY	Cylindrical
EMG	Eletromiografia
FFT	Fast Fourier Transform
H₁	Homem_1
H₂	Homem_2
LAT	Lateral
M₁	Mulher_1
M₂	Mulher_2
M₃	Mulher_3
PALM	Palmar
SHER	Spherical
UM	Unidade Motora

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	17
1.1	OBJETIVOS	18
1.2	ESTRUTURA DO TRABALHO	18
2	FUNDAMENTOS FISIOLÓGICOS	19
2.1	O MÚSCULO ESQUELÉTICO	19
2.2	GERAÇÃO DO SINAL DE EMG	20
	CARACTERÍSTICAS E DETECÇÃO DOS SINAIS	
2.3	ELETROMIOGRÁFICOS	22
3	FUNDAMENTOS MATEMÁTICOS	23
3.1	TEOREMA DA AMOSTRAGEM	23
3.2	TRANSFORMADA DISCRETA DE FOURIER	24
3.3	ESPECTRO DE POTÊNCIAS	25
3.4	LEAKAGE	25
3.5	CALCULOS ESTATÍSTICOS	26
3.5.1	MÉDIA, VARIÂNCIA E DESVIO PADRÃO	27
3.5.2	MEDIANA	28
3.5.3	BARICENTRO	28
3.5.4	NORMALIZAÇÃO	28
3.5.5	TESTE DE HIPÓTESES	29
3.5.5.1	TESTE DE GAUSSIANIDADE	29
3.5.5.2	TESTE DE IGUALDADE DE MEDIANAS	30
3.5.5.3	TESTE DE IGUALDADE DE VARIÂNCIAS	30
4	MATERIAL E METODOLOGIA	31
4.1	MATERIAL	31
4.2	METODOLOGIA	32
5	RESULTADOS E DISCUSSÕES	34
5.1	OS SINAIS ELETROMIOGRÁFICOS	34
5.2	O ESPECTRO DE POTÊNCIA DO SINAL DE EMG	34
5.3	OS BARICENTROS E A REDUÇÃO DO LEAKAGE	36
5.4	OS SINAIS DE BARICENTRO.....	37
5.5	ANÁLISE DAS SEQUÊNCIAS DE BARICENTRO	40
5.5.1	PRESENÇA DE GAUSSIANIDADE	41

5.5.2	IGUALDADE ENTRE VARIÂNCIAS	42
5.6	COMPARAÇÃO DOS AGRUPAMENTOS DOS SINAIS DE BARICENTRO	42
5.6.1	COMPARAÇÃO ENTRE INDIVÍDUOS: PARA O MESMO MOVIMENTO	42
5.6.2	COMPARAÇÃO ENTRE MOVIMENTOS PARA O MESMO INDIVÍDUO	47
5.6.3	A DIFERENÇA ENTRE MEDIANAS E A SUPERPOSIÇÃO DOS HISTOGRAMAS	51
6	CONCLUSÕES	52
7	TRABALHOS FUTUROS	53
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	54

1 INTRODUÇÃO

O sinal eletromiográfico, ou sinal EMG, é o sinal das atividades bioelétricas musculares. Este sinal é gerado através da excitação das membranas musculares, as quais produzem um pequeno sinal elétrico (tensão) que pode ser adquirido através de eletrodos implantados (eletromiografia invasiva) ou através de eletrodos alocados na superfície da pele (sEMG, eletromiografia não invasiva) (RAUT et al., 2015).

A Eletromiografia começou a ser estudada por Luigi Galvani em 1791, quando ele observou, através da despolarização de estruturas musculares das pernas de sapos, uma relação entre o movimento muscular e a eletricidade (SOUZA, 2013), mas seu uso teve início na segunda guerra mundial para diagnóstico em usos clínicos (BARROS, 2005)

Sinais sEMG são aplicados em diversas áreas de estudo: na biomecânica para investigação das características do músculo que realiza um determinado movimento (Website Saúde CUF, 10/05/2017), no esporte para verificação de fadigas musculares, na medicina para verificação de problemas musculares, dentre outras (CHAPMAN, 2008).

Por outro lado, sinais sEMG tem sido objeto de estudo para o desenvolvimento de próteses mecatrônicas para indivíduos amputados, permitindo evoluções tecnológicas onde as próteses tem possibilitado a imitação dos movimentos de membros humanos normais.

As próteses mecatrônicas proporcionam mais que um simples avanço tecnológico, elas proporcionam também um papel social, já que permitem aos seus usuários menor dependência e maior inserção na sociedade, onde estes indivíduos passam a ser mais produtivos (BARROS, 2005). Essa área é denominada Robótica Assistiva.

A pesquisa de novos materiais, tanto mecânicos quanto eletrônicos, e novos métodos para controle das próteses tem permitido torná-las mais baratas e acessíveis (BARROS, 2005). Dentre alguns dos muitos métodos utilizados, está o uso de redes neurais para classificações de diferentes movimentos através de parâmetros definidos como, por exemplo, RMS, curtose, frequência de cruzamento de zero, mediana, etc. (MATTIOLI et al., 2010). Neste caso, as informações extraídas dos sinais sEMG são utilizadas como variáveis de “entrada” das redes neurais, as quais realizam o processamento destes dados, no sentido de promover a identificação de diversos movimentos.

Embora as informações extraídas dos sinais sEMG sejam utilizadas nas redes neurais, a investigação das propriedades destas informações permanece ainda sem estudo mais aprofundado.

Técnicas, tanto no domínio do tempo quanto no domínio da frequência, como a Transformada de Fourier, filtragens analógicas ou digitais para eliminação de ruídos, amplificação ou atenuação da amplitude de componentes de frequências específicas, poderiam ser utilizadas visando uma melhor interpretação do sinal (GAMET et al., 2008). Por outro lado a investigação das propriedades dos diversos parâmetros extraídos dos sinais sEMG, poderiam auxiliar a compreensão ou mesmo a redução da complexidade das redes neurais.

Adicionalmente aspectos fisiológicos, como a taxa de disparo das fibras musculares, poderiam fornecer informações importantes. Neste caso, a variabilidade das componentes de frequências, relacionada à taxa de disparo das fibras musculares, poderia ser utilizada como parâmetro de investigação. Assim, o baricentro, compreendido como centro de massa ou de energia de uma faixa de frequência, poderia fornecer informação relevante.

1.1 OBJETIVOS

O objetivo do presente trabalho é a investigação das características de sinais eletromiográficos (sEMG), para seis movimentos diferentes da mão, utilizando o parâmetro “baricentro”. Este parâmetro é estimado através do espectro de potências de trechos sucessivos dos sinais sEMG, utilizando um procedimento de janelamento de corrida.

1.2 ESTRUTURA DO TRABALHO

No capítulo 2 encontram-se alguns conceitos relacionados à fisiologia dos sinais de eletromiografia (sEMG). O capítulo 3 apresenta os fundamentos matemáticos que foram necessários para a realização do trabalho, como conceito de espectro de potência, transformada discreta de Fourier, leakage, teorema de amostragem, cálculos estatísticos e testes de hipóteses como: teste de gaussianidade e teste da igualdade de variâncias e de medianas. No capítulo 4 são citados o material e a metodologia utilizados no trabalho. No capítulo 5 são apresentados gráficos, diagramas e tabelas dos resultados, bem como é realizada a discussão dos achados. O capítulo 6 mostra a conclusão geral do trabalho.

2 FUNDAMENTOS FISIOLÓGICOS

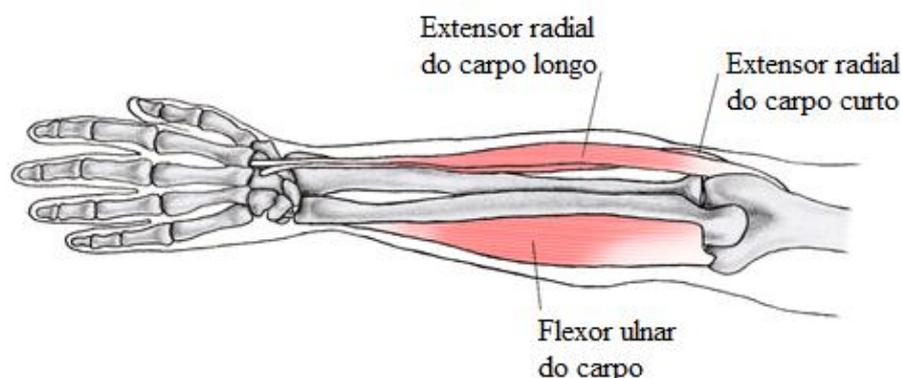
2.1 O MÚSCULO ESQUELÉTICO

O músculo esquelético é o músculo que atua no esqueleto e articulações, criando uma ação de alavanca permitindo a movimentação. O músculo esquelético também é chamado de músculo estriado, devido a apresentação de estrias transversais, relacionadas à disposição de “miofilamentos” proteicos contráteis (ou “miofibrilas”) de actina e miosina no interior de suas células.

A Figura 2.1 mostra a disposição dos músculos esqueléticos Flexor Carpi Ulnaris (Flexor Ulnar do Carpo) e Extensor Carpi Radialis (Extensor Ulnar do Carpo), Longus e Brevis. Na Figura nota-se o músculo esquelético ligado às articulações e fixado aos ossos. As ligações de um músculo com um osso é realizado através dos tendões. O ponto de ligação mais distante, de uma articulação, é chamado inserção, e o ponto de ligação ao processo espinhoso do osso é chamado origem. Observa-se que os músculos extensor e o flexor estão dispostos de maneira oposta de modo que, ao se fazer um movimento, um músculo estará contraído e outro estendido.

A Figura 2.1 também mostra as estrias dos músculos esqueléticos. Nessas estrias estão contidas as fibras musculares (rosa escuro), o endomísio, tecido conjuntivo (esbranquiçado) que envolve essas fibras. Cada feixe de fibra muscular é chamado de fascículos.

Figura 2.1 - Disposição dos músculos esqueléticos Flexor Carpi Ulnaris (Flexor Ulnar do Carpo) e Extensor Carpi Radialis (Extensor Ulnar do Carpo), Longus e Brevis.



2.2 GERAÇÃO DO SINAL ELETROMIOGRÁFICO

O músculo esquelético é um músculo que tem efeito de contração voluntária, controlado pelo sistema nervoso central através de um neurônio motor α . Os axônios motores alcançam o músculo por meio de nervos periféricos. Os nervos motores inervam somente um tipo de fibra muscular e são ramificados em cada músculo.

Uma unidade motora é formada por um único neurônio motor e as fibras musculares inervadas por ele. Um esboço de uma unidade motora é mostrada na Figura 2.2 onde pode-se observar, em (A) um neurônio motor (amarelo claro) ramificado e ligado a várias fibras musculares (rosa). Cada fibra muscular é envolta pelo sarcolema, observado em (B), e possui, em seu interior, miofibrilas, dispostas em paralelo com as fibras musculares. As miofibrilas possuem dois tipos de proteínas principais responsáveis pela sua contração, a actina e a miosina, que, juntas, formam a “ponte de miosina e actina”.

Na Figura 2.3 observa-se uma ampliação de uma parte da Figura 2.2, na qual está mostrada a estrutura interna de uma miofibrila, evidenciando a estrutura e o funcionamento de uma “ponte de miosina e actina”.

Em uma contração muscular o músculo se encurta quando os filamentos de actina e miosina deslizam uns sobre os outros, não alterando seu comprimento. Isso ocorre devido a uma ligação especial entre a miosina e a actina denominada “ponte cruzada de miosina”, a qual puxa o filamento de actina em direção ao centro do sarcômero, resultando em um aparente deslizamento.

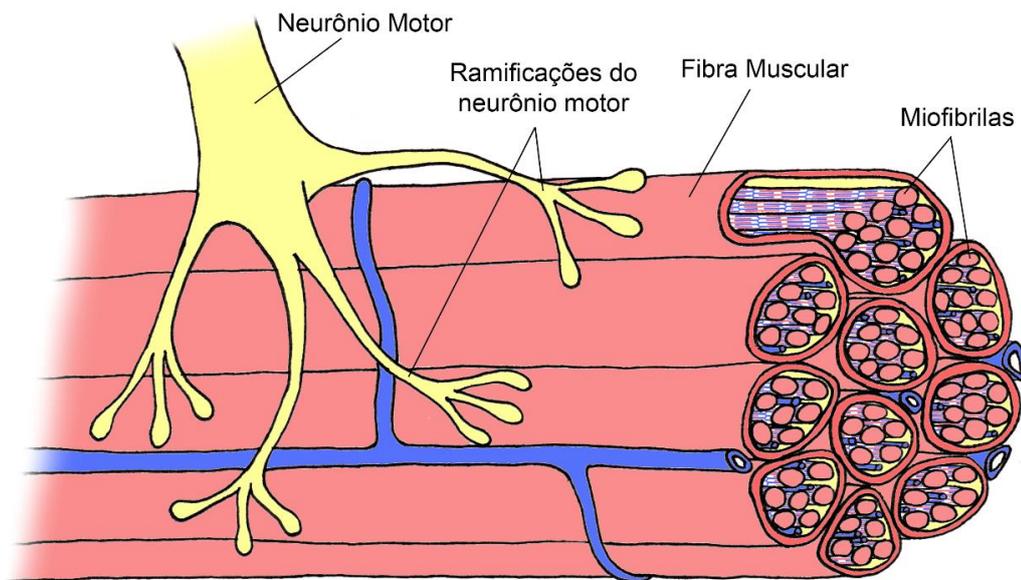
O sinal de sEMG é gerado pelo sistema neuromuscular, que é uma associação de várias unidades motoras. Ele representa a despolarização do sarcolema (MERLETTI et al., 2004), que é uma camada de tecido conjuntivo fina que envolve toda a fibra muscular.

Ao serem excitadas, as células musculares apresentam uma variação de tensão na polaridade das membranas, que se propaga pelas fibras musculares desde as junções neuromusculares até os tendões, sendo denominada “potencial de ação”. Essa variação de tensão ocorre por um período transitório, percorre uma distância de alguns milímetros podendo chegar a alguns centímetros e sua velocidade de propagação depende do diâmetro e do tipo da fibra.

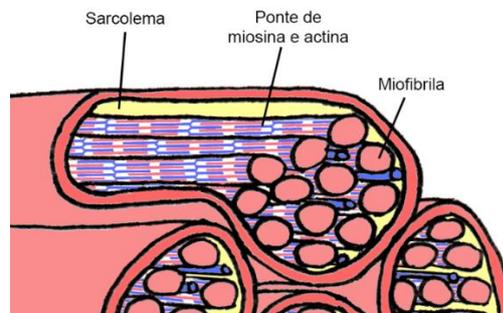
A força de ativação de uma contração pode ser aumentada pela ativação de um maior número de neurônios motores ou pelo aumento da frequência de disparo dos potenciais de ação na fibra muscular, que eleva a concentração de Ca^{++} intracelular de maneira prolongada.

Existem dois tipos de fibras musculares nos músculos esqueléticos, as fibras de contração rápida e as fibras de contração lenta, distinguidas por suas velocidades de contração. As fibras de contração lenta são recrutadas antes das fibras de contração rápida, pois seus neurônios motores têm maior excitabilidade, devido à propriedade oxidativa, e mantêm uma contração durante um maior intervalo de tempo. As fibras de contração rápida apresentam propriedades glicolíticas, estão relacionadas a neurônios motores menores e mantêm a contração durante um menor intervalo de tempo (KOEPPEN et al., 2009).

Figura 2.2 – (A) Representação de uma unidade motora e seus componentes básicos e (B) ampliação da U.M.: interior de uma fibra muscular.



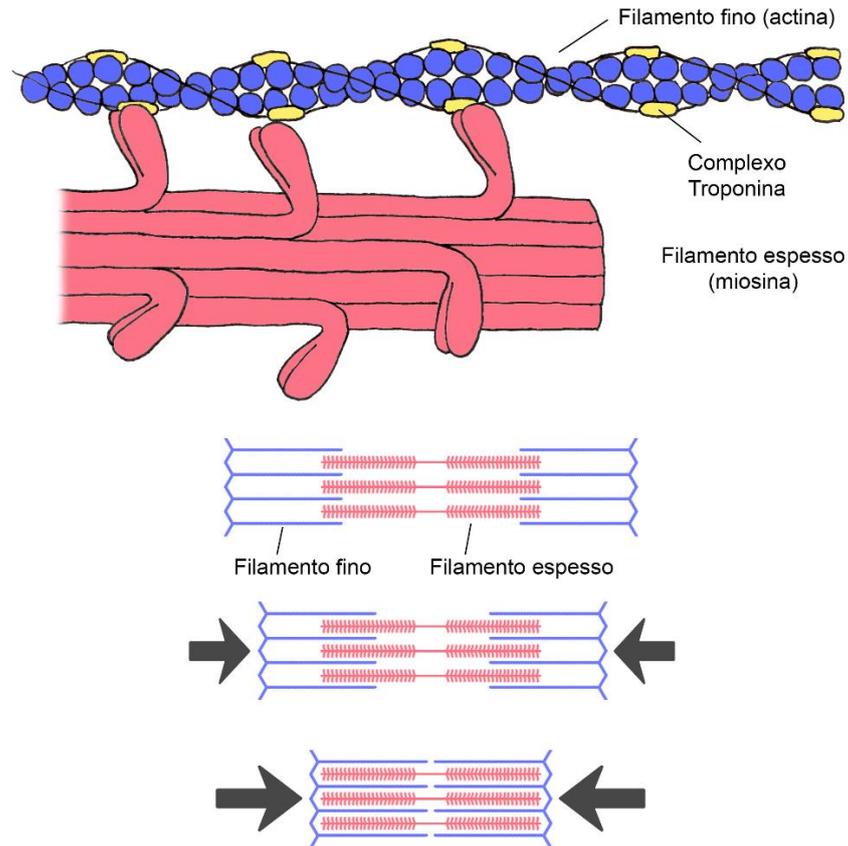
(A)



(B)

Autora: Leticia Leal, 2017.

Figura 2.3 – Estrutura interna de uma miofibrila, evidenciando o funcionamento de uma ponte de miosina e actina.



Autora: Leticia Leal, 2017.

2.3 CARACTERÍSTICAS E DETECÇÃO DOS SINAIS DE sEMG

Os dois tipos de detecção de um sinal de EMG são denominados EMG Elemental e EMG de superfície (GAMET et al., 2008). O EMG Elemental é obtido utilizando-se um eletrodo em forma de agulha que é inserido no meio muscular. O sinal é produzido pela soma algébrica dos potenciais de ação gerados pelas fibras musculares ao redor da agulha. Os potenciais de células próximas ao eletrodo não sofrem forte atenuação, entretanto o método é invasivo.

O sEMG ou EMG de superfície é obtido através da alocação de um ou mais eletrodos sobre a superfície da pele. O sinal é gerado por uma combinação linear de sinais de diferentes eletrodos, onde as amplitudes mais altas estão relacionadas às fibras mais próximas dos eletrodos. O sinal sEMG de superfície apresenta atenuação dos potenciais de ação mais internos e a sobreposição de sinais comuns aos eletrodos (MERLETTI et al., 2004).

3 FUNDAMENTOS MATEMÁTICOS

No presente trabalho utilizou-se sequências numéricas (amostras) que mostram informações sobre a variabilidade do sinal elétrico de músculos (sinal eletromiográfico) para tipos de movimentos específicos da mão. Os diversos sinais (ou sequências numéricas) foram obtidos através de um equipamento de aquisição, descrito em item específico, considerando as propriedades do procedimento de amostragem.

As ferramentas matemáticas utilizadas neste trabalho incluem o teorema da amostragem, a Transformada Discreta de Fourier, e definições estatísticas como: valor médio, desvio padrão, baricentro, mediana, e potência. Procedimentos para normalização de sinais, e testes de hipóteses como: o teste Jarque-Bera, o teste Kruskal-Wallis e o teste Bartlett, são também utilizados.

3.1 TEOREMA DA AMOSTRAGEM

Sinais analógicos devem ser convertidos em sinais digitais a fim de serem investigados através de técnicas implementadas em computadores. O procedimento de conversão baseia-se no teorema da amostragem, que permite a descrição do sinal através de amostras “equidistantes” no tempo, o qual ocorre de forma simultânea ao processo de discretização da amplitude, para representação do sinal.

A conversão A/D (analógica / digital) é um procedimento que consiste em passar um sinal no domínio do tempo contínuo para um sinal no domínio do tempo discreto. O número de amostras depende da frequência de amostragem escolhida. Essa frequência de amostragem deve respeitar o Teorema de Nyquist, ou teorema da amostragem, que diz, nas palavras de Diniz:

Se um sinal $x_a(t)$ no tempo contínuo tem largura de faixa limitada, isto é, sua transformada de Fourier é tal que $X_a(j\Omega) = 0$ para $|\Omega| > \Omega_c$, então $x_a(t)$ pode ser completamente recuperado a partir do sinal no tempo discreto $x[n] = x_a(nT)$ se a frequência de amostragem Ω_s satisfaz $\Omega_s > 2\Omega_c$. (DINIZ et al., 2014)

Em resumo, um sinal contínuo $x_a(t)$ contido dentro da faixa $-\Omega_c < \Omega < \Omega_c$, em que Ω_c é a frequência de corte da banda, pode ser recuperado desde que sua amostragem seja feita com uma frequência superior a duas vezes a máxima frequência do sinal.

O processo de discretização da amplitude do sinal ocorre visando conformar o mesmo à resolução do conversor, onde essa resolução depende do seu número de bits “N” e do seu intervalo da resolução, o qual é dado pela equação 2.1.

$$V_{resolução} = \frac{V_{intervalo}}{2^N} \quad (2.1)$$

O procedimento completo deve considerar ainda a necessidade de amplificação (ou redução) da amplitude do sinal original e da filtragem de componentes de frequência indesejáveis, através de filtros analógicos.

3.2 TRANSFORMADA DISCRETA DE FOURIER

Para sinais discretos usa-se a Transformada de Fourier, definida pela equação 2.2.

$$X(e^{j\omega}) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} x[n]e^{-j\omega n} \quad (2.2)$$

Em que, $x[n]$ é o sinal discreto, n é o número da amostra, j é o número imaginário ($\sqrt{-1}$) e ω é a frequência contínua (em radianos por segundo). A equação 2.2 depende da variável ω descrita na forma discreta através da equação 2.3.

$$\omega = \frac{2\pi}{N} \quad (2.3)$$

Assim sendo, a Transformada Discreta de Fourier é definida por:

$$X[k] = \sum_{n=0}^{N-1} x[n]e^{-\frac{j2\pi}{N}nk} \quad (2.4)$$

Em que N é o número total de amostras, uniformemente espaçadas, e k é um número inteiro. Outra notação para a transformada de Fourier é denotada na equação 2.5 abaixo:

$$X[k] = \sum_{n=0}^{N-1} x[n]W_N^{kn} \quad (2.5)$$

Em que,

$$W_N^{kn} = e^{-\frac{j2\pi}{N}nk} \quad (2.6)$$

3.3 ESPECTRO DE POTÊNCIAS

Por meio da transformada de Fourier, pode-se calcular o espectro de potência do sinal, conforme descrito na equação 2.7, o qual está relacionado à quantidade de energia do mesmo.

$$E_P = \sum_{k=0}^{N-1} |X[k]|^2 \quad (2.7)$$

Em que $X[k]$ é o valor da transformada discreta de Fourier no ponto k .

3.4 LEAKAGE

Leakage, ou vazamento espectral, é um fenômeno, que pode ocorrer em um processamento digital de sinais.

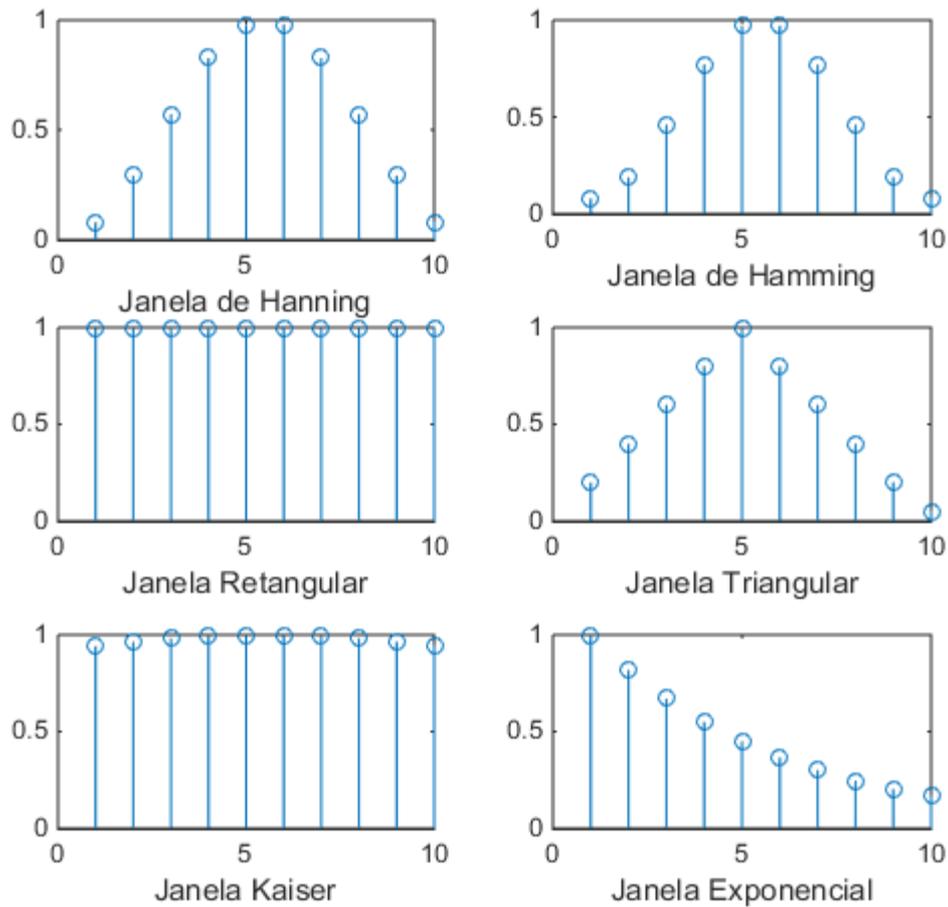
O *leakage* relaciona-se ao espalhamento de energia de uma determinada componente de frequência para componentes de frequências adjacentes, fazendo com que a amplitude do espectro sofra uma distorção.

O *leakage* ocorre quando o intervalo de tempo total do sinal amostrado não cobre ciclos inteiros das componentes de frequências do sinal original.

Para se minimizar esse fenômeno, utiliza-se um método conhecido como método das janelas, que altera a amplitude das amostras segundo padrão específico, reduzindo o espalhamento da energia no espectro.

Existem vários tipos de janelas, dos quais destacam-se a retangular, Hanning, *Hamming*, triangular, Kaiser e exponencial (ANDRADE et al., 2013). A Figura 3.1 mostra as janelas utilizadas para a redução do *leakage*, para um $N = 9$ amostras (de 1 a 10). Cada janela tem sua forma e característica específica, mas todas podem ser usadas para a redução do *leakage*. Nota-se que as janelas de *Hamming* e *Hanning* são similares, porém, diferente da janela de *Hanning*, a janela de *Hamming* não apresenta suas amostras laterais tendendo a zero (ANDRADE et al., 2013).

Figura 3.1 – Exemplos de janelas mais utilizadas para redução do leakage.



Fonte: Elaborado pelo Autor.

Para este trabalho foi usada a janela de *Hamming*, que possui equação da forma:

$$W[n] = 0.54 - 0.46 \cos\left(\frac{2\pi n}{N}\right) \quad (2.8)$$

Em que $n = 0, 1, 2, 3, \dots, N-1$ e N é o número total de amostras do sinal.

3.5 CÁLCULOS ESTATÍSTICOS

Nos tópicos seguintes foram citados os métodos estatísticos utilizados para a execução deste trabalho.

3.5.1 MÉDIA, VARIÂNCIA E DESVIO-PADRÃO

Média é um termo usado na estatística que está relacionado com o valor ao redor do qual os dados de uma distribuição estão dispersos. Existem várias definições de média, como a média aritmética, média geométrica, média harmônica, média ponderada, etc (PHINYOMARK et al., 2012).

A média está relacionada à população, ou “conjunto total de dados”. Como isso geralmente não pode ser utilizado trabalha-se com um estimador da média que é o valor médio.

O tipo de valor médio mais usado é o valor médio aritmético, que é definido pela equação 2.8, abaixo.

$$\bar{x} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i \quad (2.9)$$

Em que \bar{x} é o valor médio, x_i é o i -ésimo termo de um conjunto de dados e N é o número total de dados.

Outro termo usado em estatística é a variância. A variância indica a dispersão estatística de um conjunto de dados, ou seja, a distância que o dado está do valor médio. O cálculo da variância é feito de acordo com a equação 2.10.

$$S^2 = \frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2 \quad (2.10)$$

Em que S é o valor da variância, \bar{x} é a média, N é o número total de dados e x_i é o i -ésimo dado do conjunto.

O terceiro termo é chamado de desvio-padrão sendo obtido através da raiz quadrada da variância. Sua equação está indicada em 2.11.

$$S = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2} \quad (2.11)$$

Em que S representa o valor do desvio-padrão.

3.5.2 MEDIANA

A mediana é o valor que divide a distribuição de frequências em duas partes iguais. (Phinyomark et al., 2012).

O cálculo da mediana é simples, sendo mostrado na equação 2.12

$$\begin{cases} \frac{N+1}{2}, & \text{para } N \text{ impar} \\ \frac{N + (\frac{N}{2} + 1)}{2}, & \text{para } N \text{ par} \end{cases} \quad (2.12)$$

Em que N é o número total de dados (termos ou pontos) do sinal.

3.5.3 BARICENTRO

O baricentro, ou centro de gravidade, é um ponto que permite um equilíbrio de pesos ao seu redor, considerando uma faixa ou extensão definida. Por exemplo, no presente trabalho o baricentro foi utilizado como a componente de frequência em torno do qual ocorre um equilíbrio das potências das componentes de frequência dentro da faixa considerada.

O cálculo do baricentro é semelhante ao cálculo do centro de massa, em que cada massa teria um peso que é relacionado com a distância do ponto de equilíbrio. Para este trabalho, a massa é substituída pela potência da componente de frequência e a distância é substituída pela frequência correspondente. A equação para o cálculo do baricentro é dada por 2.13.

$$f = \frac{\sum_{i=1}^N E_{p_i} f_i}{\sum_{i=1}^N E_{p_i}} \quad (2.13)$$

O valor do baricentro é dado pela frequência central f , em que f_i é a frequência associada à i -ésima componente de frequência do espectro e E_{p_i} é o valor de potência deste i -ésimo componente.

3.5.4 NORMALIZAÇÃO

A normalização de um sinal é um processo que permite uma comparação de valores obtidos de conjuntos diferentes de dados (ERVILHA et al., 1998). Existem diversos tipos de normalização, e a que será usada no presente trabalho leva em consideração a média e o desvio padrão dos dados, sendo definida pela equação 2.14.

$$x_n = \frac{x - \bar{x}}{S} \quad (2.14)$$

Em que x_n é o ponto normalizado, S é o desvio-padrão (equação 2.11) e \bar{x} é o valor médio (equação 2.9).

3.5.5 TESTE DE HIPÓTESES

3.5.5.1 TESTE DE GAUSSIANIDADE

O teste Jarque-Bera, um tipo de “teste de gaussianidade”, é utilizado para determinar se um conjunto de dados pode ou não ser modelado por uma distribuição gaussiana. O teste é definido pela equação seguinte.

$$JB = \frac{N-k+1}{6} \left(S^2 + \frac{1}{4} (C - 3)^2 \right) \quad (2.15)$$

Em que, S e C são definidos pelas equações 2.16 e 2.17, respectivamente.

$$S = \frac{\left(\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^3 \right)}{\left(\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2 \right)^{\frac{3}{2}}} \quad (2.16)$$

$$C = \frac{\left(\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^4 \right)}{\left(\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2 \right)^2} \quad (2.17)$$

N = número total de termos;

k = número de regressores;

C = curtose;

S = assimetria da amostra.

O teste é baseado na hipótese nula de que o sinal (ou conjunto amostral) apresenta a uma distribuição gaussiana.

3.5.5.2 TESTE DE IGUALDADE DE MEDIANAS

O teste Kruskal-Wallis, um tipo de teste não-paramétrico, é utilizado para verificar se as medianas provenientes de vários conjuntos de dados são iguais. O teste é definido pela equação 2.18.

$$K = \frac{(O-1)(\sum_{i=1}^g l_i(\bar{r}_i - \bar{r})^2)}{\sum_{i=1}^g \sum_{j=1}^{l_i} (r_{ij} - \bar{r})^2} \quad (2.18)$$

l_i = número de observações no grupo i ;

r_{ij} = classificação de observação j no grupo i ;

O = número total de observações;

$$\bar{r}_i = \sum_{j=1}^{n_i} r_{ij}; \quad (2.19)$$

$$\bar{r} = \frac{O+1}{2}. \quad (2.20)$$

3.5.5.3 TESTE DE IGUALDADE DE VARIÂNCIAS

O teste de Bartlett é um teste para verificação da igualdade de variâncias de diversos conjuntos de dados. Este teste verifica se t amostras de tamanho L_i são de populações com a mesma variância S^2 .

$$X^2 = \frac{(R-t) \ln(S_p^2) - \sum_{i=1}^t (L_i - 1) \ln(S_i^2)}{1 + \frac{1}{3(t-1)} \left(\sum_{i=1}^t \left(\frac{1}{L_i - 1} \right) - \frac{1}{R-t} \right)} \quad (2.21)$$

Em que,

$$R = \sum_{i=1}^t L_i \quad (2.22)$$

$$S_p^2 = \frac{1}{R-t} \sum_i (L_i - 1) S_i^2 \quad (2.23)$$

4 MATERIAL E METODOLOGIA

4.1 MATERIAL

O material utilizado para o presente trabalho foi obtido a partir de um banco de dados público sobre sinais eletromiográficos, descrito em um artigo apresentado durante a conferência anual da Sociedade de Engenharia em Medicina e Biologia do IEEE (SAPSANIS et al., 2013).

O banco de dados consta de sinais eletromiográficos de cinco indivíduos: dois homens e três mulheres, adultos saudáveis na faixa etária entre 20 e 22 anos, adquiridos na frequência de 500 Hz, com eletrodos posicionados sobre a superfície do antebraço dos músculos Flexor Carpi Ulnaris e Extensor Carpi Radialis, Longus e Brevis, considerando um eletrodo como referência (dois canais). O sistema de aquisição, dois sensores diferenciais de EMG Delsys Bagnoli™ Handheld EMG Systems, apresenta, como filtro anti-aliasing, um filtro passa faixa entre as frequências 50 Hz e 150 Hz.

Como protocolo de aquisição foi solicitado aos indivíduos a contração dos músculos do antebraço para cada movimento e repetição, deixando o esforço muscular e a velocidade de execução a critério dos indivíduos. Cada indivíduo repetiu o mesmo movimento 30 vezes (SAPSANIS et al., 2013).

A Figura 4.1 ilustra a realização dos seis movimentos. Os seis movimentos são nomeados como (A) ‘*spher*’, que seria a pessoa segurar objetos esféricos, (B) ‘*hook*’, ato de segurar objetos pesados, (C) ‘*palm*’, ato de agarrar objetos, (D) ‘*cy*’, ato de segurar objetos cilíndricos, (E) ‘*lat*’, ato de segurar objetos pequenos e planos e (F) ‘*tip*’, ato de segurar pequenos objetos, , revestindo-os com a palma da mão.

Os sinais sEMG foram adquiridos para cada músculo, durante 6 segundos, para 30 repetições, para cada indivíduo e movimento totalizando 1800 sinais, disponibilizados por SAPSANIS (SAPSANIS et al., 2013), de forma pública no site https://www.researchgate.net/publication/257602303_Improving_EMG_based_classification_of_basic_hand_movements_using_EMD.

Considerando o elevado número de sinais sEMG disponíveis neste banco de dados e o aspecto introdutório deste trabalho procurou-se desenvolver uma investigação com os sinais referentes ao canal 1 (Flexor Carpi Ulnaris).

Figura 4.1 – Representação dos seis movimentos do banco de dados.



Fonte: Elaborado pelo Autor.

4.2 METODOLOGIA

Sinais sEMG obtidos para músculos do antebraço, conforme descrito no protocolo de aquisição (SAPSANIS et al., 2013) são utilizados geralmente para extração de parâmetros, os quais fazem parte do conjunto de variáveis de entrada de procedimentos de classificação de padrões através de redes neurais.

Neste trabalho pretende-se realizar uma investigação preliminar dos sinais sEMG citados, através de um único parâmetro: o baricentro, ou centro de massa, estimado através do espectro de potências do sinal.

Inicialmente, os espectros de magnitude dos sinais sEMG foram investigados através de inspeção visual, o que permitiu a verificação da influência de ruído nas componentes de frequências abaixo de 50 Hz e acima de 150 Hz. Visando remover estas influências todos os sinais sEMG utilizados foram filtrados inicialmente através de um filtro passa faixa, *Butherworth*, de segunda ordem, entre 50 Hz e 150 Hz, na forma direta e reversa, visando

impedir a inclusão de fase. Posteriormente os sinais foram filtrados através de filtros rejeita faixa em 50 Hz e em 150 Hz, de segunda ordem, primeiro e terceiro harmônico da frequência da rede (50 Hz), na forma direta e reversa.

Posteriormente, para cada sinal sEMG, foi estabelecida uma janela de 500 amostras (um segundo) para investigação. Para esta janela, o sinal foi normalizado para valor médio zero e variância unitária, sendo utilizado um procedimento de redução de *leakage* através da janela de *Hamming*.

Considerando o aspecto de investigação preliminar, neste trabalho os valores de baricentro foram estimados considerando as faixas de frequências entre 50 e 99 Hz e entre 100 e 149 Hz.

Para cada sinal sEMG, o procedimento de estimativa dos baricentros para as duas faixas de frequências foi realizado utilizando-se um “janelamento de corrida”, com passo de uma amostra, produzindo dois sinais de baricentros com 2501 amostras.

O procedimento citado foi realizado para todas as 30 repetições realizadas para cada movimento, por cada indivíduo.

Os sinais de baricentro foram investigados utilizando-se inspeção visual e, depois de agrupados, foram investigados através de testes estatísticos apropriados.

O nível de significância foi de 5%, exceto quando obtido os valores p.

5 RESULTADOS E DISCUSSÕES

Os conjuntos dos valores consecutivos dos baricentros, ou conjuntos dos 30 sinais de baricentros, estimados para as faixas de frequências entre 50 e 100 Hz, e entre 100 e 150 Hz, foram investigados por inspeção visual, para cada indivíduo e movimento. Esses conjuntos de baricentros foram comparados entre os indivíduos diferentes (considerando o mesmo movimento) e entre os movimentos diferentes (considerando o mesmo indivíduo).

Para cada conjunto de baricentro foi investigada a hipótese da presença de gaussianidade. Posteriormente as comparações foram realizadas considerando-se as hipóteses de igualdade das variâncias, igualdade das medianas e teste *post hoc* não paramétrico.

5.1 OS SINAIS ELETROMIOGRÁFICOS

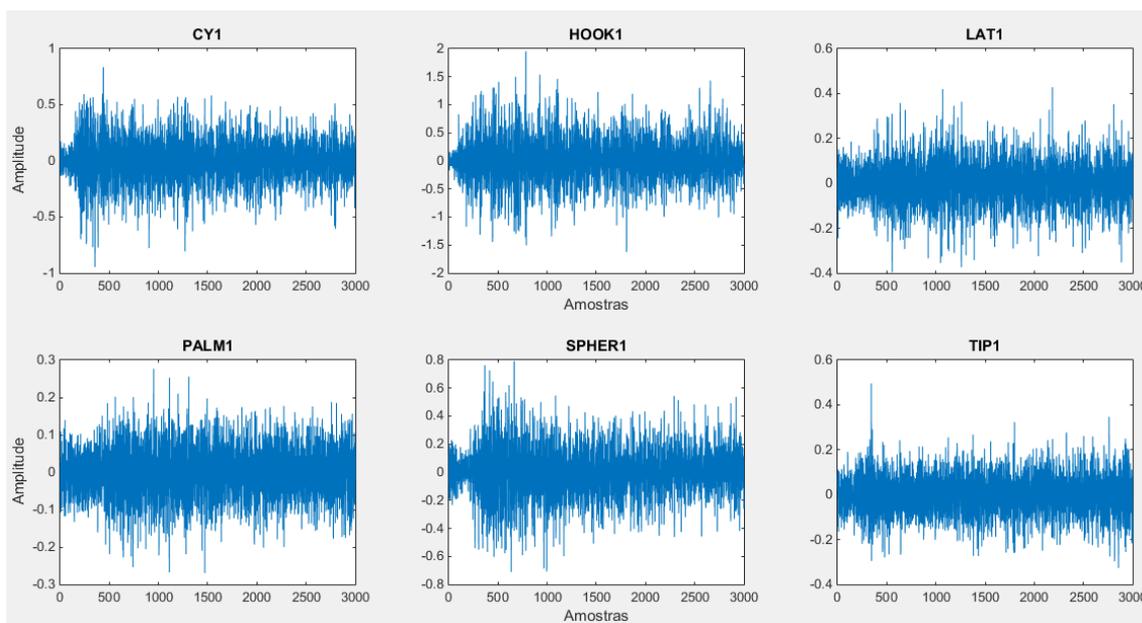
A Figura 5.1, a seguir, mostra os sinais de sEMG no tempo discreto, extraídos do banco de dados utilizado no trabalho, para o canal 1, indivíduo H₁ (homem_1) e todos os seis movimentos e repetições escolhidas randomicamente, onde observa-se através de inspeção visual, a variabilidade da amplitude entre os movimentos. Aparentemente, períodos de relaxamento muscular aparecem em alguns dos sinais para intervalos iniciais (abaixo de 100 amostras), conforme observado para os movimentos “CY1”, “HOOK1” e “SPHER1”. As delimitações dos intervalos de tempo, para relaxamento, contração ou movimentação muscular, não foram disponibilizados no banco de dados. Tais delimitações também não foram elaboradas ou utilizadas neste trabalho.

A inspeção visual dos sinais sEMG não permite estabelecer padrões de similaridade entre os movimentos, devido à variabilidade das amplitudes. Esta dificuldade foi encontrada para todos os sinais sEMG, considerando as repetições, os movimentos e os indivíduos.

5.2 ESPECTRO DE POTÊNCIAS DO SINAL

A Figura 5.2 mostra um espectro de potências obtido para uma janela de um sinal sEMG do indivíduo M₃ (mulher_3) e movimento CY, escolhido de forma aleatória entre as 30 repetições existentes. Observa-se que acima da frequência de 150 Hz e abaixo das frequências de 50 Hz existem pequenas amplitudes e uma pequena energia. Isso ocorre devido ao processo de filtragem que atenuou as componentes dessas faixas de frequências, ressaltando a faixa de frequências de interesse.

Figura 5.1: Sinais de sEMG no tempo discreto, extraídos do banco de dados utilizado no trabalho, para o canal 1, indivíduo H₁, todos os movimentos e repetições escolhidas randomicamente.



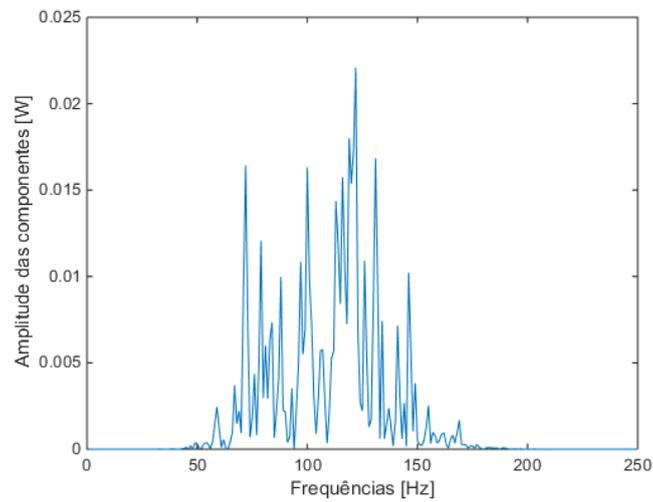
Fonte: Elaborado pelo Autor.

Nesta figura (5.2) pode-se notar que a variabilidade das amplitudes das componentes de frequências é alta, ou seja, a diferença de um pico em uma determinada frequência para outro pico em uma frequência vizinha é grande. Essa variação de amplitudes pode ser causada por ruídos do próprio sensor que interferem na faixa de operação administrada por ele.

Outro fator que pode causar essa grande variabilidade é o “crosstalk” que acontece entre os músculos. Como o músculo em que o sensor está posicionado é muito pequeno, o sensor também capta sinais de outros músculos que, quando o movimento for realizado, também são contraídos proporcionando sinais que se superpõem. Como ambos os sinais possuem uma grande variabilidade, quando superpostos, essa variabilidade aumenta.

O fator fisiológico, relacionado à frequência de disparo das células musculares, também deve ser considerado. Neste caso, a continuidade do movimento, bem como qualquer alteração na posição dos músculos, pode ocasionar mudança na atividade das células musculares, promovendo modificações relacionadas ao seu recrutamento. Desta forma, pode ocorrer uma superposição da frequência de disparo das células de contração lenta e das células de contração rápida, promovendo variabilidade das amplitudes das componentes do espectro de potências.

Figura 5.2 Espectro de potência para o indivíduo M₃ movimento CY e repetição escolhida aleatoriamente.

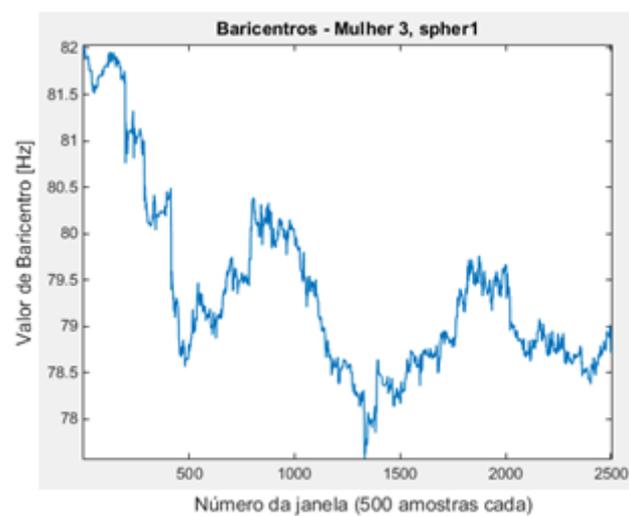


Fonte: Elaborado pelo Autor.

5.3 OS BARICENTROS E A REDUÇÃO DO *LEAKAGE*

A Figura 5.3 mostra um sinal de valores de baricentros sucessivos, obtido para a quinta repetição do indivíduo M₃, movimento SPHER, para a faixa de 50 Hz a 100 Hz. Nessa Figura observa-se a variação dos valores de baricentro evidenciando uma alteração rápida da distribuição de potências das componentes de frequência na faixa considerada.

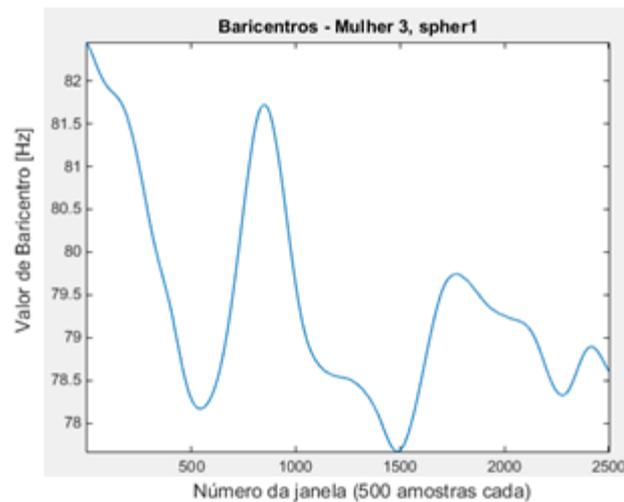
Figura 5.3 Sinal de baricentro (quinta repetição, M₃, movimento SPHER) para a faixa de 50Hz-100Hz, sem a redução de leakage.



Fonte: Elaborado pelo Autor.

O resultado da utilização do procedimento de redução do *leakage* (janela “*Hamming*” com 500 amostras), para o mesmo sinal sEMG, está mostrado na Figura 5.4, onde observa-se uma suavização do sinal de baricentro. Este resultado, verificado para todos os sinais de baricentro e para as duas faixas de frequências (50 Hz a 100 Hz e 100 Hz a 150 Hz), aponta para a necessidade da redução do *leakage*, visando estimativas mais confiáveis.

Figura 5.4: Sinal de baricentro após redução do leakage (quinta repetição, M₃, movimento SPHER) para a faixa de 50Hz-100Hz.



Fonte: Elaborado pelo Autor.

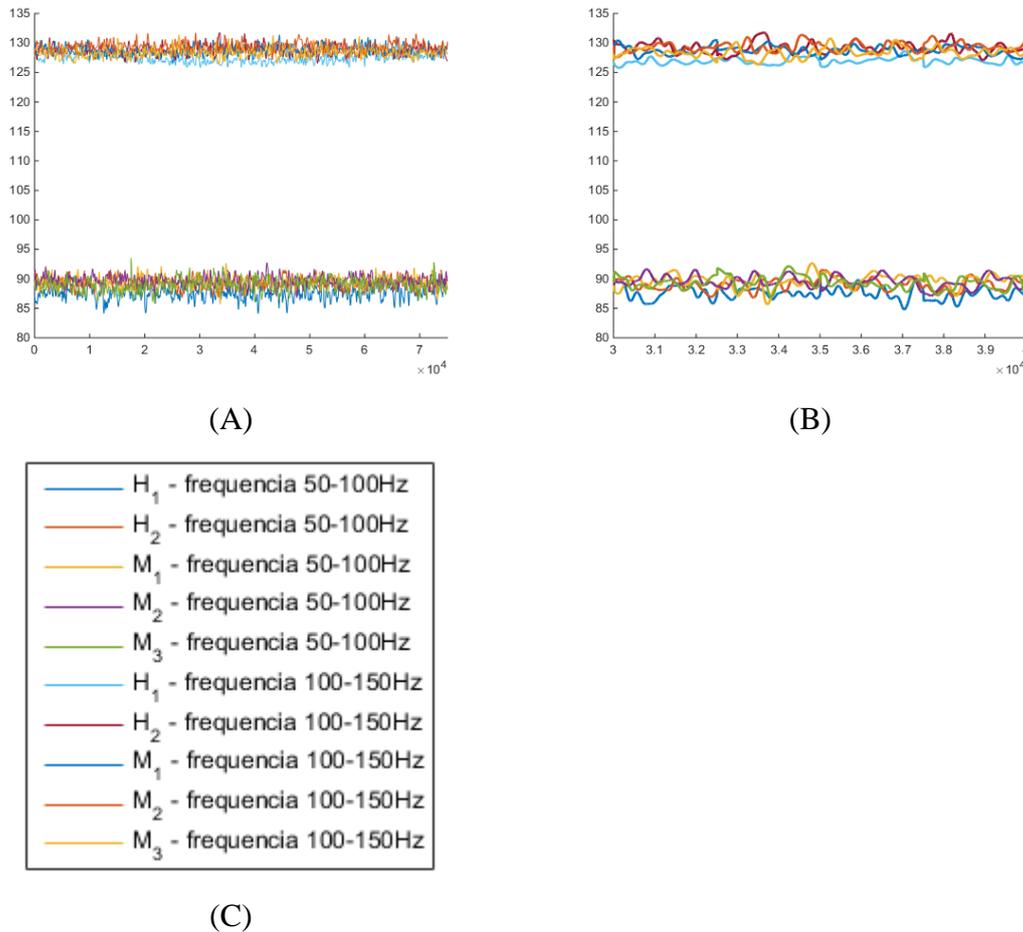
5.4 OS SINAIS DE BARICENTRO

Na Figura 5.5 (A) estão mostrados os sinais de baricentro (2501 valores e trinta repetições) para as faixas entre 50 e 100 Hz e entre 100 e 150 Hz para todos os indivíduos para o movimento HOOK. O eixo das ordenadas mostram os valores de baricentros, em *Hertz*, e o eixo das abcissas mostra a ordem do baricentro adquirido para cada janela (de 500 amostras). Observa-se que os resultados mostram faixas de variação de frequências distintas e não superpostas.

Para este movimento (HOOK) os sinais de baricentro apresentam faixas definidas. Para a faixa de frequência entre 50 e 100 Hz observa-se uma variabilidade entre, aproximadamente, 83 Hz a 94 Hz. Para a faixa de frequência entre 100-150 Hz observa-se uma variabilidade entre, aproximadamente 126 Hz a 134 Hz.

Na Figura 5.5 (B) observa-se, por inspeção visual, para uma ampliação da Figura 5.5 (A), a superposição das sequências dos valores de baricentro, sugerindo uma possível dificuldade de distinção dos resultados provenientes de indivíduos diferentes.

Figura 5.5 – Sinais de baricentro considerando todos os indivíduos, para o movimento HOOK, faixa de 50Hz–100Hz e 100Hz–150Hz, sendo (A) todos os 75030 sinais, provenientes dos 2501 valores de cada uma das 30 repetições; (B) ampliação da faixa de 30000 a 40000 de (A); e (C) legenda relacionando as cores com os indivíduos e com as faixas de frequências.



Fonte: Elaborado pelo Autor.

Nas Figuras 5.6 e 5.7 estão mostrados os histogramas obtidos para os conjuntos de sinais de baricentros (2501 valores e trinta repetições) para os seis movimentos, considerando indivíduos distintos, para as faixas: 50 Hz a 100 Hz e entre 100 Hz e 150 Hz, respectivamente. A Figura 5.8 mostra o código de cor, associando uma cor para cada indivíduo dos histogramas das Figuras 5.6 e 5.7.

Nestas Figuras observa-se, por inspeção visual, a superposição das diversas distribuições, o que evidencia uma dificuldade de identificação dos indivíduos, considerando-se amostras isoladas dos sinais, conforme observado e mencionado para os gráficos de baricentro (Figura 5.5 (A) e (B)). Tal fato aparentemente aponta para uma característica de semelhança entre os indivíduos, durante a realização de um mesmo movimento.

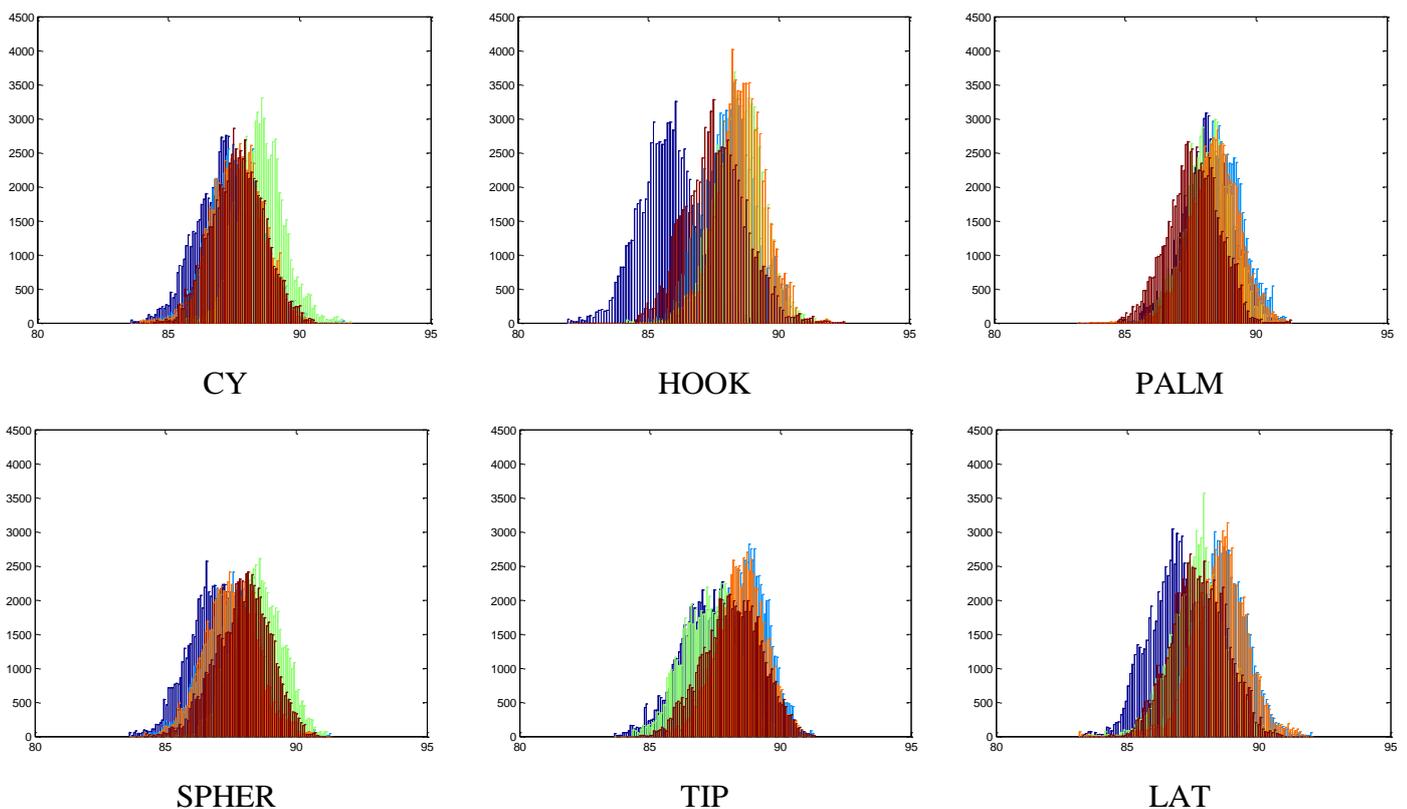
Por outro lado, a inspeção visual dos histogramas das Figuras 5.6 e 5.7 também sugere uma superposição entre as classes para os diferentes movimentos, evidenciando dificuldades

para distinção entre os mesmos. Para alguns gráficos de histogramas, aparentemente, ocorre uma maior diferença, como observado para “HOOK” e indivíduo H₁ (homem_1), para a faixa entre 50 e 100 Hz, o qual encontra-se deslocado do conjunto de histogramas. O mesmo fato ocorre e outros gráficos, inclusive para a faixa entre 100 e 150 Hz. Essas ocorrências, entretanto, não são suficientes para exclusão da dificuldade de identificação entre indivíduos ou entre movimentos, por inspeção visual.

A inspeção visual das formas de onda das distribuições de frequência dos valores de baricentro (histogramas das Figuras 5.6 e 5.7) sugere que as mesmas são diferentes da forma de onda de uma distribuição gaussiana, embora sejam necessários testes de hipóteses específicos para verificação deste fato.

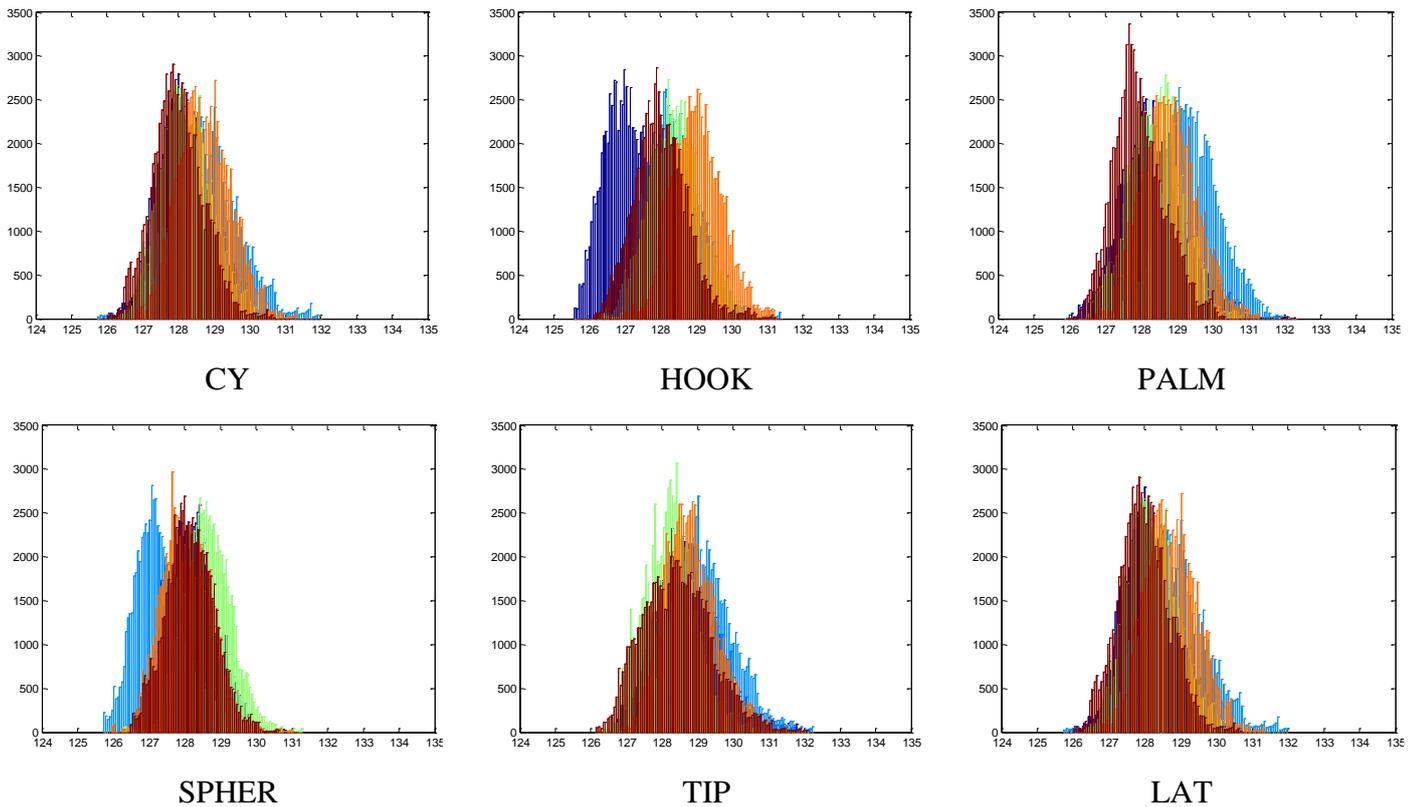
Por outro lado observa-se, por inspeção visual, um deslocamento relativo entre as distribuições, considerando-se um não alinhamento das medianas. Entretanto, a conclusão sobre a diferença entre as medianas depende dos resultados de testes de hipóteses específicos.

Figura 5.6 - Histogramas dos baricentros: Seis movimentos e indivíduos distintos, estimados para a faixa de frequência de 50 Hz-100 Hz.



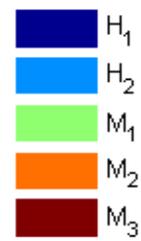
Fonte: Elaborado pelo Autor.

Figura 5.7 - Histogramas dos baricentros: Seis movimentos e indivíduos distintos, estimados para a faixa de frequência de 100 Hz-150 Hz



Fonte: Elaborado pelo Autor.

Figura 5.8 – Código de cor, associando uma cor para cada indivíduo dos histogramas das Figuras 5.6 e 5.7.



Fonte: Elaborado pelo Autor.

5.5 ANÁLISE DAS SEQUÊNCIAS DE BARICENTRO

As sequências dos valores de baricentro, obtidas para cada repetição, indivíduo e movimento, foram investigadas com relação à presença de gaussianidade e igualdade de variâncias, visando definir de forma apropriada a sequência de procedimentos de investigação do conjunto de valores de baricentro.

A comparação dos conjuntos de valores de baricentro, utilizando-se como teste a igualdade dos valores médios, pressupõe que os grupos apresentem distribuição gaussiana e igualdade das variâncias. Caso qualquer um destes fatos não ocorra deve ser utilizado uma comparação utilizando-se como teste a igualdade dos valores das medianas.

5.5.1 PRESENÇA DE GAUSSIANIDADE

Os 30 sinais de baricentro estimados para cada faixa de frequência (50 a 100 Hz e 100 a 150 Hz), para todos os indivíduos e movimentos, foram investigados com relação à hipótese nula de apresentarem distribuição gaussiana, por meio do teste Jarque-Bera, considerando nível de significância de 5%.

Nas tabelas 5.1 e 5.2 estão descritas as porcentagens de sinais onde foi possível rejeitar a hipótese nula da presença da gaussianidade, para cada faixa de frequência (50 à 100 Hz e 100 à 150 Hz), onde 3,33% representa uma não rejeição da hipótese nula considerando as trinta repetições.

Observa-se para as duas tabelas que, para os 60 conjuntos possíveis (cinco indivíduos, seis movimentos e duas faixas de frequência de investigação), 15 conjuntos mostraram um sinal com característica gaussiana (impossibilidade da rejeição da hipótese nula), um conjunto mostrou dois sinais com essa característica e um conjunto mostrou 3 sinais “gaussianos”. O número total de sinais para os quais não foi possível rejeitar a hipótese nula da presença de gaussianidade foi de 18 para 1800 sinais de baricentro ou 1%.

A rejeição da hipótese nula para presença de gaussianidade, para 99% dos agrupamentos implica na impossibilidade da utilização da análise de variância, a qual pressupõe esta característica. Adicionalmente este resultado aponta para a utilização da análise da igualdade de medianas.

Tabela 5.1: Porcentagens de sinais aceitos como gaussianos (50 à 100 Hz)

Indivíduo	CY	HOOK	PALM	TIP	SPHER	LAT
Homem_1	0 %	0 %	0 %	0 %	3,33 %	0 %
Homem_2	0 %	0 %	0 %	3,33 %	0 %	3,33 %
Mulher_1	3,33 %	0 %	0 %	0 %	0 %	0 %
Mulher_2	3,33 %	0 %	0 %	0 %	3,33 %	3,33 %
Mulher_3	3,33 %	0 %	3,33 %	0 %	10 %	3,33 %

Tabela 5.2: Porcentagens de sinais aceitos como gaussianos (100 à 150 Hz)

Indivíduo	CY	HOOK	PALM	TIP	SPHER	LAT
Homem_1	0 %	6,67 %	0 %	0 %	0 %	0 %
Homem_2	0 %	0 %	0 %	0 %	3,33 %	0 %
Mulher_1	0 %	0 %	0 %	0 %	0 %	0 %
Mulher_2	0 %	3,33 %	0 %	0 %	0 %	0 %
Mulher_3	0 %	0 %	0 %	3,33 %	0 %	0 %

5.5.2 IGUALDADE ENTRE VARIÂNCIAS

Os conjuntos dos 30 sinais de baricentro, estimados para cada faixa de frequência (50 à 100 Hz e 100 à 150 Hz) para todos os indivíduos e movimentos, foram investigados com relação à hipótese nula de apresentarem a mesma variância dentro de cada conjunto, por meio do teste de Bartlett, considerando nível de significância de 5%.

Os resultados dos testes permitiram rejeitar a hipótese de igualdade das variâncias para todos os conjuntos de sinais de baricentro, o que, de forma semelhante a investigação sobre gaussianidade, implica na impossibilidade da utilização da análise de variância e aponta para a utilização da análise da igualdade de medianas.

5.6 COMPARAÇÃO DOS AGRUPAMENTOS DOS SINAIS DE BARICENTRO

Como 99% dos conjuntos dos sinais de baricentros permitiram a rejeição da hipótese nula da presença da distribuição gaussiana, conforme descritos através das tabelas 5.1 e 5.2, e a investigação da hipótese da igualdade das variâncias permitiu a rejeição da hipótese nula para todas as comparações, para as faixas de frequências entre 50 e 100 Hz e entre 100 e 150 Hz, a comparação dos conjuntos de sinais de baricentro entre os indivíduos, considerando o mesmo movimento, e posteriormente entre os movimentos, considerando os mesmos indivíduos, foi realizada através da hipótese nula da igualdade entre medianas, utilizando-se o teste Kruskal-Wallis.

5.6.1 COMPARAÇÃO ENTRE INDIVÍDUOS: PARA O MESMO MOVIMENTO

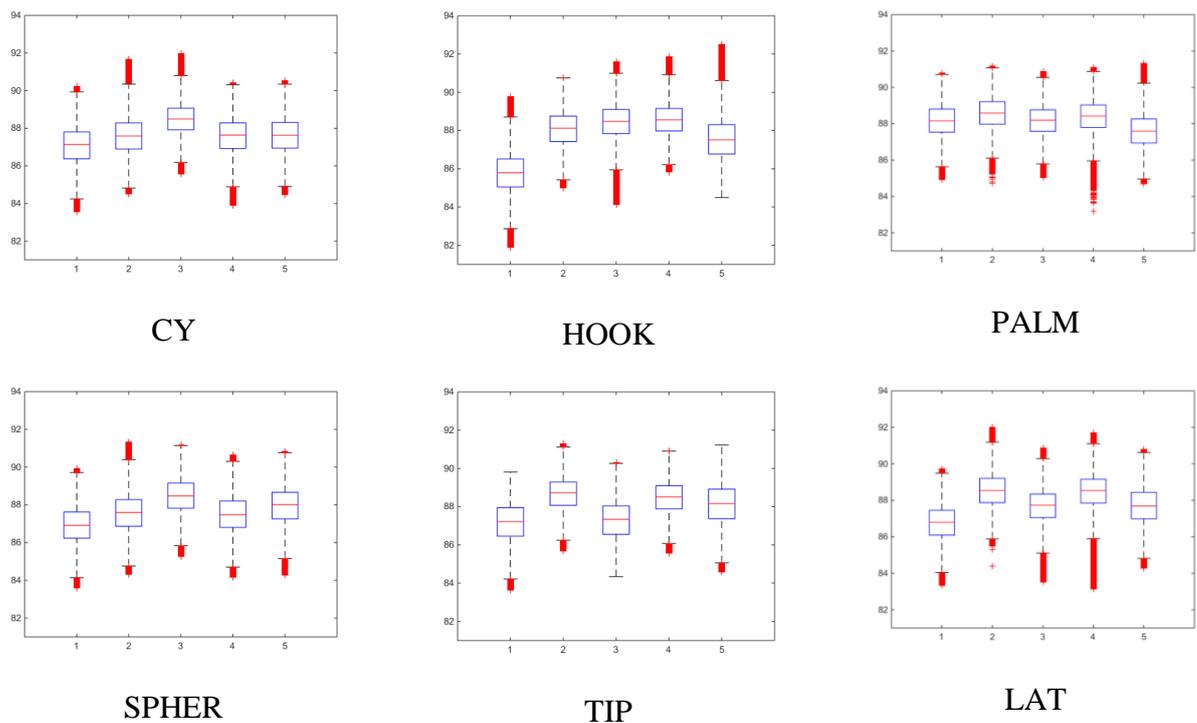
Na Figura 5.9 estão mostrados os diagramas de Tukey para os agrupamentos dos sinais de baricentro considerando os seis movimentos para os cinco indivíduos, para a faixa entre 50

Hz e 100 Hz. Diagramas de Tukey para sinais análogos para a faixa: 100 Hz a 150 Hz estão mostrados na Figura 5.10. A ordem dos indivíduos é: 1) H_1 , 2) H_2 , 3) M_1 , 4) M_2 , 5) M_3 , para estas duas Figuras.

Através de inspeção visual, observa-se a variabilidade dos valores de medianas entre os indivíduos para qualquer um dos movimentos, sugerindo diferenças entre os agrupamentos dos sinais de baricentro obtidos para os indivíduos. Aparentemente, entre os indivíduos H_2 e M_2 ocorre uma semelhança na disposição dos diagramas de Tukey para a faixa de 50 Hz a 100 Hz. Situação similar aparentemente ocorre entre os indivíduos M_2 e M_3 para o movimento CY e entre M_1 e M_2 , para o movimento HOOK, para a faixa entre 100 Hz e 150 Hz. Ressalta-se, entretanto, a necessidade da investigação estatística destas possíveis diferenças através de teste de hipótese específico.

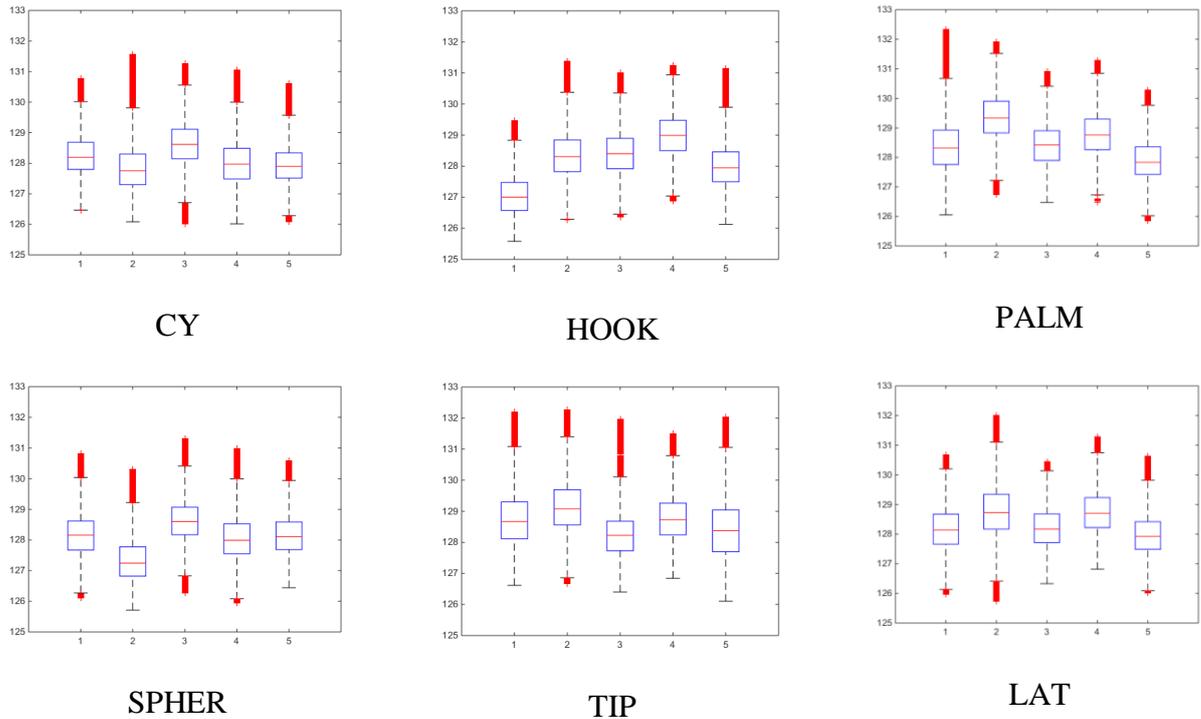
A investigação dos agrupamentos dos sinais de baricentro, considerando os seis movimentos para os cinco indivíduos, para a faixa entre 50 Hz e 100 Hz e para a faixa entre 100 Hz e 150 Hz, através do teste Kruskal-Wallis, permitiu rejeitar a hipótese nula da igualdade das medianas.

Figura 5.9: Diagramas de Tukey dos agrupamentos dos sinais de baricentro. Faixa: 50 Hz a 100 Hz. Cinco indivíduos agrupados para cada um dos seis movimentos. Ordem dos indivíduos: 1) H_1 , 2) H_2 , 3) M_1 , 4) M_2 , 5) M_3 .



Fonte: Elaborado pelo Autor.

Figura 5.10: Diagramas de Tukey dos agrupamentos dos sinais de baricentro. Faixa: 100 Hz a 150 Hz. Cinco indivíduos agrupados para cada um dos seis movimentos. Ordem dos indivíduos: 1) H_1 , 2) H_2 , 3) M_1 , 4) M_2 , 5) M_3 .



Fonte: Elaborado pelo Autor.

O teste *post hoc* foi utilizado para a verificação das diferenças entre indivíduos separadamente, já que o método de Kruskal-Wallis faz a análise do conjunto como um todo. Nas tabelas 5.3 e 5.4 estão descritos os resultados dos testes *post hoc*, realizados a partir do teste Kruskal-Wallis para as faixas de 50 Hz-100Hz e 100 Hz-150Hz, respectivamente. Estas tabelas contêm as indicações “X” sobre diferenças significativas das medianas (nível de 5%) entre os indivíduos. Para cada um dos seis movimentos são realizadas 10 comparações entre os valores das medianas.

Observa-se, para a faixa entre 50 Hz e 100 Hz, que em apenas quatro comparações (6,67%) não foi possível diferenciar os valores das medianas, o que evidencia que a maioria dos agrupamentos (93,33%) apresenta um valor de mediana distinto dos outros. Para a faixa entre 100 Hz e 150 Hz apenas uma comparação não permitiu diferenciar os valores de medianas (1,67%), reforçando a evidência de distinção entre a maioria dos agrupamentos.

Tabela 5.3: Testes post hoc, diferenças entre medianas: Faixa: 50 Hz a 100 Hz. Comparação entre indivíduos para um mesmo movimento.

Movimento: CY

	H ₁	H ₂	M ₁	M ₂	M ₃
H ₁	-	X	X	X	X
H ₂	X	-	X		X
M ₁	X	X	-	X	X
M ₂	X		X	-	
M ₃	X	X	X		-

Movimento: HOOK

	H ₁	H ₂	M ₁	M ₂	M ₃
H ₁	-	X	X	X	X
H ₂	X	-	X	X	X
M ₁	X	X	-	X	X
M ₂	X	X	X	-	X
M ₃	X	X	X	X	-

Movimento: PALM

	H ₁	H ₂	M ₁	M ₂	M ₃
H ₁	-	X		X	X
H ₂	X	-	X	X	X
M ₁		X	-	X	X
M ₂	X	X	X	-	X
M ₃	X	X	X	X	-

Movimento: SPHER

	H ₁	H ₂	M ₁	M ₂	M ₃
H ₁	-	X	X	X	X
H ₂	X	-	X	X	X
M ₁	X	X	-	X	X
M ₂	X	X	X	-	X
M ₃	X	X	X	X	-

Movimento: TIP

	H ₁	H ₂	M ₁	M ₂	M ₃
H ₁	-	X	X	X	X
H ₂	X	-	X	X	X
M ₁	X	X	-	X	X
M ₂	X	X	X	-	X
M ₃	X	X	X	X	-

Movimento: LAT

	H ₁	H ₂	M ₁	M ₂	M ₃
H ₁	-	X	X	X	X
H ₂	X	-	X	X	X
M ₁	X	X	-	X	
M ₂	X	X	X	-	X
M ₃	X	X		X	-

Tabela 5.4: Testes post hoc, diferenças entre medianas: Faixa: 100 Hz a 150 Hz. Comparação entre indivíduos para um mesmo movimento.

Movimento: CY

	H ₁	H ₂	M ₁	M ₂	M ₃
H ₁	-	X	X	X	X
H ₂	X	-	X	X	X
M ₁	X	X	-	X	X
M ₂	X	X	X	-	X
M ₃	X	X	X	X	-

Movimento: HOOK

	H ₁	H ₂	M ₁	M ₂	M ₃
H ₁	-	X	X	X	X
H ₂	X	-	X	X	X
M ₁	X	X	-	X	X
M ₂	X	X	X	-	X
M ₃	X	X	X	X	-

Movimento: PALM

	H ₁	H ₂	M ₁	M ₂	M ₃
H ₁	-	X	X	X	X
H ₂	X	-	X	X	X
M ₁	X	X	-	X	X
M ₂	X	X	X	-	X
M ₃	X	X	X	X	-

Movimento: SPHER

	H ₁	H ₂	M ₁	M ₂	M ₃
H ₁	-	X	X	X	X
H ₂	X	-	X	X	X
M ₁	X	X	-	X	X
M ₂	X	X	X	-	X
M ₃	X	X	X	X	-

Movimento: TIP

	H ₁	H ₂	M ₁	M ₂	M ₃
H ₁	-	X	X	X	X
H ₂	X	-	X	X	X
M ₁	X	X	-	X	X
M ₂	X	X	X	-	X
M ₃	X	X	X	X	-

Movimento: LAT

	H ₁	H ₂	M ₁	M ₂	M ₃
H ₁	-	X	X	X	X
H ₂	X	-	X		X
M ₁	X	X	-	X	X
M ₂	X		X	-	X
M ₃	X	X	X	X	-

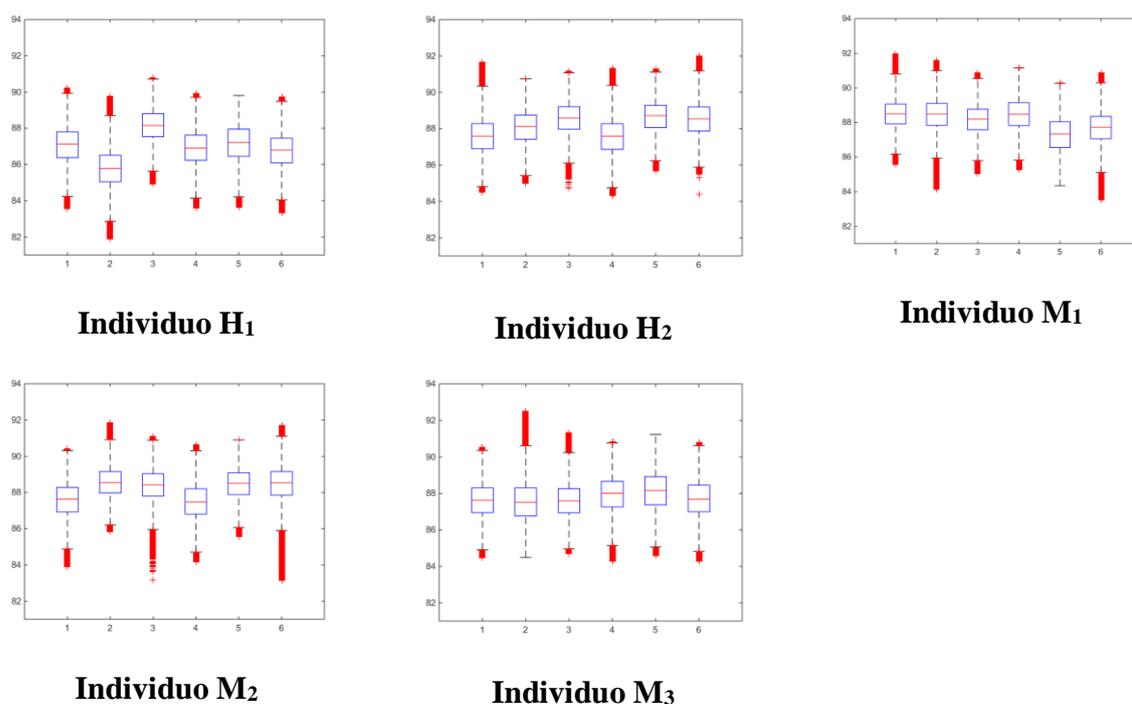
5.6.2 COMPARAÇÃO ENTRE MOVIMENTOS PARA O MESMO INDIVÍDUO

Na Figura 5.11 estão mostrados os diagramas de Tukey para os agrupamentos dos sinais de baricentro considerando os cinco indivíduos para os seis movimentos, para a faixa entre 50 Hz e 100 Hz. Diagramas de Tukey para sinais análogos para a faixa: 100 Hz a 150 Hz estão mostrados na Figura 5.12. A ordem dos movimentos é: 1) CY, 2) HOOK, 3) PALM, 4) SPHER, 5) TIP 6) LAT, para estas duas Figuras.

Por meio de inspeção visual, observa-se a variabilidade dos valores de medianas entre os movimentos para qualquer um dos indivíduos, sugerindo diferenças entre os agrupamentos dos sinais de baricentro. Aparentemente não é observada similaridade entre os diversos diagramas, para a faixa de 50 Hz a 100 Hz e para a faixa entre 100 Hz e 150 Hz.

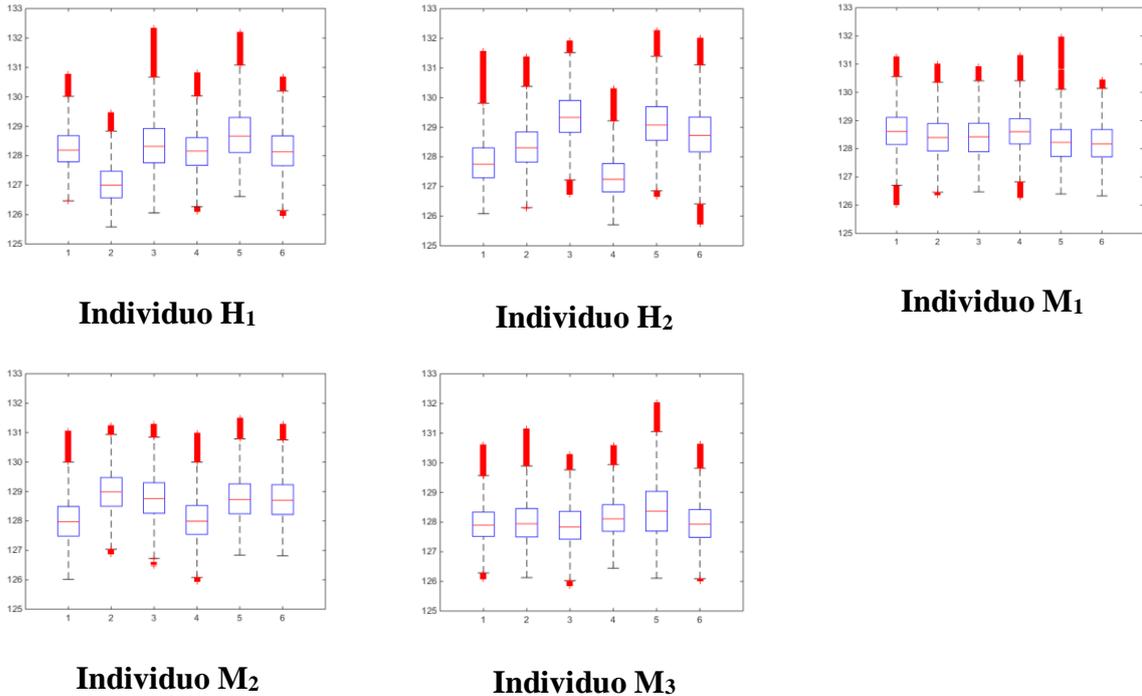
A investigação dos agrupamentos dos sinais de baricentro considerando os cinco indivíduos para os seis movimentos, para a faixa entre 50 Hz e 100 Hz e para a faixa entre 100 Hz e 150 Hz, através do teste Kruskal-wallis, permitiu rejeitar a hipótese nula da igualdade das medianas para todos os indivíduos.

Figura 5.11: Diagramas de Tukey dos agrupamentos dos sinais de baricentro. Seis movimentos para cada indivíduo. Faixa: 50Hz-100Hz. Ordem dos movimentos é: 1) CY, 2) HOOK, 3) PALM, 4) SPHER, 5) TIP 6) LAT.



Fonte: Elaborado pelo Autor.

Figura 5.12: Diagramas de Tukey dos agrupamentos dos sinais de baricentro. Seis movimentos para cada indivíduo. Faixa: 100Hz-150Hz. Ordem dos movimentos é: 1) CY, 2) HOOK, 3) PALM, 4) SPHER, 5) TIP 6) LAT.



Fonte: Elaborado pelo Autor.

O teste *post hoc* foi utilizado para a verificação das diferenças entre separadamente separadamente, já que o método de Kruskal-Wallis faz a análise do conjunto como um todo. Nas tabelas 5.5 e 5.6 estão descritos os resultados dos testes *post hoc*, realizados a partir do teste Kruskal-wallis, para as faixas de 50 Hz a 100 Hz e 100 Hz a 150 Hz, respectivamente. Estas tabelas contêm as indicações “X” sobre diferenças significativas das medianas (nível de 5%) entre os indivíduos. Para cada um dos cinco indivíduos são realizadas 15 comparações entre os valores das medianas.

Observa-se, para a faixa entre 50 Hz e 100 Hz, que em apenas uma comparação (1,33%) não foi possível diferenciar os valores das medianas. Para a faixa entre 100 Hz e 150 Hz apenas duas comparações não permitiram diferenciar os valores de medianas (2,67%). Estes resultados evidenciam a distinção entre a maioria dos agrupamentos.

Tabela 5.5: Testes post hoc, diferenças entre medianas: Faixa: 50 Hz a 100 Hz. Comparação entre movimentos para um mesmo indivíduo.

Indivíduo: H₁

	CY	HOOK	PALM	SPHER	TIP	LAT
CY	-	X	X	X	X	X
HOOK	X	-	X	X	X	X
PALM	X	X	-	X	X	X
SPHER	X	X	X	-	X	X
TIP	X	X	X	X	-	X
LAT	X	X	X	X	X	-

Indivíduo: H₂

	CY	HOOK	PALM	SPHER	TIP	LAT
CY	-	X	X	X	X	X
HOOK	X	-	X	X	X	X
PALM	X	X	-	X	X	X
SPHER	X	X	X	-	X	X
TIP	X	X	X	X	-	X
LAT	X	X	X	X	X	-

Indivíduo: M₁

	CY	HOOK	PALM	SPHER	TIP	LAT
CY	-	X	X	X	X	X
HOOK	X	-	X		X	X
PALM	X	X	-	X	X	X
SPHER	X		X	-	X	X
TIP	X	X	X	X	-	X
LAT	X	X	X	X	X	-

Indivíduo: M₂

	CY	HOOK	PALM	SPHER	TIP	LAT
CY	-	X	X	X	X	X
HOOK	X	-	X	X	X	X
PALM	X	X	-	X	X	X
SPHER	X	X	X	-	X	X
TIP	X	X	X	X	-	X
LAT	X	X	X	X	X	-

Indivíduo: M₃

	CY	HOOK	PALM	SPHER	TIP	LAT
CY	-	X	X	X	X	X
HOOK	X	-	X	X	X	X
PALM	X	X	-	X	X	X
SPHER	X	X	X	-	X	X
TIP	X	X	X	X	-	X
LAT	X	X	X	X	X	-

Tabela 5.6: Testes post hoc, diferenças entre medianas: Faixa: 100 Hz a 150 Hz. Comparação entre movimentos para um mesmo indivíduo.

Indivíduo: H ₁							Indivíduo: H ₂						
	CY	HOOK	PALM	SPHER	TIP	LAT		CY	HOOK	PALM	SPHER	TIP	LAT
CY	-	X	X	X	X	X	CY	-	X	X	X	X	X
HOOK	X	-	X	X	X	X	HOOK	X	-	X	X	X	X
PALM	X	X	-	X	X	X	PALM	X	X	-	X	X	X
SPHER	X	X	X	-	X		SPHER	X	X	X	-	X	X
TIP	X	X	X	X	-	X	TIP	X	X	X	X	-	X
LAT	X	X	X		X	-	LAT	X	X	X	X	X	-

Indivíduo: M ₁							Indivíduo: M ₂						
	CY	HOOK	PALM	SPHER	TIP	LAT		CY	HOOK	PALM	SPHER	TIP	LAT
CY	-	X	X		X	X	CY	-	X	X	X	X	X
HOOK	X	-		X	X	X	HOOK	X	-	X	X	X	X
PALM	X		-	X	X	X	PALM	X	X	-	X	X	X
SPHER		X	X	-	X	X	SPHER	X	X	X	-	X	X
TIP	X	X	X	X	-		TIP	X	X	X	X	-	X
LAT	X	X	X	X		-	LAT	X	X	X	X	X	-

Indivíduo: M ₃						
	CY	HOOK	PALM	SPHER	TIP	LAT
CY	-	X	X	X	X	X
HOOK	X	-	X	X	X	X
PALM	X	X	-	X	X	X
SPHER	X	X	X	-	X	X
TIP	X	X	X	X	-	X
LAT	X	X	X	X	X	-

5.6.3 A DIFERENÇA ENTRE MEDIANAS E A SUPERPOSIÇÃO DOS HISTOGRAMAS

A comparação dos agrupamentos dos sinais dos baricentros, entre os indivíduos para o mesmo movimento, e entre os movimentos para o mesmo indivíduo, através do teste Kruskal-Wallis e o teste post-hoc, evidenciam diferenças entre os valores de medianas, para a maioria das comparações. Tal fato sugere a possibilidade de distinção entre os agrupamentos dos baricentros, apontando para a possível utilização destes achados em procedimentos de discriminação entre indivíduos e entre movimentos.

O procedimento dos testes *post hoc* são sensíveis ao número de valores utilizados, como a maioria dos testes de hipóteses, o que, neste caso, alcança uma quantidade total de 75.030 pontos para cada agrupamento em cada comparação. Limites de confiança estimados para tal quantidade de valores permitem elaborar faixas estreitas sobre as distribuições de frequências (histogramas), facilitando a diferenciação de estatísticas como a mediana.

Por outro lado, os achados evidenciados pelos histogramas sugerem que não existe possibilidade de diferenciação entre os indivíduos ou entre os movimentos, em aparente contradição com os resultados das análises estatísticas relacionadas às medianas. Deve-se ressaltar que, embora os valores de mediana possam ser considerados diferentes estatisticamente (teste Kruskal-Wallis), a superposição das distribuições dos conjuntos de baricentros (histogramas) mostra-se como elemento a ser avaliado de forma adicional.

6 CONCLUSÕES

A investigação da variabilidade dos sinais de baricentros, estimados para as faixas entre 50 Hz e 100 Hz e entre 100 Hz e 150 Hz, através do espectro de potências, utilizando janelamento de corrida, evidenciou diferenças entre os valores de medianas considerando a comparação dos agrupamentos entre os indivíduos, para o mesmo movimento, e entre os movimentos, para o mesmo indivíduo.

A distinção entre os agrupamentos dos valores de baricentro, entretanto, não é considerada apropriada utilizando-se apenas este parâmetro, uma vez que as distribuições (histogramas) dos referidos valores mostram um elevado nível de superposição.

7 TRABALHOS FUTUROS

Para trabalhos futuros pode-se sugerir:

- utilização dos dois canais dos sinais sEMG, uma vez que as informações do canal dois ainda não foram investigadas;
- utilização do parâmetro baricentro na investigação dos dois canais, o que poderia evidenciar propriedades ainda não analisadas;
- investigação da relação entre diversos parâmetros, citados na literatura, dos sinais sEMG, para os dois canais, seis movimentos e cinco indivíduos;
- utilização de classificadores robustos, baseados em *machine learning*, como sugerido por SAPSANIS, Christos, por meio de comunicação pessoal, ou utilizando algoritmos LPC (*Linear Predictive Coding*), como sugerido por OLIVI, Leonardo, na apresentação deste trabalho.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

123rf. Banco de Imagens < <http://es.123rf.com>> - Acesso em 30 maio 2017.

ANDRADE, A. O; SOARES, A.B. **Técnicas de Janelamento de Sinais**. Faculdade de Engenharia Elétrica. Universidade de Uberlândia. 2013.

BARROS, Kety R. **Metodologia para Classificação de Sinais de EMG para controle de próteses com baixo esforço computacional**. Dissertação de Mestrado. Faculdade de Engenharia Elétrica. Universidade Federal de Uberlândia. 2005.

CHAPMAN, A. R.; Vicenzino, B. **Is running less skilled in triathletes than runners matched for running training history?**. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. v. 40, n. 3, p. 557-565. 2008.

CUF. **EMG – Eletromiografia**. Disponível em: <<https://www.saudecuf.pt/areas-clinicas/exames/neurologia/emg-eletromiografia>> Acesso em 10 maio 2017.

DÂNGELO, José G.; FATTINI, Carlo A. **Anatomia Humana Sistêmica e Segmentar**. 2. ed. São Paulo: Editora Atheneu, 2000.

DINIZ, Paulo S. R.; SILVA, Eduardo A. B. da; NETTO, Sergio L. **Processamento Digital de Sinais: Projeto e Análise de Sistemas**. 2. ed. Porto Alegre: Bookman, 2014.

DUDA, Richard O.; HART, Peter E.; STROK, David, G. **Pattern Classification**. 2nd ed. Estados Unidos da América: Editora John Wiley & Sons Inc, 2010.

ECARD, Vinicius de C. Imagens criadas para realização deste trabalho. 2017.

ERVILHA, U. F.; DUARTE, M.; AMADIO, A. C. **Estudo sobre Procedimentos de Normalização do Sinal Eletromiográfico Durante o Movimento Humano**. Laboratório de Biomecânica da EEFEUSP. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, v. 3, n. 1. p. 15-20. 1998.

GAMET, Didier; FOKAPU, Odette. **Encyclopedia of Biomaterials and Biomedical Engineering: Electromyography**. Informa Healthcare USA. p. 956-967. 2008.

KOEPPEN, Bruce M.; STANTON, Bruce A. **Berne & Levy: Fisiologia**. Tradução Adriana Pitella Sudré et al.. 6. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2009.

LEAL, Leticia T. Imagens cedidas para a realização deste trabalho. 2017.

MATTIOLI, Fernando E. R.; CAETANO, Daniel S. D.; GOMES, Wedson; LAMOUNIER JÚNIOR, Edgard A.; CARDOSO, Alexandre. **Utilização de Redes Neurais para classificação de sinais EMG aplicados no controle de próteses virtuais de mão**. Universidade Federal de Uberlândia. 2010.

MERLETTI, Roberto; PARKER, Philip. **Eletromyography: Physiology, Engineering and Noninvasive Applications**. Estados Unidos da América: IEEE Press Engineering in Medicine and Biology Society, A John Wiley & Sons Inc, 2004.

PHINYOMARK, Angkoon; THONGPANJA, Sirinee; HU, Huosheng; PHUKPATTARANONT, Pornchai; LIMSAKUL, Chusak. **Chapter 8: The Usefulness of Mean and Median Frequencies in Electromyography Analysis**. INTECH. p. 195-220. 2012.

RAUT, Rhutuja; GURJAR, A.A. **Bio-medical EMG Signal Analysis and Feature Extration Using Wavelet Transformation**. Journal of Engineering Research and Applications. v. 5. Issue 3, Part I. p. 17-19. 2015.

SAPSANIS, Christos. **Doubt About One of Your Conference Papers ("Improving EMG based Classification of basic hand movements using EMD")** [Mensagem Pessoal]. Mensagem recebida por <csapsanis@jhu.edu> em 13 dez. 2016.

SAPSANIS, Christos; GEORGOULAS, George; TZES, Anthony; LYMBEROPOULOS, Dimitrios. **Improving EMG based Classification of basic hand movements using EMD**, Conference Paper. Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. 2013.

SOUZA, Ricardo Martins. **Eletromiografia**. Slides de Aula. 2013. Disponível em <<http://files.profricardo2.webnode.pt/200000139-280992a003/Aula%207%20-%20Eletromiografia.ppt.pdf>> Acesso em 10 maio 2017.