

UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA
PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA



IDENTIFICAÇÃO DE CARACTERÍSTICAS DO SINAL EMG PARA O ESTUDO
DA RELAÇÃO ENTRE TREMOR FISIOLÓGICO E IDADE

Bruno Coelho Calil

Setembro
2009

UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA
PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

IDENTIFICAÇÃO DE CARACTERÍSTICAS DO SINAL EMG PARA O ESTUDO
DA RELAÇÃO ENTRE TREMOR FISIOLÓGICO E IDADE

Bruno Coelho Calil

**Dissertação apresentada ao Programa de
Pós-graduação em Engenharia Elétrica da
Universidade Federal de Uberlândia, como
parte do cumprimento dos requisitos
necessários à obtenção do grau de Mestre
em Ciências.**

**Área de Concentração: Bioengenharia e
Engenharia Biomédica**

Prof. Dr. Adriano de Oliveira Andrade
Orientador (UFU)

Prof. Dr Alexandre Cardoso
Coordenador do Curso de Pós-Graduação

**Setembro
2009**

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)

- C153i Calil, Bruno Coelho, 1979-
Identificação de características do sinal EMG para o estudo da relação
entre tremor fisiológico e idade / Bruno Coelho Calil. - 2009.
- 95 f. : il.
- Orientador: Adriano O. Andrade.
Dissertação (mestrado) – Universidade Federal de Uberlândia:
Progra-
ma de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica.
Inclui bibliografia.
1. Engenharia biomédica - Teses. 2. Bioengenharia -
Teses. 3. Eletro-miografia - Teses. 4. Bootstrap (Estatística) I.
Andrade, Adriano de Oli-veira. II. Universidade Federal de
Uberlândia. Programa de Pós-Gradua-ção em Engenharia
Elétrica. III. Título.

CDU: 62:61

UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA
PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

IDENTIFICAÇÃO DE CARACTERÍSTICAS DO SINAL EMG PARA O ESTUDO
DA RELAÇÃO ENTRE TREMOR FISIOLÓGICO E IDADE

Bruno Coelho Calil

Texto da dissertação apresentada perante a
banca examinadora abaixo, como parte dos
requisitos necessários à obtenção do título
de Mestre em Ciências.

Área de Concentração: Bioengenharia e
Engenharia Biomédica

Banca Examinadora:

Adriano O. Andrade, PhD - Orientador (UFU)

Adriano Alves Pereira (UFU)

César Ferreira Amorim (EMG System do Brasil)

Setembro

2009

Que o mérito gerado por este trabalho possa beneficiar todas as pessoas que direta ou indiretamente estão buscando, por meio da ciência, a evolução de seus conhecimentos. Agradeço a Deus, às pessoas e seres iluminados que estão sempre a meu lado dando o suporte espiritual necessário na busca de minhas aspirações, conhecimentos e do aprimoramento diante dessa existência.

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Dr. Adriano O. Andrade, que tornou possível a realização deste trabalho, não medindo esforços ou empenho durante o tempo dedicado a arte de orientar, ter conhecido uma pessoa iluminada como ele é algo incrível. Desejo que possa continuar direcionando toda essa energia e conhecimento às pessoas a sua volta.

Agradeço ao Prof. Dr. Adriano Alves Pereira, pelo interesse, confiança e dedicação ao longo desta jornada estando sempre presente, dando o suporte necessário nos momentos mais árduos.

Ao Prof. Dr. Darizon Alves de Andrade, por todo o apoio nas horas em que precisava de uma palavra de experiência.

Ao Prof. Dr. João Batista Destro Filho, com sua forma de estar sempre presente conosco.

A minha família que esteve privada da minha presença em vários momentos.

A amiga de toda hora Lígia que, não importando como ou quando ou quão distante, esteve comigo, mesmo quando meu desespero bateu à porta.

Aos amigos Maria Fernanda, Kheline, Ângela, Guilherme, Ailton, Lucas, Tati, Isabelle, Bruno e Wellington. Sempre ao meu lado, compartilhando as risadas e correrias no laboratório.

A todos os amigos do Biolab, que se dedicam todos os dias em prol da pesquisa.

Às secretárias Marli e Cinara: se não fosse pelas duas, muitas coisas não aconteceriam.

E principalmente aos amigos que compreenderam meus momentos de ausência.

Então entenda
Não perca seu tempo
sempre procurando pelos anos perdidos
Encare... resista
E entenda que você vive os anos dourados

Wasted Years - Iron Maiden

RESUMO

CALIL, B. C. **Identificação de características do sinal EMG para o estudo da relação entre tremor fisiológico e idade.** 2009. 96 f. Dissertação (Mestrado em Ciências) - Faculdade de Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Uberlândia, 2009.

Pessoas idosas representam a população mais atingida pelo tremor e suas conseqüências, sendo responsável pela deteriorização física e social do indivíduo. No atual contexto, os idosos representam uma grande parcela da população mundial, a qual, em nosso país, tem tido um aumento significativo nos últimos anos. Como o tremor pode representar uma indicação de síndromes complexas, o estudo deste é de grande impacto e importância, podendo melhorar a qualidade de vida de indivíduos e a redução de custos econômicos e sociais relacionados.

Este estudo tem como foco principal a identificação de características extraídas a partir de sinais eletromiográficos que possam ser utilizadas na análise da relação entre o tremor fisiológico e a idade. Para isto, a atividade eletromiográfica de grupos de sujeitos de diferentes faixas etárias, não portadores de disfunções neurológicas ou usuários de drogas que possam amplificar ou atenuar o tremor, foi coletada por meio da execução de três protocolos experimentais distintos, sendo os mesmos baseados em testes neurológicos que empregam a espiral de Arquimedes.

A análise dos dados consistiu na avaliação de diferentes características extraídas da atividade eletromiográfica, e também na caracterização das propriedades estatísticas destas características por meio da técnica estatística Bootstrap. Os resultados obtidos mostraram que em geral é bastante complexo caracterizar a relação entre tremor e eletromiografia por meio

das características investigadas, porém foram verificadas tendências que podem estar relacionadas com mudanças fisiológicas nos grupos de diferentes faixas etárias.

Palavras-chave: Eletromiografia; Tremor; Bootstrap; Análise de séries temporais.

ABSTRACT

CALIL, B. C. **Identification of features extracted from the EMG signal for the study of the relation between physiological tremor and ageing.** 2009. 96 f. MSc dissertation (Master in Sciences) – Faculty of Electrical Engineering, Federal University of Uberlândia, 2009.

Elderly people are the individuals who are more affected by tremor and its consequences, responsible for individual's physical and social deterioration. In the current context, the elderly represents a great parcel of world-wide population, that suffered a great increase in the last past years. As the tremor can represent an indication of complex syndromes, its study is of great impact and importance, because the results of such studies may, improve the quality of life of individuals reducing therefore related social and economical costs.

The main aim of this research was to seek for features extracted from electromyographic signals that can be used in the analysis of the relation between physiological tremor and ageing. For this, the electromyographic activity of groups of subjects from different ages, without neurologic dysfunctions and without the use of any drugs that can amplify or attenuate the tremor, it was collected by means of the execution of three distinct experimental protocols, being the same based on neurological tests that employs the spiral of Archimedes.

The data analysis consisted on the evaluation of features extracted from the electromyographic activity, and on the characterization of the statistical properties of this features by means of the statistical technique called Bootstrap. The results showed that in general it is quite complex to characterize the relationship between tremor and

electromyography through the features investigated, but trends were observed that may be related to physiological changes of groups from different ages.

Keywords: Electromyography, Tremor, Bootstrap, Time-series analysis.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 2.1 – diagrama esquemático da membrana plasmática extraído de [Lent, 2004].....	16
Figura 2.2 – Potencial de ação mostrando as fases: A – repouso, B – despolarização, C – repolarização, D – Repouso.....	17
Figura 2.3 – Propagação do potencial de ação através da membrana.....	18
Figura 2.4 – Corte de um músculo.....	20
Figura 2.5 – Desenho esquemático de um músculo.....	21
Figura 2.6 – 1 – bandas escuras (anisotrópicas, banda A), 2 – faixas claras (isotrópicas – banda I, com linha Z centra), 3 – núcleos periféricos.....	22
Figura 2.7 – Modelo deslizante da contração.....	24
Figura 2.8 – Química da contração.....	26
Figura 2.9 – Amostra de músculo antagonista/agonista/sinergista.....	31
Figura 4.1 – Visão Geral do Experimento.....	44
Figura 4.2 – Detalhe da Cadeira.....	45
Figura 4.3 – Detalhe do Pedestal.....	45
Figura 4.4 – Posicionamento da Espiral.....	46
Figura 4.5 – Visão de trás de uma coleta.....	48
Figura 4.6 – Visão frontal de uma coleta.....	48
Figura 4.7 – Sinal EMG completo de uma coleta, dividido nas áreas de interesse.....	49
Figura 4.8 – Sinal EMG decomposto em cada uma das partes do movimento realizado: a) para fora da espiral, b) para dentro da espiral e c) parado.....	49
Figura 4.9 – Segmentação de uma forma de onda para extração de características.....	51
Figura 4.10 – Eletromiógrafo Utilizado.....	53
Figura 5.1 – Movimento para dentro da espiral, no qual foi extraída a curtose e aplicado o método do <i>bootstrap</i>	59
Figura 5.2 – Movimento para dentro da espiral, no qual foi extraída o MAV e aplicado o método do <i>bootstrap</i>	60
Figura 5.3 – Movimento para dentro da espiral, no qual foi extraída o MAVS e aplicado o método do <i>bootstrap</i>	61
Figura 5.4 – Movimento para dentro da espiral, no qual foi extraída a valor RMS e aplicado o método do <i>bootstrap</i>	62
Figura 5.5 – Movimento para dentro da espiral, no qual foi extraída a <i>skewness</i> e aplicado o método do <i>bootstrap</i>	63
Figura 5.6 – Movimento para dentro da espiral, no qual foi extraída o valor SSC e aplicado o método do <i>bootstrap</i>	64
Figura 5.7 – Movimento para dentro da espiral, no qual foi extraída a variância e aplicado o método do <i>bootstrap</i>	65
Figura 5.8 – Movimento para dentro da espiral, no qual foi extraída a WL e aplicado o método do <i>bootstrap</i>	66

Figura 5.9 – Movimento para dentro da espiral, no qual foi extraído o número de ZC e aplicado o método do <i>bootstrap</i> .	67
Figura 5.10 – Movimento para fora da espiral, no qual foi extraída a curtose e aplicado o método do <i>bootstrap</i> .	68
Figura 5.11 – Movimento para fora da espiral, no qual foi extraído o MAV e aplicado o método do <i>bootstrap</i> .	69
Figura 5.12 – Movimento para fora da espiral, no qual foi extraído o MAVS e aplicado o método do <i>bootstrap</i> .	70
Figura 5.13 – Movimento para fora da espiral, no qual foi extraído o valor RMS e aplicado o método do <i>bootstrap</i> .	71
Figura 5.14 – Movimento para fora da espiral, no qual foi extraída a <i>skewness</i> e aplicado o método do <i>bootstrap</i> .	72
Figura 5.15 – Movimento para fora da espiral, no qual foi extraído o SSC e aplicado o método do <i>bootstrap</i> .	73
Figura 5.16 – Movimento para fora da espiral, no qual foi extraída a variância e aplicado o método do <i>bootstrap</i> .	74
Figura 5.17 – Movimento para fora da espiral, no qual foi extraída a WL e aplicado o método do <i>bootstrap</i> .	75
Figura 5.18 – Movimento para fora da espiral, no qual foi extraído o número de <i>Zero Crossings</i> e aplicado o método do <i>bootstrap</i> .	76
Figura 5.19 – Indivíduos em repouso (parado), no qual foi extraída a curtose e aplicado o método do <i>bootstrap</i> .	77
Figura 5.20 – Indivíduos em repouso (parado), no qual foi extraído o MAV e aplicado o método do <i>bootstrap</i> .	78
Figura 5.21 – Indivíduos em repouso (parado), no qual foi extraído o MAVS e aplicado o método do <i>bootstrap</i> .	79
Figura 5.22 – Indivíduos em repouso (parado), no qual foi extraído o valor RMS e aplicado o método do <i>bootstrap</i> .	80
Figura 5.23 – Indivíduos em repouso (parado), no qual foi extraída a <i>skewness</i> e aplicado o método do <i>bootstrap</i> .	81
Figura 5.24 – Indivíduos em repouso (parado), no qual foi extraído o SSC e aplicado o método do <i>bootstrap</i> .	82
Figura 5.25 – Indivíduos em repouso (parado), no qual foi extraída a variância e aplicado o método do <i>bootstrap</i> .	83
Figura 5.26 – Indivíduos em repouso (parado), no qual foi extraído o WL e aplicado o método do <i>bootstrap</i> .	84
Figura 5.27 – Indivíduos em repouso (parado), no qual foi extraído o número de ZC e aplicado o método do <i>bootstrap</i> .	85

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	12
1.1 OBJETIVOS DO TRABALHO	13
1.2 ORGANIZAÇÃO DA DISSERTAÇÃO	14
2 REVISÃO DE CONCEITOS BÁSICOS SOBRE CONTRAÇÃO MUSCULAR, ELETROMIOGRAFIA, TREMOR E ENVELHECIMENTO	15
2.1 POTENCIAL DE MEMBRANA.....	15
2.2 POTENCIAIS DE AÇÃO	16
2.3 FIBRA MUSCULAR ESQUELÉTICA.....	19
2.4 CONTRAÇÃO MUSCULAR.....	23
2.5 TIPOS DE CONTRAÇÃO MUSCULAR	27
2.5.1 Relação entre força e resistência nas contrações.....	29
2.5.2 Classificação dos músculos nas contrações	30
2.6 POTENCIAL DE AÇÃO: MEDIÇÕES	31
2.7 ELETROMIOGRAFIA.....	32
2.8 TREMOR	33
2.9 ENVELHECIMENTO.....	34
3 REVISÃO SOBRE FERRAMENTAS DE PROCESSAMENTO DE SINAIS.....	36
4 MÉTODOS	41
4.1 COLETA DE DADOS	41
4.1.1 Protocolo de coleta	42
4.1.2 Exame.....	42
4.1.3 Procedimentos para a coleta de sinais eletromiográficos (EMG).....	47
4.1.4 Janelamento	50
4.2 ELETROMIOGRAFO (EMG)	52
4.3 ELETRODOS	53
4.4 MINIMIZAÇÃO DE INTERFERÊNCIAS.....	54
4.5 PROGRAMAS USADOS	55
5 RESULTADOS E DISCUSSÃO.....	57
5.1 GRÁFICOS E ANÁLISE DOS RESULTADOS.....	58

6 CONCLUSÃO E TRABALHOS FUTUROS.....	87
6.1 TRABALHOS FUTUROS	88
REFERÊNCIAS.....	90

1 INTRODUÇÃO

O tremor é definido como uma oscilação rítmica e involuntária de uma parte do corpo humano, que pode ser classificado de diversas maneiras, dependendo de sua etiologia, fenomenologia, frequência e localização[1-3]. O tremor está presente em todos os indivíduos, ocorrendo seja em repouso ou durante a manutenção postural do músculo. O tremor também é um sintoma freqüente de distúrbios de movimento, tais como o tremor essencial e a doença de Parkinson, sendo estas patologias prevalentes em indivíduos idosos.

O tremor fisiológico em indivíduos saudáveis é classicamente caracterizado como tremor postural de baixa amplitude com uma frequência modal de 9-12Hz e, geralmente, não pode ser observado a olho nu. O tremor fisiológico medido em repouso é uma oscilação normal de baixa amplitude determinado por propriedades mecânicas e cardiobalísticas do músculo [11-13].

Contudo, algumas alterações e agravantes podem amplificar o mesmo tornando-o visível, como é o caso de situações de estresse, ansiedade e condições como fadiga muscular, hipertireoidismo, hipoglicemia e o uso de certos tipos de medicamentos.

Sabe-se que o movimento causado pelo tremor pode estar associado a diversos fatores como disfunções neurológicas ou, até mesmo, ao processo natural de envelhecimento. Este processo de envelhecimento é associado com um declínio geral nas funções biológicas. Uma característica que os pesquisadores acreditam representar esta diminuição do funcionamento do sistema muscular no envelhecimento é o aumento do tremor fisiológico [4].

Na literatura, diversos estudos estão sendo realizados com o propósito de desenvolver ferramentas capazes de analisar o tremor patológico humano [2-4]. Entretanto, existem poucos estudos que abordam o tremor fisiológico e a sua correlação com a idade.

Neste sentido, foram verificados esforços usando sinais de espirografia, sinais de acelerometria, análises de eletroencefalografia (EEG), sinais de estabilometria, testes com cargas de força e sinais eletromiográficos (EMG). Este trabalho faz parte de um maior, envolvendo os anteriormente falados.

Nesta pesquisa, foi utilizado como método de estudo a avaliação de sinais EMG. Basmajian e De Luca definem a eletromiografia como sendo o estudo da função muscular através da detecção do sinal elétrico que os músculos emanam.

Dentre as aplicações da eletromiografia, que vêm sendo realizadas em diversas áreas, podemos citar: avaliações de trabalho desenvolvido pelos músculos, biofeedback, o controle de próteses e membros artificiais, a análise da fadiga muscular.

McAuley e Rothwell notaram que a contração muscular resulta na atividade eletromiográfica, sendo assim, picos de oscilação de frequência nos sinais eletromiográficos (EMG) devem ser associados com picos de frequência similares em vibrações musculares. Dessa forma, qualquer oscilação de origem neural pode ser refletida em vibração muscular e tremor. Estudos recentes demonstraram com sucesso a relação entre eletromiografia e tremor patológico, mas pouco foi falado sobre o tremor fisiológico, sendo que foram estes achados que motivaram o desenvolvimento desta pesquisa.

1.1 Objetivos do trabalho

O objetivo principal deste trabalho foi a identificação de algumas características (descritas no capítulo 3) do sinal EMG que pudessem correlacionar o tremor fisiológico com a idade.

Os objetivos específicos da pesquisa incluem:

- A revisão de ferramentas de processamento digital de sinais utilizadas para a extração de características de sinais EMG.
- O estudo de ferramentas estatísticas modernas visando a análise de características extraídas de sinais EMG.
- Mostrar, de forma gráfica, os resultados obtidos.
- Sugerir estudos futuros que possam ser realizados a partir deste trabalho desenvolvido.

1.2 Organização da dissertação

Esta dissertação está dividida em seis capítulos, dentre os quais a introdução, que são descritos abaixo.

O Capítulo 1 apresenta a motivação, bem como os objetivos, as metas desejadas a serem apresentadas e a estrutura do trabalho.

O Capítulo 2 mostra uma visão geral sobre os conceitos de contração muscular, além de discutir conceitos básicos sobre eletromiografia, tremor e envelhecimento.

O Capítulo 3 apresenta uma revisão das técnicas de processamento e análise de sinais usadas neste estudo.

O Capítulo 4 apresenta os métodos utilizados na pesquisa, bem como o hardware e os programas utilizados.

O Capítulo 5 apresenta os resultados e a discussão dos mesmos.

Por fim, no Capítulo 6 há a conclusão geral, bem como sugestões sobre trabalhos futuros na área.

2 REVISÃO DE CONCEITOS BÁSICOS SOBRE CONTRAÇÃO MUSCULAR, ELETROMIOGRAFIA, TREMOR E ENVELHECIMENTO

O objetivo deste capítulo é explicar a formação do sinal eletromiográfico a partir do potencial de ação gerado na fibra nervosa, bem como revisar conceitos básicos sobre contração muscular, tremor e envelhecimento. No intuito de se desenvolver um embasamento teórico para a compreensão do sinal.

2.1 Potencial de membrana

Existem potenciais elétricos através das membranas de, essencialmente, todas as células do corpo. Indo além disso, algumas, como as musculares, são excitáveis, ou seja, capazes de autogeração de impulsos eletroquímicos em suas membranas.

Toda célula pode ser considerada como uma cápsula contendo uma solução protéica revestida por uma membrana lipoprotéica, denominada membrana plasmática. Os meios intra e extracelulares possuem diferentes concentrações iônicas, proporcionando uma diferença de potencial elétrico entre o meio interno e o meio externo, que é chamada de potencial de membrana ou potencial de repouso da membrana. O interior da membrana celular apresenta uma carga elétrica catódica menor que a carga elétrica catódica do exterior. Dizemos, assim, que o potencial elétrico interno é negativo em relação ao potencial elétrico externo, que é tomado por referência.

O potencial de repouso da membrana é, em geral, de aproximadamente -65 a -70 milivolts (tomando o meio exterior à célula como referência).

Esse potencial de membrana tem sua origem, em grande parte, em virtude da contribuição da bomba sódio e potássio. Os íons Na^+ e K^+ são deslocados entre o exterior e o interior das células ativamente pelo processo de difusão. Nesse processo há bombeamento contínuo de três íons sódio para o exterior, e de dois íons potássio para o interior da membrana. O fato de serem bombeados mais íons sódio para o exterior que de potássio para o interior da membrana resulta em uma perda contínua de cargas positivas do interior da membrana causando um excesso de cargas negativas no interior da mesma, que acarreta um potencial na membrana em torno de 90mV [5].

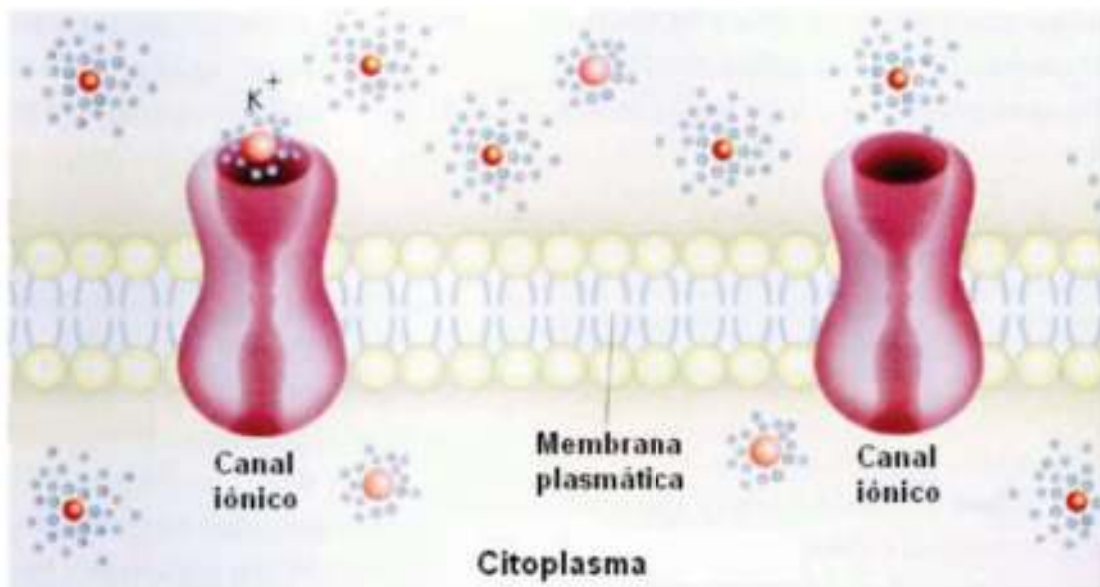


Figura 2.1 – Diagrama esquemático da membrana plasmática extraído de [Lent, 2004].

2.2 Potenciais de ação

Os sinais neurais são transmitidos por meio de potenciais denominados “potenciais de ação”, que são variações muito rápidas do potencial de membrana. Cada potencial de ação começa por uma modificação abrupta do potencial de repouso negativo normal para um

potencial positivo e, em seguida termina com uma modificação quase tão rápida para o potencial negativo.

O potencial de ação atravessa três fases, denominadas repouso, despolarização e repolarização.

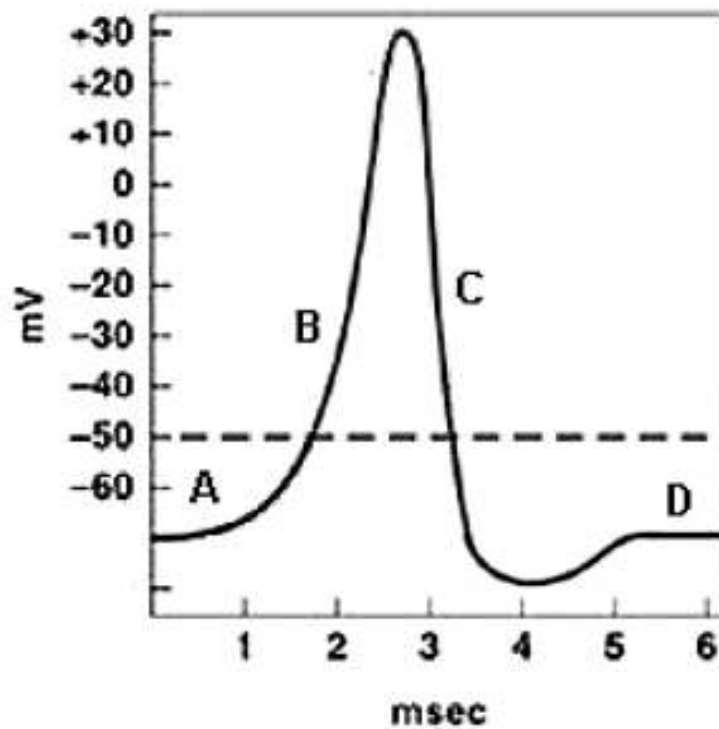


Figura 2.2 – Potencial de ação mostrando as fases: A – repouso, B – despolarização, C – repolarização, D – Repouso.

Na fase de repouso podemos dizer que a membrana está “polarizada”, o que se deve ao elevado potencial de membrana presente na mesma. Na despolarização, a membrana fica em determinado momento muito permeável aos íons sódio, o que permite a entrada de muitos desses íons para o interior da célula. O estado de polarização normal de -90mV é perdido, passando a variar rapidamente para o sentido positivo. Nas fibras de maior calibre esse valor ultrapassa o valor zero (overshoots), nas fibras finas chega apenas próximo do valor zero. Por fim na fase de repolarização, alguns milésimos de segundos após a membrana ter ficado extremamente permeável aos íons sódio, os canais de sódio começam a se fechar, enquanto os

canais de potássio se abrem mais que o normal, acarretando em uma rápida difusão de íons potássio para o exterior da célula restaurando o potencial de repouso normal.

Enquanto a fibra nervosa permanecer sem sofrer perturbação, nenhum potencial de ação ocorre no nervo normal. Contudo, um estímulo, seja ele mecânico, físico e/ou eletroquímico na membrana da fibra nervosa, pode desencadear o processo descrito anteriormente.

A despolarização de uma membrana de uma célula excitável gerada em qualquer ponto da mesma geralmente excita as regiões adjacentes resultando na propagação daquela despolarização. Este processo se desencadeia em ambos os sentidos da membrana e é chamado potencial de ação. Este processo pode ocorrer tanto em fibras nervosas quanto musculares.

Na Figura 2.3, podemos visualizar a propagação do potencial de ação ao longo da membrana celular.

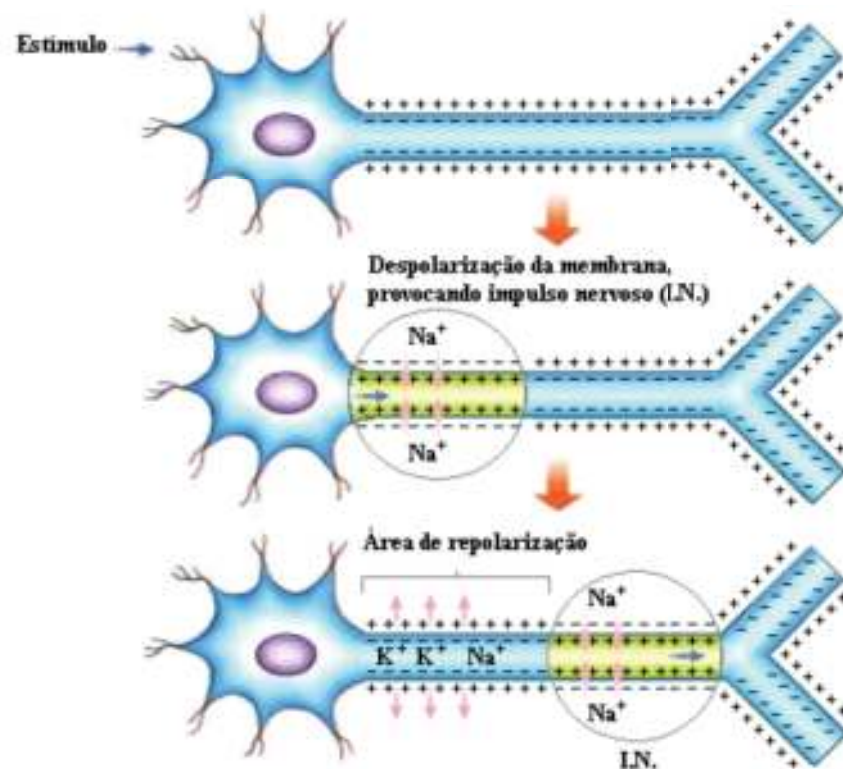


Figura 2.3 – Propagação do potencial de ação através da membrana.

Partindo de uma fibra em repouso, onde a porção excitada da membrana passou a ter sua permeabilidade aumentada para o sódio, dando início ao processo de despolarização da membrana, cargas elétricas se difundem para o interior da fibra através da região despolarizada. Essas cargas positivas aumentam a voltagem em áreas adjacentes, a uma distância de cerca de 1mm a 3mm nas fibras calibrosas, para um valor acima do valor limiar da voltagem para geração do potencial de ação, o que ocasiona a abertura dos canais de sódio nessas regiões adjacentes, causando mais e mais despolarizações. Dessa forma a despolarização trafega ao longo de toda a extensão da fibra.

Logo em seguida ocorre o processo de repolarização, onde os canais de sódio começam a se fechar, enquanto os canais de potássio se abrem mais que o normal, acarretando em uma rápida difusão de íons potássio para o exterior da célula restaurando o potencial de repouso normal.

O potencial de ação é bidirecional, ou seja, segue em ambos sentidos a partir do ponto estimulado, e até mesmo pelas ramificações de uma fibra nervosa, até que toda a membrana seja despolarizada.

2.3 Fibra muscular esquelética

O sistema muscular esquelético constitui a maior parte da musculatura do corpo, formando o que se chama popularmente de carne. Essa musculatura recobre totalmente o esqueleto e está presa aos ossos, sendo responsável pela movimentação corporal.

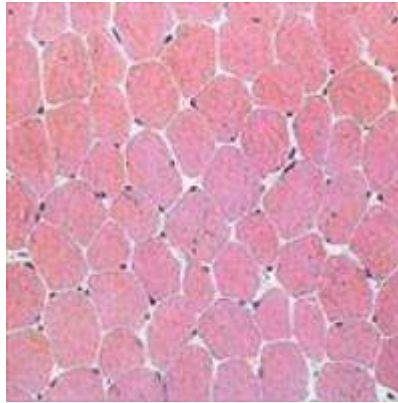


Figura 2.4 – Corte de um músculo.

Os músculos esqueléticos estão revestidos por uma lâmina delgada de tecido conjuntivo, o perimísio, que manda septos para o interior do músculo, septos dos quais se derivam divisões sempre mais delgadas. O músculo fica assim dividido em feixes (primários, secundários, terciários). O revestimento dos feixes menores (primários), chamado endomísio, manda para o interior do músculo membranas delgadíssimas que envolvem cada uma das fibras musculares. A fibra muscular é uma célula cilíndrica ou prismática, longa, de 3 a 12 centímetros; o seu diâmetro é infinitamente menor, variando de 20 a 100 microns (milésimos de milímetro), tendo um aspecto de filamento fusiforme. No seu interior notam-se muitos núcleos, de modo que se tem a idéia de ser a fibra constituída por várias células que perderam os seus limites, fundindo-se umas com as outras. Dessa forma, podemos dizer que um músculo esquelético é um pacote formado por longas fibras, que percorrem o músculo de ponta a ponta.

No citoplasma da fibra muscular esquelética há muitas miofibrilas contráteis, constituídas por filamentos compostos por dois tipos principais de proteínas – a actina e a miosina. Filamentos de actina e miosina dispostos regularmente originam um padrão bem definido de estrias (faixas) transversais alternadas, claras e escuras. Essa estrutura existe

somente nas fibras que constituem os músculos esqueléticos, os quais são por isso chamados músculos estriados.

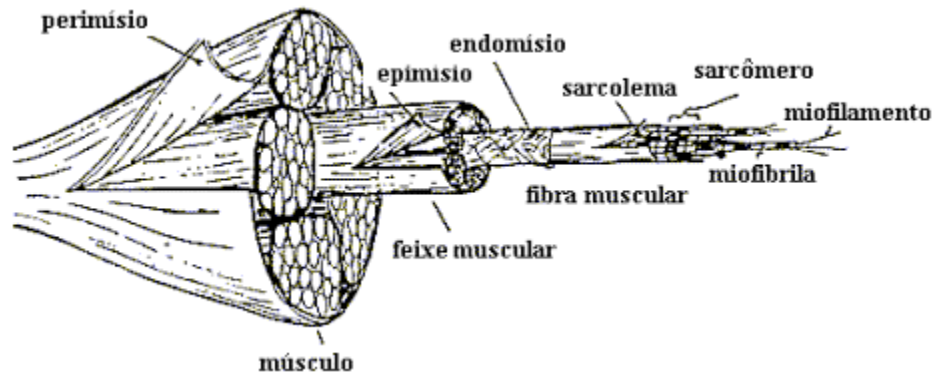


Figura 2.5 – Desenho esquemático de um músculo.

Em torno do conjunto de miofibrilas de uma fibra muscular esquelética situa-se o retículo sarcoplasmático (retículo endoplasmático liso), especializado no armazenamento de íons cálcio.

As miofibrilas são constituídas por unidades que se repetem ao longo de seu comprimento, denominadas sarcômeros. A distribuição dos filamentos de actina e miosina varia ao longo do sarcômero. As faixas mais extremas e mais claras do sarcômero, chamadas banda I, contêm apenas filamentos de actina. Dentro da banda I existe uma linha que se cora mais intensamente, denominada linha Z, que corresponde a várias uniões entre dois filamentos de actina. A faixa central, mais escura, é chamada banda A, cujas extremidades são formadas por filamentos de actina e miosina sobrepostos. Dentro da banda A existe uma região mediana mais clara – a banda H – que contém apenas miosina. Um sarcômero compreende o segmento entre duas linhas Z consecutivas e é a unidade contrátil da fibra muscular, pois é a menor porção da fibra muscular com capacidade de contração e distensão.

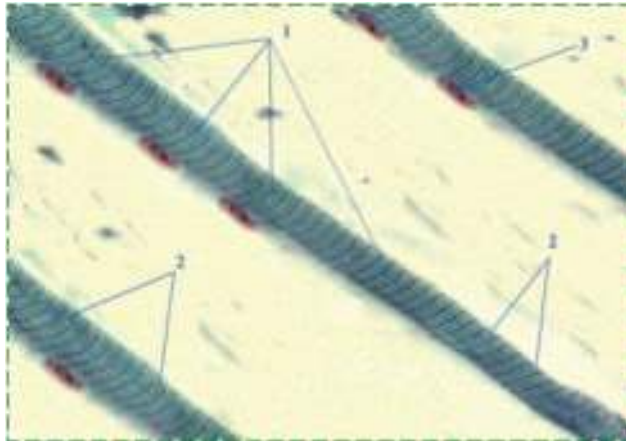


Figura 2.6 – 1 – bandas escuras (anisotrópicas, banda A), 2 – faixas claras (isotrópicas – banda I, com linha Z centra), 3 – núcleos periféricos.

Com relação ao tipo de fibras existentes nos músculos, estas são divididas em subcategorias.

- Tipo I: lento, vermelho, com capilares, rico em mitocôndrias e mioglobinas, grande força de contração. Pode carregar mais oxigênio e sustenta atividade aeróbica.
- Tipo II: rápidas, brancas, força e velocidade de contração elevada.

As fibras Tipo II em ordem de aumento de velocidade contrátil podem ainda serem subdivididas em:

- Tipo IIa, assim como os músculos lentos, é aeróbico, rico em mitocôndrias e capilares e tem aparência vermelha.
- Tipo IIx (ou IIc), menos denso em mitocôndrias e mioglobinas. Mais rápido tipo de músculo. Pode contrair mais rapidamente e com maior força que os músculos oxidativos, mas sustenta pequenos surtos de força muscular antes que esta se torne dolorosa.

- Tipo IIb, anaeróbico, glicolítico. Músculo branco muito menos denso em mitocôndria e mioglobina.

As informações que seguem no quadro abaixo são relacionadas a diversas características dos tipos de fibras musculares esqueléticas.

Tipo de fibra	Tipo I	Tipo IIa	Tipo IIx	Tipo IIb
Tempo de contração	Lento	Moderada-rápida	Rápida	Muito rápida
Tamanho do neurônio motor	Pequeno	Médio	Grande	Muito grande
Resistência à fadiga	Alta	Moderada-alta	Intermediária	Baixa
Usada por atividade	Aeróbica	Anaeróbica de longa duração	Anaeróbica de curta duração	Anaeróbica de curta duração
Duração máxima de uso	Horas	<30 minutos	<5 minutos	<1 minuto
Produção de força	Baixa	Média	Alta	Muito alta
Densidade mitocondrial	Alta	Alta	Média	Baixa
Densidade capilar	Alta	Intermediária	Baixa	Baixa
Capacidade oxidativa	Alta	Alta	Intermediária	Baixa
Capacidade glicolítica	Baixa	Alta	Alta	Alta

Tabela 2.1 – Informações sobre tipos de fibras musculares esqueléticas.

2.4 Contração muscular

A contração do músculo esquelético é voluntária (em sua maior parte) e ocorre pelo deslizamento dos filamentos de actina sobre os de miosina. Nas pontas dos filamentos de miosina existem pequenas projeções, capazes de formar ligações com certos sítios dos filamentos de actina, quando o músculo é estimulado. Essas projeções de miosina puxam os filamentos de actina, quando o músculo é estimulado. Essas projeções de miosina puxam os filamentos de actina, forçando-os a deslizar sobre os filamentos de miosina.

Isso leva ao encurtamento das miofibrilas e à contração muscular.

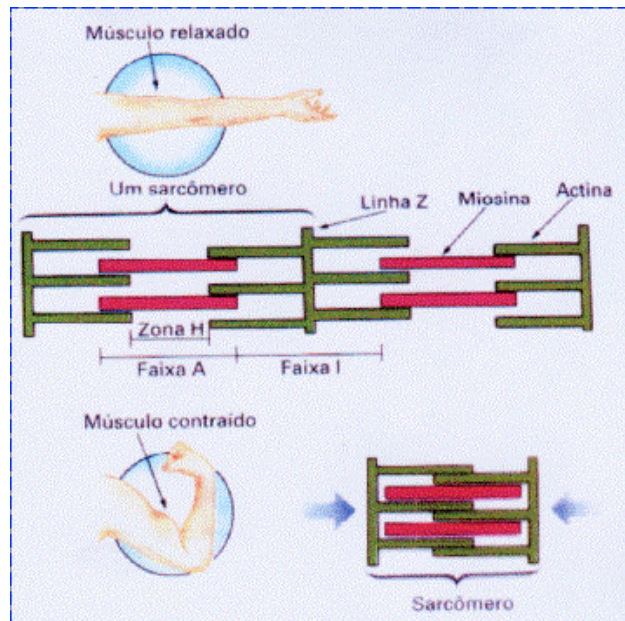


Figura 2.7 – Modelo deslizante da contração.

Durante a contração muscular, o sarcômero diminui devido à aproximação das duas linhas Z, e a zona H chega a desaparecer.

O início e a execução da contração muscular ocorrem nas etapas seqüências seguintes[6]:

1. Um potencial de ação (PA) originário do sistema nervoso central alcança um motoneurônio alfa, o qual então transmite um PA para seu próprio axônio.
2. O PA ativa canais de cálcio dependente de voltagem no axônio, e cálcio começa a fluir.
3. O cálcio faz com que as vesículas contendo o neurotransmissor acetilcolina se fundam com a membrana plasmática, liberando acetilcolina na fenda sináptica entre o terminal do motoneurônio e a placa motora da fibra muscular esquelética.

4. A acetilcolina difunde sobre a sinapse e se une e ativa receptores nicotínicos-acetilcolina na placa motora. Ativação dos receptores nicotínicos abrem seus canais de sódio/potássio intrínsecos, causando fluxo de sódio para dentro e potássio para fora. Por conta de o canal ser mais permeável ao sódio, a membrana da fibra muscular torna-se mais positivamente carregada, iniciando um PA.
5. O potencial de ação espalha através da rede de túbulos T da fibra muscular, despolarizando a porção interior da fibra muscular.
6. A despolarização ativa os canais de cálcio dependentes de voltagem tipo L (dihydropyridine receptors) na membrana do túbulo T, a qual está bem próxima dos canais liberadores de cálcio no retículo sarcoplasmático adjacente.
7. Canais de cálcio ativados por voltagem fisicamente interagem com canais liberadores de cálcio para ativá-los, causando o liberação de cálcio pelo retículo sarcoplasmático.
8. O cálcio se une a troponina C presente nos finos filamentos que contém actina das miofibrilas. A troponina então modula alostericamente a tropomiosina. Normalmente, a tropomiosina obstrui locais de união para miosina nesse filamento bem fino. Uma vez que o cálcio se une a troponina C e causa uma mudança alosterica na proteína de troponina, troponina T permite que a tropomiosina se mova, desbloqueando os sites de união.
9. Miosina (que tem ADP e fosfato inorgânico atados aos seus nucleotídeos) une aos recentes descobertos locais no filamento. Miosina está agora atada a

actina num estado de união forte. Isso puxará as bandas-Z próximas uma da outra, encurtando o sarcômero e sua banda-I.

10. ATP se une a miosina, permitindo que ela libere actina e fique num estado de união fraca (a falta de ATP neste estágio torna o processo impossível, resultando num estado chamado de rigor mortis). A miosina então hidroliza o ATP e usa a energia para mover-se.
11. 9 e 10 se repetem enquanto houver ATP e cálcio estiver presente no filamento.
12. Enquanto os processos acima estão ocorrendo, cálcio é ativamente bombeado de volta no retículo sarcoplasmático. Quando cálcio não mais estiver presente no filamento, a tropomiosina muda a formação para seu estado anterior para bloquear os sites de união novamente. A miosina cessa a união ao filamento e a contração cessa.

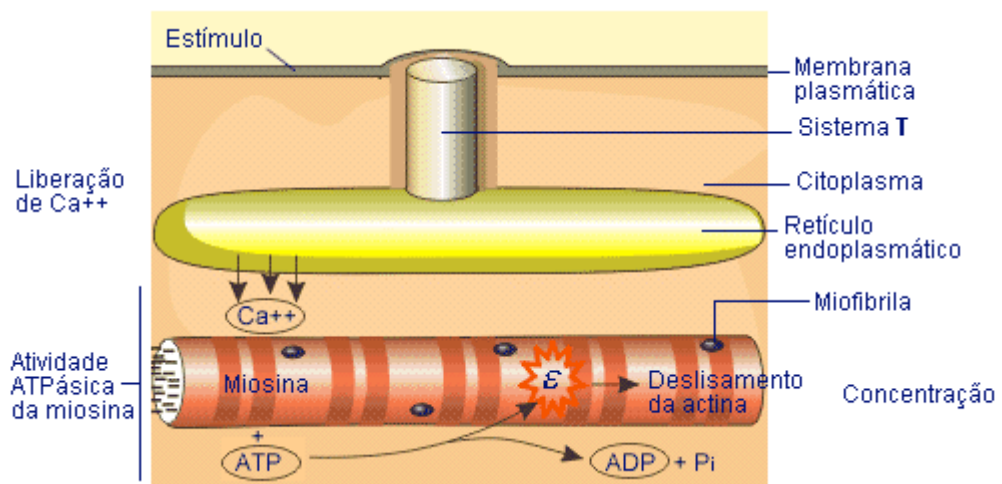


Figura 2.8 – Química da contração.

2.5 Tipos de contração muscular

A maior e mais freqüente fonte de força gerada dentro do corpo humano é pela contração dos músculos. Forças passivas adicionais ocorrem pela tensão das fâscias, ligamentos e estruturas não contráteis dos músculos.

Normalmente, os músculos nunca se contraem isoladamente, porque isto produziria um movimento não funcional estereotipado. Por exemplo, a contração isolada do bíceps do braço produziria flexão no cotovelo, supinação do antebraço e flexão do ombro. Em vez disso, diversos músculos em uma refinada combinação de forças contribuem para produzir a força desejada e o resultante movimento ou composição do segmento[7].

Quando um músculo contrai-se e produz força sem alteração macroscópica no ângulo da articulação, a contração é dita isométrica. As contrações isométricas são muitas vezes chamadas de contrações estáticas ou de sustentação, normalmente é usada para manutenção da postura. Funcionalmente estas contrações estabilizam articulações. Por exemplo, para alcançar à frente com a mão, a escápula precisa ser estabilizada de encontro ao tórax.

Características da contração isométrica:

- 15% de contração isométrica máxima, ocorre diminuição do aporte sangüíneo, compressão dos capilares pela tensão interna (dimensão do fluxo sangüíneo);
- 30% de contração isométrica máxima, ocorre alteração metabólica (atividade anaeróbia);
- 50% de contração isométrica máxima, ocorre bloqueio da irrigação;
- Tem vantagens de trabalhar a articulação sem movimentá-la e tem um ganho de força rápido;

Um encurtamento do músculo durante a contração é chamado uma contração concêntrica (dinâmica positiva) ou de encurtamento. Exemplos seriam os músculos quadríceps quando um indivíduo está se levantando de uma cadeira ou os flexores do cotovelo quando um indivíduo está levando um copo até a boca. Nas contrações concêntricas a origem e a inserção se aproximam produzindo a aceleração de segmentos do corpo, ou seja, acelera o movimento.

Características da contração concêntrica:

- Aumento da absorção de oxigênio (aumento com a intensidade do exercício);
- Gasta seis vezes mais energia do que a contração excêntrica;
- Recruta cinco vezes mais unidades motoras do que a contração excêntrica;
- A força concêntrica aumenta com velocidade baixa (maior ligação entre actina e miosina).

Quando um músculo alonga-se durante a contração, esta é chamada uma contração excêntrica (dinâmica negativa) ou de alongamento. Exemplo seriam o quadríceps quando o corpo está sendo abaixado para sentar-se e os flexores do cotovelo quando o copo é abaixado até a mesa. Nas contrações excêntricas a origem e inserção se afastam produzindo a desaceleração dos segmentos do corpo e fornecem absorção de choque (amortecimento) quando aterrissando de um salto ou ao andar, ou seja, freia o movimento[8].

Características da contração excêntrica:

- 40% de maior tensão em relação a contração concêntrica e contração isométrica máxima;
- Maior exigência muscular;
- Menor gasto energético;
- Menor recrutamento de unidades motoras;

- A tensão excêntrica aumenta com velocidades maiores.
- O esforço excêntrico é maior do que o concêntrico.

2.5.1 Relação entre força e resistência nas contrações

Impondo uma resistência sobre uma força realizada, pode-se ocorrer três situações: a força superar a resistência, a força ser superada pela resistência e a força ser igual a resistência.

Na contração concêntrica a força sempre superará a resistência imposta, fazendo com que o movimento desejado seja concretizado. Por exemplo, uma pessoa tentando empurrar um carro em uma subida, se o carro subir, a força aplicada pela pessoa será maior que a resistência imposta pelo carro, realizando assim uma contração concêntrica.

Na contração excêntrica a força sempre será superada pela resistência imposta, fazendo com que o movimento desejado não seja concretizado. Por exemplo, uma pessoa tentando empurrar um carro em uma subida, se o carro descer, a força aplicada pela pessoa foi menor que a resistência imposta pelo carro, realizando assim uma contração excêntrica.

Na contração isométrica a força é sempre igual a resistência imposta, fazendo com que o movimento desejado fique estático. Por exemplo, uma pessoa tentando empurrar um carro em uma subida, se o carro não se mover (nem para cima e nem para baixo), a força aplicada pela pessoa foi igual a resistência imposta pelo carro, realizando assim uma contração isométrica[8, 9].

Resumindo, sendo força (F) e resistência (R):

- Quando $F > R$, contração concêntrica;
- Quando $F < R$, contração excêntrica;

- Quando $F = R$, contração isométrica.

2.5.2 Classificação dos músculos nas contrações

Os termos diferentes podem ser encontrados para classificar a função dos músculos quando eles atuam na movimentação articular. Estes termos incluem agonista, motor principal, antagonista, sinergista, sinergista verdadeiro, sinergista auxiliar, motor auxiliar, neutralizador, fixador e estabilizador. Dentre estas palavras algumas são sinônimas e outras têm definições diferentes. Embora não seja difícil determinar se um músculo está ou não se contraindo, é difícil averiguar a finalidade ou razão pela qual está ocorrendo esta contração[10-13].

Para reduzir essa terminologia, apenas três termos serão usados aqui: agonista, antagonista e sinergista.

Um músculo ou grupo muscular que está se contraindo que é considerado o principal músculo produzindo movimento articular ou mantendo uma postura é designado um agonista. O agonista sempre se contrai ativamente para produzir uma contração concêntrica, excêntrica ou isométrica.

O antagonista é um músculo ou grupo muscular que possui a ação anatômica oposta à do agonista. Usualmente o antagonista é um músculo que não está se contraindo e que nem auxilia nem resiste ao movimento mais que passivamente se alonga ou encurta para permitir que o movimento ocorra.

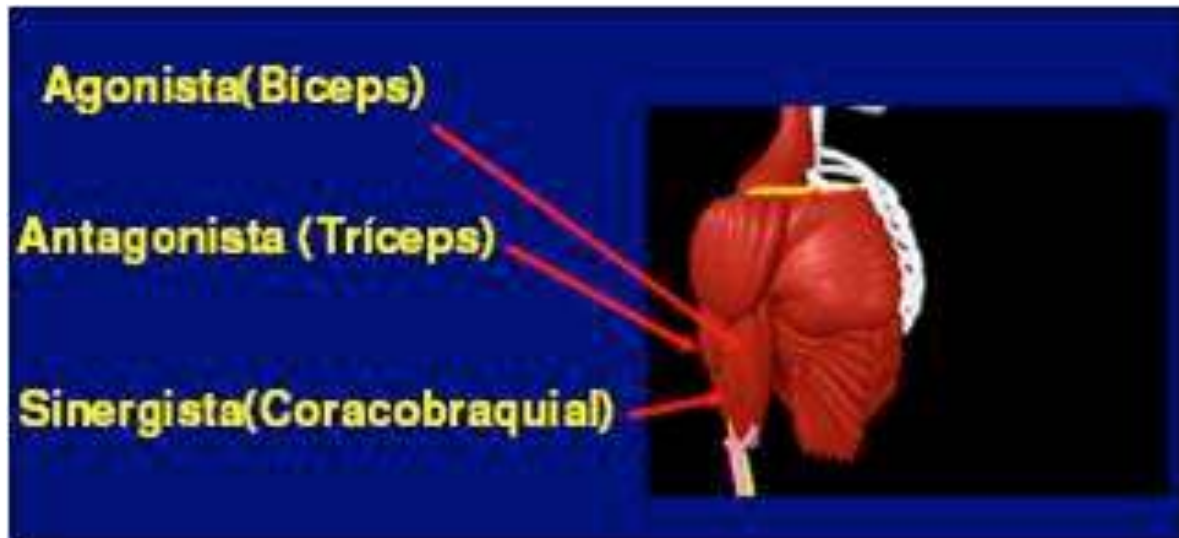


Figura 2.9 – Amostra de músculo antagonista/agonista/sinergista.

Um músculo é considerado sinergista[14] sempre quando se contrai ao mesmo no tempo do agonista, mas não é o principal músculo responsável pelo movimento ou manutenção da postura. Normalmente o músculo sinergista e o movimento, e normalmente também existem mais de um músculo sinergista em um movimento articular.

2.6 Potencial de ação: medições

Potenciais de ação podem ser medidos por meio de técnicas de registro de eletrofisiologia. Um osciloscópio que esteja registrando o potencial de membrana de um único ponto em um músculo mostra cada estágio do potencial de ação à medida que a onda passa. Suas fases traçam um arco que se assemelha a uma senóide distorcida. Sua ordenada depende se a onda do potencial de ação atingiu aquele ponto da membrana, ou se passou por ele e, se for o caso, há quanto tempo isso ocorreu.

2.7 Eletromiografia

Diferenças de potencial elétrico existem nas membranas de praticamente todas as células do corpo. Algumas, como as nervosas e musculares são excitáveis, como vistos anteriormente.

O sinal eletromiográfico é, então, a manifestação de uma atividade neuromuscular associada a uma contração muscular sendo um sinal de grande complexidade, sendo afetado pelas propriedades anatômicas e fisiológicas dos músculos, pelo esquema de controle do sistema nervoso periférico, bem como pelas características dos instrumentos que são usados para detectá-lo e observá-lo. E entende-se por eletromiografia o estudo da função muscular através da detecção do sinal elétrico que os músculos emanam[15].

A soma algébrica dos potenciais de ação de várias fibras de uma unidade motora é chamado de Potencial De Ação Da Unidade Motora (MUAP – Motor Unit Action Potential).

Para se manter a contração de uma UM (Unidade Motora), ela deve ser ativada continuamente (Tônus). A sequência de MUAPs numa unidade motora, durante sua contração, é chamada de trem de MUAPS, ou MUAPT.

Tomando a diferença entre os MUAPTs, a irregularidade na taxa de disparo dos neurônios motores e o fato de a contração não ter apenas um único músculo envolvido faz com que o sinal EMG possa ser descrito como sendo um processo estocástico[15] aproximando a função densidade espectral por uma função gaussiana, onde a amplitude instantânea do sinal é uma variável gaussiana de média zero.

Sua amplitude pode variar de 0 a 6 mV (pico a pico) ou 0-1,5mV (rms). A maior parte da energia útil do sinal é limitada na faixa de frequência entre 0 a 500 Hz, com energia dominante entre 50 a 150 Hz[16] (ver Figura 2.10).

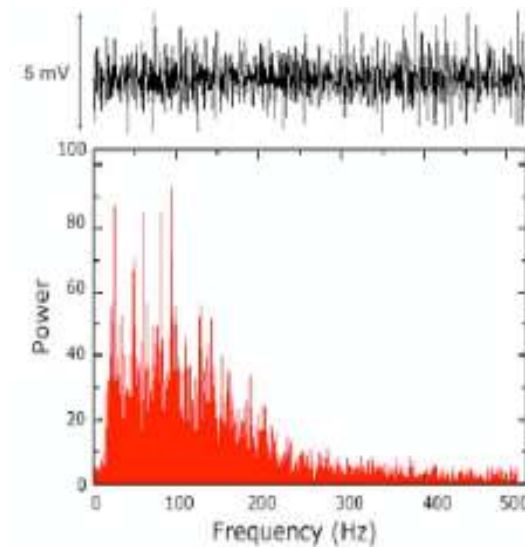


Figura 2.10 – O sinal EMG: amplitude 0 a 10mV, frequência 0-500 Hz, com dominância na faixa de 50 a 150Hz.

2.8 Tremor

Entende-se por tremor o movimento involuntário de caráter oscilatório e rítmico, mais ou menos regular, produzido por contrações sincrônicas ou alternantes de músculos antagonistas[17, 18]. Neste conceito, o caráter oscilatório e rítmico praticamente diferencia o tremor de outros movimentos involuntários.

Basicamente, há duas categorias de tremores: o normal (fisiológico) e o anormal (patológico). O tremor ocorre na frequência de 8-13Hz e uma das explicações para sua existência é a de que seria o reflexo do balistocardiograma, isto é, da vibração passiva dos tecidos do corpo produzida pela atividade mecânica do coração. Não é habitualmente percebido, podendo, no entanto, ser exacerbado por certas condições, tais como: situações de medo e ansiedade, distúrbios metabólicos (hipertireoidismo, hipoglicemia), exercícios físicos, retirada de álcool e uso de certas drogas (lítio, prednisona). Nessas condições há aumento do débito cardíaco, sendo exemplos de exacerbações do tremor fisiológico[19]. O tremor patológico é bem mais lento, ocorrendo na frequência de 4-7Hz (a metade do normal). Atinge

certos grupos como partes distais dos membros, cabeça, língua, corda vocal e, raramente, o tronco[19].

O tremor fisiológico é um fenômeno normal, existe em todos os grupos musculares, na vigília e em certas fases do sono, em regra não é observável e não constitui um problema clínico.

2.9 Envelhecimento

O processo de envelhecimento é associado com um declínio geral nas funções biológicas. Uma característica que os pesquisadores acreditam representar esta diminuição de funcionamento do envelhecimento do sistema muscular é o aumento do tremor fisiológico[4].

A partir dos 40 anos, indivíduos humanos saudáveis começam a perder a capacidade de geração de força. Esta perda de força máxima isométrica durante o envelhecimento é bem documentada por um número grande de investigadores [20-26] e varia entre os diferentes grupos de músculos, sendo maior nos músculos inferiores e menor nos músculos superiores.

A causa da variação do declínio da força entre diferentes músculos é desconhecida. É sugerido que o reduzido uso das extremidades inferiores comparado com os músculos superiores é o responsável. Esta perda, porém, é reduzida em pessoas idosas que participam de esportes e é revertida pela atividade física [23, 27, 28].

Perda muscular progressiva é associada com a diminuição da massa muscular e da seção cruzada do mesmo. A perda de massa muscular é maior em músculos com predominância de fibras tipo II. Embora haja discrepância entre estudos sobre mudanças na composição das fibras com o envelhecimento, a maioria dos investigadores concorda que fibras tipo II mostram uma atrofia preferencial[25, 29-33]. Remodelação das unidades

motoras (UM) também ocorre com o envelhecimento. É sugestionado que estes tipos de fibras se tornam (ou aproximam) fibras lentas[34].

Este fenômeno sugere que indivíduos idosos podem mostrar uma maior resistência a fadiga. Isto foi parcialmente confirmado no passado, embora, surpreendentemente, há pouca pesquisa nas diferenças de fadiga entre jovens e idosos[35].

3 REVISÃO SOBRE FERRAMENTAS DE PROCESSAMENTO DE SINAIS

A estatística é o conjunto de técnicas de interpretação matemática aplicadas a fenômenos para os quais um estudo exaustivo é impossível devido a suas grandes quantidades e complexidade. Posto de maneira um pouco mais matemática, o problema do estatístico é definir as hipóteses, escolher um modelo que vai depender de certo número de parâmetros, estimar esses parâmetros e verificar o modelo aplicando testes sobre os parâmetros. Alguns métodos de estimação foram desenvolvidos a fim de realizar um conjunto de tarefas enunciadas previamente (como o dos mínimos quadrados ordinários). Todavia, esses métodos são rapidamente colocados em cheque quando algumas hipóteses técnicas não são mais verificadas – quantidade de observações insuficiente, hipótese de normalidade não aceitável – restringindo, por consequência, seu campo de aplicação.

As características abaixo foram extraídas em um primeiro momento no trabalho baseando-se principalmente no fato do sinal EMG ser uma série temporal e, portanto, poder ser representado por características no domínio do tempo [36].

Valor Médio Absoluto (MAV - Mean Absolute Value) – uma estimativa do valor absoluto médio de um sinal x no segmento i o qual é L amostras em comprimento é dado por

$$\bar{x}_i = \frac{1}{L} \sum_{k=1}^L |x_k| \text{ para } i = 1, \dots, I \quad \text{Eq.1}$$

Onde x_k é a k^{th} amostra no segmento i e I é o número total de segmentos no registro.

Inclinação do Valor Médio Absoluto (MAVS - Mean Absolute Value Slope) – essa é simplesmente a diferença entre as somas dos segmentos adjacentes, i e $i+1$, definido por

$$\Delta \bar{x}_i = \bar{x}_{i+1} - \bar{x}_i \text{ para } i = 1, \dots, I \quad \text{Eq.2}$$

Cruzamentos em zero (ZC - Zero Crossings) – uma medida de frequência simples pode ser obtida pela contagem do número de vezes que a forma da onda cruza o zero. Um limiar (ε) deve ser incluído no cálculo de zero crossing para reduzir o ruído-induzido. Dados duas amostras consecutivas x_k e x_{k+1} , incrementa-se o contagem de zero crossing, ZC, se

$$\{x_k > 0 \text{ e } x_{k+1} < 0\} \text{ ou } \{x_k < 0 \text{ e } x_{k+1} > 0\} \quad \text{Eq.3}$$

e

$$|x_k - x_{k+1}| \geq \varepsilon \quad \text{Eq.4}$$

Mudanças no sinal de inclinação (SSC - Slope Sign Changes) – uma característica a qual pode prover outra medida de conteúdo de frequência é o número de vezes que há mudanças na inclinação do sinal. Dados três amostras consecutivas, x_{k-1} , x_k e x_{k+1} , o SSC é incrementado se

$$\{x_k > x_{k-1} \text{ e } x_k > x_{k+1}\} \text{ ou } \{x_k < x_{k-1} \text{ e } x_k < x_{k+1}\} \quad \text{Eq.5}$$

e

$$|x_k - x_{k-1}| \geq \varepsilon \text{ ou } |x_k - x_{k+1}| \geq \varepsilon \quad \text{Eq.6}$$

Comprimento da forma de onda (WL - Waveform Length) – uma característica que provê informação da complexidade da forma de onda em cada segmento. Ela é simplesmente o tamanho cumulativo da forma de onda sobre o segmento, definida como:

$$l_0 = \sum_{k=1}^L |\Delta x_k| \quad \text{Eq.7}$$

Onde $\Delta x_k = x_k - x_{k-1}$. Os valores resultantes indicam uma medida da amplitude da forma de onda, frequência e duração. Tudo em um único parâmetro.

Também conhecido como valor eficaz de uma dada função ($x(n)$), o valor RMS (root mean square) representa a média quadrática da função em questão. Seu cálculo é mostrado na equação Eq.8:

$$RMS = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N x(i)^2}{N}} \quad \text{Eq.8}$$

Estas características representam o sinal EMG no domínio do tempo, sendo que os cruzamentos em zero e as mudanças no sinal de inclinação fornecem medidas do índice de frequência do sinal e o comprimento da forma de onda fornece informações sobre a complexidade da forma de onda em cada segmento (medida de amplitude, frequência e duração do sinal em um único parâmetro). Os métodos de cálculo para cada uma destas características foram baseados em [36].

Os momentos estatísticos, que fornecem informações sobre a localização e a variabilidade de um conjunto de amostras, ou seja, sobre a aparência da distribuição. A média e variância são os dois primeiros momentos estatísticos, sendo o terceiro e o quarto: *skew* e *kurtosis* (curtose).

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

O algoritmo do *Bootstrap* é baseado em um processo de re-amostragem que seleciona amostras, aleatoriamente, a partir do espaço amostral original, gerando novos conjuntos de amostras diferentes do original, contudo, mantendo suas características estatísticas [37-39].

O bootstrap é uma técnica poderosa para acessar a precisão [40] de um parâmetro estimador em situações onde técnicas convencionais não são válidas. A idéia é bem simples, dados uma amostra da população, um estimador Θ de um determinado parâmetro θ da população obtido através da amostra e admitindo-se que não se conhece a distribuição da população ou do estimador, como determinar os intervalos de confiança do parâmetro?

O bootstrap pode ser empregado para a construção de intervalos de confiança para um parâmetro ou uma característica, θ (escalar), da população $\theta=t(F)$ – esta notação enfatiza que o valor do parâmetro θ é obtido aplicando algum procedimento de avaliação numérica à função de distribuição F . Por este princípio, a estimativa do parâmetro é feita aplicando-se o mesmo procedimento de avaliação numérica à função de distribuição empírica – será o melhor estimador (com menor variância) do parâmetro θ . A técnica de reamostragem bootstrap permite precisamente usar uma amostra para estimar a quantidade de interesse através de uma estatística e avaliar também as propriedades da distribuição dessa estatística, ou seja, fornecem também estimativas para a distribuição.

A idéia é utilizar a amostra das observações para permitir uma inferência estatística mais fina. Realizamos certa quantidade de amostras – qualificadas de amostras bootstrap – obtidas por sorteio aleatório de observações da amostra inicial. Sobre cada uma das amostras bootstrap vamos estimar os diferentes parâmetros do modelo. Obtemos por consequência uma sequência de parâmetros. Sob certas condições de regularidade, a teoria mostra que a distribuição da sequência de parâmetros obtidos converge para a distribuição real dos parâmetros. Esta última propriedade teórica favoreceu a utilização das técnicas bootstrap em vários problemas clássicos de estimação:

1. Estimação de erros de modelos.
2. Estimação dos intervalos de confiança.
3. Estimação dos vieses dos estimadores.

Neste estudo, foi utilizado o método do Bootstrap percentil t baseado no modelo de Zoubir [41]. Para o uso conjunto do método do bootstrap, usamos os seguintes parâmetros estatísticos:

A média (ou valor esperado), que é uma medida do centro, ou meio da distribuição probabilística.

Em estatística, a mediana é uma medida de tendência central, um número que caracteriza as observações de uma determinada variável de tal forma que este número (a mediana) de um grupo de dados ordenados separa a metade inferior da amostra, população ou probabilidade de distribuição, da metade superior.

Já a variância é uma medida estatística que avalia a tendência dos seus resultados de se afastarem do esperado ou ainda a tendência dos seus ganhos de se afastarem dos ganhos previstos.

Desvio padrão mede a dispersão dos valores individuais em torno da média. É dado por:

$$S = \left(\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_k - \bar{x})^2 \right)^{\frac{1}{2}} \quad \text{Eq. 9}$$

Onde,

$$\bar{x} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i \quad \text{Eq.10}$$

Em conjunto com os parâmetros estatísticos anteriores, foi também calculado a curtose, bem como a skewness das amostras.

4 MÉTODOS

Todo experimento científico requer um método preciso para que possa ser confiável, de forma que possa ser repetível e submetido a processos de análises e comparações.

Para a realização das coletas de dados, os indivíduos escolhidos eram saudáveis, porém se encaixavam em algumas características:

- Estar dentro da faixa etária estipulada, não podendo passar de 10 (dez) pessoas dentro de cada grupo de faixa etária.
- Faixas etárias compreendendo: 20-29, 30-39, 40-49, 50-59, 60-69, 70-79 e 80+ anos.
- Tremor: apenas o tremor fisiológico.
- Sexo: tanto indivíduos masculinos como femininos.

Os movimentos foram realizados de forma a manter a naturalidade dos mesmos, sem a preocupação de ser obtida uma grande uniformidade em força ou velocidade.

Procurou-se manter o local de coleta com o mínimo de barulho possível. A temperatura ambiente era amena, de forma a termos cada indivíduo com uma sensação maior de bem-estar.

4.1 Coleta de dados

O banco de dados para análise foi coletado no Laboratório de Engenharia Biomédica da Universidade Federal de Uberlândia (UFU). Como se trata de uma pesquisa que envolve seres humanos, a mesma foi conduzida em conformidade e evidências claras de seqüência de princípios éticos e com outros similares dispostos pelo Comitê de Ética em Pesquisa.

4.1.1 Protocolo de coleta

A definição do protocolo de coleta consiste na definição dos elementos que serão relevantes para a coleta de dados, por exemplo, equipamentos usados, posicionamento dos sensores e identificação das tarefas a serem executadas, bem como o estabelecimento de critérios de inclusão ou exclusão de indivíduos.

Foram analisados 60 indivíduos, os quais foram distribuídos entre a faixa etária de 20 a 86 anos para a coleta de dados.

A uniformização do procedimento de coleta através de um protocolo é muito importante, pois, desta forma, os sinais coletados têm uma boa qualidade influenciando diretamente na etapa de processamento dos mesmos, bem como a qualidade da aparelhagem usada.

4.1.2 Exame

Neste exame é requisitado ao sujeito de pesquisa que faça desenhos de uma espiral seguindo o traçado de uma espiral modelo. Foi, então, coletada a atividade Eletromiográfica (EMG) do indivíduo durante a execução da espiral de Arquimedes (raio – 39cm).

O procedimento consiste, primeiramente, em posicionar o pointer (uma caneta laser) no centro da espiral. Logo após, o voluntário deve ser alertado quanto ao exato momento em que deve iniciar o desenho da espiral, de forma que o laser passe por todos os pontos da mesma, indo do centro para a extremidade (aumentando o raio). Neste momento, o equipamento de sincronização é ativado e uma marca é feita no sinal que está sendo coletado. Desta forma, obtemos os momentos de início e término de cada fase desejada.

Logo após ter contornado todo o desenho modelo, o sujeito, imediatamente, deve retroceder de forma a regressar ao centro do desenho, ou seja, da extremidade para o centro (diminuindo o raio). Mais uma vez, quando o pointer se encontra na extremidade do desenho, o equipamento de sincronização é ativado, marcando novamente o sinal que está sendo coletado.

Ao retornar ao centro da espiral, deve-se iniciar um período sem movimento de 20 segundos. Durante este intervalo, que deve ser devidamente contabilizado, o sujeito de pesquisa deverá manter uma posição estática, de forma a manter o sinal emitido pelo laser posicionado no centro do desenho modelo. Ao final deste tempo os sinais deverão ser novamente marcados através do equipamento de sincronização.

Em resumo, os passos que foram executados estão citados abaixo:

- Primeiro passo: contornar a espiral modelo do centro para a extremidade (aumentando o raio);
- Segundo passo: ao chegar à extremidade da espiral, deve-se iniciar o contorno da mesma no sentido contrário, ou seja, da extremidade para o centro (diminuindo o raio);
- Terceiro passo: ao regressar ao centro da espiral, inicia-se o período de repouso, no qual o voluntário deverá manter uma posição estática durante 20 segundos.

Todo o processo descrito acima foi repetido três vezes, num processo de duração estimada de 20 a 30 minutos, incluindo aí o posicionamento dos eletrodos de EMG.

As aquisições dos sinais de EMG foram realizadas com a criteriosa observância do protocolo de coleta pré-estabelecido. Neste experimento o sujeito de pesquisa estará sentado confortavelmente em uma cadeira e a sua frente estará afixado um desenho de uma espiral. Segurando um *pointer* (“caneta-laser”) com o braço esticado, o sujeito de pesquisa deverá

tentar fazer com que a luz gerada pelo pointer passe por todos os pontos da espiral. O braço do sujeito de pesquisa estará suportado por um pedestal. Durante essa tarefa a atividade eletromiográfica do músculo extensor ulnar do carpo do sujeito de pesquisa estará sendo adquirida. O exame foi realizado para o braço dominante do sujeito de pesquisa. A Figura 4.1 ilustra a execução deste experimento.

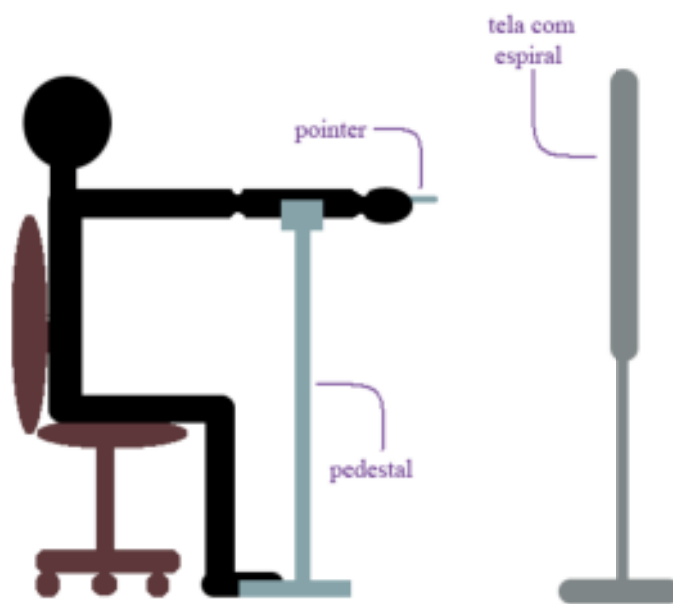


Figura 4.1 – Visão Geral do Experimento

Durante o procedimento, o sujeito de pesquisa estava sentado em uma cadeira em frente ao quadro da espiral em uma posição em que se sentia confortável para realizar o procedimento. A altura da cadeira foi ajustada de maneira que o sujeito de pesquisa consiga apoiar toda a planta do pé no chão e o ângulo entre a coxa e perna seja de 90 graus. O sujeito de pesquisa manteve as costas rentes ao apoio da cadeira. A Figura 4.2 ilustra essas especificações.

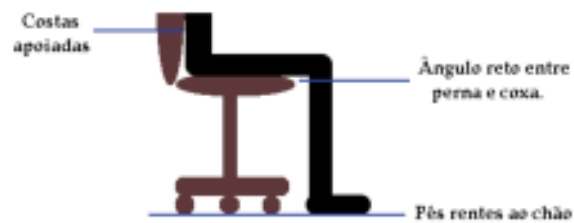


Figura 4.2 – Detalhe da Cadeira

A regulagem da altura do pedestal foi realizada após a regulagem da altura da cadeira. A altura do pedestal é aquela em quem o ângulo entre o tronco e o braço do sujeito de pesquisa seja de 90 graus. O suporte para o antebraço foi colocado no meio deste membro. A Figura 4.3 ilustra essas especificações.

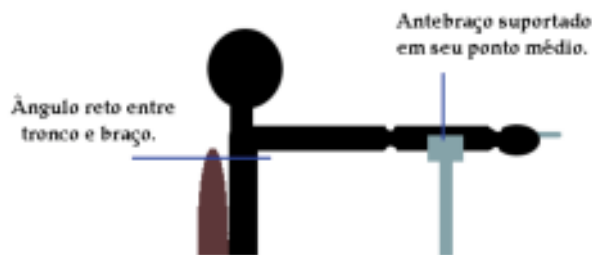


Figura 4.3 – Detalhe do Pedestal

A espiral deve ser posicionada após a regulagem do pedestal. Quando posicionada, a espiral deverá ter seu centro alinhado com o braço do sujeito de pesquisa. Desta forma, o sujeito de pesquisa ao apontar o pointer para o centro da espiral, terá o carpo alinhado com todo o braço. A distância da espiral ao pedestal foi de oitenta centímetros. A Figura 4.4 ilustra essas especificações.

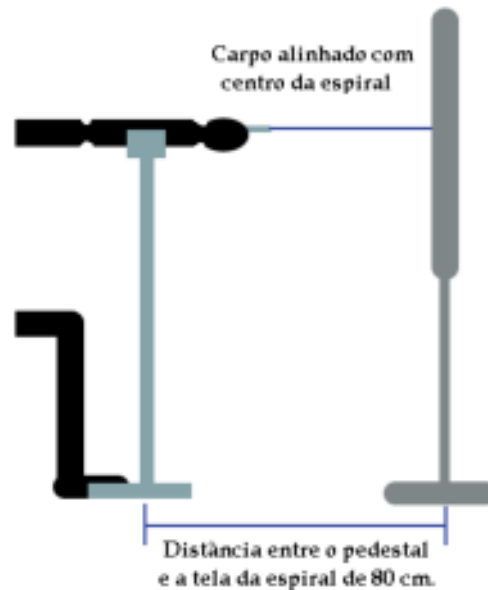


Figura 4.4 – Posicionamento da Espiral

Existem dois desenhos de espirais distintos. Uma destinada ao exame com a mão direita (com o término da espiral na direita) e outra para a mão esquerda (espelho da espiral para a direita). As espirais foram devidamente etiquetadas para a correta diferenciação das mesmas.

Feito isso, inicia-se a fase de posicionamento de eletrodos para coleta do EMG. Neste momento tornou-se importante o atendimento a critérios importantes, tais como: higienização das mãos e dos eletrodos de EMG; colocação de luvas descartáveis e organização dos equipamentos de coleta.

Foi pedido ao indivíduo que segurasse o pointer com a mão fechada, entre o dedo indicador e polegar. O polegar deverá ser mantido na horizontal. Uma fita foi fixada no pointer de maneira a ativar permanentemente a sua emissão de luz durante o exame.

O sujeito de pesquisa foi orientado a executar a tarefa visando à precisão e em uma velocidade que lhe seja natural. É importante que o sujeito de pesquisa tente executar todo o desenho sem realizar pausas, de forma que o sinal captado seja sempre do movimento. Esta

orientação foi realizada durante a colocação dos eletrodos e posicionamento do indivíduo para a coleta.

4.1.3 Procedimentos para a coleta de sinais eletromiográficos (EMG)

Um eletrodo para eletromiografia de superfície é utilizado neste experimento. O músculo alvo é o extensor ulnar do carpo por ser o músculo mais proeminente durante a realização do movimento desejado. O eletrodo de referência foi posicionado sobre o ombro do sujeito de pesquisa, no mesmo lado do braço que está sendo utilizado. Antes do início do exame alguns procedimentos referentes à eletromiografia foram seguidos:

- Verificação do nível de ruído e todas as conexões de referência.
- Coleta de amostra de repouso por 30s (ou seja, com o eletrodo devidamente posicionado, solicitou-se que o indivíduo não contraísse o músculo em estudo).
- Coleta da contração voluntária máxima do sujeito (solicitou-se que o indivíduo realizasse três contrações voluntárias executando a maior força possível. O intervalo entre cada contração foi de 2 minutos).

As Figuras 4.5 e 4.6 mostram duas visões de um sujeito de pesquisa antes da coleta de dados realizada.



Figura 4.5 – Visão de trás de uma coleta



Figura 4.6 – Visão frontal de uma coleta.

A Figura 4.7 demonstra o sinal total obtido de uma coleta e sua divisão nas áreas de interesse para processamento. Nota-se que na primeira parte há um sinal que não será usado e antecede a coleta de dados. Logo após, temos o início da coleta com o movimento para fora da espiral. Observam-se os marcadores de início/fim de cada movimento e, logo após o marcador final, temos uma parte do sinal que não será processada.

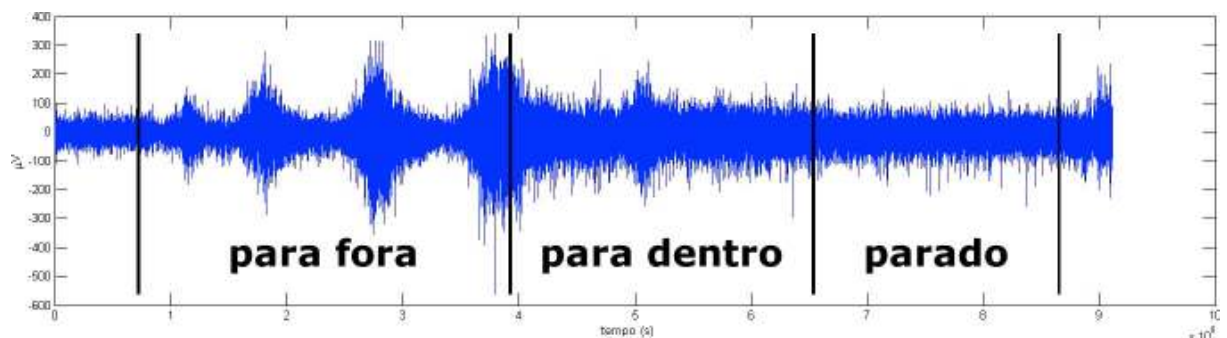


Figura 4.7 – Sinal EMG completo de uma coleta, dividido nas áreas de interesse.

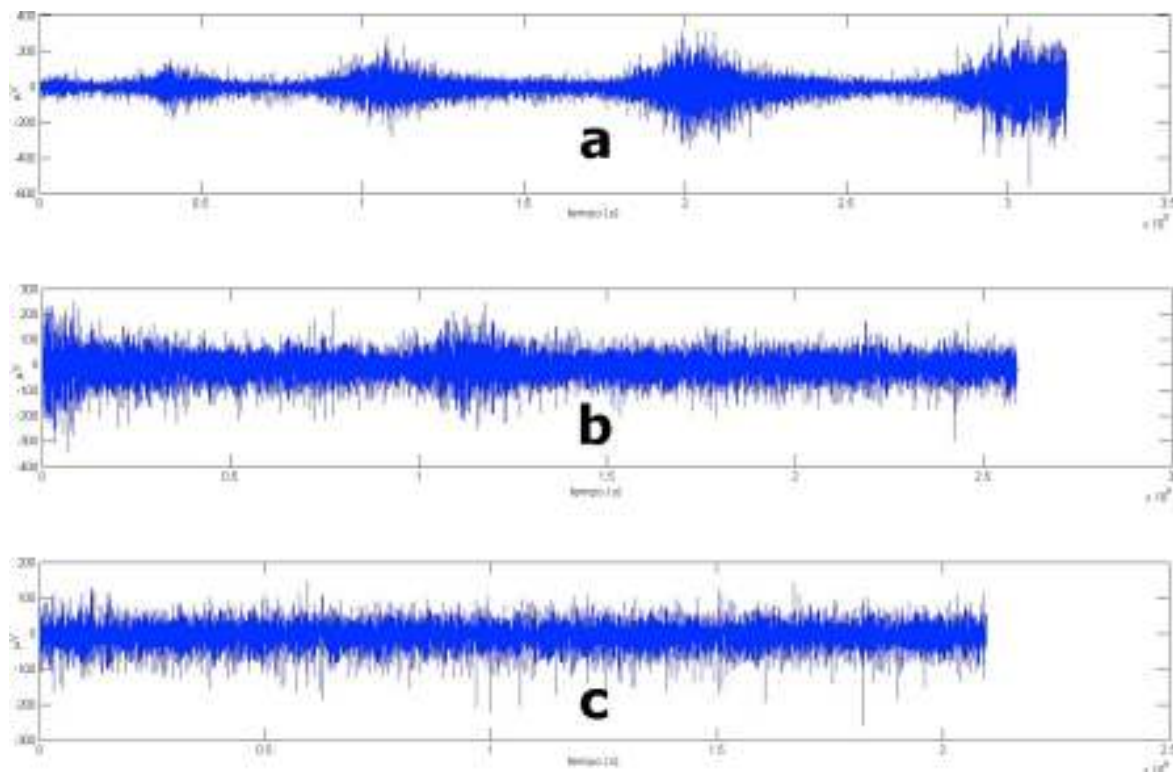


Figura 4.8 – Sinal EMG decomposto em cada uma das partes do movimento realizado: a) para fora da espiral, b) para dentro da espiral e c) parado.

Estes marcadores são feitos por um pulso enviado ao programa de coleta, o qual é feito por um equipamento desenvolvido para tal.

A Figura 4.8 demonstra o mesmo sinal da Figura 4.7 porém, já com a divisão nas regiões de interesse.

4.1.4 Janelamento

A descoberta de Hudgins[41] de um componente determinístico em formas de onda de sinais mioelétricos deu início a diversas formas de critério com relação a prover uma boa classe de separabilidade em características.

Segundo Englehart[36], uma tentativa de classificar os padrões do sinal mioelétrico usando amostras de formas de onda poderia resultar numa performance de classificação muito pobre. A alta variabilidade das características, e a grande dimensão de entrada poderiam fazer com que a população ficasse esparsa no conjunto: nenhum classificador poderia ser esperado generalizar sobre tais efeitos extremos de dimensionalidade. Se tentássemos computar estatísticas baseadas no registro completo do sinal, entretanto, a estrutura temporal seria perdida. A forma de contornar a situação é segmentar a forma de onda e compilar características de cada segmento. Uma amostra de uma segmentação é vista na Figura 4.9.

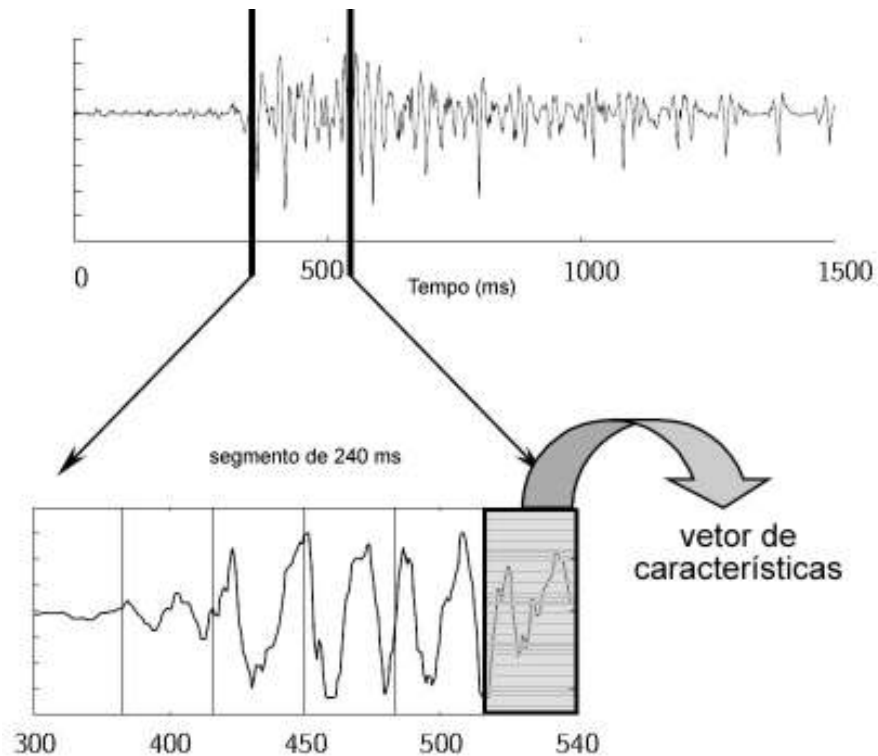


Figura 4.9 – Segmentação de uma forma de onda para extração de características.

Hudgins experimentou diferentes comprimentos de segmentos em uma tentativa de minimizar os erros de classificação. Para padrões altamente estruturados, aumento no número de segmentos trará um aumento na dimensão do conjunto de características, aumentando assim o número de informação avaliada para classificação. Para padrões com pequena estrutura temporal, segmentos menores (com relação ao tempo) resultarão em uma grande variância, reduzindo sua acuidade.

Neste trabalho, usando algumas ondas como teste, foi definido que um janelamento de cinco ms (milissegundos) para cada um dos movimentos (para fora da espiral, para dentro da espiral e parado) seria o suficiente para a computação dos dados.

Os equipamentos utilizados são muito importantes na obtenção de dados, visto que são responsáveis por fornecer meios para a aquisição de sinais biológicos que apresentam relação com o Sistema Nervoso Central (SNC). Estes sinais, através de algoritmos

desenvolvidos em uma ferramenta matemática computacional, puderam ser extraídos dos sinais coletados e quantificados através da aplicação de características diversas.

4.2 Eletromiógrafo (EMG)

O sinal eletromiográfico (EMG) pode ser considerado como a superposição da atividade individual de diversas unidades motoras ativas durante a contração muscular e pode ser utilizado para diagnosticar vários tipos de disfunções neuromusculares. Esta pesquisa pretende abordar, dentre outros aspectos, a relação entre os sinais temporais de tremor e atividade muscular, que será captada por intermédio de um eletromiógrafo (EMG), equipamento capaz de coletar sinais bioelétricos musculares.

O sinal de EMG pode ser captado por intermédio de eletrodos posicionados na superfície da pele ou por meio de eletrodos de agulha ou fio que são introduzidos no tecido muscular. Neste estudo foi adotado a eletromiografia superficial, um método não invasivo e indolor de coleta dos sinais EMG.



Figura 4.100 – Eletromiógrafo Utilizado

O aparelho usado foi o MyosystemBr1_P84 da DataHominis Tecnologia o qual possui 8 canais EMG + 4 canais auxiliares. Este possui uma coleta de dados totalmente controlada por software, com 16 bits de resolução e uma frequência de aquisição por canal de até 4KHz. Os canais possuem isolamento galvânico entre os circuitos de entrada e os de potência. O ganho de cada canal é ajustável independentemente por software, entre 25x a 800x, interligação com o computador via USB.

4.3 Eletrodos

Eletrodos de superfície são melhor recomendados para estudos nos quais informações de vários aspectos de comportamento, padrão temporal de atividade, ou fadiga de músculos como um todo ou de grupos musculares.

Os eletrodos usados foram eletrodos ativos simples diferenciais para EMG, com uma taxa de rejeição em modo comum (RRMC) de 92dB a 60Hz, impedância de entrada de 10^{15} Ohms, corrente de bias +3fA típico, proteção contra sobre-tensões de entrada de +ou- 40V,

ganho 20x e com peso aproximado de 30gr. O ganho total (ganho do eletrodo + ganho do aparelho) varia de 500x a 16000x. Demais características de acordo com as normas do SENIAM.



Figura 4.11 – Eletrodo diferencial.

4.4 Minimização de Interferências

Para que as interferências externas sejam minimizadas, devemos ter um bom sistema de aterramento no aparelho de EMG. Além disso, os cabos dos eletrodos devem permanecer distantes dos cabos de alimentação de energia ou outros cabos que possam gerar interferências nas medições [42].

Outros cuidados a serem tomados para minimizar interferências dizem respeito ao estado dos equipamentos e das soluções de referência (como as pastas abrasivas e os eletrólitos), a limpeza dos eletrodos, fixação de forma a evitar vibrações e com as conexões elétricas. Os componentes eletrônicos utilizados devem ter um baixo coeficiente de

temperatura para não sofrerem influências da temperatura ambiente ou deve existir um circuito eletrônico que compense as variações da temperatura ambiente.

4.5 Programas Usados

O software usado para a aquisição dos dados é o que acompanha o próprio MyosystemBr1 em sua versão 3.5.4 (ver Figura 4.12), com programação de ganho de todos os canais.

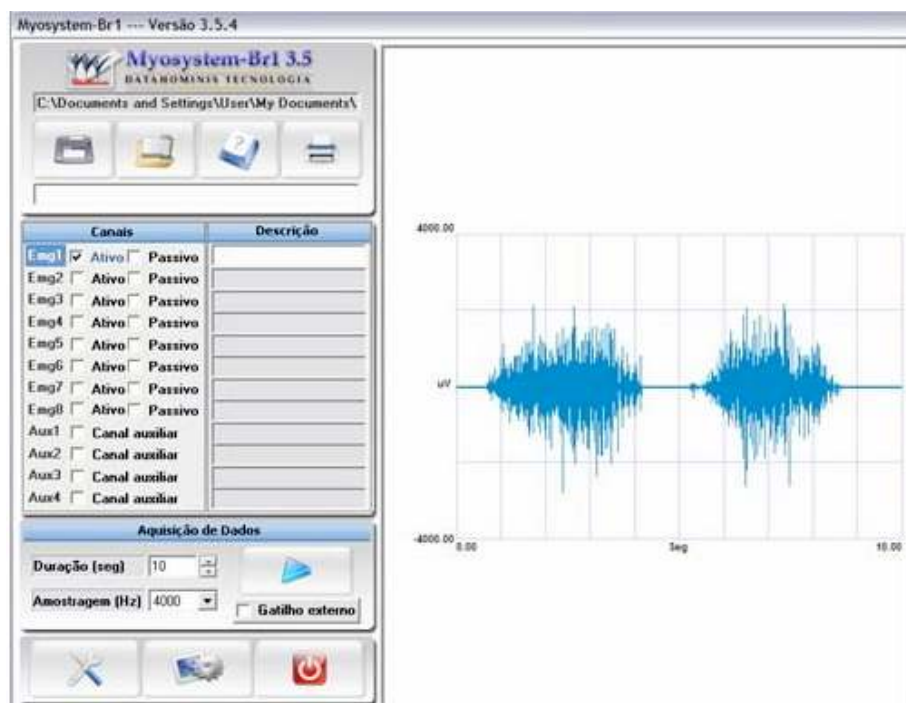


Figura 4.12 – Interface do Software do MyosystemBr1.

Após ser realizada a aquisição de dados pelo software do MyosystemBr1, os dados foram sistematizados e analisados por um programa utilizando uma ferramenta matemática. Este é um sistema interativo baseado na representação matricial para a resolução de problemas, no âmbito científico e de engenharia, e na sua representação gráfica. Possui um conjunto de ferramentas (ou Toolboxes) que permitem resolver classes particulares de problemas, bem como uma interação com outras linguagens podendo chamar rotinas destas.

5 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Após a extração dos dados, organização dos mesmos, divisão nas regiões de interesse (para dentro – *inward*, para fora – *outward* e parado) e janelamento (em 5ms), foram aplicados cada uma das nove características (Valor Médio Absoluto – MAV, Inclinação do Valor Médio Absoluto – MAVS, Cruzamentos em Zero – ZC, Mudanças no sinal de inclinação – SSC, Comprimento da Forma de Onda – WL, Curtose, RMS, *Skewness* e Variância) em cada uma dos três conjuntos de sinais de cada indivíduo.

Logo após, um algoritmo de intervalo de confiança do estimador de um parâmetro baseado no método *bootstrap* percentil t foi usado com as seguintes configurações:

- Estimadores: Variância (*variance*) , curtose (*kurtose*), média (*mean*), mediana (*median*), skew (*skewness*) e desvio padrão (*standard deviation*).
- Nível de significância: 0,05.
- Número de reamostragens iniciais: 199.
- Número de reamostragens para o estimador de variância (*bootstraps* aninhados): 25.

Baseados nestas premissas, foram gerados gráficos com os valores superiores e inferiores dos intervalos de confiança. Os mesmos foram divididos por faixa etária, tipo do movimento realizado e estimador usado.

5.1 Gráficos e Análise Dos Resultados

Finda a etapa de coleta de dados e decisão de características a serem extraídas, será exibido o resumo dos principais resultados (Fig 5.1-5.27) após o processamento. Inicialmente, os gráficos resultantes do movimento para dentro (*inward*) da espiral, seguindo a ordem: *Kurtose*, MAV, MAVS, RMS, *Skewness*, SSC, variância, WL e *Zero Crossing*.

As Figuras a seguir serão divididas em três partes:

- Movimento para dentro da espiral – consistindo em: o indivíduo apontando o laser no fim da espiral, movendo-se no sentido ao centro da mesma.
- Movimento para fora da espiral – consistindo em: o indivíduo apontando o laser no início da espiral, movendo-se no sentido ao fim da mesma.
- Indivíduos em repouso (parado) – consistindo em: o indivíduo esteve com a ponteira laser no centro da espiral, ficando 20 segundos nesta posição.

Houve certo padrão oscilatório observado nos resultados. Deve ser notado que padrões com diferenças elevadas no mesmo gráfico não são candidatos a boas amostras, como mostraremos nas figuras 5.1-5.27.

Movimento Para Dentro Da Espiral

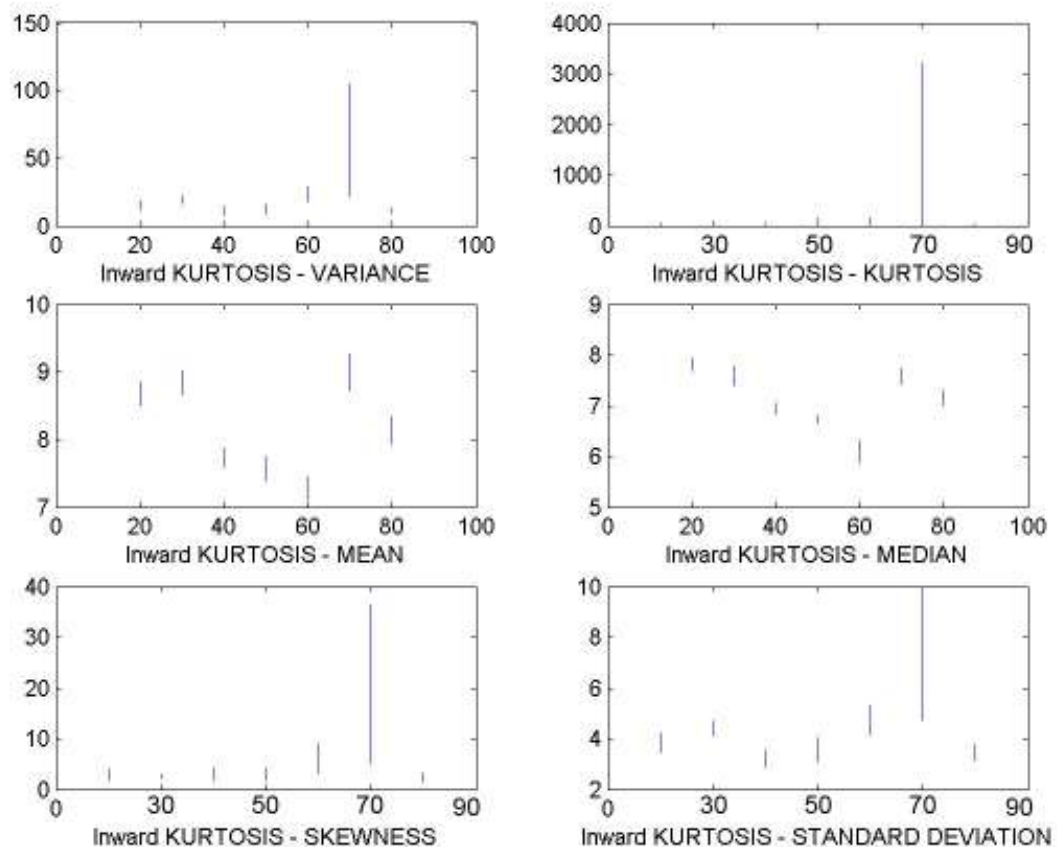


Figura 5.1 – Movimento para dentro da espiral, no qual foi extraída a curtose e aplicado o método do *bootstrap*.

Na Figura 5.1, observamos, na característica de curtose, um padrão oscilatório com relação aos máximos e mínimos e com relação à idade apresentada nos estimadores de variância, *skewness*, desvio padrão. É mais evidente o fato da faixa etária compreendida pelos 70 anos ter uma maior variação entre o seu intervalo de confiança.

Movimento Para Dentro Da Espiral

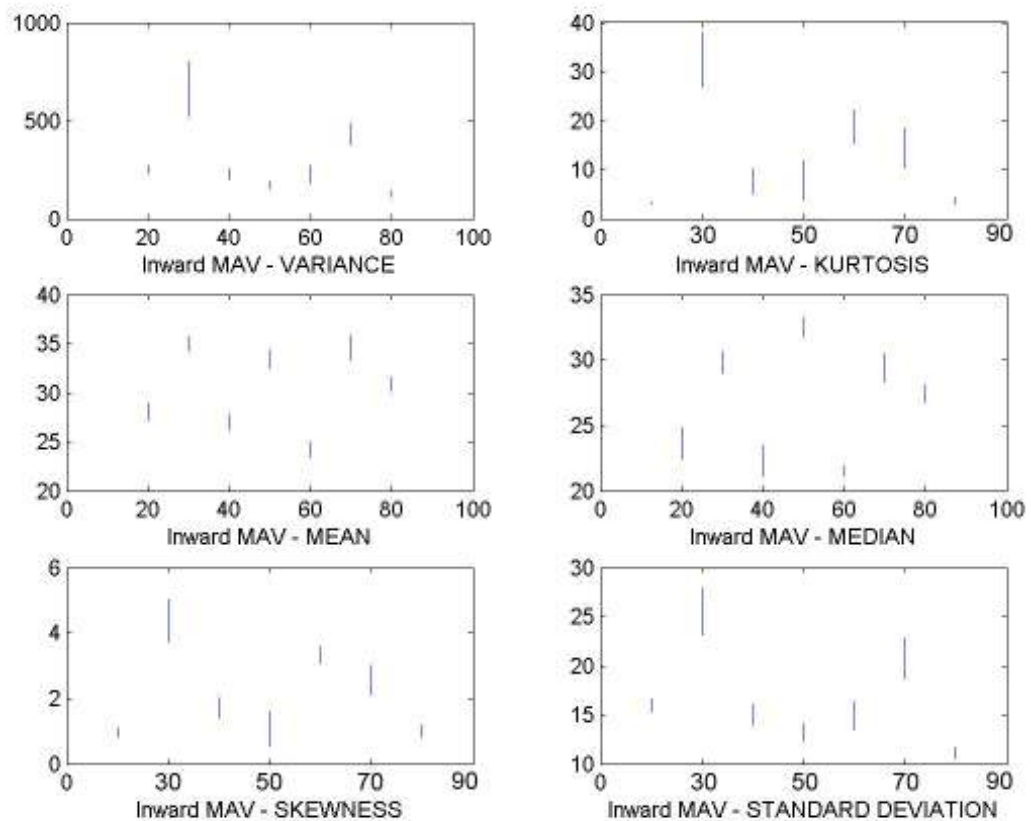


Figura 5.2 – Movimento para dentro da espiral, no qual foi extraída o MAV e aplicado o método do *bootstrap*.

O mesmo padrão oscilatório também é encontrado quando analisamos o MAV (vide Figura 5.2), acrescentando aí o estimador de curtose. Vale notar que os outros estimadores nos mostram uma curva com amplitude elevada.

Movimento Para Dentro Da Espiral

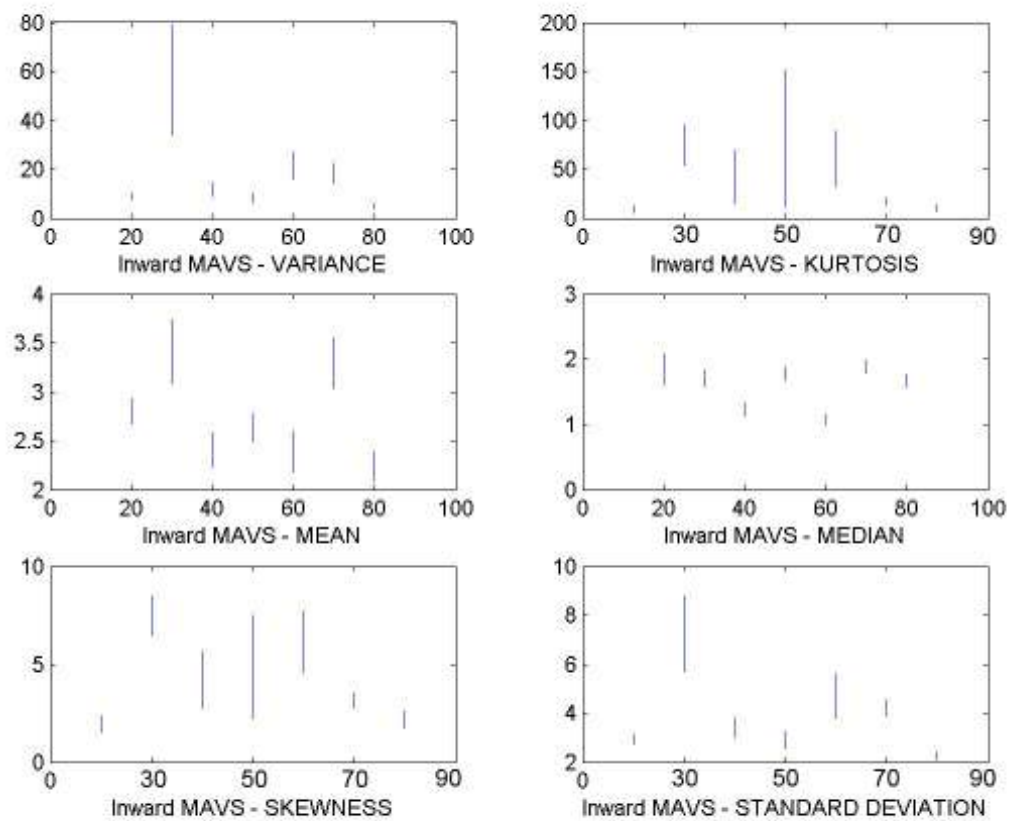


Figura 5.3 – Movimento para dentro da espiral, no qual foi extraída o MAVS e aplicado o método do *bootstrap*.

Para o MAVS (vide Figura 5.3), a amplitude do intervalo de confiança é elevado. Nas características de variância e desvio padrão, a faixa entre os 30 anos possui uma grande variação de amplitude bem como a faixa dos 50 anos em *skewness* e curtose.

Movimento Para Dentro Da Espiral

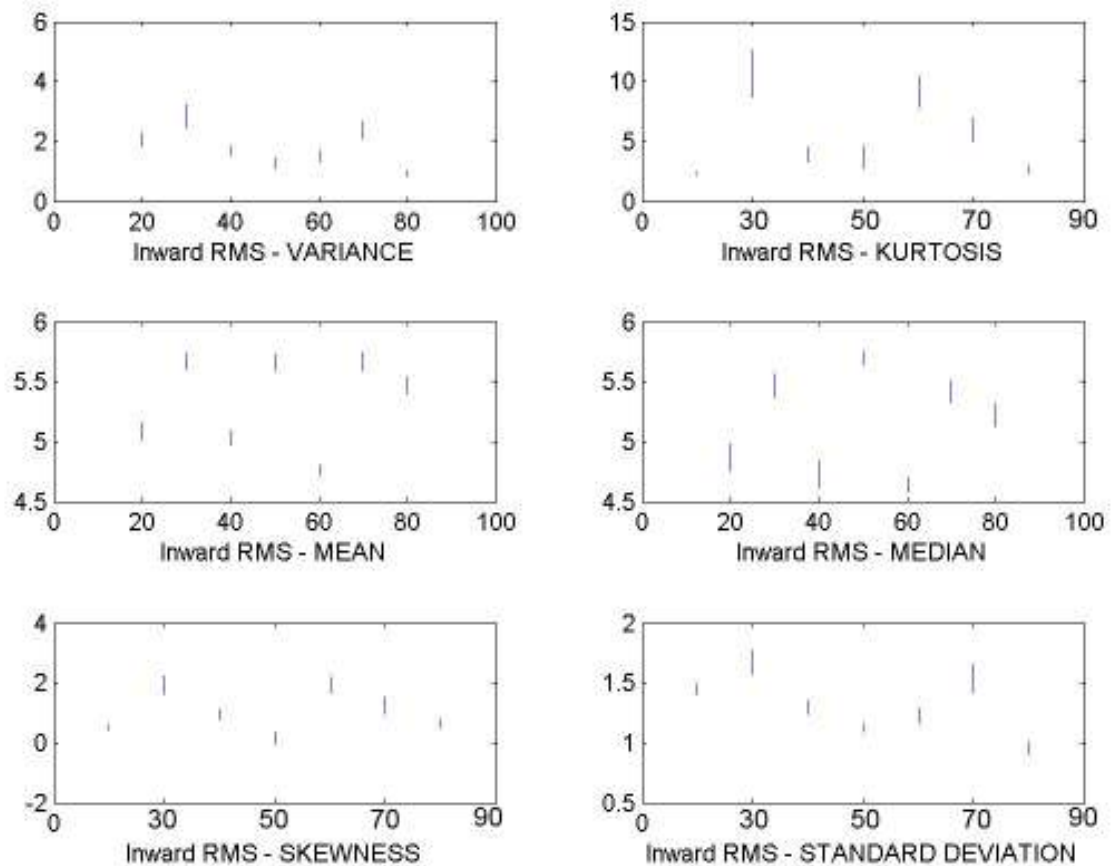


Figura 5.4 – Movimento para dentro da espiral, no qual foi extraída a valor RMS e aplicado o método do *bootstrap*.

No valor RMS (Figura 5.4), evidencia-se que até a faixa dos 60 anos, é exibida uma regularidade na população. Após os 30 anos, existe uma queda nos valores exibidos até os 50 anos e ascensão até os 60 anos. Neste caso, a média do valor desvia um pouco do padrão seguido anteriormente.

Movimento Para Dentro Da Espiral

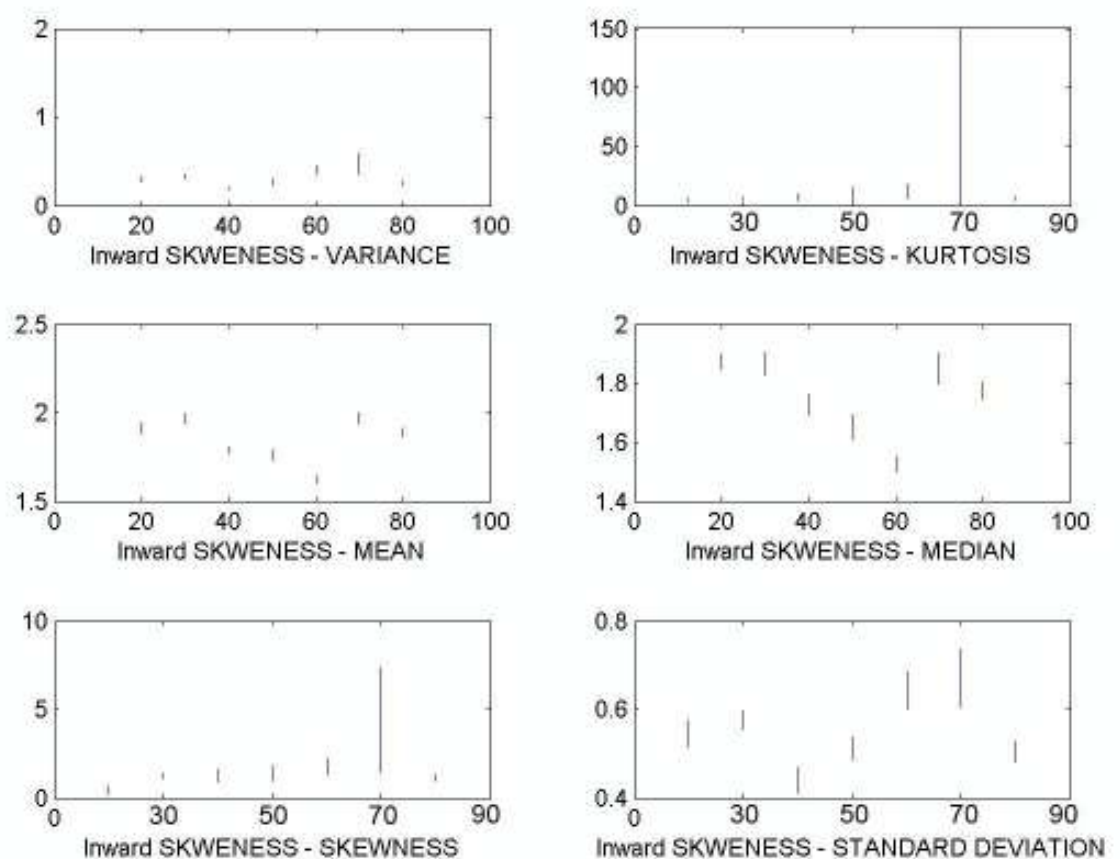


Figura 5.5 – Movimento para dentro da espiral, no qual foi extraída a *skewness* e aplicado o método do *bootstrap*.

Com relação a *skewness* (Figura 5.5), o padrão segue-se na variância, no desvio padrão e na curtose. A média e a mediana seguem padrões similares entre si.

Movimento Para Dentro Da Espiral

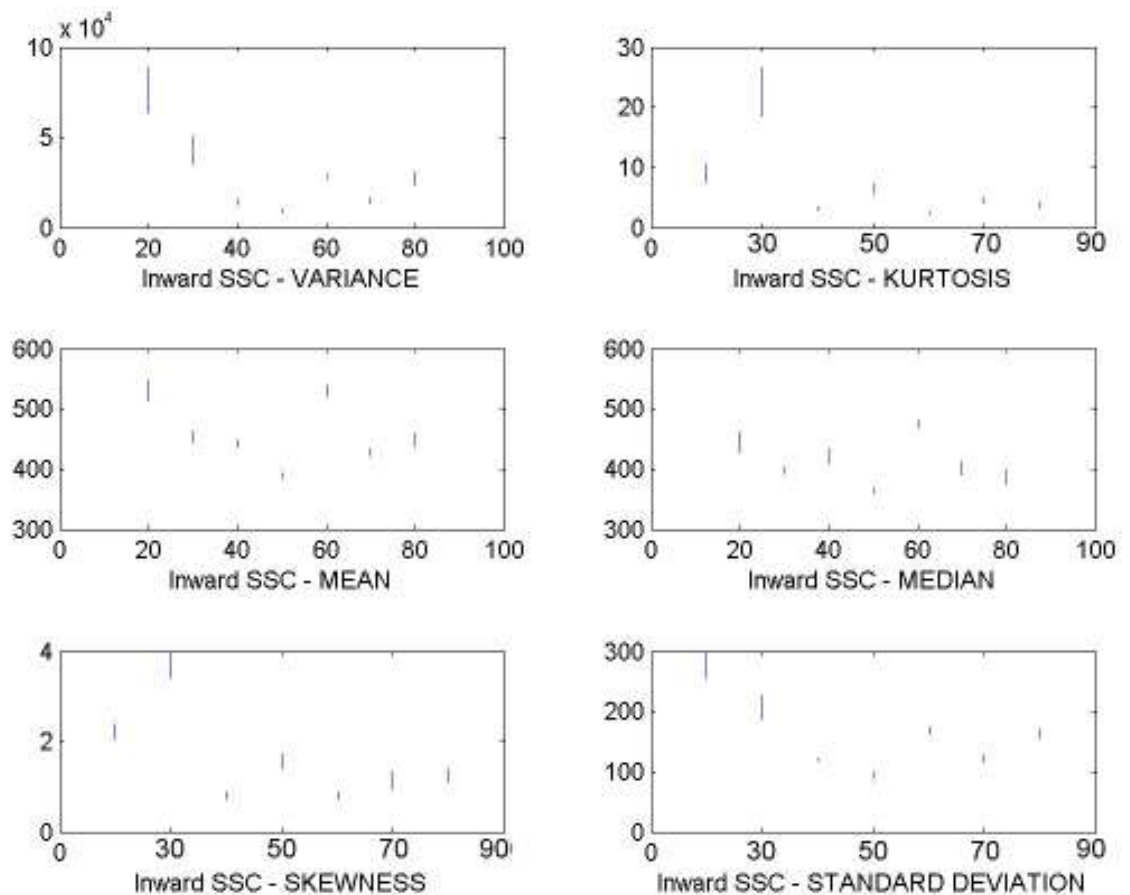


Figura 5.6 – Movimento para dentro da espiral, no qual foi extraída o valor SSC e aplicado o método do *bootstrap*.

No SSC, na Figura 5.6, é mostrado, no estimador de variância, média e desvio padrão possui uma amplitude de valores num patamar elevado na faixa dos 20 anos, e este tende a decair até a faixa dos 50 anos.

Movimento Para Dentro Da Espiral

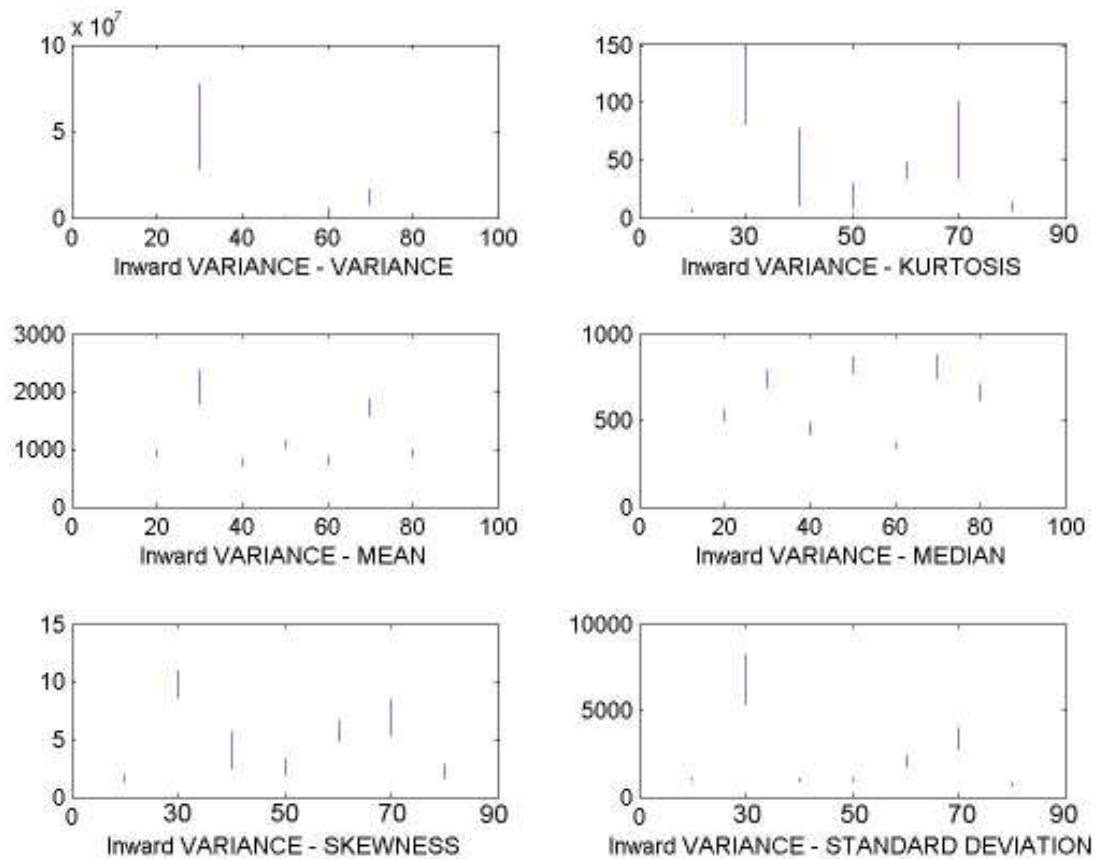


Figura 5.7 – Movimento para dentro da espiral, no qual foi extraída a variância e aplicado o método do *bootstrap*.

Na variância (Figura 5.7), a curtose, a *skewness* e o desvio padrão seguem a mesma forma de onda.

Movimento Para Dentro Da Espiral

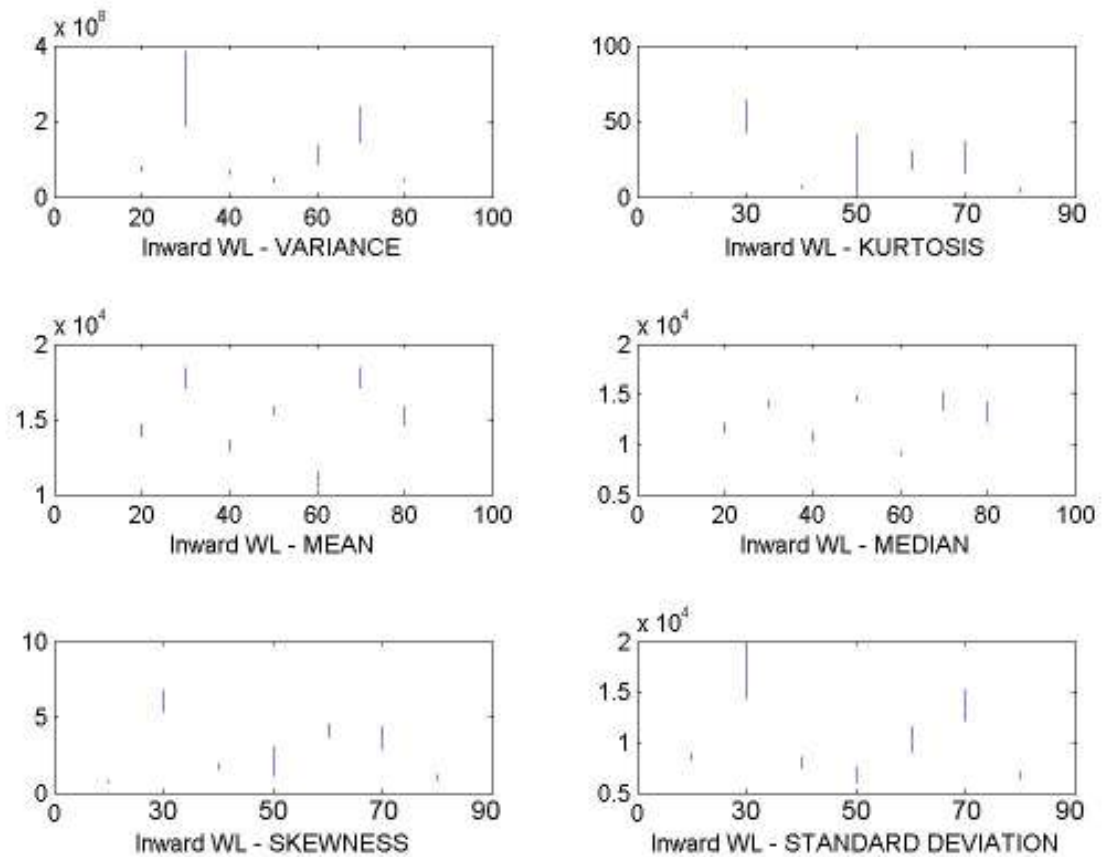


Figura 5.8 – Movimento para dentro da espiral, no qual foi extraída a WL e aplicado o método do *bootstrap*.

A faixa dos 20, 30, 40, 70 e 80 anos segue o mesmo padrão durante todo o processo quando usamos a WL para o cálculo (vide Figura 5.8).

Movimento Para Dentro Da Espiral

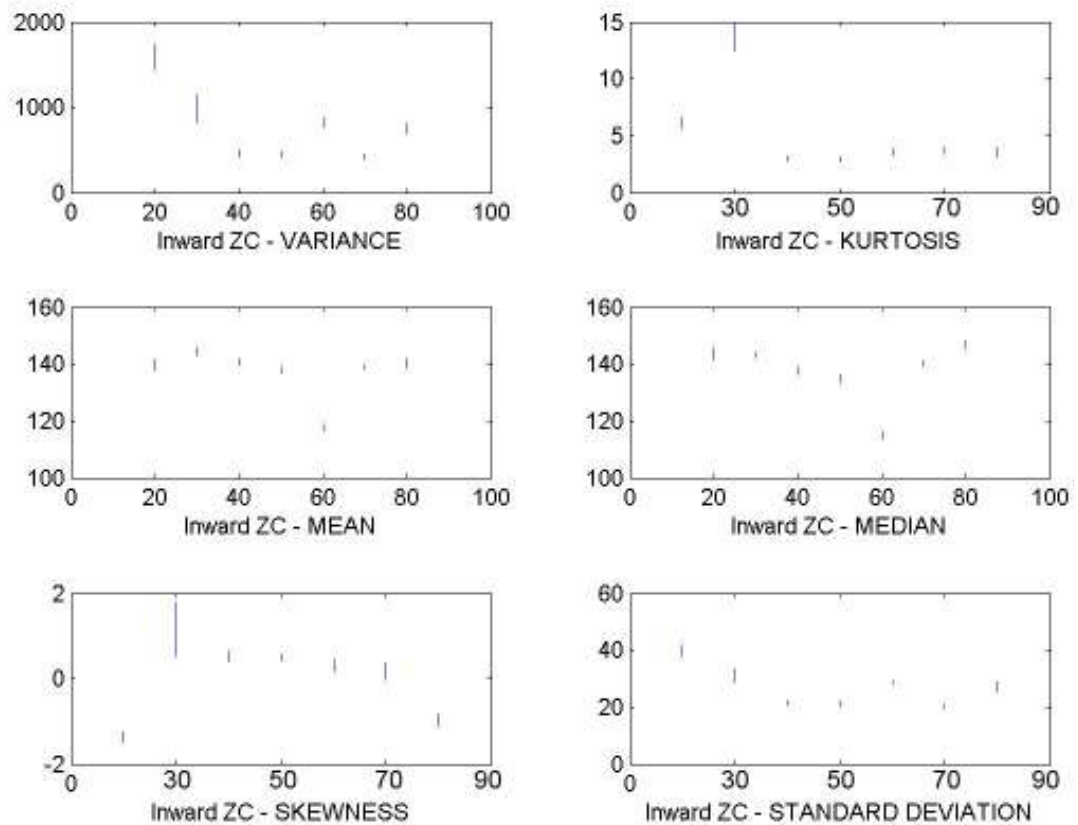


Figura 5.9 – Movimento para dentro da espiral, no qual foi extraído o número de ZC e aplicado o método do *bootstrap*.

No *Zero Crossing*, (vide Figura 5.9), a média e a mediana, bem como a variância e o desvio padrão, estão similares em forma de onda.

Movimento Para Fora Da Espiral

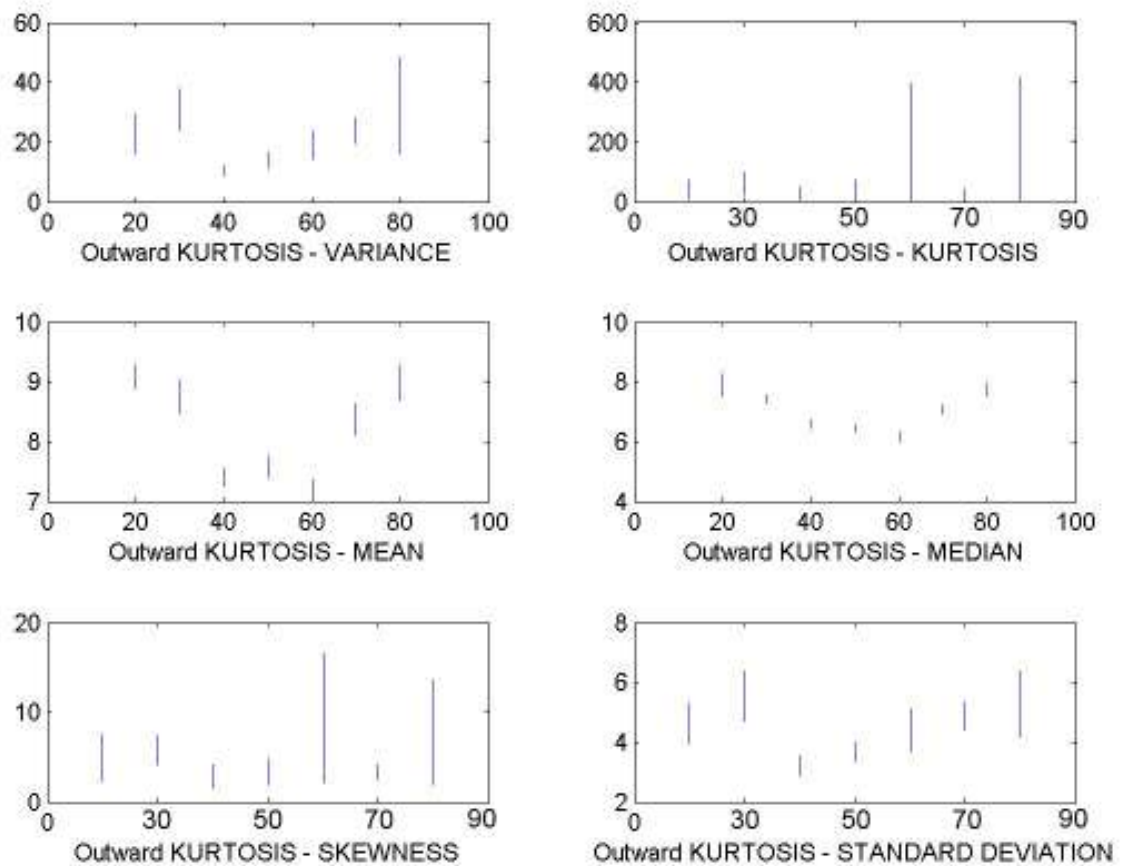


Figura 5.10 – Movimento para fora da espiral, no qual foi extraída a curtose e aplicado o método do *bootstrap*.

Quando se fala sobre a curtose (vide Figura 5.10), são notórias as diferenças. Não existe uma curva de diminuição após a faixa dos 70 anos em nenhuma dos estimadores. Na média e mediana, é mantido uma certa igualdade mas não há decaimento na faixa dos 80 anos.

Movimento Para Fora Da Espiral

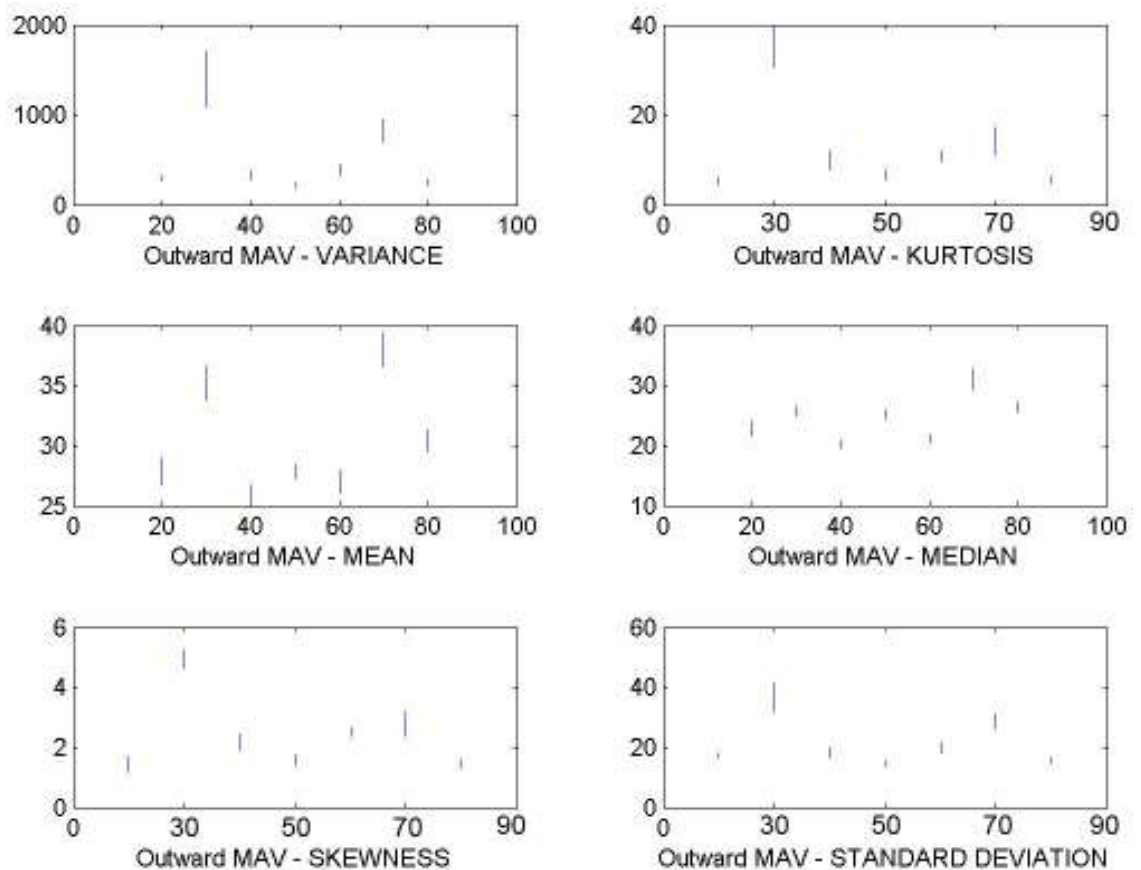


Figura 5.11 – Movimento para fora da espiral, no qual foi extraído o MAV e aplicado o método do *bootstrap*.

A curtose e o *skewness* em MAV (vide Figura 5.11) têm uma ligeira modificação, com um pico na faixa dos 70 anos. A faixa compreendida pelos 30 anos continua com pico e média superiores às demais em variância, curtose, *skewness* e desvio padrão.

Movimento Para Fora Da Espiral

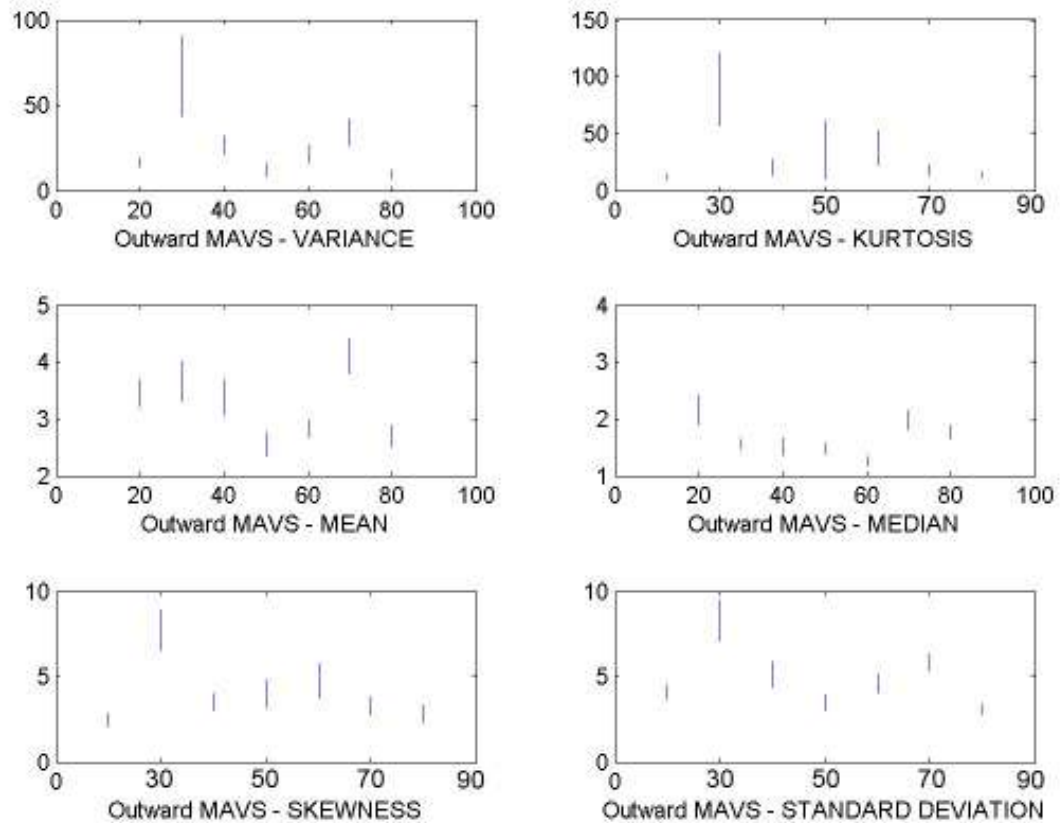


Figura 5.12 – Movimento para fora da espiral, no qual foi extraído o MAVS e aplicado o método do *bootstrap*.

No caso do MAVS (vide Figura 5.12), a média e a mediana diferenciam com relação às demais na forma de apresentação. Não seguindo um padrão como os outros. É notória uma semelhança com o movimento para dentro (vide Figura 5.3).

Movimento Para Fora Da Espiral

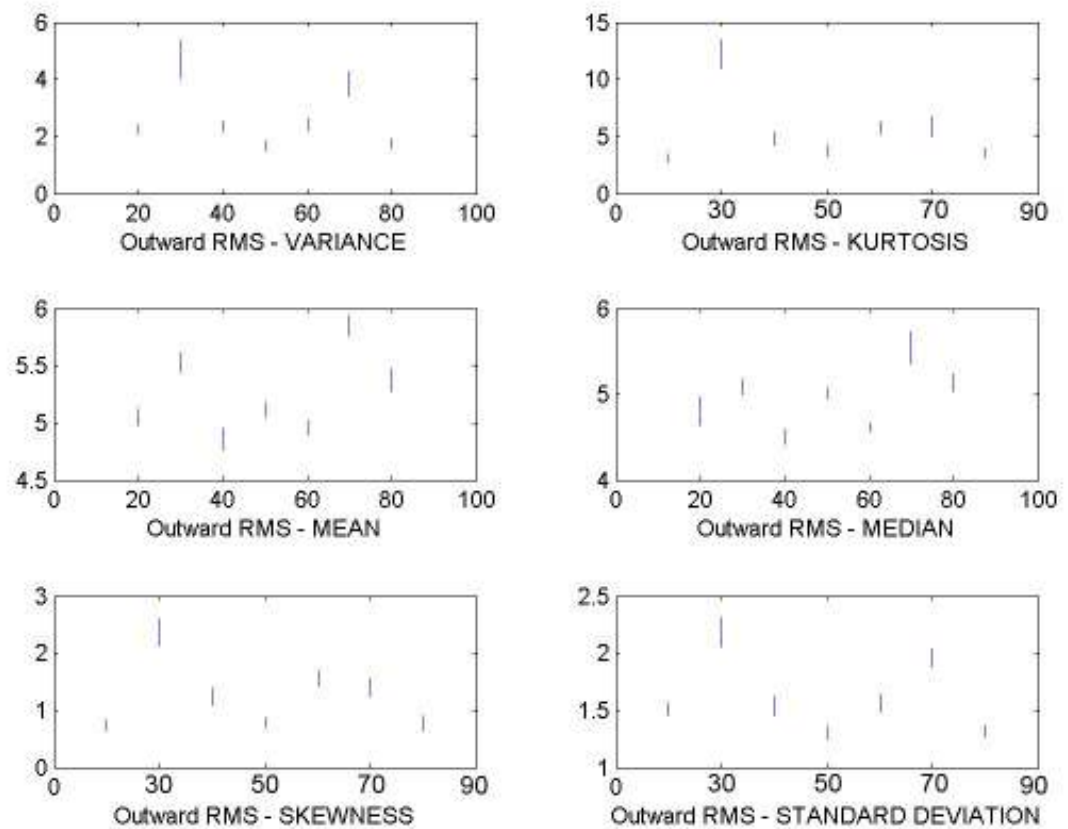


Figura 5.13 – Movimento para fora da espiral, no qual foi extraído o valor RMS e aplicado o método do *bootstrap*.

A característica de valor RMS (vide Figura 5.13) no movimento para fora é similar a do movimento para dentro da espiral.

Movimento Para Fora Da Espiral

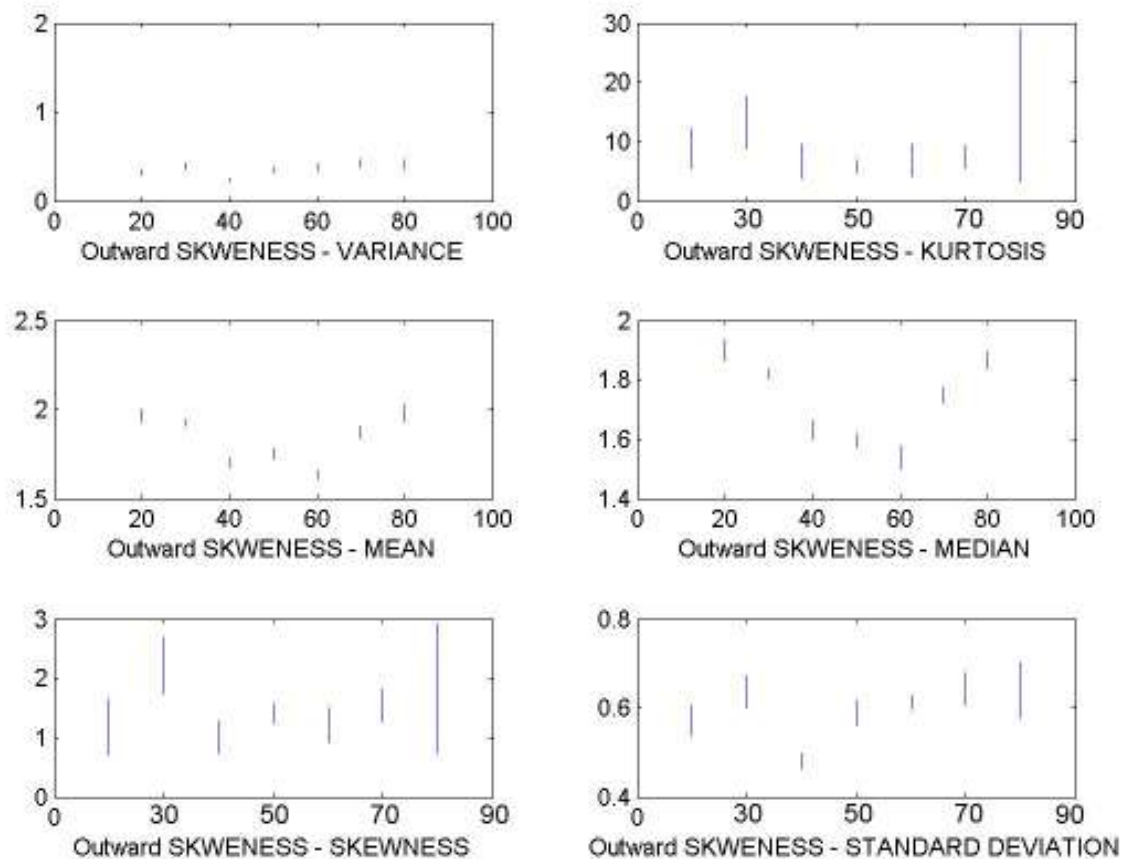


Figura 5.14 – Movimento para fora da espiral, no qual foi extraída a *skewness* e aplicado o método do *bootstrap*.

A variabilidade em *Skewness* (vide Figura 5.14) entre a faixa dos 80 anos é maior no movimento para fora do que a observada na faixa dos 70 anos, quando analisado a curtose e skewness no movimento para dentro da espiral. A faixa dos 80 anos não sofre queda nos estimadores de média, mediana e desvio padrão.

Movimento Para Fora Da Espiral

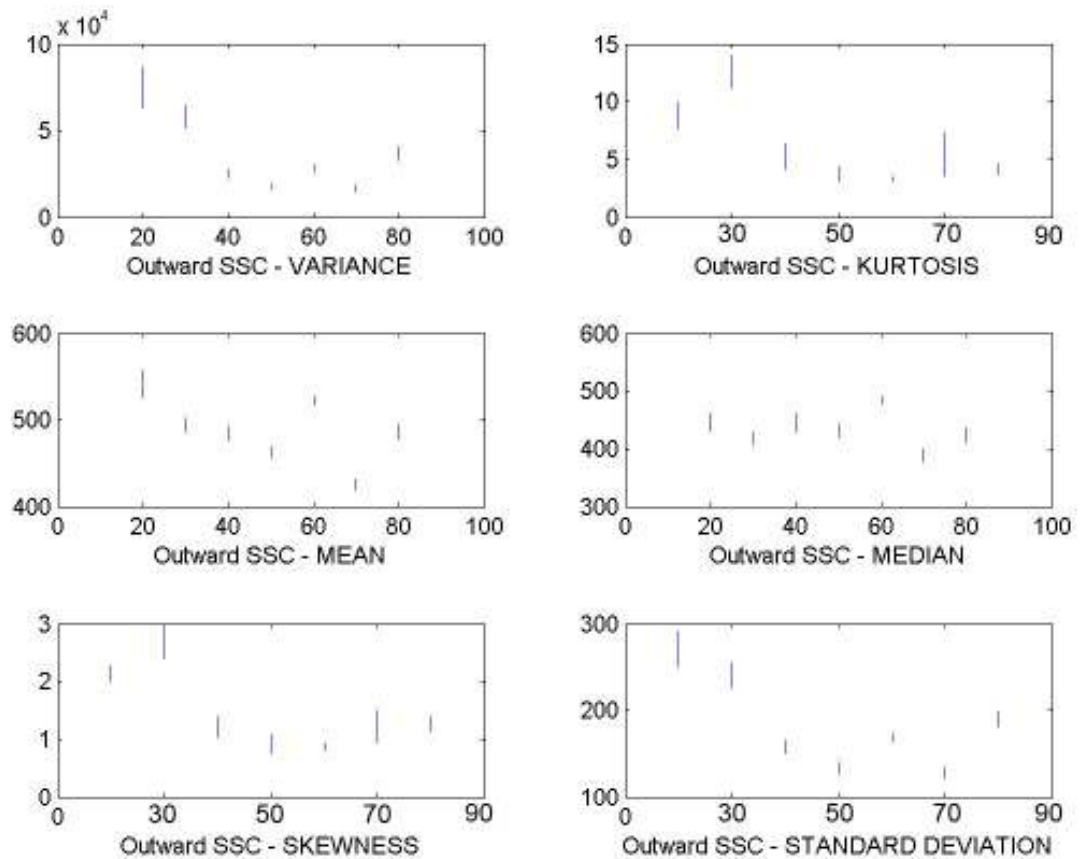


Figura 5.15 – Movimento para fora da espiral, no qual foi extraído o SSC e aplicado o método do *bootstrap*.

O SSC (vide Figura 5.15), quando comparado com o movimento para dentro da espiral, nos mostra, em cada uma dos estimadores, uma similaridade com o movimento para fora da espiral.

Movimento Para Fora Da Espiral

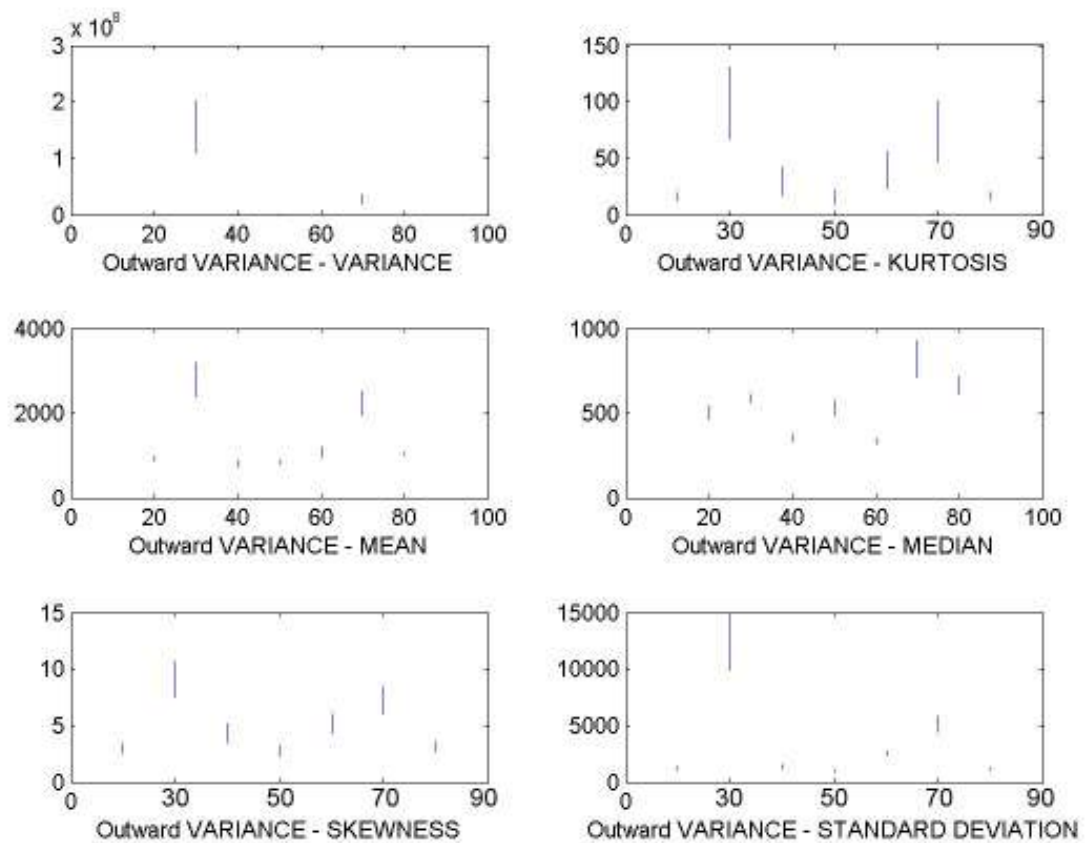


Figura 5.16 – Movimento para fora da espiral, no qual foi extraída a variância e aplicado o método do *bootstrap*.

A característica de variância (vide Figura 5.16) segue a mesma forma da SSC (vide Figura 5.15), não havendo modificações em sua forma no movimento para fora da espiral.

Movimento Para Fora Da Espiral

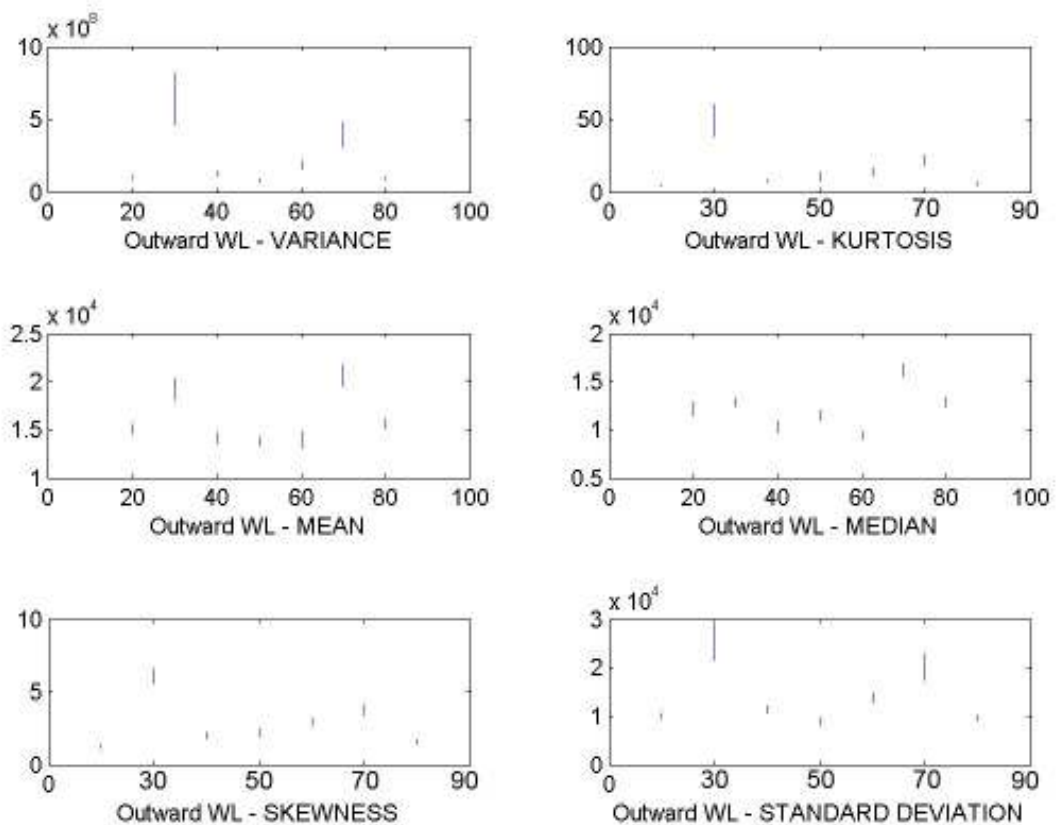


Figura 5.17 – Movimento para fora da espiral, no qual foi extraída a WL e aplicado o método do *bootstrap*.

A característica WL (vide Figura 5.17) mostra similaridades com sua contraparte, ou seja, o movimento para dentro da espiral, porém a faixa dos 50 anos em *skewness* e *kurtose* têm uma variação de amplitude entre os valores máximo e valor mínimo é menor.

Movimento Para Fora Da Espiral

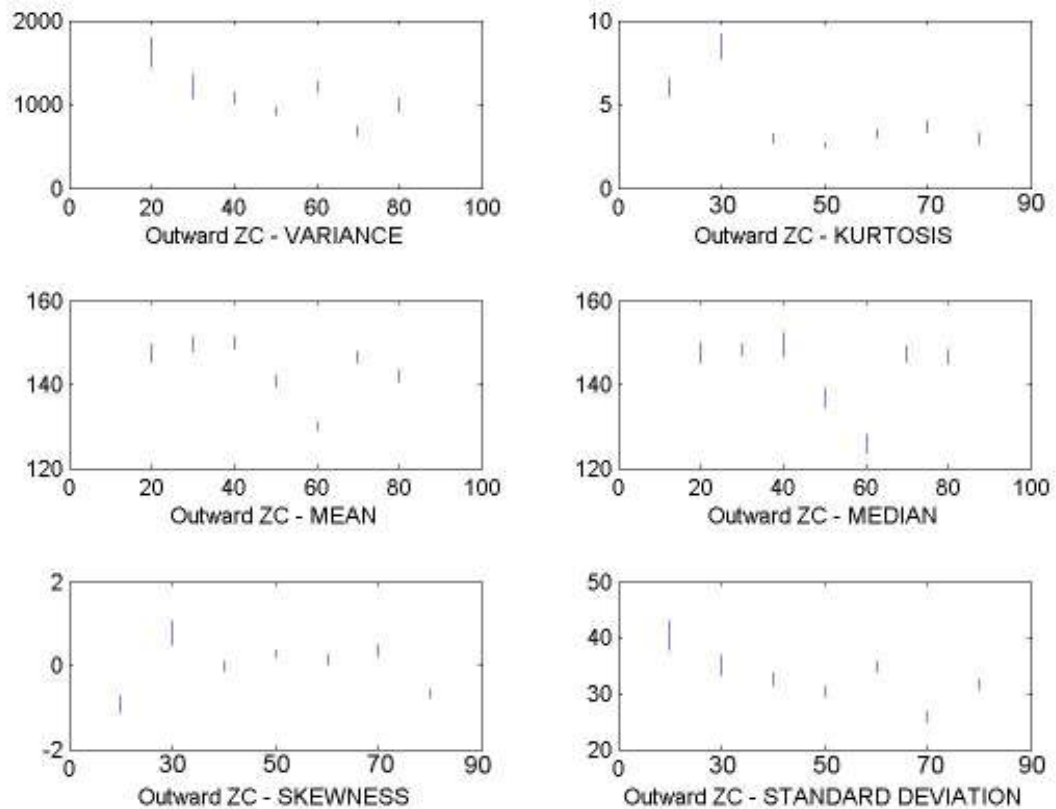


Figura 5.18 – Movimento para fora da espiral, no qual foi extraído o número de *Zero Crossings* e aplicado o método do *bootstrap*.

Como observado no movimento para dentro da espiral, na característica ZC (vide Figura 5.18), nos estimadores de média e mediana continuam a ter um grande desvio na faixa etária dos 60 anos com relação a média dos valores das outras faixas etárias.

Indivíduos Em Repouso (parado)

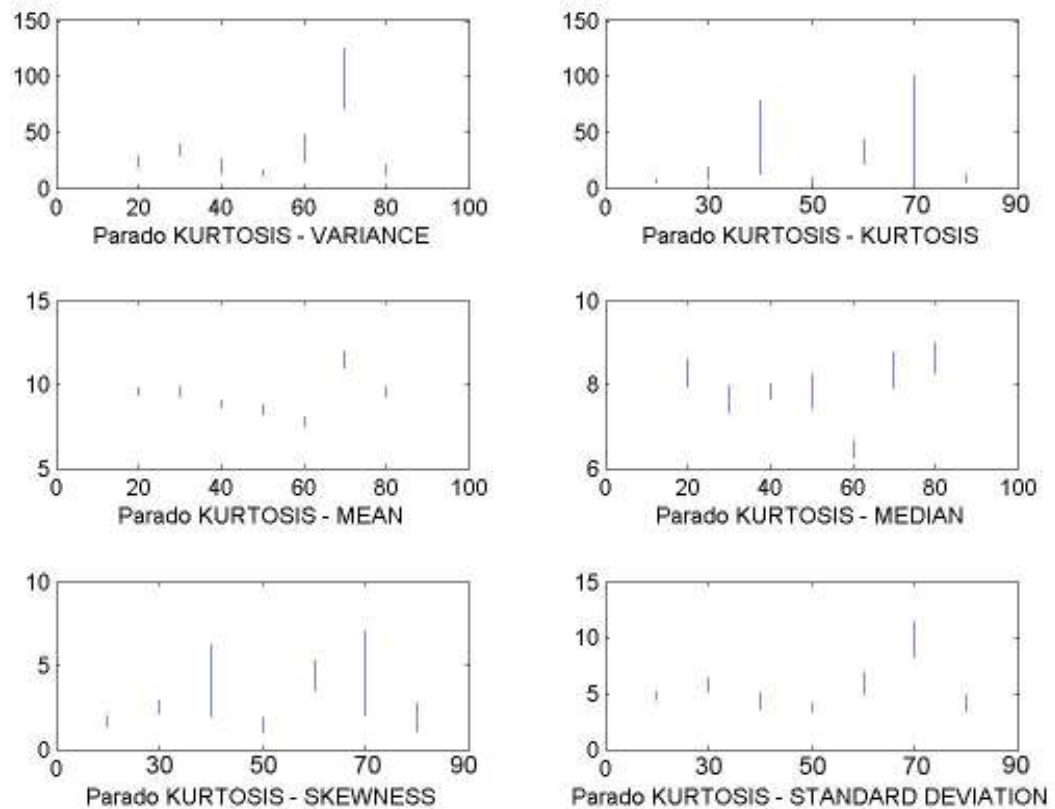


Figura 5.19 – Indivíduos em repouso (parado), no qual foi extraída a curtose e aplicado o método do *bootstrap*.

A característica de curtose (vide Figura 5.19), quando comparada com o movimento para fora da espiral, mostra uma mediana mais uniforme, em contraste com o outro movimento, uma vez que neste teste o músculo está entre o repouso e a contração. A faixa dos 70 anos na variância e desvio padrão também se modifica, aumentando suas médias. Enquanto a faixa de 60 e a faixa de 80 anos diminui a amplitude.

Indivíduos Em Repouso (parado)

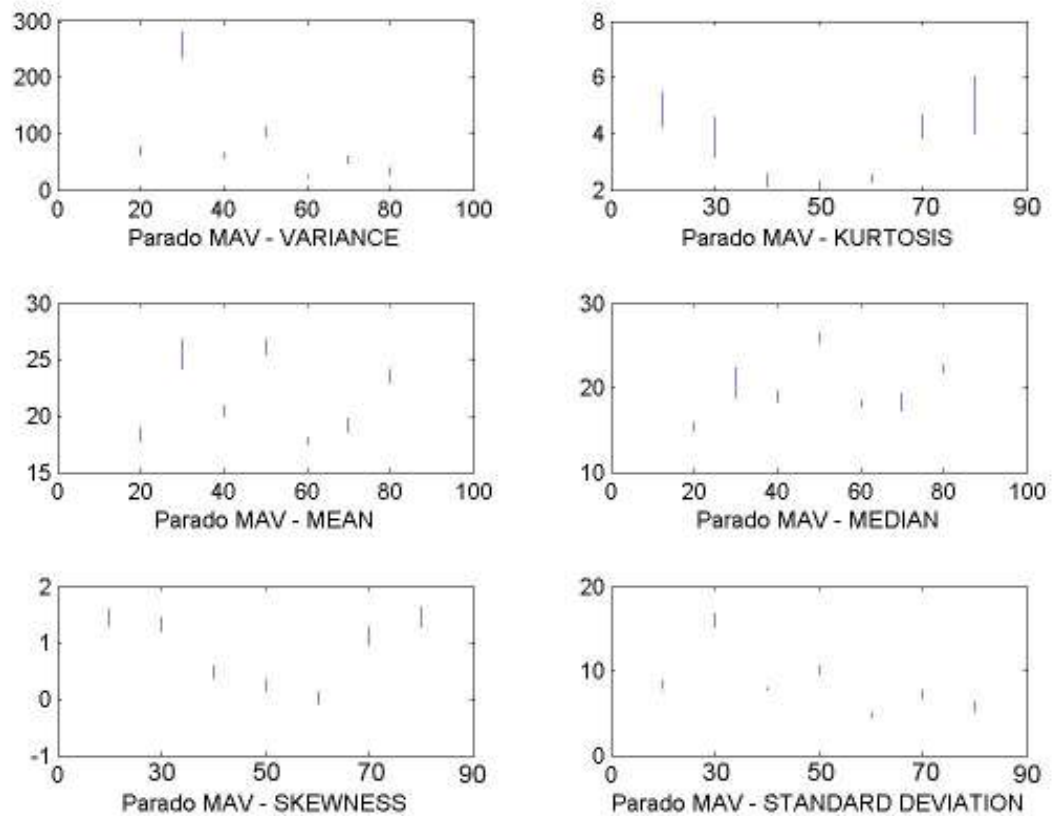


Figura 5.20 – Indivíduos em repouso (parado), no qual foi extraído o MAV e aplicado o método do *bootstrap*.

Em MAV (vide Figura 5.20) a curtose a *skewness* têm um comportamento diferenciado. Porém a faixa etária dos 50 anos continua com uma queda mais acentuada no seu patamar na maioria dos gráficos.

Indivíduos Em Repouso (parado)

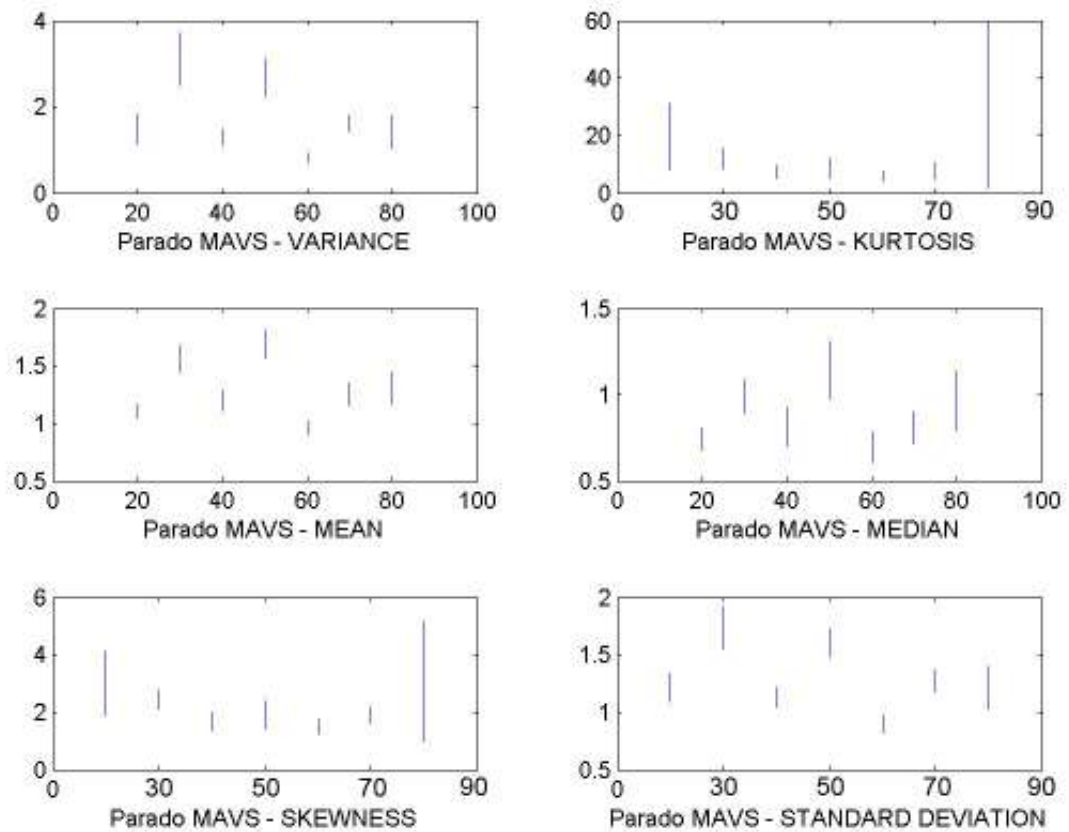


Figura 5.21 – Indivíduos em repouso (parado), no qual foi extraído o MAVS e aplicado o método do *bootstrap*.

Quando nos referimos a característica MAVS (vide Figura 5.21), a faixa dos 80 anos em *skewness* e curtose têm uma variabilidade bem superior na faixa dos 20 e 80 anos. A faixa dos 30 anos também tem uma variação sensível. A média entre estas variabilidades também é superior em cada um dos estimadores apresentados.

Indivíduos Em Repouso (parado)

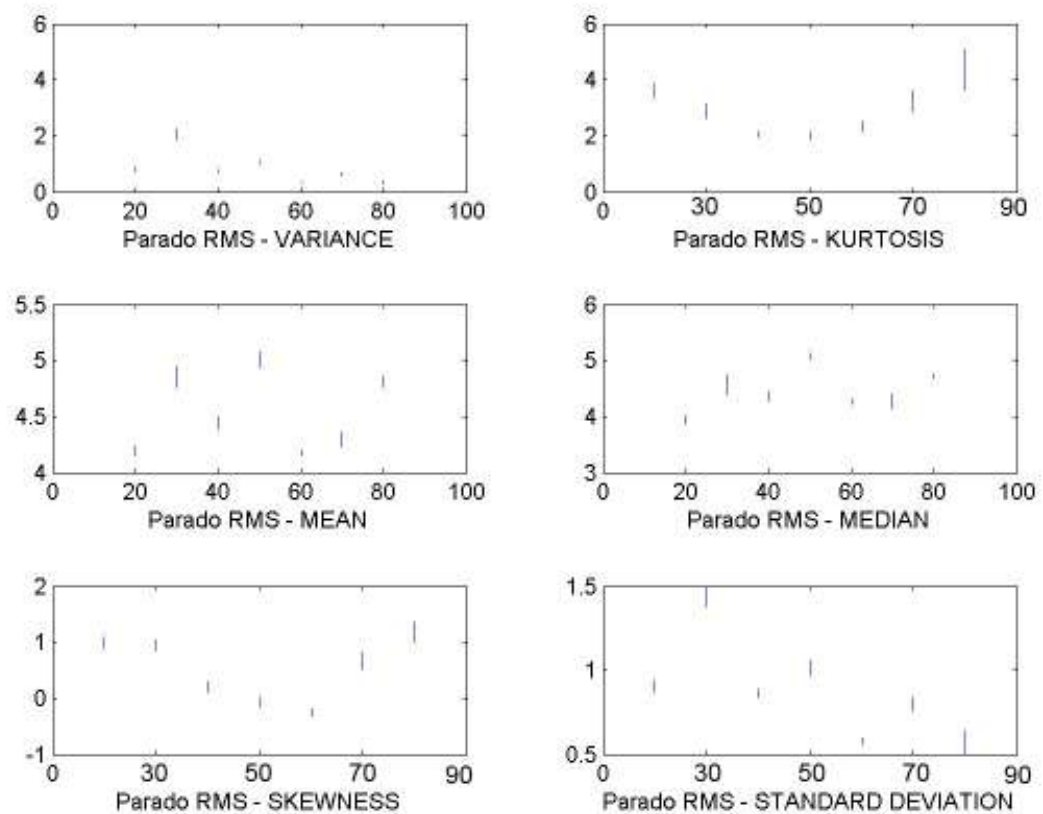


Figura 5.22 – Indivíduos em repouso (parado), no qual foi extraído o valor RMS e aplicado o método do *bootstrap*.

A característica do valor RMS (vide Figura 5.22) é semelhante à característica MAV (vide Figura 5.20) apresentada anteriormente com os mesmos formatos de onda.

Indivíduos Em Repouso (parado)

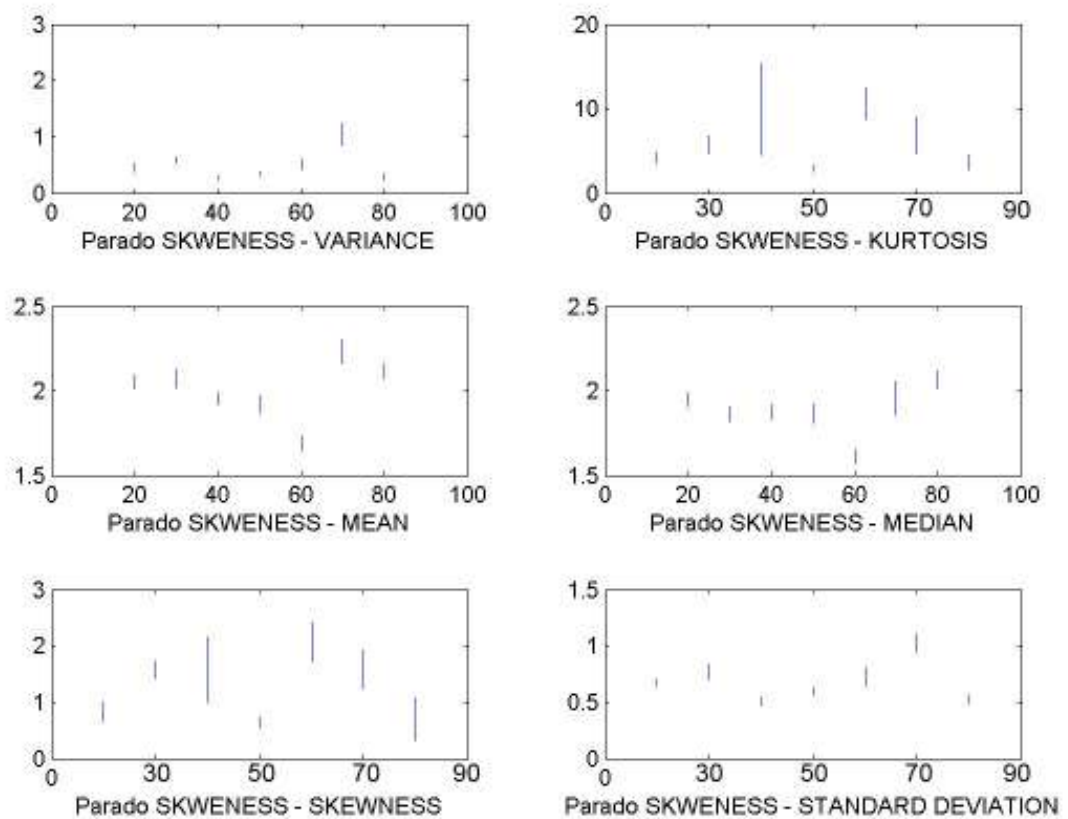


Figura 5.23 – Indivíduos em repouso (parado), no qual foi extraída a *skewness* e aplicado o método do *bootstrap*.

A característica *skewness* (vide Figura 5.23) tem o mesmo padrão da característica curtose (vide Figura 5.19) em indivíduos em repouso.

Indivíduos Em Repouso (parado)

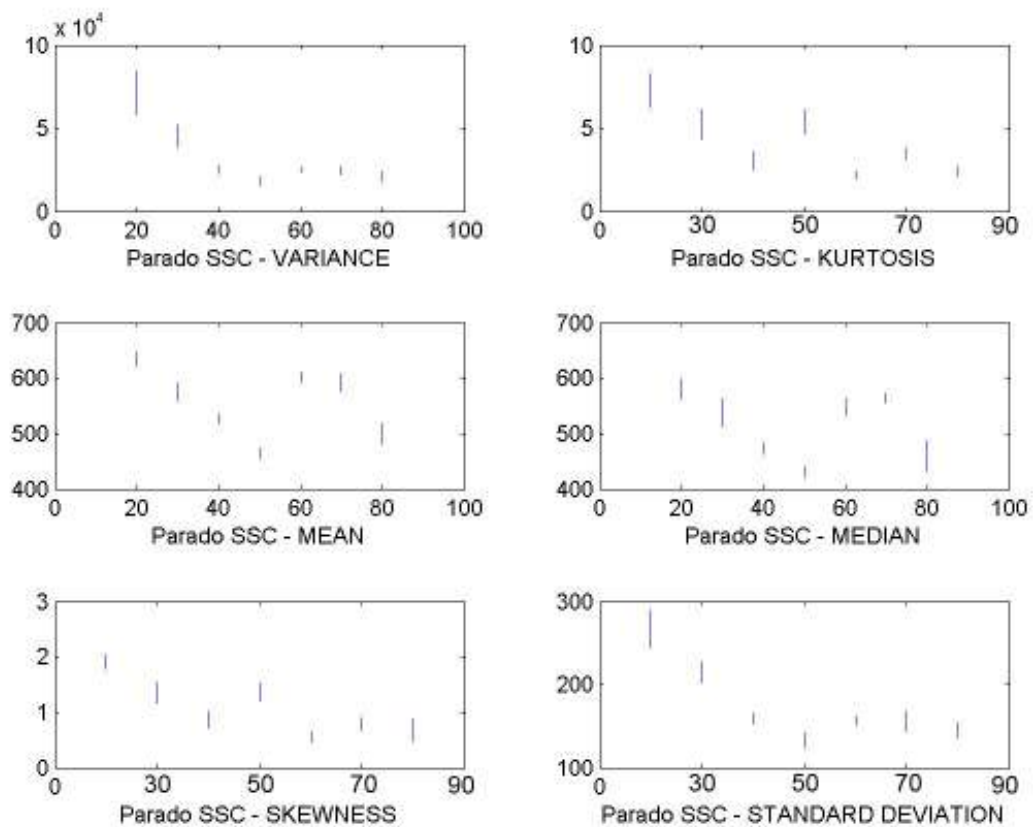


Figura 5.24 – Indivíduos em repouso (parado), no qual foi extraído o SSC e aplicado o método do *bootstrap*.

Os patamares dos estimadores na faixa dos 20 anos na característica SSC (vide Figura 5.24) mostram um índice maior enquanto não há movimento no músculo. Este valor diminui na maioria dos estimadores até a faixa dos 50 anos, tendo uma leve recuperação e posterior queda. A exceção aqui é dada pela curtose e *skewness*, onde a faixa dos 50 tem um aumento significativo.

Indivíduos Em Repouso (parado)

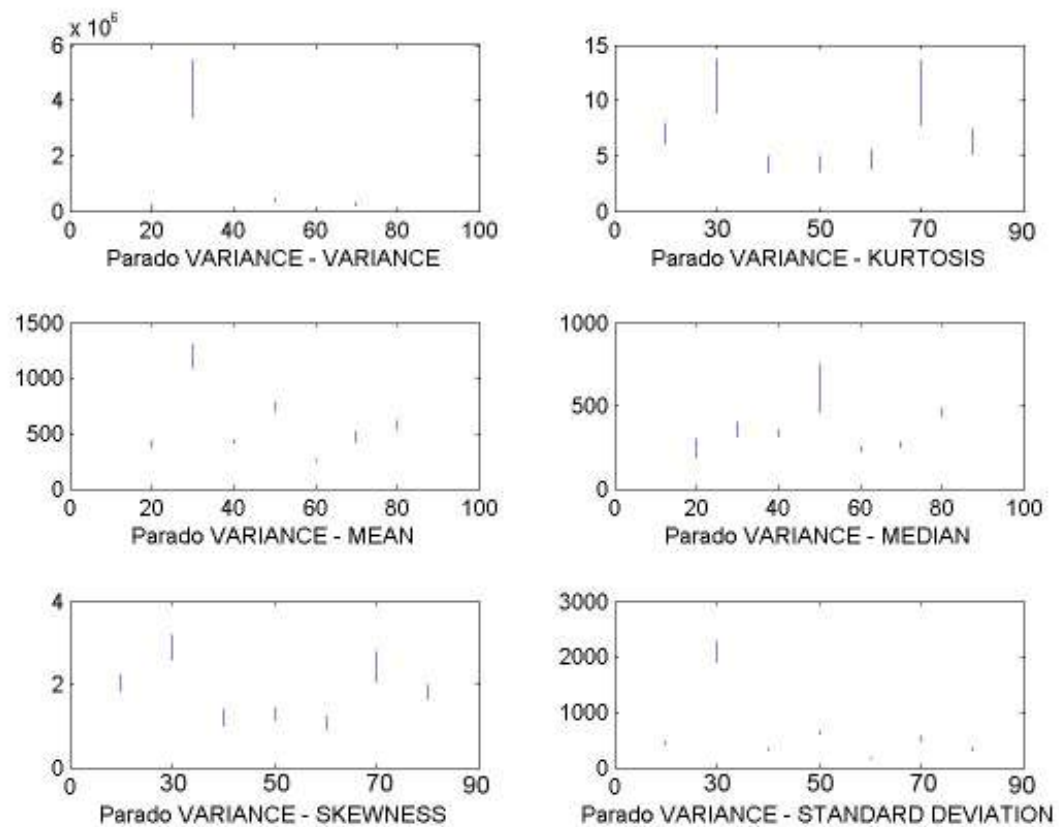


Figura 5.25 – Indivíduos em repouso (parado), no qual foi extraída a variância e aplicado o método do *bootstrap*.

Na variância (vide Figura 5.25), novamente a faixa dos 50 anos tem um comportamento diferenciado, não tendo um patamar mais negativo em relação à faixa dos 40 e dos 60 anos como visto anteriormente.

Indivíduos Em Repouso (parado)

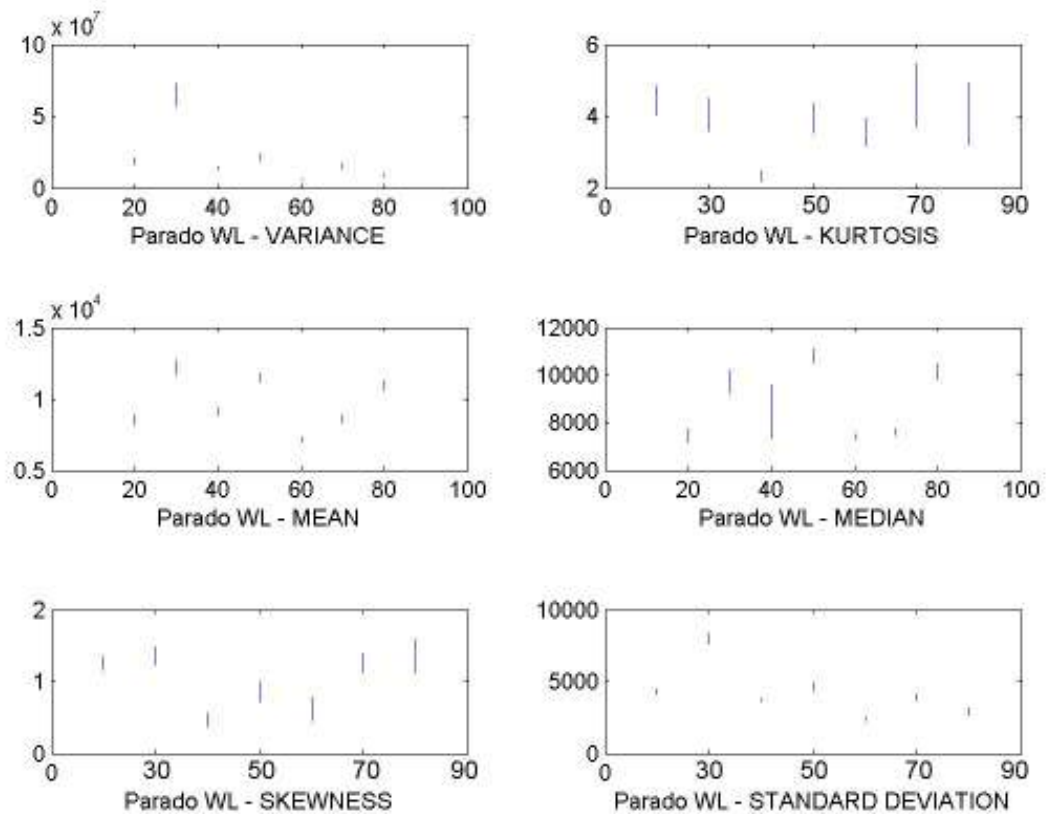


Figura 5.26 – Indivíduos em repouso (parado), no qual foi extraído o WL e aplicado o método do *bootstrap*.

A característica WL (vide Figura 5.26) é similar à característica variância (vide Figura 5.25). Porém a curtose e a mediana apresentam ligeiras diferenças de amplitude entre seu limite superior e inferior.

Indivíduos Em Repouso (parado)

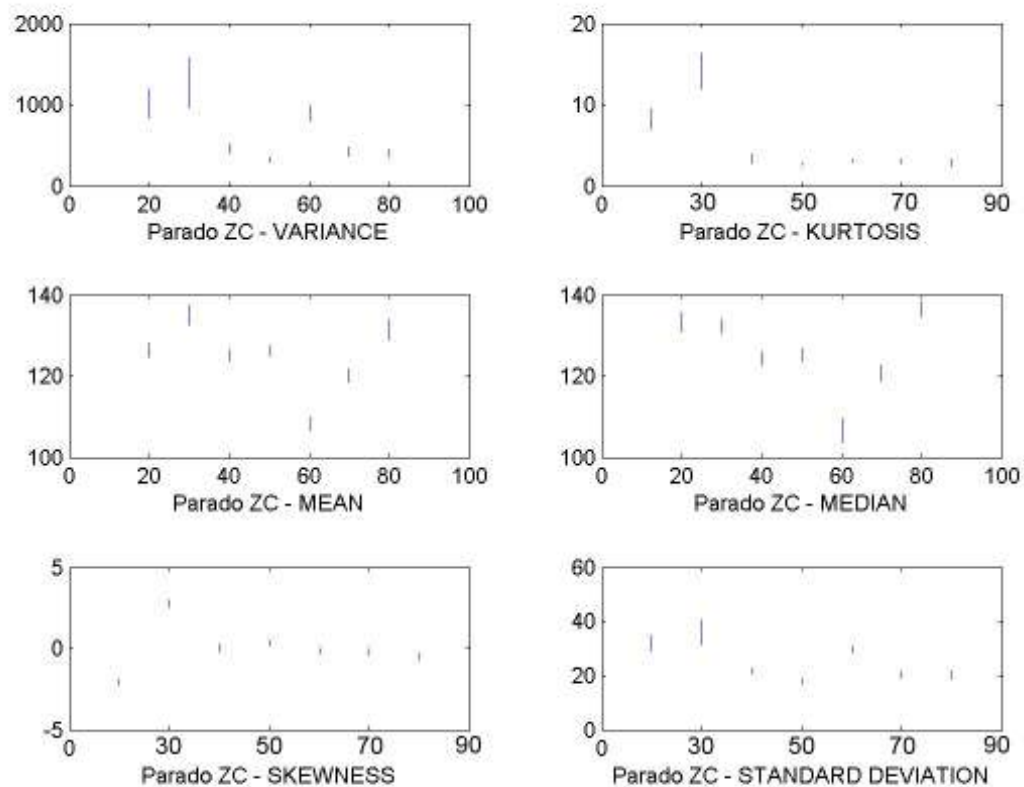


Figura 5.27 – Indivíduos em repouso (parado), no qual foi extraído o número de ZC e aplicado o método do *bootstrap*.

Existe uma ligeira mudança no valor *Zero Crossings* (vide Figura 5.27) quando comparado com os gráficos que representam a mesma característica em movimento. A faixa dos 30 anos tem uma média de variabilidade superior na variância, no desvio padrão e na curtose.

Com base nos resultados das Figuras 5.1-5.27, podemos observar que as faixas etárias têm padrões de comportamento diferentes, não decrescendo ou incrementando, mas sim numa escala oscilatória, para os sessenta indivíduos que fizeram parte da pesquisa.

Notamos também alguns pontos de inflexão comuns (na faixa equivalente aos 30, aos 50 e aos 70 anos). Estes resultados correspondem a uma tentativa de se estabelecer intervalos de confiança para cada uma das características acima demonstradas, em indivíduos normais, retratando um “padrão normal para as características por faixa etária”.

Deve-se entender que amostras com diferenças elevadas entre os intervalos de confiança de uma faixa etária para outra como, por exemplo, a da variância, *kurtose*, *skewness* e desvio padrão da Figura 5.1 devem ser evitadas como comparativas em estudos.

Todavia, deve-se ressaltar que, do ponto de vista do conhecimento atual, não existe um padrão definido para as amostras apresentadas associadas a uma situação “normal”. Como consequência, os resultados das Figuras 5.1-5.27 e os comentários anteriores podem ser considerados como descrições primeiras do “padrão de normalidade”.

No processamento dos dados, observou-se o poder da ferramenta do *bootstrap* e seu custo computacional. A razão entre o custo computacional e seu benefício de uso torna favorável sua utilização para casos como o deste trabalho.

6 CONCLUSÃO E TRABALHOS FUTUROS

Neste trabalho, desenvolvemos um estudo tentando identificar características que pudessem correlacionar o tremor fisiológico e a idade, no caso, estudando o comportamento do músculo extensor ulnar do carpo enquanto os indivíduos percorriam, com uma ponteira laser, a espiral de Arquimedes.

Foram escolhidas nove características para serem usadas com a série temporal (EMG) desejada. Estas características foram extraídas de 60 indivíduos, distribuídos em faixas etárias dos 20 a mais de 80 anos fazendo, cada indivíduo, três vezes a espiral proposta.

O método de *bootstrap percentil t* foi usado com um conjunto de outros seis estimadores para gerar intervalos de confiança em cada faixa etária, tentando, assim, reproduzir ao máximo a realidade destas faixas. Logo após, foram geradas representações gráficas dos intervalos de confiança, mostrando o padrão do músculo normal.

Sendo assim, neste trabalho, foi proposto o desenvolvimento de uma técnica para a identificação de características extraídas a partir de sinais eletromiográficos que possam ser utilizadas na análise da relação entre o tremor fisiológico e a idade.

A proposta de um método e a explicação o mais minuciosa possível do mesmo para a realização dos experimentos é um ponto interessante neste trabalho. Observam-se na literatura, trabalhos que não seguem método algum, sendo impossível (por vezes) a repetibilidade e comparação dos mesmos. Neste trabalho, em função dos parâmetros e métodos estabelecidos concluiu-se que é complexo caracterizar a relação entre tremor e eletromiografia, porém há um certo padrão para o comportamento do músculo extensor ulnar do carpo na população estudada e este segue um padrão oscilatório nos casos estudados.

Com relação à realização dos experimentos, o fato de se realizar os mesmos em indivíduos que não possuem nenhum tipo de tremor que não seja o fisiológico e nenhuma anomalia de movimento caracterizando um padrão geral de movimento humanos é interessante, visto que todas as técnicas de processamento de sinais descritos nos capítulos anteriores podem ser utilizadas para processar sinais EMG em geral, independente de serem provenientes de tais indivíduos ou não.

6.1 Trabalhos Futuros

Tremor pode ser definido como o movimento rítmico de uma parte do corpo. Ele pode estar associado à disfunções neurológicas ou ao processo natural de envelhecimento, sendo referenciado nesse caso como tremor fisiológico. De maneira geral a presença acentuada do tremor pode causar estresse e transtorno, além de poder ser um indicativo da presença de doenças que afetam o sistema nervoso central (SNC).

Contudo, a discriminação precisa entre tremor fisiológico e aquele resultante de processos patológicos ainda não foi estabelecida precisamente. Isto ocorre porque o tremor é uma atividade que pode ser resultado de alterações, naturais ou não, no controle do SNC.

Os resultados desse estudo possibilitarão um melhor entendimento sobre o tremor, e o estabelecimento de dados que caracterizem seu surgimento em função do envelhecimento natural. Estas informações poderão ser potencialmente utilizadas em investigações que buscam um diagnóstico preciso e rápido de diversas doenças que afetam o SNC.

A implementação de um número maior de características a serem avaliadas, como por exemplo, a transformada de Fourier do sinal. A possibilidade de estudo e adequação do método do *bootstrap* para melhoria dos dados em questão bem como uma interface gráfica em

que os resultados pudessem ser organizados de acordo com os interesses do usuário. A utilização de uma malha de eletrodos para melhor captação do sinal e posterior melhora na análise dos dados captados é também sugerida para uma análise mais profunda.

A evolução deste trabalho, através de outros futuros, pode auxiliar na detecção da tendência de uma pessoa vir a apresentar problemas relacionados ao tremor, o que não é detectável com a tecnologia atual. Assim, os trabalhos futuros podem se mostrar de grande impacto para a medicina, já que o diagnóstico precoce de enfermidades relacionadas ao SNC pode representar a possibilidade de uma melhor qualidade de vida a milhares de indivíduos.

REFERÊNCIAS

- [1] M.M. Sturman, D.E. Vaillancourt, and D.M. Corcos, "Effects of Aging on the Regularity of Physiological Tremor," *Journal of Neurophysiology*, vol. 93, pp. 3064-3074, 2005.
- [2] K.M. Deutsch and K.M. Newell, "Age-related changes in the frequency profile of children's finger tremor," *Neurosci Lett*, vol. 404, (no. 1-2), pp. 191-195, 2006.
- [3] S. Smaga, "Tremor," *American Family Physician*, vol. 68, (no. 8), pp. 1545-1553, 2003.
- [4] S. Morrison and J.J. Sosnoff, "Age-Related Changes in the Adaptability of Neuromuscular Output," *J Motor Behav*, vol. 41, (no. 3), pp. 274-283, May 2009.
- [5] J.E.H.A.C. GUYTON, *Tratado de Fisiologia Médica*, 1998.
- [6] G.A. Brooks, T.D. Fahey, and T.P. White, *Exercise Physiology: Human Bioenergetics and Its Applications*: Mayfield Publishing Co, 1996.
- [7] C. EB. and T. PA, "Effects of eccentric and concentric muscle actions in resistance training," *Acta Physiologica Scandinavica*, vol. 140, (no. 1), pp. 31-39, 1990.
- [8] A. H., P. T., J. P., and L. R, "Heavy-load eccentric calf muscle training for the treatment of chronic Achilles tendinosis," *Am J Sports Medicine*, vol. 26, (no. 3), pp. 360-366, 1998.
- [9] D. J. and H. K, "Isometric or dynamic training: differential effects on mechanical properties of a human muscle," *Journal of applied physiology: respiratory, environmental and exercise physiology*, vol. 56, (no. 2), pp. 296-301, 1984.
- [10] "Muscle Physiology," in: University of California - San Diego, [cited 08/06/2008 2008] Accession no. Accession Number| Available rom Database Provider|.
- [11] G.A.F. Brooks, T.D. & White, T.P., *Exercise Physiology: Human Bioenergetics and Its Applications*: Mayfield Publishing Co, 1996.
- [12] F.M.D.V. Eladoumikhachi, Paula Lee M.D.; Thomas, John M.D.; Netscher, David T. M.D., "Anatomy of intrinsic hand muscles revisited: part I. Interossei," *Plastic & Reconstructive Surgery*, vol. 110, (no. 5), 2002.
- [13] A.C. Masquelet, Salama, J., Outrequin, G, "Morphology and functional anatomy of the first dorsal interosseous muscle of the hand," *Surgical and Radiologic Anatomy*, vol. 8, 1986.
- [14] Costill., D. L., and J.H. Wilmore, *Physiology of Sport and Exercise*, Champaign, Illinois, 2004.
- [15] C.J. Deluca, "Physiology and Mathematics of Myoelectric Signals," *IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING*, vol. 26, (no. 6), pp. 313-325, 1979.
- [16] C.J. DeLuca, "The use of surface electromyography in biomechanics," *J Appl Biomech*, vol. 13, (no. 2), pp. 135-163, May 1997.
- [17] S. Fahn, "Differential diagnosis of tremors," *Medical Clinics of North America*, vol. 56, (no. 6), pp. 1363-1375, 1972.
- [18] W.C. Koller, "Diagnosis and treatment of tremors," *Neurologic clinics*, vol. 2, (no. 3), pp. 499-514, 1984.
- [19] J.P.d. Mattos, "Diagnóstico Diferencial dos Tremores," *Arq Neuropsiquiatria*, vol. 56, (no. 2), pp. 320-323, 1998.
- [20] S. R., M. W., P. M., M. D., and G. R, "Handgrip dynamometer, Cybex measurements and lean mass as markers of the aging of muscle function.," *Br Journal Sports Medicine*, vol. 25, pp. 204-208, 1991.
- [21] B. M., M. B., B. D., M. J., and B. R., "Isometric muscle force production as function of age in healthy 20-74 year old men.," *Med Sci Sports Exerc*, vol. 11, pp. 1302-1310, 1991.
- [22] D. C., T. D., and W. M., "Mechanical properties of young and elderly human muscles," *acta medica scandinavica*, vol. 11, (no. 7), pp. 219-226, 1985.
- [23] F. WR., H. VA., L. KJ., and E. WJ., "A cross sectional study of muscle strength and mass in 45 to 78 old men and women," *journal of applied physiology*, vol. 71, pp. 644-650, 1991.
- [24] M. R., L.C. L., C. C., and A. MV, "Age related changes in surface myoelectric signals," *scandinavk journal rehabilitation medicine*, vol. 24, pp. 25-36, 1992.
- [25] Y. A., S. M., and C. M, "Size and strength of the quadriceps muscles of old and young women," *Eur J Clin Invest*, vol. 14, (no. 282-287), 1984.
- [26] A. E., *Aging and exercise*, New York: Elsevier, 1980.
- [27] B. A., M. N., and S. D., "Positive adaptation to weight lifting training in the elderly.," *Journal of applied physiology*, vol. 69, pp. 1725-1733, 1990.
- [28] W. L. and R. O., "Effects of isometric strength training on quadriceps muscle properties in over 55 year olds," *European Journal of applied physiology*, vol. 72, pp. 219-223, 1996.

- [29] C. MJ., M. AJ., and P. F., "Physiological changes in aging muscles," *J Neurol Neurosurg Psychiatry*, vol. 36, (no. 174-182), 1973.
- [30] G. E. and H. V., "Fast and slow motor units in aging.," vol. 22, pp. 280-300, 1976.
- [31] L. L., G. G., and K. J., "Muscle strength and speed of movement in relation to age and muscle morphology," *Journal of applied physiology*, vol. 46, pp. 451-456, 1979.
- [32] L. J., H.-L. K., W. B., and S. M., "Distribution of different fiber types in human skeletal muscles: effects of aging studied in whole muscle cross sections.," *MUSCLE & NERVE*, vol. 6, pp. 588-595, 1989.
- [33] S. E., B. O., E. M., E.-G. B., F. PR., N. LO., N. B., and U. R., "The quadriceps femoris muscle in 20-70 year old subjects: relationship between knee extension torque, electrophysiological parameters, and muscle fiber characteristics," *MUSCLE & NERVE*, vol. 12, pp. 382-389, 1989.
- [34] K. E., "Adaptive transformation of rat soleus motor units during growth.," *Journal of NEURAL Science*, vol. 27, pp. 269-289, 1976.
- [35] **D. FARINA., M. GAZZONI., and M.P. SCHIERONI, "EFFECT OF AGE ON MUSCLE FUNCTIONS INVESTIGATED WITH SURFACE ELECTROMYOGRAPHY,"** *MUSCLE & NERVE*, vol. 25, pp. 65-76, 2002.
- [36] K. Englehart, "Signal Representation for Classification of the Transient Myoelectric Signal," in Book Signal Representation for Classification of the Transient Myoelectric Signal, vol. Doctor, *Series Signal Representation for Classification of the Transient Myoelectric Signal*, Editor ed.^eds., City: University of New Brunswick, 1998.
- [37] B. Efron and R. Tibshirani, *An Introduction to the Bootstrap.*: Chapman and Hall, 1993.
- [38] A.M. Zoubir, "Bootstrap: Theory and Applications.," *Proceedings of the SPIE 1993 Conference on Advanced Signal Processing Algorithms, Architectures and Implementations*, pp. 216-235, 1993.
- [39] A.M. Zoubir and B. Boashash, "The Bootstrap and Its Application in Signal Processing," *IEEE Signal Processing Magazine*, vol. 15, (no. 1), pp. 55-76, 1998.
- [40] C. DAVISON. and D. KUONEN, "An introduction of Bootstrap with applications in R 2003."
- [41] B.S. Hudgins, "A new approach to multifunction myoelectric control," in Book A new approach to multifunction myoelectric control, *Series A new approach to multifunction myoelectric control*, Editor ed.^eds., City: University of New Brunswick, 1991.
- [42] J.G. Webster, *Medical Instrumentation: Application and Design*: Wiley, 1997.