



**Universidade Federal de Uberlândia
Faculdade de Engenharia Elétrica
Pós-Graduação em Engenharia Elétrica
Laboratório de Engenharia Biomédica**

Análise da postura ereta quieta em diferentes faixas etárias utilizando o discriminante linear

Guilherme Lopes Cavalheiro

Orientador: Adriano Alves Pereira

Co-Orientador: Adriano de Oliveira Andrade

Agosto

2010

Universidade Federal de Uberlândia
Faculdade de Engenharia Elétrica
Pós-Graduação em Engenharia Elétrica
Laboratório de Engenharia Biomédica

Análise da postura ereta quieta em diferentes faixas etárias utilizando o discriminante linear

Guilherme Lopes Cavaleiro

Tese de Doutorado apresentada à
Universidade Federal de Uberlândia,
perante a banca examinadora, como
parte dos requisitos necessários à
obtenção do título de Doutor em
Ciências.

Banca Examinadora:
Adriano Alves Pereira, Dr – UFU (Orientador)
Adriano de Oliveira Andrade, PHD – UFU
Alcimar Barbosa Soares, PHD – UFU
Eduardo Lázaro Martins Naves, Dr – UFU
Selma Terezinha Milagre, Dr – UFU
Marco Aurélio Benedetti Rodrigues, Dr – UFPE
Raimes Moraes, Dr – UFSC

Agosto
2010

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)
Sistema de Bibliotecas da UFU - MG, Brasil

C376a Cavalheiro, Guilherme Lopes, 1984-
Análise da postura ereta quieta em diferentes faixas etárias utilizando
o discriminante linear [manuscrito] / Guilherme Lopes Cavalheiro. -
2010.
95 f. : il.

Orientador: Adriano Alves Pereira.

Co-orientador: Adriano de Oliveira Andrade.

Tese (doutorado) – Universidade Federal de Uberlândia, Programa
de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica.

Inclui bibliografia.

1. Engenharia Biomédica - Teses. 2. Postura humana - Teses. 3. Enve-
lhecimento - Teses. I. Pereira, Adriano Alves, 1947- II. Andrade, Adriano
de Oliveira. III. Universidade Federal de Uberlândia. Programa de Pós-
Graduação em Engenharia Elétrica. III. Título.

CDU: 62:61

Agradecimentos

Agradeço a todos que de alguma forma ajudaram no desenvolvimento desta pesquisa, especialmente:

À CAPES e a FAPEMIG pelo apoio financeiro dado a este projeto.

Ao meu orientador, Adriano Alves Pereira, e co-orientador, Adriano de Oliveira Andrade, pela orientação e ensinamentos transmitidos.

Aos amigos do BIOLAB (Maria Fernanda, Ângela, Miotto, Alan, Nayara, Daniel, Brunão, Éder, Jeovanne, Zezé, Iraídes, Guilherme Cunha, Kheline, Aílton, Laíse, Lilian, Rodrigo, Lucas, Isabelle, Mulina, Bruno, Tati, Aline, Cyntia, Destro, Eduardo, Alcimar, Selma e Adrianos) por todo apoio e companheirismo, dentro do qual mudaram minha maneira de encarar o mundo.

À minha família pela compreensão e suporte.

Resumo

O corpo humano adota diversas estratégias para se manter na posição ereta. A análise do equilíbrio humano permite a compreensão e identificação de tais estratégias. O deslocamento do centro de pressão (COP) é uma medida que tem sido empregada com sucesso em estudos sobre o controle postural. Estudos recentes têm mostrado que a população idosa está crescendo muito rapidamente em vários países, criando uma necessidade de aumentar o número de pesquisas que tentam compreender as mudanças ocorridas com o envelhecimento. Neste contexto, este estudo propõe a análise do controle postural, medido pelo deslocamento do COP, em grupos de diversas faixas etárias.

No total, 59 indivíduos participaram deste estudo. Eles foram divididos em sete grupos de acordo com suas idades. O deslocamento do COP foi coletado para cada sujeito na posição ereta sobre uma plataforma de força. Duas condições experimentais, de 30 segundos cada, foram investigadas: olhos abertos e olhos fechados. Ferramentas tradicionais e recentes de processamento digital de sinais foram utilizadas para a extração de características do deslocamento do COP. Análises estatísticas foram realizadas a fim de identificar quais características do deslocamento do COP permitem uma discriminação entre os grupos em questão.

Nossos resultados mostraram que a técnica de LDA (Linear Discriminant Analysis) pode ser empregada com sucesso por meio de uma combinação linear das características extraídas do COP, capaz de estimar uma característica única, chamada *valor-LDA*, da qual foi possível discriminar os grupos investigados e possui uma alta correlação com as idades dos indivíduos.

Os resultados mostram que as análises das características extraídas do deslocamento do COP são de grande importância em estudos que buscam compreender o processo de envelhecimento. Em particular, o *valor-LDA* mostrou ser uma característica adequada para avaliação de mudanças no controle postural que podem estar relacionado às mudanças funcionais que ocorrem durante o envelhecimento.

Palavras chave: Controle Postural, COP, LDA, Envelhecimento

Abstract

The human body adopts a number of strategies to maintain an upright position. The analysis of the human balance allows for the understanding and identification of such strategies. The displacement of the centre of pressure (COP) is a measure that has been successfully employed in studies regarding the postural control. Recent studies have shown that the elderly population is growing very fast in many countries all over the world, and therefore, researches that try to understand changes in this group are required. In this context, this study proposes the analysis of the postural control, measured by the displacement of the COP, in groups of young and elderly adults.

In total 59 subjects participated of this study. They were divided into seven groups according to their age. The displacement of the COP was collected for each subject standing on a force plate. Two experimental conditions, of 30 seconds each, were investigated: opened eyes and closed eyes. Traditional and recent digital signal processing tools were employed for feature computation from the displacement of the COP. Statistical analyses were carried out in order to identify significant differences between the features computed from the distinct groups that could allow for their discrimination.

Our results showed that Linear Discrimination Analysis (LDA), which is one of the most popular feature extraction and classifier design techniques, could be successfully employed as a linear transformation, based on the linear combination of standard features for COP analysis, capable of estimating a unique feature, so-called *LDA-value*, from which it was possible to discriminate the investigated groups and show a high correlation between this feature and age.

These results show that the analysis of features computed from the displacement of the COP are of great importance in studies trying to understand the ageing process. In particular, the *LDA-value* showed to be an adequate feature for assessment of changes in the postural control which can be related to functional changes that occur over the ageing.

Key words: Postural Control, COP, LDA, Ageing

Índice

Lista de Figuras.....	vii
Lista de Tabelas.....	ix
Lista de Siglas.....	x
1 Introdução e Justificativa.....	1
1.1 Objetivo Geral.....	3
1.1.1 Objetivos Específicos.....	3
1.2 Organização da Tese.....	3
2 Controle Postural.....	5
2.1 Fundamentação teórica sobre o Controle Postural.....	5
2.1.1 Sistema Vestibular.....	11
2.1.2 Sistema Visual.....	12
2.1.3 Sistema Somatosensorial.....	12
2.1.4 Processamento Cognitivo.....	13
2.1.5 Estratégias Posturais.....	14
2.2 Relação entre o controle postural e o envelhecimento.....	16
2.3 Avaliação do controle postural em idosos.....	17
3 Fundamentação Teórica.....	21
3.1 Modelagem do Controle Postural.....	21
3.2 Métodos de medição do equilíbrio postural: Posturografia.....	25
3.3 Ferramentas e Técnicas.....	26
3.3.1 Descrição das ferramentas e técnicas.....	26
3.3.1.1 <i>Velocidade Média</i>	26
3.3.1.2 <i>Deslocamento Total</i>	26
3.3.1.3 <i>Valor RMS</i>	27
3.3.1.4 <i>Range</i>	27
3.3.1.5 <i>Características no Domínio da Frequência</i>	27
3.3.1.6 <i>Elipse de Confiança</i>	28
3.3.1.7 <i>Detrended Fluctuation Analysis (DFA)</i>	28
3.3.1.8 <i>Stabilogram Diffusion Analysis (SDA)</i>	29

3.3.1.9	<i>Análise R/S</i>	31
3.3.1.10	<i>Entropia Aproximada</i>	32
3.3.1.11	<i>Linear Discriminant Analysis (LDA)</i>	33
3.3.1.12	<i>Algoritmos Genéticos (AG)</i>	39
3.3.1.13	<i>Coeficiente de Correlação de Pearson</i>	40
4	Software para Análise de Discriminação Linear	41
4.1	Objetivo.....	41
4.2	Algoritmo Genético.....	41
4.3	Interface Gráfica.....	48
5	Desenho da Pesquisa.....	51
5.1	Métodos.....	51
5.1.1	Ferramentas e Técnicas.....	53
5.1.2	Procedimento de análise de dados.....	53
6	Resultados e Discussões.....	55
6.1	Resultados.....	55
6.1.1	Grupo de jovens versus grupo de idosos.....	55
6.1.2	Valor-LDA.....	66
6.2	Discussão.....	68
7	Conclusão.....	72
7.1	Trabalhos Futuros.....	73
8	Produção Bibliográfica.....	74
8.1	Trabalhos publicados em revistas.....	74
8.2	Trabalhos publicados em anais de congressos.....	74
8.3	Apresentações de Trabalho.....	75
8.4	Premiações.....	75
9	Referencias Bibliográficas.....	76
10	Anexo.....	82

Lista de Figuras

Figura 2.1 – COG e BOS no equilíbrio postural.....	6
Figura 2.2 – Equilíbrio postural	8
Figura 2.3 – Diagrama conceitual do sistema de controle postural.....	9
Figura 2.4 – Estratégias Posturais do tornozelo (A), quadril (B) e passo (C).....	15
Figura 3.1 – Modelagens do equilíbrio postural nos eixos AP e ML. (A) pêndulo invertido simples (um grau de liberdade). (B) pêndulo invertido composto (múltiplos graus de liberdade).	22
Figura 3.2 – Modelo do pêndulo invertido simples.....	23
Figura 3.3 – Sinais característicos do COP e COG.	24
Figura 3.4 – (a) Gráfico da função Stabilogram Diffusion. (b) gráfico log-log.....	30
Figura 3.5 – Processo de redução dimensional. A) pontos projetados sobre os eixos pré-definidos. B) pontos projetados sobre um eixo imaginário.	34
Figura 3.6 – Distribuição normal da projeção dos dois grupos de dados da Figura 9. ...	35
Figura 4.1 – Diagrama de blocos do algoritmo utilizado.	42
Figura 4.2 – Interface Gráfica do software.	48
Figura 5.1 – Plataforma de Força	51
Figura 5.2 – Procedimento da coleta de dados.....	51
Figura 6.1 – Gráficos da média e do desvio padrão de cada característica nos grupos de jovens e idosos, nas condições de OA e OF. Situações em que houve diferença significativa entre os grupos de jovens e idosos são destacadas por um asterisco (*)..	59
Figura 6.2 – Box plot do <i>valor-LDA</i> para os sete grupos.....	66
Figura 6.3 – Gráfico do <i>valor-LDA</i> vs. Idade.....	67
Figura 6.4 – Curva de evolução do <i>Valor-LDA</i> contendo a curva mediana (50%), a curva de 75% e a curva de 25%.....	70

Figura A.1 – Interface Gráfica do software no primeiro teste.....	81
Figura A.2 – Interface Gráfica do software no segundo teste.	82
Figura A.3 – Interface Gráfica do software no terceiro teste.	83

Lista de Tabelas

Tabela 4.1 – Valores do Coeficiente de Correlação de Pearson entre a idade e o <i>valor-LDA</i> dos indivíduos em duas situações: considerando todas as características e considerando apenas as características relevantes.....	46
Tabela 4.2 – Descrição dos parâmetros utilizados para estimar o <i>valor-LDA</i>	47
Tabela 6.1 – Análise das características extraídas do deslocamento do COP.	64
Tabela 6.2 – Características relevantes no <i>valor-LDA</i>	65
Tabela 6.3 – <i>p-value</i> referente ao teste ANOVA entre os sete grupos.....	67

Lista de Siglas

- ANOVA** – Análise de Variância.
- AG** – Algoritmo Genético.
- AP** – Ântero-Posterior.
- ApEn** – *Approximate Entropy*.
- BOS** – Base de suporte.
- COG** – Centro de Gravidade.
- COM** – Centro de Massa.
- COP** – Centro de Pressão.
- DFA** – *Detrended Fluctuation Analysis*.
- EMG** – Eletromiografia.
- F50** – Frequência mediana.
- GL** – Centro de Gravidade.
- LDA** – *Linear Discriminant Analysis*.
- ML** – Médio-Lateral.
- OA** – Olhos Abertos.
- OF** – Olhos Fechados.
- RD** – Dimensão Resultante.
- SDA** – *Stabilogram Diffusion Analysis*.
- SNC** – Sistema Nervoso Central.

Capítulo 1

1 Introdução e Justificativa

A melhoria na qualidade de vida da população mundial provocou mudanças no perfil etário populacional. Isto se deve principalmente ao progresso médico-tecnológico, que por meio da urbanização, melhoria nutricional, elevação dos níveis de higiene pessoal e condições sanitárias, criação de novos remédios e vacinas, inclusão social e outros fatores, desencadearam um decréscimo da morbidade e mortalidade, aumentando a expectativa média de vida do ser humano [1].

Neste cenário, a população idosa está aumentando em um ritmo acelerado nos últimos anos em diversos países, modificando o perfil da população mundial. O envelhecimento é um processo contínuo, onde ocorrem declínios em diversos sistemas corporais, modificando a saúde e a vida dos idosos. Esse processo fisiológico acarreta alterações biológicas, psicológicas e sociais resultantes de diversos fatores, que podem ser genéticos, relacionados ao estilo de vida ou a doenças crônicas [2-4].

Desta forma, os chamados “idosos”, geralmente tomados como pessoas acima dos sessenta anos, têm se preocupado cada vez mais em envelhecer de forma saudável, imprimindo uma nova visão sócio-econômica à sociedade, onde a busca pelo envelhecimento ativo é almejado por todos [2].

Com esta nova visão, estudos sobre alterações decorrentes do envelhecimento estão sendo realizados para possibilitar uma melhora na qualidade de vida da terceira idade, com idosos mais ativos e produtivos para a sociedade.

Dentre os estudos realizados, destaca-se a análise do equilíbrio, pois entre tantas degradações dos sistemas corporais, o desequilíbrio é uma das principais queixas entre a população idosa. Isto se deve a redução no desempenho do sistema de controle postural que aumenta significativamente o risco de desequilíbrios e quedas, podendo causar fraturas, traumas, dores, incapacidades e até mesmo óbitos, retirando toda a autonomia destes indivíduos [4, 5].

As quedas e o desequilíbrio estão estreitamente relacionados com o controle postural. Assim, na última década houve um número expressivo de estudos sobre o controle postural em diversas áreas como Fisioterapia, Fonoaudiologia, Geriatria, Neurologia, Engenharia Biomédica e outras. Grande parte desses estudos utiliza o deslocamento do centro de pressão (COP – *Center of Pressure*) para a análise do controle postural [6-31], pois este sinal reflete o comportamento dos segmentos corporais na postura ereta quase estática (Capítulo 2).

A captação do deslocamento do COP é realizada principalmente por uma plataforma de força, onde o sinal coletado corresponde ao deslocamento do COP no eixo Ântero-Posterior (AP) e no eixo Médio-Lateral (ML).

Após ser determinado, várias técnicas são utilizadas para analisar o deslocamento do COP. Alguns estudos utilizam ferramentas tradicionais, como *deslocamento total*, *velocidade média*, *valor RMS*, *frequência média* e *área da elipse de confiança* [18, 19, 21, 24, 26]. Outros utilizam técnicas matemáticas de mecânica estatística, assumindo que o deslocamento do COP seja um processo aleatório [6, 7, 9-12, 14, 15, 22, 24, 25, 27], como *Stabilogram Diffusion Analysis* (SDA), *Detrended Fluctuation Analysis* (DFA) e *Análise R/S*.

A partir dos parâmetros extraídos do sinal do COP, vários estudos e análises podem ser realizados, dentre esses estudos, muitos comparam o controle postural de grupos específicos como adultos jovens e idosos [6, 7, 9-12, 14, 15, 17-19, 21, 22, 24-28], estimando características do deslocamento do COP que ressaltam diferenças entre esses grupos.

Embora haja vários estudos sobre estes aspectos, há uma carência na investigação de características do deslocamento do COP que possam refletir mudanças gradativas no controle postural em grupos de diferentes faixas etárias. Neste contexto, este trabalho tem como objetivo o estudo do controle postural em grupos de diferentes faixas etárias, verificando as alterações ocorridas no controle postural em função do envelhecimento. Para isso, o deslocamento do COP será investigado por meio de ferramentas tradicionais, da mecânica estatística e outras não encontradas na literatura para tal fim.

1.1 Objetivo Geral

Analisar o controle postural em diversos grupos de indivíduos de diferentes faixas etárias na postura ereta quieta, verificando se há alguma mudança gradativa do controle postural com o envelhecimento.

1.1.1 Objetivos Específicos

Para atingir o objetivo geral do trabalho, os seguintes objetivos específicos foram definidos:

- Analisar medidas de estabilometria em indivíduos de diferentes faixas etárias, com idades variando de 20 a 90 anos;
- Aplicar as ferramentas tradicionais utilizadas no deslocamento do COP;
- Aplicar as técnicas matemáticas de mecânica estatística relacionadas ao deslocamento do COP;
- Verificar se as ferramentas tradicionais capazes de distinguir grupos de jovens e idosos possuem uma tendência linear em função da idade dos indivíduos;
- Encontrar novas ferramentas e métodos para a análise do deslocamento do COP que possam refletir mudanças gradativas em função do envelhecimento, ou seja, que possuam uma correlação com a idade dos indivíduos;
- Implementar um software para fazer a análise de LDA;
- Analisar a técnica de LDA nos grupos em questão.

1.2 Organização da Tese

No Capítulo 1, é mostrado uma introdução geral da tese, destacando a justificativa e os objetivos da pesquisa.

Após esta introdução, o Capítulo 2 apresenta uma revisão bibliográfica sobre o controle postural. Inicialmente, são definidos os principais conceitos e parâmetros do controle postural, seguido por uma descrição dos principais sistemas que o compõem. Em seguida, são mostradas as relações que o sistema do controle postural possui com

o envelhecimento, destacando as principais causas de degradação do controle postural em idosos. Por fim, este capítulo ressalta os principais métodos de avaliação do controle postural utilizados na literatura.

No Capítulo 3, é feita uma fundamentação teórica para um melhor entendimento das técnicas e ferramentas utilizadas durante a pesquisa. Assim, todas as ferramentas e técnicas utilizadas são descritas neste capítulo, mostrando passo a passo seus procedimentos e equacionamentos.

No Capítulo 4, está descrito o algoritmo utilizado para a confecção do software para a análise do LDA, que foi uma das principais técnicas utilizadas na pesquisa, mostrando a lógica e o procedimento da construção deste software, destacando os parâmetros de entrada e saída de cada passo do algoritmo.

A pesquisa em si encontra-se descrita no Capítulo 5, nomeado de Desenho da Pesquisa, no qual está detalhado o método utilizado, descrevendo as informações dos grupos analisados, assim como os procedimentos da coleta e análise dos dados.

Após esta descrição, são mostrados os resultados obtidos e suas discussões no Capítulo 6.

Finalmente, no Capítulo 7, encontra-se a conclusão da Tese, contendo as contribuições da pesquisa e algumas idéias para trabalhos futuros.

Além destes, tem-se o Capítulo 8 contendo as principais publicações desta pesquisa, o Capítulo 9 contendo as referências bibliográficas e o um Anexo mostrando o procedimento de validação do software para análise de LDA.

Capítulo 2

2 Controle Postural

2.1 Fundamentação teórica sobre o Controle Postural

O controle postural envolve o domínio da posição do corpo no espaço com dois propósitos: orientação e estabilidade. A orientação postural é definida como a habilidade em manter uma relação apropriada entre os segmentos do corpo, e entre o corpo e o ambiente para a realização de uma tarefa. A estabilidade postural é a habilidade de manter o corpo em equilíbrio. A manutenção da estabilidade é um processo dinâmico, que envolve o equilíbrio entre forças estabilizantes e desestabilizantes [32].

Para o entendimento do controle postural, são necessários conceitos como o centro de massa (COM), centro de gravidade (COG), centro de pressão (COP) e base de suporte (BOS).

O centro de massa (COM) total de um corpo é determinado através da média ponderada das posições de cada unidade de massa corporal.

O centro de gravidade (COG) representa o local de aplicação da força peso total do corpo, sendo determinado através da média ponderada das posições de cada unidade de força peso. Para corpos na superfície terrestre, considera-se que a gravidade seja constante; assim, o COG coincidirá com o COM.

Para se manter ereto, uma pessoa deve controlar a posição do COM; para isso, produz forças musculares que empurram o solo através da planta dos pés, gerando forças de reação do solo contra a planta dos pés. O ponto de aplicação vertical dessas forças de reação durante o movimento do COM é denominado centro de pressão (COP).

A base de suporte (BOS) pode ser definida como a área que se encontra delimitada pela região de contato do objeto com a superfície de sustentação (Figura 2.1). Um objeto é considerado estável quando seu centro de massa é mantido sobre sua base de suporte.

A manutenção da postura ereta é uma tarefa extremamente difícil, que exige um complexo sistema de controle para manter a projeção do centro de gravidade do indivíduo dentro da base de suporte do mesmo.

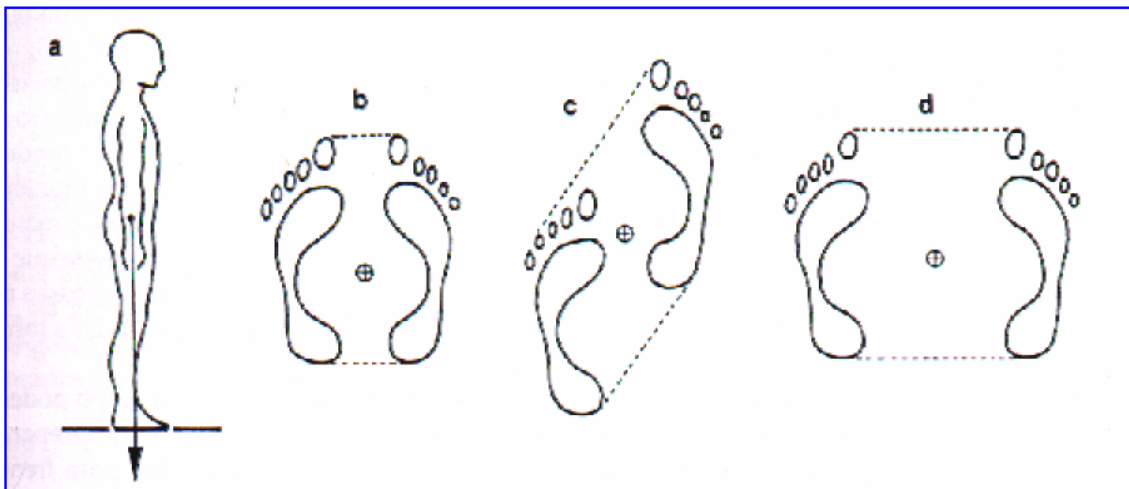


Figura 2.1- COG e BOS no equilíbrio postural. A Figura 2.1(a) mostra a força peso situada no COG durante a posição ereta quieta e as Figuras 2.1 (b), (c) e (d) indicam a projeção do COG sobre a BOS durante o equilíbrio postural.

Forças externas e a força peso localizada no centro de gravidade tendem a desequilibrar a pessoa. Através do sistema visual, vestibular e somatosensorial, desequilíbrios são percebidos; sinais são então enviados para o sistema nervoso. O sistema nervoso age sobre os músculos de forma a alterar a posição (COP - centro de pressão) e a intensidade da força de reação do solo sob a planta dos pés, compensando o desequilíbrio e possibilitando a tarefa de permanecer na posição ereta.

O equilíbrio postural de uma forma simplificada é apresentado na Figura 2.2 em cinco instantes diferentes, considerando o sistema como um pêndulo invertido, onde o calcanhar possui um grau de liberdade responsável pela oscilação. Neste esquema, podemos perceber a existência de duas forças:

- a força peso (W) localizada no COG e;
- a força de reação do solo (R) localizada no COP.

É importante notar que na posição ereta, a força de reação do solo (R) é praticamente igual à força peso (W), pois a oscilação corporal é muito pequena nesta posição. A distância horizontal entre o COG e o calcanhar está representada pela letra ' g '; a distância horizontal entre o COP e o calcanhar está representada pela letra ' p '. O torque que as forças R e W exercem sobre o calcanhar é diretamente proporcional às distâncias ' g ' e ' p '. Considerando estes aspectos, as cinco etapas definidas para o controle postural podem ser resumidamente descritas da seguinte forma:

- Instante 1: a distância ' g ' é maior do que ' p ', formando um torque resultante no sentido anterior, causando uma aceleração angular (α) neste mesmo sentido, aumentando a velocidade angular (ω) do COM, causando um desequilíbrio para frente;
- Instante 2: o sistema do controle postural modifica ' p ' para conter o desequilíbrio gerado, e como ' p ' é maior que ' g ' o torque resultante nos calcanhares se dá no sentido posterior, causando uma aceleração angular (α) neste sentido, diminuindo a velocidade angular (ω) do COM no sentido anterior;
- Instante 3: ' g ' permanece maior do que ' p ', fazendo com que a velocidade angular (ω) do COM mude de sentido, passando a aumentar ' ω ' no sentido posterior, até chegar em um ponto onde isso causa um desequilíbrio no sentido posterior;
- Instante 4: ' p ' deve ser menor do que ' g ' para que o torque resultante no calcanhar crie uma aceleração (α) na direção anterior, diminuindo ' ω ' no sentido posterior, levando ao instante 5;
- Instante 5: ' ω ' retorna ao estado inicial começando um novo ciclo.

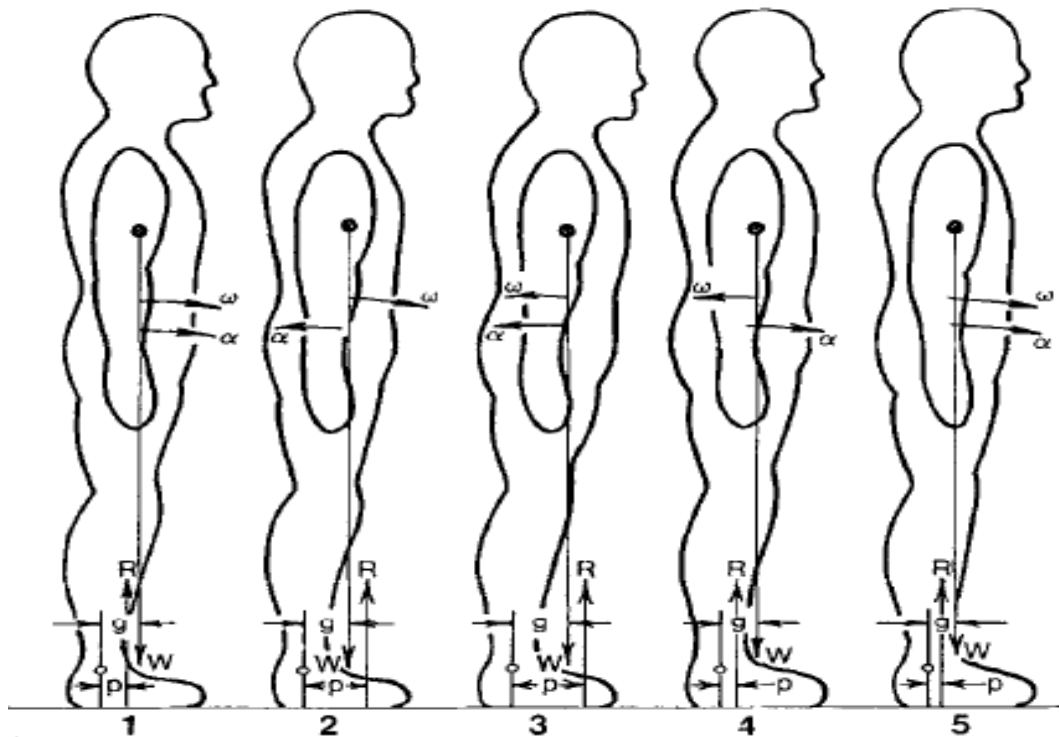


Figura 2.2 - Equilíbrio postural [33].

Conforme descrito nas etapas do equilíbrio postural, pode-se perceber que para a manutenção do equilíbrio, deve-se possuir um complexo sistema de controle postural responsável por realizar tais ajustes e manter a postura desejada. O diagrama da Figura 2.3 representa tal processo, onde a postura do corpo é perturbada e modificada por forças externas. As informações sobre essa perturbação e características da postura do corpo são captadas através dos sistemas sensoriais (composto pelos sistemas visual, vestibular e somatosensorial) e levadas ao sistema nervoso central (SNC), onde toda realimentação sensorial é integrada à vontade do indivíduo. Isto resulta em estratégias de ajustes e correções da postura, que através de forças internas, atuam na postura corporal por meio de ações musculares, sinergias posturais e da própria propriedade passiva do sistema músculo-esquelético, mantendo o corpo em uma postura desejada para executar determinada tarefa.

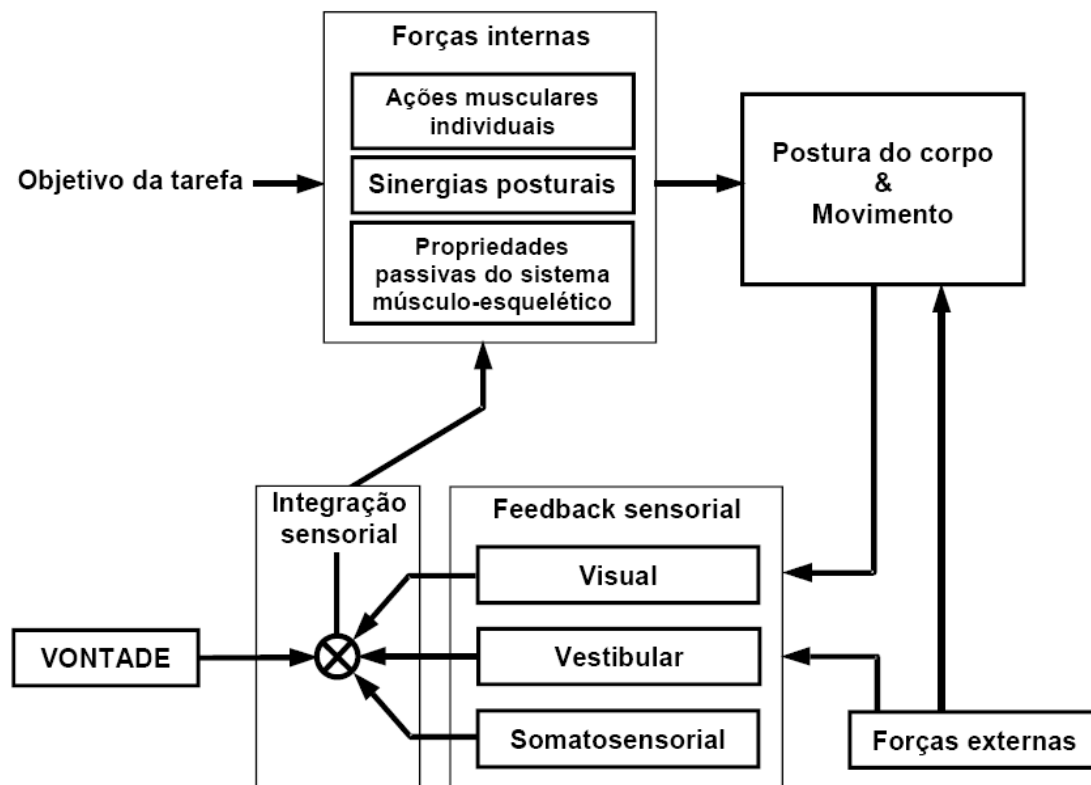


Figura 2.3 – Diagrama conceitual do sistema de controle postural [34].

Desta forma, o controle postural é definido como o processo pelo qual o sistema nervoso central (SNC) produz padrões de atividade muscular necessários para a relação entre o centro de massa e a base de sustentação. Essa atividade é um processo que envolve os esforços coordenados de mecanismos aferentes ou sistemas sensoriais e mecanismos eferentes ou sistemas motores. As respostas aferentes e eferentes são organizadas através de uma variedade de mecanismos centrais ou funções do sistema nervoso central, que recebem e organizam as informações sensoriais e programam respostas motoras apropriadas; ou seja, garante a posição corporal desejada para qualquer movimento realizado por um indivíduo [33, 35].

Para a manutenção do equilíbrio e garantia de ajustes e respostas posturais adequadas, faz-se necessária a atuação conjunta dos sistemas vestibular, visual, somatosensorial, musculoesquelético e sistema nervoso central, que uma vez não integrados corretamente, dão origem a perturbações do estado de equilíbrio, podendo culminar com o evento de quedas [36].

Assim, é necessário conhecer o papel de cada sistema (vestibular, visual, somatosensorial, esquelético e SNC) na manutenção do equilíbrio e orientações posturais. A função de cada sistema é dada resumidamente a seguir.

- Sistema vestibular - leva ao SNC informações estáticas e dinâmicas sobre a posição e o movimento da cabeça em relação à gravidade. Além de interagirem com as informações visuais e somatosensoriais para produzir o alinhamento e controle postural adequados a cada situação, estas informações geram dois reflexos motores fundamentais para o equilíbrio, reflexo vestibulo-ocular (RVO) e reflexo vestibulo-espinhal (RVE), que geram movimentos compensatórios dos olhos e respostas posturais durante os movimentos da cabeça [4, 37].
- Sistema visual - gera informações fundamentais para o equilíbrio postural: localização e a distância de objetos no ambiente, o tipo de superfície onde se dará o movimento e a posição das partes corporais uma em relação às outras e ao ambiente [4].
- Sistema somatosensorial – fornece informações sobre a posição de cada segmento corporal em relação ao ambiente, além de fornecer dados sobre a situação do sistema efector, como comprimento e força muscular e do ambiente, como as condições da superfície onde o corpo se encontra [4].
- Sistema musculoesquelético – responsável pelos aspectos biomecânicos (como amplitude do movimento articular, flexibilidade, força muscular) e relações biomecânicas entre os segmentos corporais articulados. Qualquer limitação de força, amplitude de movimento, dor ou mesmo de controle dos pés (base de suporte) irá afetar o controle postural [4].
- Sistema Nervoso Central – processam as informações sensoriais e as integram ao sistema efector (sistema musculoesquelético) para produzir os movimentos corporais, resultando em um controle do equilíbrio, que varia de acordo com as condições de cada indivíduo [4].

Maiores detalhes de cada sistema são dados nos próximos itens, baseados nas revisões bibliográficas de Cunha et al. [4] e Carvalho et al. [38].

2.1.1 Sistema Vestibular

O sistema vestibular é a parte não acústica do ouvido interno, monitora constantemente a posição e movimento da cabeça em relação à direção da gravidade, atuando no controle do equilíbrio em posições estáticas e dinâmicas. O sistema vestibular é responsável por pelo menos três funções: manutenção da postura; produção de contrações cinéticas ou transitórias dos músculos para a manutenção do equilíbrio e a estabilidade ocular durante o movimento. Assim, o sistema vestibular possui uma das funções mais importantes do sistema nervoso no controle postural [4, 39].

O aparelho vestibular é composto por um sistema sensorial periférico, um sistema de processamento de informações e um mecanismo de resposta motora. O Sistema sensorial periférico está localizado no ouvido interno, sendo composto por estruturas contendo canais e cavidades chamadas de labirintos, formado pela cóclea, vestíbulo e canais semicirculares, cujas funções são consideradas como sensores de posição e movimento da cabeça. As informações sobre a velocidade angular, aceleração linear, orientação e deslocamento cefálico são traduzidas pelo sistema vestibular em sinais biológicos. Estes sinais são enviados para o SNC, mais especificamente para o cerebelo e ao complexo nuclear vestibular, que farão o papel do processador central. O SNC processa estas e outras informações sensoriais para desenvolver uma sensação subjetiva da posição da cabeça em relação ao ambiente e gerar respostas compensatórias. Estas respostas são enviadas à medula espinhal, cuja função é a de gerar dois reflexos motores fundamentais para o equilíbrio, o reflexo vestíbulo-ocular (RVO) e o reflexo vestíbulo-espinhal (RVE). Tais sinais são enviados diretamente para os mecanismos de resposta motora, responsáveis pelos ajustes corporais. O RVO utiliza os sinais do sistema vestibular para controlar a posição ocular, mantendo uma imagem fixa e estabilizada durante os movimentos da cabeça. Já o RVE utiliza os sinais do sistema vestibular para contrair músculos que dinamicamente se opõem às forças atuantes sobre o corpo e assim, manter a estabilização cefálica e postural [4, 40].

Segundo Horak et al. [39], a função do sistema vestibular pode ser adaptada e modificada de acordo com sua interação com outros sistemas sensoriais e das condições ambientais [4, 41].

2.1.2 Sistema Visual

Muitos componentes do sistema visual são considerados críticos para o equilíbrio postural, como a acuidade estática e dinâmica, sensibilidade ao contraste, percepção de profundidade e visão periférica. Tais componentes, ao serem processados pelo SNC, fornecem inúmeras informações para diferentes tarefas [38].

O sistema visual permite-nos perceber nossos movimentos, nossa posição em relação ao ambiente, trazendo informações sobre a localização e a distância de objetos e o tipo de superfície onde se dará o movimento. Em condições estáticas, as informações visuais reduzem a oscilação corporal em até 50% [38, 41, 42].

A importância das informações visuais para o equilíbrio aumenta significativamente quando o equilíbrio se dá em uma superfície instável, em estabilizações tardias, no planejamento de reações antecipatórias e em indivíduos com problemas no sistema vestibular. Erros na percepção das informações visuais podem gerar conflitos sensoriais, resultando em tonturas e náuseas [38, 43, 44].

2.1.3 Sistema Somatosensorial

O sistema somatosensorial é considerado o mais complexo dos sistemas sensoriais, sendo composto por receptores espalhados por todo o corpo e não apenas concentrados em locais específicos. O sistema somatosensorial é capaz de captar informações de vários estímulos de diferentes naturezas, como o toque, a temperatura, a dor e a propriocepção [38, 41].

A propriocepção refere-se à habilidade do cérebro em saber onde cada segmento corporal se encontra no espaço. O cérebro capta informações provenientes de vários sensores corporais, comparando-os com um mapa virtual do corpo, que encontra-se armazenado na memória. Assim, a função dos receptores proprioceptivos é informar ao SNC a posição de cada segmento corpóreo em relação a outro, aspectos

da superfície de apoio e a situação do sistema efetor, como comprimento e força exercida pelos músculos. Tendo assim, uma relação importante com o controle postural [38, 41].

Na ausência de informação dos receptores cutâneos da propriocepção, os reflexos vestibulares são incapazes de manter o equilíbrio, prejudicando o controle postural. As neuropatias periféricas que causam perda da sensação de tato nas extremidades do corpo deixam pacientes incapazes de permanecer em pé, sem assistência externa, com os pés juntos e os olhos fechados [38, 41, 45, 46].

2.1.4 Processamento Cognitivo

O controle postural não é uma tarefa controlada apenas por reflexos motores automáticos. O sistema de controle postural depende também de um processamento cognitivo, que requer um mínimo de atenção para sua realização. Alguns aspectos importantes sobre o papel do processamento cognitivo no controle postural são revelados em estudos que analisam a relação entre atenção e controle postural. Para isso, é realizado o experimento da dupla tarefa, onde uma tarefa primária é realizada concomitantemente com uma tarefa secundária. Assim, ambas as tarefas competem por demandas para seu processamento cognitivo, onde um decaimento no desempenho da tarefa primária significa que tal tarefa não é automatizada [47].

Alguns estudos [48, 49] analisaram o efeito da dupla tarefa no controle postural, tendo observado uma degradação de vários aspectos do controle postural quando submetido à execução da dupla tarefa. Podendo até resultar em quedas, quando uma segunda tarefa necessitar de uma alta atenção, ocasionando um processamento cognitivo insuficiente para a tarefa primária.

Além disso, outros estudos [47, 50] relatam que quanto maior a dificuldade da manutenção da postura desejada (tarefa primária), pior será o desempenho de uma tarefa secundária. Mostrando que o nível de atenção demandado pelo controle postural depende da complexidade da postura desejada [38].

Além dessa abordagem referente às tarefas concomitantes, o processamento cognitivo possui potencialidades para inúmeras funções, que até o momento foram

pouco estudadas. Uma aplicação referente à aprendizagem do SNC em processar informações sensoriais foi realizada por Speers et al. [51], onde a postura de astronautas foi estudada antes e após o vôo espacial. Foi detectado que a falta de gravidade é um problema para o corpo humano, pois após o vôo espacial, os astronautas apresentavam desmineralização óssea e modificações na relação do sistema sensorial com o sistema motor. Assim, após a missão espacial, os astronautas apresentam certa instabilidade postural tanto em posturas estáticas quanto em dinâmicas. Além disso, os astronautas exibem mudanças na coordenação multiarticular e aumento na oscilação corporal. Os autores atribuem estas mudanças à necessidade de reaprendizagem na utilização das informações vestibulares [52].

2.1.5 Estratégias Posturais

Estratégias posturais são descritas como respostas posturais automáticas coordenadas, cujo objetivo é manter o corpo estabilizado na postura desejada, contrapondo desequilíbrios causados pela força peso e por forças externas [53].

Frente a um desequilíbrio, movimentos estratégicos de certas articulações, localizadas entre a base de suporte (BOS) e o COG, são realizados para manter a projeção do COG dentro da BOS para retornar o corpo à posição de equilíbrio. O tornozelo, o joelho e o quadril são as principais articulações entre a BOS e o COG. Juntas, permitem uma grande variedade de posturas que podem ser assumidas pelo corpo. Essas articulações formam as três principais estratégias posturais utilizadas, sendo elas: a estratégia do tornozelo, a estratégia do quadril e a estratégia do passo. Em geral, a escolha da estratégia depende da configuração da BOS, da posição da projeção do COG em relação à BOS e da velocidade do movimento postural [50].

A estratégia do tornozelo (Figura 2.4 - A) é caracterizada pela ativação seqüencial dos músculos do tornozelo, joelho e quadril, fazendo com que o corpo se desloque sobre a articulação do tornozelo com um movimento pequeno no quadril e joelho. O corpo se move ao nível do tornozelo como um pêndulo invertido para controlar o movimento da projeção do COG dentro da BOS e manter o equilíbrio frente a pequenas oscilações, como no caso da postura ereta estática [38, 49].

Já a estratégia do quadril (Figura 2.4 - B) é utilizada para controlar o deslocamento do COG dentro da BOS quando a estratégia do tornozelo não é capaz de recuperar o equilíbrio. Nesta estratégia é gerado um movimento amplo e rápido na articulação do quadril, onde o corpo se movimenta como um pêndulo invertido de segmento duplo através das articulações do tornozelo e quadril, sendo caracterizado por uma ativação precoce da musculatura proximal do tronco e quadril. Geralmente utilizada quando a BOS torna-se menor e mais instável [38, 49].

A estratégia do passo (Figura 2.4 - C) é utilizada em grandes perturbações posturais, que são capazes de deslocar a projeção do COG para fora dos limites da BOS, evitando quedas. Sendo assim, uma passada é realizada para modificar a BOS e manter a projeção do COG dentro desta, permitindo o equilíbrio, sendo caracterizada pela ativação inicial dos abdutores do quadril e co-contração do tornozelo [38, 49].

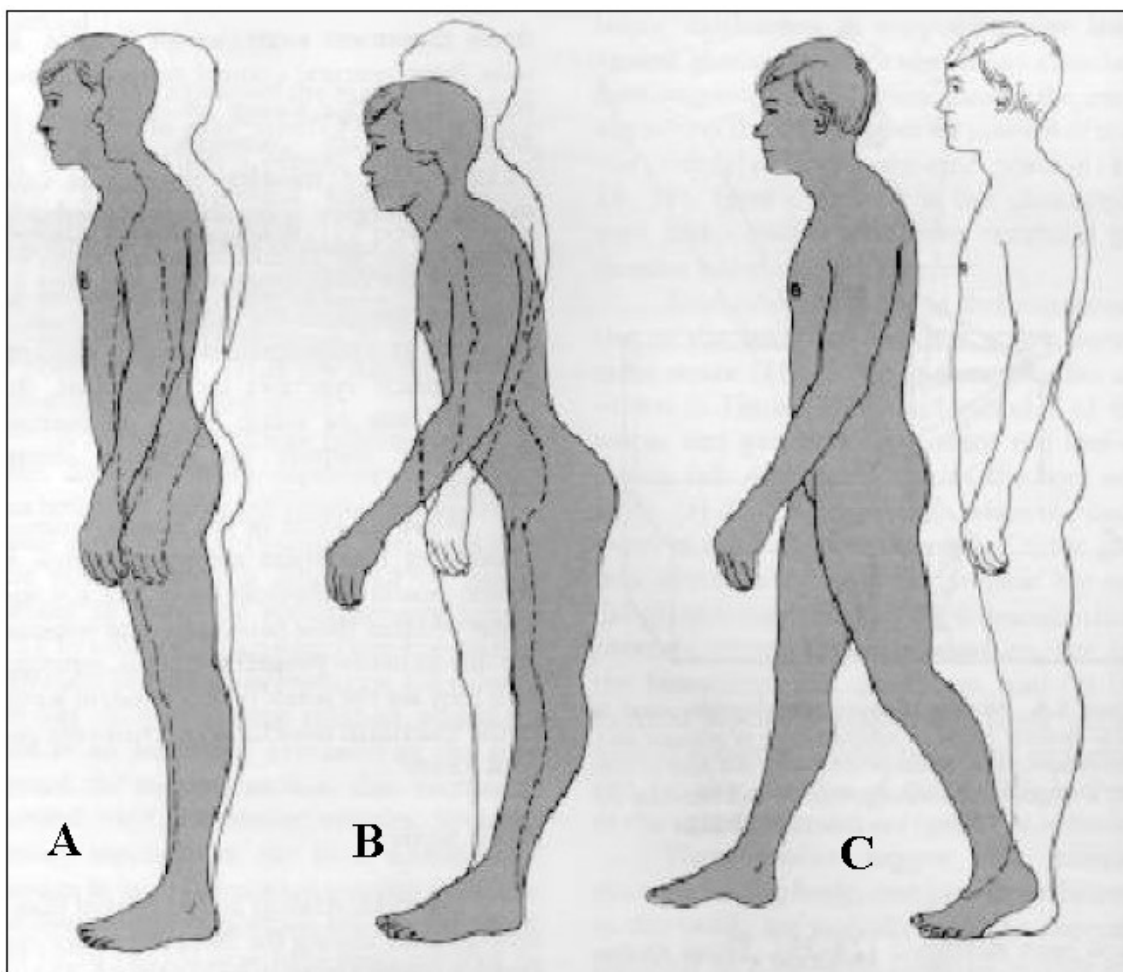


Figura 2.4 – Estratégias Posturais do tornozelo (A), quadril (B) e passo (C) [32].

Estas estratégias posturais surgem de um processamento cognitivo do SNC, sendo dependentes de seus objetivos, contexto ambiental e da tarefa desejada; formam assim, um projeto de ação corporal, organizadas no espaço e no tempo, cuja responsabilidade é gerar forças efetivas que contraponham o distúrbio [53].

A magnitude desta resposta postural automática é gerada em conformidade com o distúrbio; ou seja, quanto maior o distúrbio maior será a magnitude desta resposta postural. No entanto, uma exposição repetida de um determinado distúrbio faz com que as respostas posturais automáticas, que inicialmente apresentam uma ativação muscular excessiva, tenham uma redução na magnitude desta resposta. Desta forma, o conceito de estratégia postural pode ser expandido para respostas posturais antecipatórias, na qual ocorre uma adaptação das correções posturais compensatórias em correções posturais antecipatórias, por meio de um sistema adaptativo que modela uma imagem interna do distúrbio através de experiências prévias [32, 38, 53].

2.2 Relação entre o controle postural e o envelhecimento

O controle postural é fundamental para desempenhar as tarefas do dia a dia. No entanto, ele pode sofrer alterações devido à doenças crônicas, interações farmacológicas, disfunções específicas ou até mesmo alterações fisiológicas [54].

O envelhecimento traz consigo algumas alterações fisiológicas que deterioram a capacidade de manutenção do controle postural, dificultando as tarefas cotidianas e aumentando o risco de quedas em idosos. Tais alterações podem ocorrer nos sistemas vestibular, visual, somatosensorial, músculo-esquelético e no SNC [37].

Estudos anatômicos [4, 39] revelaram uma redução na densidade dos receptores e no número de células receptoras das estruturas do sistema vestibular em pessoas idosas, mostrando um deterioramento do sistema vestibular com o envelhecimento, ocasionando um elevado grau de instabilidade postural em indivíduos idosos.

O envelhecimento pode também apresentar degradações de diversas informações do sistema visual, como acuidade, campo visual e velocidade de adaptação ao escuro [4].

Com o envelhecimento, há perda de fibras proprioceptivas do sistema somatosensorial, diminuindo a sensibilidade cinestésica; ou seja, a sensibilidade à vibração, à pressão tátil, à dor e à temperatura cutânea. Isto altera a capacidade do sistema de controle postural em detectar e reproduzir com precisão os movimentos articulares [4].

Já no sistema musculoesquelético há uma diminuição da velocidade e da força de contração muscular, causado por uma substituição da massa muscular por colágeno e gordura, ocorrendo perdas de unidades motoras, neurônios motores, força muscular e perda significativa de fibras de contração rápida, denominadas de fibras do tipo II [4, 55].

Por fim, o envelhecimento também deteriora aspectos do controle postural relacionados ao SNC, como a capacidade de modificações dos reflexos motores adaptativos e a capacidade do processamento cognitivo das informações sensoriais [4, 56].

2.3 Avaliação do controle postural em idosos

Atualmente, a principal ferramenta biomecânica para avaliações do controle postural em idosos é realizada através da investigação de variáveis específicas do controle postural por meio da estabilometria, que é uma medida ou registro da contínua oscilação corporal, a qual é obtida pelo uso de uma plataforma de força cuja variável mensurada é o deslocamento do COP.

Os parâmetros obtidos por meio da estabilometria são utilizados em vários estudos, que comparam o controle postural de adultos jovens com o de idosos [6, 7, 9-12, 14, 15, 17-19, 21, 22, 24-28] para estimar características do deslocamento do COP que ressaltam diferenças entre estes grupos.

Várias técnicas são utilizadas para analisar o deslocamento do COP. Alguns estudos utilizam ferramentas tradicionais, como *deslocamento total*, *velocidade média*, *valor RMS*, *frequência média* e *área da elipse de confiança* [18, 19, 21, 24, 26]. Outros utilizam técnicas matemáticas de mecânica estatística, assumindo que o deslocamento do COP seja um processo aleatório [6, 7, 9-12, 14, 15, 22, 24, 25, 27],

como *Stabilogram Diffusion Analysis* (SDA), *Detrended Fluctuation Analysis* (DFA) e *Análise R/S*.

Em geral, estudos sobre controle postural em idosos durante a postura ereta quieta têm observado um aumento na velocidade média e frequência da oscilação corporal quando na postura ereta quieta [18, 19, 21, 24, 26, 57-60]. Tais características têm sido atribuídas a uma diminuição na capacidade do sistema de controle postural em função do processo natural de envelhecimento humano, aumentando o risco de quedas e lesões decorrentes da mesma. Desta forma, o crescente aumento da proporção de idosos na população em geral e o alto índice de quedas, tem despertado o interesse no entendimento dos mecanismos de controle postural com o avanço da idade.

Neste cenário, vários estudos foram realizados no sentido de analisar variáveis da estabilometria que possuem relação com o envelhecimento ou com quedas em idosos.

Prieto et al. [26] analisaram diversas características tradicionais do deslocamento do COP, como velocidade média, frequência média, frequência centroidal, valor RMS, elipse de confiança, etc. em dois diferentes grupos, um grupo de jovens com idades variando de 21 a 35 anos e um grupo de idosos com idades de 66 a 70 anos. Os resultados mostraram que o grupo de idosos possui valores de velocidade e frequência média maiores do que o grupo de jovens.

Semelhante a esta pesquisa, Raymakers et al. [30] estudaram parâmetros do controle postural que são capazes de discriminar três grupos, um grupo de jovens com idades de 21 a 45 anos, outro grupo de idosos com idades de 61 a 78 anos e um terceiro grupo de idosos que apresentam algum distúrbio na estabilidade postural com idades variando de 65 a 89 anos. Além das técnicas tradicionais, o sinal do COP foi analisado por meio da técnica de SDA. Através dos resultados, os autores concluíram que a velocidade média foi a principal característica capaz de distinguir os três grupos em questão.

Seguindo a mesma linha de pesquisa, Norris et al. [24], por meio de ferramentas tradicionais e da mecânica estatística, encontraram algumas características do COP, como coeficientes das análises de SDA, DFA, velocidade média e área da elipse de confiança, capazes de distinguir três grupos, um grupo de jovens com idades de 21 a 29 anos, outro grupo de idosos com baixo risco de quedas com idades variando de 68 a 79 anos e um último grupo de idosos com alto risco de quedas com idades variando de 60 a 80 anos.

Além destes estudos, Fernie et al. [58] também concluíram que a velocidade média de oscilação postural pode ser um indicador do risco de queda ao observarem que este parâmetro teve um valor significativamente maior nos idosos que tinham história de quedas [61].

Baloh et al. [57] também tentaram verificar se aumentos na oscilação corporal podem estar relacionados com o envelhecimento e se são maiores quando os idosos possuem alterações no equilíbrio e história de quedas. Os testes foram feitos durante o seguimento de 3 anos, onde a velocidade média de oscilação nos testes dinâmicos teve um aumento significativo nos indivíduos. Os parâmetros analisados não apresentaram diferenças significativas quando foi realizada a comparação entre grupo de idosos com relato de quedas e grupo de idosos sem relato de quedas [61].

Seguindo a mesma linha de estudo, Melzer et al. [59], analisaram a estabilidade postural em idosos com e sem histórico de quedas em seis condições sensoriais (base alargada e olhos abertos, base alargada e olhos fechados, base alargada sobre espuma, base estreita e olhos abertos, base estreita e olhos fechados, base estreita sobre a espuma). Neste trabalho os autores chegaram à conclusão, a partir das condições e características estudadas, de que os resultados com diferenças significativas entre os grupos foram:

- Na condição de olhos abertos e base estreita, os idosos com histórico de quedas obtiveram velocidade média do deslocamento do COP e oscilação médio-lateral significantemente maiores que os idosos sem histórico de quedas;

- Na condição base estreita sobre a espuma os idosos com histórico de quedas apresentaram área da elipse e oscilação médio-lateral significativamente maiores.

Além disso, o estudo mostrou, por meio da análise de regressão múltipla, que os idosos com valores altos de oscilação médio-lateral têm risco três vezes maior de cair [61].

Piirtola et al. [60] realizaram uma revisão sobre as características do controle postural que podem estar relacionadas com quedas, e encontraram dois indicadores que podem prever futuras quedas [61]:

- a velocidade médiolateral da oscilação do COP durante a postura ereta quieta com os olhos abertos e fechados, e;
- a média da oscilação médio-lateral do COP com olhos abertos e fechados.

Como a maioria destas pesquisas analisaram apenas as diferenças entre um grupo de jovens e um grupo de idosos, Vieira et al. [31] tentaram verificar mudanças no controle postural ao longo do envelhecimento. Para isso, além dos grupos de jovens (19 a 29 anos) e idosos (65 a 89 anos), foi analisado um grupo intermediário com idades variando de 38 a 51 anos. No entanto, não foi encontrado nenhuma característica que possuísse uma tendência linear com a idade, ou que discriminasse os três grupos em questão, concluindo que o envelhecimento por si só não resulta em mudanças significativas da estabilidade postural.

Capítulo 3

3 Fundamentação Teórica

3.1 Modelagem do Controle Postural

O sistema músculo-esquelético é muito complexo; por isso, sua dinâmica não pode ser idealmente modelada devido às limitações científicas e tecnológicas existentes na atualidade. Este sistema é constituído de muitos mecanismos articulados e geradores de força, onde ao todo, tem-se cerca de 240 graus de liberdade e 650 músculos [62].

Desta forma, o estudo do controle postural é feito através de um modelamento bastante simplificado quando comparado ao sistema real. Contudo, tal modelamento deve compreender as principais características da dinâmica do sistema músculo-esquelético humano durante a tarefa desejada.

Atualmente, utiliza-se um modelo físico matemático de um pêndulo invertido com segmentos rígidos ligados uns aos outros através de articulações do tipo dobradiças, onde os músculos de cada segmento são agrupados como atuadores de torque em cada articulação. Este modelo pode ser desenvolvido para mover-se em uma, duas ou três dimensões, podendo ter um ou vários segmentos em movimento com as equações descritas pelo formalismo Newtoniano ou Lagrangeano [35, 62].

A Figura 3.1 apresenta algumas modelagens feitas para o eixo Ântero-Posterior (AP) e eixo Médio-Lateral (ML), onde (A) representa um modelamento de um pêndulo invertido simples, com apenas um grau de liberdade localizado nos tornozelos e (B) representa um modelamento de um pêndulo invertido composto, com múltiplos graus de liberdade localizados nas principais articulações corporais como tornozelo, joelho e quadril.

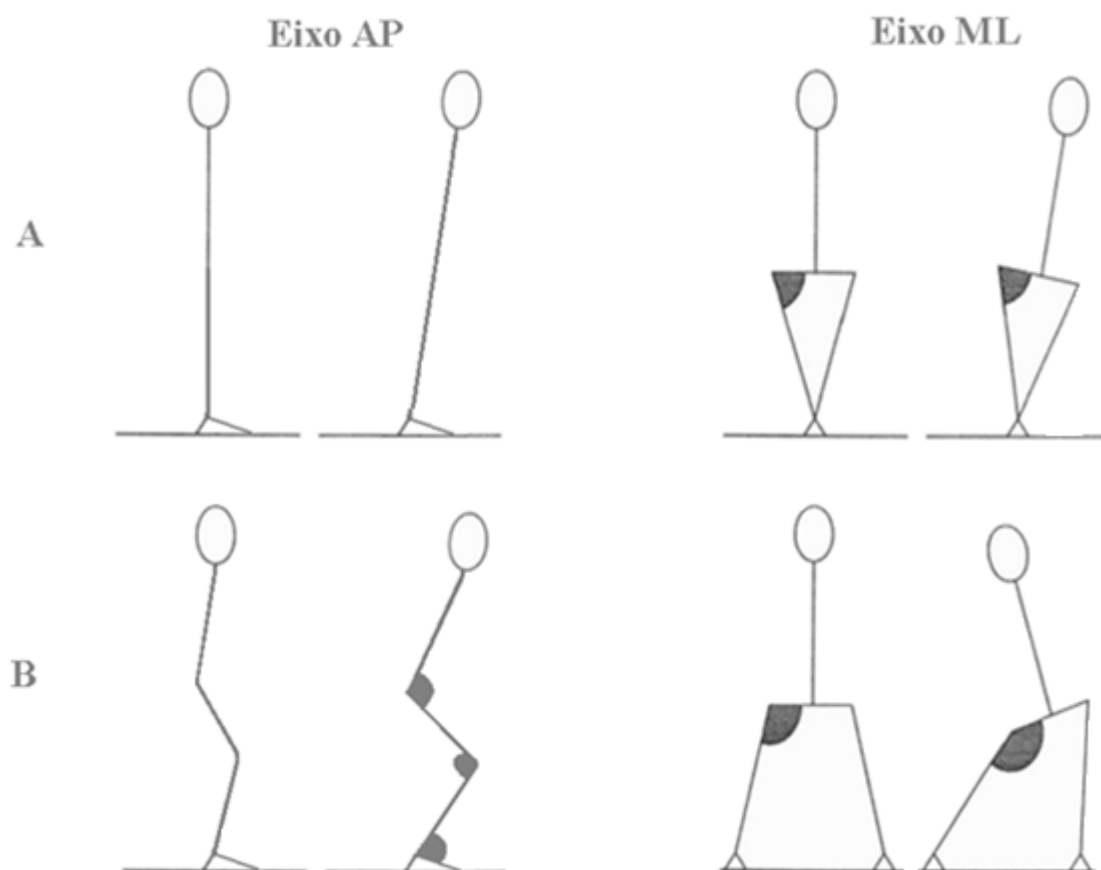


Figura 3.1 – Modelagens do equilíbrio postural nos eixos AP e ML. (A) pêndulo invertido simples (um grau de liberdade) e (B) pêndulo invertido composto (múltiplos graus de liberdade) (modificado de [63]).

A maioria dos estudos utiliza o pêndulo invertido simples como modelagem para o equilíbrio postural humano em postura ereta quieta. A vantagem desta escolha é poder associar o movimento do COP com o movimento do COM [28, 33], como pode ser observado no equacionamento deste modelo que será detalhado a partir da Equação 3.1.

O modelo do pêndulo simples representa o corpo por dois segmentos rígidos, os pés e o resto do corpo, ligados por uma articulação com apenas 1 grau de liberdade do tipo dobradiça. Como os pés estão fixos no chão, a oscilação do movimento ocorrerá no segmento que representa o corpo, oscilando como um pêndulo invertido em relação à articulação do tornozelo, conforme a Figura 3.2.

A partir desse modelo, pode-se calcular o torque (M) atuante no tornozelo, dado pela Equação 3.1:

$$M - m \cdot g \cdot d \cdot \sin(\alpha) = -I \frac{d^2 \alpha}{dt^2} \quad (3.1)$$

Onde:

- I é o momento de inércia do corpo em torno da articulação do tornozelo;
- m é a massa corporal;
- d é o comprimento do segmento que representa o corpo;
- g representa a aceleração da gravidade.

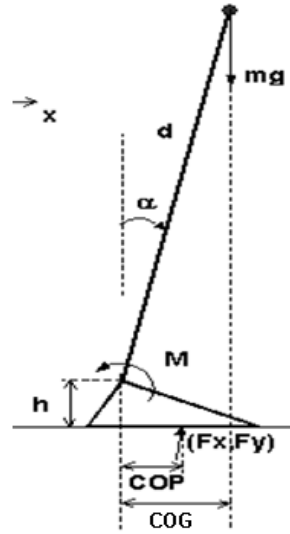


Figura 3.2 – Modelo do pêndulo invertido simples [34].

Esta equação pode ser simplificada para pequenas variações angulares, onde $\sin(\alpha) \approx \alpha$, e substituindo $\alpha = COG/d$, onde COG é o deslocamento do COG na direção x , então:

$$M = -\frac{I}{d} \frac{d^2 COG}{dt^2} + m \cdot g \cdot COG \quad (3.2)$$

Além disso, o torque no tornozelo pode ser calculado também a partir da equação de movimento para o segmento pé, onde o peso do pé é desprezado e considerando $F_y = m \cdot g$, assim:

$$M = COG \cdot m \cdot g + h \cdot F_x \quad (3.3)$$

Finalmente, a aceleração do COG pode ser calculada a partir da força F_x e da massa do corpo, de acordo com a Equação 3.4.

$$\frac{d^2 COG}{dt^2} = \frac{Fx}{m} \quad (3.4)$$

Combinando as equações anteriores, pode-se chegar a uma expressão geral que engloba as variáveis antropométricas m , d , h , l , as da plataforma de força F_x , F_y , COP e a variável COG :

$$COG = COP + \left(\frac{l}{m \cdot d} + h \right) \frac{Fx}{m \cdot g} \quad (3.5)$$

Assim, através da Equação 3.5, pode-se calcular o deslocamento do centro de gravidade durante a postura ereta utilizando uma plataforma de força.

Além desse método cinético, pode-se calcular o deslocamento do centro de gravidade através de métodos cinemáticos, onde câmeras são utilizadas a fim de capturar a posição de marcadores dispostos sobre o corpo do indivíduo, obtendo aceleração, velocidade e posição de cada marcador durante todo o movimento.

Outro método utilizado é o método da filtragem, onde o deslocamento do centro de gravidade é estimado simplesmente pela filtragem do sinal do COP. A Figura 3.3 mostra um sinal característico do COP e do COG, onde pode-se verificar que apenas com a filtragem do sinal do COP é obtido o COG (representado por GL na Figura 3.3, onde Δ_{COPGL} é a diferença entre o sinal do COP e GL).

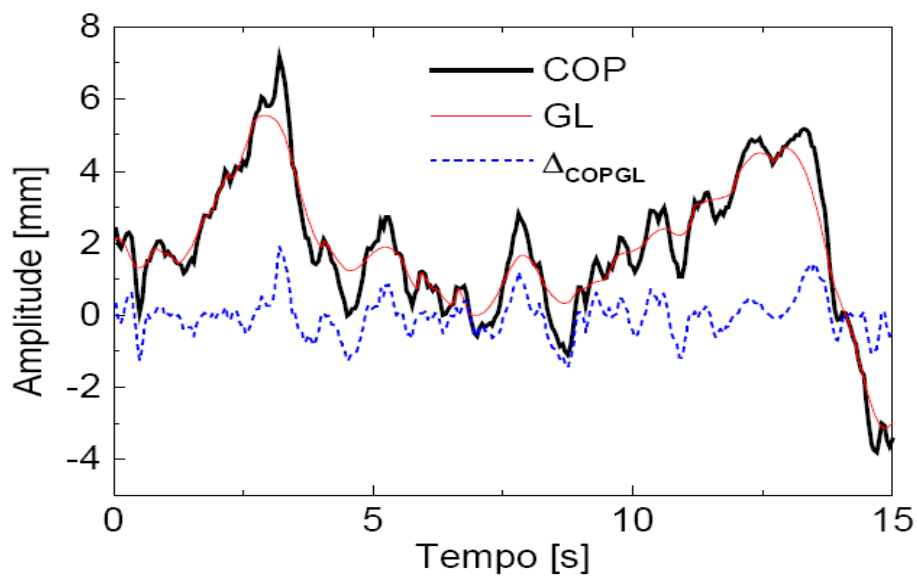


Figura 3.3 – Sinais característicos do COP e COG [34].

Muitos estudos [6-31] sobre o controle postural analisam apenas o sinal do COP, pois ele é muito semelhante ao sinal do COG, contendo as principais características do COG, principalmente na postura ereta estática.

3.2 Métodos de medição do equilíbrio postural: Posturografia

Para investigar o movimento biomecânico, podem-se utilizar técnicas de Antropometria, Cinemetria, Dinamometria e Eletrofisiologia.

Na antropometria, são obtidas medidas inerciais do corpo (através de fita métrica, balanças, paquímetros digitais e outros) necessárias para normalização dos dados, personalização dos modelos físico-matemáticos e para simulações. Na cinemetria, são obtidas medidas do movimento e postura de alguma tarefa através de imagens, registro de trajetórias e sistemas de videografia, com uma ou mais câmeras, para reconstrução bi e tridimensional do movimento. Na dinamometria, são obtidas medidas das forças de reação do solo (forças externas) e das pressões dinâmicas exercidas por partes do corpo na sua interação com o meio ambiente, onde os principais sistemas utilizados são a plataforma de força, células de cargas, atenuadores e transdutores de carga. Na eletrofisiologia, são obtidas as diferenças de potenciais elétricos, tentando verificar os níveis de participação de cada músculo ou parte deste durante uma determinada tarefa, através da eletromiografia (EMG) [64].

Dentro destas investigações biomecânicas, toda técnica para medir a oscilação do corpo ou de uma variável associada a essa oscilação é denominada posturografia. A posturografia é dividida em posturografia estática, quando a postura ereta quieta do sujeito é estudada, e posturografia dinâmica, quando a resposta a uma perturbação aplicada sobre o sujeito é estudada. A medida posturográfica mais comumente utilizada na avaliação do controle postural é o COP, que é o ponto de aplicação da resultante das forças verticais agindo sobre a superfície de suporte. O deslocamento do COP é mensurado por uma plataforma de força, cujos dados referem-se a uma medida de posição definida por duas coordenadas na superfície da plataforma, eixo Ântero-Posterior (AP) e eixo Médio-Lateral (ML) [64].

3.3 Ferramentas e Técnicas

3.3.1 Descrição das ferramentas e técnicas

Para o cálculo das funções descritas nesta seção, alguns parâmetros devem ser definidos, são eles:

- d_{cop} é o sinal do deslocamento do COP;
- N é o número total de amostras e;
- T é o período de amostragem.

3.3.1.1 Velocidade Média

A velocidade média de oscilação do COP é uma das principais características de análise do controle postural, sendo esta, atribuída à capacidade do sistema de controle postural, onde um aumento da velocidade média pode indicar uma diminuição na capacidade do sistema de controle postural, aumentando o risco de quedas [18, 19, 21, 24, 26, 57-60].

O cálculo da *velocidade média* (VM) do deslocamento do COP (d_{cop}) é mostrado na Equação 3.7, onde $v(n)$ é o vetor velocidade instantânea calculado na Equação 3.6 [26].

$$v(n) = \frac{|d_{cop}(n+1) - d_{cop}(n)|}{T} \quad (3.6)$$

$$VM = \frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^{N-1} v(i) \quad (3.7)$$

3.3.1.2 Deslocamento Total

O deslocamento total do COP representa a distância percorrida pelo COP durante a tarefa de permanecer na postura ereta quieta. Ele está fortemente ligado à velocidade média, onde um aumento desta causa um aumento no deslocamento total.

O *deslocamento total* (DT) do deslocamento do COP é calculado pela soma de todas as distâncias de duas amostras consecutivas, como mostrado na Equação 3.8 [26].

$$TD = \sum_{i=1}^{N-1} |d_{cop}(i+1) - d_{cop}(i)| \quad (3.8)$$

3.3.1.3 Valor RMS

O valor RMS leva em consideração toda oscilação do COP e retorna um número relacionado à energia deste sinal. O valor RMS (*Root Mean Square*) é uma medida estatística dada pela Equação 3.9.

$$RMS = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (d_{cop}(i))^2}{N}} \quad (3.9)$$

3.3.1.4 Range

O *Range* refere-se a distancia entre o maior e o menor pico do deslocamento do COP. Assim, o *Range* é definido como a diferença entre o valor máximo e o valor mínimo do sinal, como mostrado na Equação 3.10 [26].

$$Range = \max(d_{cop}) - \min(d_{cop}) \quad (3.10)$$

3.3.1.5 Características no Domínio da Freqüência

Assim como a velocidade média, a freqüência média de oscilação do COP é uma importante característica de análise do controle postural, podendo ser uma indicadora do estado do sistema de controle postural, onde quanto maior essa freqüência menor é a capacidade do sistema de controle postural e maior o risco de quedas.

As características no domínio da freqüência são obtidas a partir do espectro de potencia do sinal, S_x , que é estimado através da Transformada de Fourier [19, 26].

Assim, foi calculado a *potencia total* (P_{total}) mostrado na Equação 3.11, *freqüência média* (f_{media}) mostrado na Equação 3.12, *freqüência de pico* (ou seja, freqüência onde S_x é máxima), *F50* (também conhecido como *freqüência mediana* do sinal, onde 50% da potencia total do sinal está abaixo de *F50*) e *F80* (onde 80% da potencia total do sinal está abaixo de *F80*), onde f é o vetor freqüência de S_x .

$$P_{total} = \sum_{i=1}^N S_x(i) \quad (3.11)$$

$$f_{media} = \frac{\sum_{i=1}^N (S_x(i) * f(i))}{\sum_{i=1}^N S_x(i)} \quad (3.12)$$

3.3.1.6 Elipse de Confiança

A *elipse de confiança* é uma ferramenta tradicional usada na análise do deslocamento do COP, indicando um valor correspondente à área de oscilação do COP sobre a plataforma.

A *elipse de confiança* é um método de estimar a área de confiança do deslocamento do COP sobre a plataforma de força, enclausurando aproximadamente 95% dos pontos do caminho do COP [26]. O procedimento para o cálculo é mostrado nas Equações 3.13 até 3.17, onde s_{AP} e s_{ML} são o desvio padrão do deslocamento do COP nos eixos AP e ML respectivamente, e s_{APML} é a covariância entre o deslocamento do COP nos eixos AP e ML.

$$s_{APML} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N AP(i) * ML(i) \quad (3.13)$$

$$D = \sqrt{(s_{AP}^2 + s_{ML}^2) - 4 * (s_{AP}^2 * s_{ML}^2 - s_{APML}^2)} \quad (3.14)$$

$$Eixo_{principal} = \sqrt{2 * (s_{AP}^2 + s_{ML}^2 + D)} \quad (3.15)$$

$$Eixo_{secundário} = \sqrt{2 * (s_{AP}^2 + s_{ML}^2 - D)} \quad (3.16)$$

$$Area = \pi * Eixo_{secundário} * Eixo_{principal} \quad (3.17)$$

3.3.1.7 Detrended Fluctuation Analysis (DFA)

DFA é uma ferramenta para análise de sinais aleatórios que estima um expoente α , que pode caracterizar a natureza de uma dada série temporal [24].

Dada uma série temporal $d_{cop}(t)$, $0 \leq t \leq N*T$, esta é dividida em intervalos de τ amostras sem sobreposição. Para cada intervalo é calculado a média $\overline{d_{cop}_\tau}$ conforme a Equação 3.18, a função $y(n)$ dada na Equação 3.19 e a regressão linear $z(n)$ mostrada na Equação 3.20, onde a e b são os coeficientes da regressão linear deste intervalo, e n é a amostra atual.

$$\overline{d_{cop}_\tau} = \frac{1}{\tau} \sum_{i=1}^{\tau} d_{cop}(i) \quad (3.18)$$

$$y(n) = \sum_{i=1}^n (d_{cop}(i) - \overline{d_{cop}_\tau}) \quad (3.19)$$

$$z(n) = an + b \quad (3.20)$$

A função flutuação $FF(k)$ para cada intervalo k é calculado conforme a Equação 3.21, onde $1 \leq k \leq N/\tau$. Então a média de $FF(k)$, para todos os intervalos, é estimada de acordo com a Equação 3.22.

$$FF(k) = \sqrt{\frac{1}{\tau} \sum_{n=(k-1)\tau+1}^{k\tau} |y(n) - z(n)|^2} \quad (3.21)$$

$$F(\tau) = \frac{1}{N/\tau} \sum_{k=1}^{N/\tau} FF(k) \quad (3.22)$$

Um comportamento $F(\tau) \sim \tau^\alpha$ é esperado, onde o expoente (α) pode ser extraído através da inclinação da reta no gráfico $\log(F(\tau))$ vs $\log(\tau)$.

A interpretação do expoente α é dada a seguir:

- $\alpha < 0,5$: caracteriza um sinal anti-persistente, onde a tendência de uma amostra futura depende da anterior. Se a amplitude de uma amostra aumentar (reduzir) em relação à sua anterior, a amplitude da nova amostra tenderá a diminuir (aumentar);
- $\alpha = 0,5$: caracteriza um ruído branco, cujo espectro de potencia é uniforme, com todas as frequências possuindo a mesma intensidade de energia ($S_x(f) = \text{constante}$);
- $\alpha > 0,5$: caracteriza um sinal persistente, de forma que, se a amplitude de uma amostra possuir um aumento (redução) em relação à sua anterior, a amplitude da nova amostra tenderá a aumentar (diminuir);
- $\alpha = 1,0$: caracteriza um ruído rosa, cujo espectro de potencia tem intensidade inversamente proporcional as frequências ($S_x(f) \sim 1/f$);
- $\alpha = 1,5$: caracteriza um ruído browniano, cujo espectro e potencia possui intensidade inversamente proporcional ao quadrado das frequências ($S_x(f) \sim 1/f^2$).

3.3.1.8 Stabilogram Diffusion Analysis (SDA)

Este método foi criado e difundido por Collins e DeLucas [9], que relaciona a trajetória do COP (d_{cop}) como um modelo ‘random walk’, ou movimento browniano.

Esta técnica resulta em coeficientes de difusão que, assim como a técnica de DFA, caracterizam a aleatoriedade do deslocamento do COP.

O primeiro passo é realizar o cálculo das distâncias entre sucessivos pontos separados por um dado intervalo de tempo (representado por m amostras), e em seguida, estimar a média destas distâncias.

Assim, é construído um gráfico da média das distâncias ao quadrado pelo intervalo de tempo, $\langle \Delta d_{cop}^2 \rangle_m$ vs Δt . A Equação 3.23 mostra o cálculo de $\langle \Delta d_{cop}^2 \rangle_m$, onde m é um número inteiro que corresponde o intervalo de tempo entre quaisquer duas amostras.

$$\langle \Delta d_{cop}^2 \rangle_m = \frac{1}{N-m} \sum_{i=1}^{N-m} (d_{cop}(i+m) - d_{cop}(i))^2 \quad (3.23)$$

O gráfico $\langle \Delta d_{cop}^2 \rangle$ vs Δt geralmente mostra duas regiões lineares distintas (*short-term* e *long-term*), como mostrado na Figura 3.4.

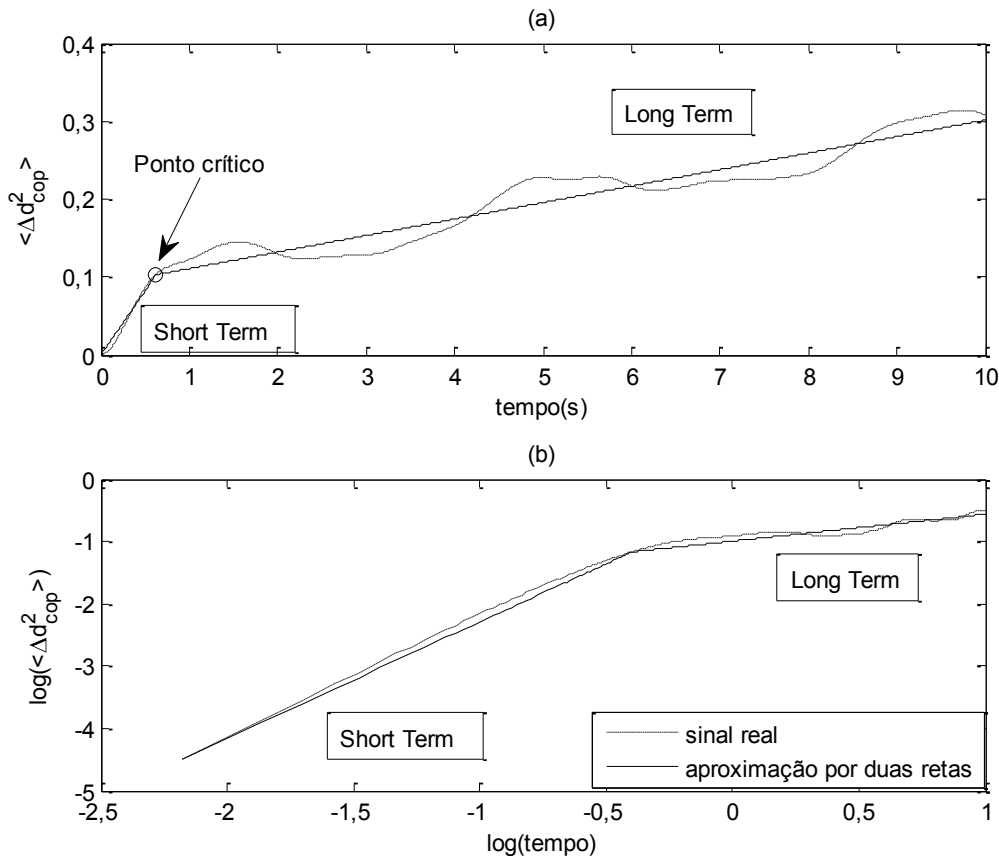


Figura 3.4 - (a) Gráfico da função *Stablogram Diffusion*. (b) gráfico log-log.

Cada região é caracterizada por:

- Um coeficiente de difusão (D), cuja relação com o gráfico é: $\langle \Delta d_{cop}^2 \rangle = 2D\Delta t$.
- Um *scaling exponent* (H), cuja relação é dada por: $\langle \Delta d_{cop}^2 \rangle \propto \Delta t^{2H}$.
- Um ponto critico que divide o gráfico em duas regiões (*long term* e *short term*).

Assim, pode-se calcular o coeficiente de difusão (D) através da inclinação da reta na Figura 3.4(a), pois $2D = \frac{\langle \Delta d_{cop}^2 \rangle}{\Delta t}$ = inclinação da reta.

Da mesma forma, pode-se calcular o *scaling exponent* (H) através da inclinação da reta no gráfico log-log da Figura 3.4(b), pois $2H = \frac{\log \langle \Delta d_{cop}^2 \rangle}{\log(\Delta t)}$ = inclinação da reta.

3.3.1.9 Análise R/S

Esta análise foi definida por Hurst [14] para detectar a "persistência" ou memória de uma série temporal. O procedimento é descrito abaixo [24, 27].

Dada uma série temporal $d_{cop}(t)$ no intervalo $0 \leq t \leq N \cdot T$, esta é dividida em intervalos de τ amostras. Para cada intervalo, a função y é calculada através da Equação 3.24, onde n é a amostra atual e $\overline{d_{cop}_\tau}$ é a média de d_{cop} neste intervalo.

$$y(n) = \sum_{i=1}^n (d_{cop}(i) - \overline{d_{cop}_\tau}) \quad (3.24)$$

O próximo passo é o cálculo de $R(\tau)$ e do desvio padrão $S(\tau)$ deste intervalo, mostrados respectivamente nas Equações 3.25 e 3.26.

$$R(\tau) = \max(y) - \min(y) \quad (3.25)$$

$$S(\tau) = \sqrt{\frac{1}{\tau} \sum_{i=1}^{\tau} (d_{cop}(i) - \overline{d_{cop}_\tau})^2} \quad (3.26)$$

Assim, para cada valor de τ , o valor de $R(\tau)/S(\tau)$ é estimado. É esperado um comportamento $R(\tau)/S(\tau) \sim \tau^{H_{R/S}}$, onde o expoente $H_{R/S}$ pode ser extraído através da inclinação da reta no gráfico $\log(R/S)$ vs. $\log(\tau)$. Em geral o expoente pode variar de 0 até 1.

- Se $0,5 < H_{R/S} \leq 1$, a série temporal é persistente;
- Se $H_{R/S} < 0,5$, a série temporal é anti-persistente e;
- $H_{R/S} = 0,5$ representa um ruído branco.

3.3.1.10 Entropia Aproximada

A *entropia aproximada* (ApEn) é uma ferramenta usada para quantificar a regularidade de um sinal, retornando um valor entre 0 e 2, onde:

- ApEn = 0 representa um sinal determinístico, como um sinal senoidal e;
- ApEn = 2 representa um sinal aleatório, como um ruído branco.

O procedimento para o cálculo da *Entropia Aproximada* é descrito abaixo:

Considerando a sequência d_{cop} , com N amostras, é necessário escolher valores para os parâmetros m (comprimento de um padrão) e r (critério de similaridade ou tolerância de comparação), a fim de calcular a entropia aproximada da sequência. Se uma janela do sinal de m amostras iniciando da amostra i é denotado por $p_m(i)$ e, em seguida, duas janelas $p_m(i)$ e $p_m(j)$ serão semelhantes, se a diferença entre qualquer par de amostras correspondentes das janelas forem inferior a r , $[d_{cop}(i+k) - d_{cop}(j+k)] < r$, para $0 \leq k < m$.

Sendo P_m o conjunto de todas as janelas de comprimento m em d_{cop} , o número de janelas de comprimento m que se assemelham a janela de mesmo comprimento, iniciando de i é $C_{im}(r)$. $C_{im}(r)$ é o número de janelas em P_m que são similares a $p_m(i)$. Neste caso, $C_{im}(r)$ pode ser calculado para cada janela em P_m , estimando $C_m(r)$ como a média destes valores. $C_m(r)$ mede a regularidade ou a frequência das janelas semelhantes em um determinado conjunto de janelas em d_{cop} com comprimento m , obedecendo a tolerância r . Assim, a entropia aproximada de d_{cop} pode ser definida como na Equação 3.27.

$$ApEn(m, r, d_{cop}) = \ln \left[\frac{C_m(r)}{C_{m+1}(r)} \right] \quad (3.27)$$

A entropia aproximada (ApEn) mede a similaridade entre as janelas de comprimentos m e $m+1$. Esta técnica foi aplicada no deslocamento do COP, com um valor de m (comprimento janela) igual a 2 e r (tolerância) igual a $0.2SD(d_{cop})$, onde $0.2SD(d_{cop})$ é o desvio padrão de d_{cop} , como sugerido por Pincus [65].

3.3.1.11 Linear Discriminant Analysis (LDA)

O LDA é um método conhecido de classificação de dados e redução dimensional. Através deste método, é possível projetar um conjunto de dados multidimensional em apenas uma dimensão, resultando em uma única característica [66-68].

Neste estudo, o conceito do LDA foi utilizado a fim de verificar se a combinação das características extraídas do deslocamento do COP poderá discriminar os sete grupos em análise. Para cada indivíduo foi criado um vetor de características através do agrupamento das características extraídas do deslocamento do COP, e então, o LDA foi aplicado a estes dados para fazer uma redução dimensional, onde cada elemento do vetor representa uma dimensão.

Cada elemento do vetor de características (c) é representado por um eixo Cartesiano, conseqüentemente, cada indivíduo é representado por um ponto neste espaço multidimensional.

O próximo passo consiste na redução do espaço multidimensional em um espaço unidimensional. O processo de redução dimensional consiste na rotação de um eixo, criado imaginariamente, no espaço multidimensional. Com a rotação deste eixo imaginário, torna-se possível verificar em que posição as projeções de todos os pontos (ou seja, todos os indivíduos) sobre este eixo, proporcionará a melhor discriminação dos sete grupos.

A Figura 3.5 representa este processo de redução dimensional com apenas dois grupos, um representado por 'o' e outro representado por 'x', onde cada indivíduo possui apenas duas características. Na Figura 3.5(A), pode-se verificar que ambos os grupos são visivelmente discrimináveis em um espaço bidimensional, ou seja, através das duas características. Contudo, ao realizar a análise de cada característica separada, observa-se que não há separabilidade entre os grupos, como se pode observar na projeção dos pontos sobre cada eixo. Na Figura 3.5(B), com a rotação do eixo imaginário criado, torna-se possível a verificação do ângulo no qual as projeções dos pontos sobre este eixo possuem uma máxima separabilidade, possibilitando a discriminação entre os grupos e reduzindo um espaço multi-dimensional para um espaço unidimensional.

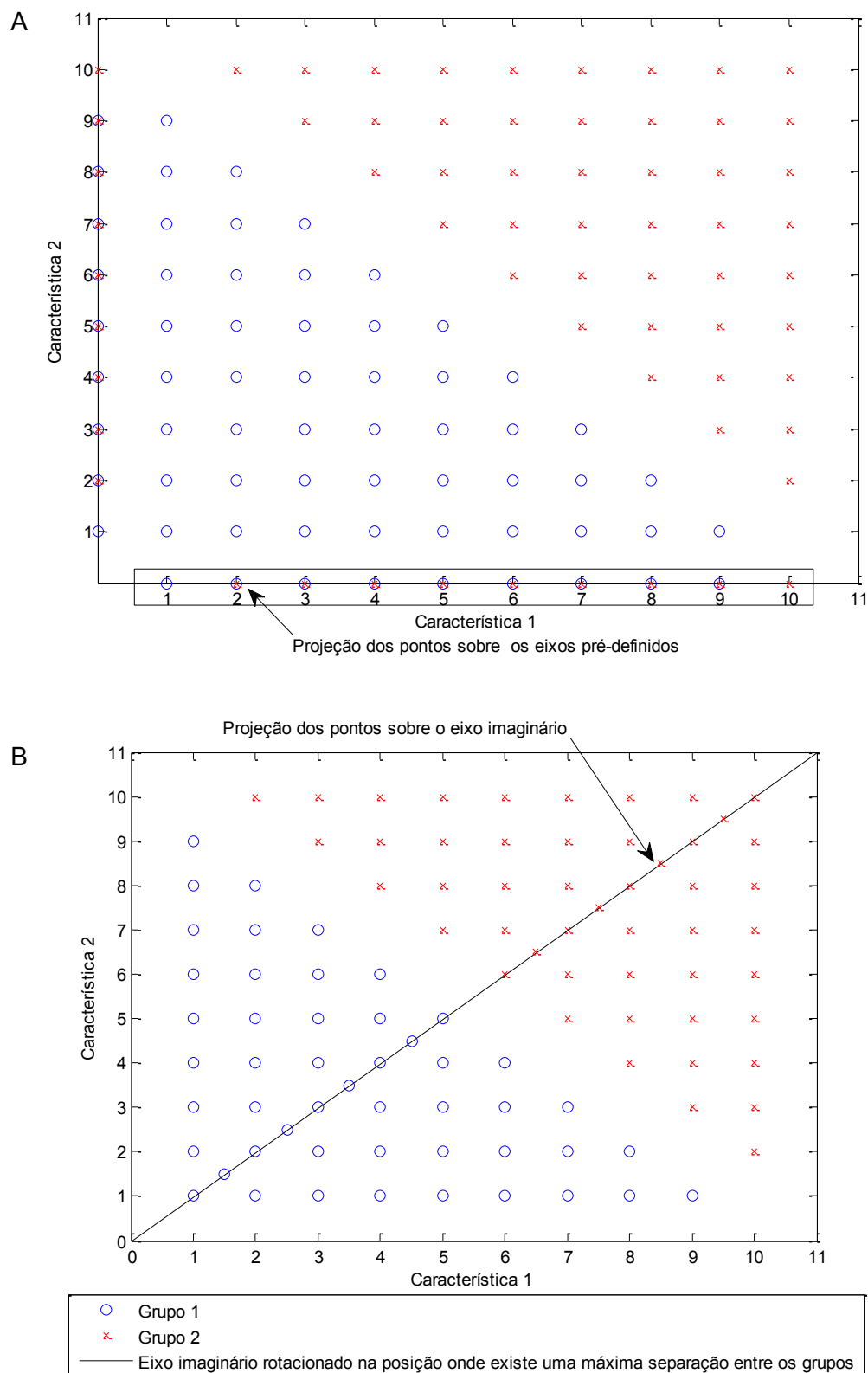


Figura 3.5 – Processo de redução dimensional. (A) pontos projetados sobre os eixos pré-definidos. (B) pontos projetados sobre um eixo imaginário.

Para que a separabilidade entre estes dois grupos fique mais evidenciada, o espaço unidimensional será representado de uma forma visual diferente. Essa nova representação será mostrada através de um gráfico da distribuição normal das projeções de cada grupo sobre o eixo imaginário rotacionado. Esta distribuição leva em consideração a média e o desvio padrão de cada grupo sobre o eixo, como pode ser observado na Figura 3.6.

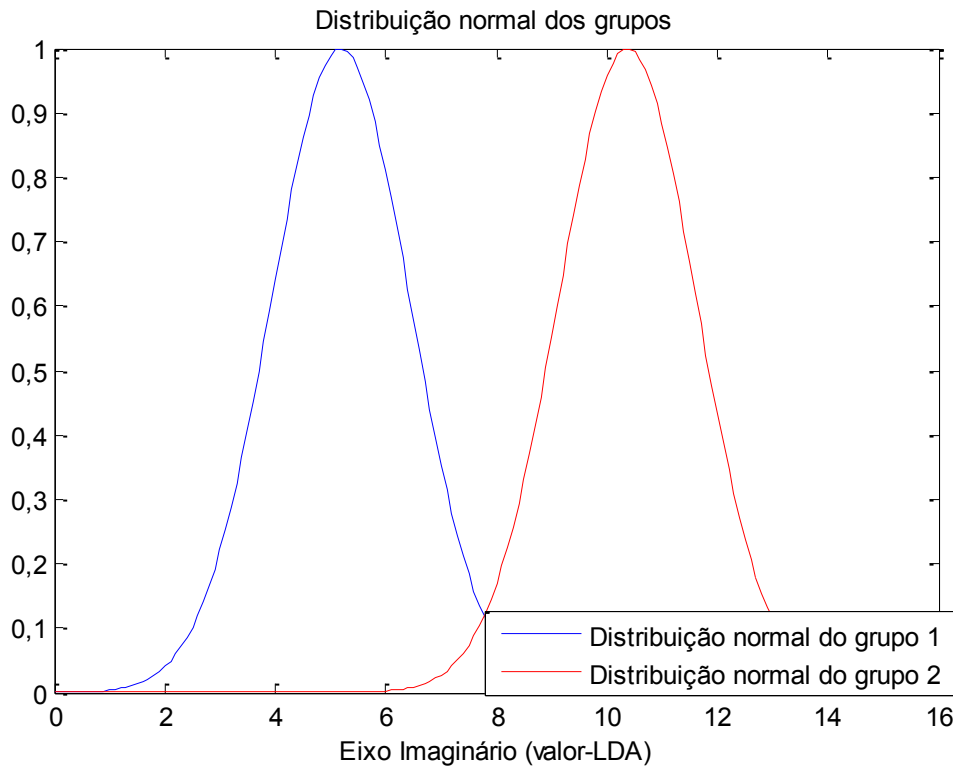


Figura 3.6 - Distribuição normal da projeção dos dois grupos da Figura 3.5.

Através de uma inspeção visual da Figura 3.6 pode-se observar que os dois grupos em análise são discrimináveis. A quantificação deste grau de discriminação pode ser feita através do cálculo de um estimador de acurácia, que consiste na relação entre a média e o desvio padrão destes grupos. O cálculo do estimador de acurácia (E) é mostrado na Equação 3.28, onde $\bar{x}$ é a média do *valor-LDA* do grupo x , $\bar{y}$ é a média do *valor-LDA* do grupo y , σ_x é o desvio padrão do *valor-LDA* do grupo x e σ_y é o desvio padrão do *valor-LDA* do grupo y .

$$E = \left| \frac{(\bar{x} - \bar{y})}{\sqrt{\sigma_x^2 + \sigma_y^2}} \right| \quad (3.28)$$

Este estimador é uma ferramenta estatística responsável por indicar se uma determinada característica é capaz de discriminar os dois grupos em análise, ou seja, se há diferença significativa entre eles. Quanto maior o valor de E , melhor será a discriminação entre os grupos. Se o estimador E resulta em um valor maior do que 1 (um), significa que a distância entre as médias dos dois grupos é maior do que a soma das variâncias dos mesmos, indicando que estes dois grupos são distintos em relação a característica em análise, sendo esta característica capaz de diferenciar os grupos.

Para calcular o grau de discriminação entre todos os grupos, foi calculado o valor de E para cada par de grupos existentes. Em seguida, estes valores foram somados, resultando em um valor final que caracteriza a separação de todos os grupos existentes.

É importante salientar que um aumento do número de elementos do vetor de características aumenta significativamente a quantidade de possíveis posições que podem ser assumidas pelo eixo imaginário.

A fim de controlar as posições do eixo imaginário neste espaço foi implementado um Algoritmo Genético (noções gerais do AG desenvolvidas no item 3.3.1.11.1), pois este permite a criação de estratégias (como funções de aptidões maleáveis através de punições e outros artifícios) para uma melhor seleção da posição do eixo imaginário, onde ferramentas estatísticas mostraram-se ineficazes. Como o algoritmo genético [66, 68] é uma ferramenta de busca, este encontrará um ângulo de rotação otimizado. As equações utilizadas para o cálculo das projeções de cada ponto (de cada indivíduo) em um determinado eixo é dado pelas Equações 3.29, 3.30 e 3.31, onde n é o número de características existentes em cada vetor de características (c). Deve-se ressaltar que n representa o número de dimensões do espaço, e como a equação encontra-se em coordenadas angulares, para cada ponto existem um módulo (r) e $n-1$ ângulos (θ). Além disso, o eixo imaginário também é representado por $n-1$ ângulos ($\tilde{\theta}$), onde cada ângulo é uma constante variando de 0 a 2π .

$$r = \sqrt{c_1^2 + c_2^2 + c_3^2 + \dots + c_n^2} \quad (3.29)$$

$$\theta_1 = \tan^{-1}\left(\frac{c_2}{c_1}\right); \theta_2 = \tan^{-1}\left(\frac{c_3}{\sqrt{c_1^2 + c_2^2}}\right); \theta_3 = \tan^{-1}\left(\frac{c_4}{\sqrt{c_1^2 + c_2^2 + c_3^2}}\right); \dots; \theta_{n-1} = \tan^{-1}\left(\frac{c_n}{\sqrt{c_1^2 + \dots + c_{n-1}^2}}\right) \quad (3.30)$$

$$valor_LDA = r * \cos(\theta_1 + \hat{\theta}_1) * \cos(\theta_2 + \hat{\theta}_2) * \dots * \cos(\theta_{n-1} + \hat{\theta}_{n-1}) \quad (3.31)$$

Assim, o algoritmo genético será responsável por procurar os melhores valores para os ângulos de rotação ($\hat{\theta}$). Com a análise da projeção dos pontos sobre o eixo imaginário, pode-se observar que o espaço, anteriormente multidimensional, poderia ser reduzido para apenas uma dimensão, correspondente à sua projeção sobre o eixo imaginário. Através deste novo valor, chamado de *valor-LDA*, é possível verificar o grau de discriminação entre os grupos.

Após a estimativa da melhor posição do eixo imaginário, foi realizado o cálculo da relevância de cada característica no *valor-LDA*. Este cálculo consiste na eliminação de uma dada característica para avaliar o seu impacto sobre a discriminação final dos grupos; ou seja, ao eliminar uma determinada característica do vetor de características e o grau de discriminação entre os grupos (valor de E) continuar o mesmo, significa que tal característica não possui importância para a discriminação final. Desta forma, as características que tiveram um impacto inferior a 1% do valor final de E foi considerada insignificante na discriminação final dos grupos e foram excluídas da análise. Este valor foi estabelecido pelos autores após várias experimentações.

Neste estudo, o conceito do LDA foi utilizado a fim de verificar se a combinação das características extraídas do deslocamento do COP poderá discriminar os sete grupos em análise. Para cada indivíduo foi criado um vetor de características (c) através do agrupamento das características extraídas do deslocamento do COP, e então, o LDA foi aplicado seguindo os passos descritos acima.

O vetor de características (c) possui 82 dimensões, onde cada elemento deste vetor corresponde a uma característica, ou seja, cada indivíduo possui no total 82 características extraídas do deslocamento do COP, considerando as três direções (AP, ML e RD) e as duas condições visuais (OA e OF). O vetor de características (c) é composto por:

- c_1, c_2, c_3, c_4 : *velocidade média* (respectivamente: AP_OA, ML_OA, AP_OF, ML_OF);
- c_5, c_6 : *velocidade média* (RD_OA, RD_OF);

- c_7, c_8, c_9, c_{10} : *deslocamento total* (AP_OA, ML_OA, AP_OF, ML_OF);
- c_{11}, c_{12} : *deslocamento total* (RD_OA, RD_OF);
- $c_{13}, c_{14}, c_{15}, c_{16}$: *RMS* (AP_OA, ML_OA, AP_OF, ML_OF);
- $c_{17}, c_{18}, c_{19}, c_{20}$: *Range* (AP_OA, ML_OA, AP_OF, ML_OF);
- $c_{21}, c_{22}, c_{23}, c_{24}$: $f_{média}$ (AP_OA, ML_OA, AP_OF, ML_OF);
- $c_{25}, c_{26}, c_{27}, c_{28}$: f_{pico} (AP_OA, ML_OA, AP_OF, ML_OF);
- $c_{29}, c_{30}, c_{31}, c_{32}$: *F50* (AP_OA, ML_OA, AP_OF, ML_OF);
- $c_{33}, c_{34}, c_{35}, c_{36}$: *F80* (AP_OA, ML_OA, AP_OF, ML_OF);
- $c_{37}, c_{38}, c_{39}, c_{40}$: *Potência total* (AP_OA, ML_OA, AP_OF, ML_OF);
- c_{41}, c_{42} : *area da elipse de confiança* (OA, OF);
- c_{43}, c_{44} : *eixo maior da elipse de confiança* (OA, OF);
- c_{45}, c_{46} : *angulo da elipse de confiança* (OA, OF);
- $c_{47}, c_{48}, c_{49}, c_{50}$: *DFA* (AP_OA, ML_OA, AP_OF, ML_OF);
- $c_{51}, c_{52}, c_{53}, c_{54}$: *SDA Ds* (AP_OA, ML_OA, AP_OF, ML_OF);
- $c_{55}, c_{56}, c_{57}, c_{58}$: *SDA DI* (AP_OA, ML_OA, AP_OF, ML_OF);
- $c_{59}, c_{60}, c_{61}, c_{62}$: *SDA Hs* (AP_OA, ML_OA, AP_OF, ML_OF);
- $c_{63}, c_{64}, c_{65}, c_{66}$: *SDA HI* (AP_OA, ML_OA, AP_OF, ML_OF);
- $c_{67}, c_{68}, c_{69}, c_{70}$: *SDA tempo crítico* (AP_OA, ML_OA, AP_OF, ML_OF);
- $c_{71}, c_{72}, c_{73}, c_{74}$: *SDA magnitude* (AP_OA, ML_OA, AP_OF, ML_OF);
- $c_{75}, c_{76}, c_{77}, c_{78}$: *expOAnte de Hurst* (AP_OA, ML_OA, AP_OF, ML_OF);
- $c_{79}, c_{80}, c_{81}, c_{82}$: *EnAp* (AP_OA, ML_OA, AP_OF, ML_OF).

O algoritmo utilizado para a estimativa do *valor-LDA* é mostrado em detalhes no Capítulo 4.

3.3.1.11.1 Algoritmos Genéticos (AG)

Algoritmo Genético é uma ferramenta de busca e otimização baseada na Teoria da evolução proposta por Darwin e na reprodução genética, no qual indivíduos mais aptos possuem uma maior probabilidade de reprodução, os quais repassam seus códigos genéticos para as próximas gerações. Estes códigos genéticos formam o cromossomo e representam as características do indivíduo.

O AG utiliza-se de tais princípios para buscar uma solução otimizada de um determinado problema, através da evolução de populações de soluções codificadas através de cromossomos artificiais. Cada cromossomo artificial é uma estrutura de dados que representa uma solução dentre as possíveis soluções do problema. Sua estrutura e representação dependem do tipo de problema e do que se deseja manipular geneticamente [69].

Tais cromossomos artificiais são submetidos a um processo evolucionário que envolve avaliação, seleção, recombinação sexual (*crossover*) e mutação, gerando indivíduos mais aptos após vários ciclos evolucionários [69].

A avaliação consiste em uma função que representa o problema e tem por objetivo fornecer uma medida de aptidão de cada indivíduo da população atual, guiando o processo de busca. A função de avaliação, chamada de função de aptidão é para um AG o que o meio ambiente é para um ser vivo, tornando-se específica para cada problema [69]

O processo de seleção é responsável por selecionar indivíduos para a reprodução baseada na aptidão, onde indivíduos mais aptos possuem uma maior probabilidade de serem escolhidos para a recombinação sexual. Geralmente, AGs utilizam a seleção por roleta, onde cada indivíduo é representado por uma fatia proporcional a sua aptidão relativa.

Após serem selecionados, cada par de indivíduos selecionados são recombinados através do operador de *crossover* respeitando uma probabilidade de cruzamento ($p_{\text{cruzamento}}$). Através do cruzamento, geram-se novos indivíduos através de uma recombinação genética entre o par de indivíduos selecionados, onde os

descendentes serão diferentes de seus pais, porém com uma mistura de características genéticas de ambos.

Tais cromossomos são então submetidos à operação de mutação respeitando uma probabilidade de mutação ($p_{\text{mutação}}$), no qual alguma característica, ou gene, deste indivíduo será modificado aleatoriamente, com o intuito de aumentar a diversidade da população.

Desta forma, um AG pode ser definido como um processo contínuo que se repete em ciclos de evolução até atingirem um critério de parada. Tal critério de parada, tipicamente, é definido como um número máximo de ciclos.

Geralmente, os AGs são utilizados em problemas complexos, onde existem diversos parâmetros ou um grande espaço de busca, ou em problemas onde haja restrições ou condições que não podem ser representadas matematicamente.

3.3.1.12 Coeficiente de Correlação de Pearson

O coeficiente de Correlação de Pearson (r) mede o grau de correlação entre duas variáveis (x e y) através da Equação 3.32.

$$r = \frac{\sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y})}{\sqrt{\sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2} \sqrt{\sum_{i=1}^N (y_i - \bar{y})^2}} \quad (3.32)$$

Este coeficiente assume valores que varia de -1 à 1, onde:

- $r = 1$ indica uma correlação linear positiva perfeita entre as duas variáveis.
- $r = -1$ indica uma correlação linear negativa perfeita entre as duas variáveis.
- $r = 0$ indica que as duas variáveis não dependem linearmente uma da outra.

Capítulo 4

4 Software para Análise de Discriminação Linear

O objetivo deste capítulo é apresentar o software desenvolvido para discriminar N-grupos através da análise de características deles extraídas. O programa desenvolvido realiza esta classificação utilizando conceitos da Análise de Discriminação Linear (LDA) juntamente com conceitos de Algoritmos Genéticos.

O algoritmo em questão foi testado em dados artificiais e teóricos, gerando resultados esperados e mostrando-se fortemente eficaz na realização da tarefa para o qual foi proposto. Uma vez validado, este software foi utilizado neste estudo, colaborando na discriminação dos sete grupos em questão.

4.1 Algoritmo Genético

A Figura 4.1 mostra um diagrama de blocos, contendo as etapas principais para estimar o *valor-LDA*. A entrada para o algoritmo é uma matriz de características ($\mathbf{C}_0$), formado pela concatenação dos vetores de características ($\mathbf{c}$) de cada indivíduo, assim, a dimensão desta matriz é $m \times n$, onde m corresponde ao número de pontos (indivíduos) e n corresponde ao número de características.

Neste estudo, o vetor de características ($\mathbf{c}$) possui 82 dimensões (descrito na seção 3.3.1), onde cada elemento deste vetor corresponde a uma característica extraída do deslocamento do COP; ou seja, cada indivíduo possui no total 82 características extraídas do deslocamento do COP, considerando as três direções (AP, ML e RD) e as duas condições visuais (OA e OF).

Para evitar a super valorização de uma determinada característica sobre outra, os valores de cada característica (cada coluna da matriz $\mathbf{C}_0$) foram normalizados entre 0 e 1. Um offset de 0,1 foi adicionado ao vetor normalizado ($\mathbf{C}_N$) para evitar divisão por zero durante as etapas do processamento do sinal.

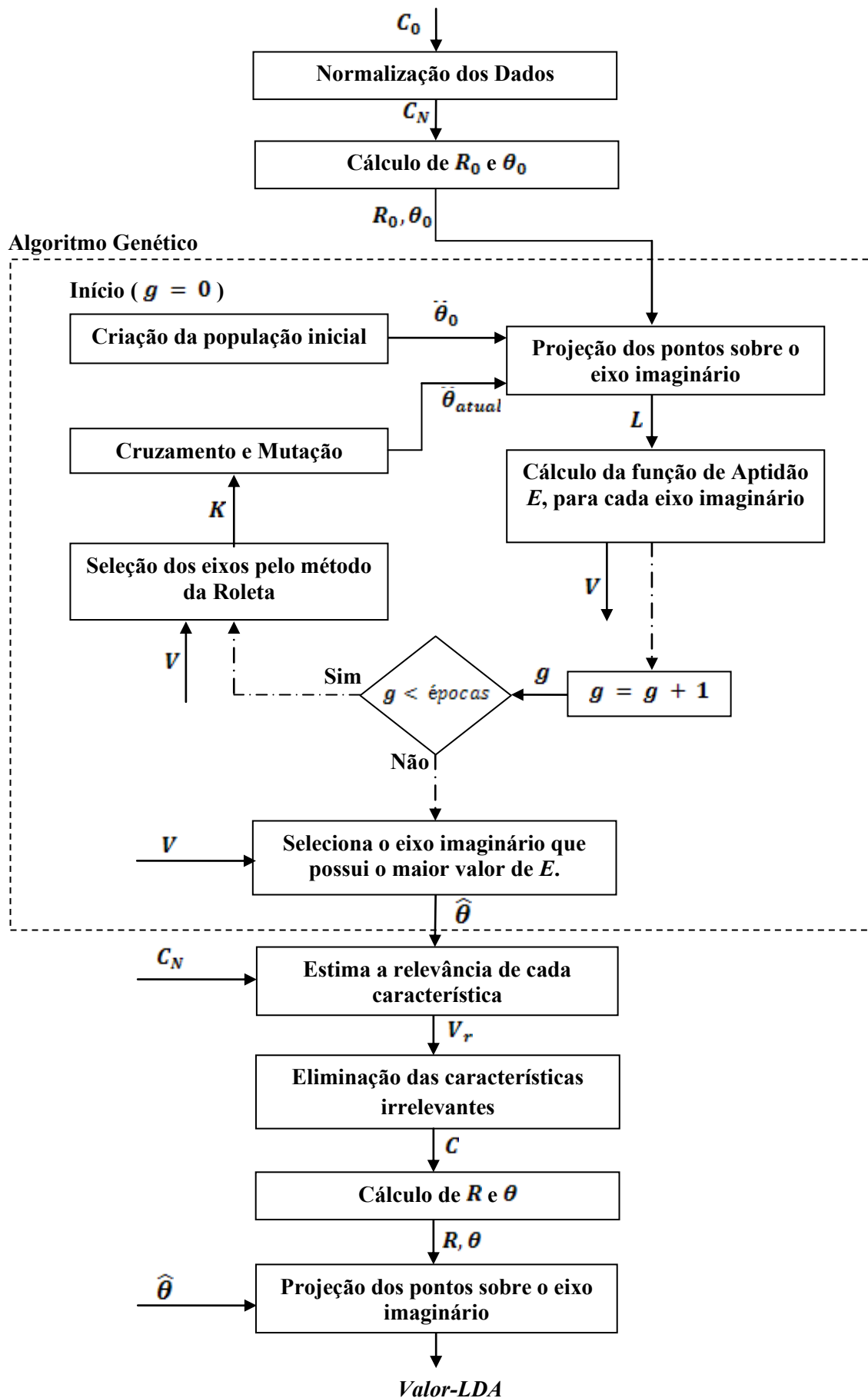


Figura 4.1 – Diagrama de blocos do algoritmo utilizado.

O próximo passo consiste em representar os dados da matriz C_N , que estão representados como coordenadas cartesianas de cada indivíduo, em coordenadas angulares a partir das Equações 3.29 e 3.30; ou seja, para cada indivíduo tem-se um módulo (r) e $n-1$ ângulos (θ). Assim, através destas equações aplicadas em cada linha da matriz C_N , obtêm-se os parâmetros R_0 (módulos (r) de cada indivíduo) e θ_0 (ângulos (θ) de cada indivíduo).

Após o cálculo destes parâmetros, o algoritmo genético é iniciado, gerando uma população inicial ($\tilde{\theta}_0$), que consiste em um conjunto de s eixos imaginários criados aleatoriamente em qualquer direção nesse espaço multidimensional. Como visto no Capítulo 3, a posição de cada eixo imaginário é representada por $n-1$ ângulos ($\tilde{\theta}$), sendo assim a matriz $\tilde{\theta}_0$ possui uma dimensão de $s \times (n-1)$. Nesta etapa, a variável (g) referente ao número de épocas do AG é zerada e utilizada como critério de parada, que ocorrerá quando g for igual ao número de épocas, que é determinada pelo usuário como parâmetro inicial do software.

Lembrando que o propósito do AG é encontrar uma posição otimizada para o eixo imaginário, onde a projeção de cada ponto sobre este eixo produza uma separabilidade máxima entre os grupos em questão. Assim, a Equação 3.31 é utilizada para realizar a projeção de todos os indivíduos existentes sobre cada eixo imaginário criado, gerando uma matriz (L) de dimensão $s \times m$. Note que para isso, esta etapa necessita das matrizes R_0 , θ_0 e $\tilde{\theta}_0$.

$$r = \sqrt{c_1^2 + c_2^2 + c_3^2 + \dots + c_n^2} \quad (3.29)$$

$$\theta_1 = \tan^{-1}\left(\frac{c_2}{c_1}\right); \theta_2 = \tan^{-1}\left(\frac{c_3}{\sqrt{c_1^2 + c_2^2}}\right); \theta_3 = \tan^{-1}\left(\frac{c_4}{\sqrt{c_1^2 + c_2^2 + c_3^2}}\right); \dots; \theta_{n-1} = \tan^{-1}\left(\frac{c_n}{\sqrt{c_1^2 + \dots + c_{n-1}^2}}\right) \quad (3.30)$$

$$valor_LDA = r * \cos(\theta_1 + \hat{\theta}_1) * \cos(\theta_2 + \hat{\theta}_2) * \dots * \cos(\theta_{n-1} + \hat{\theta}_{n-1}) \quad (3.31)$$

A partir da matriz L , é possível quantificar o grau de discriminação dos grupos em cada eixo imaginário através da Equação 4.1. Esta equação consiste na somatória do estimador de acurácia aplicado para cada par de grupos existentes, onde ξ é o número de grupos existentes, $\bar{x}_i$ e $\sigma_{x_i}^2$ são a média e a variância do i -ésimo grupo, $\bar{x}_j$ e $\sigma_{x_j}^2$ são a média e a variância do j -ésimo grupo.

$$E_z = \sum_{i=1}^{\xi-1} \sum_{j=i+1}^{\xi} \left| \frac{(\bar{x}_i - \bar{x}_j)}{\sqrt{\sigma_{x_i}^2 + \sigma_{x_j}^2}} \right|, z = 1, 2, \dots, s \quad (4.1)$$

Quanto maior o valor de E_z , melhor será a discriminação entre os grupos nesse eixo. Como o principal objetivo do AG é encontrar a posição do eixo imaginário onde E_z é máximo, esta será a função de aptidão do AG. Além disso, a função de aptidão possui o estabelecimento de uma regra que, ao ser descumprida, implica em uma punição pré-estabelecida, de forma a evitar que um indivíduo não apto possua alto valor de aptidão. Esta regra consiste na verificação das posições das médias de cada grupo, que deverão obedecer a uma seqüência, de forma a possibilitar uma discriminação dos grupos em uma ordem específica. Neste trabalho, a ordem desejada é a ordem de idade. Caso a média dos grupos não esteja em seqüência conforme a idade, a punição será dada ao valor final de E_z para que este eixo não apresente um alto valor de aptidão, mesmo que este consiga discriminar os grupos em questão. Assim, a punição consiste na divisão do valor de E_z por 10, valor este escolhido empiricamente. Repare que esta punição deve ser rigorosa o bastante para que o AG dê prioridade para as discriminações que estão em ordem de idades, e se possível, não ser rigorosa o bastante para que o AG não trate todas as outras opções com um valor de aptidão desprezível. Note que a escolha desta punição é semelhante à escolha dos parâmetros do AG (probabilidade de cruzamento, probabilidade de mutação, quantidade de indivíduos da população, etc.); ou seja, não há um valor ótimo para esses parâmetros, onde o operador terá que ajustar tais valores conforme sua experiência e simulações.

Este processo resulta em um vetor $\mathbf{V}$ mostrado na Equação 4.2 composto de s elementos, e então a variável de controle g é incrementada. Se g for menor do que o número de épocas o processo de procura continua.

$$\mathbf{V} = \begin{bmatrix} E_{z=1} \\ E_{z=2} \\ \vdots \\ E_{z=s} \end{bmatrix} \quad (4.2)$$

A próxima etapa consiste na seleção dos eixos utilizando o método da roleta, um método de amostragem com reposição bastante conhecida em AG. A idéia básica

deste processo é a seleção aleatória de um determinado número de indivíduos da população atual ($\hat{\theta}_{atual}$) que através do cruzamento e mutação formarão a próxima população. A probabilidade de seleção de um determinado indivíduo é diretamente proporcional ao seu valor de aptidão, ou seja, quanto maior o valor de E_z maior a probabilidade de seleção. O resultado desta etapa é uma matriz K de dimensão $s \times (n-1)$.

O processo de cruzamento e mutação é aplicado na população K com probabilidades de $p_{cruzamento}$ e $p_{mutação}$. No cruzamento, dois pais consecutivos [$\hat{\theta}_{pai1}$ (linha 1 de K) e $\hat{\theta}_{pai2}$ (linha 2 de K)] são combinados para criar dois filhos, de acordo com a técnica de cruzamento definida por Wright [70]. Este método consiste na geração de três filhos ($\hat{\theta}_{filho_1}$, $\hat{\theta}_{filho_2}$ e $\hat{\theta}_{filho_3}$) dada pelas Equações 4.3, 4.4 e 4.5, onde os dois melhores filhos são selecionados de acordo com a função de aptidão (E_z).

$$\hat{\theta}_{filho_1} = 1,5 \hat{\theta}_{pai1} - 0,5 \hat{\theta}_{pai2} \quad (4.3)$$

$$\hat{\theta}_{filho_2} = 0,5 \hat{\theta}_{pai1} + 0,5 \hat{\theta}_{pai2} \quad (4.4)$$

$$\hat{\theta}_{filho_3} = -0,5 \hat{\theta}_{pai1} + 1,5 \hat{\theta}_{pai2} \quad (4.5)$$

A mutação, usada como um operador para manter uma diversidade e evitar mínimos locais, possui uma probabilidade de ocorrer ($p_{mutação}$), e quando esta ocorre, um ângulo, escolhido aleatoriamente, do eixo selecionado é modificado também de forma aleatória.

Assim, através das etapas de cruzamento e mutação, uma nova população ($\hat{\theta}_{atual}$) é formada e todo o processamento descrito acima é repetido até que o valor de g seja igual ao número de épocas, onde este processo é interrompido e o melhor eixo imaginário ($\hat{\theta}$), que possui o valor máximo de E_z no vetor V é selecionado.

Uma vez encontrado o eixo imaginário ($\hat{\theta}$) que maximiza a discriminação dos grupos, é verificado o grau de relevância de cada característica sobre esta discriminação final. Para isso, os valores de uma determinada característica (colunas da matriz C_N) são zerados e a função de aptidão é calculada, resultando em um valor

de E_z^{new} para cada coluna zerada da matriz C_N . Estes valores são armazenados dentro do vetor V_r , que contém n elementos.

As características que tiverem uma diferença entre E_z e E_z^{new} menor do que 1% do valor de E_z são consideradas irrelevantes e são descartadas nesta etapa, gerando uma nova matriz de entrada C , contendo apenas as características relevantes. Repare que esta etapa da análise não precisa necessariamente ser feita, onde neste caso, todas as características seriam necessárias para o cálculo do *valor-LDA*, mesmo aquelas que não influenciam na discriminação dos grupos.

Este valor de 1% foi determinado empiricamente, com o intuito de retirar características que não possuem influencia sobre a discriminação final dos grupos, para evitar cálculos desnecessários de determinadas características. Assim, este valor não pode ser grande o bastante para retirar características que possuam peso na discriminação final (neste caso, piorando significativamente o valor final de discriminação) e não pode ser pequeno o bastante para não retirar determinadas características que não apresentem uma importância na discriminação final. Neste contexto, o valor de 1% indica que ao retirar uma característica da análise, o impacto desta na discriminação final deverá ser menor que 1%, mantendo assim um valor de discriminação bem próximo do valor anterior (adquirido com todas as características iniciais).

A Tabela 4.1 apresenta os valores do coeficiente de correlação de Pearson (r) da idade com o *valor-LDA* final dos grupos antes e depois da eliminação das características consideradas irrelevantes. Note que os valores de correlação são muito próximos em ambas as situações, mostrando que a discriminação dos grupos continua praticamente a mesma.

Tabela 4.1. Valores do Coeficiente de Correlação de Pearson entre a idade e o *valor-LDA* dos indivíduos em duas situações: considerando todas as características e considerando apenas as características relevantes.

	<i>Valor-LDA</i> (com todas as características)	<i>Valor_LDA</i> (apenas com as características relevantes)
Coeficiente de Pearson (r)	0,921	0,914

Finalmente, o conjunto de características relevantes juntamente com o otimizado eixo imaginário são utilizados nas Equações 3.29, 3.30 e 3.31 para calcular o *valor-LDA* final de cada indivíduo.

A Tabela 4.2 mostra a descrição dos parâmetros utilizados durante este processo, bem como os valores de algumas variáveis.

Tabela 4.2. Descrição dos parâmetros utilizados para estimar o *valor-LDA*.

Parâmetros	Dimensões	Valores	Descrição
c	82		Vetor de características.
C_0	59x82		Matriz de dados (conjunto dos vetores c de cada indivíduo).
C_N	59x82		Matriz de dados normalizada.
R_0	59		Módulo r de cada ponto.
θ_0	59x81		Ângulos de cada ponto.
$\tilde{\theta}_0$	50x81		População inicial do AG (ângulos que determinam a posição de cada eixo imaginário).
L	50x59		Projeção dos pontos sobre os eixos imaginários.
V	50		Valores de aptidão de cada eixo imaginário.
K	50x81		Eixos imaginários selecionados através da técnica da roleta.
$\tilde{\theta}_{atual}$	50x81		Nova população de eixos imaginários obtida após o cruzamento e mutação.
$\acute{e}pocas$	1	50000	Número de épocas.
$\tilde{\theta}$	81		Ângulos do eixo imaginário que possui a maior aptidão.
m	1	59	Número de pontos (indivíduos) existentes.
n	1	82	Número de características.
s	1	50	Número de eixos na população inicial.
ξ	1	7	Número de grupos.
$p_{mutação}$	1	0,1	Probabilidade de mutação.
$p_{cruzamento}$	1	0,8	Probabilidade de cruzamento.

Além destes processos descritos, o algoritmo genético implementado possui a possibilidade da criação de sub-populações, que consiste em processamentos

paralelos e independentes de duas ou mais sub-populações, e após um número específico de gerações, estas sub-populações são unidas, formando uma só população. Esta ferramenta tem o propósito de garantir a diversidade da população, mesmo após a convergência de cada sub-população para um mínimo local.

Os resultados advindos da aplicação do algoritmo implementado, que mescla conceitos de LDA e Algoritmos Genéticos, foram satisfatórios e podem colaborar em diversas aplicações, como será discutido no Capítulo 6.

4.2 Interface Gráfica

O programa implementado apresenta uma interface gráfica para apresentação de resultados finais e gráficos resultantes, como mostrados na Figura 4.4.

Campo 1: Janela na qual pode-se escolher uma dentre as diversas variáveis que se encontram no Workspace do Matlab®. Assim, deve-se escolher a matriz de característica (C_0), já discutido anteriormente, cuja dimensão é $(m \times n)$, onde m é o número de indivíduos e n o número total de características de cada indivíduo.

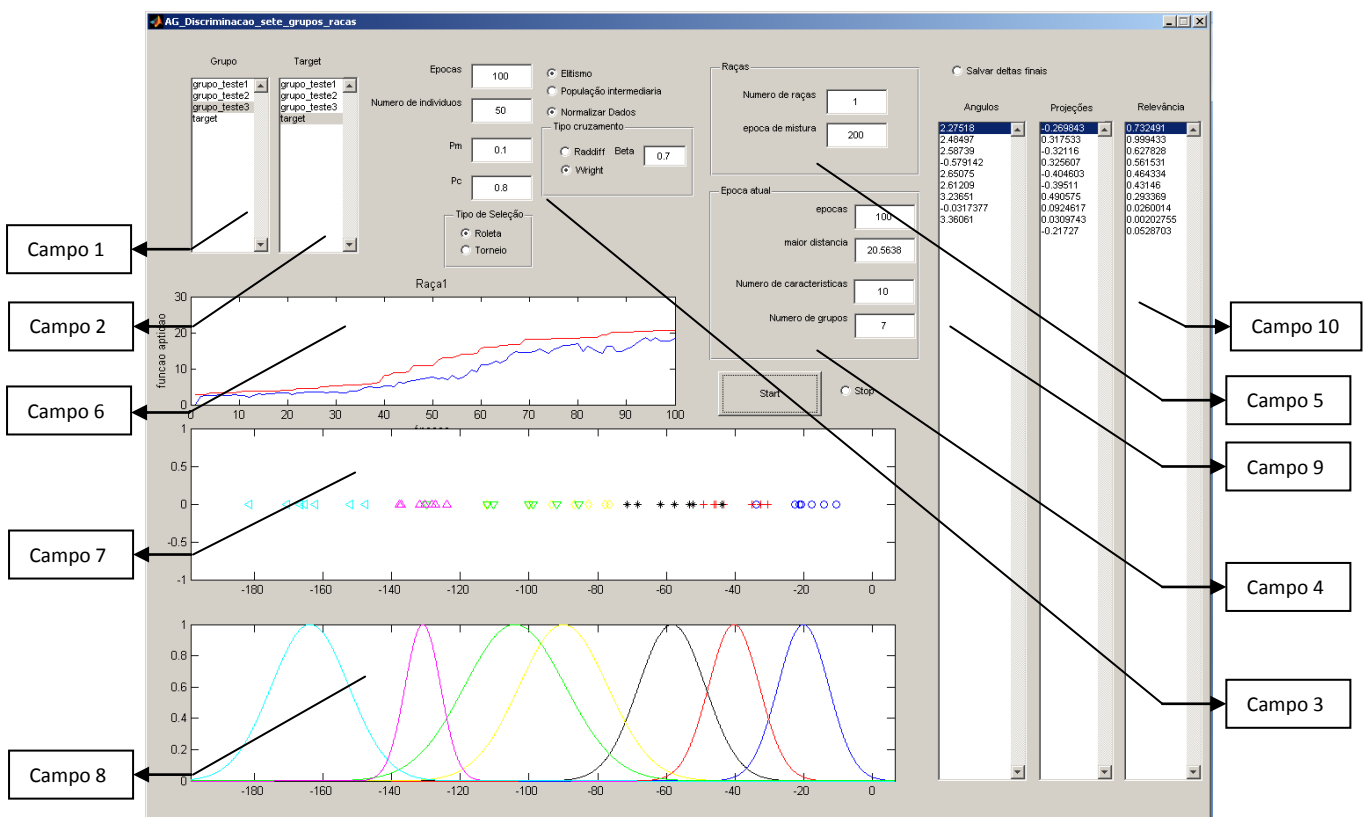


Figura 4.2 - Interface Gráfica do software.

Campo 2: Semelhante ao campo 1, é uma janela na qual pode-se escolher uma dentre as diversas variáveis que se encontram no Workspace do Matlab®. Deve-se selecionar um vetor com m elementos, onde m representa o número de indivíduos, sendo que cada elemento representa o grupo em que aquele indivíduo se encontra.

Campo 3: Dados de inicialização do algoritmo genético, como número de épocas, quantidade de eixos da população (s), probabilidade de cruzamento ($P_{cruzamento}$) e mutação ($p_{mutação}$), tipo de seleção, tipo de cruzamento, opções de normalização dos dados, população intermediária e elitismo.

Campo 4: Disponibiliza os valores atuais do algoritmo genético, como número da época atual (g), aptidão do melhor indivíduo, quantidade de características (n) e quantidade de grupos (ξ).

Campo 5: Local onde é escolhido o número de sub-populações existentes e em que época ocorrerá a união de todas as sub-populações.

Campo 6: Gráfico referente à função de aptidão versus época do algoritmo, onde a função em vermelho indica o valor da aptidão do melhor indivíduo e a função em azul representa o valor médio de aptidão de toda a população. O gráfico é atualizado em tempo real de acordo com a evolução do algoritmo genético.

Campo 7: Representação final da separação dos grupos sobre o eixo imaginário, através de um gráfico do estilo *Scatterplot*. Neste tipo de gráfico, cada grupo de indivíduos é representado por cores e formas diferenciadas.

Campo 8: Representação das distribuições gaussianas de cada grupo sobre o eixo imaginário. Cada distribuição traz informações acerca da média e do desvio padrão dos grupos em análise.

Campo 9: Disponibiliza os valores finais dos ângulos do melhor e mais apto eixo imaginário ($\tilde{\theta}$).

Campo 10: Mostra o vetor relevância das características na discriminação dos grupos, levando em consideração a diferença entre os vetores V e V_r . Quanto maior

for este valor, maior será a importância da característica na separabilidade dos grupos.

Este valor varia de 0 (zero) a 1 (um) .

Capítulo 5

5 Desenho da Pesquisa

5.1 Métodos

No total, 59 indivíduos saudáveis (ou seja, sem evidências clínicas ou histórico de alguma patologia neuromuscular) participaram dos experimentos, sendo 28 homens e 31 mulheres. Todos os indivíduos concederam seu consentimento antes da participação na pesquisa em questão, que foi aprovada pelo Comitê de Ética da Universidade Federal de Uberlândia - Brasil.

Os indivíduos foram classificados de acordo com as suas idades nos seguintes grupos:

- Grupo 1: N = 10 (H =7, M =3); 20 a 29 anos;
- Grupo 2: N = 10 (H =8, M =2); 30 a 39 anos;
- Grupo 3: N = 8 (H =6, M =3); 40 a 49 anos;
- Grupo 4: N = 10 (H =2, M =6); 50 a 59 anos;
- Grupo 5: N = 9 (H =1, M =9); 60 a 69 anos;
- Grupo 6: N = 8 (H =2, M =6); 70 a 79 anos;
- Grupo 7: N = 4 (H =2, M =2); 80 a 89 anos.

Onde N é o número total de indivíduos de cada grupo, H é o número de homens e M o número de mulheres.

Este critério de classificação foi utilizado para que se tenha condições de analisar características do controle postural em diferentes faixas etárias, verificando mudanças ao longo da idade.

O deslocamento do COP foi coletado por uma plataforma de força (modelo BioDynamicsBr da empresa DataHominis – Figura 5.1). A frequência de amostragem foi fixada em 150 amostras/segundos (frequência pré-determinada pelo fabricante do

equipamento). Apesar do sinal do COP possuir um espectro onde as principais frequências variam entre 0 e 3 Hz, o sinal coletado foi filtrado digitalmente com frequência de corte de 30 Hz, objetivando analisar uma ampla faixa do espectro do sinal. A filtragem foi realizada por um filtro passa-baixa, Butterworth de 3 pólos.



Figura 5.1 – Plataforma de Força.

O procedimento das coletas foi baseado em [12, 19, 21, 26, 31, 59], onde cada indivíduo permaneceu por 30 segundos sobre a plataforma de força na posição ereta, com as mãos espalmadas sobre as laterais do corpo, com os pés formando um ângulo de 20 graus e os calcanhares afastados de dois centímetros. Este procedimento foi realizado três vezes para cada condição (ou seja, olhos abertos e olhos fechados). Cada indivíduo foi solicitado a minimizar a oscilação postural e, durante a condição de olhos abertos, olhar fixamente para um ponto posicionado na altura dos olhos a dois metros de distância, como mostrado na Figura 5.2.

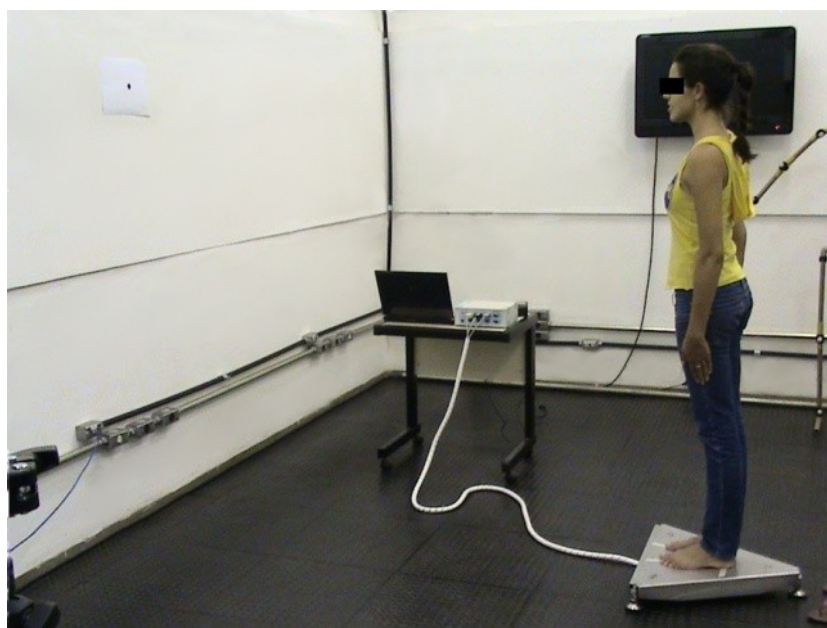


Figura 5.2 - Procedimento da coleta de dados.

5.1.1 Ferramentas e Técnicas

A fim de extrair características do deslocamento do COP, ferramentas tradicionais (*velocidade média, deslocamento total, valor RMS, range, características no domínio da frequência e elipse de confiança*) e técnicas matemáticas de mecânica estatística (*DFA, SDA, Análise R/S e Entropia Aproximada*) foram empregadas, além da análise de LDA. Maiores detalhes destas ferramentas foram dadas no Capítulo 3.

5.1.2 Procedimento de análise de dados

A análise de dados foi separada em duas etapas, onde a primeira consiste na análise de cada característica isolada, tanto numa correlação direta com a idade dos indivíduos quanto numa comparação entre o grupo de jovens (formado pelos grupos 1 e 2) e o grupo de idosos (formados por grupos 6 e 7), definidos com base em estudos prévios realizados na área [6, 7, 9-12, 14, 15, 17-19, 21, 22, 24-28]. Já a segunda etapa verifica uma possível combinação destas características através da análise de LDA.

Na primeira etapa, foi aplicada a análise de variância (ANOVA) para cada característica, a fim de verificar se existem diferenças estatisticamente significativas entre o grupo de jovens e o grupo de idosos. Valores de probabilidade (p-valor) menor que 0,05 foram considerados como um indicativo de diferenças significativas entre os dois grupos.

A fim de investigar possíveis correlações entre as características extraídas do deslocamento do COP e as idades dos indivíduos, foi estimado o coeficiente de correlação de Pearson (r). Note que, neste cálculo, todos os indivíduos foram considerados, e não só apenas os indivíduos do grupo de jovens e idosos. Além disso, foi estimado também o coeficiente de correlação entre as próprias características extraídas. Valores de $r > 0,9$ foram considerados como uma forte correlação entre as variáveis.

A última etapa da análise consistiu no uso da técnica LDA através do software implementado e descrito no Capítulo 4, a fim de estimar uma única variável, chamada *valor-LDA*, proveniente de uma combinação de todas as características extraídas do deslocamento do COP, com o intuito de verificar a possibilidade de uma correlação

significativa com a idade dos indivíduos e uma discriminação de todos os grupos em questão. Tal correlação foi estimada através do coeficiente de correlação de Pearson, e o potencial de discriminação do *valor-LDA* nos grupos 1 até 7 foi estimado através do ANOVA.

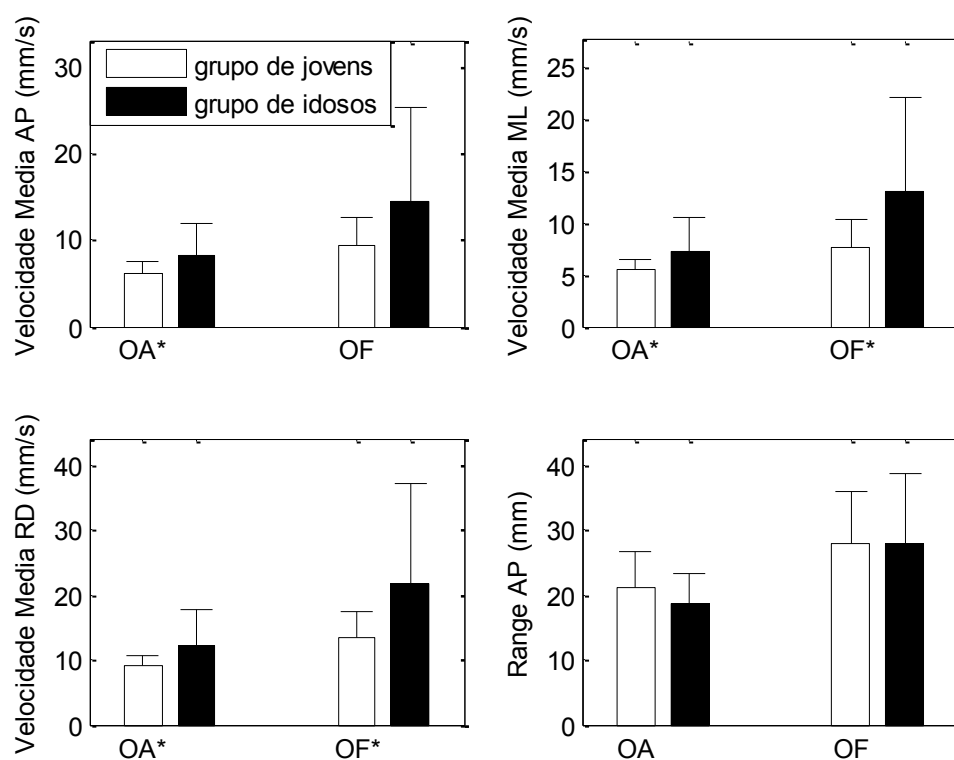
Capítulo 6

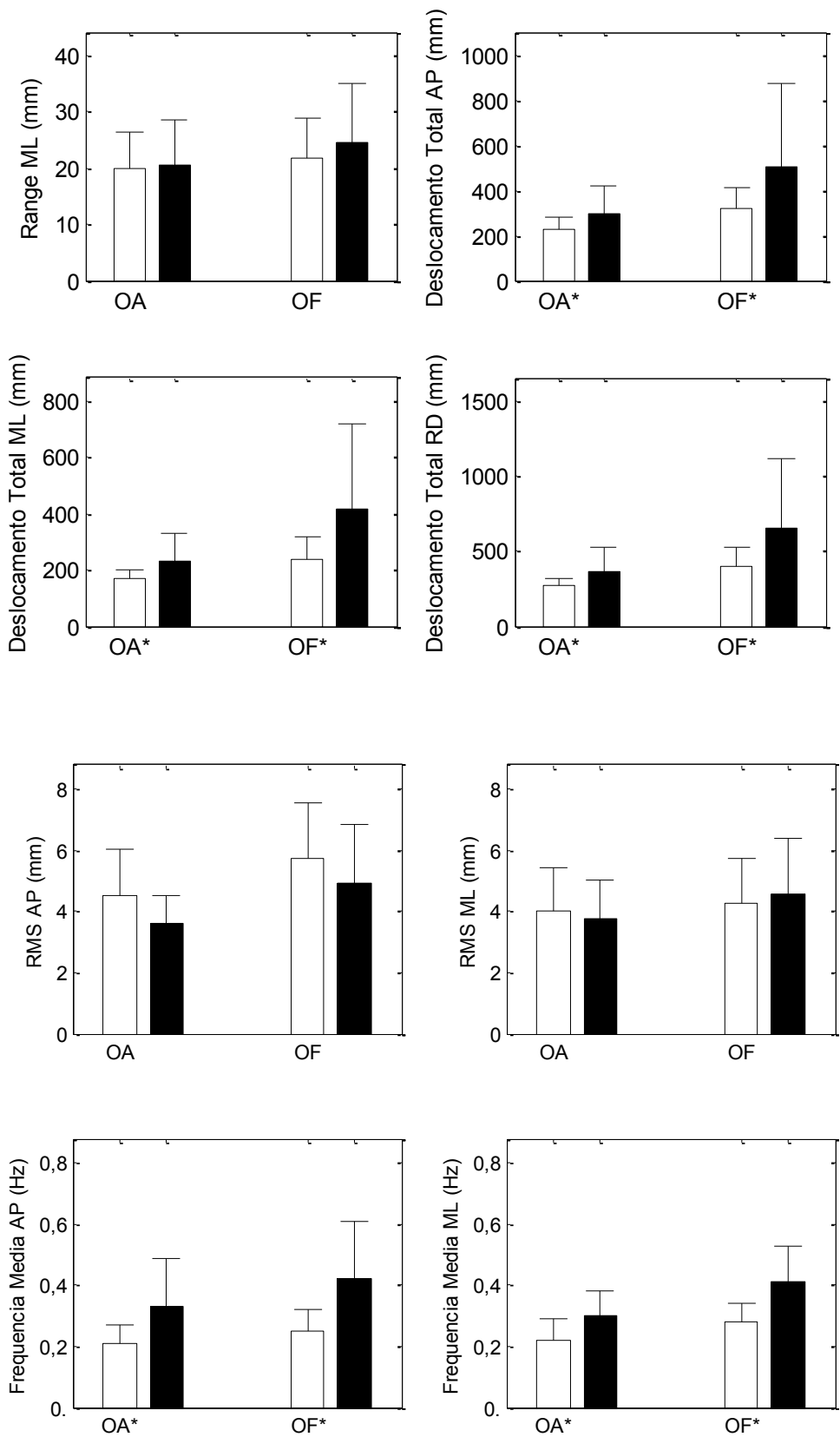
6 Resultados e Discussões

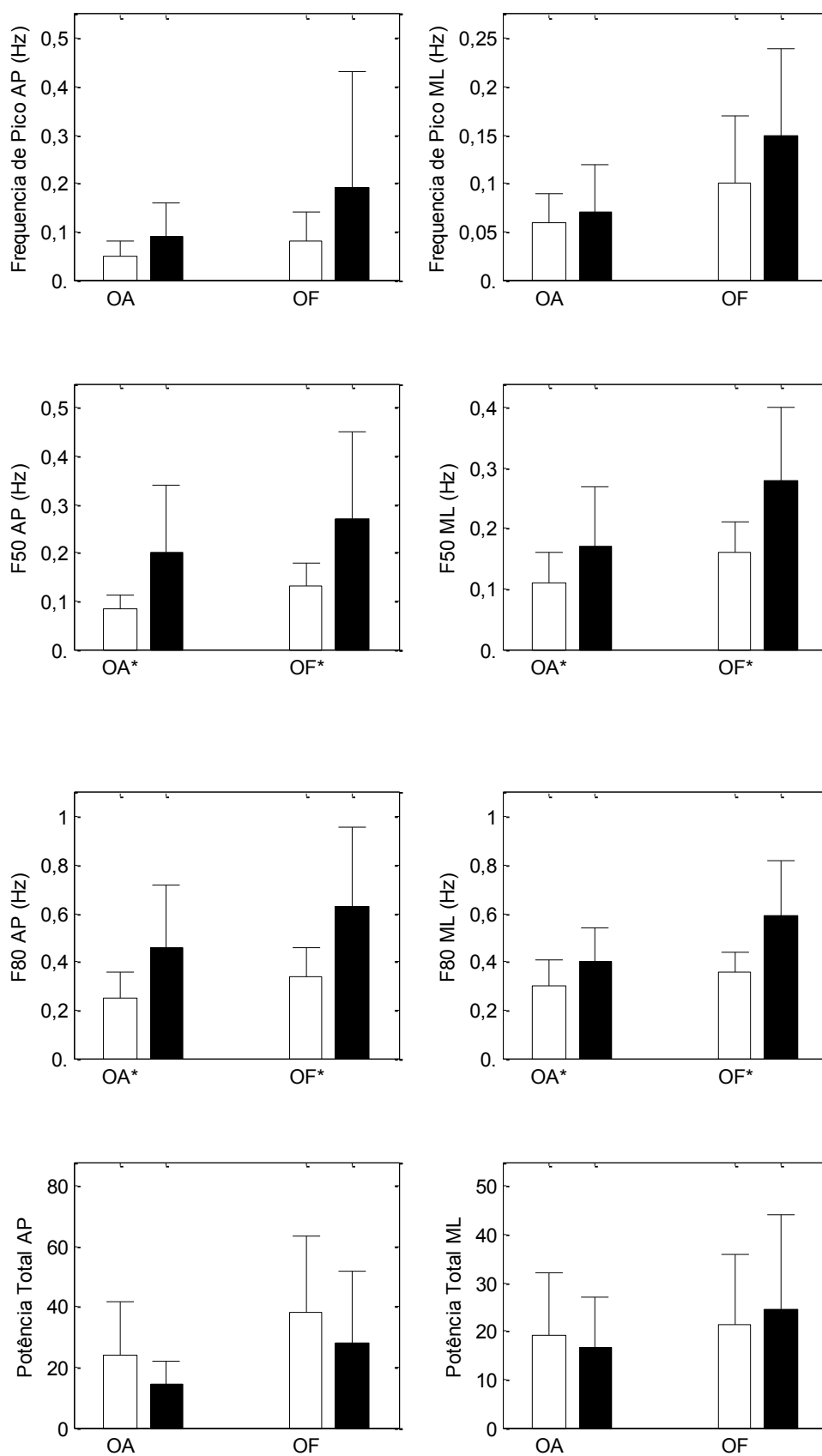
6.1 Resultados

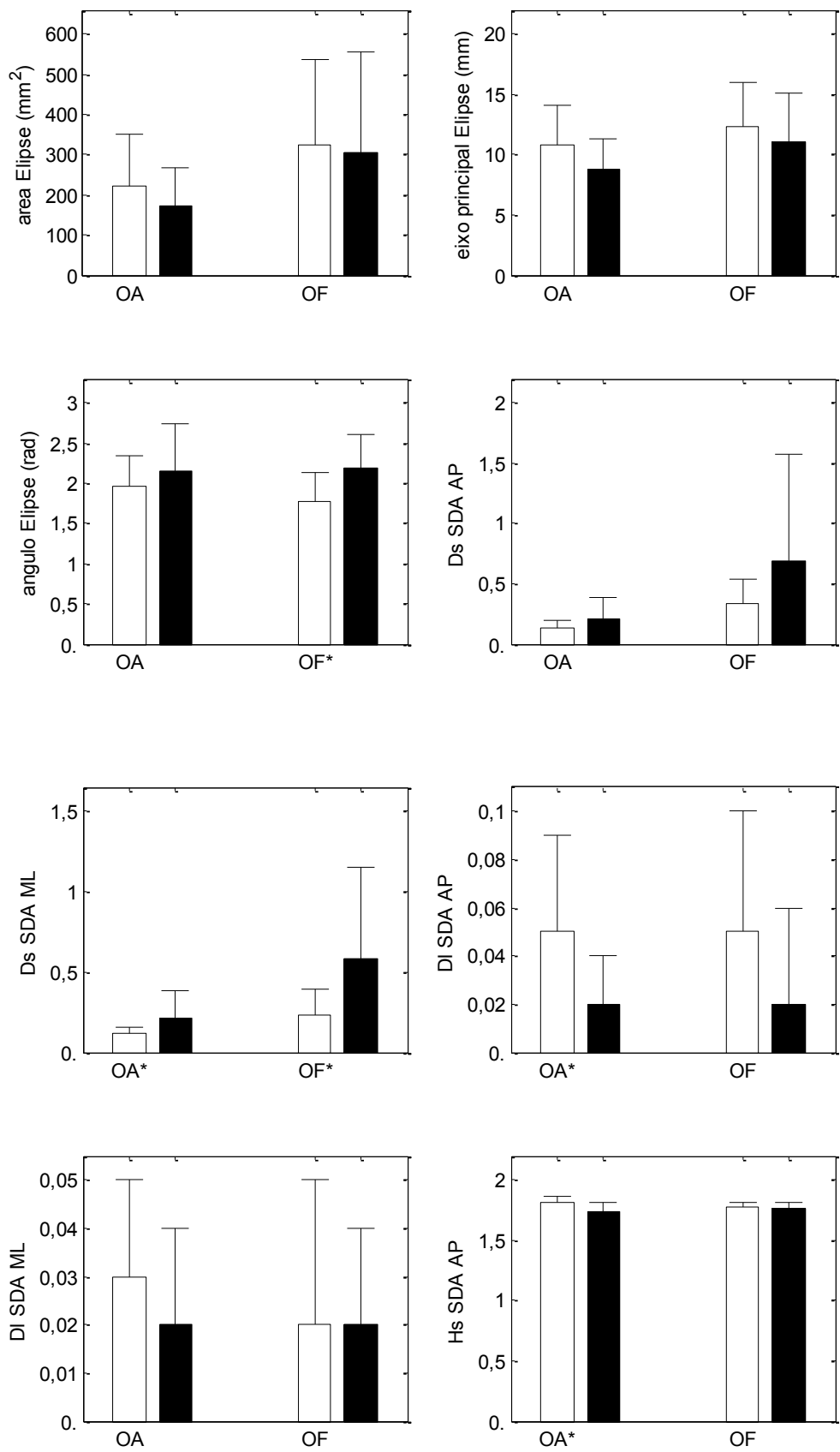
6.1.1 Grupo de jovens versus grupo de idosos

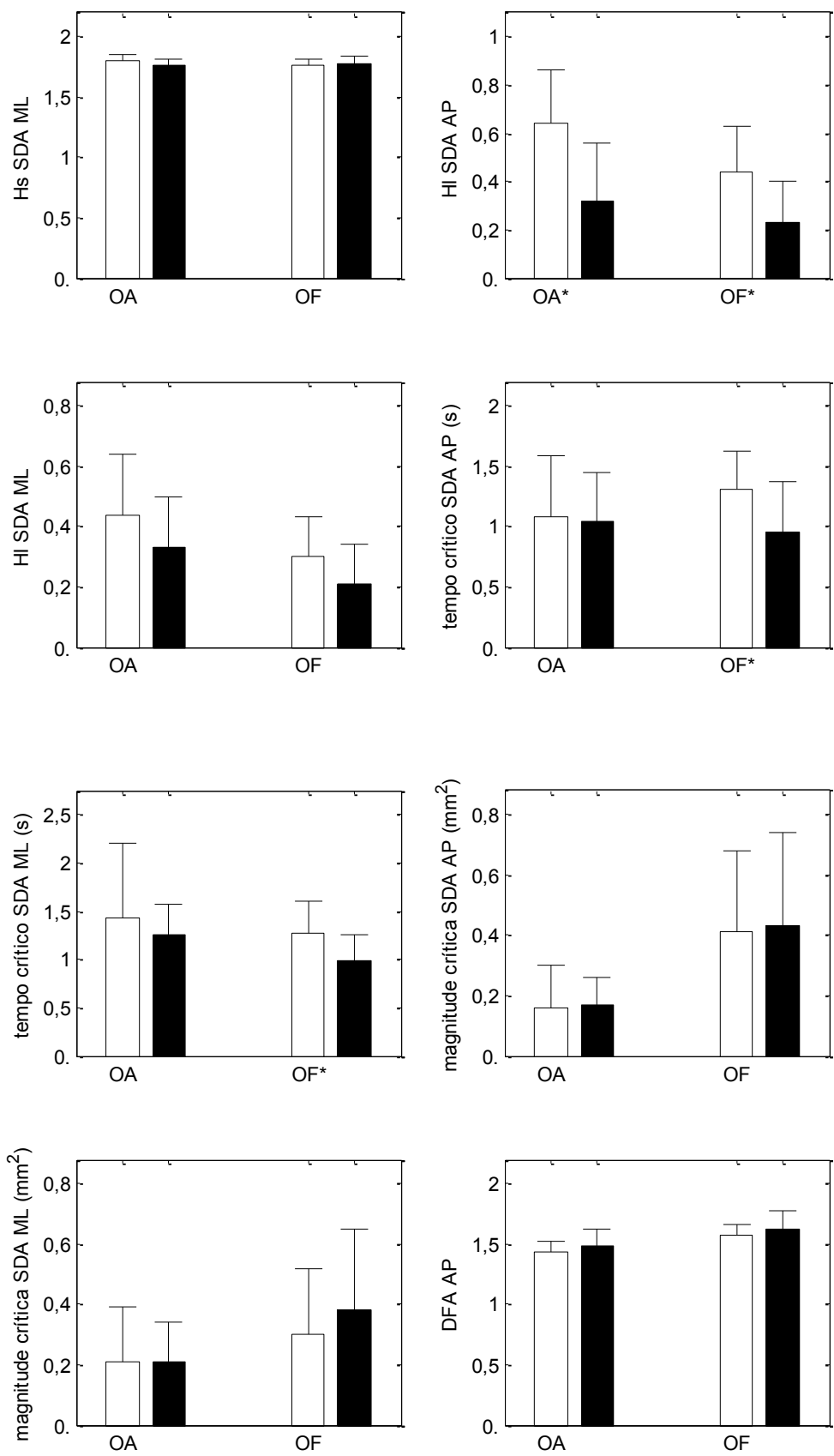
A Figura 6.1 mostra a média e o desvio-padrão dos valores obtidos de cada característica para os grupos de jovens e idosos, na condição de olhos abertos (OA) e olhos fechados (OF). As características que obtiveram diferença significativa entre os grupos de jovens e idosos são destacadas com um asterisco (*).











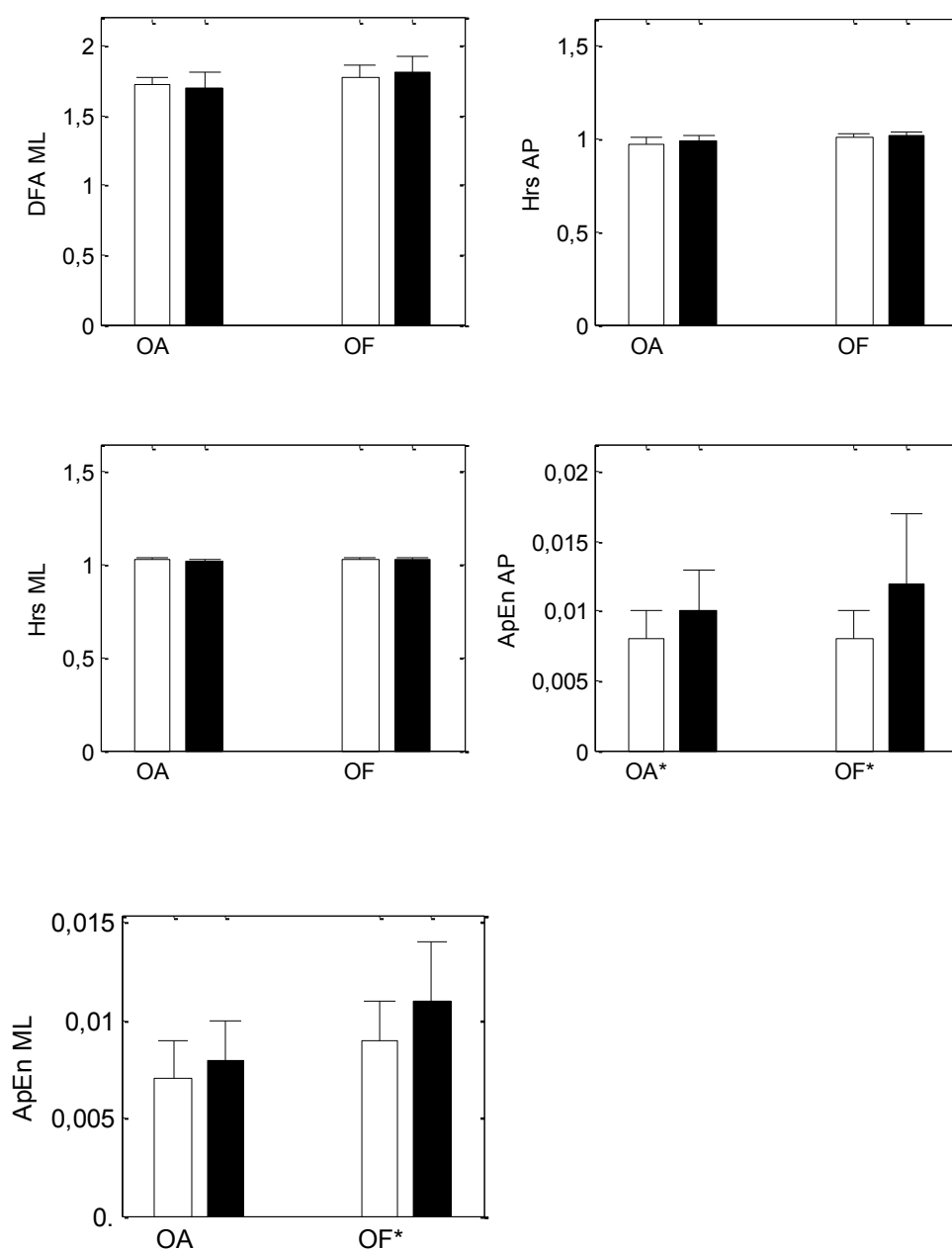


Figura 6.1 – Gráficos da média e do desvio padrão de cada característica, considerando os três eixos (AP, ML e RD), nos grupos de jovens e idosos, nas condições de OA e OF. Situações em que houve diferença significativa entre os grupos de jovens e idosos são destacadas por um asterisco (*).

Analisando a Figura 6.1, é possível verificar que as características que proporcionam diferença significativa entre os dois grupos, tanto para a condição de OA quanto para OF são: *velocidade média (ML e RD)*, *deslocamento total (AP, ML e RD)*, *frequência média (AP e ML)*, *F50 (AP e ML)*, *F80 (AP e ML)*, *Ds (ML)*, *HI (AP)* e *ApEn (AP)*. Os valores de *velocidade média (AP)*, *DI (AP)* e *Hs (AP)* proporcionaram apenas

diferença significativa na condição de OA, e os valores de *tempo crítico* (AP e ML), *ângulo* (RD) e *ApEn* (ML) apenas na condição de OF.

A Tabela 6.1 faz um resumo das informações de cada característica referente à primeira etapa da análise. Mostrando os valores médios e desvio padrões de todas as características nos grupos de jovens e idosos, na condição de olhos abertos (OA) e olhos fechados (OF), com seus respectivos valores de probabilidade (*p-valor*) do teste ANOVA, que é mostrado apenas para as características que obtiveram diferenças significativas entre estes dois grupos, destacadas com um asterisco (*). É mostrado também, a correlação de cada característica com a idade dos indivíduos. Na última coluna fez-se um agrupamento das características que obtiveram, entre elas, coeficiente de correlação maior do que 0,9 ($r > 0,9$), onde cada grupo foi representado por uma letra do alfabeto.

Analizando a Tabela 6.1, pode-se verificar que apesar de algumas características apresentarem diferenças entre os grupos de jovens e idosos, nenhuma característica apresentou uma correlação significativa com a idade.

Além disso, as características que obtiveram um coeficiente de correlação de Pearson maior do que 0,9 foram agrupadas. Tais características carregam praticamente a mesma informação, uma vez que estão altamente correlacionadas. Tais grupos estão listados abaixo:

- Grupo A: *velocidade média* (AP), *deslocamento total* (AP), *Ds* (AP).
- Grupo B: *velocidade média* (ML), *deslocamento total* (ML), *Ds* (ML).
- Grupo C: *velocidade média* (RD), *deslocamento total* (RD).
- Grupo D: *range* (AP), *F80* (AP), *potência total* (AP), *eixo principal* (RD).
- Grupo E: *range* (ML), *F80* (ML), *potência total* (ML).
- Grupo F: *frequência média* (AP), *RMS* (AP).
- Grupo G: *frequência média* (ML), *RMS* (ML).
- Grupo H: *frequência média* (AP), *F50*(AP).
- Grupo I: *frequência média* (ML), *F50* (ML).
- Grupo J: *eixo principal* (RD), *area* (RD).

Tabela 6.1. Análise das características extraídas do deslocamento do COP.

Características que apresentaram diferença significativa entre os grupos estão marcadas com asterisco '*' e seus respectivos valores de probabilidade (p) do teste ANOVA são mostrados. A correlação entre cada característica e a idade dos indivíduos também é mostrada. Na última coluna são mostrados os grupos de correlações das características, onde estas foram agrupadas quando o coeficiente de correlação entre elas foram maiores que 0,9, cada grupo foi representado por uma letra do alfabeto.

Características	Jovens (Grupos 1 e 2)		Idosos (Grupos 6 e 7)		ANOVA <i>p-value</i>		Correlação com idade		Grupos de Correla ção
	OA	OF	OA	OF	OA	OF	OA	OF	
Idades (anos)	29,4 ± 4,93		77,83 ± 3,97						
Faixa etária (anos)	21 to 39		73 to 87						
Número de indivíduos	20		12						
Velocidade Média AP (mm/s) *	6,15 ±1,32	9,45 ± 3,08	8,27 ± 3,69	14,52 ± 10,74	< 0,03		r=0,3 r=0,28		A
Velocidade Média ML (mm/s) *	5,40 ± 1,05	7,54 ± 2,77	7,14 ± 3,35	12,91 ± 9,15	< 0,04	< 0,02	r=0,25 r=0,29		
Velocidade Média RD (mm/s) *	9,11 ± 1,59	13,45 ± 4,05	12,12 ± 5,43	21,55 ± 15,63	< 0,03	< 0,04	r=0,29 r=0,29		C
Range AP (mm)	21,10 ± 5,57	27,84 ± 8,03	18,62 ± 4,74	27,90 ± 10,80			r=-0,03 r=-0,07		
Range ML (mm)	19,80 ± 6,40	21,59 ± 7,32	20,37 ± 7,98	24,53 ± 10,43			r=-0,05 r=0,02		E
Deslocamento T. AP (mm) *	230,6 ± 47,7	320,0 ± 90,7	299,3 ± 118,8	500,2 ± 369,2	< 0,03	< 0,05	r=0,27 r=0,28		

Deslocamento T.	171,4	235,8	229,4	414,7	<	<	r=0,28	r=0,3	
ML (mm) *	± 30,8	± 81,6	± 102,1	± 300,6	0,03	0,02			B
Deslocamento T.	273,4	403,6	363,7	646,7	<	<	r=0,29	r=0,29	
RD (mm) *	± 47,6	± 121,4	± 163,0	± 469,2	0,03	0,04			C
RMS	4,52	5,74	3,60	4,91			r=0,42	r=0,48	
AP (mm)	± 1,52	± 1,82	± 0,94	± 1,95			p<0,01	p<0,001	F
RMS	4,04	4,27	3,79	4,57			r=0,33	r=0,44	
ML (mm)	± 1,39	± 1,47	± 1,22	± 1,82				p<0,001	G
Freq. Média	0,21	0,25	0,33	0,42	<	<	r=0,41	r=0,51	
AP (Hz) *	± 0,06	± 0,07	± 0,16	± 0,19	0,01	0,001	p<0,01	p<0,001	F , H
Freq. Média	0,22	0,28	0,30	0,41	<	<	r=0,34	r=0,46	
ML (Hz) *	± 0,07	± 0,06	± 0,08	± 0,12	0,01	0,001	p<0,01	p<0,001	G , I
Freq. de Pico	0,05	0,08	0,09	0,19			r=0,27	r=0,28	
AP (Hz)	± 0,03	± 0,06	± 0,07	± 0,24					
Freq. de Pico	0,06	0,10	0,07	0,15			r=0,13	r=0,25	
ML (Hz)	± 0,03	± 0,07	± 0,05	± 0,09					
F50	0,083	0,13	0,20	0,27	<	<	r=0,43	r=0,48	
AP (Hz) *	± 0,03	± 0,05	± 0,14	± 0,18	0,01	0,01	p<0,001	p<0,001	H
F50	0,11	0,16	0,17	0,28	<	<	r=0,28	r=0,45	
ML (Hz) *	± 0,05	± 0,05	± 0,10	± 0,12	0,04	0,001		p<0,001	I
F80	0,25	0,34	0,46	0,63	<	<	r=-0,29	r=-0,22	
AP (Hz) *	± 0,11	± 0,12	± 0,26	± 0,33	0,01	0,001			D
F80	0,30	0,36	0,40	0,59	<	<	r=-0,14	r=-0,05	
ML (Hz) *	± 0,11	± 0,08	± 0,14	± 0,23	0,03	0,001			E

Potência Total	23,99	38,40	14,35	28,14			r=-0,28	r=-0,2	
AP	± 17,88	± 25,04	± 7,44	± 23,95					D
Potência Total	19,20	21,44	16,44	24,57			r=-0,16	r=-0,05	
ML	± 12,80	± 14,53	± 10,54	± 19,45					E
Conf. Elipse	223,0	325,5	172,6	305,3			r=-0,23	r=-0,14	
area (mm ²)	± 128,9	± 210,4	± 93,0	± 249,5					J
Conf. Elipse	10,77	12,29	8,79	11,02			r=-0,31	r=-0,2	
Eixo principal (mm)	± 3,29	± 3,69	± 2,48	± 4,11					D, J
Conf. Elipse	1,97	1,78	2,16	2,20		<	r=0,09	r=0,31	
angulo (rad)*	± 0,38	± 0,36	± 0,58	± 0,40		0,01			
SDA – Ds	0,13	0,33	0,21	0,69			r=0,21	r=0,24	
AP	± 0,06	± 0,21	± 0,18	± 0,89					A
SDA – Ds	0,12	0,23	0,21	0,58	<	<	r=0,26	r=0,3	
ML *	± 0,04	± 0,16	± 0,17	± 0,57	0,04	0,01			B
SDA – DI	0,05	0,05	0,02	0,02	<		r=-0,27	r=-0,23	
AP *	± 0,04	± 0,05	± 0,02	± 0,04	0,04				
SDA – DI	0,03	0,02	0,02	0,02			r=-0,16	r=-0,09	
ML	± 0,02	± 0,03	± 0,02	± 0,02					
SDA – Hs	1,81	1,78	1,74	1,76	<		r=-0,31	r=-0,16	
AP *	± 0,06	± 0,04	± 0,08	± 0,06	0,01				
SDA – Hs	1,80	1,77	1,77	1,78			r=-0,11	r=0,03	
ML	± 0,05	± 0,05	± 0,05	± 0,06					

SDA – HI	0,64	0,44	0,32	0,23	<	<	r=-0,44	r=-0,44	
AP *	± 0,22	± 0,19	± 0,24	± 0,17	0,001	0,01	p<0,001	p<0,001	
SDA – HI	0,44	0,30	0,33	0,21			r=-0,23	r=-0,18	
ML	± 0,20	± 0,13	± 0,17	± 0,13					
SDA-tempo crítico	1,08	1,31	1,04	0,95		<	r=-0,1	r=-0,38	
AP (s) *	± 0,51	± 0,31	± 0,41	± 0,42		0,01		p<0,01	
SDA-tempo crítico	1,43	1,28	1,25	0,98		<	r=-0,19	r=-0,38	
ML (s) *	± 0,78	± 0,33	± 0,32	± 0,27		0,01		p<0,01	
SDA (mm ²)	0,16	0,41	0,17	0,43			r=-0,03	r=-0,02	
magnitude -AP	± 0,14	± 0,27	± 0,09	± 0,31					
SDA (mm ²)	0,21	0,30	0,21	0,38			r=-0,08	r=0,01	
magnitude -ML	± 0,18	± 0,22	± 0,13	± 0,27					
DFA – α	1,43	1,57	1,49	1,62			r=0,16	r=0,12	
AP	± 0,09	± 0,09	± 0,13	± 0,16					
DFA – α	1,72	1,78	1,70	1,81			r=-0,09	r=0,01	
ML	± 0,06	± 0,09	± 0,12	± 0,12					
$H_{R/S}$	0,97	1,01	0,99	1,02			r=0,2	r=0,04	
AP	± 0,04	± 0,02	± 0,03	± 0,02					
$H_{R/S}$	1,03	1,03	1,02	1,03			r=-0,09	r=-0,01	
ML	± 0,004	± 0,005	± 0,01	± 0,01					
ApEn	0,008	0,008	0,010	0,012	<	<	r=0,24	r=0,43	
AP *	± 0,002	± 0,002	± 0,003	± 0,005	0,05	0,01		p<0,001	
ApEn	0,007	0,009	0,008	0,011		<	r=0,14	r=0,29	
ML *	± 0,002	± 0,002	± 0,002	± 0,003		0,01			

6.1.2 Valor-LDA

Como nenhuma característica extraída do deslocamento do COP produziu de maneira isolada uma correlação significativa com a idade e também não foram capazes de discriminar os sete grupos, todas as características extraídas foram reunidas e aplicadas na análise de LDA através do software descrito no Capítulo 4. Assim, para a estimativa do *valor-LDA* foi levado em consideração apenas as características mais relevantes, que estão listadas na Tabela 6.2. No total, 35 características, que foram rotuladas por letras do alfabeto na Tabela 6.2 foram utilizadas. Note que cada característica pode ser aplicada nos sinais do deslocamento do COP nos eixos AP, ML ou RD em duas condições, OA e OF. As letras na Tabela 6.2 associam cada característica relevante com as Equações 6.1, 6.2 e 6.3, que são responsáveis por estimar o *valor-LDA* (para mais detalhes veja Capítulo 3).

Tabela 6.2. Características relevantes no *valor-LDA*.

Características	Eixo AP		Eixo ML		Eixo RD	
	OA	OF	OA	OF	OA	OF
<i>Velocidade média</i>	b		a			
<i>Deslocamento total</i>	H	I	G		e	
<i>Range</i>	d		c			
<i>Frequência média</i>	g	i	f	h		
<i>Frequência de pico</i>	k		j	l		
<i>F80</i>			m	n		
<i>RMS</i>			o	p		
<i>Elipse – eixo principal</i>					q	
<i>Elipse - angulo</i>					r	s
<i>SDA - DI</i>	t	u				
<i>SDA - Hs</i>			v			
<i>SDA - HI</i>	x					
<i>SDA – tempo crítico</i>		y		w		
<i>SDA – magnitude</i>		A	z			
<i>DFA - α</i>				B		
<i>ApEn</i>		E	C	D		
<i>H_{R/S}</i>		F				

$$R = \sqrt{a^2 + b^2 + c^2 + \dots + z^2 + A^2 + \dots + G^2 + H^2 + I^2} \quad (6.1)$$

$$\theta_1 = \tan^{-1}\left(\frac{b}{a}\right); \theta_2 = \tan^{-1}\left(\frac{c}{\sqrt{a^2+b^2}}\right); \theta_3 = \tan^{-1}\left(\frac{d}{\sqrt{a^2+b^2+c^2}}\right); \dots; \theta_{24} = \tan^{-1}\left(\frac{I}{\sqrt{a^2+\dots+H^2}}\right) \quad (6.2)$$

$$LDA - value = 100 * R * \cos(\theta_1 + 2,78) * \cos(\theta_2 + 2,76) * \cos(\theta_3 + 2,66) * \cos(\theta_4 + 0,32) * \cos(\theta_5 + 2,57) * \cos(\theta_6 + 2,54) * \cos(\theta_7 + 2,8) * \cos(\theta_8 + 2,5) * \cos(\theta_9 + 2,97) * \cos(\theta_{10} + 2,92) * \cos(\theta_{11} + 2,9) * \cos(\theta_{12} + 2,47) * \cos(\theta_{13} + 0,2) * \cos(\theta_{14} + 2,4) * \cos(\theta_{15} + 0,58) * \cos(\theta_{16} + 2,17) * \cos(\theta_{17} + 2,71) * \cos(\theta_{18} + 0,25) * \cos(\theta_{19} + 0,52) * \cos(\theta_{20} + 2,66) * \cos(\theta_{21} + 2,88) * \cos(\theta_{22} + 2,46) * \cos(\theta_{23} + 2,91) * \cos(\theta_{24} + 2,49) * \cos(\theta_{25} + 2,26) * \cos(\theta_{26} + 0,62) * \cos(\theta_{27} + 2,32) * \cos(\theta_{28} + 2,14) * \cos(\theta_{29} + 2,64) * \cos(\theta_{30} + 0,64) * \cos(\theta_{31} + 0,51) * \cos(\theta_{32} + 1,27) * \cos(\theta_{33} + 1,96) * \cos(\theta_{34} + 2)$$

(6.3)

A Figura 6.2 mostra os resultados (box plot) obtidos para o *valor-LDA* dos sete grupos. Uma inspeção visual do gráfico permite concluir que o *valor-LDA* é uma característica capaz de discriminar os sete grupos.

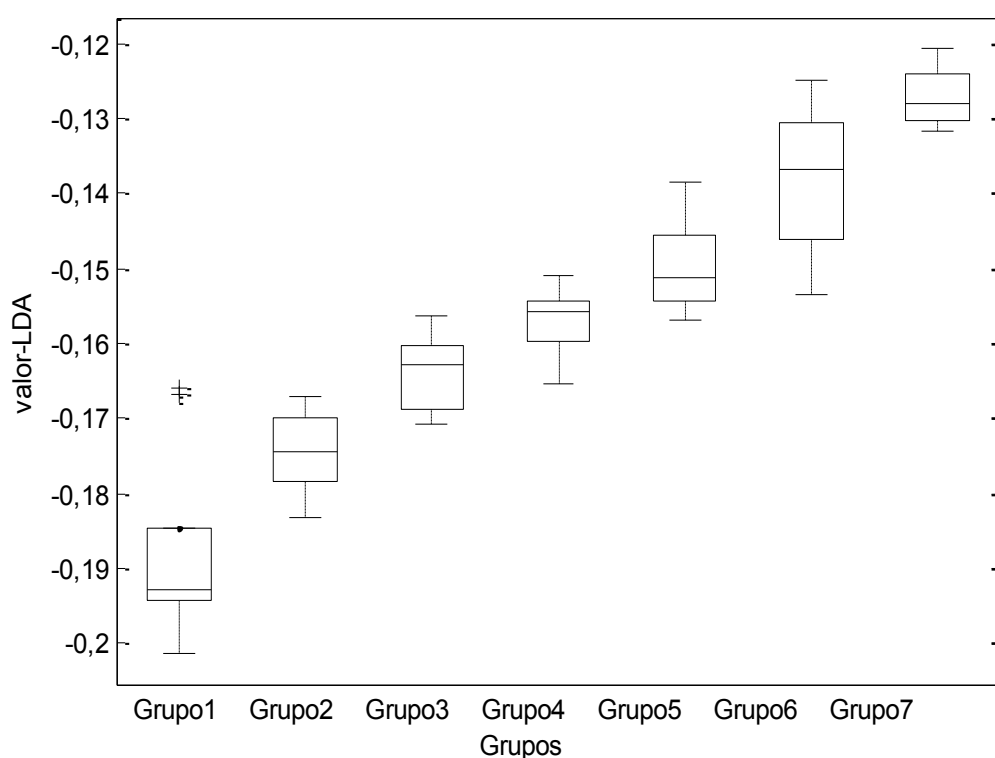


Figura 6.2 - Box plot do *valor-LDA* para os 7 grupos.

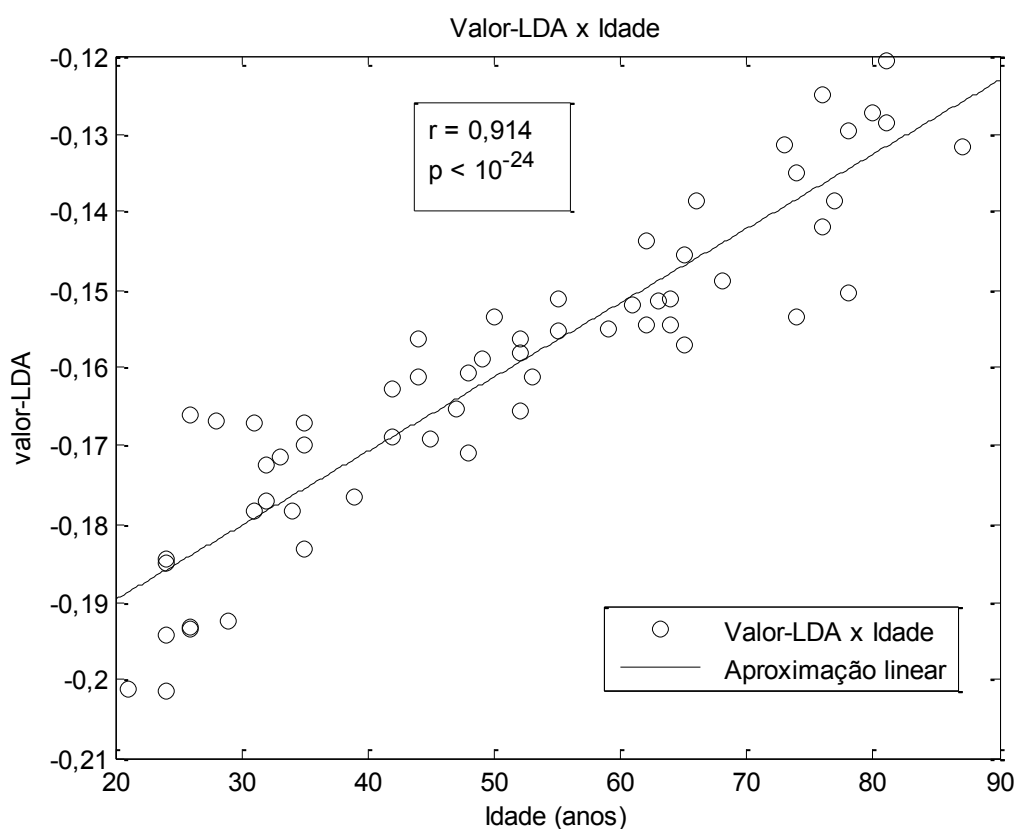
O teste ANOVA foi aplicado a esses dados. Os resultados apresentados na Tabela 6.3 indicam que o *valor-LDA* possui diferença significativa para todos os grupos.

Ao estimar a correlação entre o *valor-LDA* e idade dos indivíduos, obteve-se um coeficiente de correlação de Pearson igual a 0,914, indicando o elevado grau de correlação entre o *valor-LDA* e a idade dos indivíduos.

Tabela 6.3. *p-value* referente ao teste ANOVA entre os 7 grupos.

	Group 1	Group 2	Group 3	Group 4	Group 5	Group 6
Group 1	x					
Group 2	<0,01	x				
Group 3	< 10^{-4}	<0,001	x			
Group 4	< 10^{-5}	< 10^{-5}	<0,01	x		
Group 5	< 10^{-7}	< 10^{-7}	< 10^{-4}	<0,01	x	
Group 6	< 10^{-7}	< 10^{-7}	< 10^{-5}	<0,001	<0,01	x
Group 7	< 10^{-7}	< 10^{-7}	< 10^{-7}	< 10^{-6}	< 10^{-5}	<0,05

A Figura 6.3 mostra o gráfico entre a idade e o *valor-LDA* obtido para os indivíduos, onde existe uma clara tendência linear entre as duas variáveis.

**Figura 6.3** - Gráfico do *valor-LDA* vs. Idade.

6.2 Discussão

Da Tabela 6.1, foi possível verificar algumas características do deslocamento do COP que diferenciam o grupo de jovens do grupo de idosos. Estas características mostram que a estratégia de controle postural e, conseqüentemente, o deslocamento

do COP são diferentes nos dois grupos. A partir dos resultados, pode-se observar um aumento na velocidade média de deslocamento do COP no grupo de idosos, e que não há diferença na amplitude do deslocamento do COP (isto é, não há diferenças entre os valores de Range, da área da elipse e do valor RMS), provocando um aumento no deslocamento total e na frequência de oscilação (frequência média, F50 e F80) do COP. Além disso, o deslocamento do COP tem um valor maior de ApEn para o grupo de idosos, mostrando que este sinal se torna mais imprevisível, tendo um maior grau de aleatoriedade.

Em geral, os resultados obtidos da Tabela 6.1 estão em conformidade com os resultados de outras pesquisas [6, 7, 12, 17, 21, 24, 26, 30, 31], com algumas exceções. Em nosso estudo, os coeficientes de DFA (α) e Análise R/S (H), não possuíram uma diferença significativa entre os grupos, conforme demonstrado na Tabela 6.1. Isso não está em conformidade com os resultados obtidos com Norris et al [24]. Além disso, os valores da frequência de pico, contrariamente aos resultados publicados por McClenaghan et al [19], também não resultou em uma diferença significativa entre os grupos. No entanto, os valores de probabilidade (p-valor) do teste ANOVA dessas características estavam próximos ao limiar de aceitação ($p \approx 0,05$). Portanto, pode-se supor que, se aumentarmos o número de indivíduos, provavelmente essas características poderiam trazer uma diferença significativa entre os grupos.

Como em outros estudos [26, 30], os resultados da Tabela 6.1 mostram que muitas das características tradicionais parecem fornecer a mesma informação, devido à alta correlação entre elas. No entanto, eles diferem no fato de que algumas são capazes de diferenciar o grupo de jovens do grupo de idosos e outras não.

A análise de DFA não apresentou diferenças significativas entre os dois grupos, conforme demonstrado na Tabela 6.1. No entanto, o valor de α próximo a 1,5 caracteriza o deslocamento do COP como um movimento browniano, ou também conhecido como *random walk motion*, que está de acordo com Collins e De Luca e outros estudos [6, 7, 9-12, 14, 15, 22, 24, 25, 27].

Embora a Tabela 6.2 apresente algumas características que são significativamente diferentes nos grupos de jovens e idosos, nenhuma delas

apresentou diferença significativa entre os sete grupos ou uma forte correlação com a idade. TdMM Vieira et al [31] encontraram resultados semelhantes, concluindo que o envelhecimento em si não resulta em alterações significativas da estabilidade postural.

Ao contrário de muitas pesquisas na área [6, 7, 9-12, 14, 15, 17-19, 21, 22, 24-28, 30, 31], que apenas levam em conta dois grupos principais (jovens e idosos) em suas análises, este estudo investigou sete grupos distintos, permitindo uma melhor caracterização das mudanças que ocorrem durante o envelhecimento. Além disso, observa-se a partir dos resultados obtidos que as características mais utilizadas para a análise do COP não são capazes de fornecer uma forte correlação com a idade para os sete grupos estudados. Esta foi a principal motivação para a investigação de abordagens alternativas, tais como *Linear Discriminant Analysis*.

Através do LDA, foi possível combinar as várias características do deslocamento do COP em uma característica única, chamada *valor-LDA*, cujo valor foi capaz de separar e classificar os sete grupos, como pode ser observado na Figura 6.2. O *valor-LDA*, como mostrado na Figura 6.3, possui uma relação linear com a idade dos indivíduos, possuindo um elevado coeficiente de correlação de Pearson ($r = 0,914$).

Os resultados permitiram verificar que o *valor-LDA* é uma característica relevante para análise do COP, com potencial aplicação em diversos estudos correlacionados, em áreas como fisioterapia, neurologia, geriatria, fonoaudiologia e outros. Onde, por exemplo, pode-se criar uma curva de evolução de indivíduos saudáveis em relação ao *valor-LDA* que poderia servir de modelo para estas áreas do conhecimento. Esta curva deve ser feita com vários indivíduos saudáveis contendo um grande espectro de idades. Apesar deste trabalho não possuir uma quantidade adequada de indivíduos para que a curva de evolução seja considerada como um modelo de comparação, a Figura 6.4 mostra o esboço e a tendência desta curva, na qual se encontra a curva mediana (50%) junto com a curva de 25% e de 75%, onde estas representam, respectivamente, a mediana, o primeiro quartil e o segundo quartil dos grupos analisados.

Como o *valor-LDA* mostrou-se linearmente correlacionado com a idade para o grupo de indivíduos saudáveis, é possível que essa relação não seja válida para

pacientes com algumas doenças que deterioram o controle postural. Neste caso, este parâmetro poderia ser empregado no auxílio de diagnóstico de algumas desordens ou na caracterização e monitoramento da evolução de algumas disfunções neurológicas que afetam o controle postural, como síndromes vestibulares periféricas.

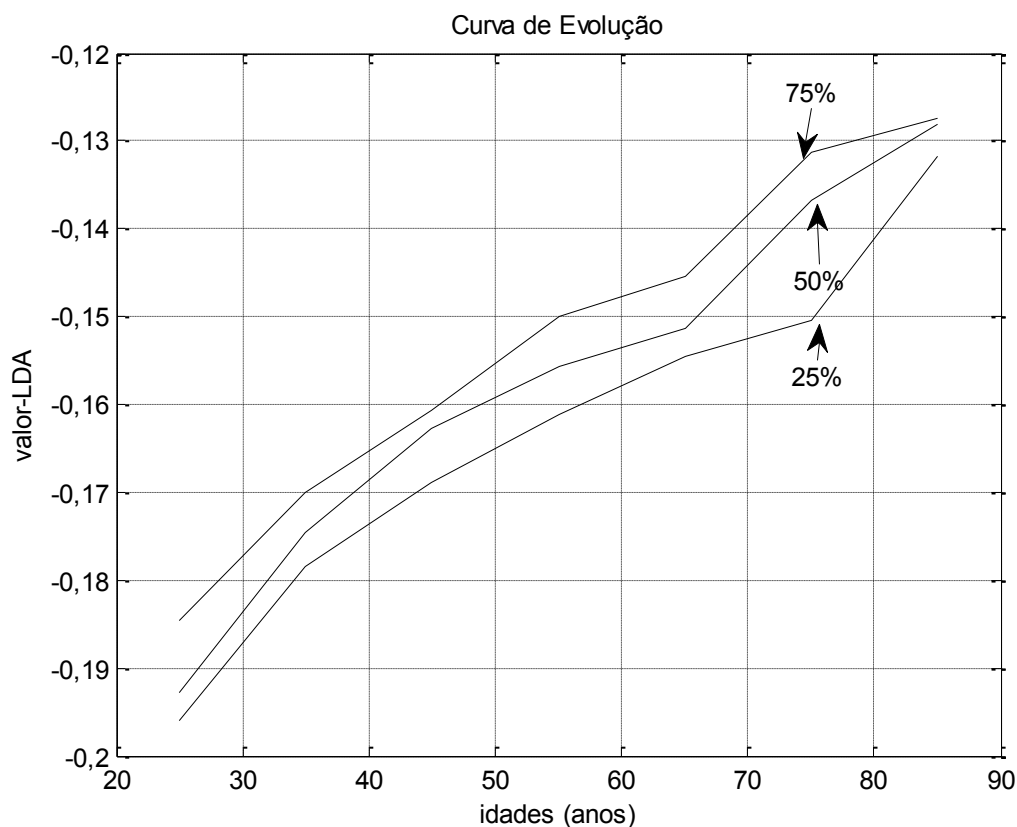


Figura 6.4 – Curva de evolução do *Valor-LDA* contendo a curva mediana (50%), a curva de 75% e a curva de 25%.

Além disso, a análise LDA pode ser expandida, adicionando outras características do deslocamento do COP que não foram utilizadas neste estudo; ou seja, estudos futuros podem adicionar outras características importantes para a análise do controle postural, aumentando o poder de análise do *valor-LDA*.

Capítulo 7

7 Conclusão

Este estudo analisou o controle postural através do deslocamento do COP em sete grupos de diferentes faixas etárias. Foram adotados dois métodos de análise: o primeiro faz a análise de acordo com outras pesquisas nesta área, onde são analisadas apenas alterações ocorridas no controle postural entre um grupo de idosos e outro de adultos jovens, utilizando ferramentas tradicionais e da mecânica estatística; o segundo método analisa todos os sete grupos, e faz uma combinação linear das características através do LDA.

A primeira análise resultou em valores que estão em concordância com outros resultados encontrados na literatura. Dentro destes resultados, destacam-se o aumento da *Velocidade Média* e da *Frequência Média* de oscilação do COP no grupo de idosos, destacando estas duas características como importantes parâmetros correlacionadas com o estado do sistema de controle postural. Além disso, os valores da análise de SDA e da EnAp indicaram que o sinal do deslocamento do COP possui uma maior aleatoriedade no grupo de idosos.

Apesar desta primeira análise mostrar algumas diferenças do controle postural de jovens e idosos, nenhuma característica isolada possuiu diferenças significativas nos sete grupos em questão, e nenhuma característica teve uma alta correlação com a idade dos indivíduos, mostrando que tais alterações não ocorrem lentamente com o envelhecimento.

Assim, o segundo método de análise abordou um novo método de análise do controle postural por meio da ferramenta LDA, que consiste na combinação linear das características obtidas na primeira análise, resultando em uma única característica chamada de *valor-LDA*. O *valor-LDA* mostrou-se eficaz na discriminação dos sete grupos, cujo valor é fortemente correlacionado com a idade dos indivíduos ($r > 0,9$). Demonstrando que apesar das características isoladamente não demonstrarem

alterações gradativas em função da idade, a combinação destas evidenciam tal alteração.

Como o *valor-LDA* possui uma tendência linear com a idade dos indivíduos, ele pode ser de grande importância em estudos futuros.

7.1 Trabalhos Futuros

Como o *valor-LDA* possui uma alta correlação com a idade dos indivíduos, trabalhos futuros devem ser feitos a fim de aumentar a amostra e traçar uma curva de evolução do *valor-LDA* com uma maior confiabilidade.

Além disso, esta pesquisa pode-se estender à novas áreas como fisioterapia, neurologia, geriatria, fonoaudiologia e outras, através de novas amostras cujos indivíduos possam ter patologias ou disfunções que deteriore o controle postural. Nestes casos o *valor-LDA* pode ser utilizado tanto para descobrir possíveis auxílios no diagnóstico destas patologias como para monitoramento da evolução destas com o envelhecimento.

Pesquisas futuras podem adicionar determinadas características na análise de LDA, de forma a aumentar o poder de análise do *valor-LDA* e adequá-los à área de análise desejada.

Capítulo 8

8 Produção bibliográfica

8.1 Trabalhos publicados em revistas

- Cavalheiro GL, Almeida MFS, Pereira AA, Andrade AO: **Study of age-related changes in postural control during quiet standing through Linear Discriminant Analysis**. *Journal of BioMedical Engineering OnLine* 2009, **8**:35.
- Almeida MFS, Cavalheiro GL, Pereira AA, Andrade AO: **Investigation of Age-Related Changes in Physiological Kinetic Tremor**. *Annals of Biomedical Engineering* 2010.

8.2 Trabalhos publicados em anais de congressos

- Almeida, M.F.S.; Cavalheiro, G. L.; Andrade, A. O.; Pereira, A. A.; LINEAR DISCRIMINANT ANALYSIS APPLIED TO THE INVESTIGATION OF AGE-RELATED CHANGES IN PHYSIOLOGICAL KINETIC TREMOR. XVIII Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology - Aalborg, Denmark. 2010.
- Cavalheiro, G. L.; Moraes, N. N.; Rocha, L. A. A.; Soares, A. B.; Andrade, A. O.; Naves, E. L. M.; Pereira, A. A.; Otimização de Parâmetros de um novo Modelo de Controle Postural Humano. In: I COBEC - Congresso Brasileiro de eletromiografia e Cinesiologia, 2010, Piracicaba. Anais do I COBEC - Congresso Brasileiro de eletromiografia e Cinesiologia, 2010.
- Cavalheiro, G. L.; Moura, E. A.; Almeida, M.F.S.; Andrade, A. O.; Pereira, A. A.; Soares, A. B.; Naves, E. L. M.; Análise da Evolução do Controle Postural com o Envelhecimento. In: I COBEC - Congresso Brasileiro de eletromiografia e Cinesiologia, 2010, Piracicaba. Anais do I COBEC - Congresso Brasileiro de eletromiografia e Cinesiologia, 2010.
- Siqueira Junior, A. L. D.; Soares, A. B.; Andrade, A. O.; Almeida, M. F. S.; Cavalheiro, G. L.. DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA PARA DETECÇÃO DO

TREMOR HUMANO. In: 21º Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, 2008, Salvador. 21º Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, 2008. p. 689-692.

- Cavalheiro, G. L.; Almeida, M. F. S.; Andrade, A. O. ; Pereira, A. A.; Soares, A. B.; Naves, E. L. M.. QUANTIFICAÇÃO DO TREMOR FISIOLÓGICO ATRAVÉS DO DESENHO DA ESPIRAL DE ARQUIMEDES. In: 21º Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, 2008, Salvador. 21º Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, 2008. p. 1583-1586.

8.3 Apresentações de Trabalhos

- Cavalheiro, G. L.. ANÁLISE DO CONTROLE POSTURAL EM JOVENS E IDOSOS. 2009. (Apresentação de Trabalho/ III Simpósio de Engenharia Biomédica da Universidade Federal de Uberlândia)
- Cavalheiro, G. L.. Análise do tremor e investigação de sua correlação como envelhecimento. 2008. (Apresentação de Trabalho/Simpósio).
- Cavalheiro, G. L.; Almeida, M. F. S.; Andrade, A. O. ; Pereira, A. A.; Naves, E. L. M.; Soares, A. B.. QUANTIFICAÇÃO DO TREMOR FISIOLÓGICO ATRAVES DO DESENHO DA ESPIRAL DE ARQUIMEDES. 2008. (Apresentação de Trabalho/21º Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica).
- Cavalheiro, G. L.; Almeida, M. F. S.; Andrade, A. O. ; Pereira, A. A.. ANÁLISE DO CONTROLE POSTURAL EM JOVENS E IDOSOS. 2008. (Apresentação de Trabalho/Simpósio).
- Cavalheiro, G. L.; Force plate data analysis for stand point. 2007. (Apresentação de Trabalho/Simpósio).

8.4 Premiações

- 2010, Prêmio John Basmajian, 1o. Congresso Brasileiro de Eletromiografia e Cinesiologia.

Capítulo 9

9 Referências Bibliográficas

1. Kalache A, Veras RP, Ramos LR: **O Envelhecimento da população mundial. Um desafio novo.** *Revista de Saúde Pública* 1987, **21**:200-210.
2. Barbosa SRM: **Identificação de fatores de risco para quedas em idosos, distintos por gênero e idade.** Universidade Federal de Uberlândia, Faculdade de Engenharia Elétrica; 2008.
3. Agostinho P: **Perspectiva Psicossomática do Envelhecimento.** *Revista Portuguesa de Psicossomática* 2004, **6**:31-36.
4. Cunha CMd, Vargas LL, Lemos TFG, Dutra GA: **Controle Postural e Sistema Vestibular no Idoso: Abordagem Fisioterapêutica.** UNIVALE; 2008.
5. Barbosa MT: **Como avaliar queda em idosos?** *Revista de Associação Médica Brasileira* 2001, **47**:85-109.
6. Amoud H, Abadi M, Hewson DJ, Michel-Pellegrino V, Doussot M, Duchene J: **Fractal time series analysis of postural stability in elderly and control subjects.** *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation* 2007, **4**:12.
7. Bosek M, Grzegorzewski B, Kowalczyk A, Lubinski I: **Degradation of postural control system as a consequence of Parkinson's disease and ageing.** *Neuroscience Letters* 2005, **376**:215-220.
8. Chow CC, Lauk M, Collins JJ: **The dynamics of quasi-static posture control.** *Human Movement Science* 1999, **18**:725-740.
9. Collins JJ, Luca CJ: **Open-loop and closed-loop control of posture: A random-walk analysis of center-of-pressure trajectories.** *Experimental Brain Research* 1993, **95**:308-318.
10. Collins JJ, Luca CJ: **Upright. correlated random walks: a statistical-biomechanics approach to the human postural control system.** *CHAOS* 1995, **5**:57-63.

11. Collins JJ, Luca CJ: **The effects of visual input on open-loop and closed-loop postural control mechanisms.** *Experimental Brain Research* 1995, **103**:151-163.
12. Collins JJ, Luca CJ, Burrows A, Lipsitz LA: **Age-related changes in open-loop and closed-loop postural control mechanisms.** *Experimental Brain Research* 1995, **104**:480-492.
13. Collins JJ, Luca CJD: **Random walking during quiet standing.** *Phys Rev Lett* 1994, **73**:764-767.
14. Delignieres D, Deschamps T, Legros A, Caillou N: **A methodological note on nonlinear time series analysis: Is the open- and closed-loop model of Collins and De Luca (1993) a statistical artifact?** *Journal of Motor Behavior* 2003, **35**:86-96.
15. Duarte M, Zatsiorsky VM: **On the fractal properties of natural human standing.** *Neuroscience Letters* 2000, **283**:173-176.
16. Hsiao-Wecksler ET, Katdare K, Matson J, Liu W, Lipsitz LA, Collins JJ: **Predicting the dynamic postural control response from quiet-stance behavior in elderly adults.** *Journal of Biomechanics* 2003, **36**:1327-1333.
17. Kollegger H, Baumgartner C, Wöber C, Oder W, Deecke L: **Spontaneous Body Sway as a Function of Sex, Age, and Vision: Posturographic Study in 30 Healthy Adults.** *European Neurology* 1992, **32**:253-259.
18. Maki BE, Holliday PJ, Topper AK: **A Prospective-Study of Postural Balance and Risk of Falling in an Ambulatory and Independent Elderly Population.** *Journals of Gerontology* 1994, **49**:M72-M84.
19. McClenaghan BA, Williams HG, Dickerson J, Dowda M, Thombs L, Eleazer P: **Spectral characteristics of ageing postural control.** *Gait & Posture* 1995, **3**:123-131.
20. Mitchell SL, Collin JJ, De Luca CJ, Burrows A, Lipsitz LA: **Open-loop and closed-loop postural control mechanisms in Parkinson's disease: increased mediolateral activity during quiet standing.** *Neuroscience Letters* 1995, **197**:133-136.
21. Nagy E, Feher-Kiss A, Barnai M, Domján-Preszner A, Angyan L, Horvath G: **Postural control in elderly subjects participating in balance training.** *European Journal of Applied Physiology* 2007, **100**:97-104.

22. Newell K, Slobounov S, Slobounova E, Molenaar P: **Stochastic processes in postural center-of-pressure profiles.** *Experimental Brain Research* 1997, **113**:158-164.
23. Nolan L, Grigorenko A, Thorstensson A: **Balance control: sex and age differences in 9- to 16-year-olds.** *Developmental Medicine & Child Neurology* 2005, **47**:449–454.
24. Norris JA, Marsh AP, Smith IJ, Kohut RI, Miller ME: **Ability of static and statistical mechanics posturographic measures to distinguish between age and fall risk.** *Journal of Biomechanics* 2005, **38**:1263-1272.
25. Peterka RJ: **Postural control model interpretation of stabilogram diffusion analysis.** *Biological Cybernetics* 2000, **82**:335-343.
26. Prieto TE, Myklebust JB, Hoffmann RG, Lovett EG, Myklebust BM: **Measures of Postural Steadiness: Differences Between Healthy Young and Elderly Adults.** *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 1996, **43**:9.
27. Riley MA, Wong S, Mitra S, Turvey MT: **Common effects of touch and vision on postural parameters.** *Experimental Brain Research* 1997, **117**:165-170.
28. Winter DA, Prince F, Frank JS, Powell C, Zabjek KF: **Unified theory regarding A/P and M/L balance in quiet stance.** *Journal of Neurophysiology* 1996, **75**:2334-2343.
29. Błaszczyk JW: **Sway ratio - a new measure for quantifying postural stability.** *Acta Neurobiologiae Experimentalis* 2008, **68**:51-57.
30. Raymakers JA, Samson MM, Verhaar HJJ: **The assessment of body sway and the choice of the stability parameter(s).** *Gait & Posture* 2005, **21**:48-58.
31. Vieira TdMM, Oliveira LFd, Nadal J: **An overview of age-related changes in postural control during quiet standing tasks using classical and modern stabilometric descriptors.** *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2008.
32. Shumway-Cook A, Woollacott MH: *Controle motor: teorias e aplicações práticas.* São Paulo: Manole; 2003.
33. Winter DA: **Human balance and posture control during standing and walking.** *Gait & Posture* 1995, **3**:193-214.
34. Duarte M: **Análise estabilográfica da postura ereta humana quasi-estática.** Universidade de São Paulo, Escola de Educação Física e Esporte; 2000.

35. Cesari H, Duarte M: **Modelagem do controle postural humano.** *Motor Control* 2001, **3**:12-27.
36. Barbosa SM, Arakaki J, Silva MF: **Estudo do equilíbrio em idosos através da fotogrametria computadorizada.** *Fisioterapia Brasil* 2001, **2**:189-196.
37. Chandler JM: **Equilíbrio e Quedas no Idoso: Questões sobre a Avaliação e o Tratamento.** In *Fisioterapia Geriátrica*. 2 edition. Edited by Guanabara E. Rio de Janeiro: Guccione, A. A; 2002: 265-277
38. Carvalho RL, Almeida GL: **Sensorial and Cognitive Aspects of Postural Control.** *Rev Neurocienc* 2009, **17**:156-160.
39. Horak FB, Shupert C: **Função do sistema vestibular no controle postural.** In *Reabilitação vestibular*. 2 edition. Edited by Manole. São Paulo: Herdman, S.J.; 2002
40. Hain TC, Ramaswamy TS, Hillman MA: **Anatomia e Fisiologia do Sistema Vestibular Normal.** In *Reabilitação vestibular*. 2 edition. Edited by Manole. São Paulo: Herdman, S. J.; 2002
41. Mochizuki L, Amadio AC: **As informações sensoriais para o controle postural.** *Fisioterapia em Movimento* 2006, **19**:11-18.
42. Sasaki O, Usami S, Gagey P, Martinerie J, Quyen M, Arranz P: **Role of visual input in nonlinear postural control system.** *Experimental Brain Research* 2002, **147**:1-7.
43. Redfern MS, Yardley L, Bronstein AM: **Visual influences on balance.** *Journal of Anxiety Disorders* 2001, **15**:81-94.
44. Vallis LA, Patla AE, Adkin AL: **Control of steering in the presence of unexpected head yaw movements.** *Experimental Brain Research* 2001, **138**:128-134.
45. Nardone A, Grasso M, Schieppati M: **Balance control in peripheral neuropathy: Are patients equally unstable under static and dynamic conditions?** *Gait & Posture* 2006, **23**:364-373.
46. Richardson JK, Hurvitz EA: **Peripheral neuropathy: a true risk factor for falls.** *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 1995, **50**:M211-215.
47. Woollacott M, Shumway-Cook A: **Attention and the control of posture and gait: a review of an emerging area of research.** *Gait & Posture* 2002, **16**:1-14.

48. Ebersbach G, Dimitrijevic M, Poewe W: **Influence of concurrent tasks on gait: a dual task approach.** *Perceptual and Motor Skills* 1995, **81**:107-113.
49. Horak FB: **Postural orientation and equilibrium : what do we need to know about neural control of balance to prevent falls?** *Age and Ageing* 2006, **35**:ii7-ii11.
50. Lajoie Y, Teasdale N, Bard C, Fleury M: **Attentional demands for static and dynamic equilibrium.** *Experimental Brain Research* 1993, **97**:139-144.
51. SPEERS RA, PALOSKI WH, KUO AD: **Multivariate changes in coordination of postural control following spaceflight.** *Journal of Biomechanics* 1998, **31**:883-889.
52. Marins FHP: **Efeito da Perturbação Vestibular e da Demanda Cognitiva na Locomoção com Obstáculos.** Universidade Estadual Paulista, Instituto de Biociências; 2004.
53. Horak FB, Henry SM, Shumway-Cook A: **Postural Perturbations: New Insights for Treatment of Balance Disorders.** *Physical Therapy* 1997, **77**:517-533.
54. Gazzola JM, Perracini MR, Ganança MM, Ganança FF: **Fatores associados ao equilíbrio funcional em idosos com disfunção vestibular crônica.** *Revista Brasileira de Otorrinolaringologia* 2006, **72**:683-690.
55. Goldspink G, Harridge SDR: **Growth factors and muscle ageing.** *Experimental Gerontology* 2004, **39**:1433-1438.
56. RUWER SL, ROSSI AG, SIMON LF: **Equilíbrio no idoso.** *Revista Brasileira de Otorrinolaringologia* 2005, **71**:298-303.
57. Baloh R.W., Corona S, Jacobson K.M., Enrietto J.A., Bell T.G.: **A prospective study of posturography in normal older people.** *Journal of the American Geriatrics Society* 1998, **46**:438-443.
58. Fernie GR, Gryfe CI, Holliday PJ, Llewellyn A: **The relationship of postural sway in standing to the incidence of falls in geriatric subjects.** *Age Ageing* 1982, **11**:11-16.
59. Melzer I., Benjuya N., Kaplanski J.: **Postural stability in the elderly: a comparison between fallers and non fallers.** *Age and Ageing* 2004, **33**:602-607.

60. Piirtola M, Era P: **Force Platform Measurements as Predictors of Falls among Older People - A Review.** *Gerontology* 2006, **52**:1-16.
61. UHLER CR: **Análise do controle postural de idosos jovens e idosos muitos idosos com história de quedas.** Universidade Cidade de São Paulo, 2008.
62. Coelho DB: **Modelo de ativação neural do controle postural humano durante postura ereta.** *Engevista* 2005, **7**:83-90.
63. DAY BL, STEIGER MJ, THOMPSON PD, MARSDEN CD: **Effect of Vision and Stance width on Human Body Motion when Standing: Implications for Afferent Control of Lateral Sway.** *Journal of Physiology* 1993, **469**:479-499.
64. Amadio AC, Ávila AOV, Guimarães ACS, David ACd, Mota CB, Borges DM, Guimarães F, Menzel H-J, Carmo Jd, Loss J, et al: **Métodos de medição em biomecânica do esporte: descrição de protocolos para aplicação no centros de excelência esportiva.** *Revista Brasileira de Biomecânica* 2002, **3**:57-67.
65. Pincus SM: **Approximate entropy as a measure of system complexity.** *Proceedings of the National Academy of Sciences of the USA* 1991, **88**:2297-2301.
66. Back B, Laitinen T, Sere K, Wezel Mv: **Choosing bankruptcy predictors using discriminant analysis, logit analysis and genetic algorithms.** *Turku Centre for Computer Science Technical Report No 40* 1996:1-18.
67. Guimarães A, Moreira TBS: **Previsão de insolvência: um modelo baseado em índices contábeis com utilização da análise discriminante.** *Revista de Economia Contemporânea* 2008, **12**:151-178.
68. Shin K-S, Lee Y-J: **A genetic algorithm application in bankruptcy prediction modeling.** *Expert Systems with Applications* 2002, **23**:321-328.
69. Pacheco MAC: **Algoritmos Genéticos: Princípios e Aplicações.** Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro, ICA: Laboratório de Inteligência Computacional Aplicada; 1999.
70. Wright AH: **Genetic Algorithms for Real Parameter Optimization.** *Foundations of genetic algorithms* 1991:205-218.

Anexo

Validação do Software para análise de LDA

Para a validação do software para análise de LDA, foram realizados três testes. Neste testes foram utilizados dados artificiais criados com o objetivo de gerarem resultados previsíveis e esperados.

Primeiro Teste

No primeiro teste foi analisado um conjunto de dados contendo sete grupos. Cada um destes grupos foi representado por sete características, que foram extraídas dos mesmos. Os grupos analisados neste teste foram:

- Grupo 1: indivíduos que possuem valor 1 (um) para todas as características.
- Grupo 2: indivíduos que possuem valor 2 (dois) para uma característica qualquer e valor 1 (um) para as demais características restantes.
- Grupo 3: indivíduos que possuem valor 2 (dois) para duas características quaisquer e valor 1 (um) para as características restantes.
- Grupo 4: indivíduos que possuem valor 2 (dois) para três características quaisquer e valor 1 (um) para as características restantes.
- Grupo 5: indivíduos que possuem valor 2 (dois) para quatro características quaisquer e valor 1 (um) para as características restantes.
- Grupo 6: indivíduos que possuem valor 2 (dois) para cinco características quaisquer e valor 1 (um) para as características restantes.
- Grupo 7: indivíduos que possuem valor 2 (dois) para seis características quaisquer e valor 1 para as características restantes.

Observe que cada característica isolada não é suficiente para discriminar os 7 grupos, porém ao olharmos as 7 características conjuntamente, pode-se fazer tal discriminação, como pode ser visto no Campo 7 e 8 da Figura A.1.

Neste caso, o software mostrou-se muito eficaz, já que este resultou em uma separação total dos sete grupos. Outro resultado importante é o vetor relevância (Campo 10), indicando que todas as sete características são fundamentais para a separabilidade dos grupos, pois todas possuem relevância acima de 0.9, como mostrado na Figura A.1.

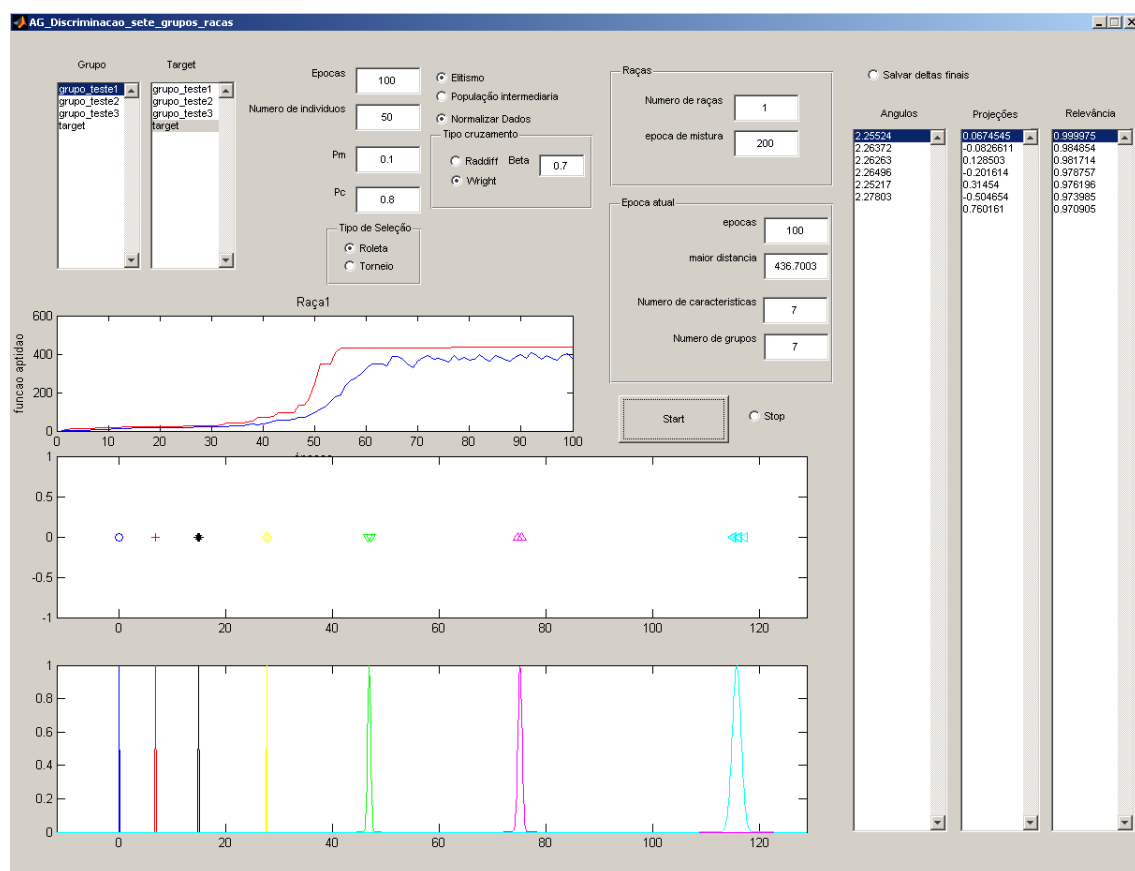


Figura A.1 - Interface gráfica do software no primeiro teste.

Segundo Teste

No segundo teste também foi analisado um conjunto de dados contendo sete grupos. Cada um destes grupos foi representado por sete características, que foram extraídas dos mesmos. Todos os grupos, neste caso, possuem as mesmas características que possuíam no Primeiro Teste. Contudo, números aleatórios que variam entre -0,25 e 0,25 foram somados aos valores iniciais, com o intuito de mesclar

um pouco os indivíduos de cada grupo, mas mantendo uma tendência de separação dos mesmos.

O segundo teste, assim como o primeiro, resultou em uma ótima separação dos sete grupos. É possível perceber, neste caso, que o vetor relevância mostra valores mais diferentes para cada característica do que o primeiro teste, devido à adição de números aleatórios. No entanto, todas as características analisadas continuam sendo essenciais para a separabilidade dos grupos, como se encontra mostrado na Figura A.2.

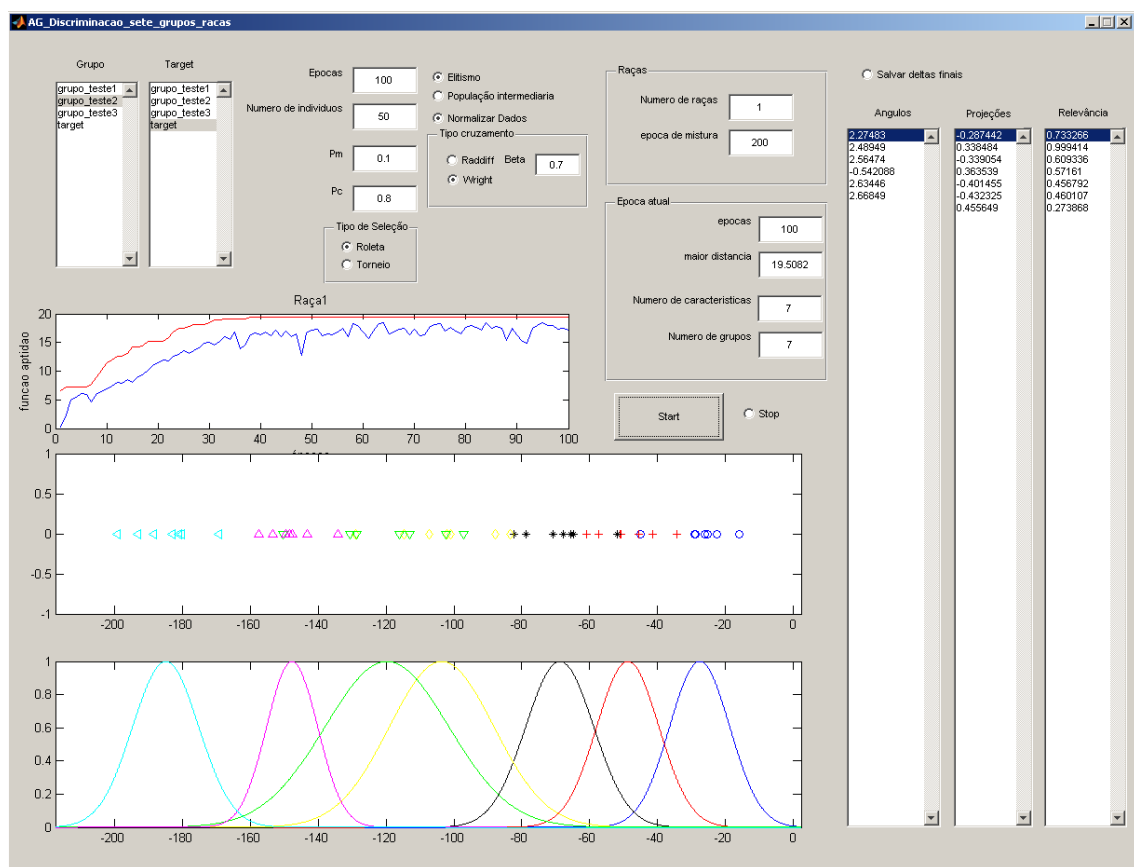


Figura A.2 - Interface gráfica do software no segundo teste.

Terceiro Teste

No terceiro teste foi analisado um conjunto de dados contendo sete grupos. Cada um destes grupos foi representado por dez características, que foram extraídas dos mesmos. Neste caso, as sete primeiras características analisadas foram semelhantes às utilizadas no Segundo Teste, já as três últimas são valores aleatórios, que não colaboram, em nada, na separabilidade dos grupos.

O terceiro teste, assim como os demais, resultou em uma ótima separação dos sete grupos em análise. Neste caso, é possível perceber que o vetor relevância mostrou um valor extremamente baixo para as últimas três características, evidenciando que estas não são relevantes para a separabilidade dos grupos, como mostrado na Figura A.3.

Os três testes realizados com dados artificiais resultaram em respostas coerentes com as que foram encontradas através de uma análise analítica do conjunto de dados. Assim, pode-se concluir que o software é uma ferramenta válida na discriminação dos grupos em análise.

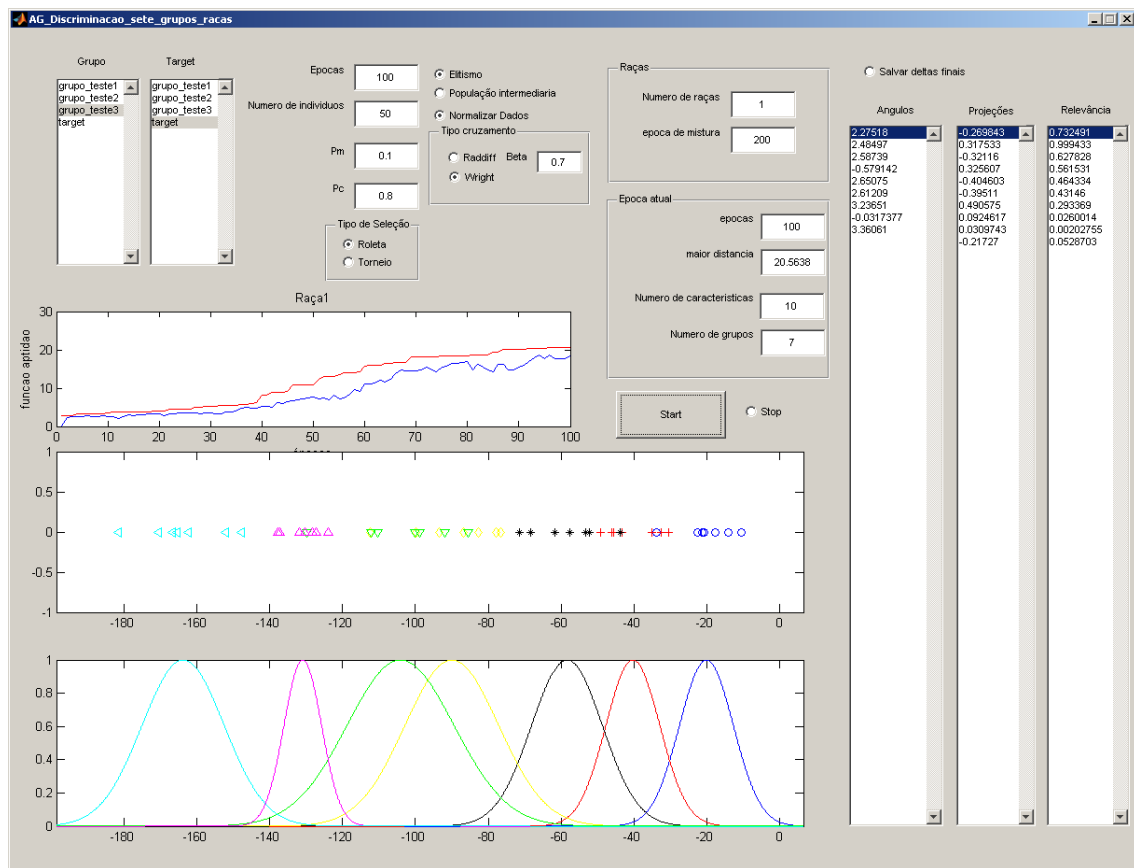


Figura A.3 - Interface gráfica do software no terceiro teste.