



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

**Lilian Ribeiro Mendes Paiva**

**Caracterização da Atividade Eletroencefalográfica  
em Diferentes Faixas Etárias, por meio da  
Análise Discriminante Linear**

UBERLÂNDIA - MINAS GERAIS

ABRIL 2012

Lilian Ribeiro Mendes Paiva

**Caracterização da Atividade Eletroencefalográfica  
em Diferentes Faixas Etárias, por meio da  
Análise Discriminante Linear**

*Proposta de Tese de Doutorado apresentada à Coordenação do  
Curso de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da  
Universidade Federal de Uberlândia como parte dos  
requisitos para obtenção do grau de **Doutor em Ciências**.*

**Área de Concentração:** Engenharia Biomédica

**Orientador:** Prof. Dr. Adriano Alves Pereira

**Co-Orientador:** Prof. Dr. Adriano de Oliveira Andrade

UBERLÂNDIA - MINAS GERAIS

ABRIL 2012

# **Caracterização da Atividade Eletroencefalográfica em Diferentes Faixas Etárias, por meio da Análise Discriminante Linear**

Esta Tese foi julgada adequada como parte dos requisitos para a obtenção do título de Doutor em Ciências e aprovada em sua forma final pelo programa de Pós Graduação em Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Uberlândia.

---

Lilian Ribeiro Mendes Paiva

Banca Examinadora:

---

Prof. Dr. Adriano Alves Pereira - Orientador  
Universidade Federal de Uberlândia

---

Prof. Dr. Adriano de Oliveira Andrade - Co-Orientador  
Universidade Federal de Uberlândia

---

Prof. Dr. Eduardo Lazaro Martins Naves  
Universidade Federal de Uberlândia

---

Profa. Dra. Regina Maria França Fernandes  
Universidade de São Paulo

---

Prof. Dr. Fabiano Politti  
Universidade Nove de Julho

Uberlândia, abril de 2012.

# Resumo

O envelhecimento está diretamente ligado a aspectos adversos, relacionados a fatores que interferem nas mudanças relacionadas à idade cronológica como hereditariedade, meio ambiente, dieta, estilo de vida e o hábito de praticar exercícios físicos, dentre outras particularidades. O Sistema Nervoso Central (SNC) e os sinais neurológicos portam informações que representam alterações ao longo da vida. Neste contexto, este estudo busca estabelecer alguma correlação entre a atividade cerebral em função da idade, a partir do registro de sinais eletroencefalográficos (EEG), em sujeitos não portadores de disfunções neurológicas, durante a prática de uma determinada tarefa. Participaram voluntariamente deste estudo 59 sujeitos saudáveis, divididos em 07 grupos, com faixa etária entre 20 a 86 anos e de ambos os sexos. Sinais EEG foram coletados em três protocolos experimentais distintos durante a execução da Espiral de Arquimedes (partindo do centro à extremidade, partindo da extremidade para o centro e parado). Os eletrodos foram posicionados conforme o padrão internacional 10/20, utilizando-se os canais C3 e C4 da região central. Foram realizadas análises estatísticas para identificar diferenças e permitir a discriminação entre as características de cada grupo conforme as variações apresentadas. Os dados foram processados no software MATLAB. Dentre os resultados obtidos, foram observadas diferenças significativas, através do LDA-value, *Linear Discriminant Analysis* (LDA), técnica para otimizar a extração de informações discriminantes de

um conjunto de dados. A ferramenta executou de forma satisfatória a separação de características discriminantes, classificando cada grupo de indivíduos que apresentam alta correlação em função da idade. Pode-se concluir pela análise das características utilizadas, que existe a separabilidade entre os grupos conforme faixa etária, contribuindo significativamente para registrar as alterações ocorridas durante o processo de envelhecimento.

**Palavras-chaves:** Envelhecimento, Sinais Eletroencefalográficos (EEG), *Linear Discriminant Analysis* (LDA).

# Abstract

Aging is directly linked to adverse impacts related to factors that affect the chronological age-related changes such as heredity, environment, diet, lifestyle, and habit of practicing physical exercises, among other features. The Central Nervous System (CNS) and neuronal signals carry information that represents changes throughout life. In this context, this study seeks to establish some correlation between brain activity as a function of age, from the record of electroencephalographic signals (EEG), in subjects not suffering from neurological disorders, while performing a certain task. There were 59 healthy subjects that voluntarily participated in this study, which were divided into 07 groups, with ages between 20 and 86 years and both sexes. EEG signals were collected "simultaneously" in three different experimental protocols during the execution of the Spiral of Archimedes (Ingoing Spiral, Outgoing Spiral and stopped up in the center). The electrodes were positioned according to the international standard 10/20, using the channels C3 and C4 of the central region. Statistical analyses were performed to identify differences and allow discrimination between the characteristics of each group according to the presented changes. The data were processed with software MATLAB. Among the results, significant differences were observed, via LDA-value, Linear Discriminant Analysis (LDA), a technique to optimize the extraction of discriminating information from a data set. The tool has satisfactorily performed the separation of discriminant features, classifying each group of individuals that have

high correlation as a function of age. It can be concluded by the analysis of the characteristics used that there is the separability between groups according to age, contributing significantly to register the changes that occurred during the aging process.

**Keywords:** Aging, Electroencephalographic Signals (EEG), Linear Discriminant Analysis (LDA).

# Agradecimentos

Com o trabalho que agora finaliza, finaliza também uma caminhada que começou em Fevereiro de 2007, período em que tive oportunidade de crescer nas vertentes humana, acadêmica e científica, a cujos responsáveis aludo em seguida.

Inicialmente, agradeço ao meu orientador, Professor **Dr. Adriano Alves Pereira**, pela sua constante dedicação, acompanhamento e preocupação no desenvolver deste trabalho, qualidades que considero fundamentais numa orientação e que levo como modelo a seguir.

Agradeço também ao meu co-orientador, Professor **PhD Adriano de Oliveira Andrade**, que me encorajou participar desta pesquisa, diante da abordagem inicial sobre o projeto que envolvia o Tremor Humano.

Aos integrantes do BIOLAB e a todos quantos neste momento fazem parte deste grupo, agradeço pelo bom ambiente de estudo e pesquisa, pelas colaborações que pude receber e vivenciar e pelo espírito de família que, certamente, fará com que eu tenha saudades.

Cabe aqui também uma palavra de agradecimento aos que desde o início têm seguido esta minha incursão pelas aplicações às ciências biomédicas, onde incluo todos os colegas do Projeto sobre Tremor Humano.

Deixo para o fim os primeiros, que são a minha família, a quem dedico com todo carinho este trabalho.

## O que é Ciência?

Fazer ciência nada mais é do que questionar com vigor. Trata-se de uma maneira usual de ver a realidade. No contexto do senso comum, há o que costumamos chamar do BOM SENSO, caracterizado pela percepção simples, mas adequada da realidade. O bom senso é parceiro da SABEDORIA, caracterizada pela experiência acumulada e cultivada. Seguindo esta linha de raciocínio, chegaremos à conclusão de que um analfabeto pode perfeitamente ser um sábio, na medida em que souber desenvolver uma reflexão profunda sobre a vida, a realidade e o convívio humano.

Portanto, o cientista é também um sábio quando reconhece os limites da pesquisa, ao aceitar as dificuldades de se obter respostas a tudo, e a necessidade de uma busca incessante. Enfim, o cientista sábio é aquele que sabe que sabe pouco.

Enquanto a ciência questiona o real para ser real, a ideologia procura justificar seus interesses, que são o fim marcante. Dito isto, parece claro que, o diferencial típico da ciência é o questionamento sistemático. Somente pode ser científico, portanto, o que for discutido.

ALVARENGA, 2001

# Sumário

<b>LISTA DE FIGURAS .....</b>	<b>IX</b>
<b>LISTA DE SIGLAS.....</b>	<b>XIII</b>
<b>CAPÍTULO 01: ABORDAGEM GERAL DA PESQUISA.....</b>	<b>16</b>
1.1 INTRODUÇÃO E JUSTIFICATIVA .....	16
1.2 OBJETIVO GERAL .....	20
1.3 OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	21
1.4 ESTRUTURA DO TRABALHO.....	21
<b>CAPÍTULO 02: FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA: EEG E</b>	
<b>ENVELHECIMENTO .....</b>	<b>23</b>
2.1 INTRODUÇÃO.....	23
2.2 O NEURÔNIO.....	24
2.3 GERAÇÃO DOS BIOPOTENCIAIS .....	28
2.3.1 <i>O Potencial de Ação</i> .....	28
2.3.2 <i>O Potencial Pós-Sináptico (PPS)</i> .....	31
2.4 SINAL EEG.....	32
2.4.1 <i>Registro e Captação do Sinal EEG</i> .....	33
2.4.2 <i>O Sistema Internacional 10-20</i> .....	34
2.4.3 <i>Artefatos</i> .....	35
2.4.4 <i>Faixas de frequência do sinal EEG</i> .....	36
2.5 TEORIAS DO ENVELHECIMENTO .....	38
2.5.1 <i>Envelhecimento e EEG: alterações relacionadas à idade</i> .....	41
2.5.2 <i>Sistema Nervoso Central (SNC): características relacionadas à idade.</i> .....	44
<b>CAPÍTULO 03: MATERIAIS E MÉTODOS.....</b>	<b>46</b>
3.1 PROCEDIMENTOS GERAIS E ASPECTOS ÉTICOS.....	46
3.2 EQUIPAMENTOS UTILIZADOS.....	48

3.3	PROTOCOLO DE COLETA DOS SINAIS EEG .....	50
3.4	CARACTERÍSTICAS UTILIZADAS PARA ANÁLISE DOS SINAIS .....	55
3.4.1	<i>Pré-processamento dos sinais EEG</i> .....	55
3.5	LINEAR DISCRIMINANT ANALYSIS (LDA) .....	64
<b>CAPÍTULO 04: RESULTADOS E DISCUSSÃO .....</b>		<b>69</b>
4.1	COMPARAÇÃO ENTRE OS GRUPOS DE JOVENS E IDOSOS .....	69
4.2	LINEAR DISCRIMINANT ANALYSIS (LDA) .....	73
4.2.1	<i>Descrição dos parâmetros empregados para cálculo do LDA</i> .....	76
<b>CAPÍTULO 05: CONCLUSÃO E TRABALHOS FUTUROS .....</b>		<b>87</b>
<b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....</b>		<b>90</b>

# Lista de Figuras

Figura 2.1	Um neurônio motor e suas partes integrantes.	25
Figura 2.2	Sinapse Neuronal.	26
Figura 2.3	Propagação de ação ao longo da membrana.	30
Figura 2.4	Násio e ínio (nasion e inion).	34
Figura 2.5	Sinais EEG, processamento realizado no software/ferramenta MATLAB.	38
Figura 2.6	Sinais EEG, processamento realizado no software/ferramenta MATLAB.	38
Figura 2.7	Pirâmide etária.	39
Figura 2.8	Sinais EEG, de voluntário idoso 01, grupo G08(>80 anos) processamento realizado no software/ferramenta MATLAB.	43
Figura 2.9	Sinais EEG, de voluntário idoso 02, grupo G08(>80 anos) processamento realizado no software/ferramenta MATLAB.	43
Figura 3.1:	Gráfico representando a distribuição dos voluntários que participaram das coletas, segundo grupos, faixa etária e gênero.	47
Figura 3.2:	Gráfico representando a distribuição de voluntários que participaram das coletas por gênero.	48
Figura 3.3:	Exemplo de aplicação do BrainNet-36 em um sistema de eletroencefalografia.	49
Figura 3.4:	Voluntário da pesquisa, realizando o exame.	51
Figura 3.5:	Etapas dos procedimentos e protocolos de coleta.	51
Figura 3.6:	Demonstração do posicionamento dos eletrodos de acordo com o sistema 10/20 recomendado pela Federação Internacional das Sociedades de Encefalografia e Neurofisiologia.	52
Figura 3.7:	Visão Geral do Experimento.	53
Figura 4.1	Comparativo dos valores médios dos sinais EEG, canais C3 e C4, obtidos da característica "Cruzamento em Zero" nos protocolos (OS, IS e P). Barras de erro representam o desvio padrão. Os círculos destacam as diferenças significativas ( $p < 0.05$ ) entre os grupos de jovens e idosos.	70
Figura 4.2	Comparativo dos valores médios dos sinais EEG, canais C3 e C4, obtidos da característica "Curtose" nos protocolos (OS, IS e P). Barras de erro representam o desvio padrão. Os círculos destacam as diferenças significativas ( $p < 0.05$ ) entre os grupos de jovens e idosos.	70
Figura 4.3	Comparativo dos valores médios dos sinais EEG, canal C4, obtidos da característica "Frequência 20% e 50%" nos protocolos (OS, IS e P). Barras de erro representam o desvio padrão. Os círculos destacam as diferenças significativas ( $p < 0.05$ ) entre os grupos de jovens e idosos.	71

Figura 4.4	Comparativo dos valores médios dos sinais EEG obtidos da característica “Entropia” nos protocolos (OS, IS e P). Barras de erro representam o desvio padrão. Os círculos destacam as diferenças significativas ( $p < 0.05$ ) entre os grupos de jovens e idosos.	71
Figura 4.5	Comparativo dos valores médios dos sinais EEG, canal C4, obtidos das características “Frequência 80 e 95%” nos protocolos (OS, IS e P). Barras de erro representam o desvio padrão. Os círculos destacam as diferenças significativas ( $p < 0.05$ ) entre os grupos de jovens e idosos.	72
Figura 4.6	Comparativo dos valores médios dos sinais EEG, canal C4 obtidos da característica “RMS” nos protocolos (OS, IS e P). Barras de erro representam o desvio padrão. Os círculos destacam as diferenças significativas ( $p < 0.05$ ) entre os grupos de jovens e idosos.	72
Figura 4.7:	Gráfico Box Plot LDA Values, 07 grupos de voluntários, movimento <i>Ingoing Spiral</i> (IS), sentido de desenho da extremidade para o centro.	77
Figura 4.8:	Gráfico Box Plot LDA Values, 07 grupos de voluntários, movimento <i>Outgoing Spiral</i> (OS), sentido de desenho do centro para a extremidade.	78
Figura 4.9:	Gráfico Box Plot LDA Values, 07 grupos de voluntários, parado (P).	78
Figura 4.10:	Gráfico <i>box plot</i> dos LDA-values obtidos para os sete grupos durante cada protocolo, todos os movimentos.	79
Figura 4.11:	Gráfico que representa a tendência linear, entre o valor LDA calculado durante o movimento INWard e a idade dos sujeitos, comprovando forte correlação entre e alterações ocorridas segundo a idade.	80
Figura 4.12:	Gráfico que representa a tendência linear, entre o valor LDA calculado durante o movimento OUTWard e a idade dos sujeitos, comprovando forte correlação entre e alterações ocorridas segundo a idade.	80
Figura 4.13:	Gráfico que representa a tendência linear, entre o valor LDA calculado durante o protocolo parado e a idade dos sujeitos, comprovando forte correlação entre e alterações ocorridas segundo a idade.	81
Figura 4.14:	Gráfico <i>box plot</i> dos LDA-values obtidos para os sete grupos durante cada protocolo (IS, OS e repouso) e todos os protocolos analisados em conjunto, na frequência Alfa.	82
Figura 4.15:	Gráfico <i>box plot</i> dos LDA-values obtidos para os sete grupos durante cada protocolo (IS, OS e repouso) e todos os protocolos analisados em conjunto, na frequência Beta.	82
Figura 4.16:	Gráfico <i>box plot</i> dos LDA-values obtidos para os sete grupos durante cada protocolo (IS, OS e repouso) e todos os protocolos analisados em conjunto, na frequência Gama.	83
Figura 4.17:	Gráfico <i>box plot</i> dos LDA-values obtidos para os sete grupos durante cada protocolo (IS, OS e repouso) e todos os protocolos analisados em conjunto, na frequência Teta.	83

Figura 4.18:	Gráfico <i>box plot</i> dos LDA-values obtidos para os sete grupos durante cada protocolo (IS, OS e repouso) e todos os protocolos analisados em conjunto, na frequência Delta.	83
Figura 4.19:	Gráfico que representa a tendência linear, entre o valor LDA calculado durante todos os protocolos (IS, OS e repouso) analisados em conjunto e a idade dos sujeitos, na faixa de frequência Alfa, comprovando forte correlação entre e alterações ocorridas segundo a idade.	84
Figura 4.20:	Gráfico que representa a tendência linear, entre o valor LDA calculado durante cada protocolo (IS, OS e repouso) e todos os protocolos analisados em conjunto e a idade dos sujeitos, na faixa de frequência Beta, comprovando forte correlação entre e alterações ocorridas segundo a idade.	85
Figura 4.21:	Gráfico que representa a tendência linear, entre o valor LDA calculado durante cada protocolo (IS, OS e repouso) e todos os protocolos analisados em conjunto e a idade dos sujeitos, na faixa de frequência Gama, comprovando forte correlação entre e alterações ocorridas segundo a idade.	85
Figura 4.22:	Gráfico que representa a tendência linear, entre o valor LDA calculado durante cada protocolo (IS, OS e repouso) e todos os protocolos analisados em conjunto e a idade dos sujeitos, na faixa de frequência Teta, comprovando forte correlação entre e alterações ocorridas segundo a idade.	86
Figura 4.23:	Gráfico que representa a tendência linear, entre o valor LDA calculado durante todos os protocolos analisados em conjunto (IS, OS e repouso) e a idade dos sujeitos, na faixa de frequência Delta, comprovando forte correlação entre e alterações ocorridas segundo a idade.	86

# Lista de Quadros

Quadro 2.1.	Características Faixas de frequência Sinal EEG.	37
Quadro 3.1.	Distribuição dos voluntários que participaram das coletas, segundo grupo, idade e gênero.	47
Quadro 3.2.	Tipos de Ondas Cerebrais.	56
Quadro 4.1.	Características dos sujeitos dos grupos de jovens e idosos.	69
Quadro 4.2.	Correlação entre as características tradicionais e a idade dos sujeitos.	73
Quadro 4.3.	Características relevantes para o cálculo do LDA-value.	75
Quadro 4.4.	Parâmetros empregados no cálculo do LDA-value.	76

# Lista de Siglas

AG	Algoritmos Genéticos
ANOVA	<i>Analysis of Variance</i> (Análise de variância)
ApEn	<i>Approximate Entropy</i> (Entropia Aproximada)
DA	Doença de Alzheimer
EEG	Eletroencefalografia
IS	<i>Ingoing Spiral</i> (Sentido de desenho da extremidade para o centro)
LDA	Linear Discriminant Analysis
OS	<i>Outgoing Spiral</i> (Sentido de desenho do centro para a extremidade)
PPS	Potencial Pós-Sináptico
RMS	<i>Root Mean Square</i>
SN	Sistema Nervoso
SNC	Sistema Nervoso Central
VM	Velocidade Média
SNS	Sistema Nervoso Somático
SNP	Sistema Nervoso Periférico
SNV	Sistema Nervoso Visceral
IIQ	Intervalo Interquartil

# Capítulo 01: Abordagem Geral da Pesquisa

## 1.1 Introdução e Justificativa

---

O cérebro realiza várias tarefas incríveis: (1) controla a temperatura corpórea, a pressão arterial, a frequência cardíaca e a respiração; (2) recebe milhares de informações vindas dos vários sentidos (visão, audição, olfato); (3) controla nossos movimentos físicos, pensamentos, raciocínio e emoções (BARBOSA, 2009). É um órgão que surpreende e impressiona por sua complexidade e imensa representatividade no controle do Sistema Nervoso Central (SNC).

Por todos estes motivos, sempre foi objeto de inúmeros questionamentos, instigando cientistas a elaborarem diferentes teorias a respeito de suas funções.

A ciência médica, assim como a engenharia eletrônica, a computação, e, atualmente, a engenharia biomédica e neural, seguem juntas com os avanços tecnológicos. Historicamente, antes dos processadores digitais, a Engenharia Elétrica lidava principalmente com sinais contínuos no tempo ou no espaço. Após a invenção dos computadores, os sinais discretos em amplitude e tempo, passaram a ter grande

interesse, sendo possível modificar a apresentação de algum sinal para: (1) realçar alguma componente em imagens médicas, (2) facilitar a redução de ruídos, (3) extrair ou isolar alguma informação, (4) permitir a implementação de sistemas em software, (4) armazenar e transmitir imagens utilizando métodos de codificação e compressão para a redução do tamanho de um arquivo (HAYKIN & VEEN 2001; LATHI, 2007; HSU, 2004), etc.

Durante o século XX e início do século XXI, o desenvolvimento de novas técnicas, possibilitaram a realização de diferentes abordagens de estudo sobre o Sistema Nervoso Central (SNC), com melhor compreensão do seu funcionamento (HOLLAND, 2003). Logo, muitas pesquisas envolvem o neurônio, que é a unidade básica do sistema nervoso e o grande responsável pelo processamento das informações no encéfalo. Por meio do eletroencefalograma (EEG), tornou-se possível estudar as atividades cerebrais, desde uma atividade motora ou sensitiva a uma atividade cognitiva, ou ainda, o efeito de uma patologia (LUCCAS, et al. 1999).

Como sendo uma das formas de modelar o cérebro, o EEG é uma importante ferramenta que permite registro, diagnóstico, análise e acompanhamento das atividades elétricas do cérebro (BLANCO, et al. 1995).

Para interpretação e compreensão do sinal EEG, é importante uma análise matemática quantitativa, podendo-se distinguir três características fundamentais: duração, amplitude e frequência. Luccas (1999), ressalta que a análise meramente qualitativa do sinal EEG é insuficiente para as diversas utilizações experimentais e clínicas que a neurofisiologia compreende, sendo necessárias diferentes e sucessivas transformações matemáticas para obter sua tradução num sinal mensurável e dele

retirar o máximo de informações. Contudo, grandes desafios envolvem o desenvolvimento de modelos matemáticos eficientes e compatíveis ao contexto fisiológico humano e ainda há muitos questionamentos acerca do SNC.

Parreira (2006), afirma que o sinal de EEG, possui um grande volume de informações, sendo indispensável desenvolver ferramentas que auxiliem no diagnóstico e na detecção de patologias.

Damasceno (1999) complementa a mesma necessidade, relatando casos de pseudodemência e discute o problema dos limites entre o normal e o patológico no sujeito idoso.

Neste contexto, percebe-se a ausência de pesquisas com enfoque em indivíduos saudáveis, considerando as progressivas alterações ocorridas com o avanço da idade, comprometendo, com o passar dos anos, as funcionalidades básicas dos mesmos.

Dentre os fatores modificáveis de perda de funcionalidade no envelhecimento normal, destaca-se o sistema nervoso central (SNC) e suas atribuições essenciais na regulação e integração entre os órgãos, associado aos sinais neurológicos, que também apresentam alterações ao longo da vida. Conjuntamente, o EEG é uma importante ferramenta para o diagnóstico de diversos distúrbios relacionados ao SNC. Sua representação possui variação imprevisível e com parâmetros de forma, duração, amplitude, frequência e coerência que portam informações (THAKOR, 2004).

O envelhecimento é um processo fisiológico caracterizado pelo declínio diferencial e progressivo da capacidade funcional do organismo, de difícil

compreensão. A entrada na velhice depende de vários aspectos que ultrapassam os limiares cronológicos, sendo que cada indivíduo reage de forma única ao avanço da idade. Estudos de Farinatti (2002), apud Levet-Gautrat afirmam que, "... não existe uma entrada na velhice e sim entradas diferentes e sucessivas".

Young (1997) adverte quanto à distinção entre idade cronológica e fisiológica do indivíduo, o significado e a relação entre os conceitos, destacando que a idade cronológica é um registro de eventos na passagem do tempo, chamado de envelhecimento.

Canineu (1997), Damasceno (1999) e Ottaviano (2000) relatam diferenças de indivíduo para indivíduo conforme hereditariedade, meio ambiente, dieta, estilo de vida e o hábito de praticar exercícios físicos, dentre outras particularidades. Mota (2004) complementa que a senilidade ocorre de formas diversas segundo idade biológica, social e psicológica, que podem ser muito diferentes da idade cronológica.

Segundo Mota (2004), o EEG é potencialmente importante na avaliação do envelhecimento cerebral para o reconhecimento de alterações estruturais ou funcionais cerebrais com expressão clínica ou mesmo subclínica.

Quando o eletroencefalografista "lê" um EEG, evidencia-se um processo ordenado, que começa com o conhecimento de dois fatores, sem os quais a interpretação correta não é possível: a idade do paciente e o seu estado de consciência. Visualmente, o EEG de idosos sadios mantém as mesmas características gerais do de adultos mais jovens, podendo acompanhar-se de pequenas alterações, como aumento da atividade beta, diminuição da reatividade alfa, além de

fragmentação e declínio da porcentagem do sono de ondas lentas (DAMASCENO, 1999).

Como relatado, muitos autores concordam que mudanças ocorrem com o decorrer da idade sendo esta teoria, atualmente, alvo de muitas pesquisas (NITISH, 2004; FRANKEL, 2006; WOJTEK, 2009). Contudo, observa-se a escassez de pesquisas fundamentadas em sinais EEG, que relatem as alterações advindas no decorrer da idade em indivíduos saudáveis.

Nesta abordagem entre EEG e envelhecimento, este estudo investiga a hipótese de identificar a separabilidade entre grupos de indivíduos normais, segundo o decorrer da idade, através da utilização de sinais EEG coletados durante a realização de uma tarefa específica. O processo será a comprovação ou não, da hipótese seguindo um estudo: (1) empírico e descritivo, diante dos objetivos explícitos em relação aos fatos observados; (2) qualitativo e quantitativo, buscando compreender os elementos da pesquisa, revelando suas limitações consideradas como opções na definição de alternativas das investigações, onde as mesmas só possuirão sentido, dentro do enfoque epistemológico na qual foram elaboradas, formuladas e apresentadas.

## **1.2 Objetivo Geral**

---

Estabelecer a separabilidade entre grupos de sujeitos saudáveis, conforme faixa etária, por meio de sinais EEG, durante a execução de uma tarefa específica: o desenho da Espiral de Arquimedes.

## 1.3 Objetivos Específicos

---

Considerando o objetivo geral desta pesquisa, foram definidos como objetivos específicos, os tópicos listados abaixo:

- Verificar a existência de diferenças estatísticas significativas entre os grupos de adultos jovens e adultos idosos;
- Verificar a existência de tendência linear em função da idade dos indivíduos;
- Pesquisar novas ferramentas e métodos para análise dos sinais EEG, que possam evidenciar mudanças dos sinais em função da idade;
- Utilizar técnica LDA - Value, Análise Linear do Discriminante, nos sinais EEG extraídos dos diversos grupos em análise;
- Utilizar técnica LDA - Value, Análise Linear do Discriminante, nos sinais EEG separadamente, em cada faixa de frequência dos sinais EEG extraídos dos grupos em análise;
- Verificar a existência de diferenças estatísticas significativas entre as faixas de frequência e os grupos em análise;
- Sugerir estudos futuros que possam ser realizados a partir deste trabalho.

## 1.4 Estrutura do Trabalho

---

A estratégia utilizada para atingir os objetivos propostos, está descrita em cada um dos capítulos seguintes, contendo:

**Capítulo 02:** Investigação sobre as origens do EEG, apresentando os fundamentos da neurofisiologia, do sistema nervoso central, discorrendo sobre as técnicas de captação, morfologia possíveis artefatos contidos no sinal, além da teorias do envelhecimento normal e EEG com alterações relacionadas à idade;

**Capítulo 03:** Apresentar materiais, equipamentos, procedimentos, técnicas, métodos e protocolos utilizados para coleta e análise dos sinais EEG, assim como as etapas para desenvolvimento do projeto de investigação e pesquisa;

**Capítulo 04:** Resultados obtidos na comparação entre os grupos de jovens e idosos por meio de características e métodos estatísticos e descrição dos parâmetros empregados para cálculo do LDA-Value, Análise Linear do Discriminante;

**Capítulo 05:** Conclusão entre os resultados obtidos com as metodologias propostas, comparação com outros autores e pesquisas, discussão e trabalhos futuros.

## Capítulo 02: **Fundamentação Teórica: EEG e Envelhecimento**

### 2.1 Introdução

---

As células vivas dependem de uma série de reações químicas em seu interior, que, articuladas entre si, operam para manter o equilíbrio dinâmico que significa “estar vivo”. Esse processo libera energia quebrando ligações químicas de nutrientes ingeridos, constrói e reconstrói proteínas, ácidos nucleicos, lipídios e glicídios, e também desfaz e descarta os restos destas substâncias, uma vez que qualquer biomolécula é funcional apenas por um tempo limitado dentro das células. Mas a atividade biológica não envolve apenas reações químicas, onde podemos encontrar também atividades biológicas derivadas, como a elétrica (LENT, 2001; RIBEIRO, 2006).

O Sistema Nervoso (SN) é um conjunto de órgãos responsáveis pela coordenação e integração dos demais sistemas orgânicos, relacionando e controlando o organismo com as variações do meio externo.

Subdivide-se sob (1) o critério morfológico em Sistema Nervoso Central (SNC), que é a parte do sistema nervoso situado dentro da caixa craniana e do canal

vertebral e, Sistema Nervoso Periférico (SNP), que é a parte do sistema nervoso situado fora da caixa craniana e do canal vertebral, interligando o SNC a todas as regiões do corpo e, sob (2) o critério Funcional em Sistema Nervoso Somático (SNS), que relaciona o organismo com as variações do meio externo e, Sistema Nervoso Visceral (SNV), que relaciona o organismo com as variações do meio interno (PARREIRA, 2006).

Como o escopo desta pesquisa requer o estudo dos sinais elétricos captados no escalpo, EEG, parte da fundamentação teórica será direcionada à fisiologia e funcionamento do SNC, destacando-se algumas áreas funcionais do cérebro, uma vez que sua compreensão influencia na interpretação dos sinais EEG.

## 2.2 O Neurônio

---

Os neurônios são células que tem como função receber, processar e transmitir impulsos eletroquímicos, ou impulsos nervosos, que são sinais de comunicação e codificação. Assim, são consideradas como a unidade funcional fundamental do sistema nervoso (LENT, 2001).

Cada neurônio compreende (vide Figura 2.1):

- (1) **Corpo celular:** contendo um núcleo, retículo endoplasmático (corpos de Nissl), mitocôndrias, aparelho de Golgi e neurofibrilas;

- (2) **Ramificações de filamentos citoplasmáticos finos (dendritos)**, que conduzem os impulsos até ao corpo celular ou deste para outros neurônios vizinhos;
- (3) **O axônio**, um prolongamento que pode ser muito longo e apresentar ramificações colaterais. Em alguns casos, os axônios podem estar rodeados por uma substância esbranquiçada, de natureza lipídica, a mielina, recoberta por uma película de citoplasma contendo núcleos, designada por célula de Schwann. A bainha de mielina é descontínua, dando origem à formação de nódulos de Ranvier, (NETTER, 2002).

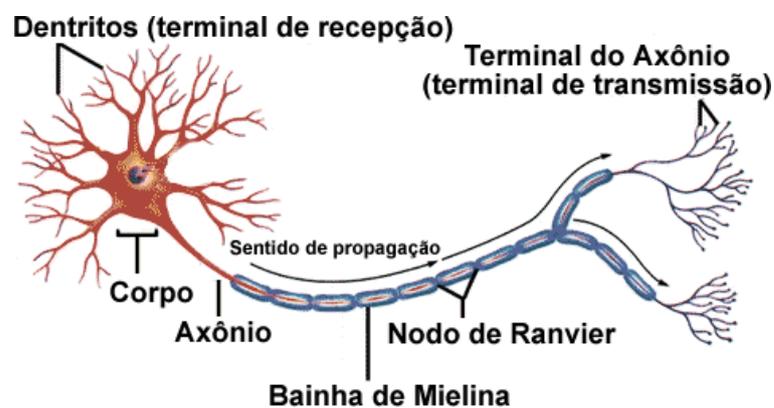


Figura 2.1: Um neurônio motor e suas partes integrantes  
(adaptada de: URL 01)

Acredita-se que no cérebro existam cerca de 100 bilhões de neurônios, onde a maioria dos sinais é recebida pelos neurônios em seus dendritos, outros sinais são recebidos no corpo celular e alguns poucos no início do axônio.

Qualquer função cognitiva envolve a integração de um número desconhecido de neurônios e de estruturas nervosas do organismo, fora do cérebro. Os neurônios se

interconectam em complexas cadeias, e a mensagem percorre através de cada neurônio na forma de impulsos.

Os sinais elétricos transmitidos pelos neurônios se baseiam na movimentação de íons<sup>1</sup>, com cargas positivas ou negativas, que se formam ao longo do neurônio como fruto de reações químicas. Os neurônios podem ser classificados como:

- Neurônios sensoriais: transmitem impulsos do exterior para o SNC;
- Neurônios motores: transmitem impulsos do SNC para o exterior;
- Neurônios de associação: conduzem impulsos entre os outros dois tipos de neurônios (GUYTON, 2002).

### 2.2.1 Sinapses

- Os neurônios existentes em todo o sistema nervoso não estão diretamente ligados entre si. A comunicação entre eles acontece através de espaços de conexão denominados sinapses. O neurônio cuja terminação do axônio conecta-se ao dendrito de outro neurônio é chamado de neurônio pré-sináptico. Este neurônio transmite o impulso para o neurônio seguinte, denominado neurônio pós-sináptico, (GUYTON, 2002; LENT, 2002). Entre esses dois neurônios existe a fenda sináptica, que é o local onde há a transmissão (Figura 2.2).

---

<sup>1</sup> Átomos, ou grupos de átomos, que perderam ou receberam elétrons.

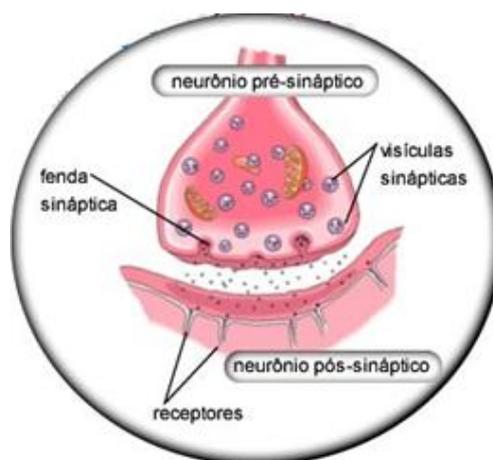


Figura 2.2 Sinapse Neuronal - (adaptada de: URL 02)

As sinapses são de extrema importância para o funcionamento do sistema nervoso, porque são elas que possibilitam a transmissão do impulso nervoso (informação) de um neurônio ao outro, ou de um neurônio a uma fibra muscular, determinando as direções em que esses sinais nervosos devem se espalhar (GUYTON, 2002).

Este impulso é a transmissão de um sinal codificado, sendo o resultado de um estímulo ocorrido ao longo da membrana do neurônio. Dois tipos de fenômenos estão envolvidos no processamento do impulso nervoso: elétricos e químicos. Eventos elétricos propagam um sinal dentro do neurônio, e processos químicos transmitem o sinal de um neurônio a outro ou a uma célula muscular. Os processos químicos ocorrem no final do axônio, que libera substâncias químicas ou neurotransmissores, que se unem a receptores químicos situados nos canais iônicos (regulam o fluxo de íons através da membrana de todas as células) da membrana do neurônio seguinte, permitindo assim a troca de informações entre duas células nervosas (LENT, 2001; GUYTON, 2002).

## 2.3 Geração dos Biopotenciais

---

As atividades dos diversos sistemas biológicos podem ser monitoradas através de seus biopotenciais. Os biopotenciais, ou potenciais bioelétricos, resultam da atividade eletroquímica em células excitáveis, que integram os sistemas nervoso, muscular ou glandular, que quando estimuladas de maneira adequada, apresentam grande variação de potencial, saindo da condição de potencial de repouso, exibindo um potencial de ação (CAPARELLI, 2007; RIBEIRO, 2006; QUILLFELDT, 2010).

Guyton (2002) define biopotenciais como o reflexo da somatória dos potenciais de ação existentes nas proximidades de um sensor posicionado nas imediações da região onde eles ocorrem, sendo, portanto, um reflexo do funcionamento de determinado sistema biológico, com características e mecanismos únicos.

### 2.3.1 O Potencial de Ação

Os sinais neurais são transmitidos por meio dos “potenciais de ação”, que são variações muito rápidas do potencial de membrana. Assim, o potencial de ação é um fenômeno de natureza eletroquímica e ocorre devido a modificações na permeabilidade da membrana do neurônio, permitindo a passagem de íons de um lado para o outro. Como os íons são partículas carregadas eletricamente, ocorrem também modificações no campo elétrico gerado por essas cargas (PARREIRA, 2006).

O potencial de ação atravessa três fases, denominadas repouso, despolarização e repolarização (Figura 2.3):

- a) **Despolarização:** É a primeira fase do potencial de ação, onde ocorre um significativo aumento na permeabilidade aos íons sódio na membrana celular. Isso propicia um grande fluxo de fora para dentro da célula através de sua membrana, por um processo de difusão simples. Como resultado, o líquido intracelular aumenta sua quantidade de íons de carga positiva (cátions) e a membrana celular passa a apresentar agora um potencial inverso daquele encontrado nas condições de repouso da célula: “mais cargas positivas no interior da célula e mais cargas negativas no seu exterior”. O potencial de membrana neste período passa a ser, portanto, positivo (algo em torno de +45mV) (NETTER, 2002; GUYTON, 2002).
- b) **Repolarização:** É a segunda fase do potencial de ação e ocorre logo em seguida à despolarização. Durante este pequeno período, a permeabilidade na membrana celular aos íons sódio retorna ao normal e, simultaneamente, ocorre um significativo aumento na permeabilidade aos íons potássio. Isso provoca um grande fluxo de íons potássio de dentro para fora da célula (devido ao excesso de cargas positivas encontradas neste período no interior da célula e à maior concentração de potássio). Enquanto isso ocorre, os íons sódio (cátions) que estavam em grande quantidade no interior da célula, vão sendo transportados ativamente para o exterior da mesma, pela bomba de sódio-potássio. Tudo isso faz com que o potencial na membrana celular volte a ser negativo (mais cargas negativas no interior da célula e mais cargas

positivas no exterior da mesma). O potencial de membrana neste período passa a ser algo em torno de  $-95$  mV (PARREIRA, 2006; GUYTON, 2002).

- c) **Repouso:** É a terceira e última fase, sendo o retorno às condições normais de repouso encontradas na membrana celular antes da mesma ser excitada e despolarizada. Nesta fase a permeabilidade aos íons potássio retorna ao normal e a célula rapidamente retorna às suas condições normais. O potencial de membrana celular retorna ao seu valor de repouso (cerca de  $-90$  mV.) (NETTER, 2002).

Todo o processo descrito acima dura, aproximadamente, 2 a 3 milésimos de segundos na grande maioria das células excitáveis encontradas em nosso corpo e encontra-se ilustrado na Figura 2.3.

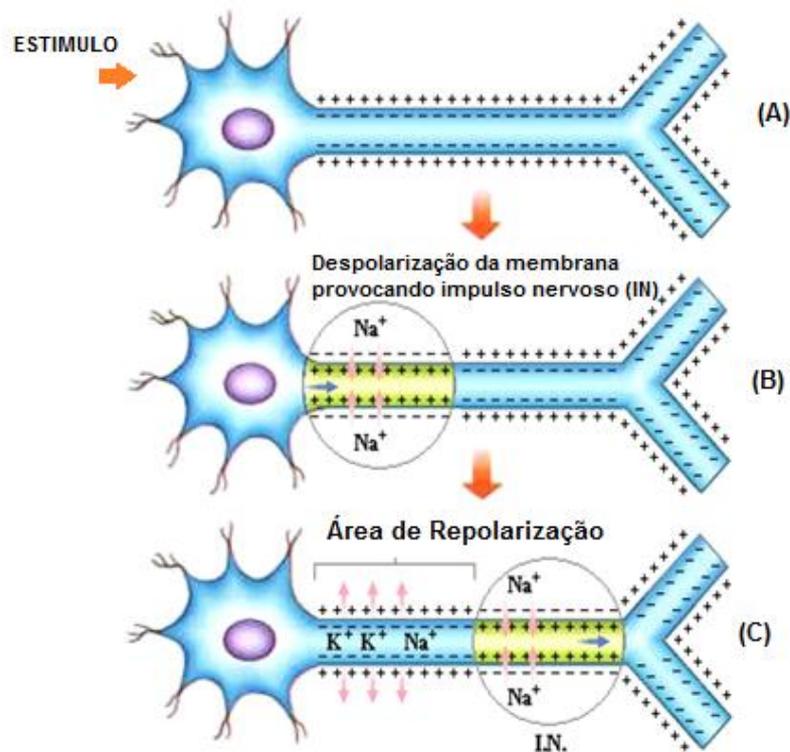


Figura 2.3: Propagação de ação ao longo da membrana (adaptada de: URL 03)

### 2.3.2 O Potencial Pós-Sináptico (PPS)

Segundo Caparelli (2007) apud Button, o potencial Pós-Sináptico (PPS), é o potencial de membrana resultante no neurônio pós-sináptico. Quando as sinapses excitatórias disparam sobre a superfície dos dendritos do neurônio, surge um potencial pós-sináptico que dura muitos milissegundos. Esse potencial pode continuar a excitar o neurônio, fazendo com que ele transmita inúmeros de impulsos de saída.

Para uma sinapse excitatória, o resultado do potencial de ação do neurônio pré-sináptico é a geração de um PPS despolarizante, ou seja, um potencial que tende a aproximar-se do potencial de limiar. Isso faz com que o neurônio pós-sináptico tenha mais facilidade em disparar potenciais de ação.

Já no caso de uma sinapse inibitória, o resultado do potencial de ação do neurônio pré-sináptico é a geração, no neurônio seguinte, de um PPS hiperpolarizante, ou seja, um potencial que tende a afastar-se do potencial de limiar. Isso faz com que o neurônio pós-sináptico tenha mais dificuldade em disparar potenciais de ação (LENT, 2001).

Como o neurônio pós-sináptico recebe inúmeras ações sinápticas, sua atividade depende do somatório de todos os potenciais gerados por todas as sinapses que ocorrem em sua membrana. Este processo de somação é denominado de integração sináptica.

Conforme as entradas excitatórias e inibitórias são definidos dipolos elétricos, que mudam de intensidade e sentido produzindo flutuações ondulares que se propagam conduzidas pelos fluidos encefálicos até o escalpo. O potencial

registrado na superfície cortical depende da polaridade, orientação e localização do PPS em relação ao eletrodo de medida (GUYTON, 2002).

O EEG é, portanto, resultado do registro incidental das correntes extracelulares associadas à atividade somada de grande número de células individuais. Os potenciais pós-sinápticos desempenham um papel fundamental na produção das ondas, ao contrário dos potenciais de ação, exceto quando um grande número deles viaja sincronizadamente ao longo das fibras talamocortiais ou quando registramos potenciais provocados por estímulos sensoriais (QUILLFELDT, 2010).

## **2.4 Sinal EEG**

---

O desenvolvimento técnico no campo das medidas e do registro de fenômenos elétricos realizados nos últimos 25 anos, tornou possível um dos maiores triunfos da neurociência moderna: a descoberta, feita pelo psiquiatra alemão Hans Berger, em 1929, de que o cérebro humano também gerava atividade elétrica contínua, e que ela podia ser registrada (RIBEIRO, 2006).

A atividade elétrica do cérebro é medida e registrada como a diferença de potencial entre um eletrodo colocado sobre a superfície do córtex (sub ou sobre-cutâneo) e outro, que servirá de referência. Tais registros são a variação propagada dos potenciais pós-sinápticos de determinada região do encéfalo, somados espacialmente e temporalmente na superfície do escalpo, cujo registro é chamado EEG, (TEPLAN, 2001; OISHI, 2007).

O desenvolvimento da tecnologia associada ao EEG abriu um novo leque de possibilidades no estudo funcional do cérebro, sendo possível avaliar a atividade elétrica do córtex humano de maneira não invasiva, sem a necessidade de cirurgia. É uma das ferramentas mais utilizadas por neurologistas com a finalidade de auxiliar o diagnóstico de algumas patologias do sistema nervoso central (SNC), como as epilepsias e variações nas funções cerebrais associadas com ciclo sono-vigília (GOMES, 2002).

### **2.4.1 Registro e Captação do Sinal EEG**

A captação do sinal EEG é feita através de eletrodos dispostos nas áreas do crânio que sejam de interesse, envolvendo as seguintes etapas:

- Captação do biopotencial (normalmente na superfície do escalpo) por eletrodos de superfície;
- Condicionamento dos sinais captados (amplificação e filtragem);
- Registro do traçado do EEG (papel);
- Análise do traçado, envolvendo interpretação visual de um especialista ou análise automática por computador.

Elementos como suor, pó, gordura ou até mesmo o cabelo podem dificultar uma boa coleta do sinal. Sendo assim, é necessário preparo das regiões onde serão colocados os eletrodos, de forma que interferências sejam minimizadas. A utilização de pasta condutora é sugerida para obtenção de melhor contato entre o eletrodo e a pele, além de redução dos níveis de impedância nos lugares de captação e maior nível de condutividade (PARREIRA, 2006).

## 2.4.2 O Sistema Internacional 10-20

O **sistema 10-20** é um método reconhecido internacionalmente por descrever o local de colocar os eletrodos no couro cabeludo, garantindo a padronização, reprodutibilidade e comparação de estudos ao longo do tempo, tornando possível a comunicação de trabalhos científicos na literatura.

Em 1947, foi recomendado que se criasse uma uniformidade na colocação de eletrodos no escalpo para a obtenção de EEG de rotina. Foram avaliados sistemas de colocação usados por profissionais, encontrando-se pequenas diferenças, que possibilitaram a reformulação e uniformização de regras na nomenclatura e no posicionamento dos eletrodos (NIEDERMEYER, 2004):

- a) As posições dos eletrodos deveriam ser determinadas por medidas, a partir de pontos de referência no crânio, proporcionais ao tamanho e formato do crânio.
- b) Cobertura adequada de todas as partes da cabeça, usando as posições padronizadas.
- c) A nomenclatura dos pontos seria feita a partir da área cerebral frontal, parietal, occipital e temporal.

No sistema internacional 10-20 a distância média intereletrodos em adultos é, em geral, de 6-6,5cm, tendo como base a relação entre a localização de um eletrodo e a área básica do córtex cerebral. O "10" e "20" referem-se ao fato das distâncias reais entre os eletrodos adjacentes serem 10% ou 20% da distância total da frente para trás ou para a direita - esquerda do crânio (vide figura 2.4).

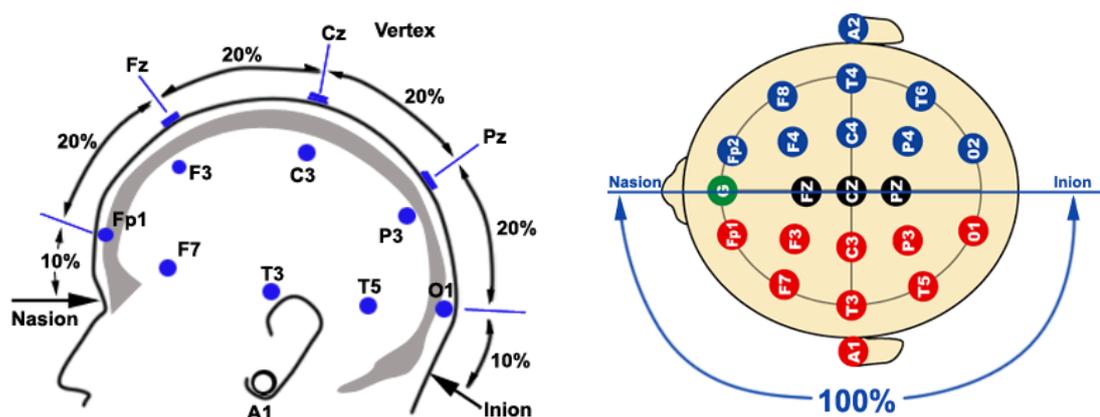


Fig 2.4- Násio e ínio (Nasion e inion)  
(Adaptado em: URL 05)

Dois marcos anatômicos são usados para o posicionamento dos eletrodos essenciais EEG: primeiro, o *násio* que é o ponto entre a testa e o nariz, em segundo lugar, o *ínio* que é o ponto mais baixo do crânio na parte de trás da cabeça e é normalmente indicada por uma protuberância occipital (PARREIRA, 2006).

### 2.4.3 Artefatos

Durante a obtenção dos sinais, o registro eletroencefalográfico é frequentemente perturbado pela presença de artefatos, que são potenciais de origem extra-encefálica, que podem dificultar ou mesmo impedir a interpretação do gráfico. Tal ocorrência deve-se à baixa ordem de magnitude do sinal EEG. Uma boa técnica de exame e coleta deve reduzi-los ao mínimo possível, de forma a não comprometer na análise e interpretação dos sinais EEG. A identificação deve ocorrer de forma a reconhecer as origens dos mesmos, que são comumente divididas em duas categorias:

- **Instrumentais:** incluem todas as interferências que contaminam o sinal de EEG, principalmente por interferência eletromagnética, impedância, acoplamento de campos elétricos de pequenas capacitâncias parasitas entre os cabos da rede elétrica, os cabos de conexão dos eletrodos e os eletrodos de registro;
- **Fisiológicas:** sinais elétricos que possuem origem no próprio paciente, provenientes de outras fontes. Como exemplo destes artefatos, podemos citar os potenciais musculares, potenciais de eletrocardiograma ou potenciais de movimento dos olhos (NEUMAN, 1998).

Outros artefatos são devidos a diferentes causas: mau contato de eletrodos, ruídos provocados por alguns aparelhos elétricos, como, por exemplo, telefones (BARBOSA, 2009).

#### 2.4.4 Faixas de frequência do sinal EEG

O Sinal EEG é composto por diversas componentes em frequência. A frequência da onda cerebral está diretamente relacionada à atividade dos neurônios: quanto maior a energia metabólica despendida, maior será a frequência de onda registrada. Estas componentes podem ser agrupadas em diferentes bandas específicas, cada uma delas configurando um determinado ritmo (STERN, 2004).

Existem na literatura, diferentes classificações, onde os autores estabelecem bandas de frequências diferentes, porém aproximadas, para cada um dos ritmos. Observa-se que não existe uma única definição em frequência e ritmos do EEG, ficando a critério do autor escolha das bandas, conforme referencia utilizada.

Bahar (2007), propõe a banda entre 0.5 e 3.5 Hz, como sendo o ritmo delta ( $\delta$ ), entre 5 e 8.5 Hz como teta( $\theta$ ), entre 9 e 13 Hz como alfa( $\alpha$ ), de 15 a 24 Hz como ritmo beta( $\beta$ ) e a banda entre 28 e 48 Hz como gama( $\gamma$ ). Porém, GURTUBAY (2001), define a banda 0.5 e 4 Hz para delta ( $\delta$ ), 4 e 7 Hz para teta ( $\theta$ ), 7 e 13 Hz para alfa ( $\alpha$ ), 13 e 30 Hz para beta ( $\beta$ ) e 30 e 70 Hz para gama ( $\gamma$ ).

Este trabalho utiliza as frequências descritas no Quadro 2.1., com detalhes sobre as principais características de cada faixa de frequência. Entretanto, dependendo da região do escalpo que está sendo analisada e do estado do indivíduo, ocorre uma maior ou menor predominância de um determinado tipo de onda.

Quadro 2.1: Características Faixas de frequência Sinal EEG

Faixas	Características		
Delta	Frequência	< 4 Hz	Pessoa em sono profundo. Os neurônios, os quais não estão engajados no processamento de informação, estão disparando todos ao mesmo tempo, portanto a atividade está sincronizada. As ondas são amplas e lentas.
	Amplitude	Baixa	
	Ritimicidade	Não	
	Distribuição Espacial	Frontal	
	Simetria e Sincronia	Sim	
Teta	Frequência	5 a 8 Hz	Pessoa sonolenta ou adormecida, sono de transição.
	Amplitude	Baixa	
	Ritimicidade	Não	
	Distribuição Espacial	Temporal e Parietal	
	Simetria e Sincronia	Sim	
Alfa	Frequência	9 a 13 Hz	Pessoa acordada e relaxada, com os olhos fechados. Os neurônios estão disparando em tempos diferentes. Registro regular (sincronizado).
	Amplitude	Variável (<50 $\mu$ V no adulto)	
	Ritimicidade	Sim	
	Distribuição Espacial	Posterior	
	Simetria e Sincronia	Sim	
Beta	Frequência	14 a 30 Hz	Pessoa acordada e ativa (em estado de vigília). São as ondas mais rápidas e sinaliza um córtex ativo e intenso estado de atenção. Registro irregular
	Amplitude	Variável (<30 $\mu$ V)	
	Ritimicidade	Não	
	Distribuição Espacial	Fronto-Central	
	Simetria e Sincronia	Sim	
Gama	Frequência	>30 Hz	Pessoa em intensa atividade mental; alta concentração; experiências místicas.
	Amplitude	Variável	
	Ritimicidade	Não	
	Distribuição Espacial	Diferentes áreas corticais	
	Simetria e Sincronia	Sim	

Fonte: (STERN, 2004; SANEI, 2007)

A Figura 2.5 ilustra a faixa de frequência entre 13 a 30 Hz, beta ( $\beta$ ), do canal C4, demonstrando o sinal EEG de um dos voluntários do projeto do grupo G08, faixa etária acima de 80 anos. O processamento foi realizado utilizando o filtro Butterworth, 4ª ordem, do software MATLAB®.

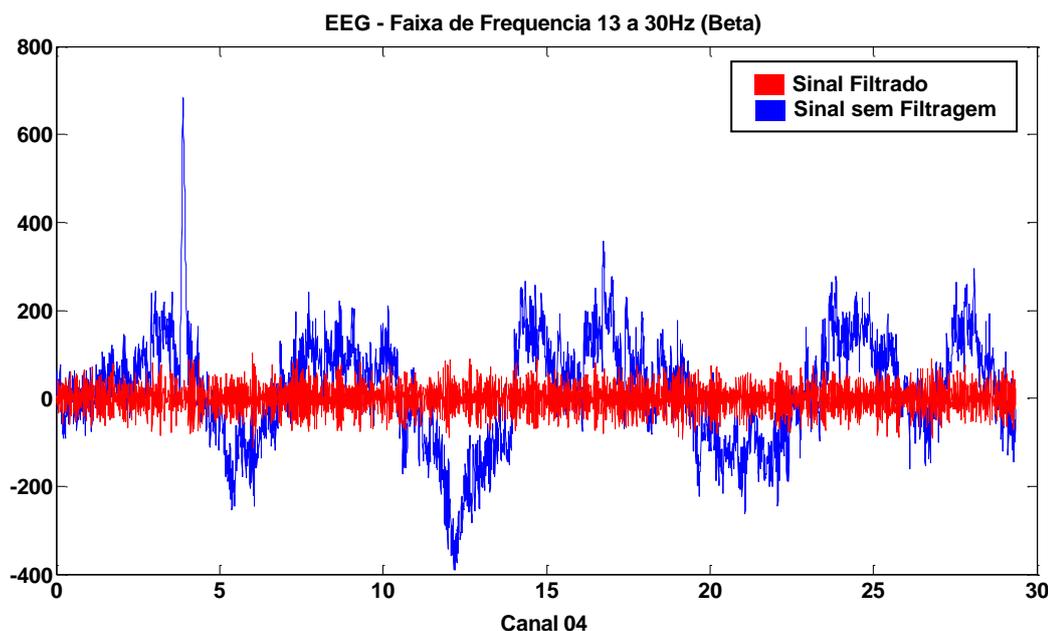


Figura 2.5: Sinais EEG, processamento realizado no software/ferramenta MATLAB. (1) Traçado Vermelho: Canal C4, Faixa de frequência Beta (13 a 30 Hz), filtro Butterworth, 4ª ordem. (2) Traçado Azul: Canal C4, sinal base, sem filtragem, todas as faixas de frequência.

## 2.5 Teorias do envelhecimento

O envelhecimento é um dos maiores enigmas da vida e, ninguém consegue compreendê-lo totalmente. Muitos têm feito as mesmas perguntas sobre o fenômeno: - O que é envelhecimento? - Por que as pessoas envelhecem? - Por que em algumas pessoas determinados órgãos envelhecem mais rapidamente que outros?

O aumento do tempo de vida da população no século XX constitui o fato mais significativo observado no âmbito da saúde pública mundial (ALHO, 2006;

OLIVEIRA, 2006). Dados epidemiológicos registram o aumento da população idosa em decorrência da diminuição das taxas de mortalidade e declínio da fecundidade. A melhoria da qualidade de vida, somada ao avanço da ciência e da tecnologia aplicadas à área da saúde, faz com que a população idosa represente o segmento populacional que mais cresce em termos proporcionais.

A pirâmide etária da população humana (vide figura 2.7) deve apresentar, até o ano de 2050, uma sensível mudança em seu formato, passando para um formato mais retangular, representando uma equivalência entre número de indivíduos nas diversas faixas etárias.

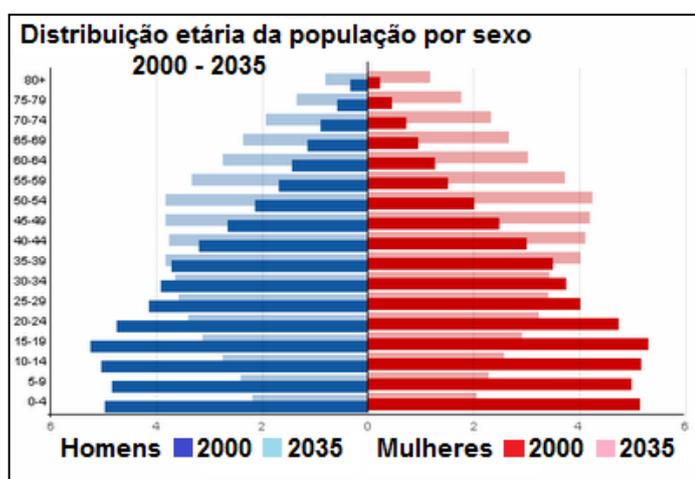


Figura 2.6: Pirâmide etária

Fonte: Instituto de Pesquisa Econômica Aplicada (adaptado URL 6)

Estima-se que em 2035, o Brasil será o sexto país do mundo em população idosa, com cerca de 30 milhões (OLIVEIRA, 2006).

Muitas são as formas de contextualizar o envelhecimento, desde a biologia, a psicologia ou a sociologia. É preciso evidenciar que nenhuma destas teorias, por si só, será capaz de explicar adequadamente o envelhecimento, uma vez que as alterações provocadas pelo passar dos anos são de todo o tipo (bioquímicas, celulares, sistêmicas, intelectuais, afetivas, familiares, laborais, etc.), e as razões para

estas alterações são múltiplas. Portanto, nenhuma teoria em exclusivo, permitirá explicar o produto interativo e talvez sinérgico de alterações tão complexas (PAPALÉO, 2006; OLIVEIRA, 2006; KALACHE, 1987).

Observa-se que os conceitos de idade são variados e dependem do ponto de vista adotado, de fatores ambientais, sociais e individuais que podem influenciar neste conceito, sendo possível uma mesma pessoa possuir idades cronológica, biológica e psicológica diferentes, conforme seu estado físico, psicológico e social.

Robert Arking (2006) alerta, que o fator temporal deve ser considerado como uma variável independente, já que não há uma correspondência exata entre a idade e a redução funcional orgânica. De certo modo, é possível encontrar indivíduos com 80 anos bastante debilitados e dependentes e outros com 90 anos independentes e saudáveis.

Apesar de todos os questionamentos e falta de definição consensual, existem teorias que retratam o envelhecimento. Uma das dificuldades desses estudos é exatamente medir o envelhecimento, já que os mecanismos que levam à degeneração orgânica ainda não foram claramente definidos. Inúmeros estudos tentam explicar e classificar sistematicamente o envelhecimento por princípios e similaridades, sendo três os principais:

- **Teoria dos radicais livres:** baseia-se no conceito de que as reações químicas que ocorrem naturalmente no corpo começam a produzir um número de defeitos irreversíveis nas moléculas. Os radicais livres são átomos com elétrons desemparelhados, o que os torna extremamente instáveis e prontos a

ceder ou capturar elétrons de outras moléculas, causando dano oxidativo nesse processo. Segundo a teoria do envelhecimento causada pelos radicais livres, esta é a razão pela qual se dá o envelhecimento, com uma rápida deterioração dos tecidos e órgãos, ocasionando doenças e, eventualmente, a morte. (BECKMAN, 1998; ARKING, 2006).

- **Teoria do desequilíbrio gradual:** afirma que o cérebro, as glândulas endócrinas ou o sistema imunológico começam a deixar de funcionar gradualmente, levando a determinados órgãos envelhecer em ritmos diferentes comprometendo o funcionamento dos demais, causando o envelhecimento de todo o organismo (TROEN, 2003; WEINERT,2003).
- **Teoria genética:** propõe que todo o processo de envelhecimento, quer seja de células, órgãos e mesmo de todo o indivíduo, é programado pelos nossos genes. Nessa teoria, o tempo de vida, alterações enzimáticas, ou outros acontecimentos ligados a esse relógio biológico, podem ser controlados por um ou mais genes específicos contribuindo, de maneira ativa, independente, ou em associação com outros genes, para a longevidade do organismo (LEBOURG, 2001; KIRKWOOD,2000; GOLDSMITH,2006).

### **2.5.1 Envelhecimento e EEG: alterações relacionadas à idade**

O EEG é potencialmente importante na avaliação do envelhecimento cerebral para o reconhecimento de alterações estruturais ou funcionais cerebrais com expressão

clínica ou mesmo subclínica. No entanto, existem padrões não específicos relacionados à idade que precisam ser distintos para melhor discriminação como em doenças como a de Alzheimer ou cerebrovascular (GOMES, 2002).

Segundo Damasceno (1999) apud NERI (2007), em pesquisa sobre o envelhecimento cerebral normal e patológico, o EEG de idosos sadios mantém as mesmas características gerais do de adultos mais jovens. O pesquisador evidencia no relato de três casos de pseudodemência o problema dos limites entre o normal e o patológico no sujeito idoso e os problemas de diagnóstico diferencial: “ainda não existe um marcador biológico seguro da Demência de Alzheimer (DA), e os testes psicométricos podem dar resultados falso-positivos ou falso-negativos”.

Alguns autores sugerem tendência à redução da reatividade visual. A banda mais rápida do ritmo beta tende a aumentar. O alentecimento principalmente através das ondas teta também tende a aumentar com o envelhecimento (episódios progressivamente mais frequentes e de maior amplitude), mais nas regiões temporais, principalmente à esquerda. Alentecimento é consistentemente relacionado à deterioração intelectual senil. Muitos desses achados podem estar relacionados a situações subclínicas vinculadas à hipertensão arterial, diabetes e arteriosclerose (NERI, 2007).

Os ritmos EEG estão demonstrados nos gráficos das Figuras 2.7 e 2.8, onde se observa visualmente as características relatadas por Damasceno: redução da amplitude, fragmentação, descontinuidade e difusão para as áreas anteriores.

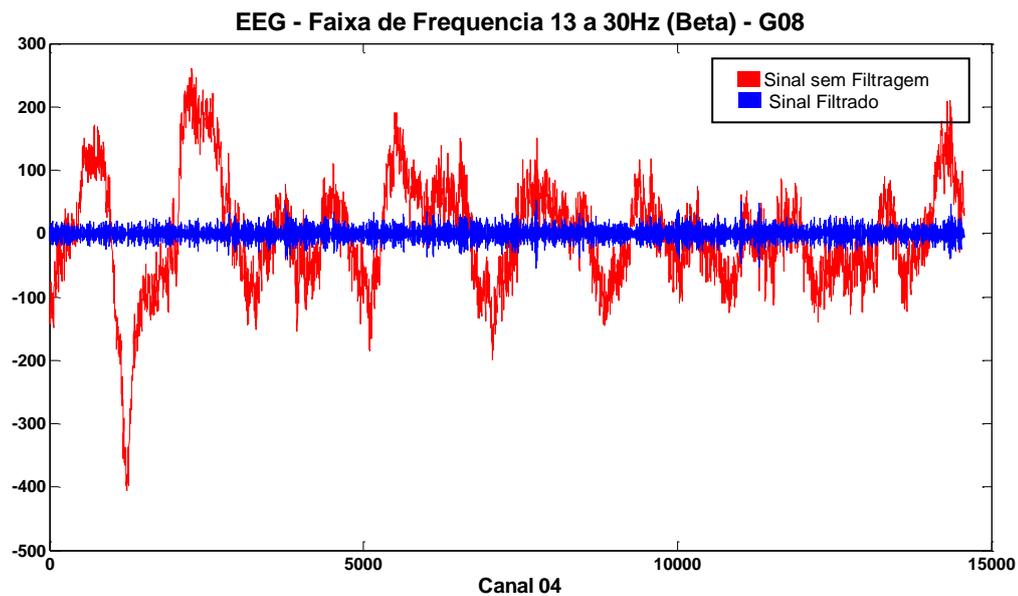


Figura 2.8: Sinais EEG, de voluntário idoso 01, grupo G08(>80 anos) processamento realizado no software/ferramenta MATLAB.

- (1) Traçado Vermelho: Canal C4, Faixa de frequência Beta (13 a 30 Hz), filtro Butterworth, 4<sup>a</sup> ordem.
- (2) Traçado Azul: Canal C4, sinal base, sem filtragem, todas as faixas de frequência.

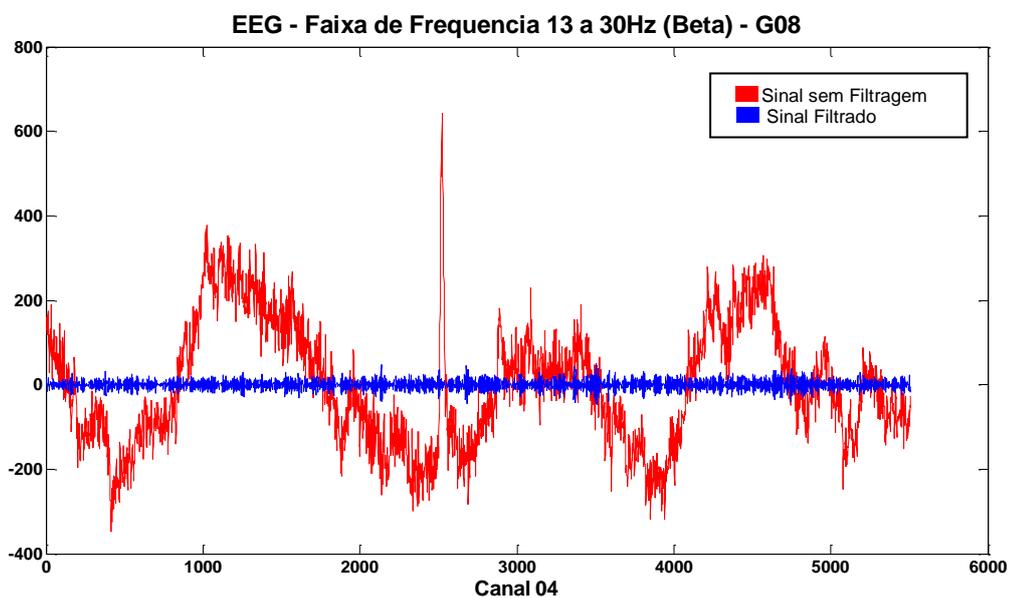


Figura 2.9: Sinais EEG, de voluntário idoso 02, grupo G08(>80 anos) processamento realizado no software/ferramenta MATLAB.

- (1) Traçado Vermelho: Canal C4, Faixa de frequência Beta (13 a 30 Hz), filtro Butterworth, 4<sup>a</sup> ordem.
- (2) Traçado Azul: Canal C4, sinal base, sem filtragem, todas as faixas de frequência.

DAMASCENO (1999) comprova que a lentificação generalizada do EEG encontrada em estudos anteriores, EHLERS (1989), pode estar associada a variáveis

não controladas, como o uso de drogas neurolepticas, antidepressivas e analgésico-sedativas, o nível de consciência e o estado cognitivo-comportamental. A lentificação teta (e delta) na região temporal esquerda é vista em idosos normais (sem correlação com déficits neuropsicológicos) e em pacientes com graus leves a moderados de DA, tornando-se bitemporal ou mais generalizada nos graus severos da demência, em correlação com os sinais de hipometabolismo dessas regiões.

### **2.5.2 Sistema Nervoso Central (SNC): características relacionadas à idade.**

O aumento da expectativa de vida tem revelado o surgimento de déficits e alterações neurológicas degenerativas que evoluem com o avanço da idade. Pois, após atingir a sua maturidade, o SN começa a sofrer o impacto do processo de envelhecimento e como consequência os idosos passam a apresentar, de forma progressiva, sintomas de deficiências motoras, psicológicas e sensoriais. Embora ocorram alterações no SN, não se pode assumir que a senilidade é uma consequência normal do processo de envelhecimento.

O SN amadurecido possui menor capacidade de se comunicar rapidamente com os outros tecidos neurais. Na velhice, a perda de neurônios corticais pode abranger diferentes áreas em maior ou menos extensão, surgindo tremores, rigidez, parkinsonismo, perda de agilidade, entre outras consequências. Muitas são as alterações advindas com o decorrer dos anos: aos 20 anos o cérebro pesa aproximadamente de 1.400 gramas; depois dos 30 anos, ele perde 50 mil células por dia e, aos 60 anos, seu peso é de 1.260 gramas (10% menos).

As células nervosas diminuem, reduzindo a velocidade de transmissão de mensagens. Após um nervo transportar uma mensagem, ele deve descansar por um curto período de tempo no qual não pode transportar outra mensagem. Esse período é denominado período de latência e aumenta com o envelhecimento (NERI, 2007; MORIGUCHI, 1988; WEINERT, 2003).

Resíduos das células nervosas atrofiadas se acumulam no tecido cerebral, produzindo placas e arranjos desordenados (microtúbulos). A lipofuscina (pigmento gorduroso marrom) também se acumula no tecido nervoso. Essas alterações não são consistentes em todas as pessoas: algumas apresentam muitas alterações físicas em seus tecidos nervosos e cerebrais, enquanto outras apresentam apenas poucas alterações (MORIGUCHI, 1988). Embora sejam típicas de distúrbios específicos do cérebro, a quantidade e o tipo das alterações físicas não estão necessariamente relacionados às funções cerebrais.

Muitos pesquisadores concordam que durante o processo de envelhecimento existe uma perda progressiva das células nervosas ou uma retração neuronal caracterizando certa atrofia cerebral (MOTA, 2004; PAPALÉO NETTO, 2006; LENT, 2001; YOUNG, 1997; MORIGUCHI e MORA, 1988). Essa redução ocorre por morte celular e acaba alterando as conexões entre os neurônios, que como já relatado anteriormente, têm fundamental importância nos processos neurais, pois são os responsáveis pela transmissão de impulsos elétricos, através das sinapses, que ocorrem na presença dos neurotransmissores, ou mensageiros químicos.

## Capítulo 03: **Materiais e Métodos**

### **3.1 Procedimentos Gerais e Aspectos Éticos**

---

As informações e o banco de dados utilizados neste estudo integram um projeto de pesquisa em convênio com o Sistema Único de Saúde, financiado pela Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de Minas Gerais - FAPEMIG (nº 3300/06 - PPSUS). Para coleta dos EEG's utilizados nesta pesquisa, cada sujeito realizou, concomitantemente, além do exame de eletroencefalografia os exames de espirografia, eletromiografia, acelerometria, estabilometria e exame de sangue. As coletas foram realizadas no laboratório de Engenharia Biomédica e no Hospital de Clínicas, ambos da Universidade Federal de Uberlândia.

Participaram voluntariamente, 59 sujeitos saudáveis, sem evidências clínicas de problemas neurológicos, conforme avaliação realizada em consulta com médico neurologista. Todos os integrantes também responderam a um questionário para identificação de seus hábitos de vida, além de assinarem um termo de consentimento aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Uberlândia, Brasil, registrado sob o número 188/06, do Parecer do Comitê de Ética em Pesquisa,

número 354/06. Os voluntários foram distribuídos em 07 grupos, tendo como critério cada década, sendo:

Tabela 3.1: Distribuição dos voluntários que participaram das coletas, segundo grupo, idade e gênero.

<b>Grupo</b>	<b>Faixa Etária</b>	<b>Homens</b>	<b>Mulheres</b>	<b>Total</b>
01	20-29	07	03	10
02	30-39	08	02	10
03	40-49	06	03	09
04	50-59	02	06	08
05	60-69	03	07	10
06	70-79	02	06	08
07	80-89	02	02	04

Observa-se na tabela 3.1 e figuras 3.1 e 3.2, que o número de sujeitos no grupo 07 é relativamente pequeno quando comparado aos demais grupos de análise. Esta diferença é justificada por dificuldades no recrutamento de indivíduos nessa faixa etária (80-89 anos), conforme os critérios de recrutamento do estudo: indivíduos saudáveis, sem problemas neurológicos e que não fizessem uso de medicamentos durante o período da pesquisa.

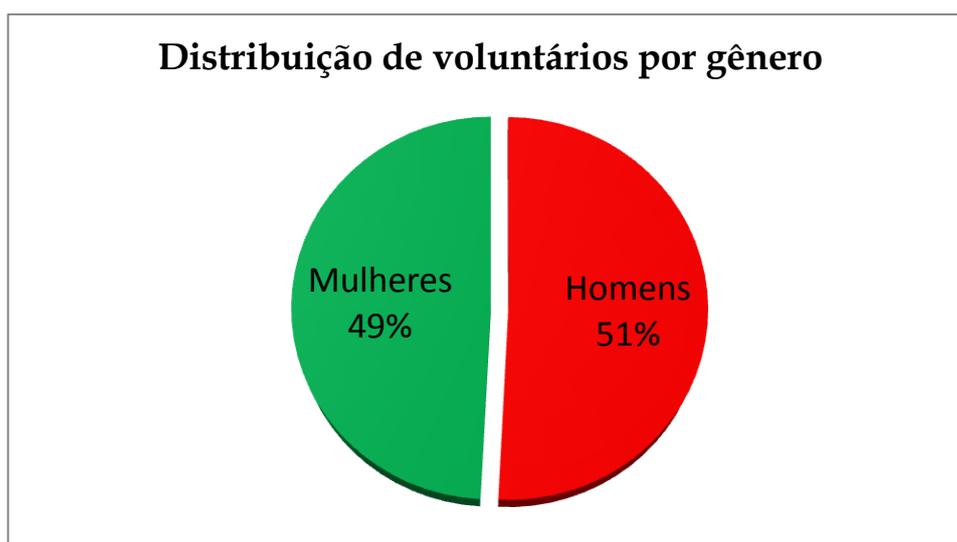


Figura 3.1: Gráfico representando a distribuição dos voluntários que participaram das coletas, segundo grupos, faixa etária e gênero.

A quantidade de voluntários entre os gêneros é demonstrada na figura 3.2, onde as cores representam cada grupo, indicando o percentual de homens e mulheres em cada faixa etária. Observa-se, que em sujeitos mais jovens, entre 20 e 49 anos, a quantidade de homens é maior, em contraste aos grupos de sujeitos de maior idade, entre 60 e 89 anos, em que prevalece a participação de voluntários do gênero feminino.

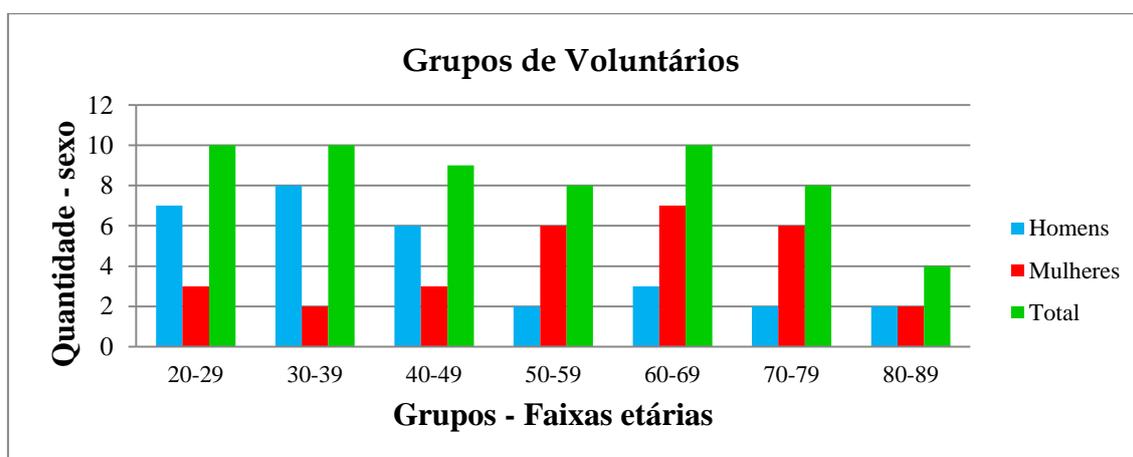


Figura 3.2: Gráfico representando a distribuição de voluntários que participaram das coletas por gênero

## 3.2 Equipamentos Utilizados

A elaboração de estudos clínicos ou experimentais é a base do desenvolvimento de qualquer área do conhecimento. Dessa forma, a evolução da ciência está diretamente ligada à produção de informações de qualidade e amplamente disponíveis e, neste aspecto, os recursos da informática especialmente no que tange à captura, armazenamento e busca de dados clínicos, tem sido de suma importância para geração de estudos clínicos relevantes e confiáveis (YOUNG, 1997; FARINATTI, 2002).

O equipamento utilizado para coleta do sinal EEG foi o BrainNet BNT-36, um amplificador e condicionador de sinais biológicos de 36 canais, adequado à aquisição de sinais eletroencefalográficos e poligráficos para aplicações em monitoramento e eletrodiagnóstico.

Sua função foi amplificar e converter os sinais elétricos gerados pelo cérebro em sinal digital e enviá-lo para a entrada de dados do computador no qual foram armazenados e analisados.

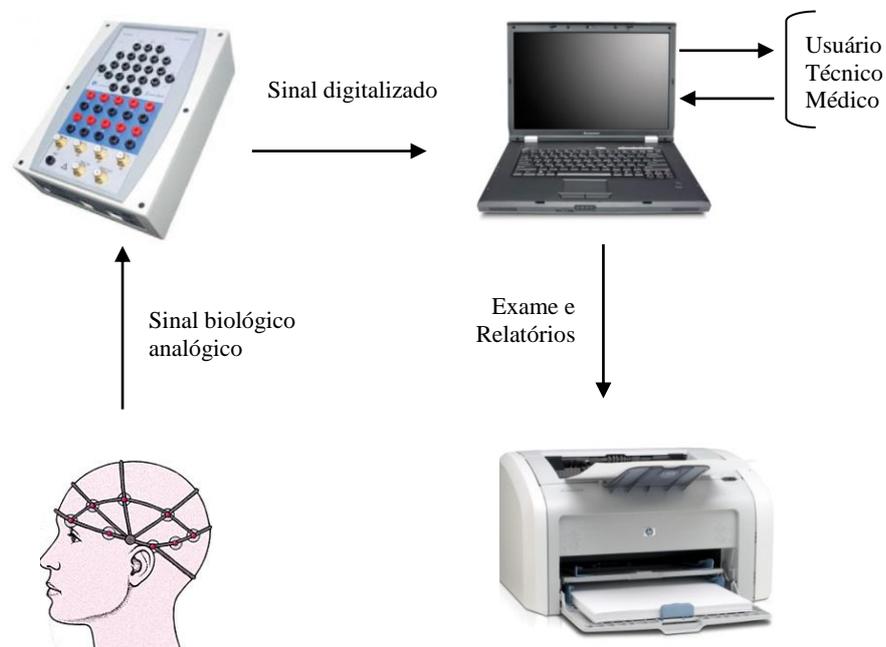


Figura 3.3: exemplo de aplicação do BrainNet-36 em um sistema de eletroencefalografia.

Outras partes que compõe o sistema de eletroencefalografia são: fonte de alimentação, cabo de conexão entre o BrainNet-36 e o computador, programa BrainTech de aquisição e análise, eletrodos e/ou sensores e massa condutora.

A figura 3.3 ilustra resumidamente as etapas de processamento dos sinais e como as características utilizadas nesse trabalho foram extraídas dos sinais coletados com os equipamentos, analisadas e quantificadas por meio de ferramentas

estatísticas e algoritmos desenvolvidos na ferramenta matemática computacional MATLAB®.

### 3.3 Protocolo de Coleta dos Sinais EEG

---

O protocolo de coleta dos experimentos realizados nesta pesquisa foi definido cuidadosamente, o que possibilitou a uniformização dos procedimentos e a aquisição de sinais de qualidade. O exame de eletroencefalografia (EEG), foi realizado conjuntamente com os exames de eletromiografia (EMG) e acelerometria, tendo como objetivo a análise dos sinais EEG, onde a cada sujeito, foi requisitado que fizesse o desenho de uma Espiral de Arquimedes seguindo um modelo posicionado à sua frente.

Os sujeitos foram instruídos a desenhar duas amostras da Espiral de Arquimedes com sua mão dominante, conforme ilustrado na figura 3.4, que apresenta uma visão geral dos procedimentos. A primeira amostra foi coletada com o sujeito desenhando a espiral a partir do seu centro até a extremidade (*outgoing spiral* - OS), enquanto a segunda amostra foi desenhada pelo sujeito a partir da extremidade da espiral até o seu centro (*ingoing spiral* - IS) e, posteriormente, que permanecesse parado no centro da espiral. Este procedimento foi repetido três vezes para cada sujeito. Recomendou-se aos voluntários que desenhassem as espirais com uma velocidade que lhes fosse natural.



Figura 3.4: Voluntário da pesquisa, realizando o exame.

Os procedimentos e protocolos de coleta estão demonstrados na figura 3.5 e no detalhamento de cada etapa a seguir:

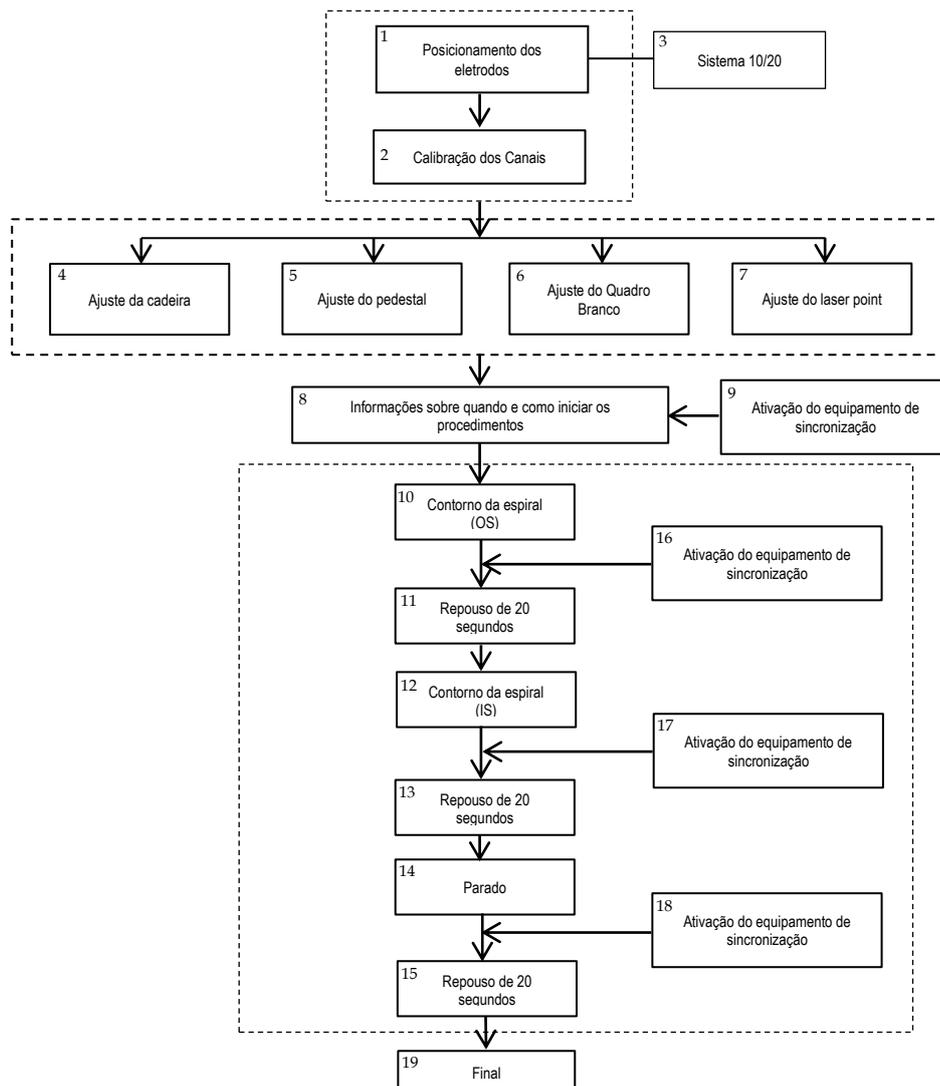


Figura 3.5: Etapas dos procedimentos e protocolos de coleta.

1. Nesta etapa (blocos 1, 2 e 3 da figura 3.5) os eletrodos foram posicionados no escalpo do voluntário. Adotou-se a eletroencefalografia superficial, método não invasivo e indolor de coleta dos sinais EEG, com posicionamento dos eletrodos no escalpo de acordo com o sistema 10/20, recomendado pela Federação Internacional da Sociedade de Encefalografia e Neurofisiologia, com base em medidas que constituem de 10% a 20% de duas distâncias fundamentais: uma longitudinal – do Násio ao Ínio – e outra transversal, correspondente à distância entre os pontos pré-auriculares. As letras Fp, F, C, P, O e T referem-se, respectivamente, às linhas de eletrodos pré-frontais, frontais, centrais ou rolândicos, parietais, occipitais e temporais. Os índices ímpares, em vermelho na Figura 3.6, correspondem ao hemisfério esquerdo (relativamente ao paciente) e os pares, ao direito, em azul. Os eletrodos da linha média são representados por Fz, Cz e Pz. Antes de iniciar o experimento foi realizada a calibração dos canais, através do *software* que acompanha o equipamento (*Braintech for Windows V3.0*) para garantir precisão, estabilidade e imunidade de interferências nos sinais.

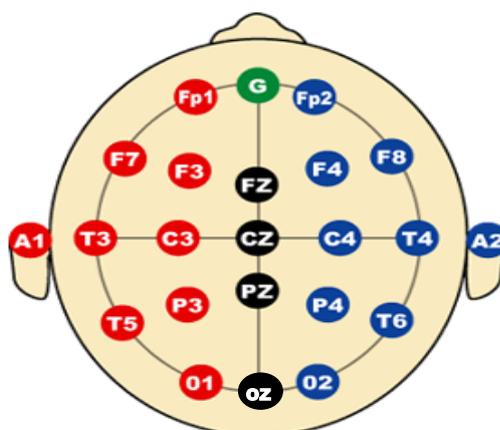


Figura 3.6: Demonstração do posicionamento dos eletrodos de acordo com o sistema 10/20 recomendado pela Federação Internacional das Sociedades de Encefalografia e Neurofisiologia.

2. Posicionamento dos sujeitos em uma cadeira (bloco 04 da figura 3.5), em frente a um quadro branco com desenho da Espiral de Arquimedes em uma posição confortável para realização do procedimento. A altura da cadeira foi ajustada de maneira que os mesmos pudessem apoiar toda a planta dos pés no chão e, além disso, o ângulo entre a coxa e perna deveria ser de 90 graus. Durante o exame os sujeitos mantiveram as costas apoiadas ao encosto da cadeira. A Figura 3.7 ilustra essas especificações, assim como a visão geral do experimento.
3. Regulagem da altura do pedestal (bloco 05 da figura 3.5), de forma a permitir que o ângulo entre o tronco e o braço preferido do paciente fosse de 90 graus. O suporte para o antebraço foi colocado no meio deste membro. A Figura 3.7 ilustra os detalhes do posicionamento para execução do experimento.

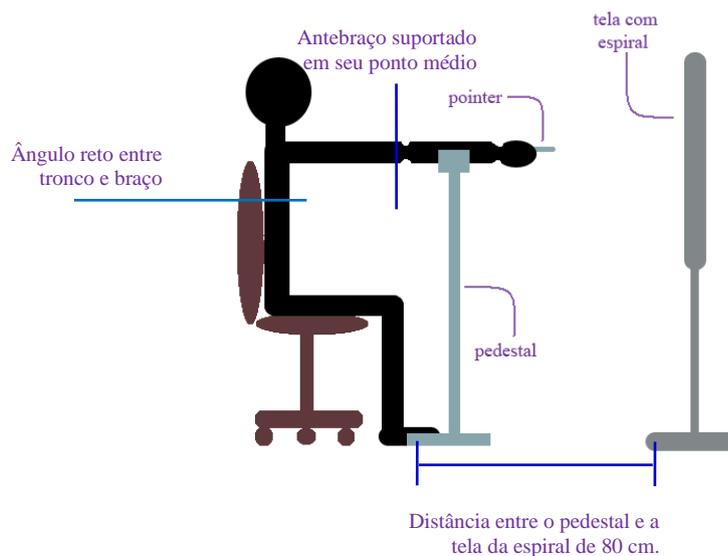


Figura 3.7: Visão Geral do Experimento

4. Posicionamento do *laser pointer* no centro da espiral e informações ao voluntário quanto ao exato momento de iniciar o desenho da espiral, de forma que o *laser* passasse por todos os pontos da mesma, indo do centro para a extremidade. Neste momento, o equipamento de sincronização dos equipamentos era ativado e uma marca era feita em todos os sinais que estavam sendo coletados (bloco 07 da figura 3.5).
  
5. Após ter contornado todo o desenho do modelo, o sujeito deveria retroceder de forma a regressar ao centro do desenho, ou seja, da extremidade para o centro. Mais uma vez, quando o *laser* se encontrava na extremidade do desenho, o equipamento de sincronização de equipamentos era ativado, marcando novamente todos os sinais que estavam sendo coletados (blocos 10 e 12 da figura 3.5).
  
6. Ao retornar ao centro da espiral, iniciava-se um período de repouso de 20 segundos. Durante este lapso temporal, devidamente contabilizado, o paciente mantinha uma posição estática, de forma a manter o sinal emitido pelo *laser* posicionado no centro do desenho modelo. Ao final deste tempo os sinais eram novamente marcados através do equipamento de sincronização (blocos 11 e 13 da figura 3.5).
  
7. Todo o processo foi repetido três vezes. O tempo de cada coleta foi de aproximadamente 30 segundos e o tempo médio para realização deste

primeiro exame foi de 60 minutos para cada sujeito incluindo posicionamento de eletrodos e realização das tarefas.

É importante ressaltar, que dois desenhos distintos de espirais estavam disponíveis. Um destinado ao exame com a mão direita e outro para a mão esquerda. As espirais foram devidamente etiquetadas para a correta diferenciação das mesmas.

### **3.4 Características utilizadas para análise dos sinais**

---

Diferentes análises foram realizadas. Inicialmente, foram investigadas diferenças nos sinais de EEG entre jovens (formado pelos grupos G1 e G2) e idosos (formado pelos grupos G6 e G7) como feito e observado em outros estudos (CARDOSO, 2005 e NORRIS, 2005)

Posteriormente, foram considerados todos os grupos de sujeitos (do G1 ao G7), a fim de verificar as alterações ao longo do envelhecimento. As análises incluíram processamento dos dados, extração das características do sinal EEG e estimativa do valor LDA (*LDA-value*).

#### **3.4.1 Pré-processamento dos sinais EEG**

Através dos sinais adquiridos e na representação de componentes específicos, foram realizados processamentos matemáticos, para o estudo do sinal EEG no domínio do tempo e no domínio da frequência, que permitissem esclarecer informações relevantes e associar resultados numéricos com os dados, para subsequente revisão ou comparação.

Dentre as características qualitativas, a amplitude do sinal de EEG diz respeito à quantidade de neurônios disparados sincronicamente, e a frequência da onda cerebral está diretamente relacionada à atividade dos neurônios: quanto maior a energia metabólica despendida, maior será a frequência de onda registrada.

Segundo Cardoso (2005), a predominância de um determinado tipo de onda, depende da região do escalpo que está sendo analisada e do estado em que o indivíduo se encontra. Neste estudo e conforme padronização estabelecida (BARBOSA, 2009, TEPLAN, 2002) o sinal EEG foi subdividido em diferentes faixas de ondas descritas na tabela 3.2, onde são demonstrados exemplos de situações em que tais ritmos predominam caracteristicamente:

Tabela 3.2: Ondas cerebrais e situações em que surgem como ritmo dominante

<i>Ritmo</i>	<i>Componente de Frequência</i>	<i>Condição do indivíduo</i>
Delta $\delta$	(0.5 a 3.5 Hz)	Estado de sono profundo
Theta $\theta$	(3.6 a 7.9 Hz)	Sonolência e sono superficial
Alfa $\alpha$	(8-13 Hz)	Vigília com relaxamento
Beta $\beta$	(13-30 Hz)	Vigília com estado de atenção
Gama $\gamma$	(>30 Hz)	Vigília com estado de programação motora

Fonte: Barbosa (2009)

Para Blanco (1995), a análise apenas qualitativa do sinal EEG é insuficiente para as diversas utilizações experimentais e clínicas existentes na neurofisiologia, porém, a análise quantitativa tem se mostrado importante instrumento, possibilitando apoio clínico aos profissionais especializados.

Neste estudo, para análise quantitativa dos sinais EEG, conforme recomendado por Carskadon e Rechtschaffen (1994), e utilizado em outros estudos (ROCHA, 2009; BENEVIDES, 2007), foram analisados os sinais dos canais C3 e C4, escolhidos segundo área que supostamente apresentaria aumento de função nos casos de realização de uma tarefa específica e suas etapas, conforme dita o referencial teórico sobre a aquisição, o processamento e o controle de uma habilidade motora.

Através de análises estatísticas foram comparadas as características extraídas dos sinais EEG, registrados digitalmente entre os 07 grupos. Estas comparações foram feitas entre variáveis isoladas e conjuntamente. Para atingir o objetivo proposto, foram utilizadas as características de processamento de sinais descritas e listadas a seguir:

#### **3.4.1.1 Bandas de Frequência (F50, F80, F90 e F95) e frequência média.**

Para possibilitar o cálculo das características, a série temporal dos sinais EEG foi submetida a mudança de domínio por meio da Transformada Discreta de Fourier, que é uma técnica matemática que permite representar a amostra de sinal como uma soma infinita de seus componentes sinusoidais, (HEIDEMAN, 1984; AKAY, 1994; AKAY, 1996; MUTHUSWAMY, 1998; DEVASAHAYAM, 2000),.

O espectro total do sinal  $S_x$ , foi calculado utilizando-se a equação 3.1.

$$P_{total} = \sum_{i=1}^N S_x(i) \quad (3.1)$$

Onde  $S_x(i)$  é a intensidade do espectro em  $i$ .

A partir do espectro de energia  $S_x$  e  $P_{total}$  do sinal, as características a seguir foram calculadas:

### 3.4.1.2 Frequência Média

É o valor esperado de  $S_x$  como definido na Equação 3.2, onde  $f_{média}$  é a frequência média,  $N$  o número de faixas de frequência no espectro,  $f(i)$  a frequência do espectro da amostra, e  $S_x(i)$  é a intensidade do espectro da amostra.

$$f_{mean} = \frac{\sum_{i=1}^N S_x(i) * f(i)}{\sum_{i=1}^N S_x(i)} \quad (3.2)$$

### 3.4.1.3 Frequência de 50% - F50

Divide igualmente a área sob ( $S_x$ ) em duas partes definidas. É também conhecida como frequência mediana. Desta forma,  $F50$  representa a frequência abaixo da qual situa 50% da potência total do sinal (CARVALHO, 2004) :

$$F50 = \sum_{i=1}^N S_x(i \times \Delta f) \leq 0.50 \times P_{total} \quad (3.3)$$

### 3.4.1.4 Frequência de 80% - F80, 90% - F90, 95%-F95

O mesmo cálculo foi efetuado para obter-se  $F80$  (frequência abaixo da qual está situada 80% da potência total do sinal),  $F90$  (90% da potência total) e  $F95$  (95% da potência total do sinal, dadas, respectivamente, pelas equações (3.4), (3.5) e (3.6).

$$F80 = \sum_{i=1}^N S_x(i \times \Delta f) \leq 0.80 \times P_{total} \quad (3.4)$$

$$F90 = \sum_{i=1}^N S_x(i \times \Delta f) \leq 0.90 \times P_{total} \quad (3.5)$$

$$F95 = \sum_{i=1}^N S_x(i \times \Delta f) \leq 0.95 \times P_{total} \quad (3.6)$$

### 3.4.1.5 RMS (Root Square Mean - Raiz Média Quadrática)

Corresponde à quantidade de sinal contínuo capaz de conter a mesma quantidade de energia do sinal ou especificar a intensidade de um sinal. É um modo significativo de calcular a média dos valores ao longo do de um período de tempo. O resultado é um valor, que está relacionado proporcionalmente ao poder de alcance do sinal.

É definido como a raiz quadrada da média dos quadrados dos valores instantâneos do sinal e pode ser calculada através da equação:

$$x_{rms} = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i^2} \quad (3.7)$$

Onde os valores  $x_1, x_2, \dots, x_n$  são os valores da série temporal do sinal EMG e  $n$  é o número de valores contidos na série.

### 3.4.1.6 Zero Crossings (ZC)

Medida de frequência simples que pode ser obtida pela contagem do número de vezes que a forma da onda cruza o zero, em não há tensão presente.

Um limiar ( $\epsilon$ ) deve ser incluído no cálculo de ZC para reduzir o ruído-induzido. Dados duas amostras consecutivas  $x_i$  e  $x_{i+1}$ , incrementa-se a contagem de ZC, se:

$$\begin{aligned} & \{x_i > 0 \text{ e } x_{i+1} < 0\} \text{ ou } \{x_i < 0 \text{ e } x_{i+1} > 0\} \\ & \text{e} \\ & |x_i - x_{i+1}| \geq \epsilon \end{aligned} \quad (3.8)$$

### 3.4.1.7 Energia do Sinal

A energia define-se como o somatório de todas as potências instantâneas, sendo representada pela amplitude. Quanto maiores forem os valores da amplitude, maior será a energia do sinal. Como a amplitude pode ser positiva ou negativa, a energia é definida pelos quadrados das amplitudes, para que os valores sejam sempre positivos. O valor dessa característica é obtido com o somatório dos módulos da amplitude.

$$E = \sum |s[x]|^2 \quad (3.9)$$

### 3.4.1.8 Kurtosis

Cálculo que determina o grau de achatamento de uma distribuição, investigando se o mesmo é mais “afilado” em relação ao padrão caracterizado como distribuição normal. Resumidamente, quanto maior a curtose maior é a presença de valores que se distanciam da média. Encontra-se a curtose, baseando-se no quarto momento centrado na média e o quadrado da variância, expressa sob a forma não dimensional definida por (MONTGOMERY, 2006; MANLY, 2008; OLIVEIRA, 2007):

$$C = \frac{(Q_3 - Q_1)}{2 * (D_9 - D_1)} \quad (3.10)$$

Para o cálculo do grau de curtose de uma distribuição utiliza-se o coeficiente de curtose (ou coeficiente percentílico de curtose), onde:

- Q3 é o terceiro quartil;
- Q1 é o primeiro quartil;
- D9 é o nono decil e;
- D1 é o primeiro decil.

### 3.4.1.9 *Skewness* (medida da assimetria)

Possui a finalidade de verificar e calcular a simetria dos dados, indicando a probabilidade de distribuição das variáveis. Uma curva normal apresenta *skewness* igual a “0”, daí a utilidade desta medida para comparar outras distribuições. A medida negativa indica que a parte negativa da distribuição é mais longa e uma medida positiva indica que a parte positiva da distribuição é mais longa. Contudo, um valor negativo indica dados deslocados para a direita e valores positivos indicam dados deslocados para a esquerda (OLIVEIRA, 2007).

O valor de *Skewness* é definido como:

$$skew = \frac{E(x - \mu)^3}{\sigma^3} \quad (3.11)$$

Onde:

- $\mu$  é a média de  $x$ ;
- $\sigma$  é o desvio padrão de  $x$ ;
- $E(t)$  representa o valor esperado da quantidade  $t$

### 3.4.1.10 Variância

É uma medida de dispersão estatística, que indica o grau de “variabilidade” em determinadas situações, possibilitando avaliar desempenhos iguais, muito próximos ou muito distantes do esperado. Pode ser calculada conforme equação 3.12, através da soma dos quadrados entre a diferença de um valor observado e o valor médio.

$$Va = \frac{(Vo_1 - Vm)^2 + \dots + (Vo_n - Vm)^2}{Q\_Vo} \quad (3.12)$$

Onde:

- $V_o$  é o valor observado;
- $V_m$  é o valor médio;
- $Q_{Vo}$ , quantidade total de valores observados.

O resultado apresenta o quanto o valor observado se distancia do valor médio.

#### 3.4.1.11 Desvio Padrão

Mede a variabilidade dos dados de uma distribuição de frequências, através da dispersão dos valores individuais em torno da média. Seu cálculo é dado pela equação:

$$\sigma = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}{(n-1)}} \quad (3.13)$$

Onde:

- $x_i$  é o valor de cada amostra;
- $\bar{x}$  é a média dos subgrupos;

Deve-se efetuar  $(x_i - \bar{x})^2$  para todos os valores de amostras do processo. A soma dos resultados obtidos para cada valor individual do processo e dividida pelo número total de amostras menos 1.

#### 3.4.1.12 Entropia Aproximada (ApEn)

Medida estatística utilizada para quantificar a regularidade e variabilidade de um sinal temporal finito (PINCUS, 1991; IGNACCOLO, 2009; NUNES, 2004; MASSIMILIANO, 2010).

No córtex cerebral, os eventos sinápticos espalham cargas elétricas pelo córtex. Pressupondo que o processamento da informação cortical seja ligado à distribuição e transferência de cargas elétricas, a entropia do EEG mede a atividade das células piramidais corticais. Nesse contexto, a entropia descreve a irregularidade, complexidade ou grau de incerteza do sinal eletroencefalográfico, (PINCUS, 1991) e (SHANNON, 1948).

Considerando uma sequência de sinais com  $N$  amostras (sinal(1), sinal(2), ..., sinal( $N$ )), é necessário determinar dois valores para o cálculo da entropia aproximada: o tamanho de uma janela e o critério de similaridade ou tolerância (NAOTO, 2003 e BRUHN, 2000) para comparação de padrões.

A entropia foi aplicada ao sinal de EEG com um valor de  $w$  (tamanho da janela do sinal) igual a 2 e um valor de  $\mu$  (critério de similaridade ou tolerância) igual a  $0.2SD(S(n))$ , onde  $0.2SD(S(n))$  é o desvio padrão de  $S(n)$ , como sugerido por Pincus (1991).

Sendo  $P_m$  o conjunto de todos os padrões de tamanho  $m$  contidos na sequência, e  $C_m(r)$  o número de padrões de  $P_m$  similares a  $p_m(i)$ , é possível obter-se  $C_m(r)$ , como a média de todos os valores  $C_m(r)$  calculados para  $P_m$ . Dessa forma,  $C_m(r)$  mede a regularidade ou a frequência de padrões similares para um determinado padrão, com um tamanho de janela igual a  $m$ , obedecendo a tolerância  $r$ , permitindo que a entropia aproximada possa ser definida conforme equação 3.14:

$$ApEn(m, r, s) = \ln \left[ \frac{C_m(r)}{C_{m+1}(r)} \right] \quad (3.14)$$

### 3.5 Linear Discriminant Analysis (LDA)

Método utilizado para classificação e redução dimensional de dados, supondo que grupos ou classes são linearmente separáveis e, sendo possível estimar novas características, projetadas em eixos otimizados, que maximizem a separabilidade entre as classes (PINCUS, 1991; IGNACCOLO, 2009; NUNES, 2004).

A técnica utilizada nesta pesquisa para estimativa do LDA-value, foi descrita por Cavalheiro *et al.*(2009) em um estudo que analisa a relação entre controle postural e envelhecimento, empregando Algoritmos Genéticos (AG), como método de busca para solucionar os problemas de otimização (CAVALHEIRO, 2009). Recentemente, foi utilizado para estudo da correlação entre tremor humano e envelhecimento em Almeida *et al.*(2010), justificando sua aplicabilidade no contexto desta pesquisa entre EEG e envelhecimento.

O LDA procura uma matriz de dados que maximize a relação de dispersão entre as classes e a dispersão intra classes gerando uma variável unidimensional, definida como a combinação linear da matriz, o que facilita a interpretação e visualização do resultado.

Inicialmente, o algoritmo parte de uma matriz de dimensões  $p \times q$ , onde  $p$  é o número de pontos multidimensionais e  $q$  o número de fatores ou características que são analisadas. Após a montagem da matriz torna-se necessário normalizá-la para que não haja influência das diferentes escalas das características nas análises. Cada fator, representado pelas colunas da matriz, foi normalizado entre 0 e 1, a cada resultado para evitar a divisão por zero nas etapas posteriores que consistiram:

- **Etapa 01:** representação dos dados ( $C_N$ ), matriz normalizada, em um espaço com coordenadas angulares multidimensionais, como demonstrado nas Equações 3.15, 3.16, 3.17 e 3.18 onde  $r$  é o raio e  $\theta$  é o ângulo.

$$r = \sqrt{C_1^2 + C_2^2 + C_3^2 + \dots + C_n^2} \quad (3.15)$$

$$\theta = \{\theta_1, \theta_2, \theta_3, \dots, \theta_{n-1}\} \quad (3.16)$$

$$\theta_1 = \tan^{-1}\left(\frac{C_2}{C_1}\right)$$

$$\theta_2 = \tan^{-1}\left(\frac{C_3}{\sqrt{C_1^2 + C_2^2}}\right)$$

$$\theta_3 = \tan^{-1}\left(\frac{C_3}{\sqrt{C_1^2 + C_2^2 + C_3^2}}\right) \quad (3.17)$$

$$\theta_{n-1} = \tan^{-1}\left(\frac{C_n}{\sqrt{C_1^2 + \dots + C_{q-1}^2}}\right)$$

$$w = r * \cos(\theta_1 + \hat{\theta}_1) * \cos(\theta_2 + \hat{\theta}_2) * \dots * \cos(\theta_{q-1} + \hat{\theta}_{q-1}) \quad (3.18)$$

- **Etapa 02:** projeção dos dados em um eixo particular como mostrado na Equação 3.19, resultando em um único escalar,  $p$ , ou em uma nova característica que a combinação linear das anteriores.

$$p = r * \cos(\theta_1 + \hat{\theta}_1) * \cos(\theta_2 + \hat{\theta}_2) * \dots * \cos(\theta_{n-1} + \hat{\theta}_{n-1}) \quad (3.19)$$

- **Etapa 03:** Início da aplicação do AG com a definição de uma população inicial  $\hat{\theta}_0$ , criada a partir da amostragem de eixos imaginários, cujos possíveis valores variam entre 0 e  $2\pi$ .

Através do AG foi possível encontrar os ângulos de rotação  $\theta_1, \theta_2, \theta_3, \dots, \theta_{n-1}$ , que caracterizam a máxima separabilidade entre as classes, sendo que as equações 3.14 a 3.16 devem ser aplicadas a cada linha da matriz normalizada para obtenção dos ângulos. A matriz  $\hat{\theta}_0$  possui dimensão  $s \times (q-1)$  e é utilizada somente na primeira passagem do processo iterativo, pois uma nova população otimizada, será utilizada na próxima etapa.

- **Etapa 04:** projeção do conjunto de dados multidimensionais sobre um espaço unidimensional dado pela equação 3.16, o que produz ao final, uma matriz de dimensões  $s \times p$ . Esse conjunto de projeções é utilizado para cálculo do estimador de acurácia  $E_z$  (avaliador de precisão) como demonstrado na Equação 3.20, onde  $\xi$  é o número de classes,  $\bar{x}_i$  e  $\sigma_{x_i}^2$  são a média e a variância da  $i$ ésima classe,  $\bar{x}_j$  e  $\sigma_{x_j}^2$  são a média e a variância da  $j$ ésima classe.

$$E_z = \sum_{i=1}^{\xi-1} \sum_{j=i+1}^{\xi} \left| \frac{(\bar{x}_i - \bar{x}_j)}{\sqrt{\sigma_{x_i}^2 + \sigma_{x_j}^2}} \right|, z = 1, 2, \dots, s \quad (3.20)$$

- **Etapa 05:** Calculo do valor de  $E_z$ , que é a função de aptidão do AG, para cada eixo imaginário resultando em um vetor  $V$ , como mostrado na Equação 3.21.

$$V = \begin{bmatrix} E_{z=1} \\ E_{z=2} \\ \vdots \\ E_{z=s} \end{bmatrix} \quad (3.21)$$

Quanto maior o valor de  $E_z$ , melhor será a discriminação entre as classes. Portanto, o objetivo do AG é encontrar os ângulos de rotação para os quais esse valor será máximo.

- **Etapa 06:** Seleção pela técnica da roleta, um método de amostragem com reposição comumente usada em AG (AKAY,1994), para selecionar aleatoriamente indivíduos de uma geração para criação da base da próxima geração.
- **Etapa 07:** Geração de três descendentes ( $\hat{\theta}_{child1}$ ,  $\hat{\theta}_{child2}$  e  $\hat{\theta}_{child3}$ ) de acordo com as Equações 3.22, 3.23 e 3.24 onde apenas os dois melhores descendentes são selecionados conforme valores de suas funções de aptidão ( $E_z$ ).

$$\hat{\theta}_{child1} = 1.5 \hat{\theta}_{parent1} - 0.5 \hat{\theta}_{parent2} \quad (3.22)$$

$$\hat{\theta}_{child2} = 0.5 \hat{\theta}_{parent1} + 0.5 \hat{\theta}_{parent2} \quad (3.23)$$

$$\hat{\theta}_{child3} = -0.5 \hat{\theta}_{parent1} + 1.5 \hat{\theta}_{parent2} \quad (3.24)$$

- **Etapa 08:** mudança aleatória de alguns indivíduos de  $K$ , resultando em uma nova população ( $\hat{\theta}_{current}$ ).
- **Etapa 09:** localização do eixo imaginário ( $\hat{\theta}$ ) que maximiza a separação de classes e a relevância das características utilizadas na análise.
- **Etapa 10:** repetição de todo o processo quando o eixo é encontrado, sendo a relevância de cada fator verificada calculando-se um novo valor  $E_z$ , mas com o fator

ajustado para zero. Uma característica será considerada como sendo irrelevante para a discriminação quando a diferença entre  $E_z$  e  $E_z^{new}$  for menor que 1% do valor de  $E_z$  original.

## Capítulo 04: Resultados e Discussão

### 4.1 Comparação entre os grupos de jovens e idosos

Inicialmente, dois tipos de análises foram realizadas, considerando-se os sinais EEG entre adultos jovens (formado pelos grupos G1 e G2) e por idosos (formado pelos grupos G6 e G7), na busca de observar diferenças entre os padrões estabelecidos conforme a idade. A Tabela 4.1 apresenta a definição destes grupos.

Tabela 4.1. Características dos sujeitos dos grupos de jovens e idosos.

	Jovens (Grupos G1 e G2)	Idosos (Grupos G6 e G7)
Idade média (anos)	29.4	77.83
Variação (anos)	21 a 39	73 a 87
Número de sujeitos	20	12

A Figura 4.1 mostra graficamente a média e o desvio padrão obtidos para as características utilizadas, considerando-se os protocolos *Ingoing Spiral* (IS), sentido de desenho da extremidade para o centro, *Outgoing Spiral* (OS), sentido de desenho do centro para a extremidade) e parado (P).

A análise da variância (ANOVA) foi aplicada em cada característica de cada protocolo para determinar se a diferença observada entre as médias é significativa, mediante as variações obtidas. Assim, mesmo com médias diferentes, pode-se verificar se as diferenças são suficientes para serem consideradas relevantes. Uma probabilidade (*p-value*) menor que 0.05 ( $p < 0.05$ ) foi definida como limiar de significância. Características que atingiram diferenças significativas entre os grupos foram marcadas com um círculo nos gráficos abaixo.

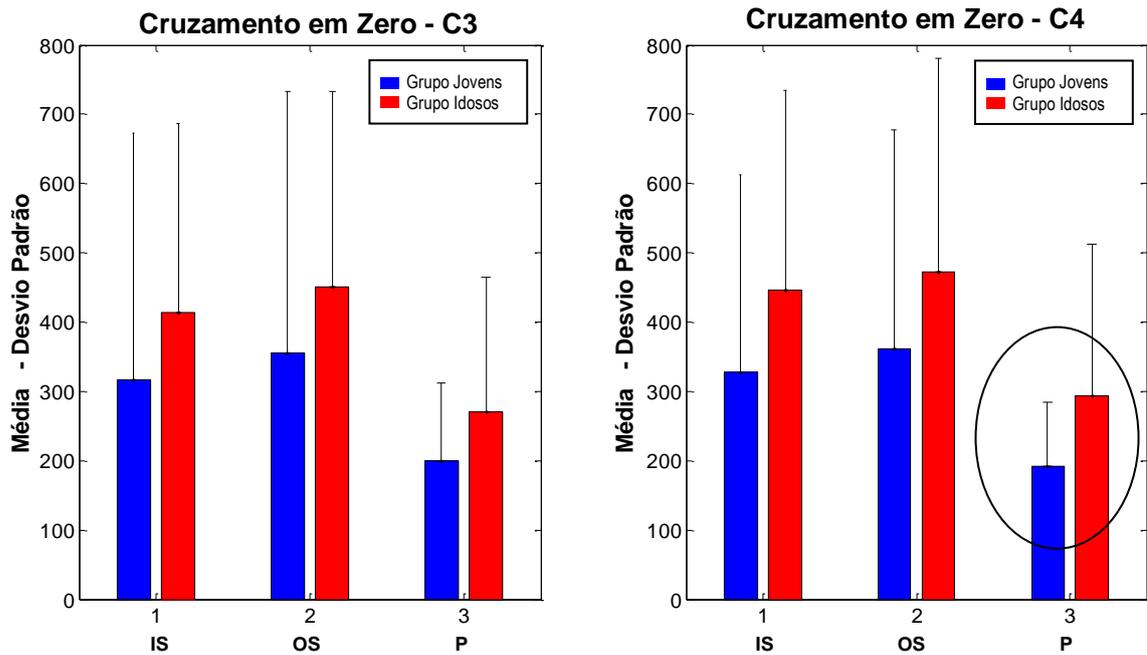


Figura 4.1: Comparativo dos valores médios dos sinais EEG, canais C3 e C4, obtidos da característica “Cruzamento em Zero” nos protocolos (OS, IS e P). Barras de erro representam o desvio padrão. Os círculos destacam as diferenças significativas ( $p < 0.05$ ) entre os grupos de jovens e idosos.

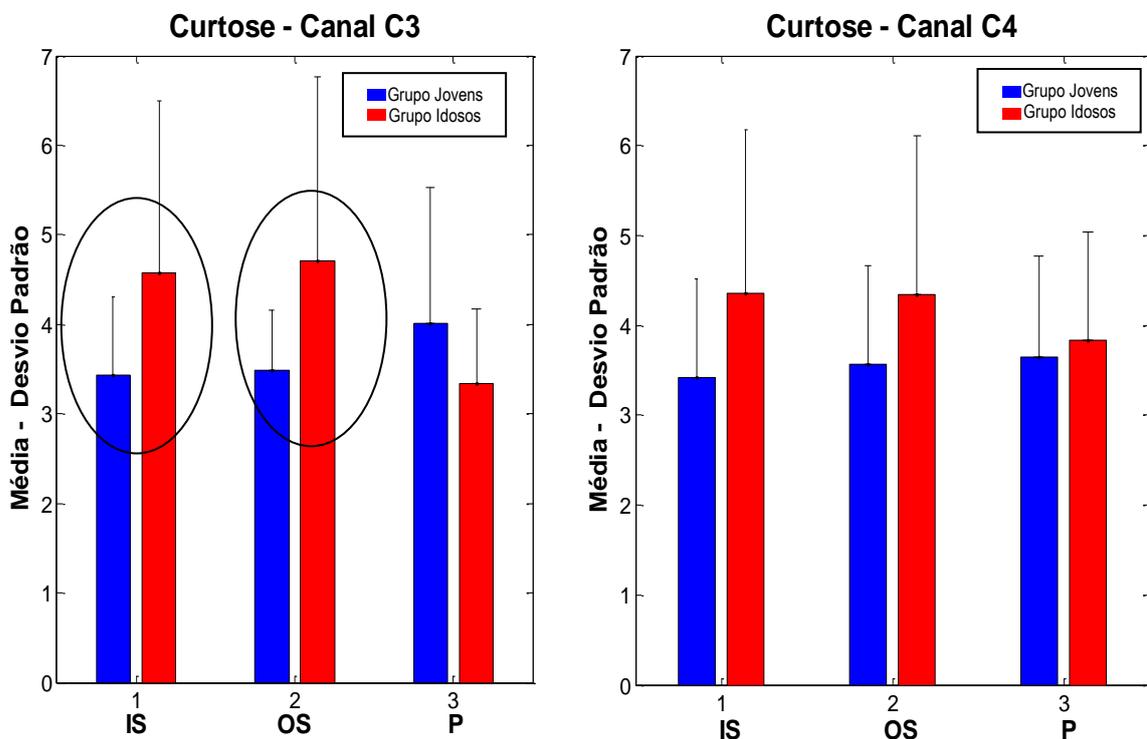


Figura 4.2: Comparativo dos valores médios dos sinais EEG, canais C3 e C4, obtidos da característica “Curtose” nos protocolos (OS, IS e P). Barras de erro representam o desvio padrão. Os círculos destacam as diferenças significativas ( $p < 0.05$ ) entre os grupos de jovens e idosos.

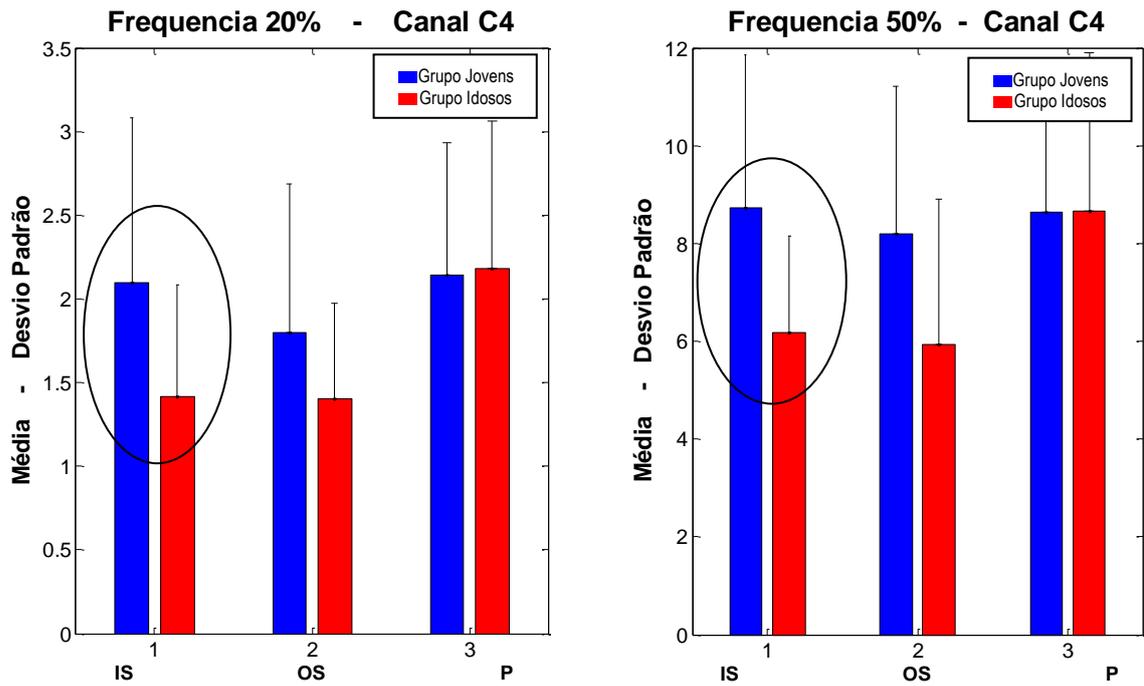


Figura 4.3: Comparativo dos valores médios dos sinais EEG, canal C4, obtidos da característica “Frequência 20% e 50%” nos protocolos (OS, IS e P). Barras de erro representam o desvio padrão. Os círculos destacam as diferenças significativas ( $p < 0.05$ ) entre os grupos de jovens e idosos.

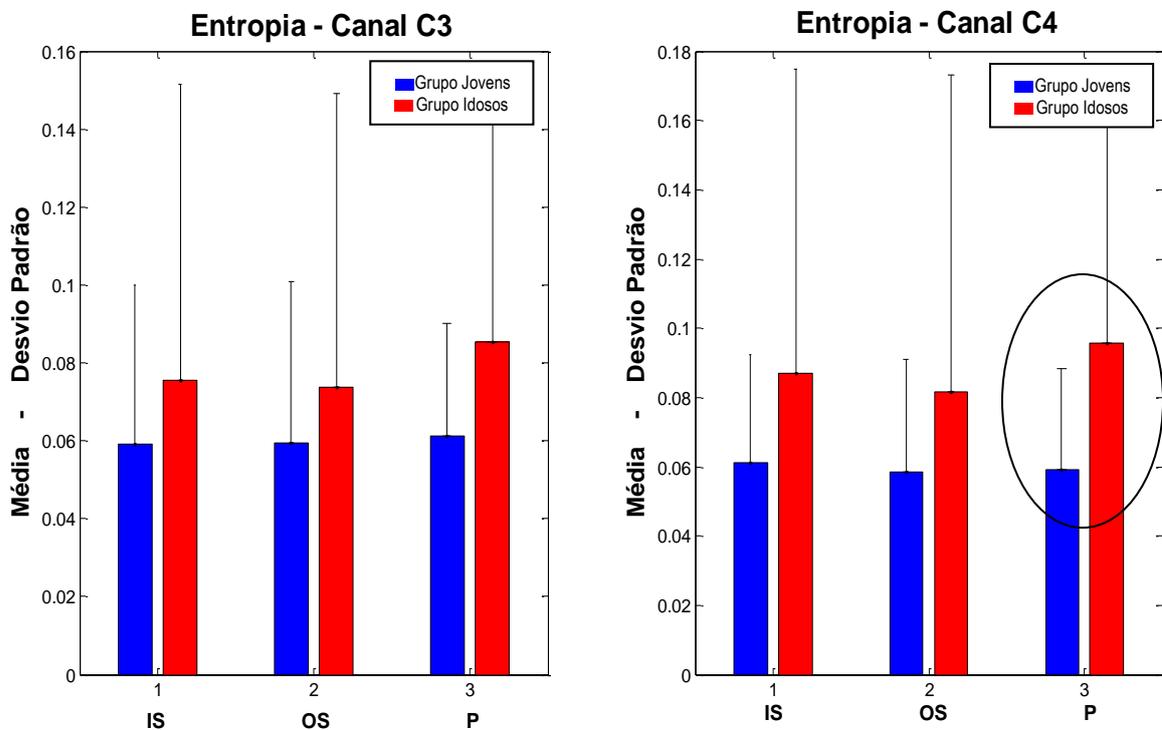


Figura 4.4: Comparativo dos valores médios dos sinais EEG obtidos da característica “Entropia” nos protocolos (OS, IS e P). Barras de erro representam o desvio padrão. Os círculos destacam as diferenças significativas ( $p < 0.05$ ) entre os grupos de jovens e idosos.

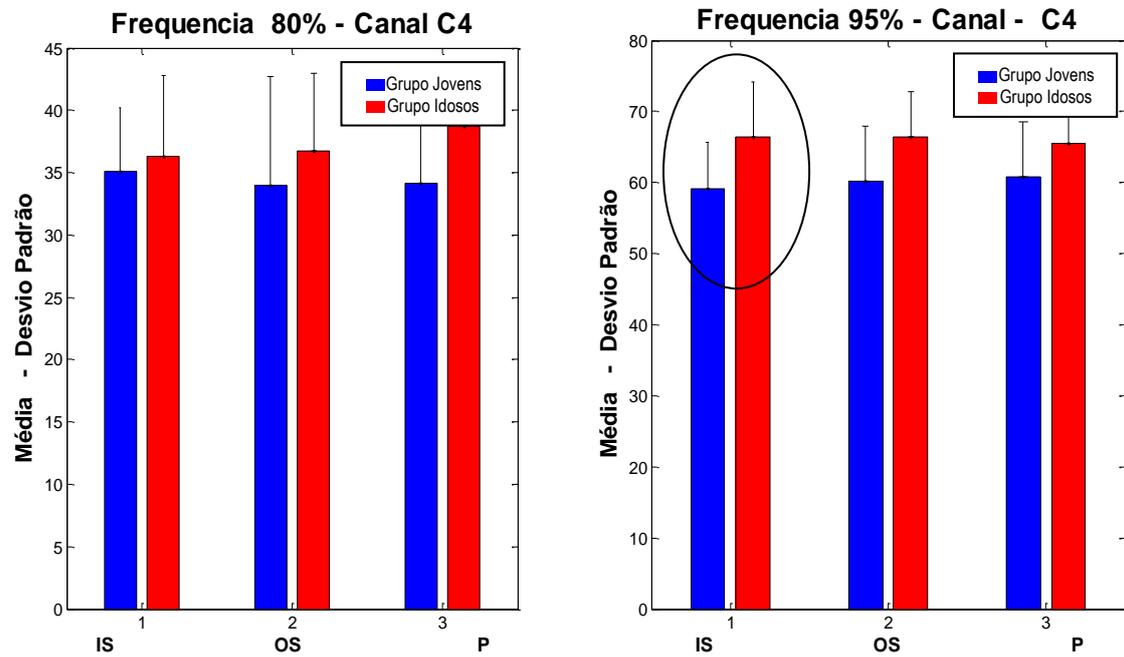


Figura 4.5: Comparativo dos valores médios dos sinais EEG, canal C4, obtidos das características “Frequência 80 e 95%” nos protocolos (OS, IS e P). Barras de erro representam o desvio padrão. Os círculos destacam as diferenças significativas ( $p < 0.05$ ) entre os grupos de jovens e idosos.

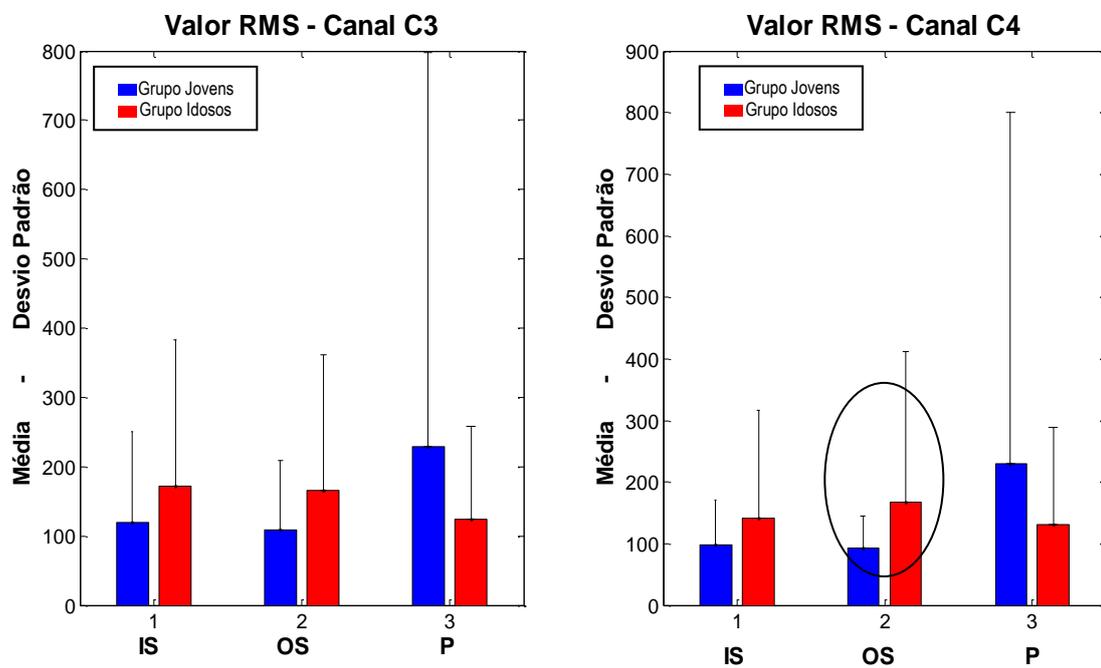


Figura 4.6: Comparativo dos valores médios dos sinais EEG, canal C4 obtidos da característica “RMS” nos protocolos (OS, IS e P). Barras de erro representam o desvio padrão. Os círculos destacam as diferenças significativas ( $p < 0.05$ ) entre os grupos de jovens e idosos.

## 4.2 Linear Discriminant Analysis (LDA)

A correlação entre as características tradicionais com a idade dos sujeitos está mostrada na Tabela 4.2., onde é possível verificar que as características extraídas dos sinais EEG, não atingiram uma correlação significativa com a idade. Vimos que os dados obtidos não foram úteis para representar a separabilidade dentre as classes de dados, ficando os mesmos representados de forma não linear, espalhados ao longo de uma única superclasse.

Para resolver este problema, utilizou-se o LDA, originalmente descrito por Ronald A. Fisher (FISHER, 1936) como um critério estatístico que maximiza a separação entre classes e minimiza o espalhamento entre as mesmas.

Sendo assim, o LDA-*value* foi estimado para buscar uma possível correlação linear entre as características com a idade dos sujeitos, sendo um método que pode ser utilizado para melhorar o desempenho das técnicas estatísticas, além de verificar a relevância das características tradicionais no cálculo do LDA-*value*.

Tabela 4.2. Correlação entre as características tradicionais e a idade dos sujeitos.

Características	Coeficiente de Correlação						ANOVA <i>p-value</i>					
	Protocolo OS		Protocolo IS		Protocolo Parado		Protocolo OS		Protocolo IS		Protocolo Parado	
	Canal C3	Canal C4	Canal C3	Canal C4	Canal C3	Canal C4	Canal C3	Canal C4	Canal C3	Canal C4	Canal C3	Canal C4
Delta(< 4 Hz)	-0,056	0,022	0,032	0,061	-0,250	0,119	0,928	0,880	0,845	0,855	0,122	0,119
Theta (04 a 08 Hz)	-0,190	-0,264	-0,216	-0,233	0,016	0,812	0,126	0,118	0,152	0,153	0,886	0,812
Alfa (8-13 Hz)	-0,072	-0,252	-0,180	-0,317	-0,065	0,593	0,370	0,138	0,237	0,070	0,700	0,593
Beta (13-30 Hz) *	0,281	0,274	0,193	0,262	0,445	0,003	0,146	0,053	0,249	0,061	< 0,05	< 0,05
Gama (>30 Hz)	0,202	0,223	0,170	0,217	0,243	0,107	0,195	0,134	0,246	0,140	0,097	0,107
Frequência de 20% *	-0,199	-0,273	-0,291	-0,344	0,034	0,708	0,174	0,091	< 0,05	< 0,05	0,885	0,708
Frequência de 50% *	-0,035	-0,283	-0,266	-0,297	0,109	0,991	0,898	< 0,05	< 0,05	< 0,05	0,522	0,991
Frequência de 80% *	0,187	0,083	-0,111	0,103	0,112	0,053	0,134	0,348	< 0,05	0,545	0,507	0,053
Frequência de 95% *	0,336	0,219	0,161	0,428	0,179	0,089	0,051	< 0,05	0,606	< 0,05	0,701	0,089

<i>Frequência Média</i>	0,199	-0,013	-0,129	0,057	0,192	0,071	0,130	0,810	0,055	0,946	0,350	0,071
Zero Crossings (ZC)	0,207	0,184	0,180	0,181	0,225	0,076	0,458	0,339	0,425	0,264	0,195	0,076
Root Mean Square (RMS)	0,088	0,140	0,086	0,085	-0,102	0,566	0,287	0,201	0,380	0,325	0,542	0,566
Energia do Sinal – Delta	0,022	-0,204	-0,037	-0,158	-0,132	0,446	0,342	0,506	0,886	0,525	0,448	0,446
Energia do Sinal - Theta	-0,037	-0,189	-0,009	-0,110	-0,132	0,265	0,558	0,105	0,675	0,165	0,446	0,265
Energia do Sinal - Alfa	-0,059	0,196	-0,054	0,172	0,066	0,780	0,578	0,087	0,582	0,137	0,742	0,780
Energia do Sinal - Beta *	0,034	0,240	0,065	0,295	0,087	0,010	0,955	0,064	0,776	< 0,05	0,496	< 0,05
Energia do Sinal - Gama	0,065	0,170	0,122	0,203	-0,198	0,208	0,662	0,181	0,356	0,104	0,168	0,208
Kurtosis *	0,312	0,209	0,327	0,217	0,219	0,679	0,019	0,135	< 0,05	0,080	0,114	0,679
Skewness	-0,064	0,068	0,122	0,154	-0,126	0,533	0,793	0,425	0,581	0,147	0,462	0,533
Variância	0,048	0,089	0,082	0,041	-0,102	0,464	0,258	0,196	0,269	0,197	0,542	0,464
Desvio Padrão	0,088	0,140	0,086	0,085	0,248	0,566	0,287	0,201	0,380	0,325	0,136	0,566
Entropia Aproximada	0,154	0,154	0,135	0,153	-0,250	0,119	0,487	0,154	0,424	0,234	0,122	0,119

Características que apresentaram uma diferença significativa entre os grupos estão marcadas com um (\*) e, neste caso, o valor de *p-value* calculado no teste estatístico foi mostrado.

No total, 37 características para o protocolo IS, 39 características para o protocolo OS e 39 características para o protocolo P, foram identificadas como sendo relevantes para o cálculo do LDA-*value*, conforme aplicação da etapa 10.

O uso destas características maximiza a separabilidade entre os grupos. As letras da tabela 4.2 representam as características usadas nas Equações 4.1 a 4.5.

$$r = \sqrt{a^2 + b^2 + c^2 + \dots + z^2 + A^2 + \dots + C^2} \quad (4.1)$$

$$\theta_1 = \tan^{-1}\left(\frac{b}{a}\right); \quad \theta_2 = \tan^{-1}\left(\frac{c}{\sqrt{a^2+b^2}}\right);$$

$$\theta_3 = \tan^{-1}\left(\frac{d}{\sqrt{a^2+b^2+c^2}}\right); \dots; \theta_{10} = \tan^{-1}\left(\frac{C}{\sqrt{a^2+\dots+B^2}}\right) \quad (4.2)$$

$$\begin{aligned} LDA_{valueIN} = 100 * r * \cos(\theta_1 + 0,40) * \cos(\theta_2 + 0,81) * \cos(\theta_3 + 3,07) * \cos(\theta_4 + 2,76) * \cos(\theta_5 + 0,49) * \cos(\theta_6 + \\ 1,78) * \cos(\theta_7 + 1,94) * \cos(\theta_8 + 0,25) * \cos(\theta_9 + 0,56) * \cos(\theta_{10} + 1,01) * \cos(\theta_{11} + 0,90) * \cos(\theta_{12} + 1,64) * \cos(\theta_{13} \\ + 3,67) * \cos(\theta_{14} + 0,77) * \cos(\theta_{15} + 0,69) * \cos(\theta_{16} + 1,57) * \cos(\theta_{17} + 1,29) * \cos(\theta_{18} + 1,83) * \cos(\theta_{19} + 0,23) * \\ \cos(\theta_{20} + 5,11) * \cos(\theta_{21} + 0,59) * \cos(\theta_{22} + 0,45) * \cos(\theta_{23} + 1,13) * \cos(\theta_{24} + 1,74) * \cos(\theta_{25} + 0,82) * \cos(\theta_{26} + \\ 1,35) * \cos(\theta_{27} + 3,68) * \cos(\theta_{28} + 1,91) * \cos(\theta_{29} + 2,01) * \cos(\theta_{30} + 1,73) * \cos(\theta_{31} + 1,10) * \cos(\theta_{32} + 0,73) * \\ \cos(\theta_{33} + 1,31) * \cos(\theta_{34} + 0,31) * \cos(\theta_{35} + 0,75) * \cos(\theta_{36} + 0,63) \end{aligned} \quad (4.3)$$

$$\begin{aligned} LDA_{valueOUT} = 100 * r * \cos(\theta_1 + 2,97) * \cos(\theta_2 + 2,90) * \cos(\theta_3 + 2,54) * \cos(\theta_4 + 0,69) * \cos(\theta_5 + 2,33) * \\ \cos(\theta_6 + 0,64) * \cos(\theta_7 + 2,89) * \cos(\theta_8 + 2,31) * \cos(\theta_9 + 0,28) * \cos(\theta_{10} + 0,64) * \cos(\theta_{11} + 2,45) * \cos(\theta_{12} + 0,89) * \\ \cos(\theta_{13} + 2,80) * \cos(\theta_{14} + 2,81) * \cos(\theta_{15} + 2,60) * \cos(\theta_{16} + 2,44) * \cos(\theta_{17} + 2,84) * \cos(\theta_{18} + 1,03) * \cos(\theta_{19} + \\ 1,34) * \cos(\theta_{20} + 2,00) * \cos(\theta_{21} + 1,30) * \cos(\theta_{22} + 1,92) * \cos(\theta_{23} + 1,82) * \cos(\theta_{24} + 0,87) * \cos(\theta_{25} + 0,29) * \\ \cos(\theta_{26} + 1,39) * \cos(\theta_{27} + 0,21) * \cos(\theta_{28} + 2,11) * \cos(\theta_{29} + 0,24) * \cos(\theta_{30} + 2,30) * \cos(\theta_{31} + 2,34) * \cos(\theta_{32} + \\ 0,55) * \cos(\theta_{33} + 1,28) * \cos(\theta_{34} + 0,17) * \cos(\theta_{35} + 2,79) * \cos(\theta_{36} + 0,06) * \cos(\theta_{37} + 1,39) * \cos(\theta_{38} + 2,36) \end{aligned} \quad (4.4)$$

$$LDA_{value_P} = 100 * r * \cos(\theta_1 + 5,49) * \cos(\theta_2 + 2,02) * \cos(\theta_3 + 0,32) * \cos(\theta_4 + 6,41) * \cos(\theta_5 + 5,52) * \cos(\theta_6 + 2,64) * \cos(\theta_7 + 0,03) * \cos(\theta_8 + 3,48) * \cos(\theta_9 + 2,39) * \cos(\theta_{10} + 2,55) * \cos(\theta_{11} + 0,36) * \cos(\theta_{12} + 2,51) * \cos(\theta_{13} + 2,47) * \cos(\theta_{14} + 1,27) * \cos(\theta_{15} + 1,34) * \cos(\theta_{16} + 2,03) * \cos(\theta_{17} + 2,42) * \cos(\theta_{18} + 2,23) * \cos(\theta_{19} + 17,24) * \cos(\theta_{20} + 2,29) * \cos(\theta_{21} + 2,38) * \cos(\theta_{22} + 2,48) * \cos(\theta_{23} + 2,70) * \cos(\theta_{24} + 0,84) * \cos(\theta_{25} + 1,11) * \cos(\theta_{26} + 2,17) * \cos(\theta_{27} + 1,19) * \cos(\theta_{28} + 2,84) * \cos(\theta_{29} + 2,13) * \cos(\theta_{30} + 0,78) * \cos(\theta_{31} + 3,22) * \cos(\theta_{32} + 10,47) * \cos(\theta_{33} + 1,78) * \cos(\theta_{34} + 0,78) * \cos(\theta_{35} + 0,80) * \cos(\theta_3 + 1,23) * \cos(\theta_{37} + 3,12) * \cos(\theta_{38} + 8,04) \quad (4.5)$$

Tabela 4.3. Características relevantes para o cálculo do LDA-value.

Características	Protocolo OS		Protocolo IS		Protocolo Parado	
	Canal C3	Canal C4	Canal C3	Canal C4	Canal C3	Canal C4
Delta (< 4 Hz)	*(a)	*(b)	*(a)	*(b)	*(a)	*(b)
Theta (04 a 08 Hz)	*(c)		*(c)		*(c)	*(d)
Alfa (8-13 Hz)		*(d)	*(d)	*(e)	*(e)	
Beta (13-30 Hz) *		*(e)	*(f)		*(f)	*(g)
Gama (>30 Hz)	*(f)	*(g)		*(g)	*(h)	*(i)
Frequência de 20% *	*(h)	*(i)			*(j)	*(k)
Frequência de 50% *		*(j)			*(l)	*(m)
Frequência de 80% *	*(k)			*(h)	*(n)	*(o)
Frequência de 95% *	*(l)	*(m)	*(i)	*(j)	*(p)	*(q)
Frequência Média	*(n)	*(o)	*(k)	*(l)	*(r)	*(s)
Zero Crossings (ZC)	*(p)	*(q)		*(m)	*(t)	*(u)
Root Mean Square (RMS)	*(r)	*(s)	*(n)	*(o)		*(v)
Energia do Sinal - Delta	*(t)	*(u)	*(p)	*(q)	*(x)	
Energia do Sinal - Theta	*(v)	*(x)	*(r)		*(z)	
Energia do Sinal - Alfa	*(z)	*(A)	*(s)	*(t)	*(A)	*(B)
Energia do Sinal - Beta *	*(B)	*(C)	*(u)	*(v)	*(C)	*(D)
Energia do Sinal - Gama	*(D)	*(E)	*(x)	*(z)	*(E)	*(F)
Kurtosis *	*(F)	*(G)	*(A)	*(B)	*(G)	*(H)
Skewness	*(H)	*(I)	*(C)	*(D)	*(I)	*(J)
Variância	*(J)	*(K)	*(E)	*(F)	*(K)	*(L)
Desvio Padrão	*(L)	*(M)		*(G)	*(M)	*(N)
Entropia Aproximada	*(N)		*(H)			

As características mais relevantes estão marcadas com um (\*). As letras em parênteses são índices usados nas Equações 4.1 a 4.5.

### 4.2.1 Descrição dos parâmetros empregados para cálculo do LDA

Neste estudo o vetor de características contém as dimensões descritas na tabela 4.4. Cada um de seus elementos corresponde às 22 características calculadas. As características que obtiveram um impacto insignificante na discriminação final dos grupos foram excluídas, segundo os critérios do LDA.

Tabela 4.4. Parâmetros empregados no cálculo do LDA-value.

Parâmetro	Dimensão				Valor	Descrição	
	<i>Outgoing Spiral</i>	<i>Ingoing Spiral</i>	Parado	Todos os protocolos conjuntamente			
$C_0$	59x44	59x44	59x44	59x46	50,000	Matriz de dados	
$C_N$	59x44	59x44	59x44	59x46		Matriz de dados normalizada.	
$R_0$	59	59	59	59		Valor do raio de cada ponto.	
$\theta_0$	59x43	59x43	59x43	59x45		Valor do ângulo de cada ponto.	
$\hat{\theta}_0$	50x43	50x43	50x43	50x45		População inicial do Algoritmo Genético.	
$L$	50x59	50x59	50x59	50x59		Projeção dos pontos sobre os eixos imaginários.	
$V$	50	50	50	50		Valores de aptidão para cada eixo imaginário.	
$K$	50x43	59x43	59x43	59x45		População de eixos imaginários selecionados através da técnica da roleta.	
$\hat{\theta}_{current}$	50x43	59x43	59x43	59x45		População de eixos imaginários obtida após a etapa de cruzamento e mutação.	
<i>epochs</i>	1	1	1	1		Número de épocas.	
$\hat{\theta}$	43	43	43	45		Ângulos do eixos imaginário que possui o maior valor de estimador de acurácia (aptidão).	
$m$	1	1	1	1		59	Número de pontos multidimensionais (indivíduos).
$n$	1	1	1	1		44 ( <i>Outgoing Spiral</i> ) 44 ( <i>Ingoing Spiral</i> ) 44 (Parado)	Número de características.
$s$	1	1	1	1		50	Número de indivíduos da população inicial.
$\xi$	1	1	1	1		7	Número de grupos.
$P_{mutation}$	1	1	1	1		0.1	Probabilidade de mutação.
$P_{crossover}$	1	1	1	1		0.8	Probabilidade de cruzamento.

Fonte: CAVALHEIRO, 2009; ALMEIDA, 2010.

Para discussão e análise dos resultados, utilizou-se o *Boxplot* que é um gráfico estatístico que possibilita estudar o comportamento de variáveis, sendo importante para analisar a *simetria* de uma distribuição, o *espalhamento* das observações e a presença de observações discrepantes. As Figuras 4.7, 4.8, 4.9 e 4.10, mostram os LDA-values obtidos para os sete grupos desta pesquisa. Observa-se resultados similares para faixas etárias iguais, quando as mesmas representam protocolos diferentes.

Uma análise visual do gráfico *box plot* permite concluir que o LDA-value é uma característica que tem seu valor modificado com a idade. Ao estimar a correlação entre o LDA-value e a idade, foi obtido um coeficiente de correlação de Pearson entre 0.83 a 0.89 para os diferentes protocolos (IS, OS e repouso).

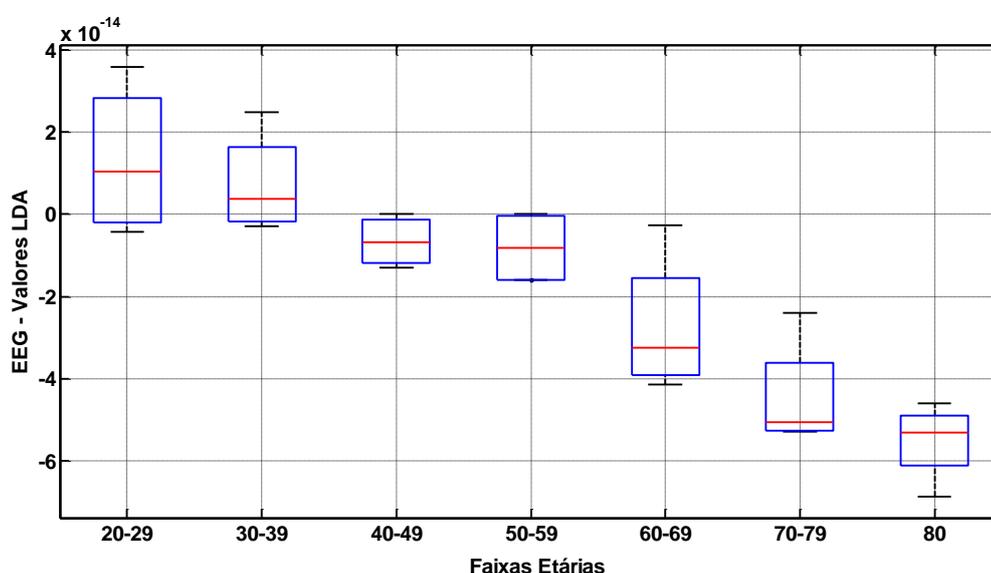


Figura 4.7: Gráfico Box Plot LDA Values, 07 grupos de voluntários, movimento *Ingoing Spiral* (IS), sentido de desenho da extremidade para o centro.

Uma análise do LDA Value também pode ser observada através do gráfico *boxplot*, na figura 4.7, dos 07 grupos de voluntários, movimento *Ingoing Spiral* (IS), sentido de desenho da extremidade para o centro, onde as linhas

sólidas das caixas são as medianas do LDA-*value* calculadas para os 07 grupos estudados. Estes resultados mostram a separabilidade entre os mesmos e alterações ocorridas conforme faixa etária. Observa-se a não existência dos símbolos (+) nos gráficos 4.7, 4.8 e 4.9 que representando os *outliers*, ou observações atípicas, destoantes dos demais valores.

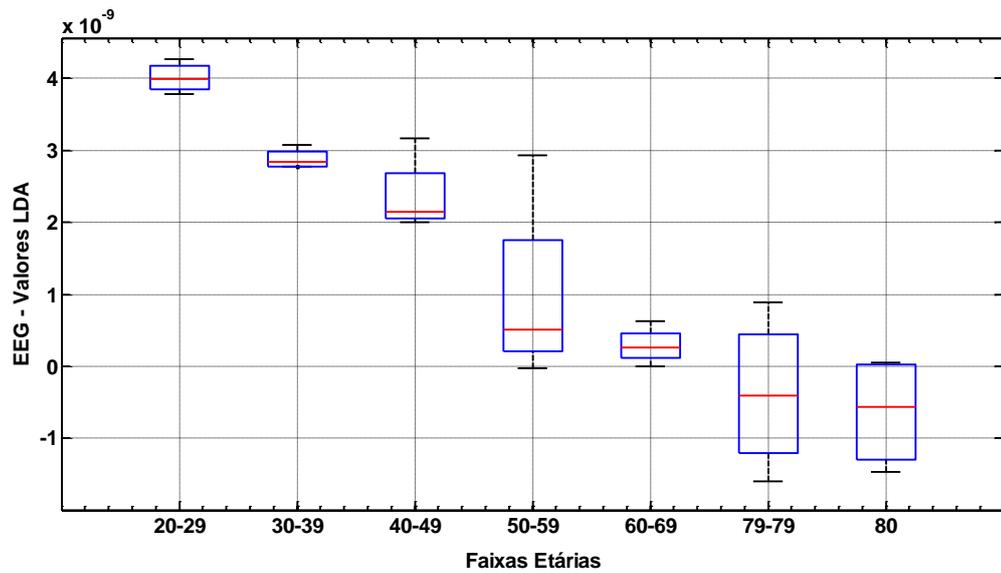


Figura 4.8: Gráfico Box Plot LDA Values, 07 grupos de voluntários, movimento *Outgoing Spiral* (OS), sentido de desenho do centro para a extremidade.

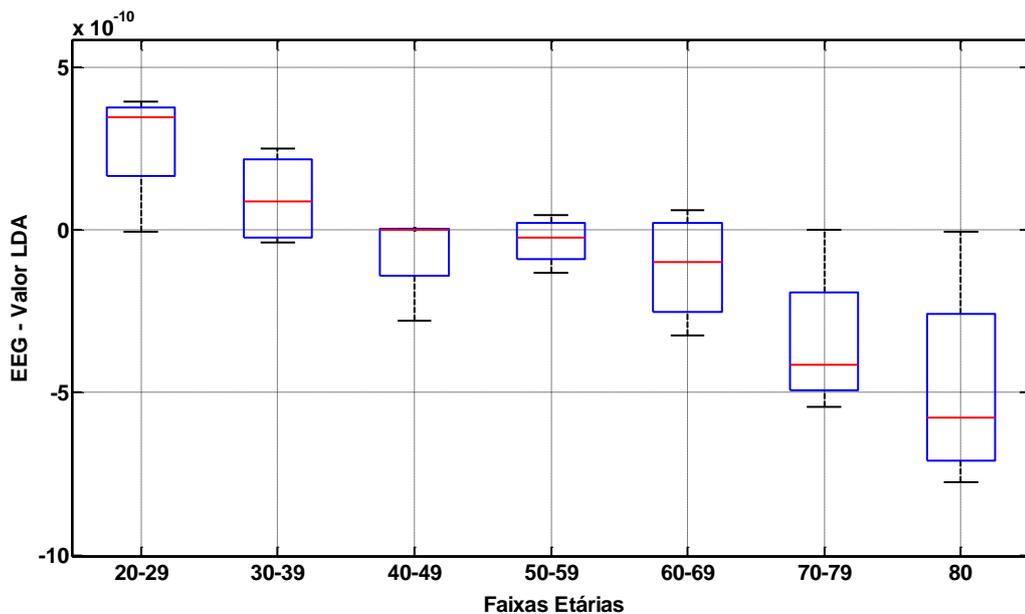


Figura 4.9: Gráfico Box Plot LDA Values, 07 grupos de voluntários, parado (P).

Comparando e analisando as caixas do gráfico da Figura 4.9, observa-se que as linhas medianas, vão decrescendo em função da idade. Os grupos G6 (70 a 79 anos) e G7(80 anos) apresentam os maiores "bigodes", ou seja, como não existem *outliers*, demarcam os valores máximo e mínimo do conjunto de dados. Nos mesmos grupos, também se destaca maior distanciamento entre as linhas medianas e o terceiro quartil o que nos leva a pensar que os dados do conjunto 2 tendem a ser maiores que os do conjunto 1 - e também possui maior dispersão já que tanto o Intervalo Interquartil (IIQ) quanto o tamanho dos "bigodes" são maiores.

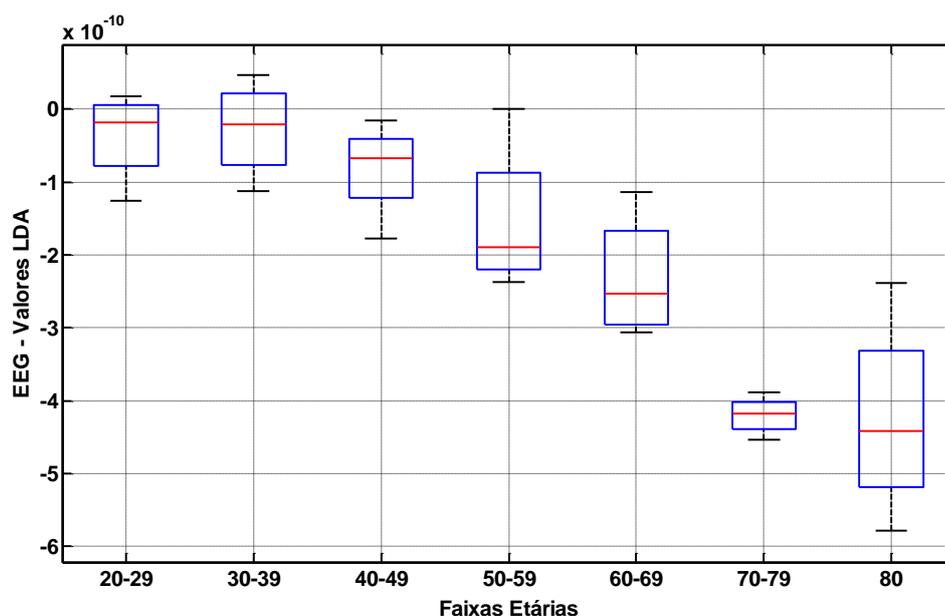


Figura 4.10: Gráfico *box plot* dos LDA-values obtidos para os sete grupos durante cada protocolo, todos os movimentos.

Os gráficos apresentados nas figuras 4.11, 4.12 e 4.13, representam a tendência linear, entre o valor LDA calculado durante os três protocolos: *Ingoing Spiral* (IS), sentido de desenho da extremidade para o centro, *Outgoing Spiral* (OS), sentido de desenho do centro para a extremidade) e parado (P), conforme a idade dos sujeitos e suas respectivas faixas etárias.

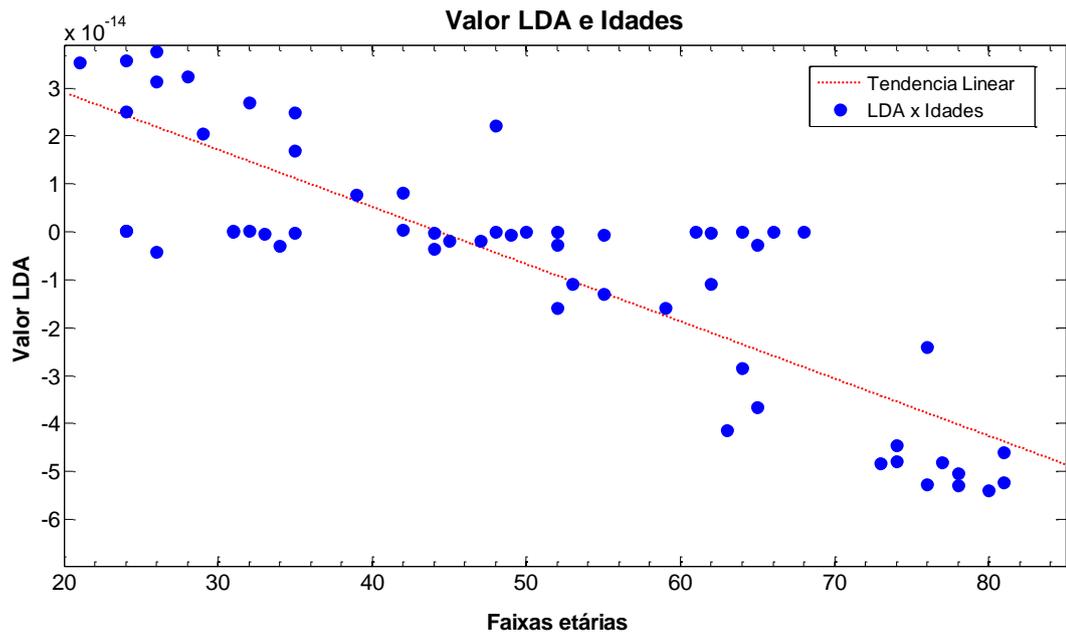


Figura 4.11: Gráfico que representa a tendência linear, entre o valor LDA calculado durante o movimento INWard e a idade dos sujeitos, comprovando forte correlação entre e alterações ocorridas segundo a idade. Valor obtido para  $r^2 = 0,85$

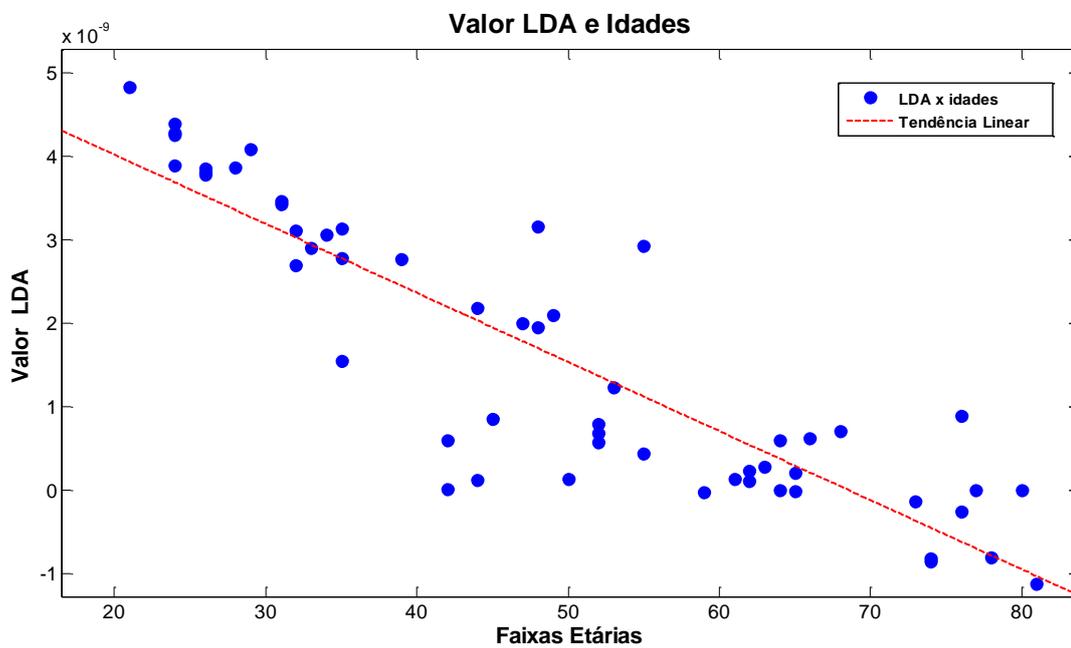


Figura 4.12: Gráfico que representa a tendência linear, entre o valor LDA calculado durante o movimento OUTWard e a idade dos sujeitos, comprovando forte correlação entre e alterações ocorridas segundo a idade. Valor obtido para  $r^2 = 0,89$

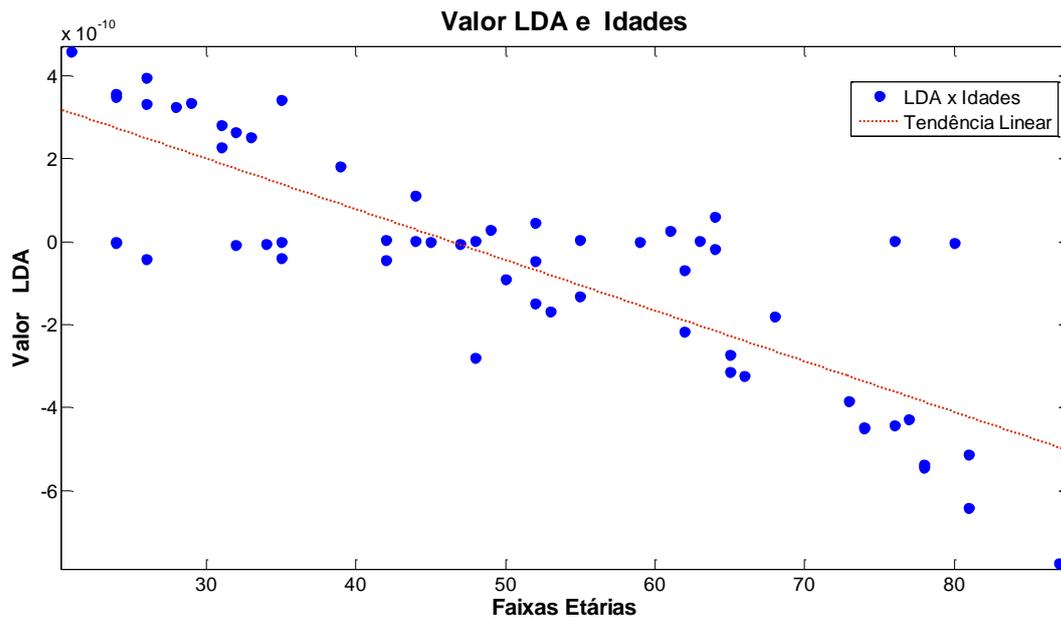


Figura 4.13: Gráfico que representa a tendência linear, entre o valor LDA calculado durante o protocolo parado e a idade dos sujeitos, comprovando forte correlação entre e alterações ocorridas segundo a idade. Valor obtido para  $r^2 = 0,83$

As linhas vermelhas nas figuras 4.11, 4.12 e 4.13, representam a linha de tendência linear existente entre os LDA *Values* calculados, que é uma reta de melhor ajuste entre os dados lineares simples. Os círculos azuis são os valores LDA posicionados e distribuídos conforme as idades, apresentando a informação linear diminuindo em função das idades dos voluntários.

A faixa de frequência de cada sinal EEG possui uma representatividade, sendo que em adultos saudáveis sinalizam diferentes estados como viglância e sono, além de características que também mudam com idade.

Ao estimar a correlação entre o LDA-*value* e a idade, separadamente, para as faixas de frequência alfa, beta, gama, delta e teta, foi obtido um coeficiente de correlação de Pearson entre 0.80 a 0.92 para os diferentes protocolos (IS, OS e repouso).

As figuras 4.14, 4.15, 4.16, 4.17 e 4.18, apresentam a análise visual do gráfico *box plot*, onde o LDA-value tem o valor alterado em cada grupo segundo faixa etária de cada frequência, separadamente, em todos os movimentos.

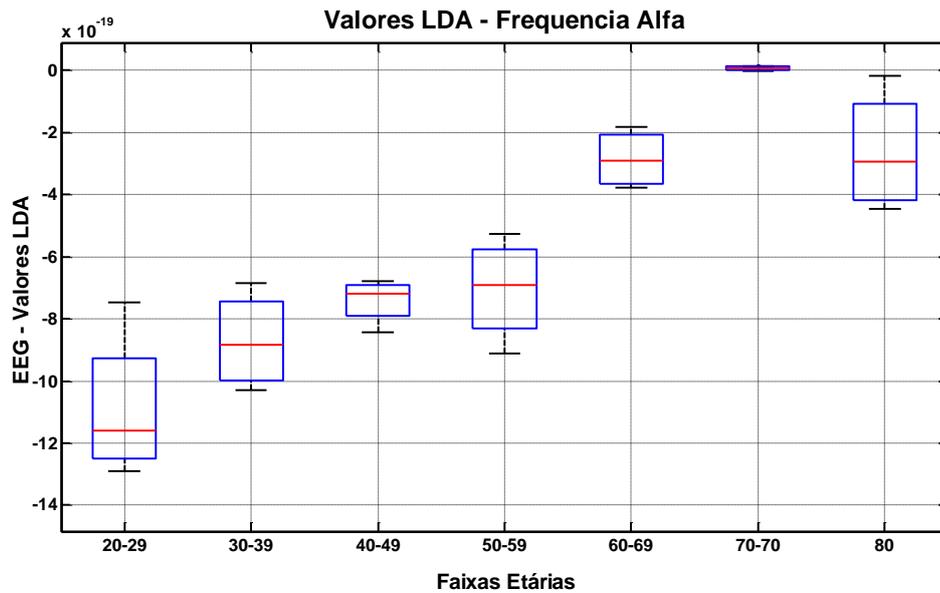


Figura 4.14: Gráfico *box plot* dos LDA-values obtidos para os sete grupos durante cada protocolo (IS, OS e repouso) e todos os protocolos analisados em conjunto, na frequência Alfa.

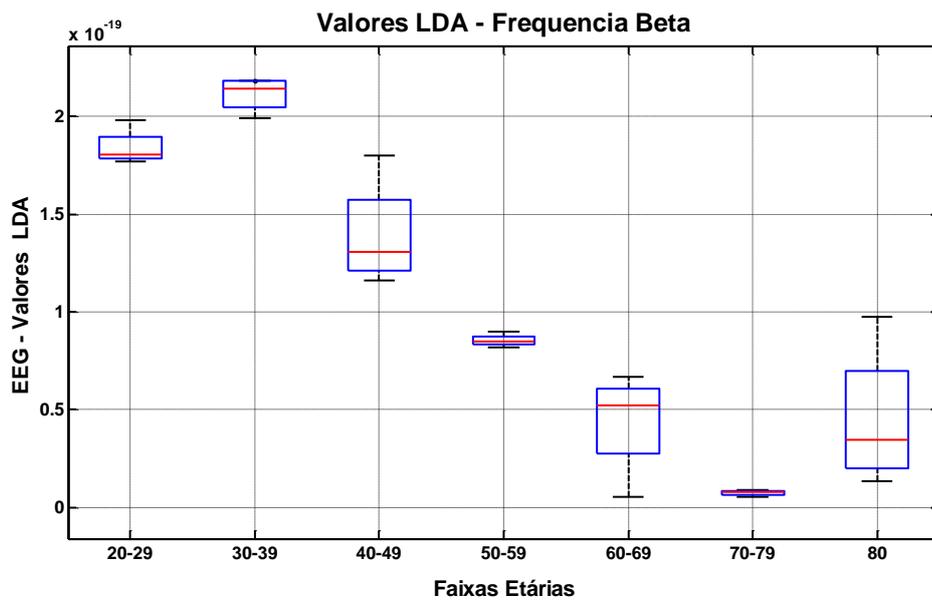


Figura 4.15: Gráfico *box plot* dos LDA-values obtidos para os sete grupos durante cada protocolo (IS, OS e repouso) e todos os protocolos analisados em conjunto, na frequência Beta.

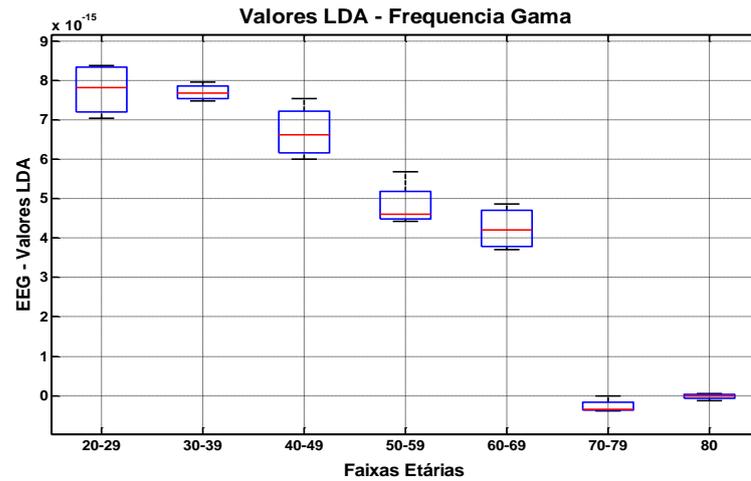


Figura 4.16: Gráfico *box plot* dos LDA-values obtidos para os sete grupos durante cada protocolo (IS, OS e repouso) e todos os protocolos analisados em conjunto, na frequência Gama.

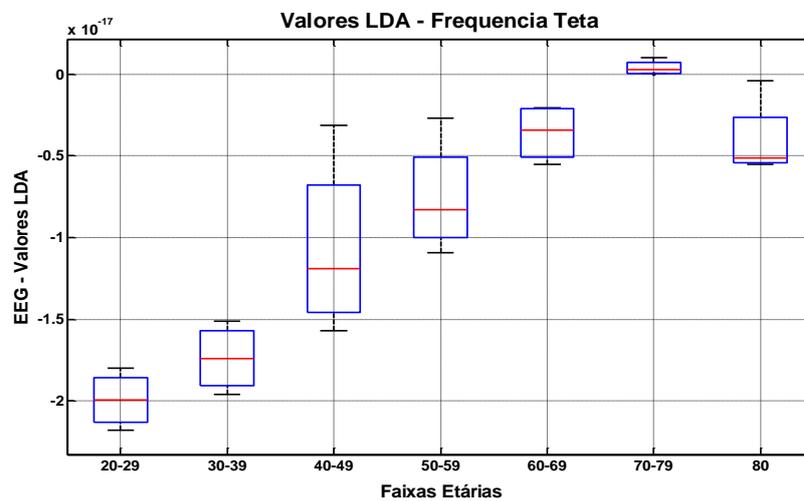


Figura 4.17: Gráfico *box plot* dos LDA-values obtidos para os sete grupos durante cada protocolo (IS, OS e repouso) e todos os protocolos analisados em conjunto, na frequência Teta.

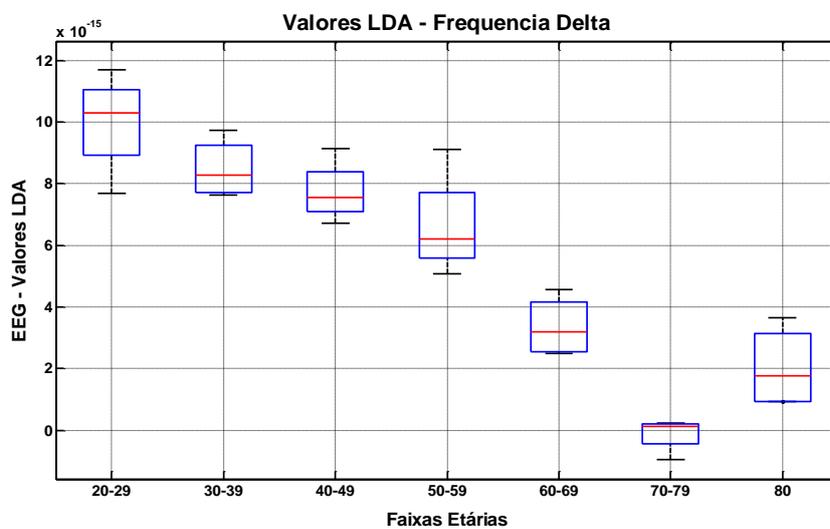


Figura 4.18: Gráfico *box plot* dos LDA-values obtidos para os sete grupos durante cada protocolo (IS, OS e repouso) e todos os protocolos analisados em conjunto, na frequência Delta.

A tendência linear também pode ser visualizada separadamente, em cada faixa de frequência, entre o valor LDA calculado durante os três protocolos: *Ingoing Spiral* (IS), sentido de desenho da extremidade para o centro, *Outgoing Spiral* (OS), sentido de desenho do centro para a extremidade) e parado (P), conforme a idade dos sujeitos e suas respectivas faixas etárias, ilustrados nos gráficos apresentados nas figuras 4.19, 4.20, 4.21, 4.22 e 4.23.

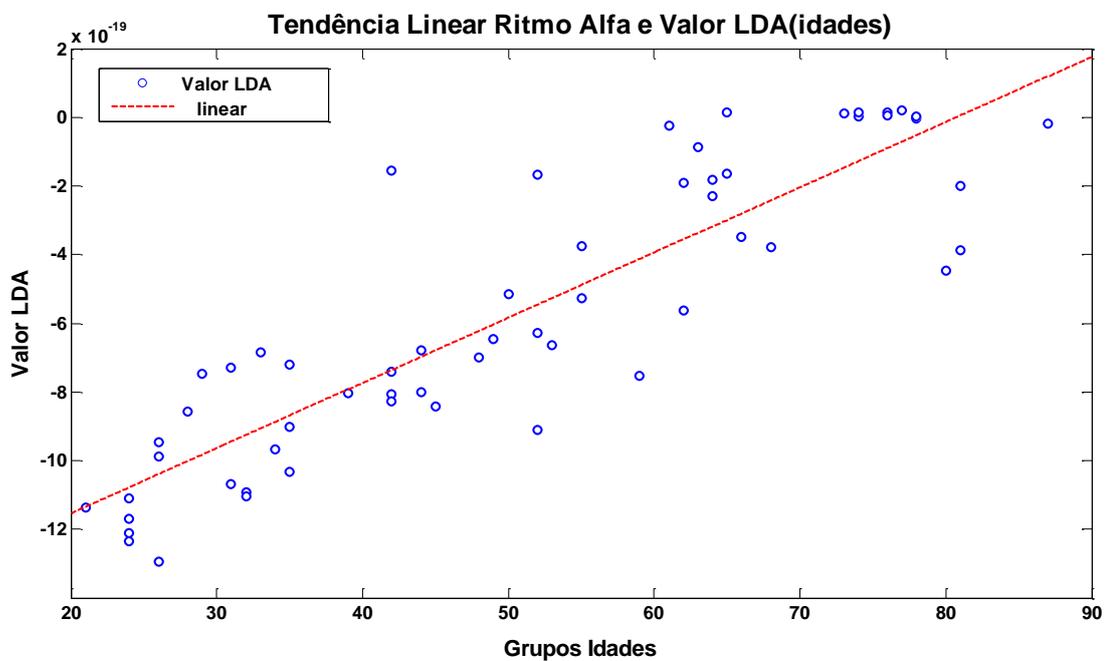


Figura 4.19: Gráfico que representa a tendência linear, entre o valor LDA calculado durante todos os protocolos (IS, OS e repouso) analisados em conjunto e a idade dos sujeitos, na faixa de frequência Alfa, comprovando forte correlação entre e alterações ocorridas segundo a idade.

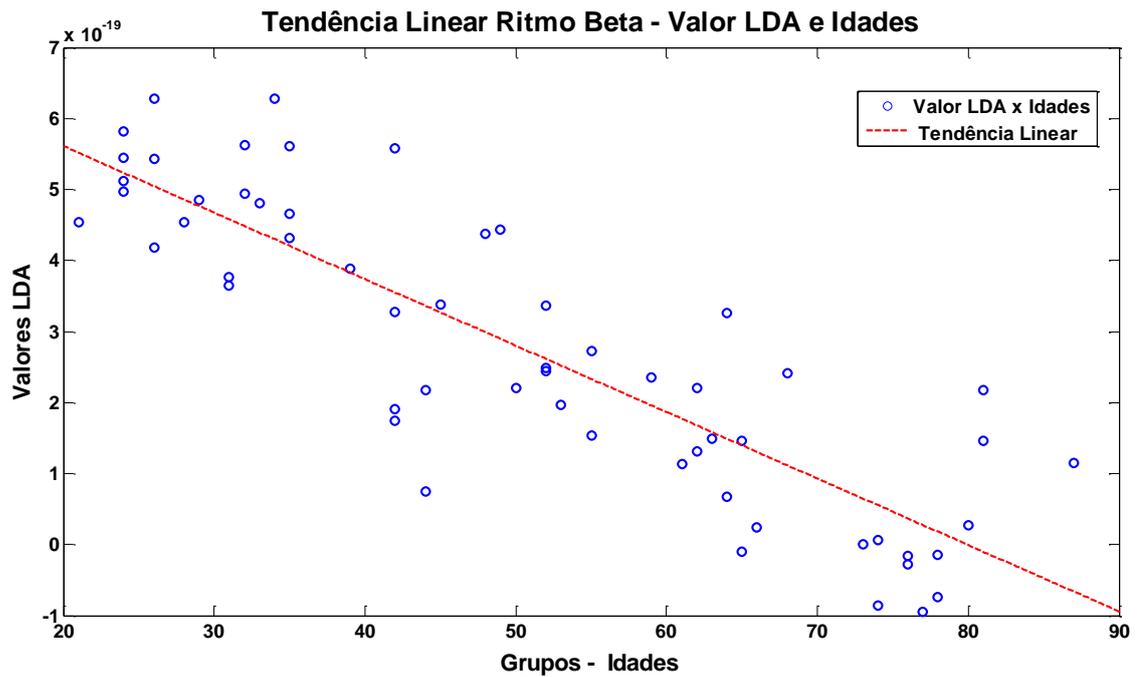


Figura 4.20: Gráfico que representa a tendência linear, entre o valor LDA calculado durante cada protocolo (IS, OS e repouso) e todos os protocolos analisados em conjunto e a idade dos sujeitos, na faixa de frequência Beta, comprovando forte correlação entre e alterações ocorridas segundo a idade.

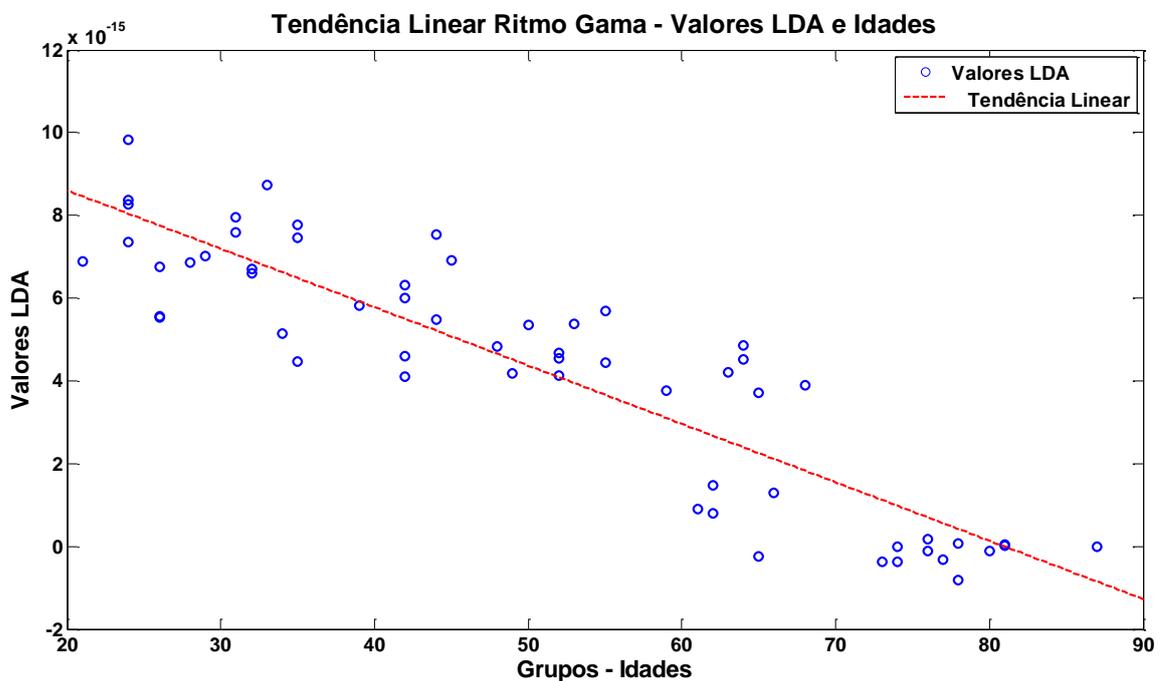


Figura 4.21: Gráfico que representa a tendência linear, entre o valor LDA calculado durante cada protocolo (IS, OS e repouso) e todos os protocolos analisados em conjunto e a idade dos sujeitos, na faixa de frequência Gama, comprovando forte correlação entre e alterações ocorridas segundo a idade.

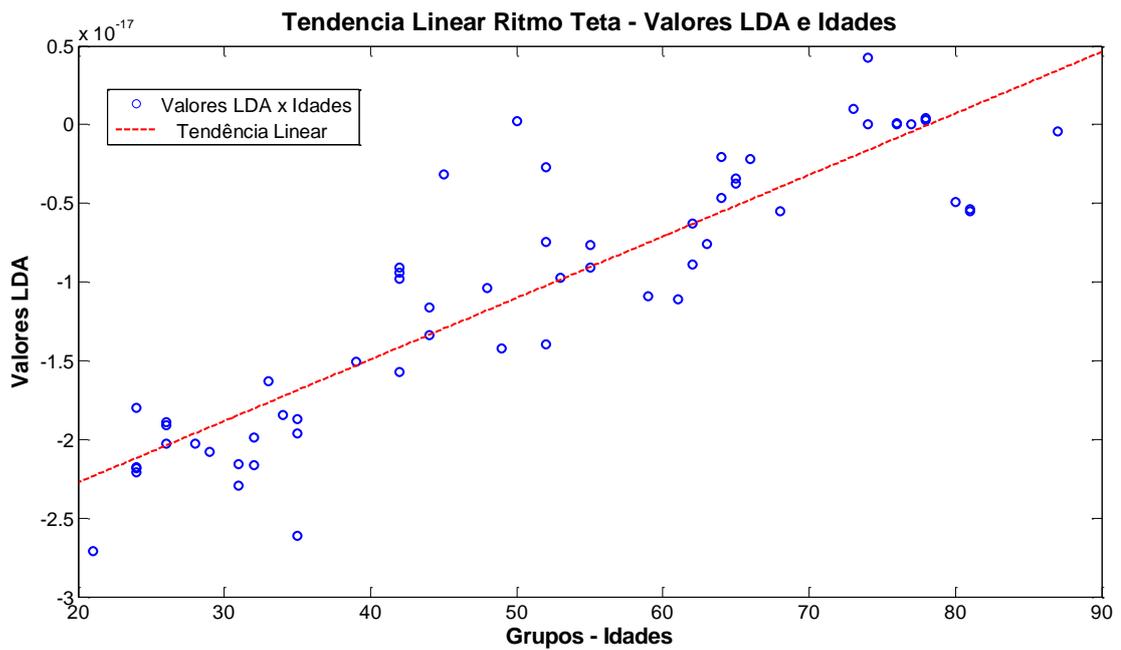


Figura 4.22: Gráfico que representa a tendência linear, entre o valor LDA calculado durante cada protocolo (IS, OS e repouso) e todos os protocolos analisados em conjunto e a idade dos sujeitos, na faixa de frequência Teta, comprovando forte correlação entre e alterações ocorridas segundo a idade.

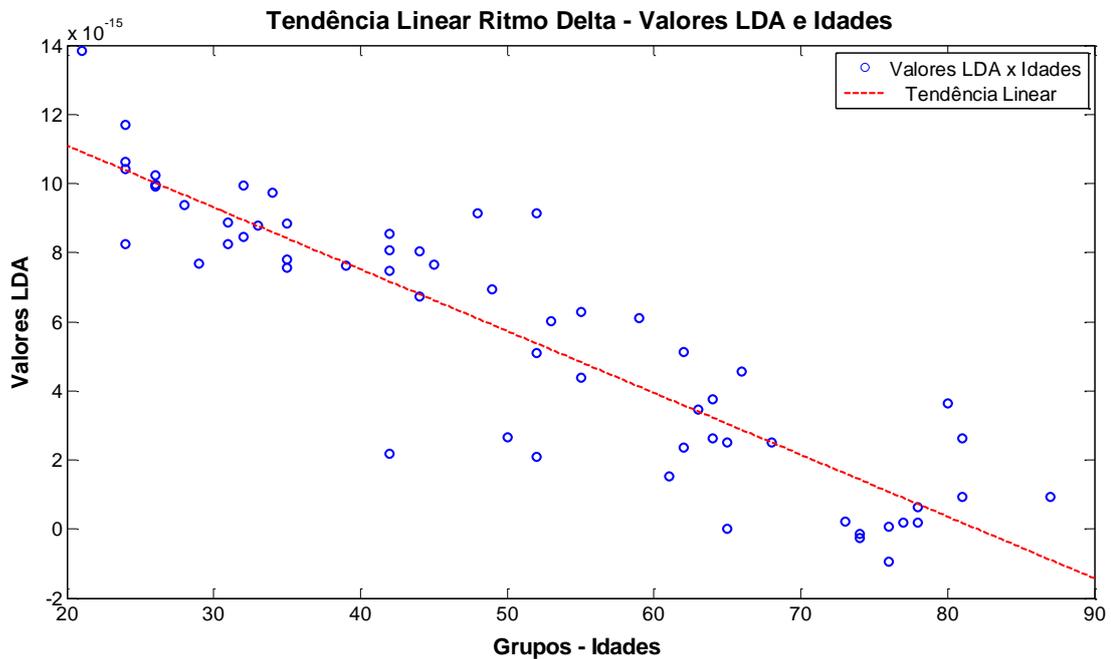


Figura 4.23: Gráfico que representa a tendência linear, entre o valor LDA calculado durante todos os protocolos analisados em conjunto (IS, OS e repouso) e a idade dos sujeitos, na faixa de frequência Delta, comprovando forte correlação entre e alterações ocorridas segundo a idade.

## Capítulo 05: Conclusão e Trabalhos Futuros

Neste trabalho, foi demonstrada a análise quantitativa dos sinais EEG e o estudo desta correlação com a idade, para separabilidade de grupos de voluntários, entre diferentes faixas etárias (entre 20 e 80 anos).

Para tanto, o EEG captou ondas no tempo real de exposição à tarefa proposta (desenho da Espiral de Arquimedes, em três protocolos distintos: a partir do seu centro até a extremidade (*outgoing spiral* – OS), a partir da extremidade da espiral até o seu centro (*ingoing spiral* – IS), parado no centro da espiral) em relação às funções das regiões onde estavam colocados os eletrodos no escalpo, canais C3 e C4, de grupos de sujeitos distintos. Os sujeitos foram agrupados em classes conforme suas idades.

Na primeira análise foram verificadas diferenças significativas entre os grupos de jovens e idosos. Na segunda análise, o LDA foi introduzido como um novo método para investigação dos sinais EEG.

Especificamente para este estudo, a análise estatística teve como finalidade a geração de resultados coerentes com a hipótese formulada: “*É possível correlacionar os sinais EEG com o envelhecimento, indicando a separabilidade entre grupos de sujeitos distintos em diferentes faixas etárias*”?

Apesar da ausência de diferenças significativas no comparativo de alguns dos fatores selecionados quando analisados individualmente, esses mesmos fatores, quando avaliados em conjunto, mostram que há, sim, uma correlação dessas alterações no sinal EEG e a idade dos indivíduos. Essa conclusão mostra tanto a validade do LDA como ferramenta de análise, quanto, a necessidade de se utilizarem

---

outros métodos estatísticos para ampliar as possibilidades de observação dos resultados obtidos em cada etapa da pesquisa.

Os resultados indicaram que o LDA foi eficaz na quantificação dos sinais, mostrando um alto grau de correlação (0,85 (IS); 0,89 (OS); 0,83 (parado) e 0,87 (todos)) para os diferentes protocolos, com a idade. Como o LDA-value é linearmente correlacionado com a idade, este índice pode ter grande importância em pesquisas futuras, particularmente naquelas relacionadas com a discriminação entre sinais EEG fisiológicos e patológicos.

Observa-se no conjunto dos trabalhos investigados nesta pesquisa a intensa utilização de análises por meio do LDA, demonstrando ser um método estatístico consolidado. Porém, as abordagens aqui descritas, investigaram diferentes formas de se interpretar e utilizar as informações contidas nos autovetores, não somente sob o ponto de vista da redução da dimensionalidade, como também de correlação entre as características em função da idade (envelhecimento), respondendo aos questionamentos e limites propostos para esta tese.

Como já relatado, foram analisados apenas os sinais de sujeitos saudáveis. No entanto, existem padrões não específicos relacionados à idade, que precisam ser considerados para melhor discriminação e em doenças como Alzheimer ou cerebrovascular.

Ehlers C. L., Kupfer D. J (1999), concordam que o EEG de idosos sadios mantém as mesmas características gerais de adultos mais jovens, podendo acompanhar-se de pequenas alterações, como aumento da atividade beta e diminuição da reatividade alfa.

Apesar de indicar redução na frequência e amplitude, propensão ao alentecimento do ritmo alfa, fragmentação e descontinuidade correspondente a um índice de deterioração mental, a experiência clínica diária apresentada em outros estudos (TEPLAN, 2001; NITISH, 2004; BARBOSA, 2009) mostra que os indivíduos principalmente após os 80 anos de idade, mas em boa saúde, apresentam traçados

impossíveis de serem diferenciados qualitativamente dos de um indivíduo jovem. Neste contexto, esta pesquisa inicialmente apresenta de forma quantitativa, a possibilidade de diferenciar, ou separar estes traçados através da metodologia utilizada.

As conclusões apontadas pelos resultados obtidos com a utilização do LDA demonstram que é possível aprofundar ainda mais nas pesquisas sobre as alterações provocadas pela idade no organismo humano, auxiliando especialistas na busca por novas ferramentas e soluções que promovam a melhoria na qualidade de vida da população, principalmente em idosos.

Futuramente, investigações adicionais poderão apropriar-se da mesma técnica, considerando que os resultados obtidos com LDA, possuem tendência linear relacionada à idade dos voluntários que integraram este estudo.

A principal limitação dos resultados obtidos diz respeito ao número de sujeitos analisados, especificamente, o recrutamento de indivíduos com idades superiores a 80 anos, o que justifica-se pela dificuldade de enquadramento dos voluntários nos requisitos do protocolo experimental, ou seja, em boas condições neurológicas e que não estivessem utilizando medicamentos que pudessem alterar os traçados EEG. Apesar desta limitação, a pesquisa inovou e introduziu um novo meio de análise dos sinais EEG.

A perspectiva de desenvolver outras pesquisas, não só com a prática de uma tarefa específica, mas atingindo também outros perfis cognitivos, sociais, culturais e de saúde, com grupos maiores, em diferentes práticas de ação, por longos períodos, com períodos de retenção, com automatização do comportamento motor, tende a reforçar a discussão qualitativa e quantitativa através do EEG, colaborando com métodos e técnicas de observação sobre o envelhecimento humano.

## Referências Bibliográficas

AKAY, M. : *Biomedical Signal Processing* vol. 01. San Diego, 1994

AKAY, M. : *Detection and Estimation Methods for Biomedical Signals* vol. 01. San Diego, 1996.

ALHO, C. S. Genética Molecular e Envelhecimento. In: FREITAS, E. V. *et al* (Ed.). **Tratado de Geriatria e Gerontologia**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2006, p.23-34.

ALMEIDA, M., G. Cavalheiro, A. Pereira and Andrade, A. O. : **Investigation of Age-Related Changes in Physiological Kinetic Tremor**. *Annals of Biomedical Engineering* 38:3423-3439, 2010.

ARKING, R. **The Biology of Aging**. Oxford: Oxford University Press, 2006.

BAHAR, G.B. **Brain Oscillations are highly influenced by gender differences**. *International of Psychophysiology*, 65(65), pp. 294-299, 2007.

BARBOSA, A. F. & Medeiros A. A. D. : **Relatório de Estágio Supervisionado: Interface Cérebro Computador off-line Baseada em Eletroencefalograma**, Centro de Tecnologia. Departamento de Engenharia de Computação e Automação. Universidade Federal do Rio Grande do Norte, Natal, p. 54, 2009.

BECKMAN, K. B.; AMES, B. N. The Free Radical Theory of Aging Matures. **Physiological Reviews**, v. 78, n. 2, p. 548-581, 1998.

BENEVIDES, A. B. **Classificação de Padrões Mentais Via Redes Neurais Artificiais e Transformada WAVELET**, Faculdade de Engenharia Elétrica, Centro Tecnológico da Universidade Federal do Espírito Santo, Vitoria, 2007.

BINNIE, C. D. **Clinical Neurophysiology: EEG, pediatric neurophysiology, special techniques and applications**. Elsevier Health Sciences. 993 p., 2003.

- 
- BLANCO, S. G. R.; Quiroga, L. Q.; Romanelli, L. **Stationarity of the EEG Series.** *IEEE Engineering in Medicine and Biology*, 1995.
- BRONZINO, J. D. **Bioelectronics and Instruments.** in R. C. Dorf (ed). *The Electrical Engineering Handbook*. Boca Raton: CRC Press LLC, 2000.
- BRUHN, J., *et al.* : **Approximate Entropy as an Electroencephalographic Measure of Anesthetic Drug Effect during Desflurane Anesthesia,** *American Society of Anesthesiologists, Inc.*, vol. 92(3), pp. 715-726, 2000.
- BUDZYNSKI, T. H. *et al.* **Introduction to quantitative EEG and neurofeedback: advanced theory and applications.** Academic Press, 502 p., 2008.
- CANINEU, P. R. **Ageing and the Changes to the Nervous System,** *Biblioteca Virtual em Saúde* vol. 21, 1997.
- CAPARELLI, T. B. **Projeto e desenvolvimento de um sistema multicanal de biotelemetria para detecção de sinais ECG, EEG e EMG - Dissertação (Mestrado),** Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica - Lab. de Eng. Biomédica, UFU - Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, 2007.
- CARSKADON, M. A. e Rechtschaffen. **A. Monitoring and Staging Human Sleep.** In: Kryger, M., Roth, T. e Dement, W. *Principles and Practice of Sleep Medicine*. 2. Ed. USA: W. B. SaundersCompany, p 943 -955, 1994.
- CARVALHO, S. : **Estatística Geral e Aplicada.** Rio de Janeiro, 2004.
- CAVALHEIRO, G., M. F. S. Almeida, A. Pereira and Andrade, A. O.: **Study of age-related changes in postural control during quiet standing through Linear Discriminant Analysis.** *BioMedical Engineering OnLine* 8, 2009.
- DAMASCENO, B. P. **Envelhecimento Cerebral - O problema dos limites entre o normal e o patológico,** *Arq Neuropsiquiatr*, vol. 57(1), pp. 78-83, 1999.
- DEVASAHAYAM, S. R. : *Signals and Systems in Biomedical Engineering* vol. 01. New York, 2000.

- 
- EHLERS C.L., KUPFER D. J. **Effects of age on delta and REM sleep parameters.** *Electroencephalogr Clin Neurophysiol.* 72:118-125, 1989.
- FARINATTI, P. T. V.: **Teorias biológicas do envelhecimento:do genético ao estocástico,** *Revista Brasileira Med Esporte,* vol. 8, p. 10, 2002.
- FISCH, B. J. , Spehlmann, R. **Fisch and Spehlmann's EEG primer: basic principles of digital and analog EEG.** Elsevier Health Sciences. 621 p., 1999.
- FRANKEL, J. E., *et al.* **Exercise in the Elderly: Research and Clinical Practice,** *Clinics in Geriatric Medicine,* pp. 239– 256, 2006.
- GAÁL, Zsófia Anna *et al.*, **Age-dependent features of EEG-reactivity - Spectral, complexity, and network characteristics,** *Neuroscience Letters,* vol. 479, pp. 79-84, 2010.
- GOLDSMITH, T. C. **The Evolution of Aging.** Annapolis: Azinet LLC, 2006.
- GOMES, M. M., *et al.*, **Normal aging and EEG: non-específic abnormalities and age-related patterns.** *Revista brasileira de neurologia,* vol. 38, pp. 12-16, 2002.
- GRILL, W. M; KIRSCH, R. F. **Neural prostheses.** In: *Wiley Encyclopedia of Electrical and Electronics Engineering,* ed. JG Webster, p. 339-350. New York: Wiley, 1999.
- GROSS, G. W.; RHOADES, B. K.; REUST, D. L.; SCHWALM, F.U. **Stimulation of monolayer networks in culture through thin-film indium-tin oxide recording electrodes.** *J. Neuroscience Methods,* v.50, p. 131-143, 1993.
- GUEDES, L.A., BAKER, L.E. **Principles of applied biomedical instrumentation,** New York: Wiley, 1989.
- GURTUBAY, I. G., *et al.* **Gamma band activity in an auditory oddball paradigm studied with the wavelet transform.** *Clinical Neurophysiology.* 112(7), pp. 1219-1228, 2001.
- GUYTON, A. C. **Tratado de Fisiologia Médica.** 10<sup>a</sup> ed. Rio de Janeiro: Editora Guanabara Koogan S.A., 2002.

- 
- HAYKIN, S., VAN VEEN, B. **Sinais e Sistemas**. Tradução de José Carlos Barbosa dos Santos. Porto Alegre: Bookman, 668p.2001.
- HEIDEMAN, M. T., *et al.* : (1984, **Gauss and the history of the fast Fourier transform**. *IEEE ASSP Magazine* 1, 14-21.
- HENEINE, I. F. **Biofísica Básica**. , 1 ed. Atheneu: São Paulo, pag.: 391, 2003.
- HOLLAND, D. N. **Early Central Nervous System evolution: an era of skin brain?**, *Nature Reviews Neuroscience*, vol. 4, pp. 617-627, 2003.
- HSU, H. P. **Teoria e Problemas de Sinais e Sistemas**. Tradução de Anatólio Laschuk. Porto Alegre: Bookman, 431p. 2004.
- IGNACCOLO, M. *et al.* : **Dynamics of EEG Entropy: beyond signal plus noise**, *Physics arXiv:0902.1113*, 2009.
- KALACHE, A.; VERAS, R. P.; RAMOS, L. R. O envelhecimento da população mundial: um desafio novo. **Revista de Saúde Pública**, v. 21, n. 3, p. 200-210, 1987.
- KIRKWOOD, T. B.; AUSTAD, S. N. **Why do we age?** *Nature*, n. 408, p. 233-238, 9 nov. 2000.
- LATHI, B. P. **Sinais Sistemas Lineares**. Tradução de Gustavo Guimarães Parma. 2. ed. Porto Alegre:Bookman, 856p. 2007.
- LE BOURG, É. **A mini-review of the evolutionary theories of aging. Is it the time to accept them?** *Demographic Research* n. 4, p. 1-28, 2001.
- LENT, R. **Cem Bilhões de Neurônios: conceitos fundamentais de neurociência**. São Paulo: Editora Atheneu, 2001.
- LUCCAS, F. J. C., *et al.* **Recomendações para Registro e Interpretação do Mapeamento Topográfico do Eletroencefalograma e Potenciais Evocados**, *Arq Neuropsiquiatr*, vol. 57, pp. 132-146, 1999.
- MANLY, B. J. F. : **Métodos Estatísticos Multivariados**, 3 ed. Porto Alegre: Bookman, 2008.

- 
- MASSIMILIANO, Ignaccolo *et al.* : **The dynamics of EEG entropy**, *Journal of biological physics* vol. 36(2), pp. 185-196 2010.
- MONTGOMERY, D. C. : **Applied Statistics and Probability for Engineers**. United States of América: Wiley, 2006.
- MORA, F.; PORRAS, A. **Cap. 36 - Procesos Involutivos Del Sistema Nervioso** in DELGADO, J. M.; FERRÚS, A.; MORA, F.; RUBIA, F. J. *Manual de Neurociência*. Madri: Sintesis, p. 915-927, 1998.
- MORIGUCHI, Y.; MORIGUCHI, E. H. **Biologia Geriátrica Ilustrada**. São Paulo: Fundo Editorial BYK, 1988.
- MOTA, M. P. *et al.*, **Biological Theories of Aging**, *Revista Portuguesa de Ciências do Desporto*, vol. 4, pp. 81-110, 2004.
- MUTHUSWAMY, J., Thakor, N. V. : **Spectral analysis methods for neurological signals**, *Journal of Neuroscience Methods*, vol. 83, pp. 1-14, 1998.
- NAOTO, B., *et al.* : **Different Sleep Stages Movement During Eye-Closed Waking and Approximate Entropy of Human Respiratory**, *American College of Chest Physicians*, vol. 123, pp. 80-86, 2003.
- NERI, A. L. **Desenvolvimento e Envelhecimento: Perspectivas Biológicas, Psicológicas e Sociológicas**. Papirus, 200p. 2007.
- NEUMAN, M.R. **Biopotential Amplifiers**. in J. G. Webster (ed). *Medical Instrumentation. Application and Design*. New York: Wiley, 1998.
- NIEDERMEYER, E.; Silva, F. L.. **Electroencephalography: basic principles, clinical applications, and related fields** - Lippincott Williams & Wilkins, ISBN: 0-7817-5126-8, Pag.:139-159, 2005.
- NITISH V. T. & TONG, S. **Advances in Quantitative Electroencephalogram Analysis Methods**, *Annu. Rev. Biomed. Eng.* , vol. 6, pp. 453-95, 2004.
- NORRIS, J.A., *et al.*, **Ability of static and statistical mechanics posturographic measures to distinguish between age and fall risk**. *Journal of Biomechanics*, 2005. **38**(6): p. 1263-1272.

- 
- NUNES, R. R.: **Entropy: A New Method of Measuring Depth of Anesthesia. Comparative Study with Bispectral Index during Clinical Evaluation in Tracheal Intubation of Patients Anesthetized with Sevoflurane**, *Revista Brasileira de Anestesiologia*, vol. 54(3), pp. 289 - 302, 2004.
- OISHI, N. *et al.* **Neural correlates of regional EEG power change**. *NeuroImage*, vol. 36, pp. 1301-1312, 2007.
- OLIVEIRA, H. M. : **Análise de Sinais para Engenheiros**. Rio de Janeiro: Brasport, 2007.
- OLIVEIRA, J. C. *et al.* **Indicadores Sociodemográficos Prospectivos para o Brasil 1991-2030**. São Paulo: Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE) / Fundo de População das Nações Unidas (UNFPA), 2006.
- OTTAVIANO, E. J. D. **Sistema Nervoso e 3ª idade**, *Argumento - Revista das Faculdades de Educação Ciências e Letras e Psicologia Padre Andchieta*, vol. 4, pag.:116, 2000.
- PAPALÉO NETTO, M. O Estudo da Velhice: histórico, definição do campo e termos básicos. In: FREITAS, E. V. *et al* (Ed.). **Tratado de Geriatria e Gerontologia**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, . p.2-12.2006
- PARREIRA, F. J. "Detecção de Crises Epiléticas a Partir de Sinais Eletroencefalográficos," Doutorado, Faculdade de Engenharia Elétrica, Universidade de Uberlândia - UFU, Uberlândia, 2006.
- PINCUS, SM: **Approximate entropy as a measure of system complexity**. *Proceedings of the National Academy of Science* 1991, **1991**:2297-2301.
- PRUTCHI, D.; NORRIS, M. **Design and development of medical electronic instrumentation: a practical perspective of the design, construction, and test of material devices. Discrete-time signal processing**. John Willey & Sons, Inc. United States of America, 2005.
- QUILLFELDT, J. A. **Origem dos Potenciais Elétricos das Células Nervosas**. ed. Departamento de Biofísica, UFRGS. Disponível: <http://www.mnemoforos.ufrgs.br/arquivos/potenciais2005.pdf>. Acessado em: 10/12/2010.

- 
- RIBEIRO, J. A. **Modelos de Predição Linear para a Análise de Sinais Eletroencefalográficos (EEG) e de Matrizes Multieletrodo (MEA)** - Dissertação (mestrado). Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica - Lab. de Engenharia Biomédica - BIOLAB, Universidade Federal de Uberlândia - UFU, Uberlândia, 2006.
- ROCHA, Ana Clara B. *et al.*, "**Observação das evidências cognitivas de aprendizagem motora no desempenho de jovens violonistas monitoradas por eletroencefalograma: um estudo piloto,**" *Ciências & Cognição*. Vol 14 (1), pp. 103-120, 2009.
- ROSSINI, P. M.; ROSSI S.; BABILONI C.; POLICH J. **Clinical neurophysiology of aging brain: From normal aging to neurodegeneration**, *Progress in Neurobiology*. 83: 375-400, 2007.
- SANEI, S.; CHAMBERS, J. **EEG signal processing**. Wiley-Interscience, 289 p., 2007
- SHANNON C. E. **A mathematical theory of communication**. *Bell Syst Tech J*, 1948; 27:379-423, 623-656.
- SPERLING, M. R.; MORRELL, M. J. **Pediatric and adult electroencephalography**. Elsevier Health Sciences, 256 p., 1993.
- STERN, J. M. ; ENGEL, J. **Atlas of EEG patterns**. Lippincott Williams & Wilkins, 307 p., 2004.
- TATUM, W. O. **Handbook of EEG Interpretation**. Demos Medical Publishing, 276 p., 2007.
- TEPLAN, M. **Fundamentals of EEG Measurement**. *Measurement Science Review*, vol. 1, pag.11, 2001.
- THAKOR, N. V.; TONG, S. **Advances in Quantitative Electroencephalogram Analysis Methods**. *Annual Review of Biomedical Engineering*. vol. 6, pp. 453-95, 2004.
- TROEN, B. R. **The Biology of Aging**. *The Mount Sinai Journal of Medicine* v. 70, n. 1, p. 3-22, 2003.

- 
- TYNER, F. S. *et al.*, **Fundamentals of EEG Technology: Clinical correlates**, Lippincott Williams & Wilkins, 1989.
- URL 01: Página oficial do College San Diego Mesa - USA. Imagens - Neurônios. Disponível em: [www.sdmesa.sdccd.net/~bbrothers/IMAGES/neuron/neuron.jpg](http://www.sdmesa.sdccd.net/~bbrothers/IMAGES/neuron/neuron.jpg). Acessado em: 10 jan. 2011.
- URL 02: Página Oficial do Lojas Biológicas.com. Disponível em: <http://logicasbiologicas.blogspot.com/2009/11/sinapses.html> Acessado em: 10 jan. 2011.
- URL 03: Página Oficial do Acerco Escolar. Disponível em: [http://www.acervoescolar.com.br/index.php?ind=reviews&op=entry\\_view&iden=149](http://www.acervoescolar.com.br/index.php?ind=reviews&op=entry_view&iden=149). Acessado em: 10 jan. 2011.
- URL 04: Página Oficial do NAEQ (núcleo de Apoio ao Ensino de Química) da Universidade de Caxias do Sul Centro de Ciências Exata e Tecnológica Departamento de Física e Química. Disponível em: [http://ucsnews.ucs.br/ccet/defq/naeq/material\\_didatico/textos\\_interativos\\_37.htm](http://ucsnews.ucs.br/ccet/defq/naeq/material_didatico/textos_interativos_37.htm). Acessado em: 10 jan. 2011.
- URL 05: Página Oficial do The McGill Physiology Virtual Laboratory. Disponível em: [http://www.medicine.mcgill.ca/physio/vlab/biomed\\_signals/eeg\\_n.htm](http://www.medicine.mcgill.ca/physio/vlab/biomed_signals/eeg_n.htm). Acessado em: 10 jan. 2011.
- URL 06: Página Oficial Empregabilidade. do Disponível em: <http://empresabilidade.blogspot.com/2008/10/o-brasil-de-2035.html>. Acessado em: 10 jan. 2011.
- WEINERT, B. T.; TIMIRAS, P. S. Invited Review: **Theories of aging**. *Journal of Applied Physiology*, n. 95, p. 1706-1716, 2003.
- WOJTEK, J. C. *et al.* **Exercise and Physical Activity for Older Adults**, *Medicine & Science in Sports & Exercise*, pp. 1510-1530, 2009
- YACUBIAN, E. **Epilepsia: Da antiguidade ao Segundo milênio**. São Paulo: Lemos Editorial, 2000.

YOUNG, A. **Ageing and physiological functions**, *Phil.T rans. R. Soc. Lond. B* pp. 1837-1843, 1997.