

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE VIÇOSA  
CENTRO DE CIÊNCIAS EXATAS E TECNOLÓGICAS  
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA**

**ATHOS PÓVOA GARCIA**

**APLICAÇÃO DE TÉCNICAS ESTOCÁSTICAS PARA  
A DETECÇÃO QUANTITATIVA DO EEG COLETADO  
DURANTE ESTIMULAÇÃO**

**VIÇOSA  
2011**

**ATHOS PÓVOA GARCIA**

**APLICAÇÃO DE TÉCNICAS ESTOCÁSTICAS PARA  
A DETECÇÃO QUANTITATIVA DO EEG COLETADO  
DURANTE ESTIMULAÇÃO**

Monografia apresentada ao Departamento de Engenharia Elétrica do Centro de Ciências Exatas e Tecnológicas da Universidade Federal de Viçosa, para a obtenção dos créditos da disciplina ELT 490 - Monografia e Seminário e cumprimento do requisito parcial para obtenção do grau de Bacharel em Engenharia Elétrica.

Orientador: Prof. Dr. Leonardo Bonato Felix

VIÇOSA  
2011



**ATHOS PÓVOA GARCIA**

**APLICAÇÃO DE TÉCNICAS ESTOCÁSTICAS PARA A  
DETECÇÃO QUANTITATIVA DO EEG COLETADO DURANTE  
ESTIMULAÇÃO**

Monografia apresentada ao Departamento de Engenharia Elétrica do Centro de Ciências Exatas e Tecnológicas da Universidade Federal de Viçosa, para a obtenção dos créditos da disciplina ELT 490 - Monografia e Seminário e cumprimento do requisito parcial para obtenção do grau de Bacharel em Engenharia Elétrica.

Aprovada em 29 de JUNHO de 2011.

**COMISSÃO EXAMINADORA**

---

Prof. Dr. Leonardo Bonato Felix - Orientador  
Universidade Federal de Viçosa

---

Prof. Dr. Tarcísio de Assunção Pizziolo - Membro  
Universidade Federal de Viçosa

---

B.<sup>el</sup> Fernando de Souza Ranaudo - Membro  
Universidade Federal do Rio de Janeiro

*Aos meus pais e à minha irmã.*

*À minha namorada.*

*Ao Ruthger (in memoriam), ao Tofe (in memoriam) e ao Simba meus eternos amigos.*

# *Agradecimentos*

Agradeço à Deus pelas oportunidades colocados diante de mim, e por me dar a força e as ferramentas necessárias para ultrapassar todos os desafios.

Aos meus pais, José Antônio e Gleicione, por estarem presentes sempre que precisei, e me ajudarem nessa longa jornada da vida.

À minha irmã, Gleize, por sempre me “perturbar” e me forçar a ser uma pessoa melhor.

À minha namorada, Deyse, que esteve ao meu lado durante tantos momentos difíceis e me ajudou a superá-los, sempre com muita dedicação.

Ao orientador, professor e amigo Leonardo Bonato pelos valiosos ensinamentos e diversas idéias para este trabalho, e também pela amizade e paciência.

À toda minha família de Viçosa, colegas de república, de festas, de estudos, de buteco e também professores, que estão sempre presentes, nem que seja para “tomar uma”.

A FAPEMIG, a CAPES e ao CNPq pelo apoio financeiro concedido, sem o qual esta pesquisa não teria sido possível.

*“Visão mais feliz, de outro tempo, eu quis saborear  
Para ficar mais apto a encarar minha missão.  
Pensar antes, lutar depois, eis do soldado o bordão:  
Um vislumbre do passado pode a tudo acertar.”*  
**“Childe Roland à Torre Negra Chegou”**  
— **Robert Browning**

*“Justo é qualquer coisa que Deus queira fazer.”*  
**“Peace like a river”**  
— **Leif Enger**

*“E então? O que vai ser? A bela ou a fera?”*  
**Eddie Dean em “A Torre Negra”**  
— **Stephen King**

# *Resumo*

Técnicas de Detecção Objetiva de Resposta (ORD) têm sido propostas para avaliar os potenciais evocados no eletroencefalograma (EEG) devido a um estímulo externo. Neste trabalho foi realizado um estudo do comportamento de técnicas ORD para estímulos sensoriais visuais e auditivos. Nesse sentido os valores dos detectores - Magnitude Quadrática de Coerência (MSC), Medida de Componente Síncrona (CSM) e Teste F Espectral - foram analisados. Os estudos realizados incluem análises para diferentes tamanhos de janela, bem como testes de desempenho, em que o tempo de resposta de cada detector foi medido. Os resultados apresentados nesse trabalho podem ser extrapolados para outros tipos de estimulação, como a somato-sensitiva, desde que a característica de regime permanente do estímulo seja mantida. E os resultados obtidos neste trabalho permitem concluir que para análises utilizando apenas um canal de eletroencefalograma a MSC foi a melhor ferramenta, e que, para a maioria dos casos, o aumento na quantidade de canais analisados diminui o tempo necessário para haver uma detecção para o Teste F.



# *Abstract*

Objective Response Detection (ORD) techniques have been proposed for assessing the evoked responses in the electroencephalogram (EEG) due to an external stimulation. In this work, a study of the behavior of different ORD techniques to visual and auditory sensory stimuli was held. In this sense the values of the detectors - Magnitude-Squared Coherence (MSC), Component Synchrony Measure (CSM) and Spectral F-Test - was analyzed. Studies include analysis for different window length, as well as performance tests, in which the time response of each detector was measured. The results shown in this work can be extrapolated to other kinds of stimulation (e.g. somato-sensory), since the steady-state characteristic of the stimuli is maintained. And the results of this work allow to conclude that MSC was the best tool analysis using only one EEG channel, and that, in most cases, increasing the number of analyzed channels reduces the time of the detection on F-test.

# *Sumário*

## Lista de Figuras

## Lista de Tabelas

<b>1</b>	<b>Introdução</b>	<b>11</b>
1.1	Eletroencefalograma . . . . .	11
1.2	Córtex cerebral e lobos cerebrais . . . . .	13
1.2.1	Lobo Occipital . . . . .	15
1.2.2	Lobo Temporal . . . . .	15
1.3	Respostas Evocadas (RE) . . . . .	16
1.4	Detecção Objetiva de Resposta (ORD) . . . . .	17
1.5	Detecção Objetiva de Resposta Multivariável . . . . .	17
<b>2</b>	<b>Objetivo deste trabalho</b>	<b>19</b>
<b>3</b>	<b>Materiais e Métodos</b>	<b>20</b>
3.1	Aquisição de Dados . . . . .	20
3.1.1	Sistema Internacional 10-20 . . . . .	20
3.1.2	Sinais de Estimulação . . . . .	20
3.1.3	Sinais de EEG . . . . .	21
3.2	Processamento de Sinais . . . . .	22
3.2.1	Magnitude Quadrática da Coerência (MSC) . . . . .	22
3.2.2	Medida de Componente Síncrona (CSM) . . . . .	24

3.2.3	Teste F Espectral . . . . .	25
3.2.4	Teste F - Expansão para o caso Multivariável . . . . .	26
<b>4</b>	<b>Resultados e Discussões</b>	<b>29</b>
4.1	Teste F sem janelamento . . . . .	29
4.1.1	Teste de Desempenho . . . . .	30
4.2	Análise do Melhor Tamanho de Janela - CSM, MSC e Teste F . . . . .	31
4.2.1	Amostras com o Melhor Tamanho de Janela . . . . .	35
4.3	Análise de Desempenho Comparativo . . . . .	38
4.4	Teste F - Expansão para o caso Multivariável . . . . .	38
<b>5</b>	<b>Conclusões</b>	<b>44</b>
	<b>Referências</b>	<b>46</b>

# *Lista de Figuras*

1	EEG registrado por Hans Berger . . . . .	12
2	Lobos cerebrais . . . . .	14
3	Tipos de estimulação . . . . .	16
4	Posicionamento dos eletrodos - Sistema Internacional 10-20 . . . . .	20
5	Sinais de estimulação . . . . .	21
6	BrainNet BNT 36 . . . . .	22
7	Modelo para EEG sob estimulação . . . . .	23
8	Valores críticos de $\hat{\phi}_y(f_0)$ em função de L, com 1% de significância . . . . .	27
9	Teste F - ASSR - BEB01 . . . . .	29
10	Teste F - FEI - RFF01_02 . . . . .	29
11	CSM, MSC e Teste F - Tamanho da Janela . . . . .	33
12	CSM, MSC e Teste F - ACFF01_12 . . . . .	34
13	CSM, MSC e Teste F - LRN02_04 e PVL02_07 . . . . .	35
14	CSM - ACFF002_09 . . . . .	36
15	MSC e Teste F - ACFF002_09 . . . . .	37
16	CSM, MSC e Teste F - Topoplot - ACFF002_09 . . . . .	37
17	CSM, MSC e Teste F - Desempenho dos Detectores . . . . .	39
18	Teste F - SNR x PD . . . . .	40
19	Teste F Multi - Tempo de detecção x Quantidade de Canais . . . . .	42
20	Teste F Multi - Tempo de detecção para todos os exames . . . . .	43

# *Lista de Tabelas*

1	Análise de Desempenho Teste F - ASSR . . . . .	30
2	Análise de Desempenho Teste F - FEI . . . . .	31
3	Taxa de detecção Teste F . . . . .	32
4	Taxa de detecção para CSM, MSC e Teste F . . . . .	41
5	Quantidade de combinações entre canais . . . . .	42

# 1 *Introdução*

Padrões estocásticos são aqueles que têm origem em processos não determinísticos, ou seja, eventos aleatórios, a palavra estocástico vem do grego  $\sigma\tau\acute{o}\chi\alpha\sigma\tau\iota\kappa\acute{o}\varsigma$ , passando pelo francês *stochastique* e significa aleatório[1, 2]. Por exemplo, o lançar de dados resulta num processo estocástico, pois qualquer uma das 6 faces do dado tem iguais probabilidades de ficar para cima quando de seu arremesso.

Porém, é importante salientar uma diferença entre aleatoriedade e estocasticidade. Normalmente, os eventos estocásticos são aleatórios. Todavia, podem eventualmente não o ser. É perfeitamente plausível, embora improvável, que uma série de 10 arremessos de dados gere a seqüência não aleatória de 6,5,4,3,2,1,2,3,4,5 ou 1,1,1,1,1,1,1,1,1,1. Apesar de coerente, ou compressível (podendo ser expressa de um modo mais comprimido que a seqüência inteira), a seqüência não-aleatória é estocástica, pois surgiu através de um evento aleatório: o lançar de dados.

Sinais coletados de eletroencefalografia são estocásticos, pois são sinais aleatórios indexados por elementos de tempo pertencentes a determinado intervalo temporal. Mais genericamente, segundo Montroll [3] e Nelson [4], qualquer tipo de evolução temporal (determinística ou essencialmente probabilística) que seja analisável em termos de probabilidade pode ser chamada de processo estocástico.

## 1.1 **Eletroencefalograma**

As atividades elétricas encontradas no cérebro são uma consequência do fluxo de correntes iônicas desencadeadas por potenciais de ação que ocorrem em função de estímulos sensoriais, execução de tarefas, pensamentos etc. Ao registro eletrográfico de atividades cerebrais no escalpo dá-se o nome de eletroencefalografia (EEG).

Tais sinais foram exibidos pela primeira vez por Hans Berger<sup>1</sup> em 1929, como mostra

---

<sup>1</sup>(1873-1941) Neuropsiquiatra, nascido em Neuses na Alemanha, inventor do EEG [5]

a Fig. 1 [6]. Neste trabalho pioneiro, e em muitos dos subsequentes, a fotografia era utilizada para registrar a deflexão do feixe de luz no galvanômetro, o que constituía uma tarefa bastante árdua. Nos anos da década de 1930, este instrumento foi substituído pelos amplificadores a válvula, sendo a atividade exibida em osciloscópios e fotografada. As atualmente denominadas penas registradoras tornaram-se disponíveis a partir da década de 1940, permitindo, assim, um registro imediato e permanente do EEG [7]. Além disto, nesta época, o emprego de amplificadores diferenciais eliminou grande parte da interferência devido a fontes externas. A partir de então, poucas alterações na técnica básica de registro foram observadas, sendo grande parte dos esforços técnicos direcionados para o projeto e montagem de eletroencefalógrafos multicanais.



Figura 1: EEG registrado por Hans Berger [6].

O EEG pode ser usado para a interface cérebro-computador (ICC), onde um sistema permitiria que uma pessoa controlasse um computador usando apenas suas ondas cerebrais, abordagem esta que pode ser útil, por exemplo, para a comunicação de pacientes paralisados. A paralisia, total ou parcial, pode ocorrer em consequência de derrame na região do tronco encefálico, paralisia cerebral, esclerose lateral amiotrófica, etc. Outrossim, foi demonstrado que pacientes em estado locked in, condição na qual o paciente está acordado e consciente, mas não consegue se mover ou comunicar devido à paralisia completa, aprenderam a se comunicar através de interface que interpreta os sinais EEG [8].

A eletroencefalografia é uma técnica por meio da qual uma amostragem espacial da distribuição de potencial elétrico, gerado por grandes grupos de neurônios com árvores de dendritos perpendiculares ao crânio, é adquirida em diferentes regiões do escalpo [6].

Os sinais obtidos desta técnica possuem uma baixa relação sinal-ruído (SNR), que é devido às atividades de fundo e artefatos de movimento de olhos e músculos, e também possui uma baixa resolução espacial, devido ao espalhamento da atividade elétrica cerebral, por causa do volume condutor, entre as fontes cerebrais e o escalpo. Além disso, o número de eletrodos de registro é limitado.

Todavia, o EEG possui uma alta resolução temporal, se comparado com ferramentas de neuroimagem como as Imagens por Ressonância Magnética Nuclear funcional (fMRI<sup>2</sup>)

<sup>2</sup>Tipo especializado de MRI que grava mudanças na circulação sanguínea que está sendo usada em

e a Tomografia por Emissão de Pósitrons (PET<sup>3</sup>), além de portabilidade e facilidade no manuseio dos equipamentos e baixo custo de manutenção. E também, estudos mostram que existem correlações entre sinais EEG e movimentos executados ou imaginados [10]. Como exemplo, citam-se as implementações de ICC que usam potenciais corticais lentos (SCPs) [11], atividades coletadas durante imaginação de movimento [10] e respostas evocadas visuais usando P300, que são os que obtém maior troca de informações [12].

A literatura mostra que as diversas possibilidades de ICC possuem vários níveis de eficiência. Por exemplo, para alguns pacientes, a longa imobilidade e a degeneração das células piramidais<sup>4</sup> do córtex motor pode dificultar a produção de sinais a partir de movimentos imaginados. Da mesma maneira, em situações onde os danos são bastante extensos, todo o sistema visual pode se tornar comprometido: se os olhos não puderem ajustar o foco, a fóvea<sup>5</sup> não se moveria para inspecionar a cena visual, fato que rapidamente enfraqueceria as REs visuais [15]. E alguns métodos, como o de imaginação de movimentos que requerem algum treinamento anterior à utilização do sistema, podem se tornar proibitivos para pacientes com expectativa de vida reduzida.

## 1.2 **Córtex cerebral e lobos cerebrais**

No cérebro há uma distinção visível entre a massa cinzenta e a massa branca, constituída pelas fibras (axônios) que interligam os neurônios [16]. A substância cinzenta do cérebro é conhecida como córtex cerebral. As diferentes partes do córtex cerebral são divididas em áreas chamadas lobos cerebrais, tendo cada uma, funções diferenciadas e específicas [17].

Os lobos cerebrais, Fig. 2, recebem o nome de acordo com a sua localização em relação aos ossos do crânio, exceto o lobo da ínsula. Portanto, temos cinco lobos: frontal, temporal, parietal, occipital e o lobo da ínsula, que é o único que não se relaciona com nenhum osso do crânio, pois está situado profundamente no sulco lateral [17].

A divisão dos lobos não corresponde muito a uma divisão funcional, exceto pelo lobo occipital que parece estar relacionado somente com a visão [17].

O lobo frontal está localizado acima do sulco lateral e adiante do sulco central. Na

---

cada posição no cérebro, mostrando assim níveis de atividade.

<sup>3</sup>Exame que mostra, através da detecção de pósitrons de um elemento radioativo injetado no paciente, imagens da atividade metabólica do cérebro [9].

<sup>4</sup>Os maiores neurônios do córtex cerebral motor, cujos axônios vão até a medula espinhal [13].

<sup>5</sup>Localizada no eixo óptico do olho, em que se projeta a imagem do objeto focalizado. É a região da retina mais especializada para a visão de alta resolução [14].



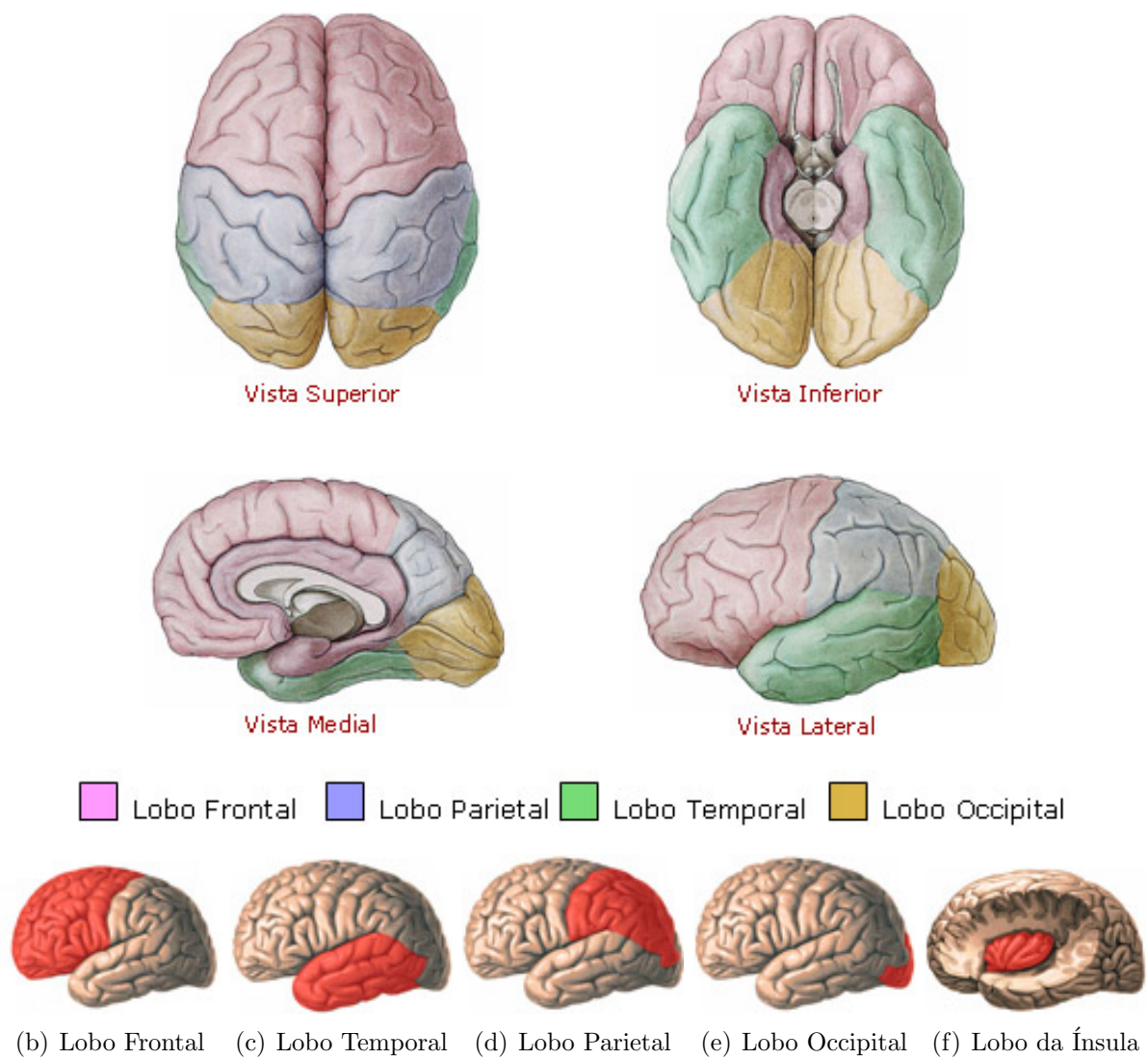


Figura 2: Lobos cerebrais [17].

face medial do cérebro, o limite anterior do lobo occipital é o sulco parieto-occipital. Na sua face súpero-lateral, este limite é arbitrariamente situado em uma linha imaginária que se une a terminação do sulco parieto-occipital, na borda superior do hemisfério, à incisura pré-occipital, situada na borda ínfero-lateral, cerca de 4 cm do pólo occipital. Do meio desta linha imaginária parte uma segunda linha imaginária em direção no ramo posterior do sulco lateral e que, juntamente com este ramo, limita o lobo temporal do lobo parietal.

### 1.2.1 Lobo Occipital

Os lobos occipitais estão localizados na parte inferior do cérebro. Coberta pelo córtex cerebral, esta área é também designada por córtex visual, porque processa os estímulos visuais. É constituída por várias subáreas que processam os dados visuais recebidos do exterior depois de terem passado pelo tálamo<sup>6</sup>. Depois de recebidas por esta área, denominada área visual primária, estes dados passam para a área visual secundária.

Na área visual secundária a informação recebida é comparada com os dados anteriores permitindo o reconhecimento de objetos, a área visual se comunica com outras áreas do cérebro que dão significado ao que vemos através de experiências do passado [19]. Por isso que um mesmo objeto é percebido de formas diferentes por pessoas diferentes.

Além disso, muitas vezes o cérebro é orientado para discriminar estímulos. Uma lesão na área visual primária provoca cegueira cortical, que é a incapacidade para receber informação dos estímulos visuais, ou perda da visão. E uma lesão na área visual secundária, que pode ser provocada por infarto, tumor ou trauma, provoca agnosia, que consiste na impossibilidade de reconhecer objetos e, em alguns casos, os rostos de pessoas conhecidas ou de familiares [20, 9].

### 1.2.2 Lobo Temporal

Os lobos temporais estão localizados na zona acima das orelhas tendo como principal função processar os estímulos auditivos. Tal como nos lobos occipitais, é uma área de associação que recebe os dados e, em interação com outras zonas do cérebro, lhes atribui um significado permitindo ao indivíduo reconhecer o que ouve.

---

<sup>6</sup>Responsável pela integração sensorial e motora, leva as informações de quatro sentidos (visão, audição, paladar e tato) para o córtex cerebral, e distribui informações motoras para o corpo [18]



e ativação do EEG em pacientes epiléticos [6].

## 1.4 Detecção Objetiva de Resposta (ORD)

O uso de ferramentas estatísticas na detecção de respostas periódicas em séries temporais remontam a áreas de destaque no processamento de sinais [25, 26, 27, 28]. Atualmente, os detectores de resposta objetiva merecem uma atenção especial, pois são aplicados em uma ampla gama de áreas como processamento de áudio[29], aeronáutica [30] e biomedicina [31, 32].

As técnicas ORD são um conjunto de ferramentas que permitem detectar periodicidades escondidas em ruídos de fundo quando comparados com um limiar estatístico. A Magnitude Quadrática da Coerência (MSC) [33], a Medida de Componente Síncrona (CSM) e o Teste F Espectral [34] são exemplos de técnicas ORD.

Em geral, técnicas de análise no domínio do tempo são preferíveis para respostas impulsivas, e técnicas no domínio da frequência são mais apropriadas para respostas repetitivas, mas, em ambas, métodos comparando o valor do sinal evocado com o ruído são robustos e poderosos [31].

## 1.5 Detecção Objetiva de Resposta Multivariável

De acordo com Aguirre [35], uma forma comum de reduzir os efeitos de ruído nos dados é tirando a média de dados correspondentes a ensaios que sejam tão similares quanto possível. Esse procedimento é conhecido como acumulação de amostras. Teoricamente, o efeito do ruído poderia ser totalmente eliminado se a média fosse tirada utilizando-se um número infinito de sinais.

As mesmas vantagens provenientes de se tirar a média de sinais temporais podem ser obtidas tirando-se a média de dados no domínio da frequência.

Baseando-se neste fato e na pressuposição de que o EEG de fundo é um ruído aleatório com média zero, ou seja, um ruído branco, as técnicas de Detecção Objetiva de Resposta Multivariável (MORD) utilizam vários sinais (canais ou eletrodos) coletados ao mesmo tempo para se aumentar a SNR.

Destá forma os efeitos do ruído tendem a se cancelar, uma vez que o ruído não tem nenhuma tendência. Por outro lado, aquilo que é consistente nos dados, i.e., a parte

determinística do sinal e que contém informações sobre a dinâmica do processo a ser identificado, é preservado pelo processo de média [35].

É importante salientar que o aumento do número de eletrodos na análise nem sempre resultará em um melhor resultado. Ao se utilizar um canal em que a SNR é muito baixa os efeitos do ruído podem tornar a análise pior, prejudicando assim a detecção da RE.

## *2 Objetivo deste trabalho*

Este trabalho visa ao desenvolvimento e aprimoramento de técnicas, baseadas na função de coerência e outras pertencentes a classe de detecção objetiva de resposta univariável e multivariável, para investigar a inter-relação no EEG.

A metodologia desenvolvida será, em seguida, aplicada ao EEG coletado durante foto estimulação intermitente (FEI) e estimulação auditiva, com vistas a obter melhoras na detecção de respostas evocadas.

Dado o objetivo geral, tem-se como objetivos específicos:

- Estudo do melhor tamanho de janela utilizado na detecção de RE;
- Análise do desempenho dos detectores com relação ao tempo mínimo para se detectar uma RE;
- Expansão para o caso multivariável do Teste F Espectral.

## 3 *Materiais e Métodos*

### 3.1 Aquisição de Dados

#### 3.1.1 Sistema Internacional 10-20

Para coletar os sinais de EEG foi utilizado o sistema internacional 10-20 com 20 derivações. Conforme pode ser visto na Fig. 4, este sistema padroniza o posicionamento dos eletrodos que são colocados no escalpo de cada paciente e a designação de cada eletrodo.

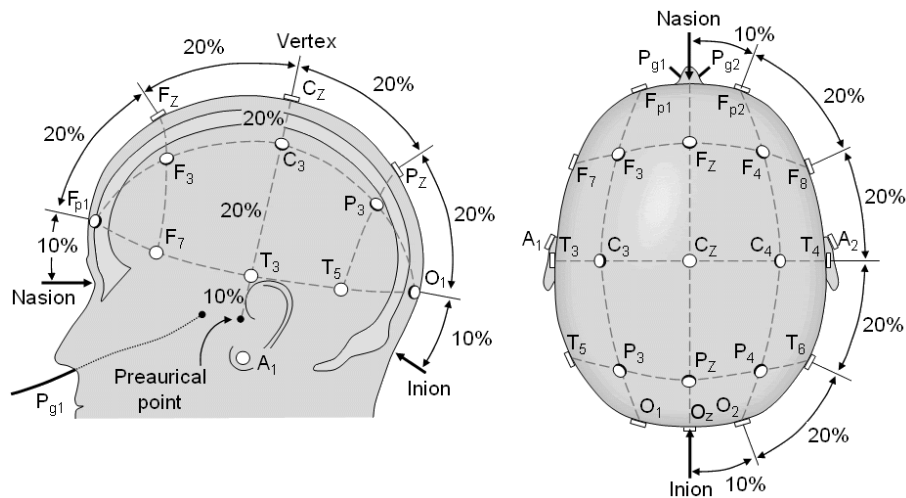


Figura 4: Posicionamento dos eletrodos no escalpo de acordo com o sistema internacional 10-20 (Modificado de [36]).

#### 3.1.2 Sinais de Estimulação

Na FEI os estímulos foram gerados pelo software que acompanha o amplificador de sinais na frequência de 6 ciclos por segundo durante aproximadamente 30 segundos, precedidos de um período sem estimulação de igual duração.

Para o caso da estimulação auditiva, os estímulos constituem de um tom senoidal

puro modulado em amplitude (tom AM). A frequência da moduladora foi de 31,1323Hz e da portadora foi de 500Hz. Esses estímulos foram gerados por software no ambiente MATLAB, e mais informações podem ser encontradas em [37]. No total, foram obtidos 44 exames para uso neste trabalho.

A Fig. 5 mostra os sinais de estimulação utilizados durante os exames. Por se tratar de uma onda senoidal modulada, as frequências do estímulo auditivo estão em torno de 1000Hz (duas vezes a portadora), além de estarem próximas do eixo dos zeros. É importante notar que, por se tratar de uma onda senoidal modulada, a quantidade de harmônicos geradas é baixa, diferente do sinal de estimulação visual, que, por se tratar de uma onda quadrada, gera diversos harmônicos durante a estimulação, fazendo com que os sinais coletados de FEI também contenham diversos harmônicos.

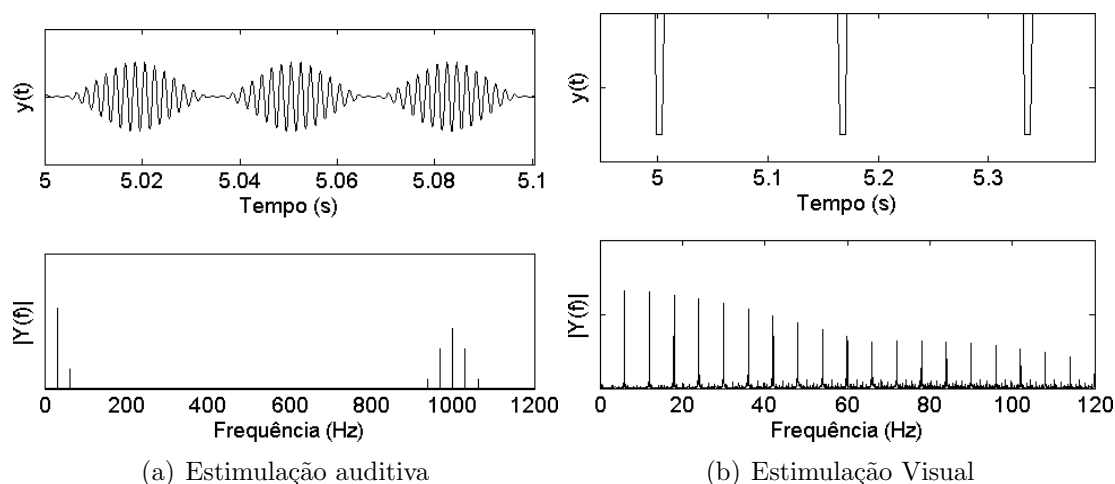


Figura 5: Sinais de estimulação e respectivas transformadas de Fourier.

### 3.1.3 Sinais de EEG

Os sinais de EEG utilizados para o estudo foram coletados pelos alunos Athos P. Garcia, Augusto C. F. Ferreira e Luciana R. Nicácio na Universidade Federal de Viçosa e são referentes a 19 indivíduos normais sem histórico de patologias neurológicas na faixa etária de 18 a 29 anos. O experimento foi conduzido de acordo com aprovação do comitê de ética e todos os pacientes assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido.

Os sinais foram coletados usando o amplificador de sinais biológicos (BrainNet BNT-36), mostrado na Fig. 6, com filtro passa-alta e passa-baixa de 0,1 e 100 Hz, respectivamente, e frequência de amostragem de 600 Hz. Foi utilizado o Sistema Internacional 10-20 com 20 canais e referência biauricular, e os voluntários foram postos sentados dentro de



uma cabine audiométrica. Após a aquisição os dados coletados para estimulação auditiva foram referenciados ao eletrodo Oz, e os dados referentes a FEI foram referenciados ao eletrodo Cz.



Figura 6: BrainNet BNT 36 (Fonte [38]).

## 3.2 Processamento de Sinais

### 3.2.1 Magnitude Quadrática da Coerência (MSC)

A função coerência, também denominada coerência complexa, entre dois sinais  $x(n)$  e  $y(n)$  é definida por [39, 33]:

$$\gamma_{xy}(f) = \frac{P_{xy}(f)}{\sqrt{P_{xx}(f)}\sqrt{P_{yy}(f)}} \quad (3.1)$$

onde  $P_{xy}(f)$  é a densidade espectral de potência (PSD) cruzada entre os dois sinais e  $P_{xx}(f)$  e  $P_{yy}(f)$  são suas PSD's individuais.

A função coerência pode ser vista como o espectro da correlação cruzada entre os sinais e indica o quanto há de dependência linear entre os componentes harmônicos destes sinais.

A coerência estimada entre dois sinais aleatórios, discretos no domínio do tempo, e de tamanho finito,  $x[k]$  e  $y[k]$ , pode ser obtida ao se utilizar a abordagem de se dividir os sinais em  $M$  segmentos, a partir do quadrado do módulo da equação em 3.1, como [40]:

$$\hat{\gamma}_{xy}^2(f) = \frac{\left| \sum_{i=1}^M X_i^*(f) Y_i(f) \right|^2}{\sum_{i=1}^M |X_i(f)|^2 \sum_{i=1}^M |Y_i(f)|^2} \quad (3.2)$$

onde “ $\wedge$ ” e “ $*$ ” denotam, respectivamente, estimado e conjugado complexo.  $X_i(f)$  e  $Y_i(f)$  são as transformadas de Fourier da  $i$ -ésima janela (segmento) dos dados segmentados e  $M$  é o número de janelas utilizadas na estimativa.

De acordo coma Fig. 7 e considerando que a entrada é um sinal periódico e determinístico (e.g. estimulação periódica), o valor de  $X_i(f)$  será o mesmo em cada janela utilizada, assim a MSC entre a entrada (estimulação) e a saída (canais do EEG) pode ser estimada usando apenas o último sinal [41, 39, 42]

$$MSC(f) = \frac{\left| \sum_{i=1}^M Y_i(f) \right|^2}{M \sum_{i=1}^M |Y_i(f)|^2} \quad (3.3)$$

A hipótese nula da falta de respostas evocadas é alcançada mediante a fixação de  $H(f)$  em zero no modelo da Fig. 7.

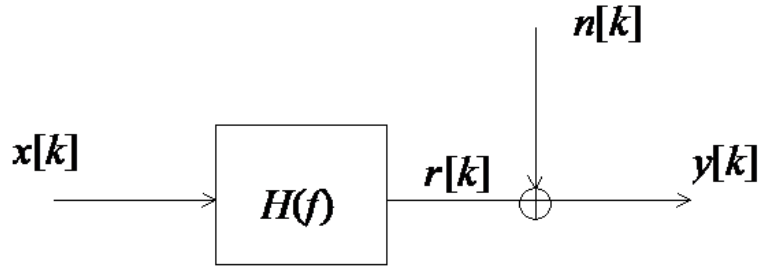


Figura 7: Modelo para EEG sob estimulação. Onde  $x[k]$  é o sinal de estimulação que é filtrado por  $H(f)$  resultando na RE  $r[k]$ . O sinal de EEG  $y[k]$  é composto pela RE somada de atividade de fundo de EEG  $n[k]$  [42].

O que faz com que  $y[k]$  tenha média zero, com distribuição Gaussiana ( $y[k] = n[k]$ ) e o valor crítico, que é um limiar estatístico onde o valor do detector pode ser considerado significativamente diferente de zero, pode ser obtido. Admitindo um nível de significância  $\alpha$ , o valor crítico para a MSC é [43]:

$$MSC_{critico} = 1 - \alpha^{\frac{1}{M-1}} \quad (3.4)$$

Se o valor da  $MSC(f)$  for maior que o valor de  $MSC_{critico}$ , então pode-se assumir que uma resposta coerente ocorreu nesta frequência, com um nível de significância  $\alpha$ . Como o valor de  $MSC_{critico}$  não depende da relação sinal ruído (SNR) ou da forma da resposta, a MSC é chamada de um detector de razão falso-positivo constante (*constant*

*false alarm rate* - CFAR) [44], ou seja, espera-se que a probabilidade de detectar um engano (probabilidade de falso-positivo) seja constante e igual ao nível de significância do teste.

### 3.2.2 Medida de Componente Síncrona (CSM)

A CSM de um sinal discreto no domínio do tempo  $y[k]$  é dada por [45]:

$$CSM(f) = \left[ \frac{1}{M} \sum_{i=1}^M \cos(\theta_i(f)) \right]^2 + \left[ \frac{1}{M} \sum_{i=1}^M \sin(\theta_i(f)) \right]^2 \quad (3.5)$$

onde  $\theta_i(f)$  é o ângulo de fase na frequência  $f$  da  $i$ -ésima janela da Transformada de Fourier de  $y[k]$ , que é dividido em  $M$  segmentos de mesmo tamanho.

Para o caso particular onde o sinal  $y[k]$  possui uma componente periódica, o ângulo de fase  $\theta_i(f)$  na frequência desta componente terá o mesmo valor em todas as  $M$  janelas, fazendo com que a  $CSM(f)$  tenha um valor unitário. Por outro lado, um sinal não periódico terá valores de  $\theta_i(f)$  uniformemente distribuídos entre 0 e  $2\pi$ , fazendo com que a soma dos senos e cossenos tenham a tendência de se cancelar na equação 3.5, o que faz com que a  $CSM(f)$  seja próxima de zero. Se os valores de  $\theta_i(f)$  forem considerados como ângulos de  $M$  vetores unitários, então a CSM pode ser interpretada como a distância quadrática do centro de massa de tais vetores [46].

Assim como a MSC, a CSM pode ser considerada significativamente diferente de zero quando comparada com seu limiar estatístico. O valor crítico da CSM pode ser obtido com base na seguinte relação assintótica que envolve a distribuição qui-quadrado com dois graus de liberdade [47]:

$$2M \cdot CSM(f) \sim \chi_2^2 \quad (3.6)$$

onde “ $\sim$ ” significa “distribuído como”. E com um pouco de algebrismo o valor crítico da CSM pode ser obtido a partir da seguinte equação:

$$CSM_{crit} = \frac{\ln \frac{1}{\alpha}}{M} \quad (3.7)$$

### 3.2.3 Teste F Espectral

De acordo com Zurek [48], as estimativas espectrais para a frequência de estímulo e para as frequências na sua vizinhança possuem distribuição qui-quadrado. Desta forma, a sua razão pode ser testada com uma estatística F, como na análise de variância. Para cada frequência, a potência medida é a soma quadrática de duas variáveis independentes (componentes real e imaginária).

Assim, para a frequência de estímulo, a estimativa de energia é uma variável qui-quadrado com 2 graus de liberdade. Se for estimada a potência do ruído entre as  $L$  frequências vizinhas, esta estimativa não tendenciosa é uma variável qui-quadrado com  $2L$  graus de liberdade [49]. Assim o Teste F, para uma dada frequência  $f_0$ , pode ser definido como:

$$\hat{\phi}_y(f_0) = \frac{|Y(f_0)|^2}{\frac{1}{L} \sum_{i=0-L/2}^{0+L/2} |Y(f_i)|^2}, i \neq 0 \quad (3.8)$$

onde “^” denota valor estimado,  $Y(f_0)$  é a Transformada de Fourier do sinal  $y[k]$  na frequência  $f_0$  e  $Y(f_i)$ ,  $i \neq 0$  é a Transformada de Fourier das  $L$  frequências vizinhas a  $f_0$ . Assume-se que o valor de  $L$  em 3.8 seja par, um número ímpar poderia ser usado, mas isto resultaria em um número de frequências diferentes acima e abaixo de  $f_0$ . Este método é proposto para analisar se a frequência  $f_0$  é estatisticamente diferente das suas frequências vizinhas, assumindo que essas frequências sejam provenientes de ruído branco.

Para o caso de se dividir o sinal em  $M$  janelas (segmentos), a média no domínio da frequência é um método para se aumentar a SNR do sinal [35]. Dessa forma temos:

$$\hat{\phi}_y(f_0) = \frac{\left| \frac{1}{M} \sum_{k=1}^M Y_k(f_0) \right|^2}{\frac{1}{L} \sum_{j=0-L/2}^{0+L/2} \left| \frac{1}{M} \sum_{k=1}^M Y_k(f_j) \right|^2} = \frac{\left| \sum_{k=1}^M Y_k(f_0) \right|^2}{\frac{1}{L} \sum_{i=0-L/2}^{0+L/2} \left| \sum_{k=1}^M Y_k(f_i) \right|^2}, i \neq 0 \quad (3.9)$$

Para a hipótese nula da ausência de resposta na Fig. 7, a distribuição de  $\hat{\phi}_y(f_0)$  fica como [34]:

$$\hat{\phi}_y(f_0)|_{H_0} \sim F_{2,2L} \quad (3.10)$$

onde “ $\sim$ ” significa “distribuído como” e  $F_{2,2L}$  é a distribuição F com 2 e  $2L$  graus de liberdade. A distribuição em 3.10 é facilmente obtida, pois cada magnitude quadrática da Transformada de Fourier em 3.8 é proporcional a uma distribuição qui-quadrado independente com dois graus de liberdade e com a mesma variância. A função densidade de probabilidade em 3.8 permite obter o valor crítico de acordo com:

$$\int_0^{\hat{\phi}_y(f_0)_{crit}} P_{\hat{\phi}_y(f_0)}(z) dz = \int_0^{\hat{\phi}_y(f_0)_{crit}} \left(1 + \frac{1}{L}z\right)^{-(L+1)} dz = 1 - \alpha \quad (3.11)$$

onde  $\hat{\phi}_y(f_0)_{crit}$  é o valor crítico para um dado nível de significância  $\alpha$ . Logo, o valor crítico para o Teste F é dado por:

$$\hat{\phi}_y(f_0)_{crit} = L \left( \alpha^{-\frac{1}{L}} - 1 \right) \quad (3.12)$$

É importante notar que a quantidade de janelas utilizadas para análise não interfere no valor crítico do teste.

### 3.2.4 Teste F - Expansão para o caso Multivariável

Fazendo a média no domínio da frequência para N canais (ou sinais), através da equação 3.8 temos:

$$\hat{\phi}_N(f_0) = \frac{\sum_{j=1}^N \left| \sum_{k=1}^M Y_k(f_0) \right|^2}{\sum_{j=1}^N \left[ \frac{1}{L} \sum_{i=0-L/2}^{0+L/2} \left| \sum_{k=1}^M Y_k(f_i) \right|^2 \right]}, i \neq 0 \quad (3.13)$$

Para a hipótese nula da ausência de resposta na Fig. 7, a distribuição de  $\hat{\phi}_y(f_0)$  fica como:

$$\hat{\phi}_N(f_0)|_{H_0} \sim F_{2N,2NL} \quad (3.14)$$

Para se verificar a confiabilidade desse valor teórico, foram feitos testes através de simulações de Monte Carlo para se obter o valor crítico de forma experimental. O método de Monte Carlo é uma técnica que envolve o uso de números aleatórios e a probabilidade

de se resolver um dado problema. O termo Monte Carlo foi criado por N. Metropolis e S. Ulam em referência aos jogos de azar que eram populares em Monte Carlo, Mônaco [50, 51].

Através de 10.000 simulações de Monte Carlo, com sinais de tamanho variado, o valor do detector foi estimado para cada sinal usando a eq. 3.13. Em seguida, o 99º percentil<sup>1</sup> foi calculado, e este foi o valor crítico experimental com 1% de significância estatística. A simulação foi feita para um número crescente de  $L$  e os valores comparativos entre a teoria e a simulação são mostrados na Fig. 8.

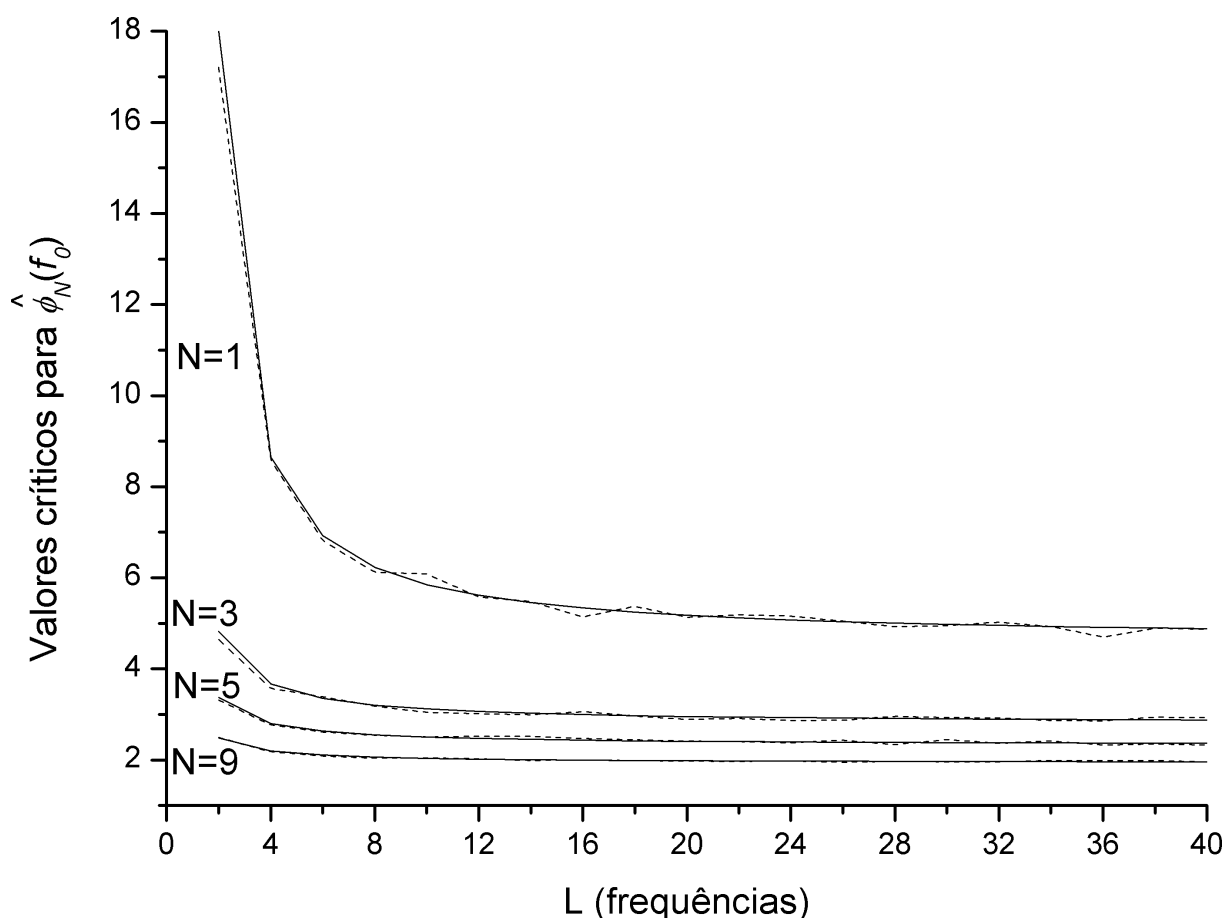


Figura 8: Valores críticos de  $\hat{\phi}_y(f_0)$  em função de  $L$ , com 1% de significância, para  $N$  canais. A linha sólida representa os valores teóricos e a linha pontilhada representa os valores obtidos a partir de 10.000 sinais simulados com o método de Monte Carlo.

É importante ressaltar que os sinais simulados são constituídos apenas de ruído, desta forma o valor crítico representa o 99º percentil de uma frequência aleatória pertencente a um sinal não tendencioso. Deve-se notar também que o número de janelas utilizadas não interfere no valor crítico, pois o tamanho dos sinais foi variado durante a análise, resultando em quantidades diferentes de janelas por simulação.

<sup>1</sup>O percentil  $p$  é um valor tal que pelo menos  $p\%$  dos dados são menores ou iguais a este valor [52].

A simulação de Monte Carlo é apropriada para obter o valor crítico para detectores ORD, pois as curvas simulada e teórica se sobrepõem na Fig. 8.

Neste trabalho o valor escolhido para  $L$  foi de 20 frequências vizinhas, pois, como mostrado na Fig. 8, representa um ponto em que o valor crítico, para  $N = 1$ , se aproxima do limiar tendencioso da curva, e para manter um padrão esse valor foi mantido.

## 4 *Resultados e Discussões*

### 4.1 Teste F sem janelamento

As Figs. 9 e 10 representam, respectivamente, amostras do Teste F aplicado para estimulação auditiva (31,1323Hz) e FEI (6Hz). Nota-se neste exemplo que, para a estimulação auditiva, o Teste F obteve uma resposta significativa para a frequência de estimulação, porém sem detecção de harmônicos, como explicado na seção 3.1.2. Para a FEI o detector obteve uma resposta significativa para a frequência de estimulação e seus harmônicos.

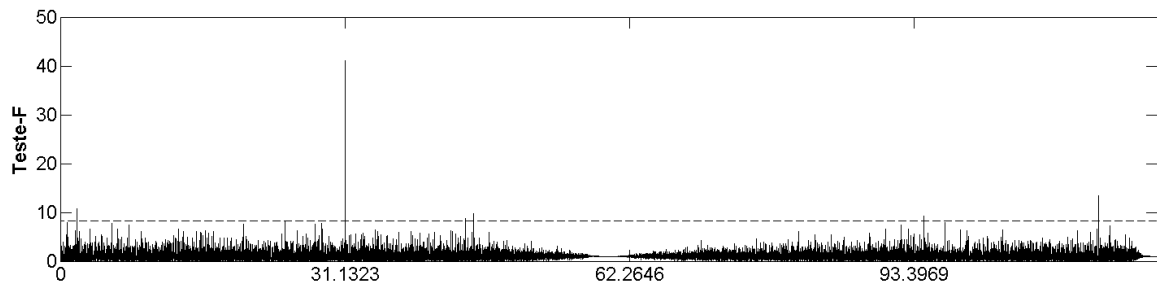


Figura 9: Valores obtidos para o Teste F, para o exame BEB01. Estímulo auditivo aplicado na frequência de 31,1323Hz.

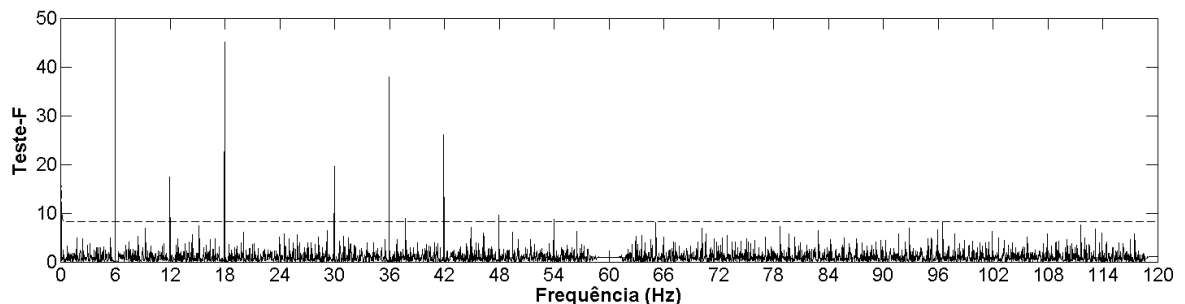


Figura 10: Valores obtidos para o Teste F, para o exame RFF01\_02. A FEI foi aplicada na frequência de 6Hz.

Os casos típicos apresentados nas Figs.9 e 10 são representativos de um comportamento que se perpetuou em toda a população do estudo.



### 4.1.1 Teste de Desempenho

Nesta sessão, o desempenho do detector será analisado com relação ao tempo necessário para o detector reconhecer a frequência de estímulo. Para se fazer a análise, o sinal será dividido em M segmentos (janelas) de mesmo tamanho e, em seguida, será feita uma análise para um tamanho crescente do sinal.

Inicialmente o Teste F é aplicado para o sinal como sendo apenas o primeiro segmento, em seguida é feita a verificação do valor do detector em relação ao valor crítico. Se o valor do detector for superior ao crítico, o contador de detecções é incrementado, caso contrário, o contador é zerado. Após isso, é realizado o Teste F para o sinal com o primeiro e o segundo segmentos, e a verificação do valor do detector é feita da mesma forma que a anterior, e assim sucessivamente sem uso de promediações, pois a junção dos segmentos é tratada como sendo o sinal completo.

Se o valor do contador de detecções for igual ao estabelecido para análise, neste trabalho escolhida arbitrariamente como três, a análise é parada e a quantidade de segmentos necessários para a detecção é retornado.

As Tabelas 1 e 2 mostram, respectivamente, alguns dos resultados obtidos com essa análise para estimulação auditiva (31,1323Hz) e FEI (6Hz).

Tabela 1: Tamanho do sinal necessário para haver 3 detecções seguidas usando o Teste-F para estimulação auditiva. Os valores são referentes a quantidade de janelas de sinal necessária, sendo cada janela de 1.7067 segundos.

Canal	Exame							
	BEB01	DPS01	FM11	FM18	JAS01	MFS01	MFS10	MFS14
F7	68	-	-	-	-	39	-	-
T3	54	-	-	47	30	61	-	-
T5	12	50	11	21	17	22	16	18
Fp1	26	54	-	-	-	35	30	17
F3	30	-	-	40	-	-	-	32
C3	57	-	-	-	-	-	26	40
P3	11	17	9	31	37	20	19	47
O1	24	22	15	58	12	11	9	8
F8	-	-	-	11	-	60	-	-
T4	-	-	-	13	-	47	-	-
T6	7	26	67	12	12	6	7	19
Fp2	-	78	-	23	-	46	26	29
F4	25	69	-	-	15	47	-	61
C4	-	-	7	13	62	-	-	-
P4	9	-	9	19	46	16	8	23
O2	6	22	60	32	31	7	16	18
Cz	17	-	45	35	51	31	-	33
Fz	24	9	9	24	42	19	21	49
Pz	24	21	16	41	12	8	19	8

Tabela 2: Tamanho do sinal necessário para haver 3 detecções seguidas usando o Teste-F para FEI. Os valores são referentes a quantidade de janelas de sinal necessária, sendo cada janela de 1 segundo.

Canal	Exame							
	ACFF02_06	APG16_01	FP02_07	LRN01_01	LRN01_07	PVL01_02	RFF01_02	RFF02_02
F7	17	-	-	12	25	-	-	-
T3	15	15	21	21	-	-	28	23
T5	13	13	13	8	10	6	9	13
Fp1	28	17	-	6	7	-	17	24
F3	13	-	-	-	25	12	-	-
C3	12	-	-	-	29	-	25	23
P3	12	-	12	11	7	8	6	12
O1	18	29	12	9	8	6	6	12
F8	15	12	-	23	21	-	-	-
T4	14	5	-	-	26	7	18	-
T6	14	6	13	11	18	5	11	18
Fp2	-	20	-	7	9	-	18	23
F4	15	20	-	-	-	21	-	-
C4	12	5	-	-	22	7	-	-
P4	13	4	-	11	12	6	10	16
O2	18	6	15	8	7	5	6	15
Fz	14	-	-	-	12	24	-	-
Pz	14	27	28	-	21	27	9	12
Oz	-	29	15	9	7	5	6	12

Cada segmento para a estimulação auditiva representa 1.7067 segundos, pois os estímulos são gerados de tal forma que as janelas ideais para análise sejam múltiplas de 1024 pontos. Para a FEI cada segmento representa 1 segundo, pois o tamanho dos segmentos utilizado foi igual a frequência de amostragem.

A Tabela 3 mostra a taxa de detecção por canal para os dois estímulos. Para a estimulação auditiva os canais T5, P3, O1, T6, O2, P4, Fz e Pz são os canais que obtiveram mais respostas. Para a FEI os canais O1, O2, Oz, P3, T5 e T6 obtiveram mais respostas, fato este já esperado, pois os eletrodos estão localizados perto dos lobos occipitais.

## 4.2 Análise do Melhor Tamanho de Janela - CSM, MSC e Teste F

Nesta sessão, um estudo dos comportamentos da MSC, CSM e do Teste F para diferentes tamanhos de janela foi realizado. Nesse sentido, os valores médios dos detectores, na frequência fundamental (6 Hz), foram avaliados para cada tamanho de janela.

Na Fig. 11 o desempenho dos detectores, para a frequência de estimulação, é mostrado no eixo das ordenadas e o tamanho da janela utilizado, em segundos, no eixo das abscissas.

Tabela 3: Taxa de detecção para o Teste F sem janelamento. Essa taxa indica quantos exames foram detectados em cada canal

Canal	Taxa de detecção (%)	
	FEI	Auditivo
F7	19,0	21,4
T3	47,6	50,0
T5	66,7	92,9
Fp1	38,1	42,9
F3	23,8	28,6
C3	28,6	28,6
P3	57,1	92,9
O1	66,7	92,9
F8	23,8	21,4
T4	42,9	35,7
T6	71,4	92,9
Fp2	28,6	42,9
F4	23,8	35,7
C4	28,6	35,7
P4	52,4	92,9
O2	71,4	92,9
Cz	-	57,1
Fz	23,8	92,9
Pz	52,4	100,0
Oz	61,9	-

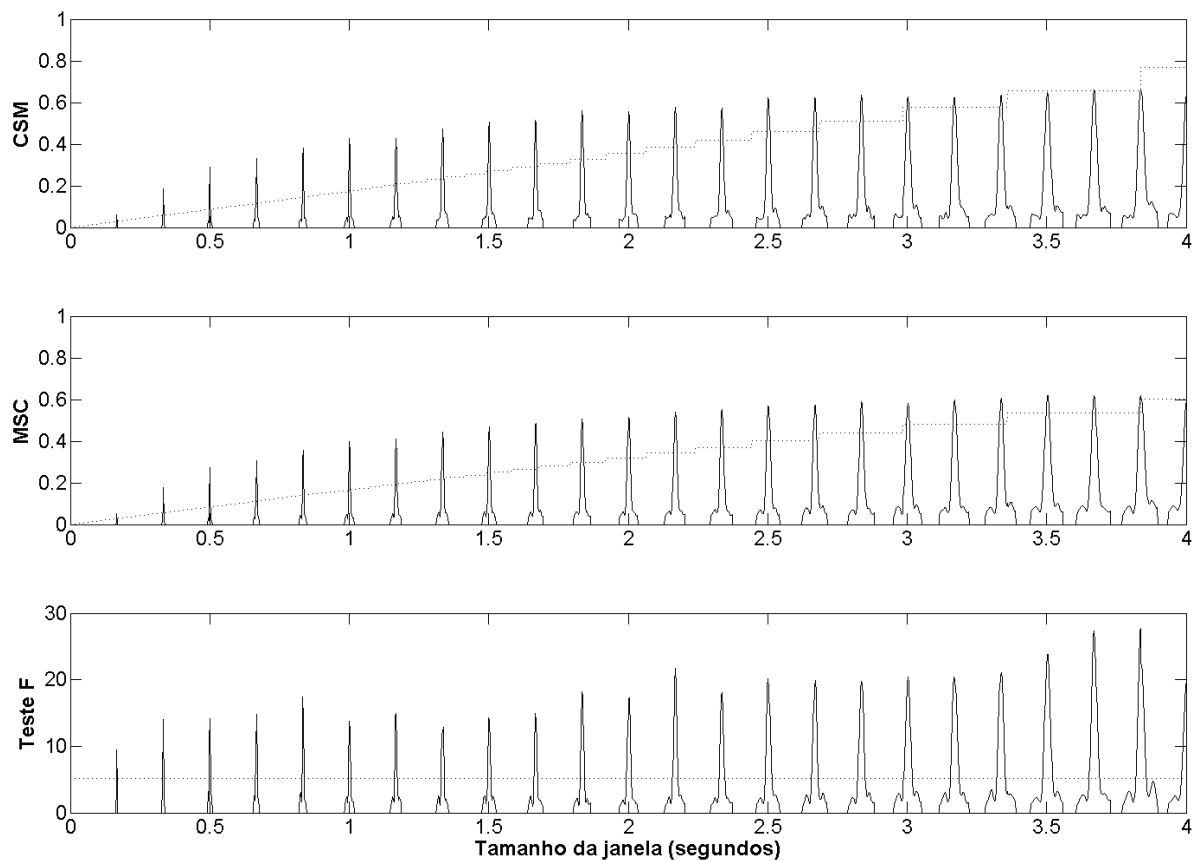


Figura 11: Em linha contínua é mostrada a média dos valores obtidos para a CSM, a MSC e o Teste F, na frequência de estímulo (6Hz) para os exames sob FEI, e em linha pontilhada os valores críticos. O eixo das abscissas representa o tamanho das janelas utilizadas para a análise, e o eixo das ordenadas o valor obtido em cada detector para a frequência de 6Hz

Nota-se pela Fig. 11, que a amplitude média dos detectores tende a aumentar com o número de pontos da janela. Porém os valores que maximizam a amplitude do detector são poucos, i.e. espaçados de 100 pontos. Ainda na Fig. 11, observa-se que a partir de dois segundos a amplitude média dos detectores praticamente se estagna. Para todos os tamanhos de janela utilizados a taxa de falso-positivo foi verificada e se manteve próxima de 1%, o mesmo valor da significância do teste.

É importante notar que o valor crítico para o Teste F depende apenas da quantidade de sinais utilizada e dos graus de liberdade, não dependendo do número de janelas utilizadas ou do tamanho das mesmas.

A Fig. 12 representa os valores obtidos para a CSM, a MSC e o Teste F, para o exame ACFF01\_12 de FEI e o tamanho da janela utilizado foi de 2 segundos. Pode-se perceber que, para a frequência de estímulo, a CSM obteve um valor maior, mas próximo do limiar estatístico, e que a MSC e o Teste F obtiveram valores maiores em relação aos seus respectivos limiares.

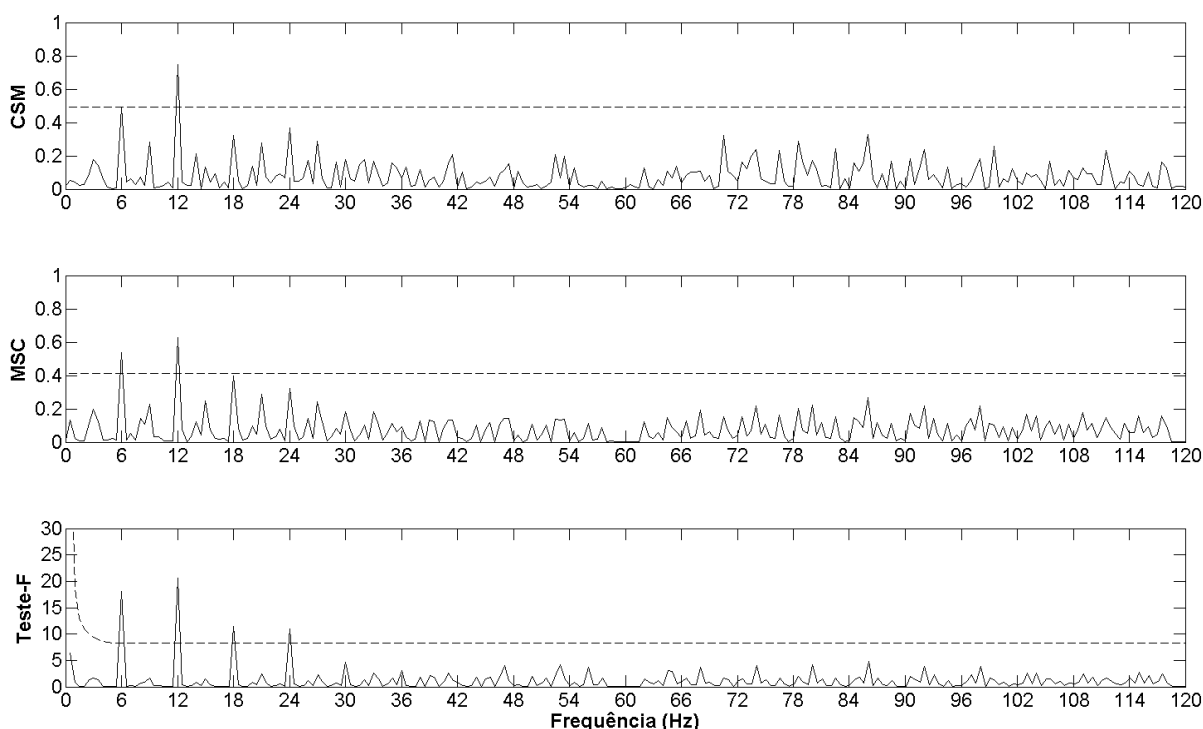


Figura 12: Valores obtidos para a CSM, a MSC e o Teste F, para o exame ACFF01\_12. A FEI foi aplicada na frequência de 6Hz e o tamanho de janela utilizado foi de 2 segundos.

Para a janela utilizada na Fig. 12, i.e. dois segundos, percebe-se que a MSC e CSM em 6 Hz e 12 Hz (harmônico) possuem valores acima do valor crítico, i.e. estatisticamente maiores que zero, para o Teste F as frequências de 6, 12, 18 e 24 Hz possuem valores acima do valor crítico. Para as frequências fora das harmônicas os valores dos detectores

são inferiores ao limiar, e para o Teste F, em sua maioria, próximo de zero.

Os resultados obtidos permitem concluir que aumentar o tamanho da janela aumenta o valor do detector até um limite. O caso típico mostrados na Fig. 12 é representativo do comportamento que se perpetuou em toda a população do estudo: tamanhos de janela proporcionais a metade frequência de amostragem levam a estimativas que possuem amplitude na fundamental do estímulo e elevada taxa de detecção nos harmônicos. Quando o número de pontos não seguiu esta regra, a amplitude da fundamental, em alguns casos, foi elevada, porém a taxa de detecção nos harmônicos foi reduzida.

Assim, conclui-se que um tamanho de janela de dois segundos é a melhor escolha para garantir elevada amplitude na fundamental do estímulo e alta taxa de detecção nos harmônicos, além de taxa de falso positivos na mesma faixa que o valor da significância para o teste.

Esses resultados podem ser extrapolados para outros tipos de estimulação - auditiva, somato-sensitiva etc. - uma vez que a característica de regime permanente dos estímulos é mantida.

### 4.2.1 Amostras com o Melhor Tamanho de Janela

Na Fig. 13, que representa os valores obtidos para a CSM, a MSC e o Teste F, para os exames LRN02\_04, à esquerda, e PVL02\_07, à direita, os valores dos três detectores possuem um comportamento similar ao da Fig. 12, sendo que para estes casos, a CSM obteve um valor mais significativo em relação ao seu limiar.

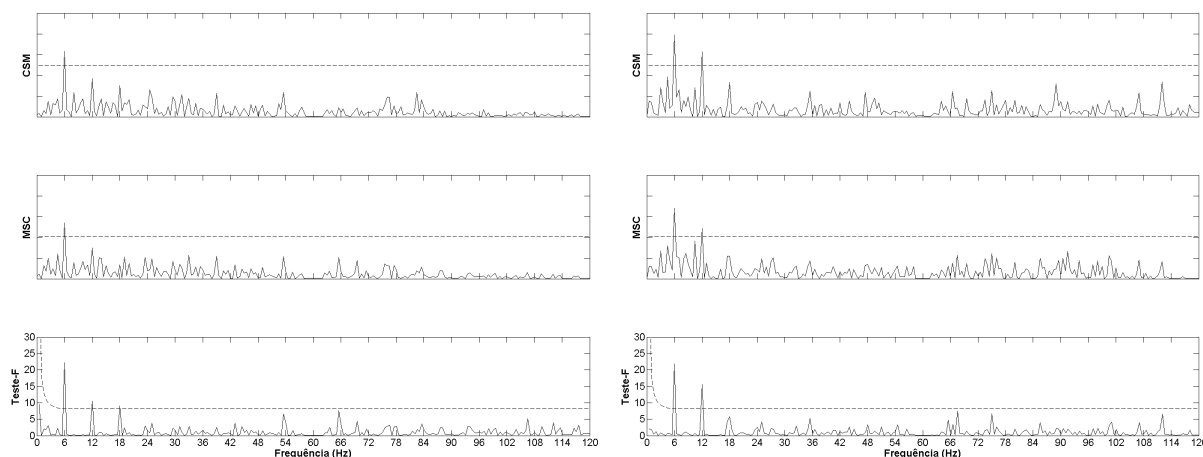


Figura 13: Valores obtidos para a CSM, a MSC e o Teste F, para os exames LRN02\_04, à esquerda, e PVL02\_07, à direita. A FEI foi aplicada na frequência de 6Hz e o tamanho de janela utilizado foi de 2 segundos

É importante notar que, nas figs. 12 e 13, o Teste F se destaca em relação a CSM e a MSC, pois o número de harmônicos detectados acima do limiar é superior, e as frequências provenientes do EEG de fundo (ruído branco) possuem mais valores próximos de zero.

Os valores para o Teste F mostrado, na Fig. 15 a seguir, foram normalizados de forma que a curva dos valores críticos para o Teste F ficasse no mesmo nível que a curva do valor crítico para a MSC. Portanto, para algumas frequências no Teste F, o valor do detector ultrapassa o limite superior da figura, o que não indica um valor percentual superior a 100%. Deve-se observar que o Teste F é uma razão entre a frequência analisada e a média de sua vizinhança, portanto seus valores são apenas relacionais e não percentuais.

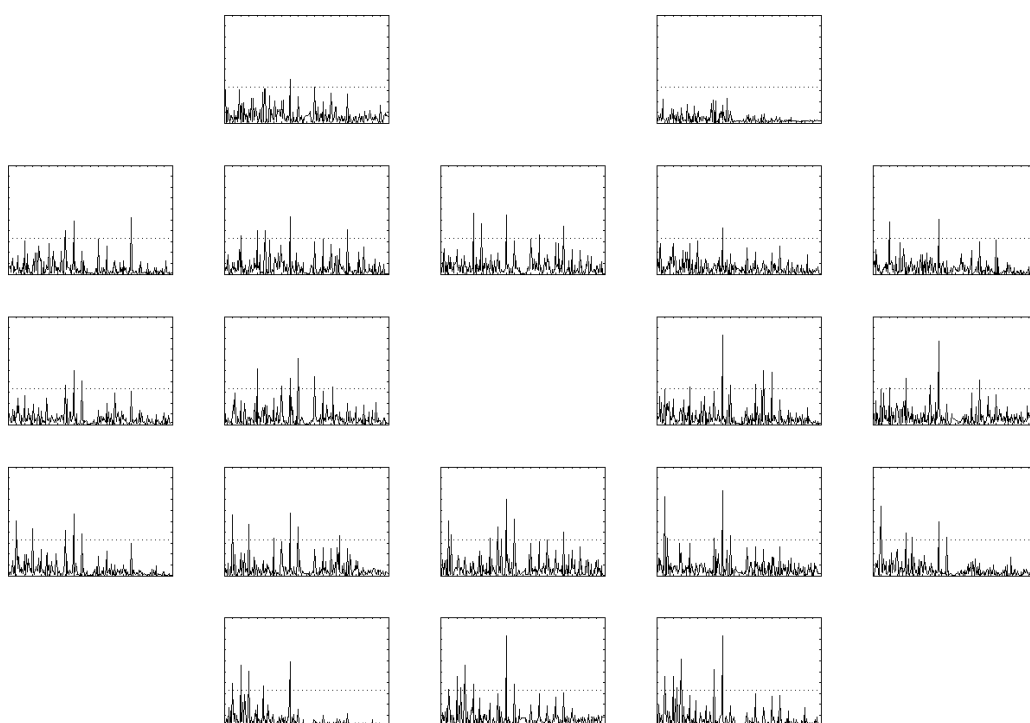


Figura 14: Valores obtidos usando a CSM, para o exame ACFF002\_09, em linha contínua e o valor crítico em linha pontilhada. A posição de cada gráfico indica a localização do respectivo eletrodo de acordo com a Fig. 4. O eixo das abscissas varia de 0 a 120 Hz.

A Fig. 16 mostra o mapa topográfico do escalpo, calculado a partir dos valores obtidos para cada detector na frequência de estimulação, neste caso 6 Hz. Para os três detectores o mapa topográfico do escalpo é similar, mostrando, como esperado, uma maior atividade cerebral na proximidade dos lobos occipitais. A barra de cores refere-se aos 3 mapas topográficos.

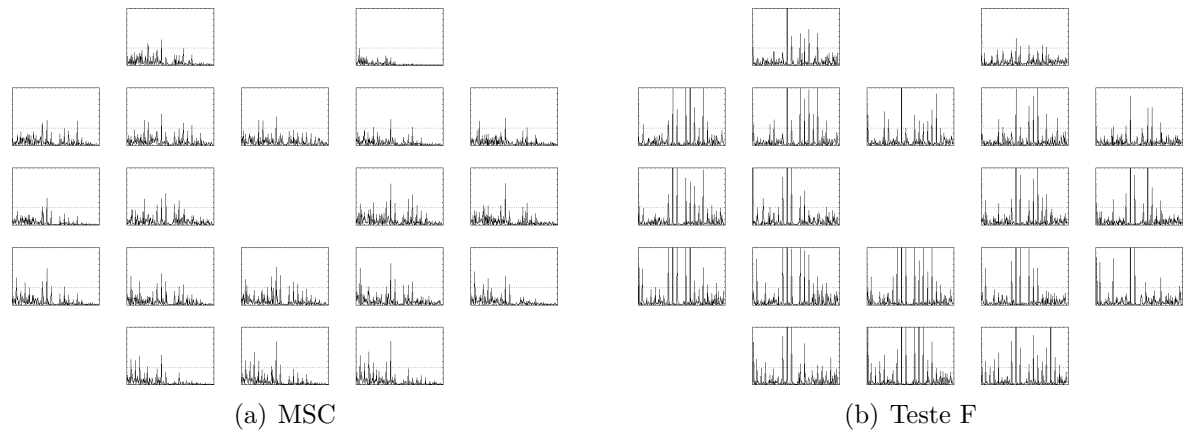


Figura 15: Valores obtidos usando a MSC e o Teste F, para o exame ACFF002\_09, em linha contínua e o valor crítico em linha pontilhada. A posição dos gráficos indica a localização de cada eletrodo de acordo com a Fig. 4. O eixo OX varia de 0 a 120 Hz

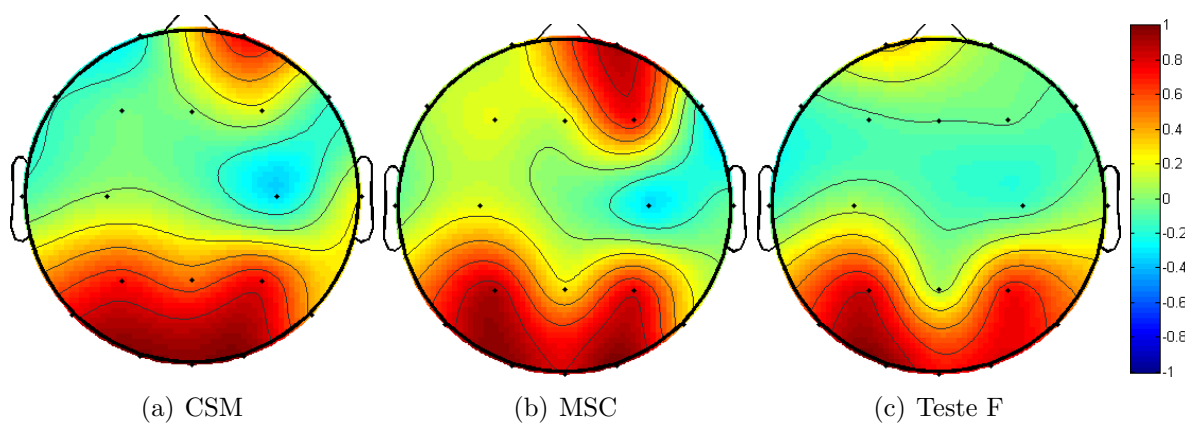


Figura 16: Mapa topográfico do escalpo. Valores obtidos para a CSM, a MSC e o Teste F para a frequência de estímulo, no exame ACFF002\_09. A FEI foi aplicada na frequência de 6Hz e o tamanho de janela utilizado foi de 2 segundos



### 4.3 Análise de Desempenho Comparativo

Nesta seção, uma análise do desempenho dos 3 detectores com janelamento será feita, para que se possa verificar o tempo de resposta obtido com cada um dos detectores.

Para se fazer a análise, o sinal será dividido em  $M$  segmentos (janelas) de mesmo tamanho (um segundo) e a análise será feita para um tamanho crescente do sinal.

Inicialmente o sinal é composto por apenas dois segmentos, e o valor dos detectores são calculados para este sinal. Logo após é feita a verificação do valor de cada detector com o seu respectivo limiar estatístico. Se o valor do detector for superior ao crítico, o contador de detecções é incrementado, caso contrário, o contador é zerado.

Em seguida o sinal passa a ser composto por três segmentos, e a mesma análise é feita. Seguindo esta sequência o número de segmentos no sinal analisado é crescente, e o valor dos detectores é comparado com seu respectivo limiar.

Se o valor do contador de detecções for igual ao estabelecido para análise, neste trabalho escolhida arbitrariamente como três, a análise é parada e a quantidade de segmentos necessários para a detecção é retornado.

A Fig. 17 representa o histograma da quantidade de detecções em função da quantidade de janelas necessárias para haver detecção.

Nota-se pela Fig. 17 a CSM não obteve êxito em detectar nenhum sinal com menos de 7 janelas, porém a quantidade de sinais detectados com qualquer número de janelas foi elevado, 193 entre 399 (48.4%). A MSC e o Teste F obtiveram êxito para detectar sinais com menos de 7 janelas, sendo o Teste F melhor para 4 e 5 janelas. Porém é importante notar que a quantidade de detecções geral no Teste F (167 entre 399 - 41.9%) foi inferior ao da MSC (209 entre 399 - 52.4%) e da CSM.

Na Tabela 4 é mostrado a taxa de detecção, para qualquer tamanho de sinal usado, para os três métodos.

### 4.4 Teste F - Expansão para o caso Multivariável

As curvas de probabilidade de detecção (PD) para  $\hat{\phi}_y(f_0)$  são mostrados na Fig. 18 em função da SNR para um valor crescente do número de canais ( $N$ ).

Pode-se notar que a PD aumenta com o aumento de  $N$  e da SNR do sinal. E para

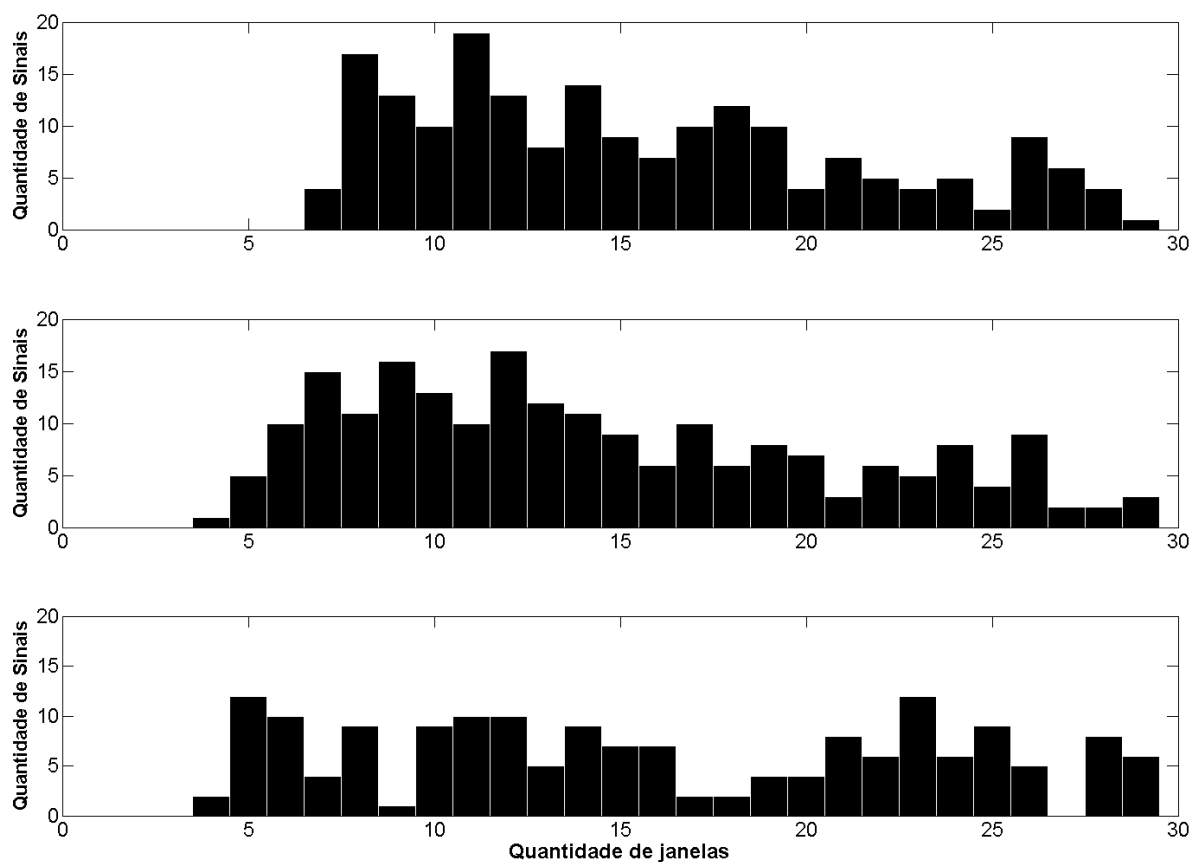


Figura 17: Histogramas da quantidade de sinais, em que houve detecção, em relação a quantidade de segmentos necessários para cada sinal detectar a estimulação (FEI). Na ordem vertical de cima para baixo: CSM, MSC e Teste F.

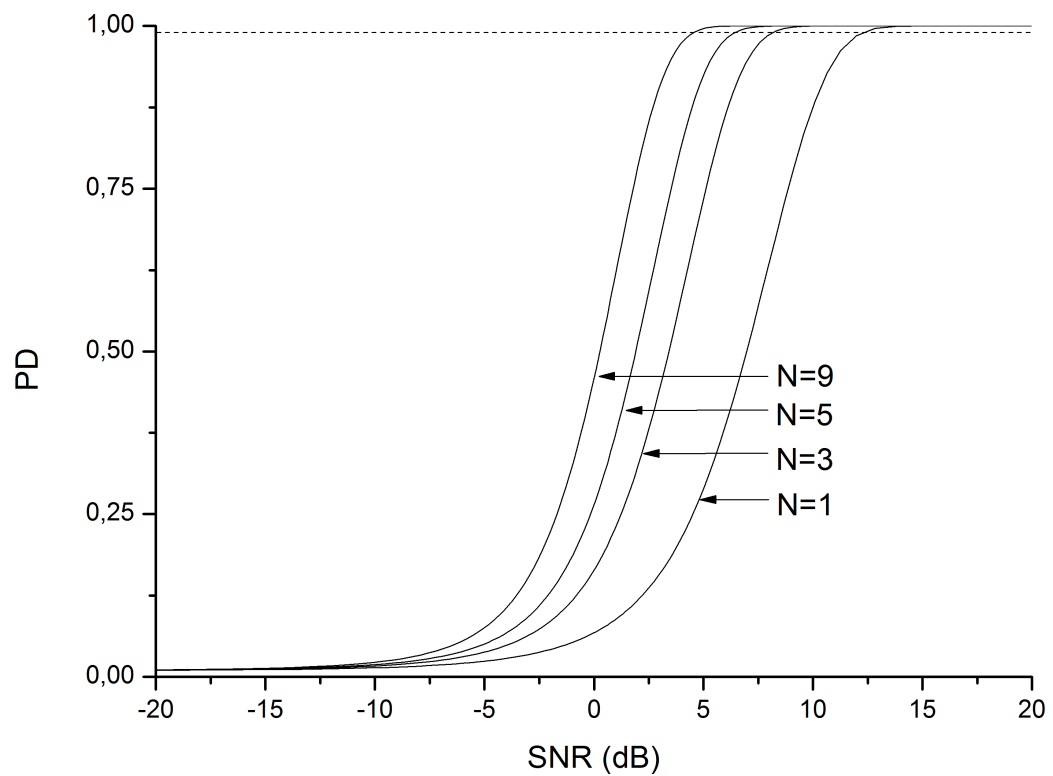


Figura 18: Curvas de probabilidade de detecção (PD) de resposta em função da SNR para diferentes valores de N (canais). A linha pontilhada intercepta as curvas de PD onde a probabilidade de detectar uma resposta é de 99%. O nível de significância foi 1% e L foi 20.

Tabela 4: Taxa de detecção para CSM, MSC e Teste F

Canal	Taxa de Detecção (%)		
	CSM	MSC	Teste F
F7	33,3	33,3	38,1
T3	42,9	47,6	47,6
T5	66,7	85,7	61,9
Fp1	47,6	42,9	33,3
F3	23,8	28,6	33,3
C3	38,1	38,1	33,3
P3	61,9	61,9	57,1
O1	66,7	61,9	57,1
F8	42,9	38,1	28,6
T4	42,9	47,6	42,9
T6	71,4	81,0	66,7
Fp2	42,9	47,6	19,0
F4	28,6	33,3	14,3
C4	38,1	42,9	33,3
P4	61,9	71,4	47,6
O2	76,2	81,0	61,9
Fz	14,3	23,8	23,8
Pz	52,4	61,9	38,1
Oz	66,7	66,7	57,1
Geral	48,4	52,4	51,9

uma dada SNR, a detecção só pode ser melhorada com o aumento do número de canais ( $N$ ).

Para uma quantidade  $N$  de canais utilizados, o número de possíveis combinações para os sinais de EEG é dado por:

$$\sum_{N=1}^C \frac{19!}{N!(19-N)!} \quad (4.1)$$

Para  $C = 19$ , o total de canais do EEG no experimento, na equação 4.1 o número de combinações possíveis é de 524.287, resultando em um trabalho computacional muito árduo. Por esse motivo o somatório em 4.1 foi reduzido para  $C = 9$ , o que não alterou os resultados obtidos, mas reduziu o trabalho computacional pela metade, a Tabela 5 mostra as quantidades das possíveis combinações com  $C$  de 1 a 9 para um total de 19 canais. Para se saber, cada exame analisado leva cerca de 6 a 8 horas em um computador de dois núcleos, e de 2 a 3 horas em um computador de 8 núcleos.

A Fig. 19 mostra o tempo médio de detecção para todas as combinações possíveis entre os canais para  $N$  canais, o eixo OX representa a quantidade de canais utilizada para

Tabela 5: Número de canais combinados e quantidade de possíveis combinações para um total de 19 canais.

Quantidade de Canais	1	2	3	4	5	6	7	8	9	Total
Combinações possíveis	19	171	969	3876	11628	27132	50388	75582	92378	262143

se fazer essas combinações, e cada curva mostrada é referente a um exame diferente, sendo a curva mais grossa a média entre todos os exames.

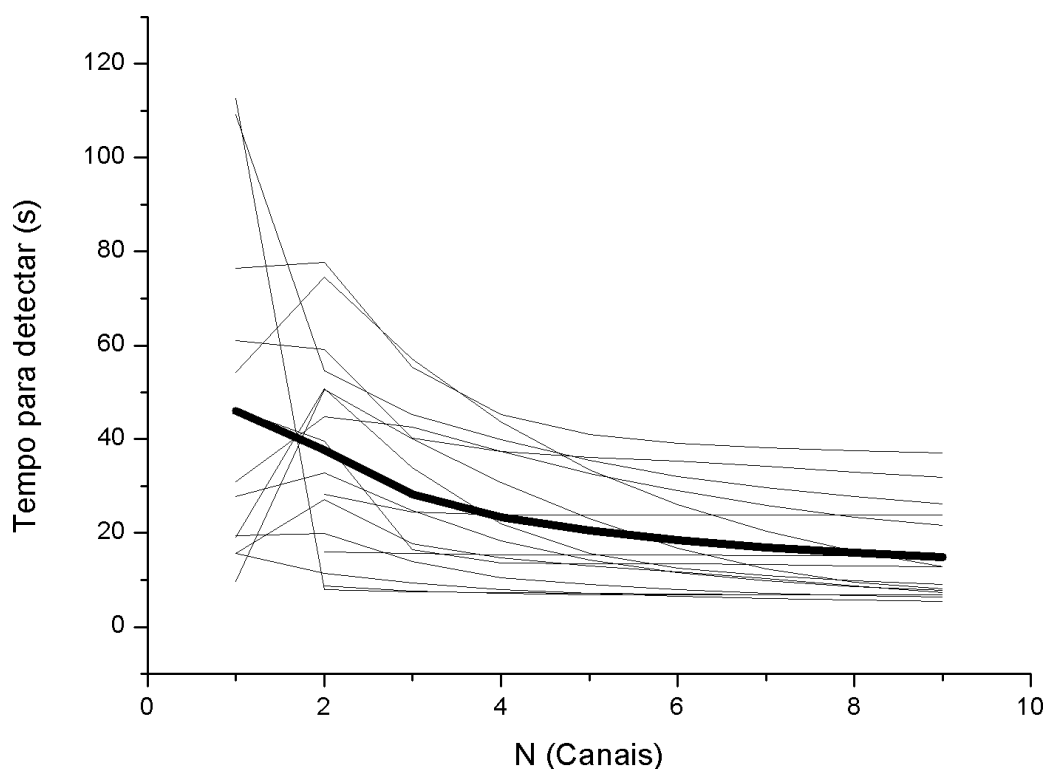


Figura 19: Tempo médio de detecção em relação a quantidade de canais combinados. Cada curva mais fina representa um exame, e a curva mais grossa representa a média de todos os exames.

Deve-se notar que para alguns casos não há detecção de resposta com apenas um canal, e quando ocorre, na maioria dos casos, o tempo de detecção é bastante elevado. Como esperado, devido ao aumento da SNR ao se utilizar mais de um canal para detecção, o tempo levado pelo detector para encontrar a frequência de estímulo é reduzido com o aumento do número de canais. Chegando, em alguns casos, a ser igual ao tempo mínimo de 5,12 segundos, referente a três segmentos de dados.

A Fig. 20 exhibe, para todos os exames, o tempo requerido para se detectar uma resposta em função do número  $N$  de canais combinados. Os quadrados mais claros representam quantidades menores de detecções, enquanto os quadrados mais escuros representam quantidades maiores de detecções.

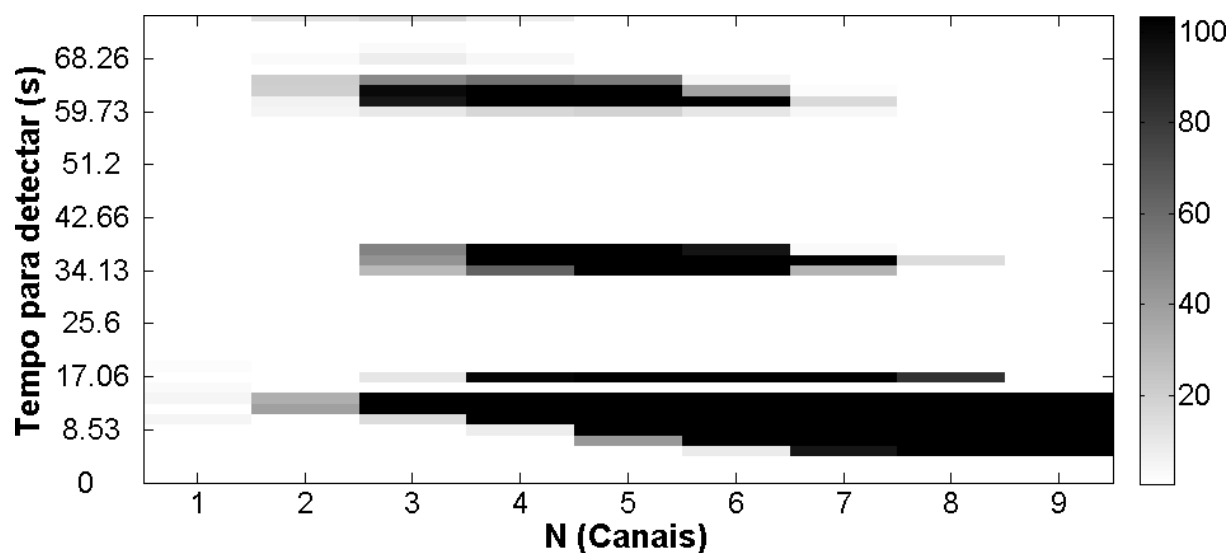


Figura 20: Tempo de detecção em relação a quantidade de canais combinados. Os quadrados mais claros representam quantidades menores de detecções, enquanto os quadrados mais escuros representam quantidades maiores de detecções.

## 5 *Conclusões*

Este trabalho propôs o uso de técnicas de Detecção Objetiva de Respostas, univariável e multivariável, para detecção de respostas evocadas por foto-estimulação intermitente e estimulação auditiva.

Com os estudos realizados na seção 4.1 o Teste F detectou a frequência de estímulo para estimulação auditiva em 12 dos 14 exames (85,7%), e uma taxa de 0,063% de falso-positivos. Para a FEI o Teste F detectou a frequência de estímulo em 13 dos 21 exames (61,9%), e a taxa média de detecção de harmônicos de 12 harmônicos detectados de 50 possíveis (24%), sendo o nível médio de falso-positivos igual a 0.07%.

Na subseção 4.1.1 o Teste F detectou a frequência de estímulo para estimulação auditiva em 92,86% dos casos para o mesmo canal utilizado na seção 4.1, e 100% para o canal Oz. Para todos os canais a detecção foi de 60,53%, sendo que o tempo médio para essa detecção foi de 54,4 segundos e o tempo mínimo de 10,2 segundos.

Para as FEIs a detecção para todos os canais foi de 43,1%, e para o mesmo canal da seção 4.1 foi de 66,7%. O tempo médio para detecção foi de 16 segundos e o tempo mínimo foi 4 segundos.

Esses resultados mostram que uma análise variando-se o tamanho do sinal obtém melhores resultados que o uso do sinal inteiro, pois comparando os resultados das seções 4.1 e 4.1.1 nota-se que a taxa de acerto da segunda foi maior.

Os resultados obtidos na seção 4.2 permitem concluir que um tamanho de janela de dois segundos é a melhor escolha para garantir elevada amplitude na fundamental do estímulo e alta taxa de detecção nos harmônicos, além de taxa de falso positivos na mesma faixa que o valor da significância para o teste.

Na seção 4.3 foi realizada uma análise do desempenho comparando a CSM, a MSC e o Teste F para a FEI. Os resultados mostradas na Tabela 4 nos permitem concluir que a MSC foi o melhor dentre os três métodos, pois obteve uma maior taxa de detecção.

Para a técnica MORD mostrada na seção 4.4, devido ao aumento da SNR ao se utilizar mais de um canal para detecção, o tempo levado pelo detector para encontrar a frequência de estímulo é reduzido, chegando a ser 10% do tempo obtido com apenas um canal. Para todos os casos analisados, onde o detector obteve resposta, o aumento do número de canais reduziu este tempo.

Porém, canais onde houve pouca detecção, ou nenhuma, combinados com outros canais fazem com que a chance de detecção seja reduzida, pois a SNR diminui, ocasionando um fato já esperado que foi a redução percentual na detecção com estas combinações, chegando ao ponto de não haver detecções para algumas combinações de canais.

É importante notar que as técnicas MORD podem ser úteis em cirurgias monitoradas, onde a detecção deve ocorrer o mais rápido possível, já que longos períodos de tempo para uma detecção podem refletir em uma maior possibilidade de dano ao paciente. Além disso, pode também ser útil na detecção de sinais em que o estado estacionário só pode ser assumida por um período reduzido de tempo.

Deve-se notar que extrair o máximo de informação de um sinal EEG contendo respostas evocadas sensoriais pode ser uma forma de decidir se um indivíduo possui uma perda sensorial grave ou gravíssima.



## *Referências*

- [1] DICIONÁRIO da Língua Portuguesa. [S.l.]: Porto Editora, 2011.
- [2] NOVO Dicionário Lello da Língua Portuguesa. [S.l.]: Lello Editores, 1996.
- [3] MONTROLL, E. W.; LEBOWITZ, J. L. *Fluctuation Phenomena*. Amsterdam: North-Holland, 1976. (Studies in statistical mechanics). ISBN 9780444870384.
- [4] NELSON, E. Quantum fluctuations. In: PRINCETON UNIVERSITY PRESS. Princeton, 1985.
- [5] MILLET, D. The origins of eeg. In: SEVENTH ANNUAL MEETING. [S.l.]: International Society for the History of the Neurosciences (ISHN), 2002.
- [6] NIEDERMEYER, E.; SILVA, F. L. da. *Electroencephalography: Basic Principles, Clinical Applications and Related Fields*. 5. ed. [S.l.]: Lippincott Williams & Wilkins, 2005. ISBN 0-7817-5126-8.
- [7] COOPER, R.; OSSELTON, L. W.; SHAW, J. C. *EEG Technology*. 3. ed. [S.l.]: Butterworths, 1980.
- [8] BIRBAUMER, N. et al. The thought translation device (ttd) for completely paralyzed patients. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, v. 8, n. 2, p. 190–193, Junho 2000.
- [9] ANDREOLI, T. E. *Medicina Interna Básica - CECIL*. 6. ed. [S.l.]: Elsevier (Medicina), 2005. ISBN 8535215522.
- [10] WOLPAW, J. R. et al. Brain-computer interfaces for communication and control. *Clinical Neurophysiology*, v. 113, p. 767–791, Março 2002.
- [11] KÜBLER, A. et al. Brain-computer communication: Self-regulation of slow cortical potentials for verbal communication. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, v. 82, n. 11, p. 1533–1539, November 2001.
- [12] DONCHIN, E.; SPENCER, K. M.; WIJESINGHE, R. The mental prosthesis: Assessing the speed of a p300-based brain-computer interface. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, v. 8, n. 2, p. 174–179, Junho 2000.
- [13] CÉLULAS do tecido nervoso normal. Dezembro 2009. Acessado em 08/06/2011. Disponível em: <<http://anatpat.unicamp.br/taneutecnervnl.html>>.
- [14] SENTIDOS: Orgãos e anatomia dos olhos. Acessado em 08/06/2011. Disponível em: <<http://www.afh.bio.br/sentidos/sentidos1.asp>>.

- [15] RIGGS, L. A. et al. The disappearance of steadily fixated visual test objects. *JOURNAL OF THE OPTICAL SOCIETY OF AMERICA*, v. 43, n. 6, p. 495–501, june 1953.
- [16] CéREBRO Humano. Março 2011. Acessado em 18/05/2011. Disponível em: <[http://pt.wikipedia.org/wiki/Cérebro\\_humano](http://pt.wikipedia.org/wiki/Cérebro_humano)>.
- [17] AULA de Anatomia, Sistema Nervoso, Telencéfalo. Junho 2009. Acessado em 15/05/2011. Disponível em: <<http://www.auladeanatomia.com/neurologia/telencefalo.htm>>.
- [18] SISTEMA Límbico. Maio 2011. Acessado em 09/06/2011. Disponível em: <[http://www.guia.heu.nom.br/sistema\\_limbico.htm](http://www.guia.heu.nom.br/sistema_limbico.htm)>.
- [19] PSICOFISIOLOGIA - Lobos Cerebrais. Maio 2008. Acessado em 09/06/2011. Disponível em: <[http://www.notapositiva.com/trab\\_professores/textos\\_apoio/psicologia/psicofloboscerebrais.htm](http://www.notapositiva.com/trab_professores/textos_apoio/psicologia/psicofloboscerebrais.htm)>.
- [20] BEERS, M. et al. *The Merck manual of medical information*. 18. ed. [S.l.]: Paw Prints, 2008. (Merck Manual of Medical Information Home Edition). ISBN 9781435290334.
- [21] CHIAPPA, K. *Evoked potentials in clinical medicine*. [S.l.]: Lippincott-Raven, 1997. ISBN 9780397516599.
- [22] NEURO Care - Serviços Médicos. junho 2011. Acessado em 17/06/2011. Disponível em: <<http://www.neurocaremed.com.br/si/site/0207/p>>.
- [23] DIMITRIJEVIC, A. et al. Estimating the audiogram using multiple auditory steady-state response. *J. Am. Acad. Audiol.*, v. 13, p. 205–224, 2002.
- [24] SCHWARTZ, M. L. et al. Somatosensory evoked potential monitoring during carotid surgery. *Cardiovasc. Surg.*, v. 4, n. 1, p. 77–80, Fevereiro 1996.
- [25] SIEGEL, A. F. Testing for periodicity in a time series. *J. Am. Stat. Assoc.*, v. 75, n. 370, p. 345–348, 1980.
- [26] FISHER, R. A. Tests of significance in harmonic analysis. *Proceedings of the Royal Society London*, v. 125, n. 796, p. 54–59, Agosto 1929.
- [27] SCHUSTER, A. On the investigation of hidden periodicities with application to a supposed 26 day period of meteorological phenomena. *Terrestrial Magnetism*, v. 3, n. 1, p. 13–41, 1898.
- [28] RAYLEIGH, L. On the resultant of a large number of vibrations of the same pitch and of arbitrary phase. *Philosophical Magazine Series 5*, v. 10, n. 60, p. 73–78, 1880.
- [29] VESA, S. Binaural sound source distance learning in rooms. *IEEE Transactions on Audio, Speech, and Language Processing*, v. 17, n. 8, p. 1498–1507, Novembro 2009.
- [30] NING, T.; WEI, F.-S. Multichannel spectral and coherence analysis of servoflap main rotor blade. *American Institute of Aeronautics and Astronautics (AIAA)*, v. 47, n. 4, p. 933–941, 2009.

- [31] DOBIE, R. A. Objective response detection. *Ear & Hearing*, v. 14, n. 1, p. 36–48, fevereiro 1993.
- [32] FELIX, L. B. et al. Post-processing of auditory steady-state responses to correct spectral leakage. *Journal of Neuroscience Methods*, v. 181, n. 1, p. 145–149, Junho 2009.
- [33] Sá, A. M. F. L. M. de; FELIX, L. B.; INFANTOSI, A. F. C. A matrix-based algorithm for estimating multiple coherence of a periodic signal and its application to the multichannel eeg during sensory stimulation. *IEEE Transactions On Biomedical Engineering*, v. 51, n. 7, p. 1140–1146, Julho 2004.
- [34] PICTON, T. W. et al. Human auditory steady-state responses. *International Journal of Audiology*, v. 42, n. 4, p. 177–219, 2003.
- [35] AGUIRRE, L. *Introdução à Identificação de Sistemas – Técnicas Lineares e Não-Lineares Aplicadas a Sistemas Reais*. 3. ed. [S.l.]: Editora UFMG, 2007. ISBN 9788570415844.
- [36] TECNOLOGIAS da Saúde Online. junho 2011. Acessado em 17/06/2011. Disponível em: <<http://www.tdonline.org/viewtopic.php?f=27&t=3582>>.
- [37] NICÁCIO, L. R. *Investigação Da Atenção Seletiva Auditiva Para Interface Cérebro-Computador Usando Magnitude Quadrática De Coerência*. Dissertação (Monografia) — Universidade Federal de Viçosa, Janeiro 2011.
- [38] BRAINNET BNT 36. junho 2011. Acessado em 17/06/2011. Disponível em: <<http://www.emsamed.com.br/brainnet-bnt-36>>.
- [39] DOBIE, R. A.; WILSON, M. J. Analysis of auditory evoked responses by magnitude squared coherence. *Ear and Hearing*, v. 10, n. 1, p. 2–13, Fevereiro 1989.
- [40] BENDAT, J.; PIERSOL, A. *Random Data: Analysis and Measurement Procedures*. [S.l.]: John Wiley & Sons, 2010. (Wiley Series in Probability and Statistics). ISBN 9780470248775.
- [41] Sá, A. M. F. L. Miranda de. A note on the sampling distribution of coherence estimate for the detection of periodic signals. *Signal Processing Letters, IEEE*, v. 11, n. 3, p. 323–325, Março 2004. ISSN 1070-9908.
- [42] Sá, A. M. F. Miranda de et al. Coherence estimate between a random and a periodic signal: Bias, variance, analytical critical values, and normalizing transforms. *Journal of the Franklin Institute*, v. 346, p. 841–853, 2009.
- [43] Sá, A. Miranda de; INFANTOSI, A. Evaluating the relationship of non-phase locked activities in the electroencephalogram during intermittent stimulation: a partial coherence-based approach. *Medical and Biological Engineering and Computing*, Springer Berlin / Heidelberg, v. 45, p. 635–642, 2007. ISSN 0140-0118. 10.1007/s11517-007-0191-0.
- [44] KAY, S. *Fundamentals of statistical signal processing -: detection theory*. [S.l.]: PTR Prentice-Hall, 1998. (Prentice Hall signal processing series, v. 1). ISBN 9780135041352.

- [45] J, F. et al. Application of phase spectral analysis for brain stem auditory evoked potential detection in normal subjects and patients with posterior fossa tumors. *Audiology*, v. 23, n. 1, p. 99–113, 1984.
- [46] MARDIA, K.; JUPP, P. *Directional statistics*. [S.l.]: Wiley, 2000. (Wiley series in probability and statistics). ISBN 9780471953333.
- [47] Sá, A. M. F. L. M. de; FELIX, L. B. Multi-channel evoked response detection using only phase information. *Journal of Neuroscience Methods*, v. 129, n. 1, p. 1–10, 2003. ISSN 0165-0270.
- [48] ZUREK, P. M. Detectability of transient and sinusoidal otoacoustic emissions. *Ear and Hearing*, v. 13, n. 5, p. 307–310, Outubro 1992.
- [49] DOBIE, R. A.; WILSON, M. J. A comparison of t test, f test, and coherence methods of detecting steady-state auditory-evoked potentials, distortion-product otoacoustic emissions, or other sinusoids. *The Journal of the Acoustical Society of America*, ASA, v. 100, n. 4, p. 2236–2246, 1996.
- [50] HOFFMAN, P. *The man who loved only numbers: the story of Paul Erdős and the search for mathematical truth*. [S.l.]: Hyperion, 1998. 238-239 p. ISBN 9780786863624.
- [51] METROPOLIS, N.; ULAM, S. The monte carlo method. *Journal of the American Statistical Association*, v. 44, n. 247, p. 335–341, 1949.
- [52] ANDERSON, D.; SWEENEY, D. *Estadística para administración y economía*. [S.l.]: Cengage Learning Latin America, 2008. ISBN 9789706868251.