



ATENÇÃO SELETIVA AUDITIVA USANDO POTENCIAIS EVOCADOS EM  
REGIME PERMANENTE E COERÊNCIA ESPACIAL

Fernando de Souza Ranaudo

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica, COPPE, da Universidade Federal do Rio de Janeiro, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre em Engenharia Biomédica.

Orientadores: Antonio Mauricio Ferreira Leite  
Miranda de Sá  
Leonardo Bonato Felix

Rio de Janeiro  
Junho de 2012

ATENÇÃO SELETIVA AUDITIVA USANDO POTENCIAIS EVOCADOS EM  
REGIME PERMANENTE E COERÊNCIA ESPACIAL

Fernando de Souza Ranaudo

DISSERTAÇÃO SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DO INSTITUTO  
ALBERTO LUIZ COIMBRA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA DE  
ENGENHARIA (COPPE) DA UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE  
JANEIRO COMO PARTE DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A  
OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE EM CIÊNCIAS EM ENGENHARIA  
BIOMÉDICA.

Examinada por:

---

Prof. Antonio Mauricio Ferreira Leite Miranda de Sá, D.Sc.

---

Prof. Antonio Fernando Catelli Infantosi, Ph.D.

---

Prof. José Manoel de Seixas, D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ – BRASIL

JUNHO DE 2012

Ranaudo, Fernando de Souza

Atenção seletiva auditiva usando potenciais evocados em regime permanente e Coerência Espacial/Fernando de Souza Ranaudo. – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2012.

XIII, 64 p.: il.; 29, 7cm.

Orientadores: Antonio Mauricio Ferreira Leite Miranda de Sá

Leonardo Bonato Felix

Dissertação (mestrado) – UFRJ/COPPE/Programa de Engenharia Biomédica, 2012.

Referências Bibliográficas: p. 53 – 60.

1. Potencial Evocado Auditivo. 2. Detecção de Respostas Evocadas. 3. Coerência Espacial. 4. Interface Cérebro Computador. 5. BCI Auditiva. I. Miranda de Sá, Antonio Mauricio Ferreira Leite *et al.* II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Biomédica. III. Título.

# Agradecimentos

Agradeço aos meus pais Benito (*in memoriam*) e Vera, e ao meu irmão Leonardo pelo apoio incondicional, pela atenção dedicada, por todo amor e carinho, que mesmo à distância foram capazes de apoiar, motivar e confiar, em todos os momentos.

A toda minha família pelo apoio, incentivo e torcida.

À minha namorada Cibelle, melhor amiga e companheira. Por sempre me incentivar, pela compreensão e pelo carinho e também por me “abrigar” em Viçosa no período inicial da pesquisa. Com seu amor tudo ficou mais fácil!

Ao professor Antonio Mauricio, pela orientação, paciência e por todo apoio acadêmico. Por estar sempre pronto para explicar, facilitar e sugerir.

Ao professor Leonardo Bonato, pela orientação, amizade, bom humor, determinação e comprometimento com a pesquisa. Pela confiança em mim depositada, por ouvir e aceitar minhas idéias, pelo estímulo nos momentos em que a pesquisa não andava e por saber propor a melhor alternativa para cada problema encontrado.

Aos colegas do PEB e do NIAS, pelas colaborações e participações neste trabalho e pela excelente convivência.

Aos amigos da República Yo Creo que es Poco, que me acolheram em Viçosa durante a realização da pesquisa, pelo companheirismo e momentos de descontração.

Agradeço aos voluntários que participaram da pesquisa, que são os responsáveis por todos os resultados obtidos, pelo tempo dispensado e por se submeterem aos procedimentos dos exames.

Ao Programa de Engenharia Biomédica e ao Dept. de Engenharia Elétrica da UFV pela oportunidade oferecida.

Agradeço, também, à CAPES, ao CNPq, à FAPERJ, à FAPEMIG e à FUNARBE pelo apoio financeiro.

Resumo da Dissertação apresentada à COPPE/UFRJ como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Mestre em Ciências (M.Sc.)

## ATENÇÃO SELETIVA AUDITIVA USANDO POTENCIAIS EVOCADOS EM REGIME PERMANENTE E COERÊNCIA ESPACIAL

Fernando de Souza Ranaudo

Junho/2012

Orientadores: Antonio Mauricio Ferreira Leite Miranda de Sá  
Leonardo Bonato Felix

Programa: Engenharia Biomédica

A atenção seletiva auditiva refere-se à capacidade mental de resistir a estímulos distratores e focar em informações relevantes. A quantificação dos estados de atenção seletiva por meio do Eletroencefalograma cria um paradigma para o uso desta habilidade, inerente ao ser humano, como meio para uma Interface Cérebro Computador. O desenvolvimento dessas interfaces baseados na atenção seletiva auditiva tem como principal vantagem a aplicação para pacientes que apresentam dificuldades em controlar o movimento ocular, pois estes sistemas seriam independentes da função visual. No presente trabalho, a Magnitude Quadrática de Coerência é usada como ferramenta para avaliação dos estados de atenção nas respostas evocadas de regime permanente. Além disso, foram implementadas técnicas de comunicação e processamento, com algoritmos mais eficientes, que possibilitam ao usuário do sistema, avaliar, por meio da coerência, os efeitos nas respostas evocadas durante a realização dos exames, a cada trecho de sinal coletado. Como classificador dos estados de atenção, foi utilizada a Coerência Espacial, técnica desenvolvida que leva em conta a coerência em cada eletrodo e sua localização no escalpo. Os sinais foram coletados de 14 (quatorze) indivíduos saudáveis sob estimulação AM binaural, em três sessões, onde os voluntários foram orientados a ignorar ambos os estímulos ou focar a atenção em determinado estímulo (orelha esquerda ou direita). Os resultados fornecem evidências da modulação contralateral das respostas na condição de atenção. Foi alcançada, com o classificador proposto, uma taxa de acerto de 82% e um taxa de transferência de informação de 1,89 bits/min.

Abstract of Dissertation presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Master of Science (M.Sc.)

AUDITORY SELECTIVE ATTENTION USING STEADY-STATE EVOKED  
POTENTIALS AND SPATIAL COHERENCE

Fernando de Souza Ranaudo

June/2012

Advisors: Antonio Mauricio Ferreira Leite Miranda de Sá  
Leonardo Bonato Felix

Department: Biomedical Engineering

The auditory selective attention refers to the mental capacity to resist to distracting stimuli and to focus on relevant information. The quantification of the states of selective attention, by means of electroencephalogram, created a paradigm for the use of this ability, that is inherent to humans, as a means for Brain Computer Interface. The development of these interfaces, based on auditory selective attention, has the major advantage of the application for patients who have difficulty controlling eye movement, because these systems were independent of visual function. In the present work, the Magnitude Squared Coherence is used as a tool for assessing the state of attention in auditory steady-state responses. Furthermore, techniques have been implemented for communication and processing, with more efficient algorithms, that allows the user to evaluate, by means of coherence estimate, the effects on evoked responses during the tests, in each window of the signal collected. In order to classify the states of attention the Spatial Coherence was used. It is a technique developed that takes into account the coherence estimate in each electrode and its location on the scalp. The signals were collected from 14 (fourteen) healthy subjects, during binaural stimulation in three sessions, where volunteers were instructed to ignore both stimuli and focus attention on certain stimuli (left or right ear). The results provide evidence for the contralateral modulation of the evoked responses in attend condition. It was achieved a hit rate of 82% with the classifier and an information transfer rate of 1.89 bits/min.

# Sumário

<b>Lista de Figuras</b>	<b>x</b>
<b>Lista de Tabelas</b>	<b>xiii</b>
<b>1 Introdução</b>	<b>1</b>
1.1 Objetivos . . . . .	4
1.1.1 Objetivo Geral . . . . .	4
1.1.2 Objetivos Específicos . . . . .	5
1.2 Estrutura do Trabalho . . . . .	5
<b>2 Revisão Bibliográfica</b>	<b>6</b>
2.1 Potenciais Evocados . . . . .	6
2.1.1 Potencial Evocado Auditivo (PEA) . . . . .	6
2.1.2 Respostas Evocadas em Regime Permanente (ASSR) . . . . .	7
2.2 Atenção Seletiva Auditiva . . . . .	9
2.2.1 Modelos Fisiológicos para a Audição Seletiva . . . . .	9
2.2.2 A atenção seletiva e os Potenciais Evocados Auditivos . . . . .	10
2.2.3 O Efeito da atenção nas ASSRs . . . . .	10
2.3 Interface Cérebro Computador . . . . .	11
2.3.1 BCI Auditiva . . . . .	13
2.3.2 Taxa de Transferência de Informação . . . . .	14
<b>3 Detecção Objetiva de Respostas no Domínio da Frequência</b>	<b>16</b>
3.1 Magnitude Quadrática de Coerência . . . . .	16
3.2 Coerência com Sobreposição de Janelas . . . . .	18
3.2.1 Avaliação da Fase do Sinal de Resposta na MSC . . . . .	18
3.2.2 Valores Críticos Simulados para a MSC com Sobreposição de Janelas . . . . .	19
3.2.3 Avaliação do Tempo de Detecção de uma Resposta Significante na MSC em Função da Sobreposição . . . . .	21
3.3 Coerência múltipla - $\hat{\kappa}_N^2(f)$ . . . . .	22
3.4 Coerência Múltipla Iterativa . . . . .	24

3.4.1	Comparação dos Algoritmos Iterativo e Comum da Coerência quanto ao Tempo de Processamento . . . . .	25
<b>4</b>	<b>Materiais e Métodos</b>	<b>28</b>
4.1	Casuística . . . . .	28
4.2	Protocolo Experimental . . . . .	28
4.2.1	Aquisição dos Sinais . . . . .	29
4.3	Estimulação . . . . .	29
4.3.1	Fones de Ouvido . . . . .	30
4.3.2	Evitando o espalhamento espectral . . . . .	30
4.3.3	Protocolo da Estimulação . . . . .	31
4.4	Rejeição Automática de Artefatos . . . . .	32
4.4.1	Escolha do Sinal de Referência . . . . .	33
4.4.2	Remoção dos trechos com artefato . . . . .	33
4.5	Coerência Espacial . . . . .	33
4.6	Índice de Atenção . . . . .	34
4.7	Processamento dos Sinais . . . . .	36
4.7.1	O sistema desenvolvido . . . . .	36
<b>5</b>	<b>Resultados e Discussões</b>	<b>41</b>
5.1	Análise <i>off-line</i> dos Sinais nas condições de atenção . . . . .	41
5.1.1	Avaliação espacial das ASSRs na condição de atenção . . . . .	43
5.2	Avaliação da Coerência Espacial como classificador para uma BCI auditiva . . . . .	44
5.2.1	Número de janelas para calibração do Valor Basal do Índice de Atenção . . . . .	44
5.2.2	Taxa de Acerto do Classificador . . . . .	45
5.2.3	Taxa de Transferência de Informação do Classificador . . . . .	46
5.3	Avaliação do efeito da sobreposição de janelas na classificação da aten- ção . . . . .	47
5.4	Comparação dos Resultados do Índice de Atenção entre os cálculos com e sem Sobreposição de Janelas . . . . .	48
<b>6</b>	<b>Conclusões</b>	<b>51</b>
	<b>Referências Bibliográficas</b>	<b>53</b>
<b>A</b>	<b>Aprovação do Comitê de Ética</b>	<b>61</b>
<b>B</b>	<b>Código Fonte para o Cálculo da Coerência Múltipla Iterativa</b>	<b>62</b>



# Lista de Figuras

2.1	Demodulação na cóclea. Esta estrutura funciona como um retificador, desta forma observa-se no sinal coletado no nervo auditivo uma componente espectral na faixa da onda moduladora. (Adaptado de LINS e PICTON (1995)) . . . . .	8
2.2	Processo de registro e redução de ruído por promediação. a. Estímulo AM modulado em 40Hz; b. Sinal de EEG, com baixa SNR e c. Sinal de EEG promediado, onde fica evidenciada a ASSR. (Adaptado de PICTON (2007)) . . . . .	8
2.3	Relação entre resolução temporal e espacial para os principais métodos não-invasivos de análise de atividade cerebral (Extraído de AZEVEDO (2005)). . . . .	12
3.1	Modelo linear para relação entre sinais. $x[k]$ é o sinal de entrada, que passa por um filtro com função de transferência $H(f)$ , resultando no sinal $v[k]$ , ao qual é adicionado um ruído $n[k]$ , não correlacionado com $x[k]$ , resultando no sinal de saída $y[k]$ . (Reproduzido de MIRANDA DE SÁ <i>et al.</i> (2002).) . . . . .	17
3.2	Gráfico da variação da MSC com sobreposição de 50% entre as janelas (avaliado em $f_2 = 38Hz$ ) em função do número de janelas e da fase do sinal $y[k]$ . Resultado obtido a partir da simulação de 1000 sinais com $SNR = -20dB$ . . . . .	20
3.3	Valores críticos para a estimativa da MSC com sobreposição de janelas obtidos através de simulação de Monte Carlo. A linha contínua representa os valores teóricos. . . . .	21
3.4	Tempo médio para detecção de um sinal imerso em meio ruidoso com $SNR = -20dB$ , obtido a partir de 1000 simulações. . . . .	22

3.5	Modelo linear multivariado representando o sinal de EEG sob estimulação. $x[k]$ é o sinal de entrada (estímulo), que é filtrado por $H_j(f)$ para fornecer a resposta da $j$ -ésima derivação. Os $N$ sinais de EEG, $y_j[k]$ , $j = 1, 2, \dots, N$ , obtidos do escalpo, são compostos pela soma da respostas com o EEG de fundo, representado por $n_j[k]$ (modificado de FELIX (2004)). . . . .	23
3.6	Tempo de processamento em função do número de janelas para o cálculo da coerência simples ( $N=1$ ), comparativo entre os algoritmos comum e iterativo. . . . .	26
3.7	Tempo de processamento em função do número de janelas para o cálculo da coerência múltipla para 10 sinais, comparativo entre os algoritmos comum e iterativo. . . . .	26
4.1	Fone de inserção E-A-RTone 5A (AEA, 2010). . . . .	30
4.2	Linha do tempo para os estímulos auditivos. Estímulo da orelha esquerda (superior) e orelha direita (inferior), com frequências das portadoras de 500Hz e 2000Hz, respectivamente. . . . .	32
4.3	Vetor formado por cada eletrodo e o vertex, tomando o módulo ( $A_i$ ) e o ângulo ( $\theta_i$ ), para o cálculo da coerência espacial. . . . .	35
4.4	Exemplo da aplicação do cálculo do índice de atenção para um caso típico. . . . .	36
4.5	Formato de mensagem enviada pelo BrainNet-36 para o computador. . . . .	37
4.6	Programa desenvolvido para detecção e Registro dos Sinais. . . . .	38
4.7	Programa desenvolvido para classificação da atenção. . . . .	39
5.1	Média da Coerência múltipla para todos os indivíduos; em ambas imagens a linha contínua representa os mesmos exames, na condição de ignorar os estímulos; a. A linha tracejada vermelha representa a média para todos os indivíduos na condição de foco no estímulo da Esquerda (32 Hz); b. A linha tracejada azul representa a média para todos os indivíduos na condição de foco no estímulo da Direita (38 Hz). . . . .	42
5.2	<i>Boxplot</i> gerado a partir dos valores para de $\hat{\kappa}_N^2(f)$ para todos os indivíduos; em a. tem-se os gráficos para a coerência na frequência do estímulo da esquerda ( $\hat{\kappa}_y^2(32Hz)$ ). Já em b. o gráfico foi obtido pelos valores da coerência na frequência do estímulo da orelha direita ( $\hat{\kappa}_y^2(38Hz)$ ). . . . .	42
5.3	Mapas topográficos do escalpo nas condições sem atenção e com atenção nos estímulos, obtidos a partir da coerência simples calculada em cada eletrodo. . . . .	44

5.4	Evolução do vetor resultante de $\kappa_{espacial}$ , em função do número de janelas, na condição sem atenção - Média entre todos os indivíduos. .	45
5.5	Taxa de acerto e TTI em função do tempo para classificar o estado de atenção. . . . .	47
5.6	Taxa de acerto e TTI em função do tempo para classificar o estado de atenção. Resultados obtidos com cálculo da coerência com sobreposição de 50%. . . . .	48
5.7	AUC do classificador, para todos os voluntários, em função do número de janelas. . . . .	49
5.8	AUC do classificador com sobreposição de trechos, para todos os voluntários, em função do número de janelas. . . . .	50

# Lista de Tabelas

4.1	Média dos resultados dos limiares tonais para cada orelha. . . . .	28
4.2	Frequência de modulação corrigida segundo o critério de número primo de oscilações para janela de 1024 pontos. . . . .	31
4.3	Parâmetros de estimulação AM usados nos exames. . . . .	31
4.4	Localização aproximada dos eletrodos para o cálculo da coerência espacial, obtido de DELORME (2004). . . . .	34
5.1	Taxa de acerto em função do número de comandos por minuto . . . .	46
5.2	Taxa de acerto em função do número de comandos por minuto - cálculo com sobreposição de janelas. . . . .	48

# Capítulo 1

## Introdução

A Eletroencefalografia é um método para a investigação do funcionamento do cérebro humano, no qual é possível verificar a reação do cérebro a uma variedade de estímulos. Alguns estímulos podem ser facilmente associados a alterações no eletroencefalograma (EEG), outros, no entanto, provocam mudanças que não são claramente observadas no traçado convencional (LOPES DA SILVA, 2005).

Um Potencial Evocado (PE) é atividade bioelétrica desencadeada por um estímulo externo, registrada no nervo, músculo, receptor sensorial ou em determinada área do sistema nervoso central, relacionada à natureza do estímulo (CHIAPPA, 1997). O PE possui normalmente amplitude baixa, quando comparado com a atividade cerebral espontânea (PERRY, 1966). Devido à baixa relação sinal/ruído (SNR, do inglês *Signal to Noise Ratio*), são aplicadas técnicas de processamento de sinais para extrair o sinal (resposta evocada) imerso em ruído (EEG de fundo). Uma das técnicas mais utilizadas consiste na média coerente dos trechos de EEG sincronizados com os instantes de estimulação, atenuando a atividade não-correlacionada com os estímulos e realçando as respostas evocadas. Como resultado desta resposta extraída do EEG, tem-se o PE pelo referente estímulo (JOHN *et al.*, 2001).

Os primeiros registros sistemáticos de potenciais evocados foram feitos por Dawson em 1947, aplicando estimulações motoras e registrando a atividade elétrica sobre o córtex somatossensitivo. Inicialmente, Dawson utilizou superposição fotográfica dos traçados para observar a resposta evocada e, posteriormente, desenvolveu a primeira máquina de promediação eletromecânica (HALLIDAY e WAKEFIELD, 1963). Desde então, os Potenciais Evocados vêm sendo amplamente utilizados em estudos que buscam uma melhor compreensão acerca das diversas modalidades sensoriais que integram o corpo humano (CHIAPPA, 1997). O registro destas respostas por meio da Eletroencefalografia associada à aplicação de técnicas de processamento de sinais tem fornecido importantes informações sobre a maneira como estímulos externos são conduzidos, percebidos e interpretados pelo sistema nervoso.

Os potenciais evocados após um estímulo auditivo foram registrados diretamente

no córtex humano (HOWARD *et al.*, 2000), no tronco cerebral (MÖLLER e JANETTA, 1983), no nervo auditivo (MÖLLER, 1981), na cóclea e no escalpo. Este último resultou em um extenso desenvolvimento de técnicas de registro, como consequência da necessidade de estudar, de forma objetiva e não invasiva, a função do sistema auditivo (CELESIA e BRIGELL, 2005).

Os Potenciais Evocados Auditivos (PEA), ou seja, as respostas desencadeadas pelo sistema nervoso em função de uma estimulação sonora, podem ser classificados como transitórios ou de regime permanente de acordo com o tipo de estímulo utilizado (JOHN e PICTON, 2000). Os PEA transitórios são obtidos com estímulos de curta duração quando apresentados em intervalos de tempo suficientes para que a resposta ocorra sem que haja sobreposição com a resposta ao estímulo anterior. Na clínica médica, este tipo de PEA é utilizado em um exame chamado *Brainstem Evoked Response Audiometry* (BERA), cujo principal objetivo é fazer uma avaliação geral dos limiares auditivos dos indivíduos (FELIX, 2006). O BERA, o qual tem uma boa correlação com a audiometria tonal, indica a menor intensidade de estímulo capaz de gerar resposta; o critério de detecção usualmente empregado baseia-se na morfologia da resposta evocada, sendo bastante dependente da experiência do especialista (ZAEYEN, 2005).

As Respostas Auditivas de Regime Permanente (ASSR ou *Auditory Steady State Responses*) podem ser gravadas a partir do escalpo humano, quando um som é apresentado a uma taxa suficientemente elevada, de modo que a resposta a qualquer som se sobreponha a resposta ao estímulo sonoro anterior. A maioria dos estudos com ASSR foram desenvolvidos por sons apresentados a taxas próximas de 40 Hz (GALAMBOS *et al.*, 1981). A amplitude desta resposta diminui consideravelmente durante o sono (LINDEN *et al.*, 1985) e é significativamente atenuada pela anestesia geral (PLOURDE e PICTON, 1990).

Um sinal modulado em amplitude (AM, do inglês *Amplitude Modulation*), aplicado ao ouvido humano como estímulo sonoro, evoca uma resposta em regime permanente. A ASSR evocada por tom AM é caracterizada por um aumento de energia na frequência da moduladora no espectro de potência do sinal registrado (FELIX, 2006). Em comparação com os estímulos auditivos transitórios, o tom AM tem a vantagem de ser mais próximo dos sons que acontecem na natureza, tornando as ASSRs evocadas mais próximas das situações cotidianas e contribuindo para uma abrangência maior de um eventual teste (JORIS *et al.*, 2004). A maioria dos estudos com ASSRs foram conduzidos com estímulos nas faixas de frequência dos 40 Hz ou entre 80 e 100 Hz (COHEN *et al.*, 1991; LEVI *et al.*, 1993; ROSS *et al.*, 2003). Tanto a resposta evocada por um tom AM de 40 Hz (KUWADA *et al.*, 1986) quanto a resposta de 80 Hz (RICKARDS *et al.*, 1994) são importantes para a avaliação da integridade auditiva, possibilitando a aplicação da audiometria de forma objetiva. As

respostas de 40 Hz também podem ser usadas para monitorar a consciência durante anestesia geral (PLOURDE e PICTON, 1990).

Alguns estudos foram conduzidos no intuito de investigar o efeito da atenção nas ASSR. No primeiro deles, foram observadas diferenças na resposta evocada transitória durante atenção, porém nenhum efeito foi encontrado na amplitude e fase das ASSRs (LINDEN *et al.*, 1987). Todavia, um aumento na amplitude da ASSR foi relatado num estudo posterior (TIITINEN *et al.*, 1993). O experimento de Linden foi parcialmente reproduzido usando magnetoencefalografia e um aumento na amplitude da ASSR evocada pelo estímulo focado foi observado entre 200 e 500ms após o início do estímulo (ROSS *et al.*, 2004).

Alguns estudos analisaram o efeito da atenção em respostas evocadas de regime permanente. Foram obtidos resultados consistentes do aumento das respostas na atenção seletiva, pelo menos para os estimulação visual e somatossensitiva (WOLPAW *et al.*, 2002). Entretanto, os resultados do experimento para avaliar o efeito da atenção nas ASSR ainda não são conclusivos. LINDEN *et al.* (1987) não observaram efeitos significativos da atenção nas ASSR. Em um estudo mais recente, utilizando Magnetoencefalograma (MEG), ROSS *et al.* (2004) mostraram um aumento nas ASSR de 40Hz, se comparada à condição em que um estímulo visual é apresentado e o individuo foca a sua atenção neste.

As respostas evocadas, quando comparadas ao EEG de fundo, apresentam níveis de amplitude bem inferiores, o que torna difícil a avaliação da presença de resposta por uma simples inspeção visual do sinal no domínio do tempo. Por isso, técnicas de detecção objetiva de respostas (ORD do inglês, *Objective Response Detection*)(DOBIE e WILSON, 1993), que são ferramentas de detecção automáticas, precisam ser desenvolvidas para automatizar o processo de identificação de respostas a estímulos e lidar com a grande variabilidade de formas de onda inter-indivíduos. Estas técnicas se baseiam em ferramentas estatísticas, nas quais a capacidade de detecção depende da SNR da resposta e da quantidade de dados disponíveis para o cálculo (MELGES, 2005; MIRANDA DE SÁ e FELIX, 2002).

O procedimento de detecção pode ser realizado por meio de um teste de hipótese, comparando a estimativa do detector com um limiar estatístico (valor crítico), que é baseado na distribuição amostral do detector sob a hipótese nula ( $H_0$ ) de ausência de respostas. A principal vantagem para esta técnica reside no fato de que os detectores são robustos, pois o limiar é independente da forma de onda da resposta e da SNR. Além disso, a probabilidade de se detectar erroneamente uma resposta (probabilidade de um alarme falso) é constante e igual ao nível de significância do teste (DOBIE e WILSON, 1989; FELIX *et al.*, 2006).

A estimativa da coerência (MSC, do inglês *Magnitude Squared Coherence*) entre um estímulo periódico e o EEG foi proposta por DOBIE e WILSON (1989) como

método para a detecção de respostas evocadas. A maior vantagem desta técnica está no fato de que a coerência pode ser estimada utilizando-se apenas o sinal biológico, o que leva a uma expressão mais simplificada para o cálculo.

A aplicação de técnicas ORD, que utilizam mais de uma derivação do EEG, foi sugerida por MIRANDA DE SÁ e FELIX (2002), visando aumentar a probabilidade de detecção de respostas. Tais técnicas são uma extensão dos conceitos da ORD para múltiplos sinais, sendo conhecidas como ORD Multivariadas (MORD, do inglês *Multivariate* ORD), e permitem utilizar, de forma sinérgica, a informação de mais de um canal EEG. Dessa forma, para SNR constante e trechos de sinal coletados de tamanhos fixos, a detecção pode ser melhorada pela estimativa multivariável da detecção objetiva de respostas (FELIX *et al.*, 2006).

As técnicas de detecção objetiva, uni e multivariadas, geralmente, são aplicadas *offline* e demandam uma grande quantidade de dados para sua execução ótima (MIRANDA DE SÁ *et al.*, 2004). Para aplicações que necessitem detectar a presença ou ausência de respostas em intervalo de tempo reduzido, como, por exemplo, na monitoração de anestesia (CAGY *et al.*, 2000), ou de potenciais evocados somato-sensitivos (MELGES, 2005), é necessário o desenvolvimento de ferramentas computacionais que incorporem as características de processamento *online* digital de sinais.

FRIMAN *et al.* (2007) estudaram diversas técnicas de detecção multivariada para o Potencial Evocado Visual em regime permanente. Tais técnicas foram aplicadas, em trechos curtos de sinal, para Interface Cérebro Computador (BCI, do inglês *Brain Computer Interface*), fornecendo resultados animadores para o uso das Respostas Evocadas em regime permanente como base para integração entre cérebro e computador. Neste contexto, o desenvolvimento de técnicas de detecção *online* aliada aos efeitos relatados pela atenção seletiva nas ASSRs, criam um paradigma para o uso das técnicas ORD e MORD no desenvolvimento de BCIs baseadas em respostas auditivas. Nesta proposta, o indivíduo focaria a atenção em um dos estímulos sonoros apresentados e, após a coleta e processamento/detecção da resposta, seria possível inferir a decisão do paciente.

## 1.1 Objetivos

Nesta seção, serão apresentados o objetivo geral e os específicos deste trabalho.

### 1.1.1 Objetivo Geral

Desenvolver técnicas computacionais para classificar, em um curto intervalo de tempo, os estados de atenção nas respostas evocadas de regime permanente de in-

divíduos sob estimulação binaural.

### 1.1.2 Objetivos Específicos

- Desenvolver um método de classificação dos estados de atenção, baseado nos achados fisiológicos da atenção seletiva auditiva.
- Implementar técnicas para comunicação com o *hardware* de aquisição, de forma que o usuário possa observar os resultados processados durante a coleta dos sinais.
- Estudar o efeito da atenção nas Respostas evocadas auditivas de regime permanente.
- Avaliar o desempenho do classificador na aplicação em uma Interface Cérebro Computador auditiva.

## 1.2 Estrutura do Trabalho

Este trabalho está dividido em seis capítulos. Os primeiros descrevem a parte teórica que fundamenta a realização da pesquisa, posteriormente são apresentados os materiais e métodos utilizados e, por fim, os resultados e discussões e as conclusões obtidas com a realização deste trabalho.

O Capítulo 2 traz uma revisão bibliográfica sobre os Potenciais Evocados Auditivos, a Atenção Seletiva Auditiva e utilização desta capacidade cognitiva como meio para se desenvolver uma Interface Cérebro Computador que seja independente do sistema visual (*Vision Free*).

No Capítulo 3, é apresentada a MSC como técnica para detecção objetiva de respostas evocadas, e é proposto um algoritmo recursivo para o cálculo da coerência bem como sua versão com sobreposição de janelas. Neste capítulo, são avaliados também o efeito dessas técnicas no desempenho da MSC. No Capítulo 4, são apresentados os materiais e métodos utilizados para a realização dos exames e é proposta a coerência espacial como ferramenta para classificação da atenção.

No Capítulo 5, são apresentados os resultados obtidos na avaliação da atenção nas ASSR e também é avaliado seu uso como ferramenta para um BCI.

O Capítulo 6 traz as conclusões do trabalho e, em seguida, são apresentadas as referências bibliográficas utilizadas e os apêndices que complementam a dissertação.

# Capítulo 2

## Revisão Bibliográfica

### 2.1 Potenciais Evocados

Um potencial evocado é uma atividade bioelétrica registrada em um organismo biológico desencadeada por um estímulo externo (CHIAPPA, 1997). A ordem de grandeza de potenciais bioelétricos é, geralmente, de unidades a dezenas de microvolts, o que é considerado baixo, quando comparado com as dezenas ou até mesmo centenas de microvolts do eletroencefalograma (EEG) de fundo e com as amplitudes de milivolts do eletrocardiograma. A atividade neural envolvida no processamento do estímulo sensorial pode ser indiretamente monitorada pela análise do estímulo do PE registrado no escalpo, em uma forma não-invasiva de monitoração de integridade de vias neurais. Como essas respostas são reduzidas e com baixa relação sinal ruído em comparação com a atividade de fundo, técnicas de promediação e de processamento de sinais são necessárias para revelar a atividade cerebral evocada (FELIX, 2006).

#### 2.1.1 Potencial Evocado Auditivo (PEA)

Os potenciais evocados por estímulos auditivos refletem a resposta das várias estruturas neuronais envolvidas na transmissão e processamento da informação sonora, em especial o nervo auditivo, o tronco cerebral e o córtex auditivo. O fato de estes potenciais poderem ser captados em indivíduos sedados ou anestesiados, de maneira não invasiva e sem desconforto, aumentou ainda mais a aplicabilidade clínica deste procedimento (AZEVEDO, 2003). As primeiras tentativas de utilizar o PEA para avaliação auditiva não obtiveram bons resultados: os potenciais de média e longa latências, que apresentavam maior amplitude, mostraram-se com reprodutibilidade insuficiente e dependência ao estado do sistema nervoso central, como sedação, atenção e vigília (CELESIA e BRIGELL, 2005). Atualmente, o PEA é utilizado clinicamente como um procedimento não-invasivo e de baixo custo, que

explora o sistema auditivo humano desde a orelha média ao mesencéfalo. A utilização dos PEA é indicada para o estudo de lesões no nervo vestibulo-coclear, como o *schwannoma* vestibular (um tumor benigno que se desenvolve no nervo), e a identificação de perdas auditivas em crianças e adultos com respostas inconsistentes à audiometria tonal (RAMOS *et al.*, 2000).

### 2.1.2 Respostas Evocadas em Regime Permanente (ASSR)

Uma ASSR ocorre quando um som é apresentado a uma taxa suficientemente elevada, de modo que a resposta a qualquer som sobreponha-se à resposta ao som anterior. A modulação senoidal da amplitude de um tom AM é um exemplo de estímulo acústico que evoca uma resposta auditiva em regime permanente (JORIS *et al.*, 2004). As ASSRs foram inicialmente descritas por MOLLER (1974). Desde então, muitos estudos foram conduzidos sobre as suas principais características e os processos que levam à sua geração. A origem fisiológica dessas respostas reside na propriedade de tonotopia da membrana basilar e no mecanismo da cóclea ativa (BEAR *et al.*, 2008).

Quando um tom puro modulado em amplitude (tom AM) atinge a cóclea, ocorre vibração da membrana basilar na frequência da portadora (BEAR *et al.*, 2008). Conseqüentemente, ocorre a deflexão dos cílios das células ciliadas externas, a movimentação da membrana tectória e a deflexão dos cílios das células ciliadas internas (LINS e PICTON, 1995).

O potencial de ação é deflagrado a partir da movimentação dos cílios em fase com a moduladora. Esse padrão de disparo resulta em um processo de retificação do tom AM que apresentará uma componente espectral adicional na frequência modulante, a qual estará presente no sinal de EEG. Dessa forma, o cérebro aparentemente funciona como um demodulador (LINS e PICTON, 1995). A Figura 2.1 ilustra o processo de demodulação realizado na cóclea.

Na Figura 2.2 é ilustrado um caso típico, registrado por PICTON (2007). Em 2.2.a é mostrado o sinal AM modulado em 40Hz; na Figura 2.2.b tem-se o sinal de EEG, com baixa SNR, no qual não se pode identificar visualmente a resposta. Em 2.2.c, após a promediação de trecho de sinal de 5 minutos, em janelas de 100ms, tem-se evidenciada a ASSR, na frequência da envoltória do sinal AM, evocada pelo referido estímulo, com o nível de ruído reduzido pela promediação.

Em humanos, as ASSR evocadas por tons AM mais estudadas são aquelas com frequência de modulação entre 80 e 110 Hz (LEVI *et al.*, 1993), bem como a 40Hz (GALAMBOS *et al.*, 1981). As respostas a modulações de 40Hz são amplamente estudadas, apresentando as seguintes características: sua amplitude decai consideravelmente durante o sono, são difíceis de se registrar em crianças e são significati-

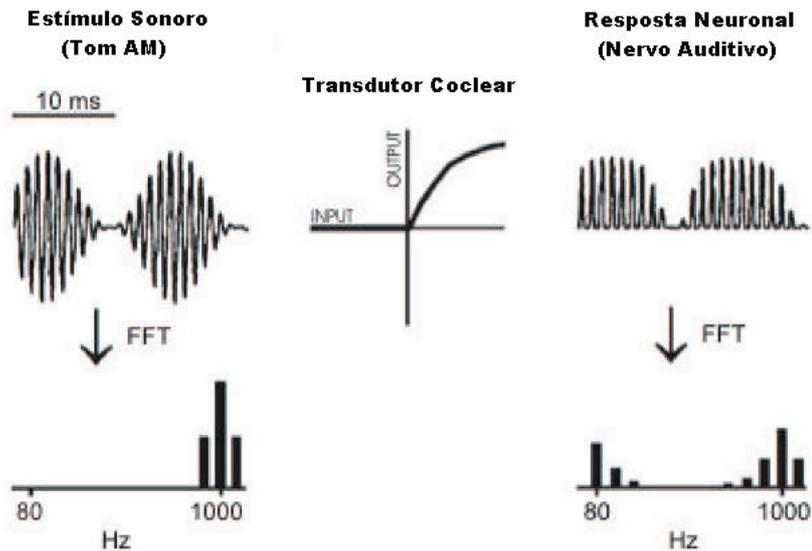


Figura 2.1: Demodulação na cóclea. Esta estrutura funciona como um retificador, desta forma observa-se no sinal coletado no nervo auditivo uma componente espectral na faixa da onda moduladora. (Adaptado de LINS e PICTON (1995))

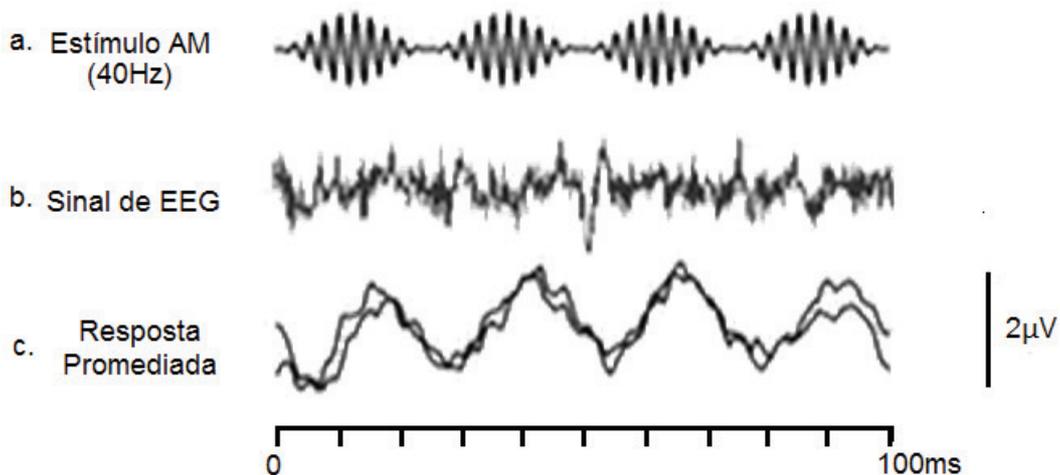


Figura 2.2: Processo de registro e redução de ruído por promediação. a. Estímulo AM modulado em 40Hz; b. Sinal de EEG, com baixa SNR e c. Sinal de EEG promediado, onde fica evidenciada a ASSR. (Adaptado de PICTON (2007))

vamente atenuadas por anestesia (LINS e PICTON, 1995).

Embora a amplitude da resposta a 80-110 Hz tenha uma intensidade 2 a 3 vezes menor que a resposta a 40 Hz durante vigília, tais respostas apresentam as seguintes vantagens: são menos afetadas pelo sono e pelo despertar e são prontamente registradas em crianças JOHN e PICTON (2000).

Segundo KUWADA *et al.* (2002), os locais dos geradores neuronais destas respostas dependem da frequência de modulação do estímulo. Para frequências de modulação abaixo dos 40Hz o cortex é responsável por gerar as ASSRs; para taxas

entre 40 e 60Hz as regiões subcorticiais são as responsáveis pela geração destas respostas. Já para frequências de modulação acima de 70Hz, as ASSRs são geradas no tronco encefálico.

## 2.2 Atenção Seletiva Auditiva

A todo o momento, os sentidos humanos captam uma enorme quantidade de informações do ambiente; a maior parte dessas informações, porém, não chega à consciência. A atenção seletiva tem sido alvo de pesquisas para desvendar o mecanismo que possibilita a administração dessas informações permitindo a seleção dos estímulos avaliados como relevantes em determinado momento aos quais o organismo deve responder de forma adequada (GIARD *et al.*, 2000).

HILLYARD *et al.* (1973) propuseram um experimento piloto onde foram analisadas as medidas de latência e amplitude dos potenciais evocados nos sinais de EEG. Depois desse estudo, outros foram realizados utilizando-se técnicas de neuroimagem não invasivas, no intuito de desvendar a psicologia e propor um modelo fisiológico para a atenção seletiva auditiva. Embora muitos estudos tenham sido direcionados para o campo da audição seletiva, o processamento neuronal desta tarefa cognitiva ainda não está bem compreendido, se comparado à atenção seletiva visual (GIARD *et al.*, 2000).

### 2.2.1 Modelos Fisiológicos para a Audição Seletiva

A Atenção seletiva refere-se à capacidade mental de resistir a estímulos distraidores e focar em informações relevantes de um determinado estímulo (ou mensagem), como ilustrado no “Efeito Coquetel” (em inglês, *Cocktail Party Effect*). O efeito coquetel descreve a habilidade de focar a atenção em um determinado locutor, em um ambiente no qual se observa uma mistura de conversas e ruídos de fundo (BRONKHORST, 2000).

Este efeito foi bem explicado pelos modelos estruturais de atenção, que asseguram que o mecanismo de atenção tem uma capacidade limitada e pode executar apenas uma tarefa de cada vez. Nestes modelos, haveria um ponto do sistema nervoso, chamado de “gargalo atencional”, a partir do qual a capacidade de processamento paralelo é limitada (GIARD *et al.*, 2000).

O ponto chave dos modelos fisiológicos é a localização exata do ponto no qual as informações auditivas relevantes e irrelevantes são processadas separadamente. Para esta questão, surgiram duas teorias paralelas: seleção precoce (do inglês, *early-selection*) e seleção tardia (do inglês, *late-selection*) (GIARD *et al.*, 2000). No modelo de seleção precoce, o estímulo ignorado seria atenuado antes de a mensagem

auditiva ser processada pela mente. Por sua vez, a teoria da seleção tardia propõe que todos os estímulos são totalmente processados; o papel da atenção seria apenas para controlar o acesso à memória e consciência (DEUTSCH e DEUTSCH, 1963; NORMAN, 1968).

### 2.2.2 A atenção seletiva e os Potenciais Evocados Auditivos

A principal vantagem do estudo do efeito da atenção seletiva nos potenciais evocados reside na especificidade temporal e especial destas respostas. As mudanças temporais relativas à atenção nos PE podem ser precisamente medidas. Além disso, a análise topográfica das respostas evocadas auditivas pode fornecer pistas das estruturas cerebrais envolvidas no processo neurofisiológico da atenção. Em seu artigo de revisão, GIARD *et al.* (2000) concluíram, com base em vários estudos com potenciais evocados, que a atenção seletiva pode alterar o processamento auditivo em vários níveis de análise sensorial, incluindo o córtex auditivo, o tronco cerebral e, muito provavelmente, a cóclea. Ainda segundo GIARD *et al.* (2000), a atenção seletiva pode atuar sobre o sistema auditivo periférico em um caso de esforço atento, adotando a solução mais eficiente, com custo mínimo de energia, como por exemplo em um caso onde o estímulo está imerso em um meio muito ruidoso, levando a um grande esforço para concentrar-se nesta mensagem.

Em outras palavras, a localização do “gargalo de atenção” seria variável, adaptando para o resultado mais eficiente com o menor custo energético. Efeitos periféricos de atenção poderiam ocorrer apenas se o sistema auditivo é “obrigado” a fazê-lo.

### 2.2.3 O Efeito da atenção nas ASSRs

As pesquisas sobre o efeito da atenção nas ASSR apresentam resultados contraditórios. Em um estudo pioneiro, LINDEN *et al.* (1987) não encontram resultados significativamente conclusivos da variação na amplitude das ASSR com a atenção. Em um estudo com magnetoencefalografia, ROSS *et al.* (2004) relataram um aumento da amplitude ASSR na condição de atenção no hemisfério esquerdo, contralateral à estimulação auditiva.

Em um estudo mais recente, BIDET-CAULET *et al.* (2007) obtiveram resultados esclarecedores acerca da audição seletiva. A partir de registros intracranianos de EEG, em pacientes com epilepsia, foram estudados os mecanismos de atenção seletiva no córtex auditivo primário. Os autores relataram um aumento da amplitude das ASSR do estímulo focado; além disso, foi percebida uma redução da resposta ao estímulo ignorado. Curiosamente, estes resultados foram restritos ao hemisfério esquerdo, indicando uma especialização do hemisfério esquerdo para a atenção sele-

tiva auditiva. Por outro lado, GANDER *et al.* (2007) investigaram a modulação das ASSR de 40Hz pela atenção no cortex auditivo primário e relataram um aumento das respostas no hemisfério direito.

SKOSNIK *et al.* (2007) realizaram um estudo que investigou o efeito da atenção nas ASSR, para as frequências de 20 e 40Hz. Os resultados mostram um aumento da resposta de 40Hz nos eletrodos frontocentrais, quando os voluntários focaram a atenção neste estímulo. Em contrapartida, quando os voluntários direcionavam a atenção no estímulo de 20Hz, não foram observadas mudanças significativas de energia para nenhuma das respostas. Em um experimento semelhante, MULLER *et al.* (2009) avaliaram, por meio de MEG, as respostas evocadas por estímulos de 20 e 45Hz, apresentados simultaneamente a ambos os ouvidos. Nesse estudo, foram observados os seguintes padrões:

- Quando os voluntários focaram a atenção no estímulo da **direita** (20Hz), foi observado um **aumento contralateral** das ASSRs ao referido estímulo no hemisfério esquerdo.
- Quando o foco foi direcionado ao estímulo da **esquerda** (45Hz), foi observada uma **redução ipsilateral** na resposta de 20Hz no hemisfério esquerdo.
- Nenhum efeito da atenção foi encontrado no hemisfério direito.

Os resultados recentes fornecem evidências da lateralização das ASSRs na condição de atenção, além de uma especificidade em frequência para as respostas evocadas na condição de atenção.

## 2.3 Interface Cérebro Computador

WOLPAW (2007) definiu BCI como um sistema de comunicação independente dos caminhos normais de saída do cérebro para nervos e músculos periféricos. De acordo com MILLÁN *et al.* (2010), a BCI pode ser definida como um sistema capaz de monitorar a atividade cerebral do usuário e traduzir sua intenção em comandos, sem ativar qualquer músculo ou nervo periférico. Ou ainda, as BCI objetivam fornecer uma comunicação direta e não-muscular, estabelecendo um canal de controle entre o cérebro humano e um computador (WOLPAW *et al.*, 2002).

A maioria das BCI utilizam sinais não-invasivos de EEG. Segundo MILLÁN *et al.* (2010), a razão é que o EEG se torna prático quando se pensa em ampliar essa tecnologia a uma grande população. Outras técnicas não-invasivas, como a Tomografia Computadorizada (TC), Magnetoencefalografia (MEG), Tomografia de Emissão de Positron (PET), e Imagem de Ressonância Magnética e Magnética Funcional (MRI) e (fMRI), podem ser usadas para medir a atividade neural. Entretanto, pode-se

observar na Figura 2.3, extraída de AZEVEDO (2005), que, apesar de o PET, MRI, fMRI e TC apresentarem uma boa resolução espacial, estes métodos possuem baixa resolução temporal, o que impede o seu uso em uma BCI. Já a Magnetoencefalografia (MEG) apresenta boas resoluções temporal e espacial. Porém, é uma técnica dispendiosa, onde o aparelho usado tem um custo elevado além de pesar algumas toneladas. Pode-se ressaltar que somente o EEG é facilmente registrado e processado com equipamentos não tão onerosos, além de possuir boa resolução temporal, sendo efetivo na prática, como canal de comunicação não-invasivo.

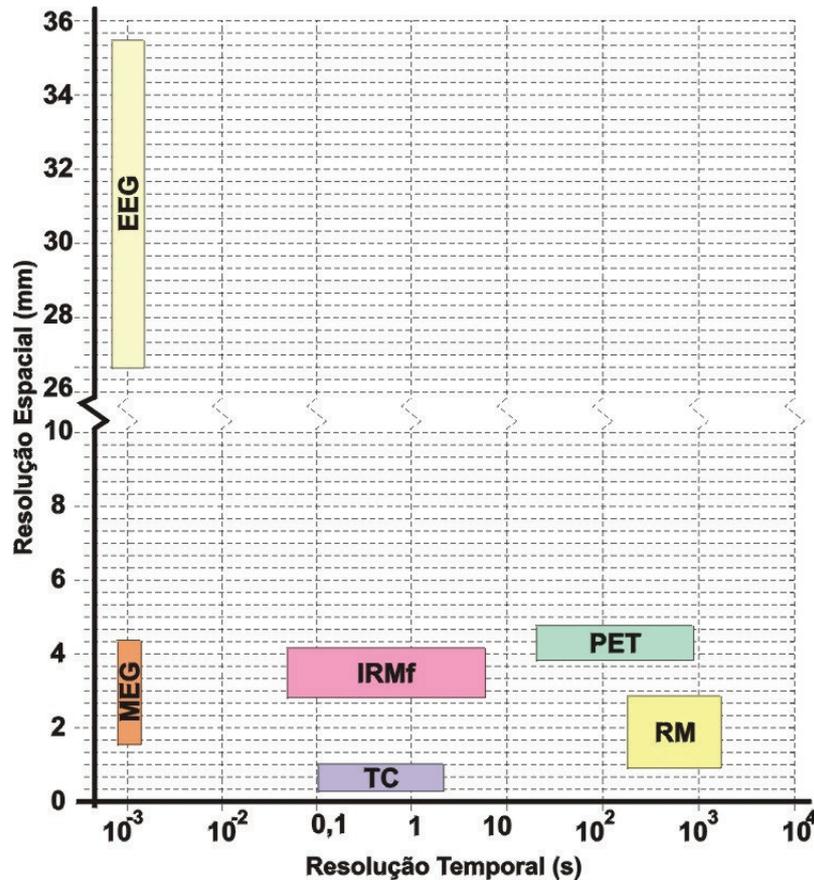


Figura 2.3: Relação entre resolução temporal e espacial para os principais métodos não-invasivos de análise de atividade cerebral (Extraído de AZEVEDO (2005)).

Um dos fatores mais importantes e necessários para a realização de uma BCI baseada no EEG é a seleção de tarefas mentais apropriadas que possam gerar padrões específicos de atividade cerebral. Para traduzir os sinais adquiridos em comandos apropriados, vários paradigmas experimentais e tarefas foram introduzidos, incluindo tarefas de atenção visual, como o *P300 speller*<sup>1</sup> (FARWELL e DONCHIN, 1998; KRUSIENSKI *et al.*, 2008; SELLERS e DONCHIN, 2006); respostas evocadas

<sup>1</sup>*P300 speller* é uma BCI composta por uma matriz de caracteres, com estímulos visuais diferentes para cada caracter, que possibilita a digitação de texto pelo foco em cada letra/número.

visuais em regime permanente, eliciadas por fotoestimulação com uma frequência específica (SSVEP, do inglês *Steady State Visual Evoked Potential*) (LALOR *et al.*, 2005; LIN *et al.*, 2006); tarefas mentais associadas à imaginação do movimento (JEANNEROD e FRAK, 1999) e cálculo mental (KEIRN e AUNON, 1990; PENNY *et al.*, 2000), entre outras.

A maioria das tarefas mentais e paradigmas listados usam estímulos visuais, *feedback* visual, ou ambos, sendo assim aplicáveis somente a pacientes cujo sistema visual não está prejudicado. Na prática, porém, alguns pacientes com graves doenças neurológicas, como Esclerose Lateral Amiotrófica ou alguns pacientes em estado *Locked-in*, muitas vezes têm dificuldade em controlar os seus movimentos oculares ou fixar o olhar em estímulos visuais específicos. Mesmo para aqueles que têm a função visual normal, a tarefa de olhar para estímulos por um longo tempo pode facilmente causar fadiga ou perda de concentração (KIM *et al.*, 2011). Além disso, os sinais de EEG de eletrodos frontais podem ser contaminados por artefatos oculares. Um estudo recente demonstrou que o desempenho do *P300 speller* pode ser substancialmente influenciado pela capacidade de movimentação dos olhos (BRUNNER *et al.*, 2010), o que sugere que a utilização de estímulos visuais pode não ser apropriada para aqueles que têm dificuldade em fixar o olhar em estímulos-alvo específicos.

Em outras interfaces que não usam diretamente os estímulos visuais, em geral, são fornecidos aos participantes pistas visuais ou *feedbacks*, de modo a instruir ou auxiliá-los na execução das tarefas mentais (HWANG *et al.*, 2009). Mesmo nesses casos, os sinais gravados podem ser contaminados por respostas visuais indesejadas. Portanto, o desenvolvimento de novos paradigmas para BCI que não sejam dependentes de estímulos visuais continua sendo uma das questões desafiadoras na pesquisa de BCI (NIJBOER *et al.*, 2008).

### 2.3.1 BCI Auditiva

O desenvolvimento de sistemas de BCI baseados na atenção seletiva auditiva tem como principal vantagem a aplicação para pacientes que apresentam dificuldades em controlar o movimento ocular, pois estes sistemas seriam independentes da visão (*Vision Free*) (KIM *et al.*, 2011). Além disso, as BCI auditivas utilizam uma tarefa cognitiva inerente a todos seres humanos, sem a necessidade de muito treinamento para a tarefa de atenção (LOPEZ *et al.*, 2009).

Alguns pesquisadores buscaram desenvolver BCI baseadas em estímulos auditivos como uma alternativa aos estímulos visuais (HILL *et al.*, 2005; KANOHO *et al.*, 2008; KLOBASSA *et al.*, 2009; LOPEZ *et al.*, 2009; SCHREUDER *et al.*, 2010). Nas pesquisas de HILL *et al.* (2005) e KANOHO *et al.* (2008), foram desenvolvidas, independentemente, BCIs auditivas em que os autores tentaram discriminar as respostas

evocadas nas condições “com atenção” e “sem atenção”.

No estudo realizado por HILL *et al.* (2005) foram geradas sequências de estímulos auditivos, em duas fontes sonoras (esquerda e direita), enquanto os indivíduos foram orientados a concentrar em um destes, fazendo assim uma escolha binária. Nesse estudo, foi mostrado que os sinais de EEG de um paciente destreinado podem ser classificados com uma boa precisão, usando *Support Vector Machines*. KANOH *et al.* (2008), em um paradigma semelhante, avaliaram os valores de pico do P300 como características para classificar atenção seletiva do indivíduo, alcançando taxas de acerto de 95%.

Outro grupo de pesquisadores tentou modificar o paradigma *P300-speller* em uma versão auditiva (KLOBASSA *et al.*, 2009). Neste estudo, em vez de se apresentar a matriz de caracteres em estímulos visuais, foram usados diferentes estímulos distribuídos no ambiente e então detectado aquele no qual o voluntário focou a atenção. A audição espacial também foi estudada como um novo paradigma de BCI auditiva por SCHREUDER *et al.* (2010), que utilizou oito alto-falantes distribuídos espacialmente em torno de um voluntário e então foi detectada a fonte sonora na qual o indivíduo se concentrou.

LOPEZ *et al.* (2009) investigaram se as ASSR são moduladas pela atenção seletiva e discutiram a possibilidade de se utilizarem essas respostas como um novo tipo de BCI. Neste estudo, que contou com oito voluntários, foram aplicados tons AM distintos em cada orelha, com frequências de modulação na faixa dos 40Hz, aplicados simultaneamente. Os participantes foram orientados a focar a atenção no estímulo da orelha esquerda ou ignorar ambos os estímulos, de acordo com as instruções que apareciam em um monitor. Em seis dos oito voluntários a densidade espectral de potência do ritmo alfa foi inversamente proporcional ao da frequência de modulação para a orelha esquerda, evidenciando que a atenção seletiva pode modular a ASSR. Eles também mostraram, usando Mapas Auto Organizáveis, que as condições de atenção e sem atenção podem ser claramente classificados em dois grupos, demonstrando a possibilidade de utilizar as ASSR como um novo paradigma de BCI. Em um estudo mais recente, KIM *et al.* (2011) avaliaram o efeito da atenção nas ASSR e mostraram um aumento de energia na frequência da moduladora do estímulo focado. Nesse trabalho também foi desenvolvida a primeira *BCI auditiva online*.

### 2.3.2 Taxa de Transferência de Informação

Taxa de bits ou capacidade de canal é a quantidade de informação transmitida/-recebida pela interface por unidade de tempo, que é uma medida padrão de sistemas de comunicação. De acordo com OBERMAIER *et al.* (2001), esta taxa depende da precisão e da velocidade da interface. A capacidade de canal estima a taxa máxima

teórica de transferência de informação do usuário para o sistema. Esta informação é uma estimativa matemática, e não a informação real que a aplicação transmite. Essa taxa de bits, também conhecida como Taxa de Transferência de Informação (ITR, do inglês Information Transfer Rate), é utilizada para sistemas de comunicação em geral (SHANNON, 1948). Para uma BCI com  $N$  comandos (por exemplo: concentração no estímulo da esquerda ou direita, representando os bits 0 e 1, envolve dois comandos, ou seja,  $N$  igual a 2) e  $s$  comandos sendo executados por minuto, onde cada comando é decodificado corretamente com probabilidade  $P$ , a taxa de transferência de informação, em bits/minuto, é dada por

$$ITR = s \left[ \log_2 N + P \log_2 P + (1 - P) \log_2 \left( \frac{1 - P}{N - 1} \right) \right] \quad (2.1)$$

Esta equação mostra que, para uma dada taxa de acerto  $P$ , a ITR aumenta com o aumento do número de comandos  $N$ . Ou ainda, para um número determinado de comandos  $N$ , quanto maior a taxa de acerto, maior a ITR do sistema. Pode-se observar na Equação 2.1 que o valor máximo da ITR de um sistema corresponde a  $s \log_2 N$ . Assim, quanto maior o número de comandos de uma BCI, ou seja, quanto menor o tempo para se classificar um comando, maior poderá ser o alcance de sua ITR; mas, na prática, isso acarreta também uma diminuição da taxa de acerto do sistema. Portanto, deve-se levar em conta a relação entre o número de comandos e a taxa de acerto para se obter uma configuração adequada em uma BCI.

## Capítulo 3

# Detecção Objetiva de Respostas no Domínio da Frequência

As técnicas no domínio da frequência são mais apropriadas para uma eficiente detecção de respostas evocadas em regime permanente, pois se observa na frequência de estimulação (e em seus harmônicos) uma maior SNR (MIRANDA DE SÁ e FELIX, 2003). Tais técnicas têm maior sensibilidade e especificidade, quando comparadas aos métodos de detecção no domínio do tempo (DOBIE e WILSON, 1993; PICTON *et al.*, 2001).

O método proposto compara o valor estimado com um limiar, que pode ser obtido de forma teórica ou por simulação. A principal vantagem de tais técnicas está no fato de que o detector é bastante robusto, pois o limiar de detecção é independente tanto da forma de onda da resposta quanto da SNR. Portanto, a probabilidade de se detectar erradamente uma resposta (probabilidade de alarme falso) será constante e igual ao nível de significância do teste (MIRANDA DE SÁ e FELIX, 2002).

Um modelo linear para a relação entre os sinais de estímulo e de saída é ilustrado na Figura 3.1, onde o sinal  $x[k]$  é o sinal de estimulação e  $v[k]$  a resposta a ser detectada no sinal de EEG  $y[k]$ .

### 3.1 Magnitude Quadrática de Coerência

A magnitude quadrática de coerência (MSC, do inglês *Magnitude of Squared Coherence*) é uma técnica de detecção objetiva que indica o grau de dependência linear entre as componentes harmônicas do estímulo e a resposta obtida no EEG. A estimativa da coerência entre dois sinais aleatórios, discretos e de duração finita,  $x[k]$  e  $y[k]$  relacionados de acordo com o modelo da Figura 3.1, é dada pela Equação 3.1 (DOBIE e WILSON, 1989).

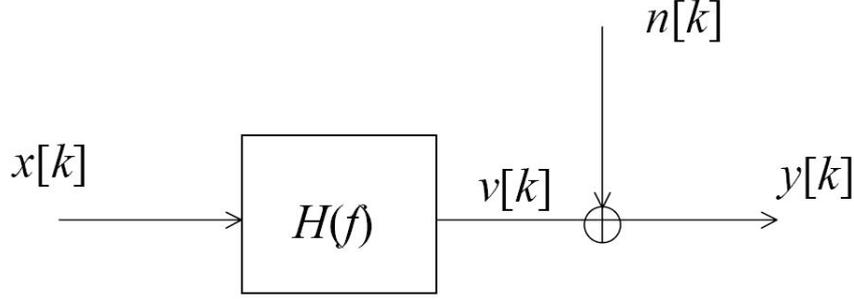


Figura 3.1: Modelo linear para relação entre sinais.  $x[k]$  é o sinal de entrada, que passa por um filtro com função de transferência  $H(f)$ , resultando no sinal  $v[k]$ , ao qual é adicionado um ruído  $n[k]$ , não correlacionado com  $x[k]$ , resultando no sinal de saída  $y[k]$ . (Reproduzido de MIRANDA DE SÁ *et al.* (2002).)

$$\hat{\gamma}_{xy}^2(f) = \frac{\left| \sum_{i=1}^M X_i^*(f) Y_i(f) \right|^2}{\sum_{i=1}^M |X_i(f)|^2 \sum_{i=1}^M |Y_i(f)|^2}, \quad (3.1)$$

onde  $Y_i(f)$  e  $X_i(f)$  são as transformadas de Fourier do  $i$ -ésimo segmento (ou janela) do EEG e do sinal de estimulação, respectivamente, e  $M$  é o número de janelas usadas no cálculo.

Considerando-se  $x[k]$  um sinal determinístico e periódico,  $X_i(f)$  tem o mesmo valor em cada janela utilizada na promediação, ou seja,  $X_i(f) = X(f)$ , levando às seguintes simplificações (DOBIE e WILSON, 1989; MIRANDA DE SÁ *et al.*, 2002):

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

Para distinguir da Eq. 3.2, a coerência entre um sinal periódico e um sinal aleatório será denotada por  $\hat{\kappa}_y^2(f)$ , assim:

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

onde “ $\hat{\cdot}$ ” denota estimação,  $Y_i(f)$  é a Transformada de Fourier da  $i$ -ésima janela de EEG e  $M$  é o número de épocas utilizadas na estimação.

Na aplicação ao EEG,  $\hat{\kappa}_y^2(f)$  pode ser utilizada como um potencial detector de resposta a estímulos, desde que se garanta que os estímulos sejam periódicos (MIRANDA DE SÁ e FELIX, 2002). Os valores críticos para a estimativa da coerência são descritos por:

$$\hat{\kappa}_y^2_{crit} = 1 - \alpha^{\frac{1}{M-1}}, \quad (3.4)$$

onde  $\alpha$  é o nível de significância do teste. A detecção é obtida baseada na rejeição da hipótese nula ( $H_0$ ) de ausência de respostas, quando os valores da coerência excedem o valor crítico ( $\hat{\kappa}_y^2(f) > \hat{\kappa}_y^2_{crit}$ ).

## 3.2 Coerência com Sobreposição de Janelas

Outra abordagem possível para a estimativa da MSC é o uso da sobreposição de janelas sobreposição. As principais vantagens do uso da estimativa da MSC com sobreposição são menor erro de tendência e menor variância, se comparado ao cálculo comum, o que possibilita uma maior precisão na estimativa MSC (BORTEL e SOVKA, 2007).

Em contraste com a abordagem sem sobreposição, a distribuição estatística da estimativa da MSC com sobreposição não é conhecida (BORTEL e SOVKA, 2007). Assim, não há nenhuma fórmula exata para o cálculo dos valores críticos. Consequentemente, é difícil afirmar, de forma objetiva, se um dado sinal apresenta resposta significativa com esta estimativa.

Outra desvantagem do uso da coerência com sobreposição, comparado à coerência com janelamento simples, reside no fato de que a equação simplificada da MSC, que independe do sinal de entrada  $x[k]$ , não pode ser aplicada ao cálculo com sobreposição de janelas, pois não é garantido que a transformada de Fourier do sinal de entrada seja a mesma em todas as janelas ( $X_i(f) \neq X(f)$ ), devido à variação de fase em cada janela sobreposta. Assim, a simplificação demonstrada na Equação 3.2 não é aplicável.

Por conseguinte, para o cálculo da estimativa da MSC com sobreposição de janelas, é necessário o registro do sinal de entrada  $x[k]$ , ou mesmo que este sinal seja simulado para o cálculo da MSC com sobreposição.

### 3.2.1 Avaliação da Fase do Sinal de Resposta na MSC

As ASSR em geral têm um deslocamento temporal em relação ao estímulo. Tal deslocamento, ou latência, depende da intensidade do sinal de estimulação, do nível

de excitação do indivíduo, do uso de medicamento, entre outros fatores (JOHN e PICTON, 2000).

Para investigar o efeito da latência das respostas no cálculo da coerência com sobreposição de janelas, foram simulados sinais com SNR conhecida. A amostra estatística de sinais  $y[k]$  foi gerada pela adição de ruído branco  $n[k]$ , com distribuição gaussiana e SNR desejada, ao sinal de entrada  $x[k]$  um , conforme a Equação 3.5

$$y[k] = x[k] + n[k] \quad (3.5)$$

o sinal  $x[k]$  é dado por:

$$x[k] = \text{sen}\left[2\pi f_1 \frac{k}{F_s} + \theta\right] + \text{sen}\left[2\pi f_2 \frac{k}{F_s} + \theta\right] \quad (3.6)$$

onde  $k$  é o índice da amostra do sinal discretizado,  $F_s$  a frequência de amostragem,  $\theta$  a fase do sinal,  $f_1$  e  $f_2$  as frequências das senóides em  $Hz$ .

Neste estudo, para o sinal de entrada  $x[k]$  foi usada a soma de duas senóides a fim de simular a resposta dos sinais na estimulação binaural. As frequências de  $f_1$  e  $f_2$  foram  $32Hz$  e  $38Hz$ , respectivamente. A frequência de amostragem usada foi  $F_s = 600Hz$ , mesmo valor usado para aquisição dos sinais reais.

Na simulação, variou-se a fase do sinal de saída  $y[k]$  de 0 a  $2\pi$ , enquanto a fase do sinal  $x[k]$  foi mantida em 0; o número de janelas foi variado desde 2 a 40 trechos. Foi gerada uma amostra de 1000 sinais, com SNR de -20dB. A coerência entre os sinais simulados  $x[k]$  e  $y[k]$ , foi calculada com janelas com 50% de sobreposição. Os resultados da simulação são ilustrados na Figura 3.2.

Os resultados mostram um aumento da MSC na frequência do sinal em função do número de janelas. É possível verificar ,na Figura 3.2, que a variação da fase não causa efeito no valor da MSC. Com isso, não é necessário o registro do sinal de estimulação, podendo este ser simulado para o cálculo da coerência com sobreposição, pois o valor da MSC independe da fase do sinal de saída  $y[k]$ . O mesmo foi avaliado na outra frequência ( $f_1 = 38Hz$ ) do sinal  $x[k]$ , obtendo-se resultados semelhantes ao da Figura 3.2.

### 3.2.2 Valores Críticos Simulados para a MSC com Sobreposição de Janelas

A obtenção dos limiares estatísticos do detector é importante para se confirmar, de forma objetiva, a presença de resposta. O valor crítico para a estimativa da MSC sem sobreposição é obtido através da Equação 3.4. Todavia, a MSC calculada com sobreposição de janelas não tem distribuição estatística conhecida, o que impossibilita a obtenção teórica dos valores críticos.

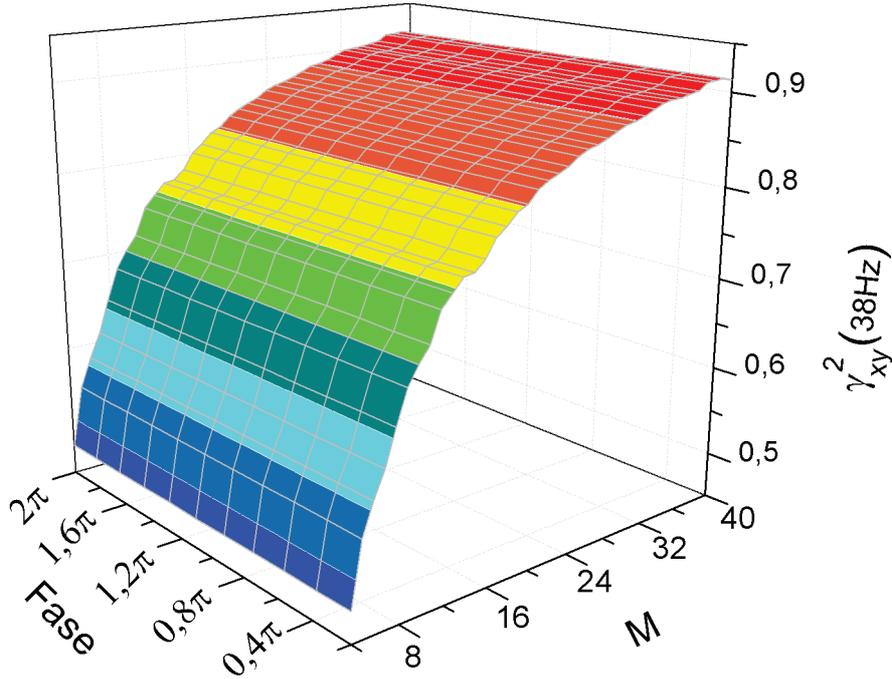


Figura 3.2: Gráfico da variação da MSC com sobreposição de 50% entre as janelas (avaliado em  $f_2 = 38\text{Hz}$ ) em função do número de janelas e da fase do sinal  $y[k]$ . Resultado obtido a partir da simulação de 1000 sinais com  $\text{SNR} = -20\text{dB}$ .

Por outro lado, os valores críticos do detector podem ser obtidos por meio de simulação de Monte Carlo que, apesar de demandar maior tempo computacional, leva a valores adequados sem a necessidade de manipulações algébricas (FELIX, 2006).

Para se obterem os valores críticos por meio de simulação de Monte Carlo, foi considerado o modelo da Figura 3.1, gerando-se os sinais  $x[k]$  e  $y[k]$  como ruídos brancos gaussianos, não correlacionados, o que leva a uma coerência zero entre os sinais, simulando assim a Hipótese Nula de ausência de respostas ( $H_0$ ).

Na simulação dos sinais  $x[k]$  e  $y[k]$ , a coerência foi calculada, com 1.000 repetições, de acordo com a Equação 3.1, variando o número de janelas de 2 a 60 e o percentual de sobreposição das janelas de 0 a 90%. O valor crítico simulado foi estimado pelo percentil de 95% dos valores, ou seja, para um nível de significância  $\alpha = 5\%$ . Os resultados da simulação são ilustrados na Figura 3.3, onde a linha contínua é o valor teórico de  $\hat{\gamma}_{xy}^2(f)$ , obtido pela Equação 3.4. As linhas pontilhadas são os valores simulados, variando a taxa de sobreposição de 10 a 90%.

Nos resultados da Figura 3.3, é observada a redução do valor crítico em função do número de janelas utilizado no cálculo de  $\hat{\gamma}_{xy}^2(f)$ . Para menores taxas de sobre-

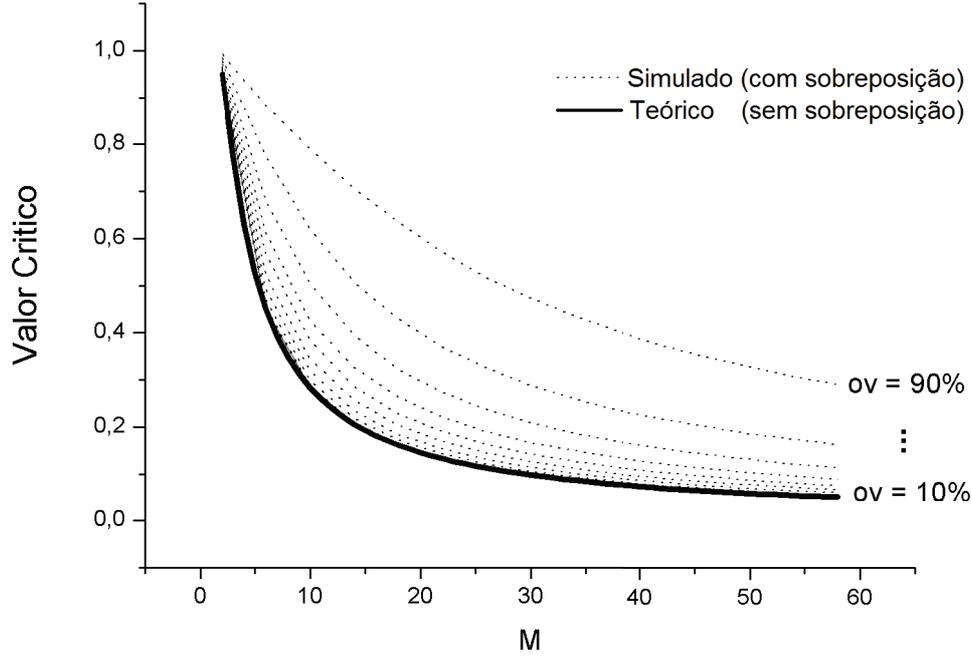


Figura 3.3: Valores críticos para a estimativa da MSC com sobreposição de janelas obtidos através de simulação de Monte Carlo. A linha contínua representa os valores teóricos.

posição de janelas (10 a 20%), os valores críticos são bem próximos do teórico sem sobreposição, estando inclusive sobrepostos no gráfico. O aumento da taxa de sobreposição de janelas implica um aumento do valor crítico, para um mesmo número de segmentos. O aumento do valor crítico, para o mesmo número de janelas, na situação de sobreposição, ocorre pois como os trechos são correlacionados, tem-se a redução do número de graus de liberdade com o aumento do percentual de sobreposição.

### 3.2.3 Avaliação do Tempo de Detecção de uma Resposta Significante na MSC em Função da Sobreposição

Para aplicações que necessitem verificar a presença ou ausência de respostas em intervalo de tempo reduzido, como monitoração de anestesia e BCI, o uso da sobreposição pode ser uma opção na redução do tempo para obtenção de uma resposta significativa.

Para avaliação do efeito da sobreposição de janelas no tempo para detecção, foram simulados sinais conforme o procedimento descrito na Seção 3.2.1, com as mesmas frequências de oscilação e de amostragem, porém com as fases dos sinais  $x[k]$  e  $y[k]$  mantidas em zero.

Os sinais foram divididos em janelas de 1024 pontos, com frequência de amostragem de 600 Hz, e foi efetuada varredura dos sinais com cálculo da coerência para

cada segmento. Foi então verificada a detecção de resposta pelo teste da Hipótese nula. Neste estudo, foi estabelecido um nível de significância fixo de 5% e os valores críticos foram obtidos e tabelados por simulação de Monte Carlo, como mostrado na Seção 3.2.2.

A varredura com o cálculo da coerência foi feita desde o segundo segmento até o segmento no qual a detecção para a frequência do sinal  $x[k]$  foi observada ( $\hat{\gamma}_y^2(38Hz) > \hat{\gamma}_{ycrit}^2$ ), obtendo assim o tempo requerido para se ter uma resposta significativa em cada sinal. Foi simulada uma amostra de 1000 sinais, com SNR de -20dB, e a taxa de sobreposição de janelas foi variada desde 0% (sem sobreposição) até 90%; os resultados são mostrados na Figura 3.4.

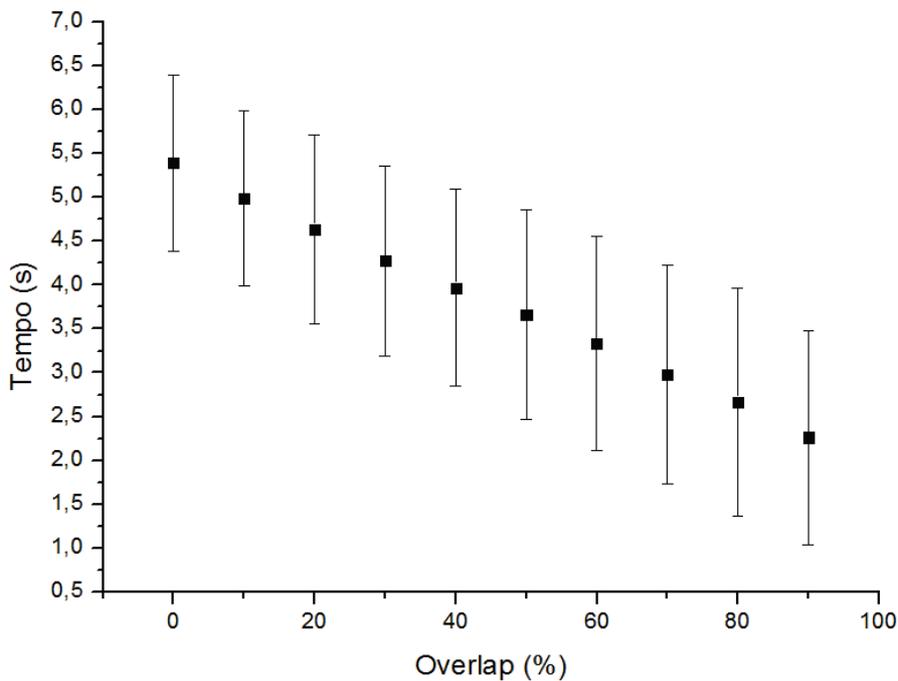


Figura 3.4: Tempo médio para detecção de um sinal imerso em meio ruidoso com SNR = -20dB, obtido a partir de 1000 simulações.

A curva da Figura 3.4 ilustra a redução do tempo para obtenção de uma resposta significativa com o aumento da taxa de sobreposição de janelas, sendo o tempo 58,02% menor para a taxa de sobreposição de 90%, indicando que o uso das janelas sobrepostas no cálculo de  $\hat{\gamma}_y^2(f)$  é eficaz para redução no tempo de detecção de uma resposta.

### 3.3 Coerência múltipla - $\hat{\kappa}_N^2(f)$

O modelo genérico linear multivariado representado na Figura 3.5 pode ser relacionado ao sinal de EEG sob estimulação sensorial, onde o estímulo corresponde ao

signal de entrada  $x[k]$  e as múltiplas saídas ( $y_1[k], y_2[k], \dots, y_N[k]$ ) são os sinais de EEG coletados no couro cabeludo, compostos pela soma das respostas com a atividade elétrica de fundo (representa pelos ruídos  $n_j[k]$ ).

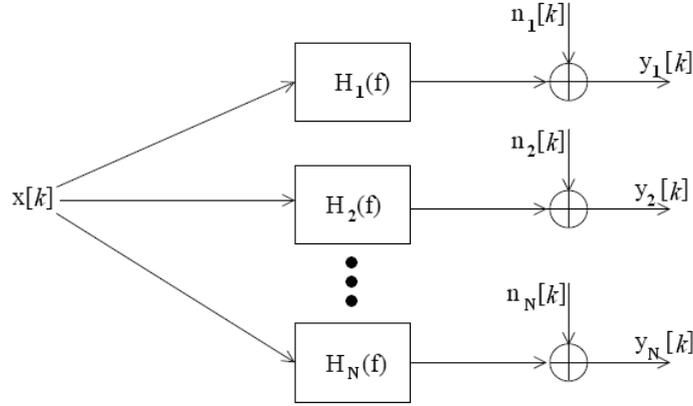


Figura 3.5: Modelo linear multivariado representando o sinal de EEG sob estimulação.  $x[k]$  é o sinal de entrada (estímulo), que é filtrado por  $H_j(f)$  para fornecer a resposta da  $j$ -ésima derivação. Os  $N$  sinais de EEG,  $y_j[k]$ ,  $j = 1, 2, \dots, N$ , obtidos do escalpo, são compostos pela soma da respostas com o EEG de fundo, representado por  $n_j[k]$  (modificado de FELIX (2004)).

Partindo-se do modelo da Figura 3.5, pode-se obter a coerência múltipla entre o sinal de estimulação  $x[k]$  (geralmente determinístico e periódico) e um conjunto de sinais EEG. Com base na expressão da estimativa da coerência múltipla (OTNES e ENOCHSON, 1978, p. 375), o valor de  $\hat{\kappa}_N^2(f)$  entre um sinal periódico e um conjunto de  $N$  sinais aleatórios ( $y_1[k], y_2[k], \dots, y_N[k]$ ) pode ser calculado por (MIRANDA DE SÁ *et al.*, 2004):

$$\hat{\kappa}_N^2(f) = \frac{\mathbf{V}(f)\hat{\mathbf{S}}_{yy}^{-1}(f)\mathbf{V}^H(f)}{M}, \quad (3.7)$$

onde  $H$  sobrescrito representa o Hermitiano da matriz e

$$\mathbf{V}(f) = \begin{bmatrix} \sum_{i=1}^M Y_{1i}(f) & \sum_{i=1}^M Y_{2i}(f) & \cdots & \sum_{i=1}^M Y_{Ni}(f) \end{bmatrix}, \quad (3.8)$$

A matriz  $\hat{\mathbf{S}}_{yy}^{-1}(f)$  é dada por:

$$\hat{\mathbf{S}}_{yy}(f) = \begin{bmatrix} \hat{S}_{y_1y_1}(f) & \hat{S}_{y_1y_2}(f) & \cdots & \hat{S}_{y_1y_N}(f) \\ \hat{S}_{y_2y_1}(f) & \hat{S}_{y_2y_2}(f) & \cdots & \hat{S}_{y_2y_N}(f) \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ \hat{S}_{y_Ny_1}(f) & \hat{S}_{y_Ny_2}(f) & \cdots & \hat{S}_{y_Ny_N}(f) \end{bmatrix}, \quad (3.9)$$

O elemento da  $p$ -ésima linha e  $q$ -ésima coluna da matriz de auto-espectros  $\hat{\mathbf{S}}_{yy}(f)$

é dado por:

$$\hat{\mathbf{S}}_{ypyq}(f) = \sum_{i=1}^M Y_{pi}^*(f) Y_{qi}(f) \quad (3.10)$$

Os valores críticos para um nível de significância  $\alpha$ ,  $M$  épocas e  $N$  sinais podem ser expressos como (MIRANDA DE SÁ *et al.*, 2004):

$$\hat{\kappa}_{Ncrit}^2 = \frac{F_{crit\alpha,2N,2(M-N)}}{F_{crit\alpha,2N,2(M-N)} + [M - N]/N}, \quad (3.11)$$

A detecção é obtida com base na rejeição da hipótese nula ( $H_0$ ) de ausência de resposta, que é alcançada quando os valores de estimativa excedem o valor crítico ( $\hat{\kappa}_N^2(f) > \hat{\kappa}_{Ncrit}^2$ ).

### 3.4 Coerência Múltipla Iterativa

A detecção de respostas evocadas, em alguns casos, pode ser uma tarefa difícil, devido à baixa SNR destas respostas, o que torna necessário um longo tempo de gravação dos sinais até a obtenção de uma resposta significativa (CHEAH e HOU, 2010). A aquisição de sinais de longa duração, aliada ao processamento/detecção *online* dos sinais, implica um elevado custo computacional.

No cálculo da coerência, aplicada ao EEG em um curto intervalo tempo, o desenvolvimento de um algoritmo recursivo, no qual o valor da estimativa da coerência na janela atual seja função de valores obtidos nas janelas anteriores, pode evitar alocação na memória de um longo trecho de sinais de EEG, reduzindo assim o tempo de processamento.

Neste trabalho, o algoritmo iterativo foi implementado para a fórmula da coerência múltipla descrita na Equação 3.11. O valor de  $\hat{\kappa}_N^2(f)$ , neste caso, é calculado após a aquisição de cada trecho de sinal, sem necessidade de armazenar todos os dados coletados ao longo do exame, pois a coerência múltipla é calculada a partir dos valores anteriores da matriz  $\mathbf{V}$  e da matriz de auto-espectros  $\hat{\mathbf{S}}_{yy}(f)$ , como demonstrado nas equações a seguir:

$$\mathbf{V}(f, M) = \left[ \sum_{i=1}^{M-1} Y_{1i}(f) \quad \sum_{i=1}^{M-1} Y_{2i}(f) \quad \cdots \quad \sum_{i=1}^{M-1} Y_{Ni}(f) \right] + \left[ Y_{1M}(f) \quad \cdots \quad Y_{NM}(f) \right] \quad (3.12)$$

assim, a matriz  $\mathbf{V}$  pode ser reescrita como

$$\mathbf{V}(f, M) = \mathbf{V}(f, M - 1) + \left[ Y_{1M}(f) \quad Y_{2M}(f) \quad \cdots \quad Y_{NM}(f) \right] \quad (3.13)$$

Analogamente, para o termo geral da matriz de auto-espectros:

$$\hat{\mathbf{S}}_{ypyq}(f, M) = \sum_{i=1}^{M-1} Y_{pi}^*(f)Y_{qi}(f) + Y_{pM}^*(f)Y_{qM}(f) \quad (3.14)$$

ou seja,

$$\hat{\mathbf{S}}_{ypyq}(f, M) = \hat{\mathbf{S}}_{ypyq}(f, M - 1) + Y_{pM}^*(f)Y_{qM}(f) \quad (3.15)$$

Desta forma, a coerência pode ser calculada de forma iterativa, em cada janela de sinal coletado, armazenando apenas a matriz ( $\mathbf{V}(f, M - 1)$ ) e a matriz dos auto-espectros ( $\hat{\mathbf{S}}_{yy}(f, M - 1)$ ) acumuladas das janelas anteriores; sem necessidade de se armazenar em longos trechos de sinal e, além disso, o algoritmo iterativo é mais eficiente se comparado ao cálculo comum, onde a transformada de Fourier dos sinais é calculada em cada janela, ao longo de todo trecho do exame coletado. Este algoritmo também pode ser aplicado para a coerência simples, utilizando apenas um sinal de saída (N=1).

### 3.4.1 Comparação dos Algoritmos Iterativo e Comum da Coerência quanto ao Tempo de Processamento

Para avaliar o tempo de processamento dos algoritmos não iterativo e comum da coerência foram simulados sinais aleatórios, com distribuição gaussiana e média zero, e em seguida foi feita uma varredura do sinal, com o cálculo da coerência em cada janela e o registro do tempo de processamento para obtenção dos resultados.

As simulações foram executadas no Matlab<sup>®</sup> em um computador com as seguintes configurações de *hardware*:

- Processador: Intel<sup>®</sup> Core<sup>™</sup> 2,67 i7 GHz
- Memória RAM: 18 GB

Como mostrado na configuração anterior, foi utilizado um computador de alto desempenho. Os resultados para comparação dos algoritmos quanto ao tempo de processamento para o cálculo da coerência simples (N=1) são mostrados na Figura 3.6.

O gráfico da Figura 3.6 mostra que o tempo de processamento do algoritmo comum cresce de forma mais acentuada, com o aumento do número de janelas, se comparado ao algoritmo iterativo. A Figura 3.7 ilustra os resultado da simulação para a coerência múltipla com dez sinais (N=10).

Como mostrado nas Figuras 3.6 e 3.7 o algoritmo iterativo tem uma maior eficiência computacional se comparado ao cálculo comum. O tempo de processamento

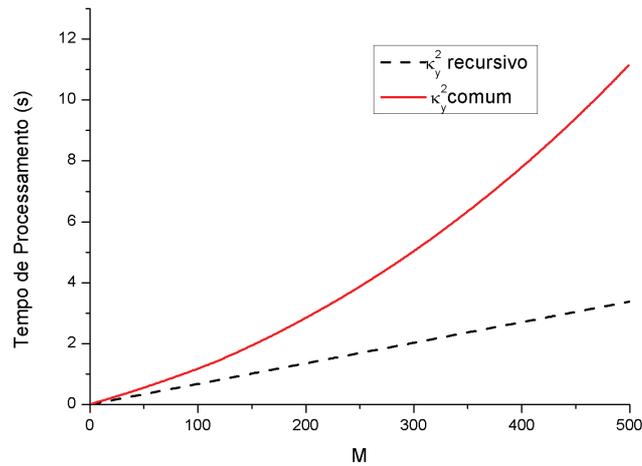


Figura 3.6: Tempo de processamento em função do número de janelas para o cálculo da coerência simples ( $N=1$ ), comparativo entre os algoritmos comum e iterativo.

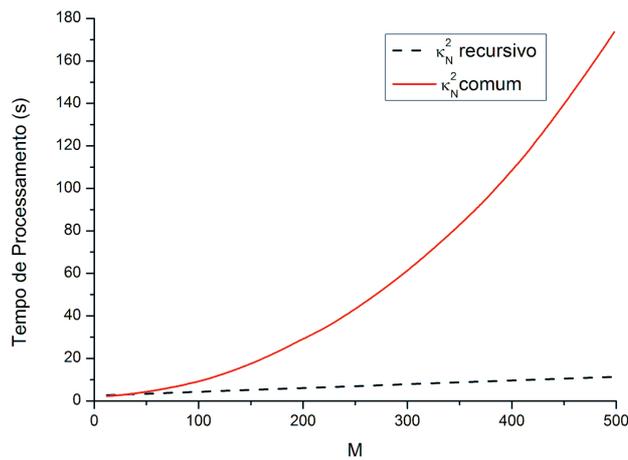


Figura 3.7: Tempo de processamento em função do número de janelas para o cálculo da coerência múltipla para 10 sinais, comparativo entre os algoritmos comum e iterativo.

para a coerência iterativa (simples e múltipla) é bem inferior ao algoritmo comum. Isso ocorre porque, no cálculo recursivo, ao se obter a coerência em cada janela, não é preciso calcular o valor da transformada de Fourier das janelas anteriores, pois este valor está acumulado nas matrizes  $\mathbf{V}(f, M - 1)$  e  $\hat{\mathbf{S}}_{yy}(f, M - 1)$ . Já no algoritmo comum, a cada janela coletada, é necessário se calcular a Transformada de Fourier de todas as janelas passadas, aumentando bastante o custo computacional e o tempo de processamento. Como verificado nas simulações, o aumento do número de sinais também leva a um aumento no tempo para o cálculo da coerência.

Os resultados para o tempo de processamento estão diretamente relacionados às configurações de hardware de computador. Com um computador mais simples, o tempo de processamento seria superior.

O código fonte, desenvolvido no Matlab, para o cálculo da coerência iterativa é apresentado no Apêndice B.

# Capítulo 4

## Materiais e Métodos

### 4.1 Casuística

Os Sinais de EEG foram coletados de 14 indivíduos adultos (todos homens) com idade entre 19 e 28 anos (média de 22,4 e desvio padrão de 2,3 anos) sem sinais de patologias neurológicas. Todos os voluntários foram submetidos à meatoscopia e audiometria tonal convencional (250 a 8000 Hz). Na triagem auditiva<sup>2</sup>, todos foram diagnosticados pela especialista com “Limiares auditivos dentro dos padrões de normalidade bilateralmente” (entre 0 e 24dBNA). A Tabela 4.1 mostra a média dos resultados dos limiares tonais, em dB NA, para as orelhas direita e esquerda.

Tabela 4.1: Média dos resultados dos limiares tonais para cada orelha.

Frequência (Hz)	Média (OD)	Média (OE)
250	12	9,58
500	4,2	1,25
1.000	4,6	3,8
2.000	3,8	2,9
3.000	4,2	2,9
4.000	7,9	5,4
6.000	4,2	5,4
8.000	4,2	2,1

### 4.2 Protocolo Experimental

Os exames foram realizados no laboratório do Núcleo Interdisciplinar de Análise de Sinais (NIAS), no Departamento de Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Viçosa-MG (UFV). As instalações eram dotadas de sistema de refrigeração,

<sup>2</sup>Agradeço à Fonoaudióloga da divisão de Saúde da UFV, Lenilda Viana, pela realização dos exames audiométricos.

cabine audiométrica e uma cadeira reclinável, a fim de acomodar confortavelmente os voluntários durante o experimento.

O Protocolo Experimental foi aprovado pelo comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos da UFV e está inserido no projeto de pesquisa intitulado “ Investigação da atenção seletiva auditiva para interface cérebro-computador ”. Segue carta de aprovação no Apêndice A.

### 4.2.1 Aquisição dos Sinais

Para aquisição dos sinais EEG, utilizou-se um amplificador de sinais biológicos de 36 canais, BrainNET BNT-36 (EMSA), com filtro passa-altas e passa-baixas de 0,1 Hz e 100 Hz, respectivamente, e frequência de amostragem de 600 Hz. Para remover a interferência da rede elétrica, foi implementado um filtro rejeita-faixa *Butterworth* digital de quarta ordem, com banda de rejeição estreita e corte para a frequência de 60Hz e para cada harmônico (120, 180 e 240Hz).

Os sinais de EEG foram registrados a partir de eletrodos não invasivos, dispostos no escalpo de acordo com o sistema internacional 10-20, com referência no eletrodo Oz, pois, segundo VAN DUN e WOUTERS (2009), com esta configuração se obtêm as melhores SNRs para as ASSR. Na coleta, utilizaram-se eletrodos de prata/cloreto de prata (Ag/AgCl) com diâmetro de 10 mm e a impedância foi mantida sempre inferior a  $5k\Omega$ .

## 4.3 Estimulação

A estimulação foi aplicada por meio de sons modulados em amplitude (AM), gerados de acordo com a Equação 4.3 (JOHN *et al.*, 1998).

$$c(t) = A \cdot \text{sen}(2\pi f_c t) \quad (4.1)$$

$$m(t) = 1 - a \cdot 0,5 \cdot (\cos(2\pi f_m t) + 1) \quad (4.2)$$

$$s(t) = c(t) \cdot m(t) \quad (4.3)$$

onde  $f_c$  é a frequência portadora,  $a$  é a profundidade de modulação,  $A$  é a amplitude máxima do sinal e  $f_m$  é a frequência moduladora.

Os estímulos foram gerados digitalmente, com uma frequência de amostragem de 44100 Hz. Neste trabalho, utilizou-se uma profundidade de modulação de 100%, pois, segundo (JOHN e PICTON, 2000), esse valor evoca a ASSR de maior amplitude. A amplitude máxima ( $A$ ) foi ajustada para que a intensidade sonora de cada tom AM fosse de 75 dB SPL.

Todo os experimentos de estimulação sonora foram conduzidos com o voluntário no interior de uma cabine audiométrica, com isolamento acústica, o que evita interferência dos ruídos ambientes no procedimento.

### 4.3.1 Fones de Ouvido

Como transdutor acústico, foi utilizado o fone de inserção E-A-RTone 5A da *Aearo Technologies* que é um dispositivo muito empregado em testes de audiometria. Este dispositivo consiste em um transdutor de dimensões pequenas que é introduzido no canal auditivo por meio de um tubo plástico flexível, com plugue de terminação macia (Figura 4.1).

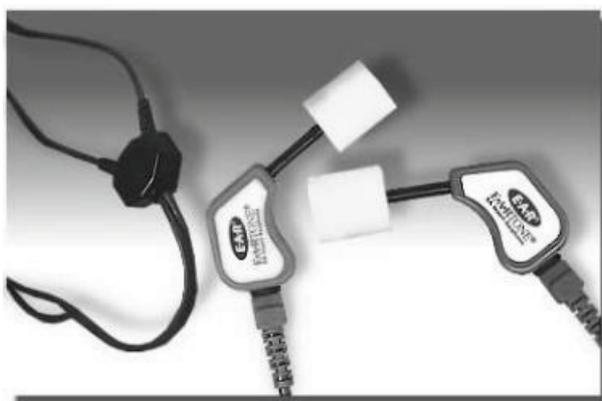


Figura 4.1: Fone de inserção E-A-RTone 5A (AEA, 2010).

As melhorias oferecidas pelo fone de inserção incluem: maior atenuação dos ruídos ambientes; maior atenuação transcraniana, o que evita a estimulação contralateral e melhor acoplamento auricular, minimizando perdas de energia acústica (AEA, 2010).

Os níveis de tensão elétrica para a calibração do fone, de acordo com o nível de intensidade sonora desejado, foram fornecido pelo NEPEB (Núcleo de Estudos e Pesquisas em Engenharia Biomédica da UFMG), onde foi feita a calibração do equipamento utilizando um ouvido artificial acoplado a um medidor de níveis sonoros.

### 4.3.2 Evitando o espalhamento espectral

Para a redução do espalhamento espectral foi utilizado um método de correção da frequência de estimulação, aplicado *a priori*. FELIX *et al.* (2005) utilizaram a técnica proposta em simulações e dados experimentais, para mostrar que o vazamento espectral na detecção objetiva de ASSRs pode ser evitado por meio do ajuste da frequência de modulação do estímulo, de tal forma que cada janela de dados contenha número primo de ciclos do sinal, ou seja, a frequência do estímulo é ajustada para garantir um número primo de oscilações em uma janela de comprimento fixo.

De acordo com tal método, deve haver um número primo de oscilações ( $L$ ) do sinal a ser detectado, onde cada ciclo tem um período  $T_0$ , e o comprimento da janela (que é  $L * T_0$ ) deve ser um múltiplo inteiro do período de amostragem ( $T_s$ ). Ou seja,

$$\frac{f_s}{f_m} = \frac{N}{L}, \quad (4.4)$$

onde  $N$  é o número de pontos de cada janela,  $f_s$  é a frequência de amostragem e  $f_m$  é a frequência da moduladora utilizada no estímulo. Neste estudo, as frequências de estimulação foram 32Hz e 38Hz, corrigidas de acordo com a Equação 4.4, para uma frequência de amostragem  $f_s=600$ Hz e janelas de 1024 pontos, de forma a se obter a frequência de modulação mais próxima para um número inteiro de ciclos em cada janela. Os valores corrigidos para as frequências de estimulação são mostrados na Tabela 4.2.

Tabela 4.2: Frequência de modulação corrigida segundo o critério de número primo de oscilações para janela de 1024 pontos.

Frequência de Modulação (Hz)	Frequência de Modulação corrigida (Hz)
32	31,13
38	39,36

### 4.3.3 Protocolo da Estimulação

Para o estudo do efeito da atenção nas ASSR o protocolo de estimulação foi composto por três etapas de estimulação binaural, onde foram gerados tons AM com os parâmetros de estimulação mostrados na Tabela 4.3.

Tabela 4.3: Parâmetros de estimulação AM usados nos exames.

	Moduladora (Hz)	Portadora
<b>Orelha Esquerda</b>	31,13	500
<b>Orelha Direita</b>	39,36	2000

Os estímulos foram executados na faixa de 30 a 40Hz pois, nestas frequências, as ASSR apresentam as maiores respostas, além de serem mais influenciadas pelo estado de atenção (JOHN *et al.*, 1998; LINDEN *et al.*, 1985; ROSS *et al.*, 2003).

As etapas de estimulação binaural foram executadas conforme as instruções mostradas a seguir:

- **Condição sem Atenção:** os voluntários foram orientados a não focar a atenção em nenhum dos estímulos.
- **Atenção no Estímulo da Esquerda:** os voluntários foram instruídos a focar a atenção no estímulo da esquerda e desprezar o estímulo da orelha direita.

- **Atenção no Estímulo da Direita:** os voluntários foram orientados a focar a atenção no estímulo da direita e desprezar o estímulo da orelha esquerda.

Durante as etapas de estimulação, os voluntários foram orientados a manter os olhos fechados, a fim de facilitar a tarefa de concentração e evitar artefatos oculares (KIM *et al.*, 2011).

Cada etapa de estimulação teve duração de 2 minutos e intervalos entre estimulações de 30 segundos. Antes de cada etapa na qual o indivíduo tivesse que focar a atenção em um determinado estímulo, era estimulada apenas a orelha (monoaural) no lado do foco de atenção durante dez segundos, a fim de instruir e facilitar o indivíduo na tarefa cognitiva. A evolução das etapas de estimulação são ilustradas na Figura 4.2.

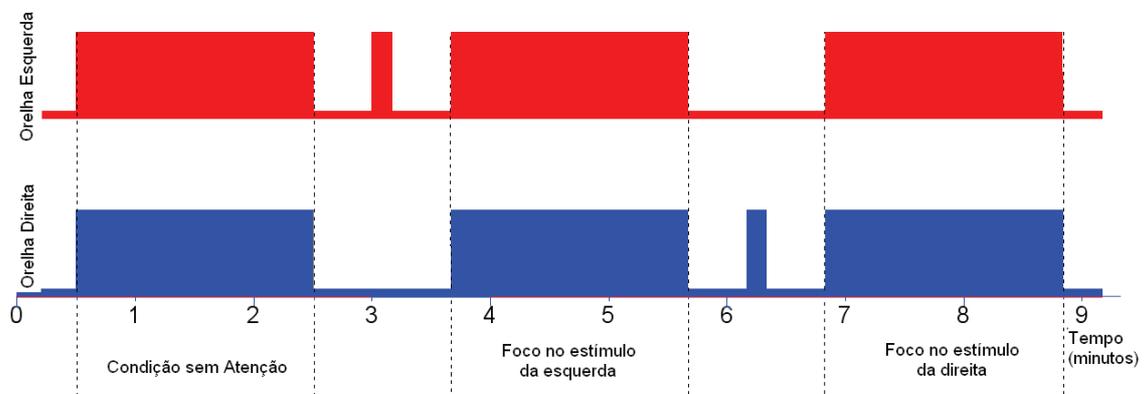


Figura 4.2: Linha do tempo para os estímulos auditivos. Estímulo da orelha esquerda (superior) e orelha direita (inferior), com frequências das portadoras de 500Hz e 2000Hz, respectivamente.

## 4.4 Rejeição Automática de Artefatos

Na aplicação das técnicas de detecção, com obtenção dos resultados em um intervalo de tempo reduzido, caso seja usado um algoritmo de rejeição de artefatos, é necessário que a técnica seja implementada de forma automática, ou seja, devem-se descartar, a cada instante, trechos de sinais coletados que contenham variações elevadas na amplitude do sinal em um curto intervalo de tempo.

A técnica de remoção de artefatos proposta por CHIAPPA (1997) é baseada no desvio padrão do sinal de EEG sem ruídos, de 20 segundos de duração, tomado como referência. Idealmente, espera-se que o segmento de referência apresente toda a dinâmica do sinal e que não possua artefato.

A partir do segmento de referência, é obtido o desvio padrão do sinal, utilizado na obtenção do limiar de rejeição para verificação da presença dos artefatos. Este limiar é definido como o triplo do desvio padrão da referência. Desse modo, garante-se intervalo de confiança de 99,73% das amostras considerando-se uma distribuição normal.

#### 4.4.1 Escolha do Sinal de Referência

Na técnica, quando aplicada *off-line*, o sinal de referência é escolhido de forma visual, pela análise de todo o sinal coletado, sendo, então, escolhido, de forma subjetiva, um trecho de 20 segundos sem artefatos. Neste trabalho, para a aplicação do método de rejeição de artefatos a cada trecho de sinal coletado, o sinal de referência é obtido antes do início da coleta com processamento. O procedimento modificado consiste em coletar o sinal de EEG do indivíduo, sem estimulação, e acumular o número de janelas correspondente a 20 segundos de sinal. Caso uma das janelas tenha um sinal com amplitude maior que  $100\mu\text{V}$ , esta é então descartada e a obtenção do sinal de referência só é finalizada quando o tempo mínimo do sinal for alcançado.

#### 4.4.2 Remoção dos trechos com artefato

A partir do limiar de rejeição, cada amostra dos trechos armazenados é analisada. O método consiste em rejeitar um trecho de sinal caso este tenha mais de 5% de amostras contínuas ou mais de 10% de quaisquer amostras coletadas fora do intervalo de confiança estipulado. Para padronização de tamanho entre todas as derivações, sempre que um trecho for detectado como contendo artefato, o mesmo trecho das demais derivações correspondentes será rejeitado. Dessa forma, o número total de trechos restantes após o processo de rejeição automática de artefato será igual ao número de trechos onde não seja observada presença de artefato em nenhuma das derivações (INFANTOSI *et al.*, 2006).

### 4.5 Coerência Espacial

Em algumas situações, pode ser necessário saber a região do escalpo de maior amplitude ou sincronismo das respostas evocadas em um determinado componente de frequência. Por isso, foi desenvolvido neste trabalho o método da coerência espacial, que leva em conta a magnitude quadrática de coerência em cada eletrodo bem como a sua localização espacial no escalpo.

Inicialmente, para definir a localização aproximada dos eletrodos, a cabeça é transformada em uma figura bidimensional, um círculo de raio unitário. A posição dos eletrodos no círculo é definida pelo sistema internacional 10-20 e foi obtida

pela *toolbox*, EEGLAB (DELORME, 2004), desenvolvida no Matlab para análise de sinais cerebrais. A localização dos eletrodos (módulo e ângulo) é mostrada na tabela 4.4.

Tabela 4.4: Localização aproximada dos eletrodos para o cálculo da coerência espacial, obtido de DELORME (2004).

<b>Eletrodo</b>	$A_i$	$\theta_i$ (graus)
F7	0,51	144
T3	0,51	180
T5	0,51	225
Fp1	0,51	108
F3	0,33	129
C3	0,25	180
P3	0,33	231
O1	0,51	252
F8	0,51	36
T4	0,51	0
T6	0,51	315
Fp2	0,51	72
F4	0,33	51
C4	0,25	0
P4	0,33	309
O2	0,51	288
Fz	0,25	90
Cz	0	0
Pz	0,25	270
Oz	0,51	270

A coerência espacial é o vetor resultante, calculado pelo somatório dos vetores formados pelo módulo (distância de cada eletrodo ao vertex Cz) e ângulo de fase, como informado na Tabela 4.4. Cada vetor é então ponderado pelo valor de  $\hat{\gamma}_{i(f_0)}^2$ , por eletrodo, na frequência analisada, como mostra a Equação 4.5.

$$\kappa_{espacial}(f_0) = \sum_{i=1}^{Ch} \hat{\gamma}_{i(f_0)}^2 A_i e^{j\theta_i}, \quad (4.5)$$

onde “Ch” são os canais usados para o cálculo da coerência espacial, “ $A_i$ ” é o módulo e “ $\theta_i$ ” é o ângulo de cada eletrodo, como mostrado na Figura 4.3.

Dessa forma, a coerência espacial é um vetor resultante que apontará para a região de maior sincronismo para a frequência  $f_0$  em análise.

## 4.6 Índice de Atenção

O índice de atenção foi a ferramenta desenvolvida para classificar os estados de atenção nas ASSRs apresentadas por estímulos binaurais, com frequências diferentes

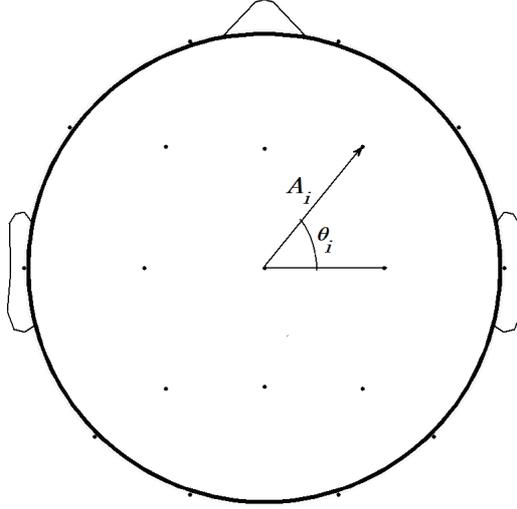


Figura 4.3: Vetor formado por cada eletrodo e o vertex, tomando o módulo ( $A_i$ ) e o ângulo ( $\theta_i$ ), para o cálculo da coerência espacial.

em cada ouvido. O método foi necessário devido à alta variabilidade inter-indivíduos na condição de atenção.

Levando-se em conta o relato de alguns autores de que a atenção nas ASSRs provoca uma modulação dessas respostas (BIDET-CAULET *et al.*, 2007; GANDER *et al.*, 2007; ROSS *et al.*, 2004), o índice de atenção foi desenvolvido baseado na coerência espacial. Para obtenção do índice, o valor de  $\kappa_{espacial}$  é calculado pela soma vetorial dos eletrodos, ponderada pela diferença dos valores da coerência em cada eletrodo nas condição de atenção e sem atenção no determinado estímulo, como mostrado na Equação 4.6.

$$\kappa_{espacial} = \sum_{i=1}^{Ch} (\hat{\gamma}_{i(atencao)}^2 - \hat{\gamma}_{i(sem-atencao)}^2) A_i e^{j\theta_i}, \quad (4.6)$$

Finalmente, o índice de atenção é calculado por:

$$Indice = Real(\kappa_{espacial}), \quad (4.7)$$

Portanto, o índice de atenção é calculado tomando apenas a parte real. Dessa forma, leva em conta apenas as mudanças inter-hemisférios e foi desenvolvido com bases nos relatos de que a atenção causa uma modulação contralateral nas ASSRs. Assim, se o resultado do índice for um valor positivo ( $\kappa_{espacial}$  apontando para a direita), indica a atenção no estímulo da esquerda (contralateral). Por outro lado, se o índice for negativo (apontando para a esquerda), indica atenção no estímulo da direita.

Como exemplo, tem-se na Figura 4.4, a aplicação do cálculo do índice de atenção

para um caso típico. As seta pontilhadas indicam cada vetor formado pelo valor da coerência e posição do eletrodo; como resultado da soma vetorial tem-se a coerência espacial. Na Figura 4.4 é também mostrado o índice de atenção, que no exemplo tem valor positivo, indicando atenção no estímulo da orelha esquerda.

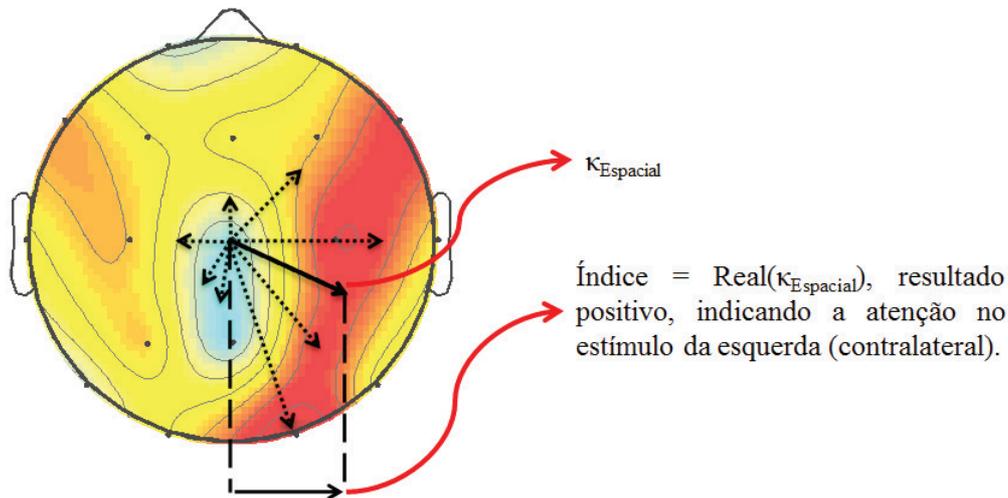


Figura 4.4: Exemplo da aplicação do cálculo do índice de atenção para um caso típico.

## 4.7 Processamento dos Sinais

As técnicas de detecção descritas no Capítulo 3 foram implementadas de maneira a permitir que o usuário pudesse avaliar os eventos estímulo/detecção das respostas durante a realização dos exames, em computador pessoal. No sistema desenvolvido, os detectores são aplicados de forma iterativa a cada trecho de sinal coletado. Dessa forma, o usuário poderá verificar, a cada instante, a presença de eventos estímulo-resposta, comparando o valor do detector na frequência de estimulação ao valor crítico do mesmo.

### 4.7.1 O sistema desenvolvido

#### Transmissão dos Dados

Para o processamento das respostas evocadas, com apresentação dos resultados durante a realização dos exames, foi necessário desenvolver um *software* que se comunicasse diretamente com o Eletroencefalógrafo (Brainnet-36). A comunicação do equipamento com o computador é feita via cabo tipo par trançado, com conectores RJ45, para rede padrão Ethernet. O protocolo de comunicação usado pelo

Brainnet-36 é o UDP (do inglês, *User Datagram Protocol*), que é um protocolo simples e permite que a aplicação escreva um datagrama (pacote de dados) encapsulado num pacote IP (PARTRIDGE e PINK, 1993).

O Brainnet-36 envia ao computador um pacote com os dados a cada 20 amostras coletadas. Dessa forma, o datagrama enviado tem 720 amostras (20 amostras para cada um dos 36 canais).

De acordo com as informações enviadas pela LYNX Tecnologia Eletrônica Ltda, o formato da mensagem enviada pelo BrainNet para o computador é mostrado na Figura 4.5. As partes que compõem essa mensagem podem ser descritas como:

- **Cod.** - código do pacote enviado, com 2 bytes;
- **Reserv.** - 2 bytes reservados pelo fabricante;
- **# Pacote** - número do pacote de dados, cujo valor começa em zero, com 4 bytes;
- **Temp Grav.** - instante de gravação ou *Time Stamp*, em ms, com 4 bytes;
- **Fs** - frequência de amostragem em Hz, com 4 bytes;
- **Burst** - número de *bursts* do pacote, isto é, número de pacotes que são enviados por transmissão, também em 4 bytes;
- **# Canais** - número de canais do equipamento, cujo valor é 36 (2 bytes);
- **IP** - IP do elemento atual da rede, escrito em 4 bytes;
- **Porta** - número da porta do elemento atual da rede, em 2 bytes;
- **Status Host** - *status* do *host*, isto é, do elemento atual da rede (4 bytes);
- **Reserv.** - 4 bytes reservados pelo fabricante;
- **Dados** - dois conjuntos de 720 bytes referentes às amostras requisitadas.

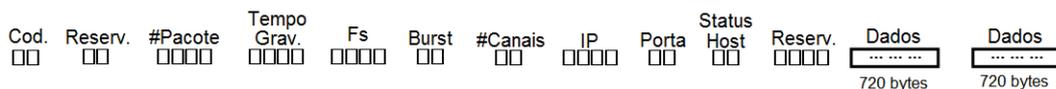


Figura 4.5: Formato de mensagem enviada pelo BrainNet-36 para o computador.

Os sinais do Brainnet são digitalizados com uma resolução de 16 bits, porém como mostrado na Figura 4.5, as amostras são divididas em dois conjuntos de 720 bytes (8 bits cada amostra). A ordem com que as amostras são dispostas no datagrama

foi fornecida pela LYNX, possibilitando assim a adequada recepção dos dados no sistema desenvolvido <sup>3</sup>.

### Software para Detecção e Registro dos Sinais

O software para detecção das ASSRs e registro dos sinais de EEG coletados foi desenvolvido no Matlab<sup>®</sup>, que possui todo o suporte para a comunicação UDP, através da sua *toolbox* de controle de instrumentos (ou em inglês, *Instrument Control Toolbox*). A Figura 4.6 ilustra o programa desenvolvido.

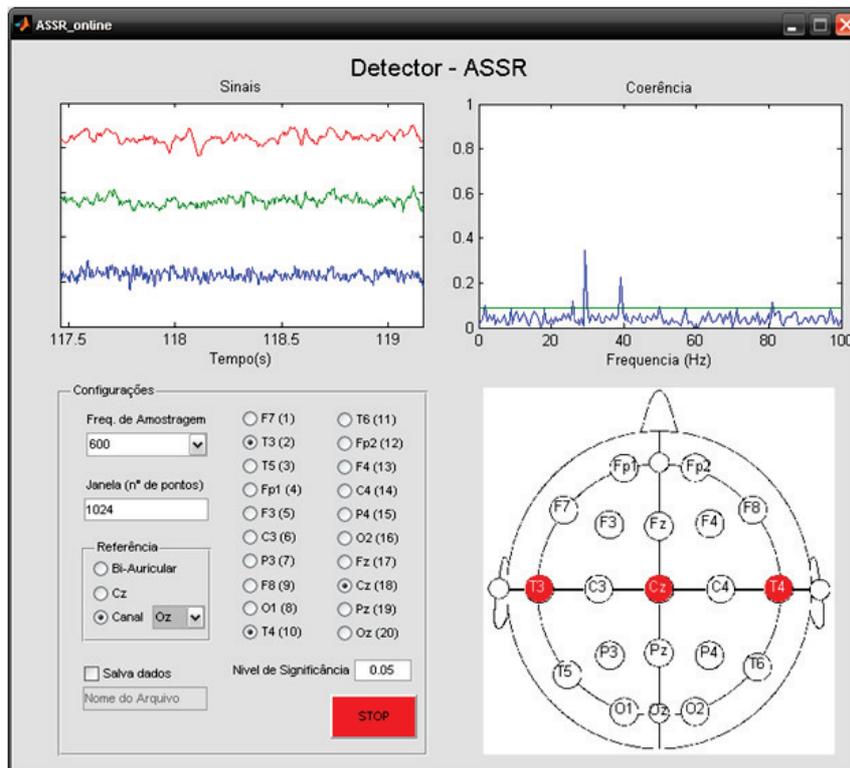


Figura 4.6: Programa desenvolvido para detecção e Registro dos Sinais.

A janela ilustrada na Figura 4.6 mostra um caso de detecção, onde o usuário pode verificar a cada trecho de sinal coletado, os eventos de detecção de resposta. No quadro de configurações, é possível selecionar os parâmetros do teste, como: a frequência de amostragem, o número de amostras de cada janela de sinal, o canal de referência, os canais usados no cálculo da coerência e o nível de significância do teste. Além disso, ao lado deste quadro, são mostrados os canais usados no cálculo da coerência, com sua disposição no escalpo, conforme o Sistema Internacional 10-20.

Na parte superior, no quadro da esquerda, são exibidos os sinais usados na detecção para a janela atual. Ao lado, é mostrada a coerência, calculada a cada janela

<sup>3</sup>Agradeço ao Prof. Maurício Cagy (UFF) e à Prof.<sup>a</sup> Sandra Muller (UFES), que gentilmente forneceram os seus códigos fonte dos *softwares* de comunicação, que foram muito úteis no desenvolvimento deste trabalho.

coletada, por meio algoritmo recursivo mostrado na Seção 3.4, bem como o seu valor crítico para a janela atual. Nesta figura, é ilustrado um caso real de detecção de ASSRs com estimulação binaural, onde são notados os picos nas frequências de estimulação (31,123 e 39,356 Hz) acima do valor crítico, indicando a presença de respostas. Nesta janela, a habilitação da função “Salva Dados” permite a gravação dos sinais em formato de texto (\*.txt), para uma análise posterior (*off-line*).

O fluxograma do sistema de detecção e registro de sinais é ilustrado no Apêndice C.

### Software para classificação dos estados de Atenção

Este sistema tem uma plataforma para aquisição e processamento de dados semelhante ao programa anterior. Neste outro *software*, foi incorporada a função de classificação da atenção, utilizando o índice de atenção mostrado na Seção 4.6. A janela da Figura 4.7 ilustra o sistema desenvolvido.

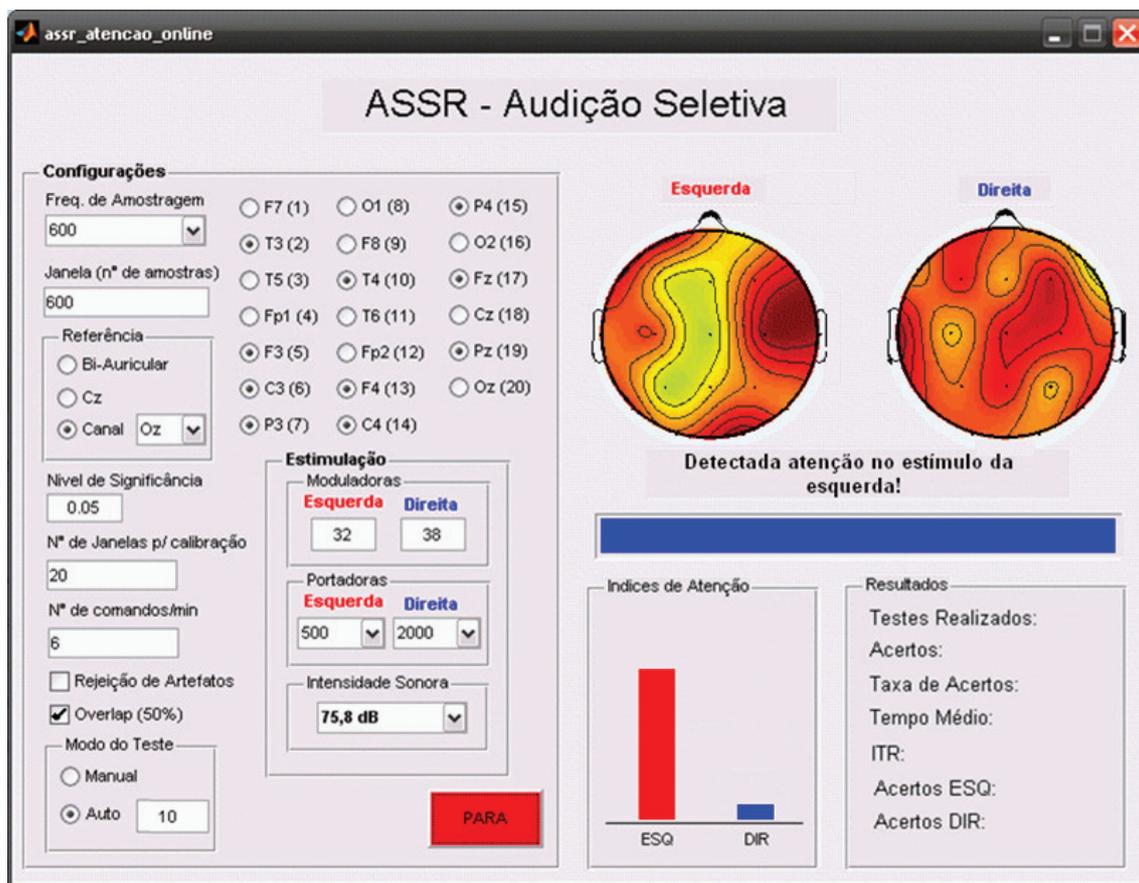


Figura 4.7: Programa desenvolvido para classificação da atenção.

Na tela da Figura 4.7, além das configurações do programa anterior, o usuário pode definir alguns parâmetros do teste de atenção, como:

- **Nº de janelas para a calibração:** Quantidade de trechos coletados para obtenção dos valores basais para o cálculo do índice de atenção, como mostrado na Seção 4.6.
- **Nº de comandos/minuto:** Parâmetro que define o tempo para classificação da atenção. Por exemplo, para uma taxa de 6 comandos por minuto, o tempo para classificação será de  $60/6 = 10$  segundos.
- **Rejeição de Artefatos:** Esta opção, quando habilitada, ativa o algoritmo para rejeição automática de artefatos, mostrado na Seção 4.4.
- **Overlap (50%):** Ativa o cálculo da coerência por eletrodo com 50% de sobreposição de janelas.
- **Modo do Teste:** Permite configurar o modo como serão executados os testes de atenção. No modo *manual*, o usuário define em qual estímulo o voluntário deve focar a atenção e os testes são repetidos até que o usuário queira interrompê-los. Já no modo *automático*, o usuário define previamente o número de testes a serem executados e a indicação do estímulo no qual o usuário deve focar a atenção é feita de forma aleatória.
- **Estimulação:** Configura os parâmetros de estimulação do teste de atenção. Este sistema também gera os sinais de estimulação AM, conforme mostrado na Seção 4.3. O protocolo de estimulação é o mesmo ilustrado na Figura 4.2, com o número de repetições definido de acordo com o item anterior.

Na tela, também são mostradas as distribuições topográficas para os valores da coerência calculados em cada eletrodo. A distribuição ilustrada na cabeça da esquerda é obtida pelos valores da coerência na frequência de estimulação do ouvido esquerdo ( $\hat{\gamma}_{xy}^2(f_{esq})$ ). O análogo contralateral ocorre para a distribuição ilustrada na cabeça direita, obtida a partir de  $\hat{\gamma}_{xy}^2(f_{dir})$ . Os índices de atenção (esquerda/direita) são mostrados nas barras verticais e calculados como mostrado na Seção 4.6. Todos esses indicadores são calculados e mostrados ao usuário a cada trecho de sinal coletado.

O sistema também informa no quadro *resultados* as estatísticas do teste, como: o número de testes realizados, o número de acertos, a taxa percentual de acerto, a taxa de transferência de informação (ITR) e os acertos correspondentes a cada caso (foco na esquerda ou direita).

# Capítulo 5

## Resultados e Discussões

### 5.1 Análise *off-line* dos Sinais nas condições de atenção

Para avaliar o efeito da atenção nas ASSRs, foi calculada a coerência múltipla nos eletrodos frontais (F3, F4 e Fz), centrais (C3, C4 e Cz), temporais (T3 e T4), parietais (P3, P4 e Pz) e occipitais (O1 e O2), totalizando assim 13 canais. O cálculo foi feito com os canais referenciados ao eletrodo Oz e foi respeitada a simetria na escolha dos canais, tomando o mesmo número de eletrodos em cada hemisfério. Os resultados da média das coerências múltiplas dos 14 indivíduos são ilustrados na Figura 5.1.

Na Figura 5.1.a, observa-se um aumento do valor médio da coerência na frequência do sinal focado (32 Hz), enquanto que, na frequência do sinal ignorado (38 Hz), é observada uma redução deste valor, quando comparado à situação em que foram ignorados ambos os estímulos. Já na Figura 5.1.b, que mostra a média das coerências na situação de atenção ao estímulo da orelha direita, é observada uma redução do valor médio nas duas frequências, sendo esta redução maior na frequência do sinal ignorado. Os resultados apontam para uma redução de sincronismo de fase entre a resposta e o sinal de estimulação ignorado.

Para avaliar a variação do valor da coerência entre todos os indivíduos, foram gerados os gráficos *boxplot* a partir dos valores de  $\hat{\kappa}_N^2(f)$  nas frequências de estimulação das orelhas esquerda e direita, representados nas Figuras 5.2.a e 5.2.b, respectivamente.

Na figura 5.2.a, é observada uma redução da mediana dos valores de  $\hat{\kappa}_N^2(f_{ESQ})$ , representada pela linha central da caixa, na condição de atenção ao estímulo da direita (sinal ignorado). Além disso, observa-se um pequeno aumento na mediana das coerências do sinal focado.

Na Figura 5.2.b, também é observada uma redução da mediana de  $\hat{\kappa}_N^2(f_{DIR})$

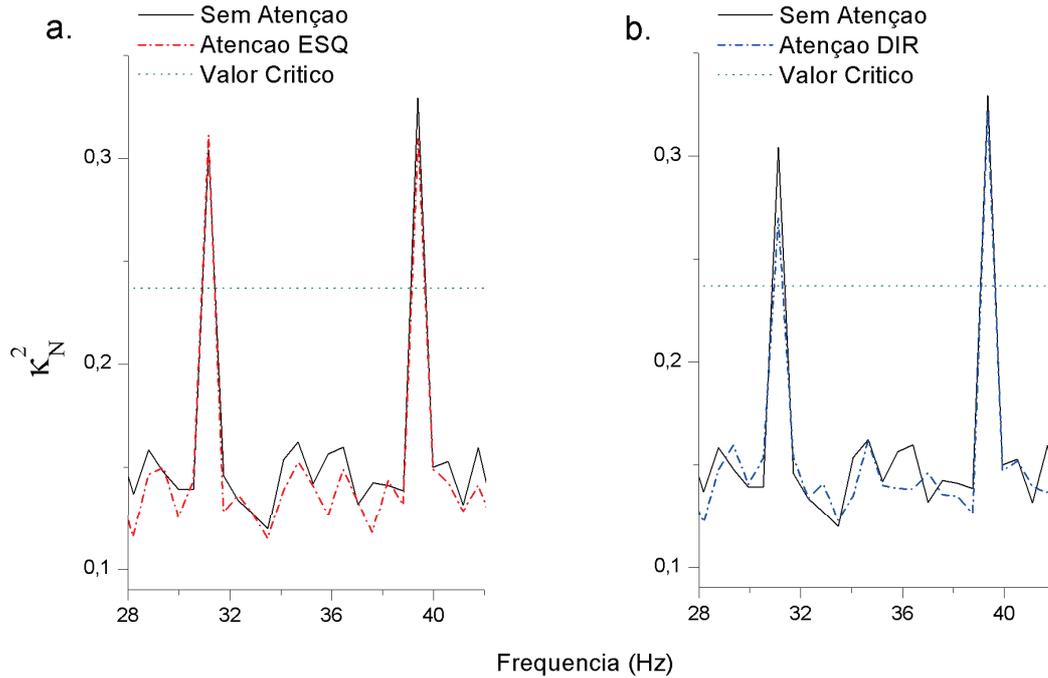


Figura 5.1: Média da Coerência múltipla para todos os indivíduos; em ambas imagens a linha contínua representa os mesmos exames, na condição de ignorar os estímulos; a. A linha tracejada vermelha representa a média para todos os indivíduos na condição de foco no estímulo da Esquerda (32 Hz); b. A linha tracejada azul representa a média para todos os indivíduos na condição de foco no estímulo da Direita (38 Hz).

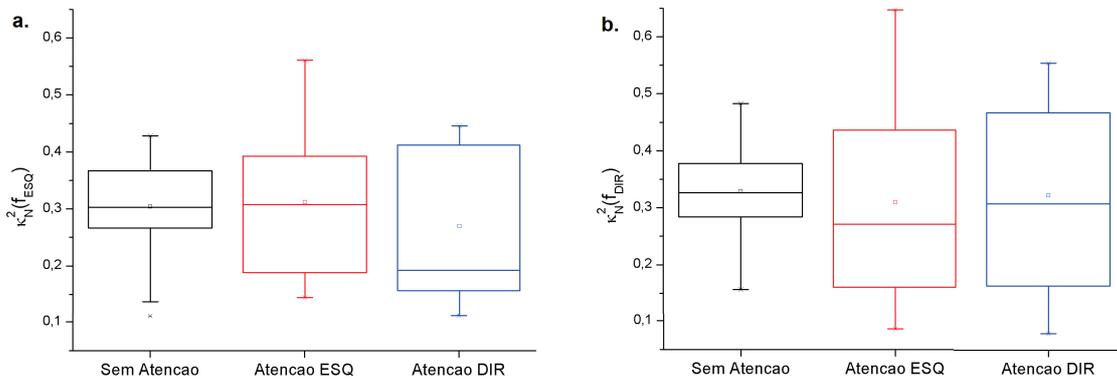


Figura 5.2: *Boxplot* gerado a partir dos valores para de  $\hat{\kappa}_N^2(f)$  para todos os indivíduos; em a. tem-se os gráficos para a coerência na frequência do estímulo da esquerda ( $\hat{\kappa}_y^2(32Hz)$ ). Já em b. o gráfico foi obtido pelos valores da coerência na frequência do estímulo da orelha direita ( $\hat{\kappa}_y^2(38Hz)$ ).

quando este sinal é ignorado, ou seja, quando o foco da atenção está no estímulo esquerdo.

Para verificar a normalidade da distribuição dos valores da coerência múltipla

nas frequências de estimulação, os dados foram submetidos ao teste de Kolmogorov-Smirnov ( $p > 0,05$ ), onde foi constatado que os dados não seguem uma distribuição normal. Com isso, foi realizado o teste de Kruskal-Wallis (considerado uma ANOVA não paramétrica) para avaliar se há diferença estatisticamente significativa entre os valores da coerência nas condições sem atenção e de atenção (direita/esquerda). Para a frequência de estimulação do ouvido esquerdo (32 Hz), não foi constatada uma diferença significativa nas condições sem atenção e de atenção direita/esquerda (valor  $p = 0,7391$ ). Também para a frequência de estimulação direita (38 Hz) não houve diferença significativa (valor  $p = 0,8259$ ).

Nos gráficos de *boxplot*, para ambas as frequências, observa-se uma ampla faixa dos valores de  $\hat{\kappa}_N^2(f)$ , representados pelos quartis inferior (linha de base da caixa) e superior (linha de topo da caixa), o que evidencia uma grande variabilidade inter-indivíduos. Além disso, não foram verificadas diferenças significantes para as médias dos valores da coerência nas frequências de estimulação, o que indica que a coerência múltipla não é um método adequado para se classificar os estados de atenção.

### 5.1.1 Avaliação espacial das ASSRs na condição de atenção

Os estudos de SKOSNIK *et al.* (2007), MULLER *et al.* (2009) e GANDER *et al.* (2007) relataram evidências da modulação espacial das ASSRs com os estados de atenção. Para uma avaliação espacial dessas respostas foram representados na Figura 5.3 os mapas topográficos do escalpo na condição sem atenção (mapas superiores) e a diferença entre a condição de atenção e sem foco de atenção (mapas inferiores), obtidos a partir do valor médio da coerência simples, para todo os indivíduos, calculado por eletrodo, em cada frequência de estimulação.

Nos mapas topográficos da Figura 5.3, para a condição sem atenção, não é observada uma região bem definida de maior amplitude para as frequências de modulação esquerda e direita. Já na condição de diferença, para a frequência da esquerda (32 Hz) observa-se uma faixa de maior amplitude das coerências no hemisfério esquerdo. O mesmo ocorre para a frequência da direita (38 Hz), onde, na condição de atenção, é observada uma faixa no hemisfério esquerdo, mais acentuada na região frontocentral.

Estes resultados indicam uma modulação contralateral das ASSRs na condição de atenção e estão de acordo com estudos prévios (GANDER *et al.*, 2007; MULLER *et al.*, 2009; SKOSNIK *et al.*, 2007).

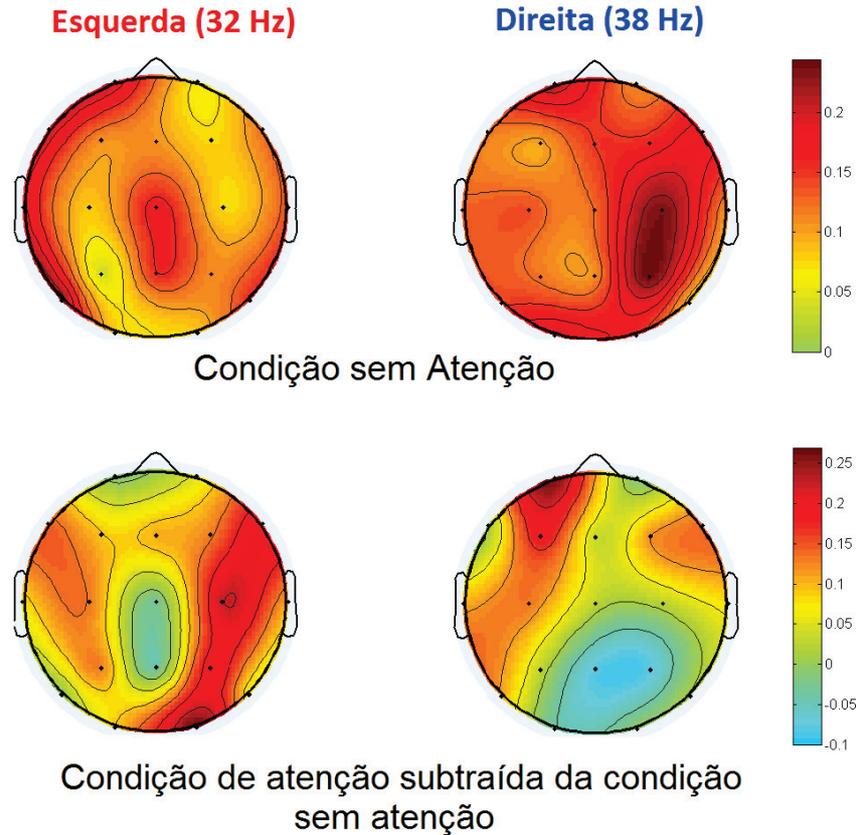


Figura 5.3: Mapas topográficos do escalpo nas condições sem atenção e com atenção nos estímulos, obtidos a partir da coerência simples calculada em cada eletrodo.

## 5.2 Avaliação da Coerência Espacial como classificador para uma BCI auditiva

Os resultados mostrados na Seção 5.1 indicam uma grande variabilidade inter-indivíduos para as respostas das ASSRs na condição de atenção, além de indicarem a modulação contralateral dessas respostas com a atenção. Por isso, é necessário o uso de um método robusto, que, com base nas suposições dos estudos de GANDER *et al.* (2007); MULLER *et al.* (2009); SKOSNIK *et al.* (2007), possa classificar com boa precisão os estados de atenção. Nesta seção, serão apresentados os resultados da coerência espacial como classificador para uma Interface Cérebro Computador.

### 5.2.1 Número de janelas para calibração do Valor Basal do Índice de Atenção

Como mostrado na Seção 4.6, o índice de atenção é calculado com base no vetor resultante da coerência espacial, que é ponderado pela diferença entre coerência

simples na condição de atenção e na condição sem atenção, ou condição basal.

O tempo para calibração do valor basal do índice de atenção está diretamente ligado ao número de janelas usado para obtenção deste valor. Dessa forma, foi avaliada a evolução do valor basal, calculado pela Equação 4.5, para todos os eletrodos do sistema 10-20, com exceção dos eletrodos Cz (módulo nulo), Fp1 e Fp2 (que possuíam artefatos oculares) e Oz (tomado como referência). Os resultados são ilustrados na Figura 5.4.

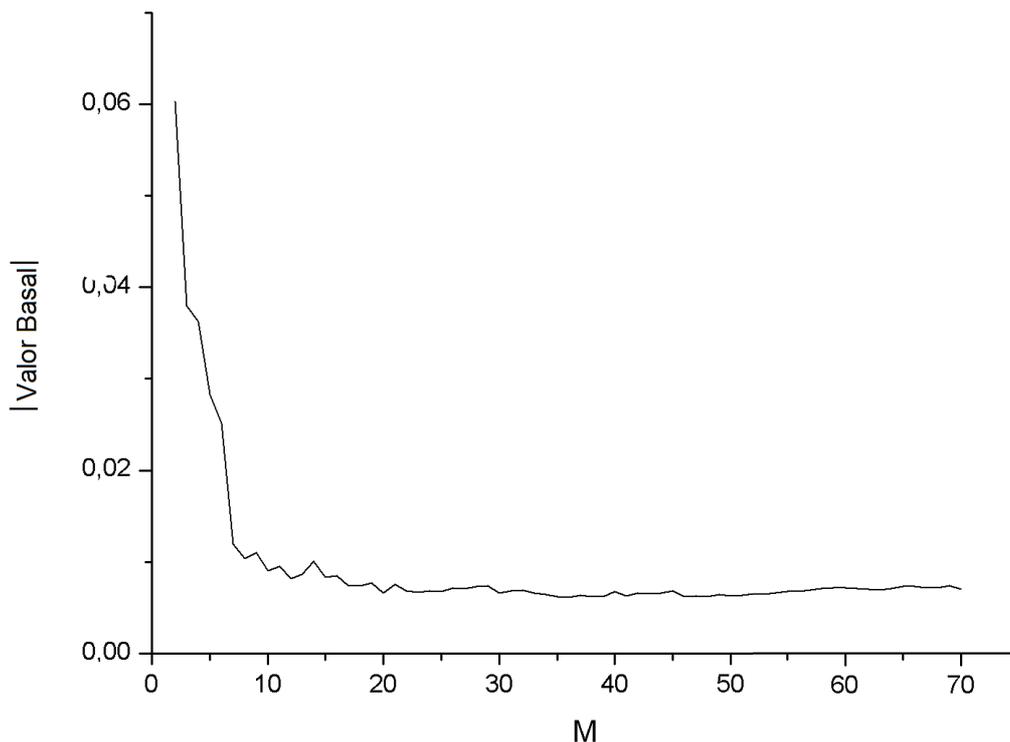


Figura 5.4: Evolução do vetor resultante de  $\kappa_{espacial}$ , em função do número de janelas, na condição sem atenção - Média entre todos os indivíduos.

Como mostrado na Figura 5.4, a evolução do valor médio de  $\kappa_{espacial}$  para o valor basal se estabiliza a partir da vigésima janela. Dessa forma, para este trabalho foram sempre utilizadas 20 (vinte) janelas para obtenção dos valores basais para o índice de atenção.

## 5.2.2 Taxa de Acerto do Classificador

O índice de atenção é um método que leva em conta a posição dos eletrodos. Dessa forma, os eletrodos usados no cálculo deste índice interferem diretamente no desempenho do classificador.

Neste trabalho, foram avaliadas todas as combinações possíveis de eletrodos, desde dois eletrodos até dezesseis eletrodos do sistema 10-20, com exceção dos eletro-

dos Cz, Fp1, Fp2 e Oz, resultando num total de 65.519 combinações. A combinação que levou a uma melhor taxa de acerto, para os dados coletados, é formada pelos seguintes canais: T3, F3, P3, O1, T4, P4, O2, Fz e Pz.

A Tabela 5.1 fornece a evolução da taxa de acerto do índice de atenção, calculado para a melhor combinação de eletrodos usando a coerência simples, sem sobreposição de janelas no cálculo da coerência espacial.

Tabela 5.1: Taxa de acerto em função do número de comandos por minuto

<b>Comandos por Minuto</b>	<b>Taxa de Acerto (%)</b>
17,62	46
11,75	64
8,81	57
7,05	71
5,87	82
5,03	79
4,41	75
3,20	75
2,94	64
2,20	68
1,76	64

Os resultados da Tabela 5.1 mostram que, para um número maior de comandos por minuto, ou seja, para um menor tempo de classificação, a taxa de acerto é reduzida. É observado um aumento para esta taxa com redução do número de comandos por minuto, com valor máximo de 82, 14% para 5,87 comandos por minuto. Após este valor máximo, observa-se uma redução da taxa. Porém, com exceção do primeiro dado, os percentuais de acerto são sempre superiores a 50%, que é o valor médio para uma classificação binária.

### 5.2.3 Taxa de Transferência de Informação do Classificador

A fim de avaliar a aplicação do método desenvolvido como classificador para uma BCI foi calculada a taxa de transferência de informação, de acordo com a Equação 2.1. A TTI foi obtida pela combinação que forneceu as melhores taxas de acerto; os resultados são mostrados na Figura 5.5.

Os resultados da Figura 5.5 mostram um valor máximo de 1,89 bits/minuto para a TTI com 10,21 segundos para a classificação. Além disso, como mostrado no gráfico, esta taxa está diretamente relacionada à taxa de acerto, pois, de acordo com a Equação 2.1, a TTI depende da precisão do classificador o do tempo para se obter a resposta e nota-se uma redução da TTI com o tempo.

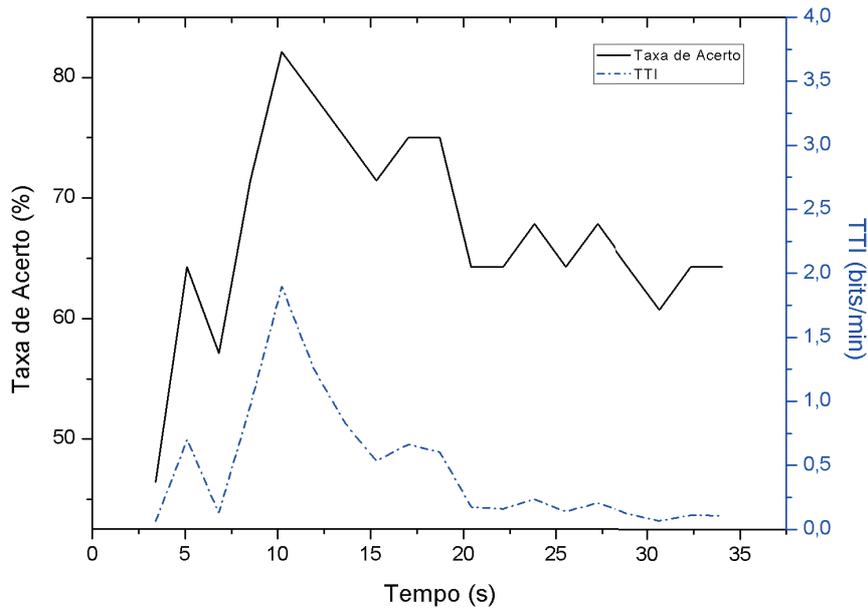


Figura 5.5: Taxa de acerto e TTI em função do tempo para classificar o estado de atenção.

### 5.3 Avaliação do efeito da sobreposição de janelas na classificação da atenção

O desempenho de uma BCI está diretamente ligado ao tempo necessário para a classificação, ou seja, quanto menor o tempo para se obter a resposta ao comando fornecido, maior será a taxa de transferência de informação do sistema.

Na Seção 3.2.3, foi mostrado, através de simulações, que o uso da sobreposição de janelas no cálculo da coerência simples reduz o tempo para obtenção de uma resposta significativa. Dessa forma, foi avaliado o uso da sobreposição de janelas no cálculo da MSC para o índice de atenção. A Tabela 5.2 mostra a evolução da taxa de acerto em função do número de comando por minuto, fazendo os cálculos da coerência simples com sobreposição de janelas de 50%.

A Tabela 5.2 também mostra um aumento da taxa de acerto em função da redução do número de comandos por minuto. Os valores da taxa de acerto bem como a TTI para o cálculo com sobreposição são mostrados na Figura 5.6.

Os resultados da Figura 5.6 indicam um crescimento da taxa de acerto em função do tempo para classificação da atenção, com valor máximo de 82% para 11,92 segundos. Para este tempo também é observada a maior TTI de 1,63 bits/minuto.

Tabela 5.2: Taxa de acerto em função do número de comandos por minuto - cálculo com sobreposição de janelas.

Comandos por Minuto	Taxa de Acerto (%)
23,50	50
14,10	54
10,07	64
7,83	71
6,41	71
5,87	79
5,03	82
4,41	82
4,15	79
3,92	75
3,36	75

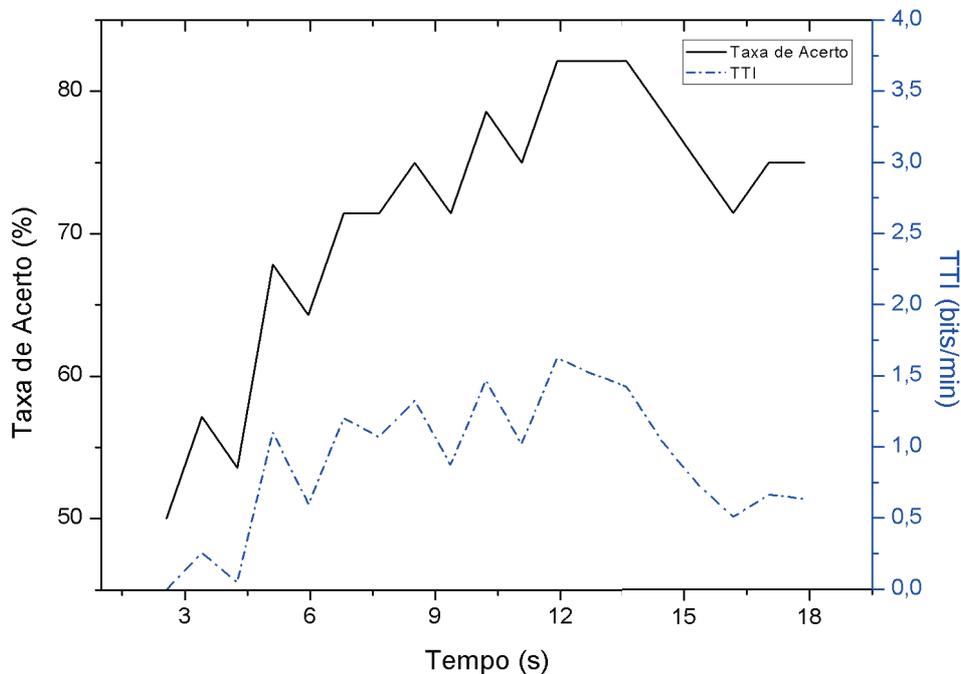


Figura 5.6: Taxa de acerto e TTI em função do tempo para classificar o estado de atenção. Resultados obtidos com cálculo da coerência com sobreposição de 50%.

## 5.4 Comparação dos Resultados do Índice de Atenção entre os cálculos com e sem Sobreposição de Janelas

Para comparar os resultados dos classificadores foi usada a Área abaixo da Curva ROC (*Receiver Operating Characteristics*) (AUC, do inglês *Area under the curve*). Com a curva ROC é possível analisar o desempenho de um determinado classificador

quanto a suas sensibilidade e especificidade, pela curva dessas duas características. Porém, para comparar os desempenhos dos métodos de classificação, é mais apropriado reduzir a informação para apenas um valor escalar. Uma solução para isso é o cálculo da AUC (HANLEY e MCNEIL, 1983).

Para o cálculo da AUC, inicialmente foram estimadas as curvas ROC do classificador variando-se o número de janelas usados desde dois até vinte. Finalmente, foram calculadas as AUC, por meio de integração numérica pela regra dos trapézios, para os classificadores usando a coerência comum e calcula com sobreposição de trechos, mostrados nas Figuras 5.7 e 5.8, respectivamente.

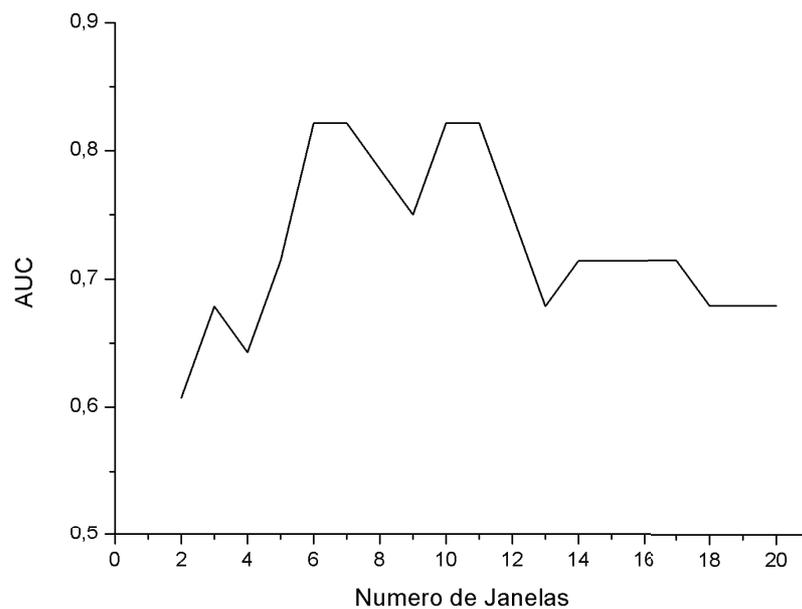


Figura 5.7: AUC do classificador, para todos os voluntários, em função do número de janelas.

Em ambos os casos, para os classificadores com e sem sobreposição de janelas, a AUC foi sempre superior a 0,60 (0,50 é a área de um classificador aleatório), para todos os números de janelas. A AUC média para o classificador com sobreposição foi de 0,75; já para o classificador comum a média foi 0,72. A AUC máxima também foi maior para o classificador com sobreposição, com área máxima de 0,857 (com 13 janelas ou 11,92s) contra 0,821 (com 7 janelas ou 11,92s) do classificador comum.

A taxa de transferência de informação, que é uma estimativa da capacidade de transferência de informação, teve um valor máximo igual a 1,89 bits/minuto para o classificador sem sobreposição, contra 1,63 bits/min do classificador com sobreposição de janelas. Apesar de esses valores serem relativamente baixos, se comparados a outras BCIs com potenciais evocados visuais, estão compatíveis com a literatura. Isto mostra que o método desenvolvido pode ser usado como classificador para um BCI auditiva, um sistema completamente independente da visão (*Vision Free*).

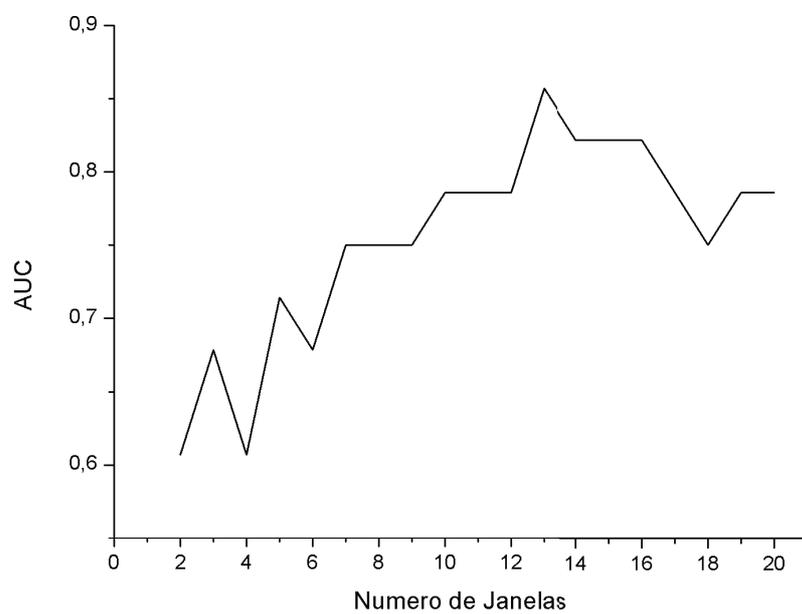


Figura 5.8: AUC do classificador com sobreposição de trechos, para todos os voluntários, em função do número de janelas.

# Capítulo 6

## Conclusões

O sistema desenvolvido para detecção de respostas incorporou técnicas de processamento de sinais, além de algoritmos mais eficientes que permitiram a redução do tempo para obtenção de uma resposta significativa. O sistema se mostrou eficiente no teste com sinais simulados e também na aquisição/detecção de sinais reais, onde o usuário poderia acompanhar a presença/ausência de resposta instantaneamente a cada trecho de sinal coletado. Além disso, o sistema pode ser aplicado para detecção de respostas evocadas em regime permanente de qualquer natureza.

Os resultados fornecem evidências da modulação contralateral das ASSRs, na condição de atenção. Ou seja, para estimulação binaural, com tons AM de frequências distintas, as respostas ao estímulo focado têm seus valores de coerência aumentados no hemisfério contralateral à orelha na qual o indivíduo prestou atenção. Estes resultados vão ao encontro dos relatados por BIDEET-CAULET *et al.* (2007), GANDER *et al.* (2007) e MULLER *et al.* (2009), que propõem uma modulação espacial das ASSRs nas condições de atenção.

Na aplicação do método desenvolvido como classificador dos estados de atenção, foram obtidas taxas de acerto elevadas, com o valor máximo de 82%. O método leva em conta a distribuição espacial dos eletrodos, portanto outras disposições, até mesmo não convencionais e com uma maior precisão da localização, podem melhorar as medidas de desempenho do sistema.

No comparativo da coerência comum e com sobreposição de janelas, os resultados apontaram para um melhor desempenho coerência espacial calculada com sobreposição de janelas. A AUC média foi maior para o cálculo do índice de atenção com sobreposição.

As técnicas desenvolvidas são adequadas para investigar a atenção seletiva nas ASSRs. Os resultados dos exames sustentam a aplicabilidade do método como classificador para os estados de atenção.

Como pesquisas futuras, sugere-se a investigação de outras técnicas de detecção para a classificação, tais como a Medida de Componente Síncrona e

o Teste F Espectral. Além disso, propõe-se a aplicação do método desenvolvido para uso efetivo em um sistema de BCI, onde o indivíduo pudesse relacionar o sinal focado a um resposta (sim/não) ou a um comando de um dispositivo (liga/desliga ou esquerda/direita).

# Referências Bibliográficas

- 2010, *Instructions for the use of earphone 5A: Insert Earphones*. AEARO COMPANY AUDITORY SYSTEMS.
- AZEVEDO, A. P., 2005, *Estudo do Sinal Eletroencefalográfico (EEG) Aplicado a Interfaces Cérebro-Computador com uma Abordagem de Reconhecimento de Padrões*. Dissertação de mestrado, UFES.
- AZEVEDO, E. P., 2003, *Determinação da Banda de Máxima Resposta do Potencial Evocado Auditivo de Curta Latência por meio da Magnitude Quadrática da Coerência*. Dissertação de mestrado do Programa de Engenharia Biomédica, COPPE/UFRJ.
- BEAR, M. F., CONNORS, B. W., PARADISO, M. A., 2008, “Os Sistemas Auditivo e Vestibular”, *In: Neurociências: desvendando o sistema nervoso*. cap. 11.
- BIDET-CAULET, A., FISCHER, C., BESLE, J., et al., 2007, “Effects of Selective Attention on the Electrophysiological Representation of Concurrent Sounds in the Human Auditory Cortex”, *The Journal of Neuroscience*, v. 27, n. 35, pp. 9252–9261.
- BORTEL, R., SOVKA, P., 2007, “Approximation of statistical distribution of magnitude squared coherence estimated with segment overlapping”, *Signal Processing*, v. 87, pp. 1100–1117.
- BRONKHORST, A. W., 2000, “The cocktail party phenomenon: A review of research on speech intelligibility in multiple-talker conditions”, *Acustica*, v. 86, pp. 117–128.
- BRUNNER, P., JOSHI, S., BRISKIN, S., et al., 2010, “Does the P300 speller depend on eye-gaze”, *Journal of Neural Engineering*, v. 7, n. 5, pp. 1–9.
- CAGY, M., INFANTOSI, A. F. C., GEMAL, A. E., 2000, “Using the Estimate of Coherence to Monitor the Depth of Anaesthesia”, *Proceedings of the 22nd Annual EMBS International Conference*, pp. 1988–1990.

- CELESIA, G. G., BRIGELL, M. G., 2005, “Auditory Evoked Potentials”, *In: Niedermeyer, E., Lopes da Silva, F. H, Electroencephalography - Basic principles, Clinical Applications and Related Fields.* cap. 53.
- CHEAH, L. A., HOU, M., 2010, “Real-time Detection of Auditory Steady-State Responses”, *32nd Annual International Conference of the IEEE EMBS*, pp. 1382–1385.
- CHIAPPA, K. H., 1997, *Evoked Potentials in Clinical Medicine*. New York: Raven Press.
- COHEN, L. T., RICKARDS, F. W., CLARK, G. M., 1991, “A Comparison of Steady-State Evoked Potentials to Modulated Tones in Awake and Sleeping Humans”, *The Journal of the Acoustical Society of America*, v. 90, n. 5, pp. 2467–2479.
- DELORME, A. ANF MAKEIG, S., 2004, “EEGLAB: an open source toolbox for analysis of single-trial EEG dynamics”, *Journal of Neuroscience Methods*, v. 134, pp. 9–21.
- DEUTSCH, J. A., DEUTSCH, D., 1963, “Attention: some theoretical considerations”, *Psychological Review*, v. 70, pp. 80–90.
- DOBIE, R. A., WILSON, M. J., 1989, “Analysis of Auditory Evoked Responses by Magnitude Squared Coherence”, *Ear Hearing*, v. 10, pp. 2–13.
- DOBIE, R. A., WILSON, M. J., 1993, “Objective Response Detection in the Frequency Domain”, *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, v. 88, pp. 516–524.
- FARWELL, L. A., DONCHIN, E., 1998, “Talking off the top of your head: toward a mental prosthesis utilizing event-related brain potentials”, *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, v. 70, pp. 510–523.
- FELIX, L. B., 2004, *Detecção Objetiva de Respostas Multivariável aplicada ao Electroencefalograma e a Potenciais Evocados*. Tese de Mestrado, UFMG.
- FELIX, L. B., 2006, *Detecção Objetiva de Respostas Auditivas em regime permanente: aplicação em exames audiológicos*. Tese de Doutorado, UFMG.
- FELIX, L. B., MORAES, J. E., MIRANDA DE SÁ, A. M. F. L., et al., 2005, “Avoiding spectral leakage in objective detection of auditory steady-state evoked responses in the inferior colliculus of rat using coherence”, *Journal of Neuroscience Methods*, v. 144, n. 2 (JUN), pp. 249–255.

- FELIX, L. B., MIRANDA DE SÁ, A. M. F. L., INFANTOSI, A. F. C., et al., 2006, “Multivariate Objective Response Detectors (MORD): Statistical Tools for Multichannel EEG Analysis During Rhythmic Stimulation”, *Annals of Biomedical Engineering*, v. 35, n. 3, pp. 443–452.
- FRIMAN, O., VOLOSYAK, I., GRÄSER, A., 2007, “Multiple Channel Detection of Steady-State Visual Evoked Potentials for Brain-Computer Interfaces”, *IEEE Trans. on Biomedical Engineering*, v. 54, n. 4, pp. 742–750.
- GALAMBOS, R., MAKEIG, S., TALMACHOFF, P. J., 1981, “A 40 Hz Auditory Potential Recorded from the Human Scalp”, *Proceedings of the National Academy of Sciences*, v. 78, n. 4, pp. 2643–2647.
- GANDER, P., BOSNYAK, D., WOLEK, R., et al., 2007, “Modulation of the 40-Hz auditory steady-state response by attention during acoustic training”, *International Congress Series*, v. 1300, pp. 37–40.
- GIARD, M., FORT, A., MOUCHETANT-ROSTAIN, Y., et al., 2000, “Neurophysiological mechanisms of auditory selective attention in humans”, *Frontiers in Bioscience*, v. 5, pp. 84–94.
- HALLIDAY, M., WAKEFIELD, G. S., 1963, “Cerebral evoked potentials in patients with dissociated sensory loss”, *Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry*, v. 211, n. 26.
- HANLEY, J. A., MCNEIL, B. J., 1983, “A method of comparing the areas under receiver operating characteristic curves derived from the same cases”, *Radiology*, v. 148, pp. 839–843.
- HILL, N., LAL, T., BIERIG, K., et al., 2005, “An auditory paradigm for brain-computer interfaces”, *Advances in Neural Information Processing Systems*, p. 569–576.
- HILLYARD, S., HINK, R., SCHWENT, V., et al., 1973, “Electrical signs of selective attention in the human brain”, *Science*, v. 182, pp. 177–180.
- HOWARD, M., VOLKOV, I., R., M., 2000, “Auditory cortex on the human posterior superior temporal gyrus”, *The Journal of Comparative Neurology*, v. 416, pp. 79–92.
- HWANG, H., KWON, K., IM, C., 2009, “Neurofeedback-based motor imagery training for brain-computer interface (BCI)”, *Journal of Neuroscience Methods*, v. 179, pp. 150–156.

- INFANTOSI, A. F., MELGES, D. B., TIERRA-CRIOLLO, C. J., 2006, “Use of magnitude-squared coherence to identify the maximum driving response band of the somatosensory evoked potential”, *Brazilian Journal of Medical and Biological Research*, v. 39, pp. 1593–1603.
- JEANNEROD, M., FRAK, V., 1999, “Mental imaging of motor activity in humans”, *Current Opinion in Neurobiology*, v. 9, pp. 735–739.
- JOHN, M. S., LINS, O. G., BOUCHER, B. L., et al., 1998, “Multiple Auditory Steady-State Responses (MASTER): Stimulus and Recording Parameters”, *Audiology*, v. 37, n. 1, pp. 59–82.
- JOHN, M. S., DIMITRIJEVIC, A., PICTON, T. W., 2001, “Weighted averaging of steady-state responses”, *Clinical Neurophysiology*, v. 112, pp. 555–562.
- JOHN, M., PICTON, T. W., 2000, “Human auditory steady-state responses to amplitude-modulated tones: phase and latency measurements”, *Hearing Research*, v. 141, pp. 57–79.
- JORIS, P. X., SCHREINER, C. E., REES, A., 2004, “Neural Processing of Amplitude-Modulated Sounds”, *Physiological Reviews*, v. 84, pp. 541–577.
- KANOH, S., MIYAMOTO, K., YOSHINOBU, T., 2008, “A brain–computer interface (BCI) system based on auditory stream segregation”, *30th Annual International Conference of the IEEE*, pp. 642–645.
- KEIRN, Z., AUNON, J., 1990, “Man-machine communications through brain-wave processing”, *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, v. 9, pp. 55–57.
- KIM, D. W., HWANG, H. J., LIM, J. H., et al., 2011, “Classification of selective attention to auditory stimuli: Toward vision-free brain computer interfacing”, *Journal of Neuroscience Methods*, v. 197, n. 1, pp. 180–185.
- KLOBASSA, D., VAUGHAN, T., BRUNNER, P., et al., 2009, “Toward a high-throughput auditory P300-based brain–computer interface”, *Clinical Neurophysiology*, v. 120, pp. 1252–1261.
- KRUSIENSKI, D., SELLERS, E., MCFARLAND, D., et al., 2008, “Toward enhanced P300 speller performance”, *Journal of Neuroscience Methods*, v. 167, pp. 15–21.
- KUWADA, S., BATRA, R., MAHER, V. I., 1986, “Scalp Potentials of Normal and Hearing-Impaired Subjects in Response to Sinusoidally Amplitude Modulated Tones”, *Hearing Research*, v. 21, n. 2, pp. 179–192.

- KUWADA, S., ANDERSON, J. S., BATRA, R., et al., 2002, “Sources of the Scalp-Recorded Amplitude-Modulation Following Response”, *Journal of the American Academy of Audiology*, v. 13, pp. 188–204.
- LALOR, E., KELLY, S., FINUCANE, C., et al., 2005, “Steady-state VEP-based brain–computer interface control in an immersive 3D gaming environment”, *EURASIP Journal on Applied Signal Processing*, v. 19, pp. 3156–3164.
- LEVI, E. C., FOLSOM, R. C., DOBIE, R. A., 1993, “Amplitude Modulation Following Response (AMFR) - Effects of Modulation Rate, Carrier Frequency, age and State”, *Hearing Research*, v. 68, n. 1, pp. 42–52.
- LIN, Z., ZHANG, C., WU, W., et al., 2006, “Frequency recognition based on canonical correlation analysis for SSVEP-based BCIs”, *IEEE Trans. on Biomedical Engineering*, v. 53, pp. 2610–2614.
- LINDEN, R. D., CAMPBELL, K. B., HAMEL, G., et al., 1985, “Human Auditory Steady-State Potentials during Sleep”, *Ear Hearing*, v. 6, n. 1, pp. 167–174.
- LINDEN, R. D., PICTON, T. W., HAMEL, G., et al., 1987, “Human Auditory Steady-State Evoked Potentials during Selective Attention”, *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, v. 2, n. 66, pp. 145–159.
- LINS, O. G., PICTON, T. W., 1995, “Auditory Steady-State Responses to Multiple Simultaneous Stimuli”, *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, v. 96, pp. 420–432.
- LOPES DA SILVA, F., 2005, “Event-Related Potentials: Methodology and Quantification”, In: *Niedermeyer, E., Lopes da Silva, F., Electroencephalography - Basic principles, Clinical Applications and Related Fields*. cap. 50.
- LOPEZ, M. A., POMARES, H., PELAYO, F., et al., 2009, “Evidences of cognitive effects over auditory steady-state responses by means of artificial neural networks and its use in brain-computer interfaces”, *Neurocomputing*.
- MELGES, D. B., 2005, *Instrumento Virtual para Monitorização da Resposta à Estimulação Somato-Sensitiva*. Dissertação de mestrado do Programa de Engenharia Biomédica, COPPE/UFRJ.
- MILLÁN, J. R., RUPP, R., MULLER-PUTZ, G. R., et al., 2010, “Combining Brain–Computer Interfaces and Assistive Technologies: State-of-the-Art and Challenges”, *Frontiers in Neuroscience*, v. 4, pp. 1–15.

- MIRANDA DE SÁ, A. M. F. L., FELIX, L. B., 2002, “Improving the Detection of Evoked Responses to Periodic Stimulation by Using Multiple Coherence - Application to EEG during Photic Stimulation”, *Medical, Engineering and Physics*, v. 24, n. 4, pp. 245–252.
- MIRANDA DE SÁ, A. M. F. L., FELIX, L. B., 2003, “Multi-channel evoked response detection using only phase information”, *Journal of Neuroscience Methods*, v. 129, n. 1, pp. 1–10.
- MIRANDA DE SÁ, A. M. F. L., INFANTOSI, A. F. C. I., SIMPSON, D. M., 2002, “Coherence between one Random and one Periodic Signal for Measuring the Strength of Responses in the Electroencephalogram during Sensory Stimulation”, *Medical and Biological Engineering and Computing*, v. 40, n. 1, pp. 99–104.
- MIRANDA DE SÁ, A. M. F. L., FELIX, L. B., INFANTOSI, A. F. C., 2004, “A Matrix-Based Algorithm for Estimating Multiple Coherence of a Periodic Signal and Its Application to the Multichannel EEG During Sensory Stimulation”, *IEEE Trans. on Biomedical Engineering*, v. 51, n. 7, pp. 1140–1146.
- MÖLLER, A., JANETTA, P., 1983, “Auditory evoked potentials recorded from the cochlear nucleus and its vicinity in man”, *Journal of Neurosurgery*, v. 59, pp. 1013–1018.
- MÖLLER, A.R., J. P. B. M., 1981, “Intracranially recorded responses from the human auditory nerve: new insights into the origin of brain stem evoked potentials (BSEPs)”, *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, v. 52, pp. 18–27.
- MOLLER, A. R., 1974, “No abstract responses of units in the cochlear nucleus to sinusoidally amplitude-modulated tones”, *Experimental Neurology*, v. 45, n. 1, pp. 105–117.
- MULLER, N., SCHLEE, W., HARTMANN, T., et al., 2009, “Top-down modulation of the auditory steady-state response in a task-switch paradigm”, *Frontiers in Human Neuroscience*, v. 3, pp. 1–9.
- NIJBOER, F., FURDEA, A., GUNST, I., et al., 2008, “An auditory brain–computer interface (BCI)”, *Journal of Neuroscience Methods*, v. 167, pp. 43–50.
- NORMAN, D. A., 1968, “Toward a theory of memory and attention”, *Psychological Review*, v. 75, pp. 522–536.

- OBERMAIER, B., NEUPER, C., GUGER, C., et al., 2001, “Information Transfer Rate in a Five-Classes Brain–Computer Interface”, *IEEE Trans. on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, v. 9, n. 3, pp. 283–288.
- OTNES, R. K., ENOCHSON, L., 1978, *Applied Time Series Analysis, Basic Techniques*, v. 1. New York: John Wiley and Sons.
- PARTRIDGE, C., PINK, S., 1993, “A Faster UDP”, *IEEE-ACM TRANSACTIONS ON NETWORKING*, v. 1, pp. 429–440.
- PENNY, W., ROBERTS, S., CURRAN, E., et al., 2000, “EEG-based communication: a pattern recognition approach”, *IEEE Trans. on Rehabilitation Engeneering*, v. 8, pp. 214–215.
- PERRY, N. W., 1966, “Signal versus Noise in the Evoked Potential”, *Science*, v. 153, pp. 1922.
- PICTON, T. W., 2007, “Audiometry using Auditory Steady-State Responses”, *In: Auditory Evoked Potentials: Basic Principles and Clinical Applications*. cap. 21.
- PICTON, T. W., DIMITRIJEVIC, A., JOHN, M. S., et al., 2001, “The Use of Phase in the Detection of Auditory Steady-state Responses”, *Clinical Neurophysiology*, v. 112, n. 9, pp. 1698–1711.
- PLOURDE, G., PICTON, T. W., 1990, “Human Auditory Steady-State Response during General Anesthesia”, *Anesthesia and Analgesia*, v. 71, n. 5 (Nov.), pp. 460–468.
- RAMOS, E. G., ZAYEN, E. J. B., SIMPSON, D. M., et al., 2000, “Detecção da Resposta Auditiva no EEG de Crianças utilizando Técnicas no Domínio da Frequência”, *Revista Brasileira de Engenharia Biomédica*, v. 16, n. 3, pp. 125–137.
- RICKARDS, F. W., TAN, L. E., COHEN, L. T., et al., 1994, “Auditory Steady-State Evoked Potential in Newborns”, *British Journal of Audiology*, v. 28, n. 6 (Dec.), pp. 327–337.
- ROSS, B., DRAGANOVA, R., PICTON, T. W., et al., 2003, “Frequency specificity of 40-Hz auditory steady-state responses”, *Hearing Research*, v. 186, n. 1, pp. 57–68.
- ROSS, B., PICTON, T. W., HERDMAN, A. T., et al., 2004, “The Effect of Attention on the Auditory Steady-state Response”, *Neurology and Clinical Neurophysiology*, , n. 22, pp. 1–4.

- SCHREUDER, M., BLANKERTZ, B., TANGERMANN, M., 2010, “A new auditory multi-class brain–computer interface paradigm: spatial hearing as an informative cue”, *Plos One*, v. 5, pp. 1–14.
- SELLERS, E., DONCHIN, E., 2006, “A P300-based brain–computer interface: initial tests by ALS patients”, *Clin Neurophysiol*, v. 117, pp. 538–548.
- SHANNON, C. E., 1948, “The mathematical theory of communication”, *The Bell System Technical Journal*, v. 27, pp. 379–423.
- SKOSNIK, P. D., KRISHNAN, G. P., ODONNELL, B. F., 2007, “The effect of selective attention on the gamma-band auditory steady-state response”, *Neuroscience Letters*, v. 420, pp. 223–228.
- TIITINEN, H. T., SINKKONEN, J., REINIKAINEN, K., et al., 1993, “Selective Attention Enhances the Auditory 40-hz Transient Response in Humans”, *Nature*, v. 6432, n. 364, pp. 59–60.
- VAN DUN, B., WOUTERS, J., 2009, “Optimal electrode selection for multi-channel electroencephalogram based detection of auditory steady-state responses”, *Journal of Acoustical Society of America*, v. 126, pp. 254–268.
- WOLPAW, J. R., 2007, “Brain–computer interfaces as new brain output pathways”, *The Journal of Physiology*, v. 579, n. 3, pp. 613–619.
- WOLPAW, J. R., BIRBAUMER, N., MCFARLAND, D. J., et al., 2002, “Brain–Computer Interfaces for communication and control”, *Clinical Neurophysiology*, v. 113, pp. 767–791.
- ZAEYEN, E. J. B., 2005, *Aplicação da Coerência ao Eletroencefalograma para Investigar Características do Potencial Evocado Auditivo de Média Latência*. Dissertação de mestrado do Programa de Engenharia Biomédica, COPPE/UFRJ.

# Apêndice A

## Aprovação do Comitê de Ética



MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO  
UNIVERSIDADE FEDERAL DE VIÇOSA  
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA COM SERES HUMANOS

*Campus Universitário - Viçosa, MG - 36570-000 - Telefone: (31) 3899-1269*

Of. Ref. Nº 051/2010/Comitê de Ética

Viçosa, 04 de junho de 2010.

Prezado Professor:

Cientificamos V.S<sup>ª</sup>. de que o Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos, em sua 4<sup>ª</sup> Reunião de 2010, realizada em 31-5-2010, analisou e aprovou, sob o aspecto ético, o projeto de pesquisa intitulado *Investigação da atenção seletiva auditiva para interface cérebro-computador*.

Atenciosamente,

A handwritten signature in blue ink, appearing to read 'Gilberto Paixão Rosado'.

*Professor Gilberto Paixão Rosado*  
Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos  
Presidente

Professor  
Leonardo Bonato Félix  
DEL

# Apêndice B

## Código Fonte para o Cálculo da Coerência Múltipla Iterativa

```
1 function [kappa ,F ,kappa_cr , V_ant , Syy_ant] = k2N_rec(y ,Fs ,n , alfa , V_ant , Syy_ant );
2
3 %função para calculo de coerencia multipla recursiva
4 %alfa -> nivel de significancia
5 %Fs -> frequencia de amostragem
6 %y -> matriz em que as linhas são as amostras e as colunas os sinais da
7 %janela atual
8 %n -> numero da janela atual
9
10 %V_ant e Syy_ant matrizes de V(f) e Syy(f) para recursividade
11 %V_ant e Syy_ant devem ser parametro de entrada e saida sempre - iniciar com
12 um valor qualquer p/ n=1;
13 %Antes de chamar a função, dentro do loop colocar:
14 %     if n==1
15 %         V_ant = 0;
16 %         Syy_ant = 0;
17 %     end
18 %kappa_cr -> valor critico da coerencia
19
20 [L,N] = size(y);
21
22 nfft = fix(L/2);
23
24 %valores iniciais para as matrizes recursivas
25 if n==1
26     V_ant = zeros(N,1 , nfft +1);
27     Syy_ant = zeros(N,N, nfft +1);
28 end
29
30
31 % calcula a FFT de cada janela
32 %OBS1: cada camada da matriz 3D de Y corresponde a FFT de um sinal
33 Y = zeros(L,1 ,N);
34 for k=1:N
35     Y(:, :, k) = fft(y(:, k));
36 end
37 Y = Y(1:( nfft +1) ,: ,:);
38
39
```

```

40 %OBS2: cada camada das matrizes 3D correspondem a uma frequencia
41 V=zeros(N,1,nfft+1);
42
43 for k = 1:N,
44     V(k,1,:) = conj(Y(:,:,k));
45 end
46
47 V=V+V_ant;
48
49 V_ant = V;
50
51
52 Syy = zeros(N,N,nfft+1);
53 for l=1:N,
54     for c=1:N
55         if c >= l, %caso c >= l
56             Syy(l,c,:) = (conj(Y(:,:,l)).*Y(:,:,c));
57         else %caso c < l
58             Syy(l,c,:) = conj(Syy(c,l,:));
59         end
60     end
61 end
62
63 Syy=Syy+Syy_ant;
64
65 Syy_ant=Syy;
66
67 for k=1:(nfft+1),
68     kappa(k) = ((V(:,:,k)')/(Syy(:,:,k)))*V(:,:,k))/n ;
69 end
70
71 kappa = real(kappa); %coerencia
72
73 %vetor de frequencias
74 F = (0:nfft)*Fs/L;
75
76 %calcula do valor critico atual
77 Fcrit = finv(1-alfa,2*N,2*n-2*N);
78 kappa_cr = Fcrit/(((n-N)/N)+Fcrit);

```

# Apêndice C

## Fluxograma do sistema

