

UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS

Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica

**Técnicas Multivariadas para Detecção das Respostas
Auditivas em Regime Permanente**

Tiago Zanotelli

BELO HORIZONTE, BRASIL.

FEVEREIRO DE 2011

TIAGO ZANOTELLI

Técnicas Multivariadas para Detecção das Respostas Auditivas em Regime Permanente

Dissertação submetida ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Escola de Engenharia da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Engenharia Elétrica.

Orientador: Prof. Dr. Carlos Julio Tierra-Criollo

Co-Orientador: Prof. Dr. Leonardo Bonato Felix

Belo Horizonte

2011

Tiago Zanotelli

Técnicas Multivariadas para Detecção das Respostas Auditivas em Regime Permanente

Dissertação submetida ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Escola de Engenharia da Universidade Federal de Minas Gerais,
Belo Horizonte, 2011.

Carlos Julio Tierra-Criollo (Orientador) - UFMG

Leonardo Bonato Felix (Co-Orientador) - UFV

Márcio Flávio Dutra Moraes - UFMG

Sirley Alves da Silva Carvalho - UFMG

Sady Antônio dos Santos Filho – PUCMINAS/CEFET-MG

AGRADECIMENTOS

Agradeço a todos que me apoiaram de forma direta ou indireta durante a minha caminhada acadêmica. Agradeço em especial:

Aos meus Pais, Marinaldo e Izabel, pelo incentivo e carinho.

Ao meu irmão Pablo, pelo companheirismo.

À minha família pela força.

Ao professor Carlos Julio pelos ensinamentos transmitidos e orientação.

Ao professor Leonardo pela orientação e ajuda.

Aos amigos do NEPEB, pelo companheirismo e ajuda.

Aos meus amigos, Rosembergue, Ana Paula, James, Gustavo e Douglas pelo apoio e companheirismos.

À galera de Colatina do Munta no Porco e da minha antiga República de Viçosa Raça Danada, pela força e parceria nos momentos de descontração.

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

RESUMO

A Resposta Auditiva em Regime Permanente (ASSR) é um potencial eliciado no córtex devido a uma estimulação rápida o suficiente para que a resposta a um dado estímulo sobreponha à resposta do estímulo seguinte. A detecção da ASSR tem sido utilizada na estimação de um perfil audiométrico fisiológico abrangente, principalmente em indivíduos que não podem responder aos exames convencionais. Técnicas univariadas de detecção objetiva (ORD) que utilizam informação de energia (Teste Espectral F), fase (Medida de Sincronismo de Componente - CSM) e coerência (Magnitude Quadrática da Coerência - MSC) têm sido utilizadas para identificar a ASSR. Um dos problemas do exame de ASSR é a sua duração, entre 45 e 60 minutos. A presente dissertação tem por objetivo investigar a utilização de técnicas ORD Multivariadas (MORD) para detectar a ASSR com tons AM, visando reduzir o tempo de sua detecção. As técnicas MORD utilizadas foram: a Medida de Sincronismo de Componente Múltipla (MCSM) e a Magnitude Quadrática da Coerência Múltipla (MMSC). Os sinais de EEG foram coletados de oito (8) indivíduos saudáveis em F3, F4, Fz, C3, C4, Cz, P3, P4, Pz, T3, T4 e Oz durante duas sessões de 16 minutos de estimulação auditiva com intensidades de 60 e 40 dB SPL. Em cada sessão, apresentou-se simultaneamente na orelha esquerda e na direita um estímulo constituído por quatro tons AM – portadoras de 0,5, 1, 2 e 4 kHz para ambas as orelhas e modulantes de 78, 83, 88, 92 Hz para a orelha direita e 81, 85, 90, 95 Hz para a esquerda. Os resultados mostraram que, com a utilização das técnicas de MORD com cinco canais, é possível reduzir o tempo de detecção da ASSR em até 25,15% (MMSC) em relação às técnicas ORD (MSC). Assim, as técnicas de MORD se apresentam como uma ferramenta promissora, para detecção da ASSR, podendo ser utilizada para reduzir o tempo da obtenção dos limiares fisiológicos auditivos.

ABSTRACT

Auditory Steady-State Response (ASSR) is a potential elicited in the brain due to stimulation rapid stimulation enough that the response to a given stimulus overlaps the response the next stimulus. Detection of ASSR has been used to estimate a physiological audiometric, especially in individuals who do not respond to conventional tonal exam. Multivariate techniques of Objective Response Detection (ORD) which use energy information (F Spectral Test), phase (Component Synchrony Measure – CSM) and coherence (Magnitude Square Coherence – MSC) have been used to identify ASSR. One of the problems of the ASSR exam is its duration, which varies from 45 to 60 minutes. The present dissertation aims to investigate the use of Multivariate ORD (MORD) to detect ASSR with AM tones, to reduce detection time. The MORD techniques used were: Multiple Component Synchrony Measure (MCSM) and Multiple Magnitude Squared Coherence (MMSC). The EEG signals were collected from eight (8) healthy volunteers in F3, F4, Fz, C3, C4, Cz, P3, P4, Pz, T3, T4 and Oz during two sessions of 16 minutes stimulation with intensities of 60 and 40 dB SPL. In each session, a stimulus was presented simultaneously on the left and right ears composed of 4 AM tones – carriers of 0.5, 1, 2 and 4 kHz for both ears and modulated, respectively, at 78, 83, 88 and 92 Hz for the right ear and 81, 85, 90 and 95 Hz for the left. Results showed that the use of MORD techniques with 5 channels can reduce ASSR detection time in up to 25.15% (MMSC) compared to the ORD techniques (MSC). Thus, MORD techniques were seen as a promising tool, for ASSR detection, and can be used to reduce acquirement times for physiological auditory threshold.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1.1: Modelo de transdução coclear dos estímulos de estado estável.	3
Figura 1.2: Modelo geral das ASSRs.....	4
Figura 2.1: Modelo linear multivariado representando o sinal de EEG durante estimulação auditiva.....	12
Figura 3.1: Sistema 10-20.....	15
Figura 3.2: Fones de Inserção E-A-RTONE 5. FONTE: Aearo Technologies, 2009.	16
Figura 4.1: Média do MSC (Cz, M=400, 60dB SPL) com número inteiro de oscilações e com a correção <i>a posteriori</i> , para número primo de oscilações e inteiro de oscilações.....	24
Figura 4.2 AUC, para todos os voluntários, em função dos números de trechos, da MCSM aplicado aos conjuntos de canais $N = 1, 3, 5, 7, 9, 11$ (60 dB SPL).....	28
Figura 4.3: AUC, para todos os voluntários, em função dos números de trechos, da MCSM aplicado aos conjuntos de canais $N = 1, 3, 5, 7, 9, 11$ (40 dB SPL).....	28
Figura 4.4: Tempo médio de detecção para cada portadora em função do aumento do número de canais utilizando a MCSM, para 60 dB.....	29
Figura 4.5: Tempo médio de detecção para cada portadora em função do aumento do número de canais utilizando a MCSM, para 40 dB.....	29
Figura 4.6: AUC, para todos os voluntários, em função dos números de trechos, da MMSC aplicado aos conjuntos de canais $N = 1, 3, 5, 7, 9, 11$ (60 dB SPL).....	31
Figura 4.7: AUC, para todos os voluntários, em função dos números de trechos, da MMMSC aplicado aos conjuntos de canais $N = 1, 3, 5, 7, 9, 11$ (40dB SPL).....	31
Figura 4.8: Tempo de detecção para cada portadora em função do aumento do número de canais utilizando a MMSC, para 60 dB SPL.....	32
Figura 4.9: Tempo de detecção para cada portadora em função do aumento do número de canais utilizando a MMSC, para 40 dB SPL.....	32
Figura 4.10: AUC, para todos os voluntários, em função dos números de trechos, da CSM(Fz), MSC(Cz), MMSC(N=5) e MCSM(N=5) aplicada aos conjuntos de canais $N = 1, 3, 5, 7, 9, 11$ (60 dB SPL).....	34

Figura 4.11: AUC, para todos os voluntários, em função dos números de trechos, da CSM(Fz), MSC(Cz), MMSC(N=5) e MCSM(N=5) aplicada aos conjuntos de canais $N = 1, 3, 5, 7, 9, 11$ (40 dB SPL)..... 34

LISTA DE TABELAS

Tabela 3.1: Limiar auditivo médio (dB SPL) do exame de audiometria tonal dos voluntários que participaram do estudo.	14
Tabela 3.2: Frequência de modulação corrigida segundo o critério de número inteiros de oscilações para janela de 1024 pontos.	17
Tabela 3.3 -Correção <i>a posteriori</i> da frequência de amostragem, para um tamanho de janela de 1024 pontos.	19
Tabela 3.4: Frequências utilizadas para estimação da probabilidade de falsos alarmes (PFA)	20
Tabela 4.1: Tempo médio de detecção e a AUC média para as 40 dB SPL e 60 dB SPL, com a utilização do CSM.....	25
Tabela 4.2: Tempo médio de detecção e a AUC média para as 40 dB SPL e 60 dB SPL, com a utilização do MSC.....	26
Tabela 4.3: Relação entre os números de canais e as derivações utilizadas na detecção da MCSM.....	26
Tabela 4.4: Relação entre os números de canais e as derivações utilizadas na detecção da MMSC.....	27
Tabela 4.5: Tempo médio para detecção utilizando o MCSM para 60 dB SPL, 40 dB SPL e 40dB SPL +60 dB SPL, e na última coluna a redução do tempo em relação à um único canal.	30
Tabela 4.6: Tempo médio para detecção utilizando o MMSC para 60 dB SPL, 40 dB SPL e 40dB SPL +60dB SPL, e na última coluna a redução do tempo em relação à um único canal.	33
Tabela 4.7: Tempo médio para detecção utilizando o MSC, MCSM(N=5), MMSC(N=5) para 60 dB SPL, 40 dB SPL e 40 dB SPL +60 dB SPL, e na última coluna a redução do tempo em relação à um único canal.	35

LISTA DE ABREVIATURAS

AM	Amplitude Modulada
ASSR	Resposta Auditiva em Regime Permanente
AUC	Área abaixo da curva
CSM	Medida de Sincronismo de Componente
EEG	Eletroencefalografia
H0	Hipótese Nula
ICA	Análise de Componentes Principais
MCSM	Medida de Sincronismo de Componente Múltipla
MMSC	Magnitude Quadrática da Coerência Múltipla
MORD	Detecção de resposta objetiva multivariada
MSC	Magnitude Quadrática da Coerência
NEPEB	Núcleo de Estudos e Pesquisas em Engenharia Biomédica da UFMG
ORD	Detecção Objetiva de Resposta
PD	Probabilidade de detecção
PEA	Potenciais Evocados Auditivos
PFA	Probabilidade de Falsos Alarmes
ROC	<i>Receiver Operating Characteristics</i>
RSR	Relação Sinal-Ruído
SPL	<i>Sound Pressure Level</i>

SUMÁRIO

1.	INTRODUÇÃO	1
1.1.	OBJETIVOS	5
1.2.	ESTRUTURA DO TRABALHO	6
2.	TÉCNICAS DE DETECÇÃO OBJETIVA DE RESPOSTA uni e multivariada.....	7
2.1.	Medida de Sincronismo de Componentes (CSM).....	8
2.2.	Magnitude Quadrática de Coerência (MSC)	9
2.3.	Medida de Sincronismo de Componentes Múltipla (MCSM)	11
2.4.	Magnitude Quadrática da Coerência Múltipla (MMSC)	12
3.	MATERIAIS E MÉTODOS.....	14
3.1.	Coleta de sinais	14
3.2.	Estímulo	16
3.3.	Pré-processamento.....	17
3.4.	Análise de desempenho	19
3.4.1.	Área abaixo da Curva ROC (AUC).....	20
3.4.2.	Tempo Mínimo para uma resposta significativa	21
3.5.	Seleção dos conjuntos de canais com melhor RSR.....	22
4.	RESULTADOS	23
4.1.	Evitando o espalhando espectral	23
4.2.	Seleção dos canais com melhor RSR.....	24
4.3.	MCSM.....	27
4.4.	MMSC.....	30
4.5.	Comparando os resultados das técnicas de detecção.....	33
5.	DISCUSSÃO.....	36
6.	CONCLUSÕES.....	40
	ANEXO 1	42
	BIBLIOGRAFIA	43

1. INTRODUÇÃO

O Comitê Brasileiro sobre Perdas Auditivas na Infância (2001) ressalta que de um a três recém-nascidos em cada 1000 apresentam perda auditiva. No Brasil, o diagnóstico acontece por volta dos três (3) anos de idade, no entanto, para o desenvolvimento pleno da linguagem, a Academia Americana de Pediatria (2007) recomenda que esse diagnóstico deve ser realizado até os três primeiros meses de idade e a intervenção inicializada até os 6 meses de idade. Diante disso, alguns estados brasileiros têm estabelecidos programas de triagem auditiva neonatal (GRUPO DE TRIAGEM AUDITIVA NEONATAL UNIVERSAL, 2008).

Os Potenciais Evocados Auditivos (PEA) constituem uma das opções para o diagnóstico precoce das perdas auditivas. O PEA é o registro da atividade bioelétrica eliciada por um estímulo sonoro. Quando esses estímulos são apresentados numa frequência, a qual as resposta dos estímulos se sobrepõem, as componentes espectrais discretas da resposta apresentam amplitude e fase constantes (REGAN, 1989). Essas respostas representam o alcance do equilíbrio de excitabilidade neuronal e são conhecidas como Respostas Auditivas em Regime Permanente (ASSR) (FELIX, 2006; PICTON *et al.*, 2001; VENEMA, 2004).

As ASSRs são promissoras nas clínicas audiológicas, pois permite uma interpretação objetiva das respostas, sendo os resultados específicos na frequência (LINS, 2002). O primeiro trabalho significativo que utilizou a ASSR em seres humanos foi conduzido por Galambos *et al.* (1981). Nesse trabalho utilizou-se tons *burst* na faixa próxima a 40 Hz. Os resultados indicaram que estas respostas poderiam ser utilizadas para estimar o limiar auditivo do indivíduo para uma frequência específica.

Entretanto, os trabalhos posteriores com a utilização de estímulos modulados a 40Hz, mostraram que a amplitude da ASSR sofre influência do estado sono-vigília, podendo ser atenuada em até 50% no estado de sono (PETITOT *et al.*, 2005; STAPELLS *et al.*,

1988; DIMITRIJEVIC *et al.*, 2004). Além disso, elas não são bem reproduzidas em crianças (STAPPELLS *et al.*, 1988), o que pode ser atribuído ao fato destas respostas serem geradas principalmente pelo córtex auditivo primário (STAPPELLS *et al.*, 1988), que ainda está em no processo de maturação (NEVES e SCHOCHAT, 2005).

Estudos utilizando moduladoras entre 70-110Hz, mostraram que a ASSR é menos afetada pelo sono (PETIOT *et al.*, 2005, PETHE *et al.*, 2001) e prontamente registrada em crianças (HERDMAN e STAPPELLS, 2001; PEREZ-ABALO *et al.*, 2001). Adicionalmente, a resposta foi registrada para múltiplas frequências, sendo utilizadas simultaneamente até quatro frequências para cada orelha (LINS e PICTON,1995), permitindo a redução de duas a três vezes o tempo de exame, comparado à análise de uma frequência (JOHN *et al.*, 2002a). Assim, a ASSR com modulação de 70-110 Hz, tem sido a mais utilizada para audiometria fisiológica (LINS, 2002; JOHN *et al.*, 2004).

O modelo fisiológico das ASSRs foi primeiramente descrito por LINS e PICTON (1995). Este modelo descreve a gênese das respostas em regime permanente a partir da transdução coclear (Figura 1.1). A 1ª coluna (Figura 1.1A-B) mostra os estímulos AM e seus espectros de frequência (constituídos por três tons puros nas frequências da portadora e portadora \pm moduladora). Quando esse estímulo atinge a cóclea, ocorre uma vibração da membrana basilar na região correspondente à frequência da portadora, excitando os cílios das células ciliadas internas localizadas nesta região. O deslocamento dos cílios resulta em hiperpolarização e despolarização destas células (LINS, 2002). Assim, a função de transferência de uma célula ciliada é equivalente a um retificador (Figura 1.1C), pois transmite o potencial somente quando ocorre a despolarização. Isso permite a transmissão de uma versão retificada do tom AM (Figura 1.1D), que apresenta harmônicos na frequência de modulação (Figura 1.1E). Esse modelo pode ser estendido para uma estimulação de quatro (4) tons AM em cada orelha (Figura 1.2). Devido à organização tonotópica da membrana basilar, cada portadora estimula uma população específica de células ciliadas internas (Figura 1.2C). O efeito de retificação das células ciliadas pode ser aferido para cada tom AM, possibilitando a mensuração no EEG das componentes espectrais da moduladora

(LINS, 2002). Entretanto, estes resultados somente são obtidos quando as frequências das portadoras estiverem afastadas por pelo menos uma oitava e as frequências das modulantes por, no mínimo 1,3 Hz (LINS e PICTON, 1995).

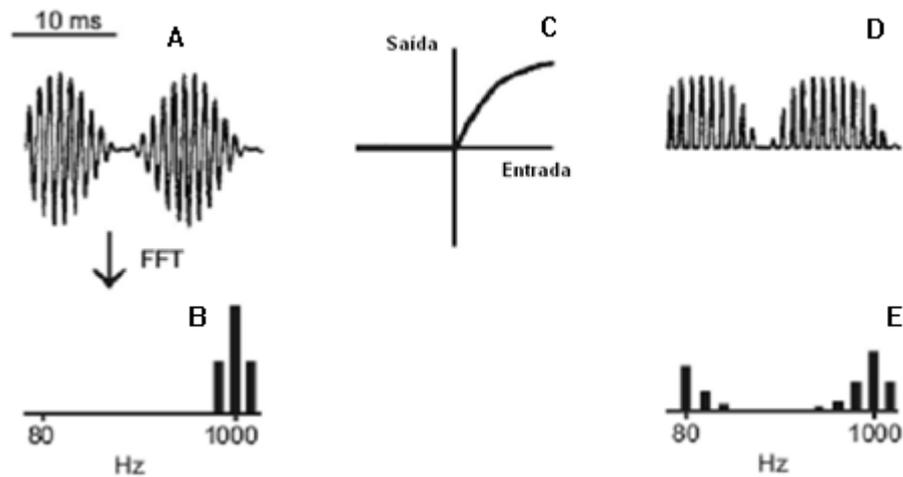


Figura 1.1: Modelo de transdução coclear dos estímulos de regime permanente. (A) Sinal modulado em amplitude. (B) Espectro do sinal de estimulação. (C) Função de transferência aplicada ao estímulo. (D) Estímulo retificado. (E) Espectro de frequência do estímulo retificado (modificado de LINS, 2002).

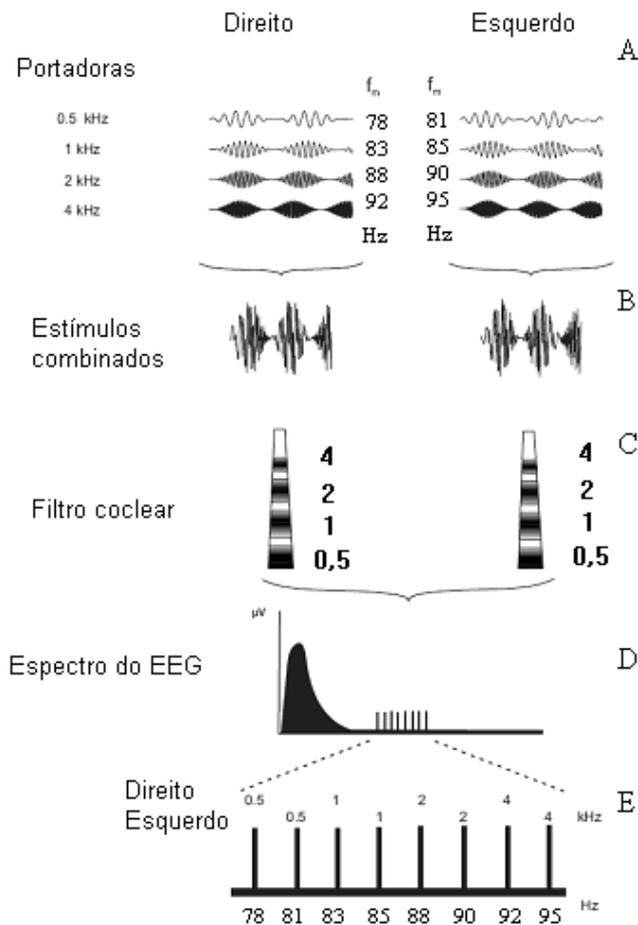


Figura 1.2: Modelo geral das ASSRs: múltiplos estímulos. (A) Segmentos de 8 estímulos simultaneamente, 4 para o ouvido esquerdo e 4 para o ouvido direito. (B) Os estímulos combinados. (C) A membrana basilar, e as regiões de ativações. (D) Espectro do sinal de EEG: ASSR mais os ruídos de fundo. (E) Espectro da atividade registrada no couro cabeludo (modificado de VAN BUN, 2008).

Por meio de eletrodos posicionados no escalpo pode-se captar as ASSRs. Entretanto, este registro pode apresentar vários artefatos, tais como: a atividade cortical espontânea - Eletroencefalograma (EEG) espontâneo; ativação muscular da cabeça e do pescoço, reduzindo a Relação Sinal-Ruído (RSR) da ASSR. Isso dificulta a identificação das respostas no domínio do tempo. No domínio da frequência esta identificação é mais simples, pois a resposta de cada tom AM, pode ser detectada diretamente pela sua moduladora (LINS, 2002). Para a detecção das ASSRs pode ser utilizada as Técnicas de Detecção Objetiva de Resposta ou *Objective Response Detection* (ORD), que se baseiam em critérios estatísticos para determinar a presença ou a ausência de uma resposta (FELIX, 2006). Isto permite que a interpretação do

exame de ASSR seja feita automaticamente para cada frequência e sem interferências subjetivas dos pacientes e dos avaliadores (VAN DER REIJDEN *et al.*, 2001; HERDMAN *et al.*, 2003, LINS *et al.*, 1996; LUTS *et al.*, 2004).

Em diversos trabalhos, as técnicas ORD têm sido utilizadas para fornecer dados audiométricos (LINS *et al.*, 1996; Levi *et al.* 1993). No entanto, a técnica ainda apresenta limitações no que se refere ao tempo de estimação do limiar fisiológico, demorando, aproximadamente de 45 a 60 minutos (Luts *et al.*, 2006). Para que possa ser implementada na prática clínica (John *et al.*, 2003) faz-se necessário o aprimoramento das técnicas de detecção da ASSR. Nesse contexto, alguns autores têm sugerido novas abordagens com variação do tipo de estímulo ou do pré-processamento dos sinais. Dentre elas, destacam-se:

- Utilização de outros estímulos: Tom Frequência Modulada (JOHN *et al.*, 2001), Tom AM com envelope exponencial (JOHN *et al.*, 2002b), Tom de Modulação Mista (COHEN *et al.* 1991; DIMITRIJEVIC *et al.*, 2001; DIMITRIJEVIC *et al.*, 2004; JOHN *et al.*, 2001), Modulação de Ruído (JOHN *et al.*, 2003), Tom Chirp (ELBERLING *et al.*, 2007; STÜRZEBECKER *et al.*, 2001; HEKIMOGLU *et al.* 2001).
- Pré-processamento dos sinais utilizando filtros: filtro adaptativo (TANG E NORCIA, 1995), Análise de Componentes Principais (VAN DUN *et al.*, 2007a), filtro de Wiener (VAN DUN *et al.*, 2007b).

1.1. OBJETIVOS

O trabalho investiga a utilização das técnicas de detecção de resposta objetiva multivariada (MORD) para a detecção das ASSRs evocados por tons AM, visando reduzir o tempo de detecção das ASSRs em relação aos métodos tradicionais, que utilizam técnicas univariadas (ORD). As técnicas ORD utilizadas foram: Medida de Sincronismo de Componente (CSM) e Magnitude Quadrática da Coerência (MSC). As

técnicas MORD: Medida de Sincronismo de Componente Múltipla (MCSM) e a Magnitude Quadrática da Coerência Múltipla (MMSC).

Como objetivos específicos:

- Encontrar o conjunto ótimo de canais para utilização das técnicas multivariadas.
- Comparar os desempenhos das técnicas multivariadas MMSC e MCSM para a detecção das ASSRs.

1.2. ESTRUTURA DO TRABALHO

No Capítulo 2 são apresentadas as técnicas de detecção objetiva de respostas usadas para o desenvolvimento do projeto: CSM, MSC, MCSM e MMSC. No capítulo 3 será abordada a metodologia utilizada neste trabalho. Já os resultados obtidos são relatados no capítulo 4 e discutidos no capítulo 5. A conclusão e proposta para trabalhos futuros são apresentados no capítulo 6.

2. TÉCNICAS DETECÇÃO OBJETIVA DE RESPOSTA UNI E MULTIVARIADA

As técnicas de detecção objetiva de resposta ASSR são métodos matemáticos no domínio da frequência, as quais se baseiam na rejeição da Hipótese Nula (H_0) para avaliar a presença de resposta (KAY, 1988). Considera-se resposta presente (H_1) quando os valores da estimativa das técnicas de detecção excedem o valor crítico obtido da distribuição de probabilidades para H_0 e uma taxa de falsos alarmes α (nível de significância).

Na identificação da ASSR tem-se utilizados as técnicas univariadas de detecção objetiva (ORD): Teste Espectral F (Teste-F), Medida de Sincronismo de Componente (CSM), Magnitude Quadrática da Coerência (MSC). Comparando o desempenho das ORD, quanto à detecção das ASSRs, os trabalhos têm indicado que a MSC tem pequena vantagem em relação à CSM (PICTON *et al.*, 2001), e o Teste-F e a MSC apresentam o mesmo desempenho (DOBIE e WILSON, 1996). O rendimento das técnicas ORD está correlacionado diretamente com a RSR dos sinais coletados (MIRANDA DE SÁ *et al.*, 2002) e o tempo da estimulação, que geralmente é dividido em M trechos sincronizados com o estímulo.

Em algumas aplicações práticas (exemplo: audiometria por ASSRs) deseja-se tornar a detecção mais rápida possível, para isso, deve-se melhorar a RSR. Porém, em alguns casos não é possível isto. Alternativamente, uma possível solução é a utilização das técnicas detecção objetivas multivariadas (MORD): Medida de Sincronismo de Componente Múltipla (MCSM) e a Magnitude Quadrática da Coerência Múltipla (MMSC). E essas técnicas correspondem à extensão de mais canais das técnicas CSM e MSC, respectivamente (FELIX *et al.*, 2007).

As MORD, já foram utilizadas na detecção do potencial evocado visual (MIRANDA DE SÁ e FELIX, 2002; FELIX *et al.*, 2007), somato-sensitiva (MELGES, 2009), imagético

motor (SANTOS FILHO, 2010), e os resultados destes trabalhos mostraram ser possível reduzir o número de trechos necessários para identificar o potencial evocado.

2.1. Medida de Sincronismo de Componentes (CSM)

A Medida de Sincronismo de Componentes (*Component Synchrony Measure* - CSM) é uma técnica ORD que mede o grau de sincronismo da fase entre as componentes espectrais. Considerando um sinal dividido em M trechos, o cálculo da CSM baseia-se na variância da fase da componente espectral (SIMPSON *et al.* 2000):

$$CSM(f) = \left[\frac{1}{M} \sum_{i=1}^M \cos(\theta_i(f)) \right]^2 + \left[\frac{1}{M} \sum_{i=1}^M \sin(\theta_i(f)) \right]^2 \quad 2.1$$

onde $\theta_i(f)$ é a fase da i -ésima observação da componente espectral f . O valor de CSM varia entre 0 a 1, para o caso particular das respostas serem determinística e sincronizadas em cada trecho, tem-se:

$$\frac{1}{M} \sum_{i=1}^M \cos(\theta_i(f)) = \cos(\theta(f)) \text{ e } \frac{1}{M} \sum_{i=1}^M \sin(\theta_i(f)) = \sin(\theta(f)) \quad 2.2$$

Substituindo os termos acima na equação 2.1, temos :

$$CSM(f) = [\cos \theta(f)]^2 + [\sin \theta(f)]^2 = 1 \quad 2.3$$

A Hipótese Nula (H_0), de Ausência de Resposta, é estabelecida supondo que a fase seja uniformemente distribuída entre 0 a 2π . Assim, as funções $\cos(\theta_i)$ e $\sin(\theta_i)$ apresentam média nula e variância $\frac{1}{2}$. Para um grande número de trechos ($M > 100$) os somatórios de senos e cossenos podem ser aproximados, segundo o Teorema do Limite Central, para uma gaussiana com média zero e variância $M/2$ (TIERRA-CRIOLLO, 2001). Assim, a distribuição de CSM para H_0 é determinada como: (LEITE *et al.*, 1996)

$$CSM(f) \sim \frac{\chi_2^2}{2M} \quad 2.4$$

Onde χ_2^2 é uma distribuição qui-quadrada com 2 graus de liberdade. O valor crítico de CSM para um nível de significância α e M trechos é obtido por:

$$CSM_{crit} = \frac{\chi_{2,\alpha}^2}{2M} \quad 2.5$$

Assim, a presença de uma resposta na frequência f é esperada para $CSM(f) > CSM_{crit}$.

2.2. Magnitude Quadrática de Coerência (MSC)

A coerência entre o sinal de estimulação e o sinal de EEG tem sido apontada como umas das técnicas de ORD mais eficientes no EEG durante estimulação periódica (DOBIE e WILSON, 1989). Segundo MIRANDA DE SÁ *et al.* (2002) a coerência entre dois sinais aleatórios e discretos é definida pela equação 2.6, onde $X(f)$ e $Y(f)$ são as Transformadas Discreta de Fourier dos sinais $x[n]$ e $y[n]$, que representam o estímulo periódico e o sinal de EEG coletado numa derivação, respectivamente.

$$\gamma_{xy}^2(f) = \frac{|\lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{T} E[X^*(f)Y(f)]|^2}{\lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{T} E[|X(f)|]^2 \times \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{T} E[|Y(f)|]^2} \quad 2.6$$

Onde $*$ indica o conjugado complexo, e $E[\cdot]$ o operador média. Sendo os sinais $x[n]$ e $y[n]$ de duração finita e divididos em M trechos, a coerência é estimada utilizando o periodograma de Bartlett:

$$\hat{\gamma}_{xy}^2(f) = \frac{|\sum_{i=1}^M X_i^*(f)Y_i(f)|^2}{\sum_{i=1}^M |X_i(f)|^2 \sum_{i=1}^M |Y_i(f)|^2} \quad 2.7$$

onde X_i e Y_i representam as Transformadas Discreta de Fourier dos i -ésimos trechos. Nos casos em que o estímulo ($x[n]$) é determinístico, periódico e sincronizado em cada

trecho ($X_i(f) = X(f), \forall i$), a equação 2.7 pode ser simplificada e denominada como Magnitude Quadrática de Coerência (DOBIE e WILSON, 1996, DOBIE *et al.*, 1989; SIMPSON *et al.*, 2000; MIRANDA DE SÁ *et al.*, 1994):

$$\widehat{MSC}(f) = \frac{|\sum_{i=1}^M Y_i(f)|^2}{M \sum_{i=1}^M |Y_i(f)|^2} \quad 2.8$$

A MSC é uma medida da correlação linear entre os componentes harmônicos dos estímulos e da resposta obtida no EEG (MIRANDA DE SÁ *et al.*, 1994). Na ausência de resposta ao estímulo, o valor do numerador tende à zero (para M tendendo ao infinito), assim o MSC tende a zero. Por outro lado, na presença de uma resposta igual em todos os trechos, o valor do MSC tende a 1.

Para a Hipótese Nula (H_0) de Ausência de Resposta, $y[n]$ é estabelecido com distribuição normal, para cada trecho. Dessa forma a distribuição de $\widehat{MSC}(f)$ para H_0 é dada por (MIRANDA DE SÁ *et al.*, 2004)

$$MSC(f)|_{H_0} \sim \beta_{(1, M-1)} \quad 2.9$$

Onde $\beta_{(1, M-1)}$ é a distribuição beta com 1 e M-1 graus de liberdade. Para um nível de significância α , o valor crítico para H_0 é obtido por (MIRANDA DE SÁ *et al.*, 2008):

$$MSC_{crit} = 1 - \alpha^{\frac{1}{M-1}} \quad 2.10$$

A detecção do sinal é realizada da mesma forma que a CSM, comparando com um limiar ($MSC(f) > MSC_{crit}$). Nota-se que esses testes não são válidos para a componente contínua (CC) e para a frequência de Nyquist.

2.3. Medida de Sincronismo de Componentes Múltipla (MCSM)

A Medida de Sincronismo de Componentes Múltipla (MCSM), proposta por MIRANDA DE SÁ *et al.* (2003), mede o sincronismo devido a uma estimulação rítmica somente considerando os ângulos de fase médio, $\bar{\theta}_i(f)$ da *i*-ésima janela da Transformada de Fourier de *N* derivações EGG ($y_1[n], y_2[n], \dots, y_N[n]$) (FELIX, 2007). Para a obtenção da fase média da *i*-ésima janela, utiliza-se os resultados de MARDIA e JUPP (2002)

$$\bar{\theta}_i(f) = \begin{cases} \tan^{-1}(\bar{S}_i/\bar{C}_i) & \text{se } \bar{C}_i \geq 0 \\ \tan^{-1}(\bar{S}_i/\bar{C}_i) + \pi & \text{se } \bar{C}_i < 0 \end{cases} \quad 2.11$$

Com

$$\bar{S}_i = \frac{1}{N} \sum_{j=1}^N \sin \theta_{ij}(f) \quad 2.12$$

$$\bar{C}_i = \frac{1}{N} \sum_{j=1}^N \cos \theta_{ij}(f) \quad 2.13$$

onde \tan^{-1} é a função arco tangente e θ_{ij} é o ângulo da fase da *i*-ésima janela da Transformada Discreta de Fourier do sinal no eletrodo *j*, $y_j[n]$, $j = 1, \dots, N$. Na Equação 2.11, adiciona-se π para garantir que $\bar{\theta}_i$ tenha valores entre $(-\pi/2, \pi/2)$.

Então a MCSM é definida matematicamente por:

$$MCSM(f) = \left[\frac{1}{M} \sum_{i=1}^M \cos(\bar{\theta}_i(f)) \right]^2 + \left[\frac{1}{M} \sum_{i=1}^M \sin(\bar{\theta}_i(f)) \right]^2 \quad 2.14$$

Para a Hipótese Nula (H0) de Ausência de Resposta, o ângulo médio de fase ($\bar{\theta}_i(f)$) tem uma distribuição uniforme entre 0 e 2π , assim a MCSM tem a mesma distribuição para a H0 que a CSM, logo (MIRANDA DE SÁ *et al.*, 2003):

$$MCSM(f)|_{H_0} \sim \frac{\chi_2^2}{2M} \quad 2.15$$

E o valor crítico para um nível de significância (α) e M trechos, pode ser expresso por:

$$MCSM_{crit} = \frac{\chi_{2,\alpha_{crit}}^2}{2M} \quad 2.16$$

2.4. Magnitude Quadrática da Coerência Múltipla (MMSC)

A estimação da Magnitude Quadrática da Coerência Múltipla entre um estímulo periódico, determinístico e sincronizado ($x[n]$) com o EEG de N eletrodos $y_j[k]$, $j = 1, 2, \dots, N$, para o sistema linear multivariado (Figura 2.1), é dada pela equação (MIRANDA DE SÁ *et al.*, 2008):

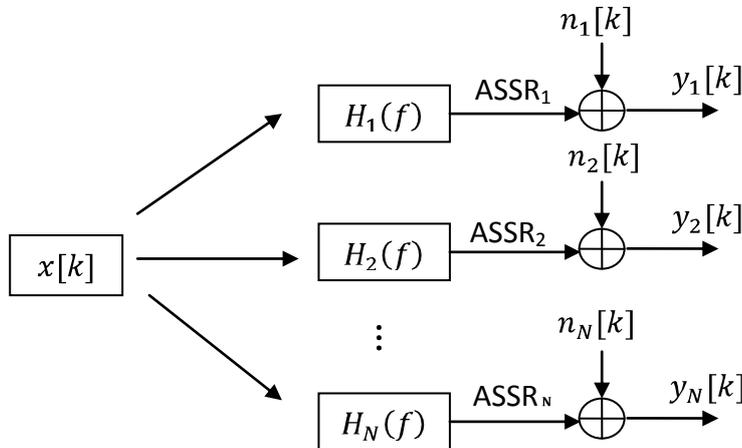


Figura 2.1: Modelo linear multivariado representando o sinal de EEG durante estimulação auditiva. Onde $x[k]$ é a estimulação (modulante), que é filtrado por $H_j(f)$ para fornecer a ASSR da j -ésima derivação. Os N sinais de EEG, $y_j[k]$, $j = 1, 2, \dots, N$, obtidos do couro cabeludo, são compostos pela soma da ASSR com o EEG de fundo, representado por $n_j[k]$ (modificado de MIRANDA DE SÁ *et al.*, 2004).

$$MMSC(f) = \frac{V^H(f) \hat{S}_{yy}^{-1}(f) V(f)}{M} \quad 2.17$$

Sendo:

$$\mathbf{V}^H(f) = \left[\sum_{i=1}^M Y_{1i}(f) \quad \sum_{i=1}^M Y_{2i}(f) \quad \dots \quad \sum_{i=1}^M Y_{Ni}(f) \right] \quad 2.18$$

$$\hat{\mathbf{S}}_{yy}(f) = \begin{bmatrix} \hat{S}_{y_1y_1}(f) & \hat{S}_{y_1y_2}(f) & \dots & \hat{S}_{y_1y_N}(f) \\ \hat{S}_{y_2y_1}(f) & \hat{S}_{y_2y_2}(f) & \dots & \hat{S}_{y_2y_N}(f) \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ \hat{S}_{y_Ny_1}(f) & \hat{S}_{y_Ny_2}(f) & \dots & \hat{S}_{y_Ny_N}(f) \end{bmatrix} \quad 2.19$$

com “H” denotando o operador hermitiano da matriz, M o número de trechos, $Y_{ji}(f)$ ($j = 1, 2, \dots, N$) a Transformada Discreta de Fourier do *i-ésimo* trecho do sinal do canal j , e $\hat{S}_{y_p y_q}$ a estimativa da densidade espectral de potência cruzada dos sinais nos eletrodos p e q , ($p, q = 1 \dots N$), dada por:

$$\hat{S}_{y_p y_q} = \sum_{i=1}^M Y_{pi}^*(f) Y_{qi}(f) \quad 2.20$$

Para a Hipótese Nula (H_0) da Ausência de Resposta, a MMSC apresenta uma distribuição beta central, com N e $M - N$, graus de liberdade (MIRANDA DE SÁ *et al.*, 2008):

$$MMSC(f) \sim \beta_{(N, M-N)} \quad 2.21$$

A detecção da presença de resposta pode ser obtida comparando o valor do MMSC com valor crítico, este obtido pela expressão:

$$MMSC_{crit} = \beta_{crit, \alpha, N, M-N} \quad 2.22$$

Onde α é o nível de significância, M o número de trechos e N o número de canais.

3. MATERIAIS E MÉTODOS

Neste capítulo são apresentados os materiais e métodos utilizados no desenvolvimento da dissertação. Inicialmente, são descritos os procedimentos para o registro do EEG, detalhando os testes realizados. Em seguida, é detalhada a etapa de pré-processamento dos sinais. Finalmente, os métodos utilizados neste trabalho para análise de desempenho: Área abaixo da curva (AUC) ROC e o tempo mínimo para uma resposta significativa.

3.1. Coleta de sinais

Participaram deste estudo oito (8) voluntários adultos, com faixa etária entre 19 a 30 anos com audição normal (limiar auditivo avaliada pela audiometria tonal menor que 22 dB SPL - *Sound Pressure Level*, Tabela 3.1) e que não estavam em uso de qualquer medicamento.

Tabela 3.1: Limiar auditivo médio (dB SPL) do exame de audiometria tonal dos voluntários que participaram do estudo (modificado de SOUZA, 2011).

	Orelha Esquerda				Orelha Direita			
Frequência	0,5 kHz	1 kHz	2 kHz	4 kHz	0,5 kHz	1 kHz	2 kHz	4 kHz
Média	19,3	12,6	11,2	15,1	19,2	12,0	12,3	11,7
DP	2,6	3,0	2,6	3,0	2,7	3,5	2,5	2,6

DP: Desvio Padrão

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; filtro *notch* de 60 Hz, e frequência de amostragem de 601,5 Hz.

As coletas foram realizadas em uma cabine acusticamente isolada, situada no laboratório do NEPEB (Núcleo de Estudos e Pesquisas em Engenharia Biomédica da

UFMG), de acordo com protocolo aprovado pelo Comitê de Ética Local (ETIC 0369.0.203.000-10).

Os sinais de EEG foram registrados em 12 eletrodos dispostos no escalpo de acordo com o sistema internacional 10-20 (SHARBROUGH, 1991), com referência aos eletrodos auriculares (A1+A2). Na Figura 3.1, são mostradas em preto as derivações utilizadas: F3, F4, T3, T4, Cz, Pz, Oz (similar a VAN DER REIJDEN *ET al.*, 2004) e, adicionalmente, C3, P3, C4, P4, Fz. Na coleta, utilizou-se eletrodos de prata/cloreto de prata (Ag/AgCl) com diâmetro de 10 mm e impedância inferior que 5k Ω .

Durante a coleta, foram realizadas duas sessões de estimulação com diferentes intensidades (60 e 40 dB SPL - *Sound Pressure Level*) e duração de 16 minutos para cada sessão. Os voluntários deveriam permanecer confortavelmente em supino, com a cabeça apoiada em um travesseiro, sendo orientados a manter os olhos fechados, podendo dormir durante a coleta. Após o registro, os sinais foram gravados em disco rígido para análise *offline* pelo *software* Matlab (MathWorks).

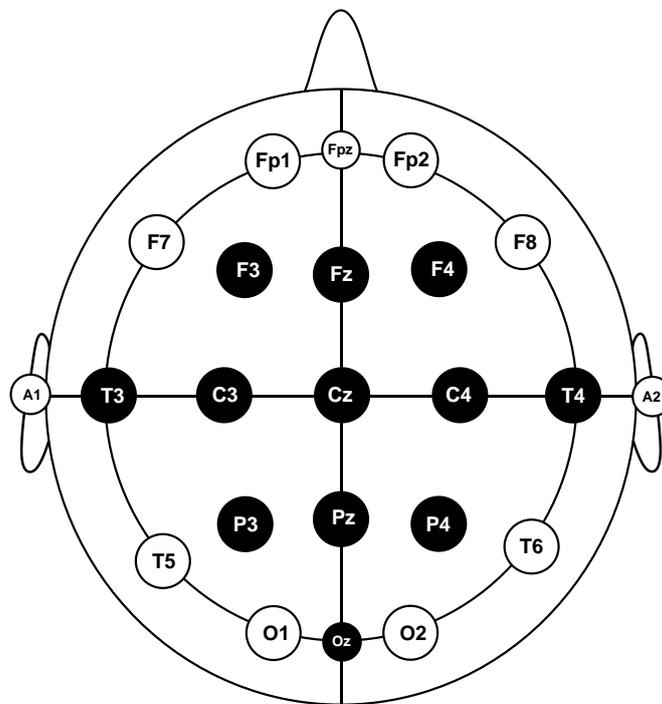


Figura 3.1: Sistema 10-20 (modificado de SHARBROUGH, 1991)

3.2. Estímulo

Durante a coleta, em cada sessão, foi aplicado simultaneamente em cada orelha um estímulo constituído por quatro tons modulados por amplitude (AM), por meio de um fone de inserção E-A-RTone 5A (Aearo Technologies) (Figura 3.2).

Um sinal AM é obtido multiplicando-se duas senoides (JOHN *et al.*, 1998) e pode ser representado algebricamente pela seguinte equação:

$$x[t] = A \cdot \text{sen}(2\pi f_c t) \cdot (\lambda \cdot \text{sen}(2\pi f_m t) + 1)/(1 + \lambda) \quad 3.1$$

onde f_c é a portadora de alta frequência; f_m , a moduladora de baixa frequência; λ , a profundidade de modulação; e A , amplitude máxima.



Figura 3.2: Fones de Inserção E-A-RTONE 5. FONTE: Aearo Technologies, 2011.

Neste trabalho, utilizou-se uma profundidade de modulação de 100%, pois segundo JOHN *et al.* (2001) e DIMITRIJEVIC *et al.* (2001) 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 60 dB SPL e 40 dB SPL.

As frequências das portadoras para ambas orelhas foram as mesmas: 0,5, 1, 2, e 4 kHz. As frequências de modulação utilizadas foram 78, 83, 88, 92 Hz para orelha direita e 81, 85, 90, 95 Hz para orelha esquerda. Esses valores foram escolhidos com base nos trabalhos (JOHN *et al.*, 1998; LINS, 2002), segundo esses autores as frequências das

portadoras devem estar afastadas por pelo menos uma oitava e as frequências das modulantes por, no mínimo 1,3 Hz.

Para prevenir o espalhamento espectral, as frequências de modulação foram corrigidas para a frequência mais próxima, de forma a obter um número inteiro de ciclos para uma janela de 1024 pontos (PICTON *et al.*, 1998). Na Tabela 3.2 são mostrados os valores das frequências de modulação corrigidos segundo o critério de números inteiros de ciclos. Os estímulos foram gerados pelo “AudioSim” (ROMÃO, 2009) e calibrados por meio de um ouvido artificial (modelo 4152 da BRÜEL & KJÄER) acoplado a um medidor de níveis sonoros (2260 da BRÜEL & KJÄER).

Tabela 3.2: Frequência de modulação corrigida segundo o critério de número inteiros de oscilações para janela de 1024 pontos.

Frequência de modulação	Frequência de modulação corrigida para números inteiros de oscilações mais próximos
78	78,71
81	81,06
83	83,41
85	85,76
88	88,11
90	90,46
92	92,81
95	95,16

3.3. Pré-processamento

Inicialmente, para poder comparar os resultados deste trabalho com outros que utilizaram a derivação Cz-Oz (VAN DER REIJDEN *et al.*, 2004; VAN DUN *et al.*; 2008), os sinais coletados foram referenciados para a derivação Oz.

Os sinais foram filtrados por um filtro digital, passa-faixa, Butterworth de 2ª ordem, com frequência de corte inferior de 65 Hz e superior de 100 Hz, e divididos em trechos de 1024 pontos. Após a divisão dos trechos, aplicou-se um algoritmo para a rejeição automática de trechos, removendo todos aqueles com amplitudes superiores a 15 μV (VAN DUN *et al.*, 2007a).

Finalmente, com o objetivo de evitar o espalhamento espectral, aplicou-se aos sinais de EEG a técnica de correção *a posteriori* (FELIX *et al.*, 2009). Esse método se baseia na reamostragem do sinal de EEG, para que o sinal com a frequência da modulante possa ter um número primo de oscilações na janela da análise espectral (1024 pontos). Para isso, o sinal de EEG foi interpolado linearmente e desse modo alterado de modo *offline* a sua frequência de amostragem. A nova frequência de amostragem (f_s) pode ser calculada pela seguinte equação:

$$f_s = \frac{N}{L} \times f_m \quad \mathbf{3.2}$$

onde N é o número de pontos da janela (1024), f_m a frequência da modulante, e L o número primo mais próximo do número inteiro de oscilação. Na Tabela 3.3 são mostradas na primeira coluna as frequências de modulação escolhidas conforme o critério de números inteiros de oscilações, já na segunda coluna as frequências de amostragem corrigidas conforme o critério de números primos de oscilações para uma janela de 1024 pontos.

Tabela 3.3 -Correção *a posteriori* da frequência de amostragem, para um tamanho de janela de 1024 pontos.

Frequência de modulação corrigida utilizando o critério de números inteiros de ciclos	Correção da Frequência de amostragem utilizando o critério de números primos de ciclos
78,71	588,33
81,06	597,18
83,41	573,24
85,76	589,39
88,11	597,52
90,46	590,01
92,81	583,05
95,16	597,81

É importante destacar que esse método de prevenção do espalhamento espectral baseia-se nos trabalhos de XI e CHIGARO (1996) e FELIX *et al.*(2005), os quais sugerem que a modulante seja corrigida *a priori* para a frequência mais próxima que tenha um número primo de ciclos na janela de análise espectral. Porém, para os casos em que não foi aplicada a correção *a priori* na escolha da modulante, o espalhamento pode ser evitado de modo *offline* através da correção *a posteriori* (FELIX, 2009).

3.4. Análise de desempenho

Neste trabalho foram utilizados dois métodos para análise e comparações dos detectores: (1) Área abaixo da Curva ROC (*Receiver Operating Characteristics*) (AUC); (2) tempo mínimo necessário para uma resposta significativa.

Através da AUC é possível comparar estatisticamente o desempenho de diferentes técnicas. Entretanto, a AUC não é indicada para verificar o benefício das técnicas de detecção no tempo (VAN DUN *et al.*, 2007a). Assim, uma segunda medida é utilizada, o tempo mínimo para se obter uma resposta significativa.

3.4.1. Área abaixo da Curva ROC (AUC)

A curva ROC é uma medida de desempenho do classificador que utiliza duas dimensões. 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 Área abaixo da curva ROC (AUC) (HANLEY e MCNEIL, 1982).

A AUC é uma medida de probabilidade que indica a probabilidade dos dados verdadeiros serem maiores que os falsos, independente do tipo de distribuição associada (BRAGA, 2000). Essa medida pode apresentar valores entre 0 e 1, sendo que a curva ROC de um classificador aleatório corresponde a uma linha entre os pontos (0,0) e (1,1) (KAY, 1998), assim sua AUC é de 0,5. Já um classificador perfeito apresenta AUC igual a 1, sendo possível, através desse classificador, obter uma Probabilidade de detecção (PD) de 100% para uma Probabilidade de Falsos Alarmes (PFA) igual a 0.

Para o cálculo da AUC, inicialmente estimou-se a curva ROC por meio do algoritmo apresentado no Anexo 1. Em resumo: o algoritmo propõe variar de modo eficiente o valor crítico, e em cada uma dessas variações calculam-se a PD e a PFA (FAWCETT, 2006). No cálculo da PD foram utilizadas as frequências de modulação, e para o cálculo da PFA utilizaram-se oito frequências entre o intervalo 75 Hz e 98 Hz, nas quais não se espera resposta ao estímulo (diferentes das frequências de modulação). Na Tabela 3.4, têm-se as frequências utilizadas para a PFA.

Tabela 3.4: Frequências utilizadas para estimação da probabilidade de falsos alarmes (PFA)

79.89	82.82	84.59	86.94	89.28	91.63	94.57	96.34
-------	-------	-------	-------	-------	-------	-------	-------

Finalmente, após estimada a curva ROC, calculou-se a AUC por médio da integração numérica por regra dos trapézios (HANLEY E MCNEIL, 1982). Para comparar as AUCs dos diferentes métodos, usou-se o teste-z pareado ($p = 0,05$), sendo o z-valor calculado conforme a equação (HANLEY E MCNEIL, 1983):

$$z = \frac{A_1 - A_2}{\sqrt{\sigma_1^2 + \sigma_2^2 + 2\tau\sigma_1\sigma_2}} \quad 3.3$$

onde A_i e σ_i são, respectivamente, o valor absoluto e o desvio padrão de AUC utilizando o método i . O desvio padrão pode ser calculado pela seguinte fórmula:

$$\sigma_i = \sqrt{\frac{X_1 + X_2 + X_3}{n_p n_N}} \quad 3.4$$

Com

$$X_1 = A_i(1 - A_i) \quad 3.5$$

$$X_2 = (n_N - 1)(Q_1 - A_i^2) \quad 3.6$$

$$X_3 = (n_p - 1)(Q_2 - A_i^2) \quad 3.7$$

$$Q_1 = \frac{A_i}{2 - A_i} \quad 3.8$$

$$Q_2 = \frac{2A_i^2}{1 - A_i} \quad 3.9$$

onde n_p e n_N são os números de amostras positivas (frequências de modulação) e negativas (frequências diferentes das modulantes), respectivamente. Para encontrar o valor τ , deve-se consultar a Tabela I do artigo de HANLEY e MCNEIL (1983) usando os valores de $(A_1 + A_2)/2$ e $(r_p + r_N)/2$, onde r_p e r_N são as Correlações de Pearson entre as amostras positivas e negativas, respectivamente. Uma alternativa para o cálculo de τ é calcular a média entre r_p e r_N , podendo-se produzir um erro no máximo de 10% no valor de τ , porém esse valor é encontrado de forma automática, sem a necessidade de consultar a tabela (BRAGA, 2000).

3.4.2. *Tempo Mínimo para uma resposta significativa*

O tempo mínimo para um resposta significativa foi obtido simulando um sistema de varredura, em que a cada varredura eram acrescentados cinco (5) novos trechos ao

conjunto de dados, sendo o valor dessa medida definido no instante em que três (3) consecutivas varreduras apresentassem resposta significativa (VAN DUN *et al.*, 2007a), conforme o teste da Hipótese nula. Neste trabalho foi estabelecido um nível de significância fixo de 5%.

3.5. Seleção dos conjuntos de canais com melhor RSR

Os desempenhos dos métodos de detecção multivariados (MMSC e MCSM) estão correlacionados diretamente com a RSR dos conjuntos de N canais, sendo assim MELGES (2010) e SANTOS FILHO (2010) sugere que esse conjunto de N canais seja constituído pelos N canais com as maiores RSR, para obter a melhor desempenho do detector.

Neste trabalho, utilizou-se o seguinte método para ordenar os canais conforme a RSR:

1. Determinou-se a AUC média e o tempo médio de detecção de 60 dB SPL e 40 dB SPL para cada canal, sendo AUC média a promediação das AUCs para M=100, 200, 300, 400 trechos; e Tempo médio de detecção a promediação do tempo mínimo de detecção de cada indivíduo.
2. Ordenaram-se os canais (*ranks*) de modo crescente, conforme o desempenho de cada uma das medidas encontradas em 1.
3. Para cada canal, criou-se um novo índice, constituído pelo somatório dos *ranks* das medidas ordenadas em 2.
4. Ordenaram-se os canais em forma decrescente de acordo com o índice do item 3.

4. RESULTADOS

Este capítulo está dividido em cinco seções. A primeira está destinada à apresentação dos resultados obtidos com aplicação da técnica de correção *a posteriori*; a segunda explora os resultados das técnicas ORD e a seleção dos conjuntos de N canais; as duas seguintes, mostram os resultados com aplicação das técnicas MORD: MCSM e MMSC, e já a última seção compara as técnicas de MORD e ORD.

4.1. Evitando o espalhando espectral

Na Figura 4.1 são mostrados os valores médios da MSC (Cz, M=400, 60 dB SPL) com e sem a utilização da correção *a posteriori* para número primo de oscilações das frequências de modulação (Figura 4.1A) e componentes sem resposta (Figura 4.1B). Nota-se que os valores da MSC para as frequências de modulação após a correção *a posteriori* são sempre superiores (em média 19,75%) aos valores quando utilizado somente um número inteiro de oscilações, sendo diferentes estatisticamente para um $\alpha=0,05$ com o teste de Wilcoxon pareado ($p = 0,0078$). Para as frequências diferentes das modulantes não foi observada diferença estatística ($p = 0,39$).

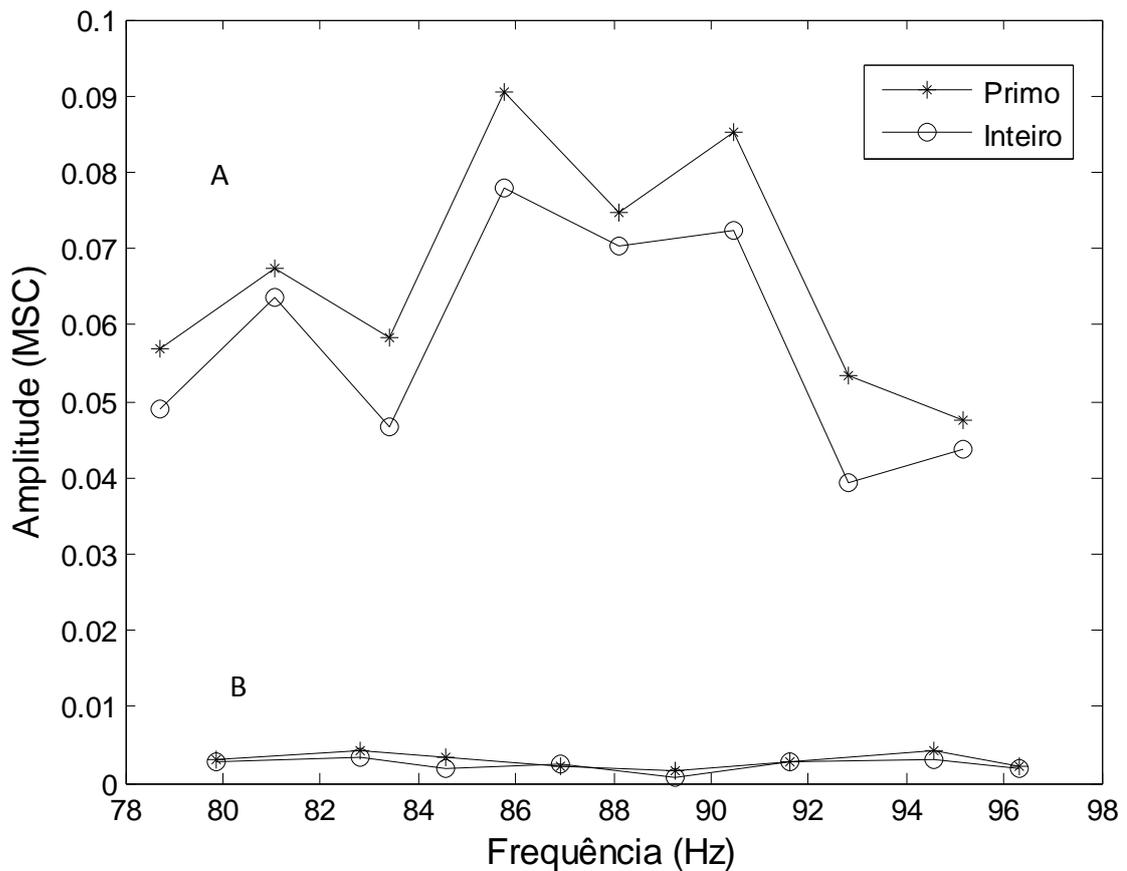


Figura 4.1: Média do MSC (Cz, M=400, 60dB SPL) com número inteiro de oscilações e com a correção *a posteriori*, para número primo de oscilações. (A) Frequências das modulantes. (B) Frequências sem resposta (ver Tabela 3.4).

4.2. Seleção dos canais com melhor RSR

Na Tabela 4.1 e Tabela 4.2, são mostrados a AUC média e o tempo mínimo de detecção médio para 60 dB SPL e 40dB SPL, com a aplicação do CSM e MSC, respectivamente. Conforme visto na seção 3.5, através desses valores selecionou-se os conjuntos de N canais com os melhores desempenhos para o CSM (Tabela 4.3) e MSC (Tabela 4.4).

Comparando estatisticamente a AUC, para aplicação da CSM com 40 dB SPL, indicam que os canais Fz, F4, F3, Cz, C3 são diferentes estatisticamente aos canais T3, T4, P3, P4 a partir do trecho 50. Para 60 dB SPL não houve diferença significativa entre as AUCs.

Por outro lado, para aplicação da MSC (60dB SPL e 40dB SPL), os canais Fz, F4, F3, Cz,C3 apresentaram diferença significativa com todas as outras derivações, para os trechos de M=150 a 250. Note-se que a partir de cinco canais (N=5) o conjunto de derivações é o mesmo para MSC e CSM.

Os conjuntos de canais N=1,3,5,7,9,11 da Tabela 4.3 e Tabela 4.4 foram utilizados para a MCSM e a MMSC, respectivamente.

Tabela 4.1: Tempo médio de detecção e a AUC média para as 40 dB SPL e 60 dB SPL, com a utilização do CSM.

Canais	AUC Media		Tempo médio (minutos)	
	60dB SPL	40dB SPL	60dB SPL	40dB SPL
Fz	0,94	0,70	2,46	7,69
F4	0,93	0,71	2,77	7,86
F3	0,91	0,76	3,74	7,39
C3	0,90	0,73	3,42	7,50
Cz	0,90	0,71	3,02	8,28
C4	0,90	0,69	3,11	8,38
Pz	0,87	0,68	4,45	8,56
P3	0,85	0,66	4,148	8,44
P4	0,79	0,63	5,88	9,82
T3	0,77	0,59	6,76	9,77
T4	0,75	0,55	7,00	10,85

Tabela 4.2: Tempo médio de detecção e a AUC média para as 40 dB SPL e 60 dB SPL, com a utilização do MSC.

Canais	AUC Media		Tempo médio (minutos)	
	60dB SPL	40dB SPL	60dB SPL	40dB SPL
Cz	0,92	0,74	2,55	7,03
Fz	0,95	0,71	2,20	7,39
F3	0,93	0,77	2,79	7,24
F4	0,94	0,72	2,24	7,48
C3	0,92	0,74	2,77	7,49
C4	0,91	0,72	3,05	7,82
Pz	0,90	0,68	3,30	8,79
P3	0,85	0,68	3,90	8,19
P4	0,82	0,63	5,54	9,50
T3	0,80	0,62	6,18	9,40
T4	0,74	0,59	7,2	10,66

Tabela 4.3: Relação entre os números de canais e as derivações utilizadas na detecção da MCSM.

Número de canais	Derivações
N=1	Fz
N=2	Fz\F4
N=3	Fz\F4\F3
N=4	Fz\F4\F3\C3
N=5	Fz\F4\F3\C3\Cz
N=6	Fz\F4\F3\C3\Cz\C4
N=7	Fz\F4\F3\C3\Cz\C4\Pz
N=8	Fz\F4\F3\C3\Cz\C4\Pz\P3
N=9	Fz\F4\F3\C3\Cz\C4\Pz\P3\P4
N=10	Fz\F4\F3\C3\Cz\C4\Pz\P3\P4\T3
N=11	Fz\F4\F3\C3\Cz\C4\Pz\P3\P4\T3\T4

Tabela 4.4: Relação entre os números de canais e as derivações utilizadas na detecção da MMSC.

Número de canais	Derivações
N=1	Cz
N=2	Cz\Fz
N=3	Cz\Fz\F3
N=4	Cz\Fz\F3\F4
N=5	Cz\Fz\F3\F4\C3
N=6	Cz\Fz\F3\F4\C3\C4
N=7	Cz\Fz\F3\F4\C3\C4\Pz
N=8	Cz\Fz\F3\F4\C3\C4\Pz\P3
N=9	Cz\Fz\F3\F4\C3\C4\Pz\P3\P4
N=10	Cz\Fz\F3\F4\C3\C4\Pz\P3\P4\T3
N=11	Cz\Fz\F3\F4\C3\C4\Pz\P3\P4\T3\T4

4.3. MCSM

As AUCs, para todos os voluntários, em função dos números de trechos (M), são mostradas nas Figura 4.2 e Figura 4.3 para uma intensidade de 60 dB SPL e 40 dB SPL, respectivamente. Para 60 dB SPL, pode ser visto que em alguns trechos (exemplo: 40 a 50) o desempenho da MCSM para $N > 1$ foi inferior ao desempenho de um único canal. Entretanto, já para 40 dB SPL os desempenhos dos conjuntos de canais $N = 5, 7$ e 9, foram sistematicamente superiores em relação a $N = 1$.

Aplicando aos valores das AUCs o teste-z pareado ($\alpha = 0,05$), observou-se que as AUCs para 60 dB SPL não apresentaram diferenças estatísticas. Entretanto, para 40 dB SPL, os conjuntos de canais $N = 5, 7$ e 9 apresentaram as AUCs estatisticamente diferentes em relação à $N = 1$ para os trechos 120 a 255, sendo que, entre esses conjuntos de canais, não houve uma diferença estatística.

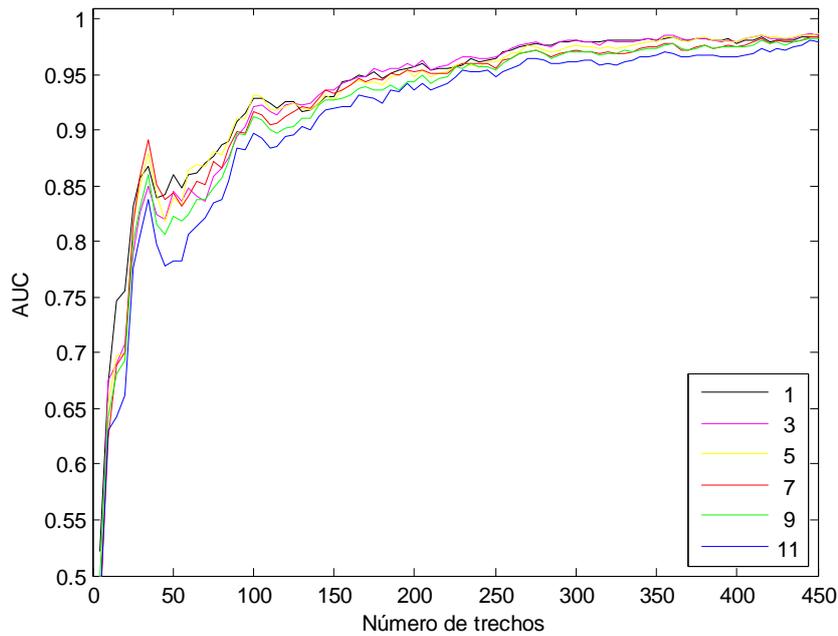


Figura 4.2 AUC, para todos os voluntários, em função dos números de trechos, da MCSM aplicado aos conjuntos de canais $N = 1, 3, 5, 7, 9, 11$ (60 dB SPL).

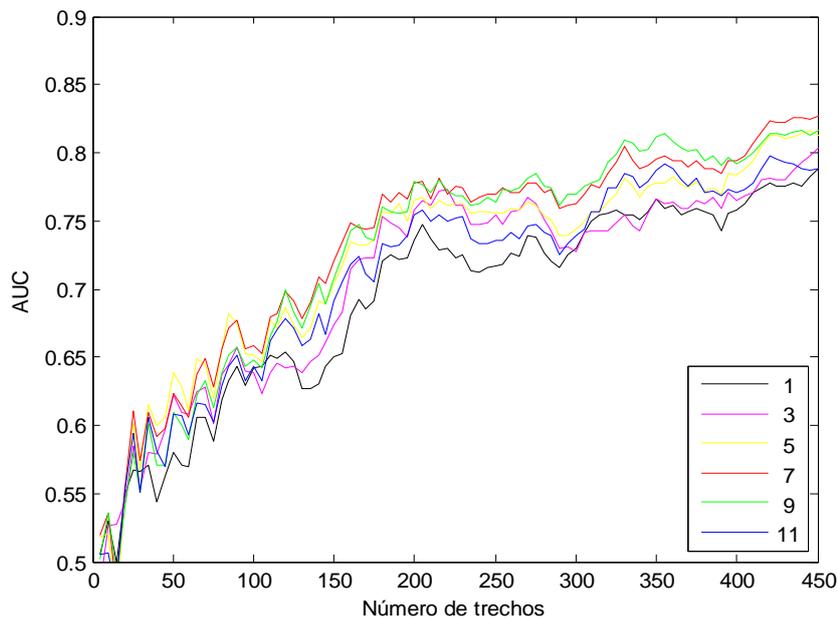


Figura 4.3: AUC, para todos os voluntários, em função dos números de trechos, da MCSM aplicado aos conjuntos de canais $N = 1, 3, 5, 7, 9, 11$ (40 dB SPL).

Os tempos mínimos para a detecção de uma resposta estatisticamente significativa, com a aplicação da MCSM em função da portadora e do aumento dos canais, são mostrados nas Figura 4.4 e Figura 4.5, para 60 dB SPL e 40dB SPL respectivamente.

Para 60 dB SPL nota-se um comportamento oscilatório no tempo de detecção. Entretanto para 40 dB SPL, observa-se uma redução no tempo de detecção em relação a um único canal ($N = 1$), exceto para a portadoras de 0,5kHz ($N = 7$), 2kHz ($N \geq 5$), e 4kHz ($N = 3$).

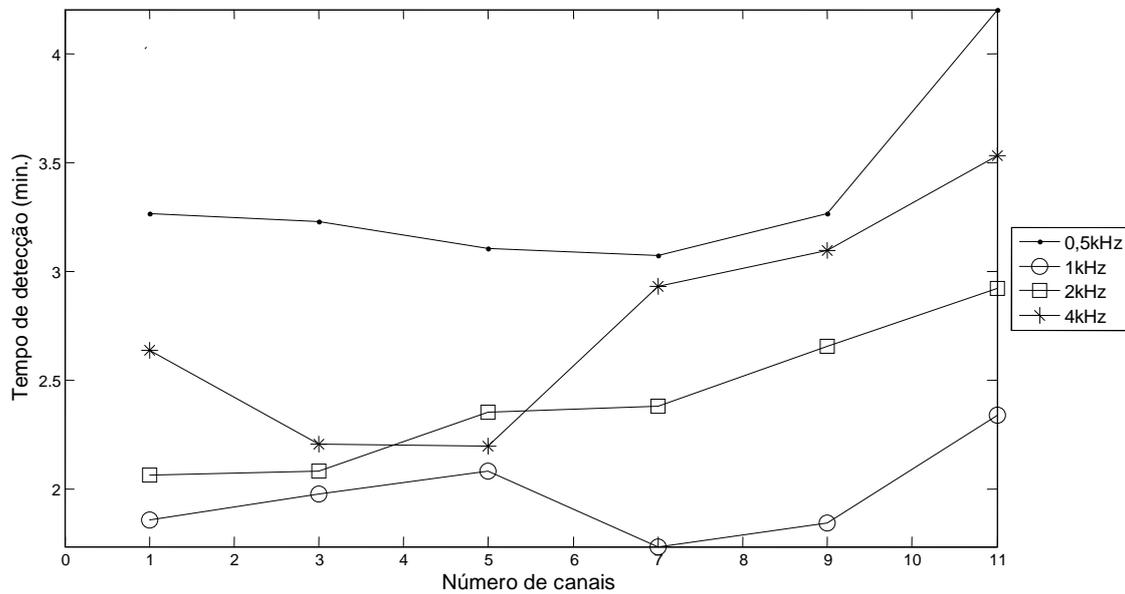


Figura 4.4: Tempo médio de detecção para cada portadora em função do aumento do número de canais utilizando a MCSM, para 60 dB SPL.

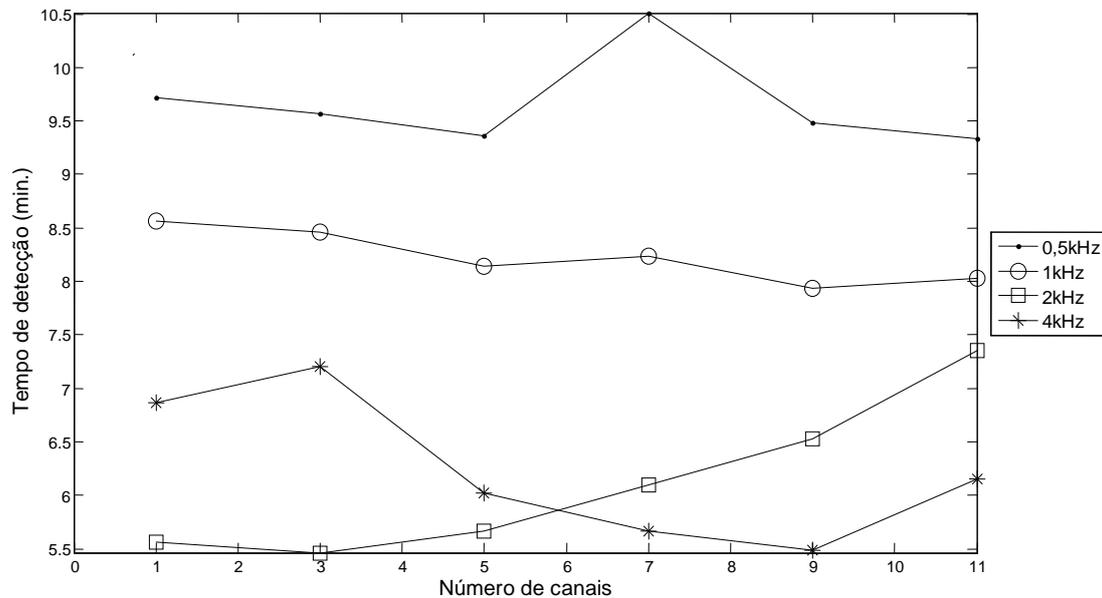


Figura 4.5: Tempo médio de detecção para cada portadora em função do aumento do número de canais utilizando a MCSM, para 40 dB.

Para analisar o desempenho da MCSM, simulando um exame de audimetria, calcula-se a soma da média dos tempos de detecção para 60dB SPL e 40dB SPL (ver Tabela 4.5). Nota-se uma redução no tempo de detecção de até 4,12% ($N = 5$) em relação a um único canal.

Tabela 4.5: Tempo médio para detecção utilizando o MCSM para 60 dB SPL, 40 dB SPL e 40dB SPL +60 dB SPL, e na última coluna a redução do tempo em relação à um único canal.

Números de canais	Tempo médio (min.) para detecção (60 dB SPL)	Tempo médio (min.) para detecção (40 dB SPL)	Tempo médio (min.) para detecção (60dB +40dB SPL)	Redução do tempo de redução (%) em relação à $N = 1$ (60dB +40dB SPL)
N= 1	2,46	7,69	10,15	---
N =3	2,37	7,67	10,04	1,09
N =5	2,43	7,29	9,73	4,12
N=7	2,53	7,62	10,15	0,00
N=9	2,71	7,35	10,07	0,75
N = 11	3,24	7,71	10,96	-7,39

4.4. MMSC

A AUC, para todos os voluntários, em função do número de trechos, são mostradas nas Figura 4.6 e Figura 4.7, para uma intensidade de 60 dB SPL e 40 dB SPL, respectivamente. Observa-se que em ambos casos, com a utilização da técnica multivariada, foi possível obter um desempenho superior ao de utilizado um único canal ($N = 1$), sendo os melhores desempenhos obtidos pelos conjuntos de canais de $N = 11$ e $N = 5$, para 60 dB SPL e 40 dB SPL, respectivamente.

Comparando estatisticamente os valores das AUC para 60 dB SPL, através do teste-z pareado ($\alpha = 0,05$), nota-se que a AUC para $N \geq 5$ é estatisticamente diferente em

relação a $N = 1$ e 3, entre o intervalo de 80 a 300. Por outro lado, para 40 dB SPL, somente o conjunto de $N = 5$ apresentou AUC significativamente diferente a $N = 1$.

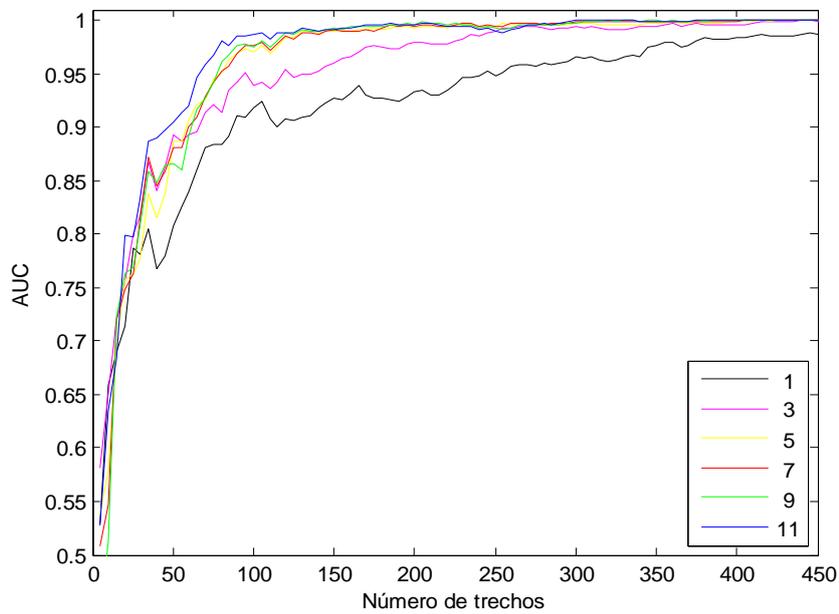


Figura 4.6: AUC, para todos os voluntários, em função dos números de trechos, da MMSC aplicado aos conjuntos de canais $N = 1, 3, 5, 7, 9, 11$ (60 dB SPL).

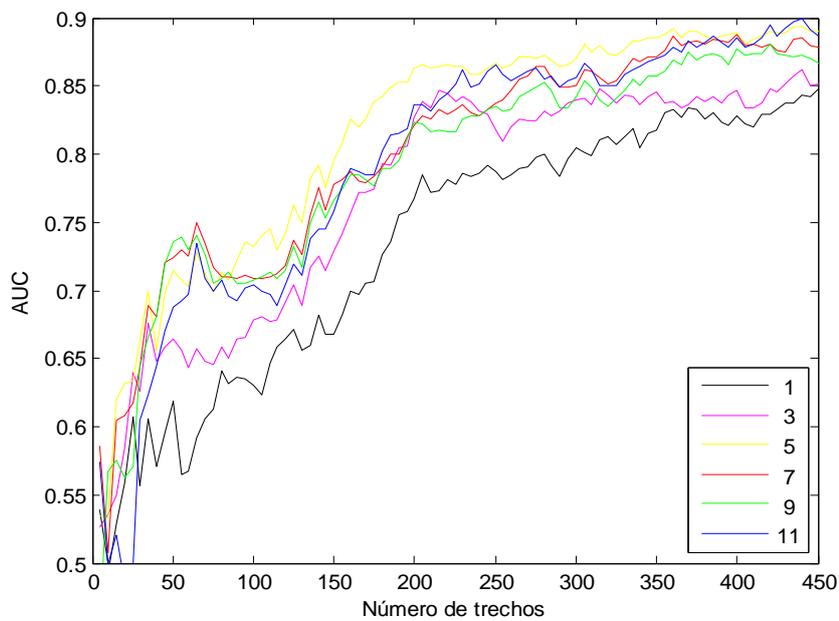


Figura 4.7: AUC, para todos os voluntários, em função dos números de trechos, da MMSC aplicado aos conjuntos de canais $N = 1, 3, 5, 7, 9, 11$ (40dB SPL).

Os tempos mínimos para a detecção de uma resposta estatisticamente significativa para 40 e 60 dB SPL (Figura 4.8 e Figura 4.9) mostram maior rapidez de detecção, em relação a um único canal ($N = 1$), com aplicação do MMSC, exceto para a portadora de 1kHz com 60 dB SPL. Para 40 dB SPL, observa-se que para $N=5$ obteve-se o menor tempo de detecção para todas as portadoras.

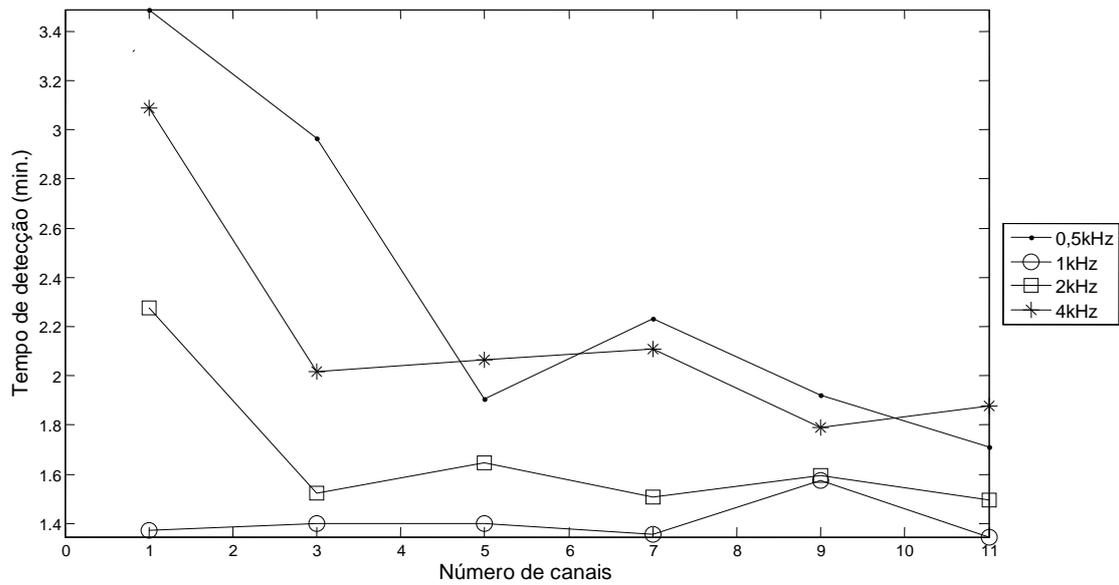


Figura 4.8: Tempo de detecção para cada portadora em função do aumento do número de canais utilizando a MMSC, para 60 dB SPL.

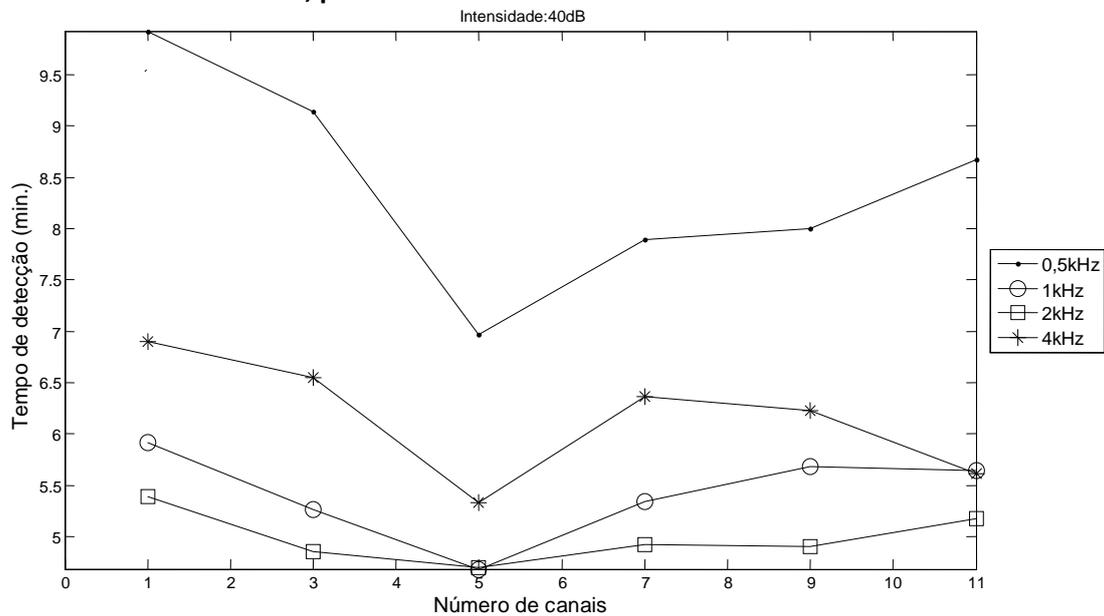


Figura 4.9: Tempo de detecção para cada portadora em função do aumento do número de canais utilizando a MMSC, para 40 dB SPL.

A soma da média dos tempos de detecção de todas as frequências para 60 dB SPL e 40 dB SPL (ver Tabela 4.6) mostra uma redução no tempo de detecção de até 25,15% ($N = 5$) em relação a um único canal.

Tabela 4.6: Tempo médio para detecção utilizando o MMSC para 60 dB SPL, 40 dB SPL e 40dB SPL +60dB SPL, e na última coluna a redução do tempo em relação à um único canal.

Números de canais	Tempo médio (min.) para detecção (60 dB SPL)	Tempo médio (min.) para detecção (40 dB SPL)	Tempo médio (min.) para detecção (60dB +40dB SPL)	Redução do tempo de redução (%) em relação à $N = 1$ (60dB +40dB SPL)
N= 1	2,55	7,03	9,58	---
N =3	1,97	6,45	8,42	12,11
N =5	1,75	5,42	7,17	25,15
N=7	1,80	6,13	7,93	17,22
N=9	1,72	6,20	7,92	17,32
N = 11	1,60	6,27	7,88	17,77

4.5. Comparando os resultados das técnicas de detecção

Na Figura 4.10 e Figura 4.11 são mostradas as AUCs para todos os voluntários, em função do número de trechos para 60 dB SPL e 40dB SPL, respectivamente. Comparando a AUC, nota-se que a MMSC apresenta maiores valores para 60 dB SPL (Figura 4.10) e 40 dB SPL (Figura 4.11). O teste-z pareado ($\alpha = 0,05\%$) mostrou diferença estatística entre o MMSC e as outras técnicas.

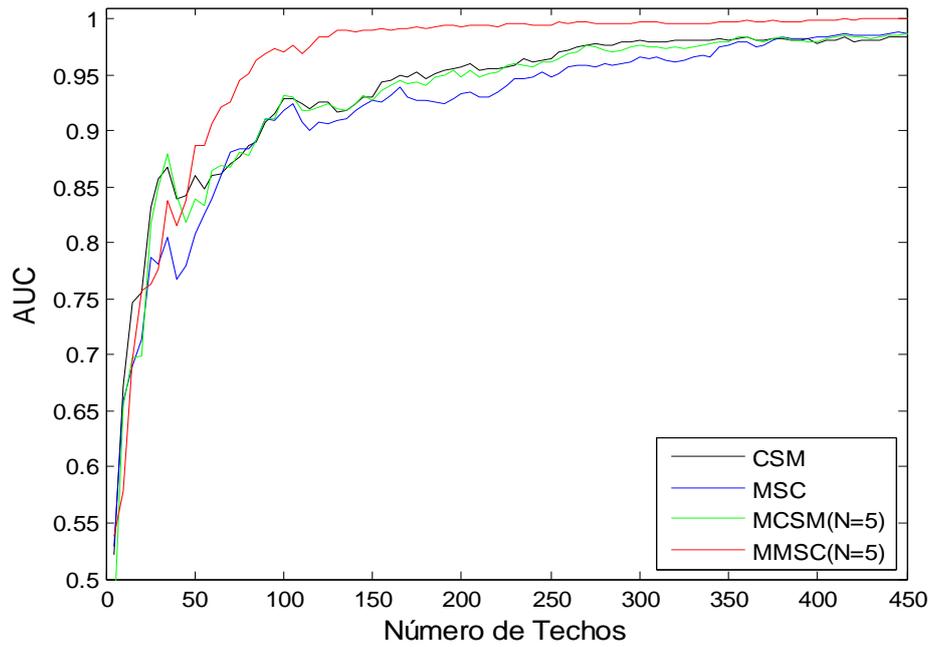


Figura 4.10: AUC, para todos os voluntários, em função dos números de trechos, da CSM(Fz), MSC(Cz), MMSC(N=5) e MCSM(N=5).

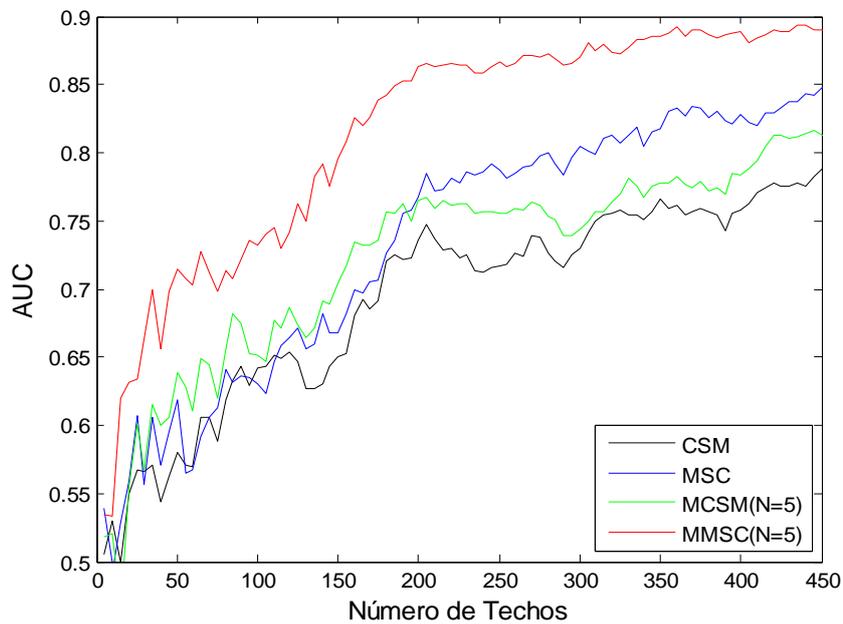


Figura 4.11: AUC, para todos os voluntários, em função dos números de trechos, da CSM(Fz), MSC(Cz), MMSC(N=5) e MCSM(N=5).

Na Tabela 4.7 é mostrado o tempo médio de maior rapidez de detecção para as diferentes técnicas utilizadas nesse trabalho. Observa-se que a técnica multivariada MCSM teve menor rapidez de detecção em 1,56% em relação à técnica univariada de

melhor desempenho, MSC para 60+40 dB SPL. Por outro lado, a técnica multivariada MMSC apresentou maior rapidez de detecção em 25,15% comparada à MSC.

Tabela 4.7: Tempo médio para detecção utilizando o MSC, MCSM(N=5), MMSC(N=5) para 60 dB SPL, 40 dB SPL e 40 dB SPL +60 dB SPL, e na última coluna a redução do tempo em relação à um único canal.

Número de Canais	Tempo médio (min.) para detecção (60 dB SPL)	Tempo médio (min.) para detecção (40 dB SPL)	Tempo médio (min.) para detecção (60dB +40dB SPL)	Redução do tempo de redução (%) em relação à $N = 1$ (60dB +40dB SPL)
MSC(N=1)	2,55	7,03	9,58	---
CSM(N=1)	2,46	7,69	9,75	-1,74
MCSM(N =5)	2,43	7,29	9,73	-1,56
MMSC(N =5)	1,75	5,42	7,17	25,15

5. DISCUSSÃO

A utilização da correção *a posteriori* para se obter um número primo de oscilações das frequências das modulantes foi eficiente para reduzir o efeito do espalhamento espectral. A aplicação desse método resultou em aumento médio de 19,75% da amplitude da MSC em comparação ao obtido com o método que utiliza somente um número inteiro de oscilações, como em PICTON *et al.* (1998). O resultado de 19,75% está de acordo com os obtidos por FELIX *et al.* (2005) que, por meio de simulações e dados reais, mostrou um aumento médio de aproximadamente 15% na amplitude da MSC. Adicionalmente, através do teste Wilcoxon pareado ($\alpha = 0,05$), observou-se que a correção *a posteriori* não interfere na amplitude da MSC, para as componentes espectrais que não correspondem às frequências de estimulação (ruído). Assim é importante destacar que os valores das frequências de modulação devem ser escolhidos segundo os critérios propostos por FELIX *et al.* (2005). Caso não seja possível essa seleção, pode-se corrigir o espalhamento espectral *a posteriori*.

Analisando o desempenho das técnicas univariadas, nota-se que os melhores resultados foram obtidos pelos eletrodos posicionados na região central e frontal (Tabela 4.4 e Tabela 4.3). Esses resultados estão de acordo com os obtidos por HERDMAN *et al.* (2002), os quais os eletrodos posicionados na região central e frontal apresentaram respostas similares.

Utilizando os canais de maior RSR observou-se que nem sempre a aplicação da técnica multivariada MCSM - que utiliza somente a informação da fase - resultou em um aumento no desempenho em relação à técnica univariada CSM (Figura 4.2). Esse comportamento também foi encontrado por MIRANDA DE SÁ e FELIX (2003) e MELGES *et al.* (2010). Por outro lado, a técnica multivariada MMSC - que usa a coerência - apresentou melhor desempenho que a técnica univariada MSC (seção 4.4). Porém, observa-se nas Tabela 4.5 Tabela 4.6 que o aumento de canais a partir de $N = 5$ diminui o desempenho do detector. Esse comportamento também foi encontrado em

imagética motora por SANTOS FILHO (2009). Segundo MIRANDA DE SÁ *et al.* (2004), para que a MMSC resulte em uma melhora na detecção, quando o sinal de um novo eletrodo é acrescentado, é necessário um valor mínimo de RSR desse sinal. Adicionalmente, FELIX *et al.*(2007), por meio de simulações, mostrou que para uma taxa de detecção fixa os canais acrescentados podem apresentar uma RSR inferior ao primeiro canal. Entretanto, a partir de um número de canais (maior a 3), o próximo canal acrescentado deve possuir uma RSR superior ao último acrescentado para manter a taxa de detecção.

Os resultados da comparação entre os números de canais (N), mostrados nas Tabela 4.5 e Tabela 4.6, indicam o melhor desempenho das técnicas multivariadas para um número de canais N=5. Adicionalmente, os resultados da comparação estatísticas da AUC indicaram que N=5 foi o conjunto mínimo de canais que se mostrou superior e significativamente diferentes em relação a um único canal (N=1), sendo o conjunto de canais localizados na região central e frontal.

A comparação entre as técnicas MORD indicou uma superioridade da MMSC em relação a MCSM. Entretanto, em simulação realizada por FELIX *et al.*(2007), a MCSM mostrou-se superior em relação a MMSC na detecção de respostas, para um número de canais $N > 3$. Porém, nesse mesmo trabalho, a MMSC apresentou um rendimento superior que a MCSM quando aplicada a sinais EEG reais. Os autores justificaram isso pelo fato de que, na simulação, a distribuição da fase do ruído de fundo é considerado como uniforme no intervalo de 0 a 2π , porém na prática pode existir um ruído de fundo em determinadas fases, assim induzindo a um erro sistemático na detecção. Entretanto, a MMSC é menos afetada por esses ruídos, pois depende também da amplitude. Além disso, pode ser que o sistema de coleta apresente *jitter*, dessa forma as técnicas de detecção que utilizam apenas a informação da fase são mais afetadas, assim em trabalhos futuros necessita investigar a influência *jitter* sobre as técnicas de detecção.

Os resultados das Figura 4.8 e Figura 4.9 mostram que, em termo de valores absolutos, as portadoras de 1kHz e 2kHz apresentaram maior RSR e menores tempos de detecção. Esse resultado está de acordo com PICTON *et al.* (2003), que apontam às portadoras de 1kHz e 2kHz como as que evocam resposta superior às frequências de 0,5kHz e 4kHz. Entretanto, essas últimas apresentaram proporcionalmente maiores reduções no tempo de detecção. Outra observação é que a portadora de 1kHz não teve incremento do seu desempenho com o aumento de canais. Uma justificativa é que essa portadora tem uma RSR alta, assim as técnicas multivariadas e univariadas passariam a se equivaler.

Em resumo, esse trabalho mostrou que, com a utilização das técnicas de MORD, é possível reduzir o tempo de detecção das ASSRs em até 25,15% (MMSC, N=5) em relação a uma técnica de ORD (MSC). Resultados similares foram obtidos em VAN DUN *et al.* (2007a), que utilizaram Análise de Componentes Independentes (ICA) como filtro espacial e o teste-F para detecção, obtendo uma redução de 22% no tempo para um conjunto de cinco canais (N=5). Porém, a técnica da MMSC apresentada não usa o pré-processamento com ICA. Assim, em trabalho futuro se deve investigar se a ICA incrementa o desempenho da MMSC.

PICTON *et al.* (2003) fizeram um estudo para analisar as técnicas multivariadas, coletando sinais de 47 derivações e utilizando como técnica de detecção uma versão estendida para multicanais do teste-F. Os autores chegaram à conclusão que, devido ao tempo gasto para colocar os eletrodos e o processamento das técnicas multivariada, não existe vantagem em utilizar a técnica multivariada em relação a um único canal. Os achados no presente trabalho mostraram que seriam necessários no máximo cinco (5) derivações para melhor identificar a ASSR, assim o tempo gasto não seria uma limitação para o uso da MMSC. Além disso, poder-se-ia utilizar capacetes para reduzir o tempo de posicionamento dos eletrodos. Por outro lado, a velocidade de processamento dos atuais sistemas microprocessados não representaria limitação do uso da MMSC. Além do mais, a MMSC necessita de menor tempo de estimulação, oferecendo mais conforto ao paciente.

Comparando-se o tempo gasto nesse trabalho na preparação do paciente, em relação aos métodos usuais em clínicas médicas para investigação do limiar fisiológica, observou-se que se necessitaria de apenas um tempo adicional para posicionar mais quatro eletrodos, o que resulta em um tempo médio de 40 segundos (o tempo gasto para posicionar um único eletrodo foi de 10 segundos). Considerando que a duração da audiometria fisiológica é entre 45 a 60 minutos, e que com a utilização da MMSC é possível reduzir esse tempo em 25,15%, logo, a influência do tempo gasto na colocação dos eletrodos desapareceria. Sendo assim, a MMSC pode ser uma promissora ferramenta em aplicação clínicas para a investigação do limiar fisiológico.

6. CONCLUSÕES

O presente trabalho investigou o desempenho das técnicas univariadas (ORD) e multivariadas (MORD). Dentre essas técnicas, os resultados mostraram que utilizando a MMSC foi possível reduzir em até 25,15% o tempo de detecção em relação a um canal (N=1, MSC) para um conjunto de cinco canais (N=5).

Os resultados sugerem que não é necessário utilizar mais do que cinco canais (N=5), em geral, a partir N>5 o detector apresentou quedas no seu desempenho. Além disso, esses canais, devem estar localizados na região central e frontal, para uma referência Oz.

Todavia, cabe lembrar que ao utilizar mais eletrodos, tem-se um gasto maior de tempo para preparar os pacientes e também existe uma possibilidade maior de um eletrodo sair, comprometendo totalmente o exame. Portanto, sugere-se para trabalhos futuros a aplicação destas técnicas em neonatos, para verificar a aplicabilidade em sistemas práticos.

Como outras propostas: a utilização de um pré-processamento utilizando ICA ou derivação da fonte antes de aplicar as MORD; implementação do detector multivariado *on line*; analisar a influência do *jitter* do sistema de coleta sobre a detecção das ASSRs.

Trabalhos publicados em anais de eventos (completos) durante o mestrado:

ZANOTELLI, T.; SANTOS FILHO S. A.; SOUZA, A. P.; SANTOS, C., TIERRA-CRIOLLO, C.J **Análise de Componentes Independentes na detecção de respostas cerebral em imagética motora.** Anais do *XXII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica*, Tiradentes, 2010.

ZANOTELLI, T.; TIERRA-CRIOLLO C. J.; SANTOS FILHO S. A.; SOUZA, A. P. **Análise de componentes principais na detecção de resposta cerebral a imaginação de movimento.** *Anais do XVIII Congresso Brasileiro de Automática*, Bonito, 2010.

ZANOTELLI, T.; FELIX, L. B.; TIERRA-CRIOLLO, C. J. **Detecção do Potencial Evocado Auditivo em Regime Permanente Utilizando Coerência e Coerência Múltipla.** *Anais do XXII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica*, Tiradentes, 2010.

SANTOS FILHO S. A.; ZANOTELLI, T.; SOUZA, A. P.; TIERRA CRIOLLO, C. J. **Detecção da imaginação do movimento por meio da magnitude quadrática da coerência associada à técnica da derivação da fonte.** *Anais do XXII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica*, 2010.

ZANOTELLI, T.; SANTOS FILHO, S. A.; TIERRA CRIOLLO, C. J.. **Optimum Principal Components for Spatial Filtering of EEG to Detect Imaginary Movement by Coherence.** *32nd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC'10)*, Buenos Aires, 2010.

SANTOS, C., SANTOS FILHO, ZANOTELLI, T., TIERRA CRIOLLO, C. J.. **Influência da Prática Mental sobre o Potencial Evocado por Imaginação do Movimento.** *Anais do XXII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica*, 2010.

Trabalhos publicados em anais de eventos (resumo)

SANTOS, C.; SANTOS FILHO S. A.; ZANOTELLI, T.; TIERRA-CRIOLLO C. J. **A Influência da Prática Mental sobre o Potencial Evocado por Imaginação do Movimento.** *IV Simpósio de Neurociências*, Belo Horizonte, 2010.

ANEXO 1

Algoritmo: Eficiente método para geração da curva ROC (Fawcett, 2006).

Entradas: L , conjunto de dados, P e N , número de amostras positivo e negativos exemplo.

Saída: Vetores R_{PD} e R_{PFA} , que com as Probabilidade de detecção (PD) e probabilidade de falsos Alarmes (PFA), respectivamente,.

1: $L_{ordenado} \leftarrow L$ ordenado de forma decrescente

2: $PD \leftarrow PFA \leftarrow 0$

3: $i \leftarrow 0$

4: while $i \leq |L_{ordenado}|$ do

5: $R_{PD}(i) \leftarrow PD$

6: $R_{PFA}(i) \leftarrow PFA$

7: if $L_{ordenado}$ é uma amostra positiva, então:

8: $PD \leftarrow PD + 1/P$

9: se não

10: $PFA \leftarrow PFA + 1/N$

11: Fim do IF

12: $i \leftarrow i + 1$

13: fim do while

14: $R_{PD}(i) \leftarrow 1$

15: $R_{PFA}(i) \leftarrow 1$

BIBLIOGRAFIA

AEARO COMPANY AUDITORY SYSTEMS. **Instructions for the use of eartone 5A: Insert Earphones.**

Disponível em: <<http://www.aearo.com/pdf/audsys/eartoneinstruction.pdf>>. Acesso em: 1 de março de 2011.

American Academy of Pediatrics. **Year 2007 Position Statement: Principles and Guidelines for Early Hearing Detection and Intervention Programs, 2007.**

BRAGA. A. C. S. **CURVAS ROC: ASPECTOS FUNCIONAIS E APLICAÇÕES.** Tese (doutorado), Universidade do Minho, Dezembro de 2000.

COHEN, L. T.; RICHARDS, F. W.; CLARK, G. M. **A comparison of steady-state evoked potentials to modulated tones in awake and sleeping humans.** *J Acoust Soc Am*, 90:2467-2479, 1991.

Comitê Brasileiro sobre Perdas Auditivas na Infância. *período neonatal.*, 2000. Disponível: <<http://www.gatanu.org/gatanu/cbpai>>. Acesso em 28 de janeiro de 2011.

DIMITRIJEVIC, A.; JOHN, M. S.; PICTON, T. W. **Auditory steady-state responses and word recognition scores in normal-hearing and hearing-impaired adults.** *Ear and Hearing*, 25(1): 68-84, 2004.

DIMITRIJEVIC A.; JOHN M. S.; VAN ROON P.; PICTON T. W. **Human Auditory Steady-State Responses to Tones Independently Modulated in Both Frequency and Amplitude.** *Ear and Hearing*, 22(2):100-111, 2001.

DOBIE, R. A.; WILSON, M. J. **A Comparison of t teste, F test, and coherence methods of detection steady-state auditory-evoked potentials, distortion-product otoacoustic emission, or other sinusoids.** *J. Acus, Soc. Am., Out.*, 1996.

DOBIE, R. A.; WILSON, M. J. **Analysis of auditory evoked responses by magnitude squared coherence.** *Ear Hearing*, 10:2-13, 1989.

ELBERLING, C.; DON, M.; CEBULLA, M; STÜRZEBECHER E. **Auditory steady-state responses to chirp stimuli based on cochlear traveling wave delay.** *J. Acoust. Soc. Am.*, 122(5):2772-2785, Ago., 2007.

FAWCETT, T. **An Introduction to ROC analysis.** *Patter Recognition Letter* 27, p. 861-874, 2006.

FELIX, L. B. **Deteção objetiva de respostas auditivas em regime permanente: aplicação em exames audiológicos.** Tese (Doutorado em Engenharia Elétrica), UFMG, Belo Horizonte, 2006.

FELIX, L. B.; MIRANDA DE SÁ, A.M.F.L.; INFANTOSI, A.F.C.; YEHIA, H.C. **Multivariate objective response detectors (MORD): statistical tools for multichannel EEG analysis during rhythmic stimulation.** *Annals of Biomedical Engineering*, 35(3):443-452, 2007.

FELIX L. B.; MORAES J. E.; MIRANDA DE SÁ A. M. F. L.; MENDES E. M. A. M; MORAES M. F. D. **Post-processing of Auditory Steady-State Responses to Correct Spectral Leakage,** *J. Neurosci. Meth.*, p. 181:145–149. 2009.

FELIX L. B.; MORAES J. E.; MIRANDA DE SÁ A. M. F. L; YEHIA H. C; MORAES M. F. D. **Avoiding spectral leakage in objective detection of auditory steady-state evoked responses in the inferior colliculus of rat using coherence.** *J Neurosci Meth* ,p. 144(2):249–55,2005.

GALAMBOS R.; MAKEIG, S.; TALMACHOFF, P. J. **A 40Hz auditory potential recorded from the human scalp.** *Proc Natl Acad Sci, USA*, 78(181): 2643-2647, 1981.

GRUPO DE TRIAGEM AUDITIVA NEONATAL UNIVERSAL. **Triagem Auditiva Neonatal.** Disponível em: < <http://www.gatanu.org/>>. Acesso em 1 de março 2011.

HEKIMOGLU, Y.; OZDAMAR, O.; DELGADO, R. E. **Chirp and Click Evoked Auditory Steady State Responses.** *Annual embs international conference*, 23, Istanbul, Turkey, 2001.

HANLEY, J. A.; MCNEIL, B.J. **The meaning and use of the area under the receiver operating characteristic (ROC) curve.** *Radiology*, 143:29–36, 1982.

HANLEY, J. A.; MCNEIL, B.J. **A method of comparing the areas under receiver operating characteristic curves derived from the same cases.** *Radiology*, 148: 839–843, 1983.

HERDMAN, A. T.; STAPELLS, D. R. **Thresholds determined using the monotic and dichotic multiple auditory steady-state response technique in normal-hearing subjects.** *Scandinavian audiology*, 30(1):41-49, 2001.

HERDMAN, A. T.; STAPELLS, D. R. **Auditory steady-state response thresholds of adults with sensorineural hearing impairments.** *Int. J. Audiol.*, 42:237-248, 2003.

HERDMAN, A. T.; LINS, O.; VAN ROON, P.; STAPELLS, D. R.; SCHERG, M.; PICTON, T. W. **Intracerebral sources of human auditory steady-state responses.** *Brain Topogr.*, 15(2):69-86, 2002

JOHN, M.S.; PURCELL, D.W.; DIMITRIJEVIC, A.; PICTON, T.W. **Advantages and caveats when recording steady-state responses to multiple simultaneous stimuli.** *J. Am. Acad Audiol.*, 13:246-259, 2002a.

JOHN, M.S.; BROWN, D.K.; MUIR, P.J.; PICTON, T.W. **Recording auditory steady-state responses in young infants.** *Ear Hear*, 25:539-553, 2004.

JOHN, M. S.; DIMITRIJEVIC, A.; PICTON, T. W. **Efficient Stimuli for Evoking Auditory Steady- State Responses.** *Ear and Hearing*, 24(5):406-423, 2003.

JOHN, M.S.; DIMITRIJEVIC, A.; PICTON, T. W. **Auditory Steady-State Responses to Exponential Modulation Envelopes.** *Ear and Hearing*, 23(2): 106-117, 2002b.

JOHN, M. S. DIMITRIJEVIC, A.; VAN ROON, P.; PICTON, T. W. **Multiple auditory steady-state responses to AM and FM stimuli.** *Audiology and Neuro-Otology*, 6:12–27, 2001.

JOHN, M. S.; LINS, O. G.; BOUCHER, B. L.; PICTON T. W. **Multiple auditory steady-state responses (master): Stimulus and recording parameters.** *Audiology*, 37(1);59-82, 1998.

KAY, S. M. **Fundamentals of Statistical Signal Processing-Volume II Detection Theory**. New Jersey: Prentice Hall PTR, 1998.

LEITE, R. T.; SIMPSON, D. M.; INFANTOSI, A. F. C. **Comparison of Techniques for the Objective Identification of EEG Responses to Somatosensory Stimulation**. *Proceedings of the 18th IEEE annual international conference on engineering in medicine and biology*, 1996.

LEVI, E.C.; FOLSON, R.C.; DOBIE, R. A. **Amplitude-modulation following response (AMFR): effects of modulation rate, carrier frequency, age and state**. *Hear. Res.*, 68:42-52, 1993.

LINS, O. G.; PICTON, T. W. **Auditory steady-state responses to multiple simultaneous stimuli**. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 96: 420-432, 1995.

LINS, O. G. **Audiometria Fisiológica Tonal utilizando Respostas de Estado estável Auditivas do tronco Cerebral**. Tese (Doutorado). Universidade Federal de São Paulo, Escola Paulista de Medicina, São Paulo, 2002.

LINS, O.G.; PICTON, T.W.; BOUCHER, B.L.; DUREUX-SMITH, A.; CHAMPAGNE, S. C. **Frequency-specific audiometry using steady-state responses**. *Ear Hear*, 17:81-96, 1996.

LUTS, H.; DESLOOVERE, C.; KUMAR, A.; VANDERMEERSCH, E.; WOUTERS, J. **Objective assessment of frequency-specific hearing thresholds in babies**. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol*, 68(7):915-926, Julho, 2004.

LUTS, H.; DESLOOVERE; C.; E WOUTERS, J. **Clinical application of dichotic multiple-stimulus auditory steady-state responses in high-risk newborns and young children**. *Audiol. Neuro-Otol.*, 11, 24-37.

MARDIA, K. V; JUPP P.E. **Directional Statistics**. West Sussex, UK: Wiley, 2002.

MIRANDA DE SÁ, A. M. F. L.; FELIX, L.B. **Improving the detection of evoked responses to periodic stimulation by using multiple coherence - application to EEG during photic stimulation**. *Medical Engineering & Physics*, 24:245-252, 2002.

MIRANDA DE SÁ, A. M. F. L., INFANTOSI, A. F. C., SIMPSON, D. M. **Estudo da função de coerência aplicada a sinais EEG.** *Revista Brasileira de Engenharia, Caderno de Engenharia Biomédica*, 10(2): 39-55, 1994.

MIRANDA DE SÁ, A. M. F. L.; INFANTOSI, A. F. C.; SIMPSON, D. M. **Coherence between one random and one periodic signal for measuring the strength of responses in the electro-encephalogram during sensory stimulation.** *Medical & Biological Engineering & Computing*, 40(1):99-104, Inglaterra 2002.

MIRANDA DE SÁ, A. M. F. L.; FELIX, L. B. **Multi-channel evoked response detection using only phase information.** *J. Neurosci. Meth.* 129:1–10, 2003.

MIRANDA DE SÁ, A. M. F. L.; INFANTOSI, A. F. C.; MELGES D. B. **A Multiple Coherence-based Detector for Evoked Responses in the EEG During Sensory Stimulation.** *30th Annual International IEEE Conference*, Vancouver, Canada, Ago., 20-24, 2008.

MIRANDA DE SÁ, A. M. F. L.; FELIX, L. B. **Improving the detection of evoked responses to periodic stimulation by using multiple coherence – application during photic stimulation.** *Medical Engineering & Physics*, 24(4):245-252, 2004.

MELGES, D.B. **Aplicação de Técnicas de Detecção Objetiva Uni e Multivariadas no Domínio da Frequência ao EEG Durante Estimulação Somato-Sensitiva.** Tese(Doutorado), COPPE/UFRJ, 2009.

MELGES, D. B.; MIRANDA DE SÁ A. M. F. L.; INFANTOSI A. F. C. **Multiple Coherence vs Multiple Component Synchrony Measure for somatosensory evoked response detection.** *32nd Annual International Conference of the IEEE EMBS.* Buenos Aires, Argentina, 2010

NEVES, I. F.; SCHOCHAT E. **Maturação do processamento auditivo em crianças com e sem dificuldades escolares,** *Pró-Fono Revista de Atualização Científica*, 17(3), set.-dez. 2005.

PEREZ-ABALO, M. C.; SAVIO G.; TORRES, A.; MARTIN, V.; RODRIGUEZ, E.; GALÁN, L. **Steady-state responses to multiple amplitude-modulated tones: an optimized method to test frequency-specific threshold in hearing-impaired children and normal-hearing subjects.** *Ear Hear*, 22(3):200-211, Junho, 2001.

PETHE, J.; VON SPECHT, H.; HOCKE, T. **Amplitude modulation following responses in awake and sleeping humans: a comparison for 40 Hz and 80 Hz modulation frequency.** *Audiol. Suppl.*, 30(1):152-155, 2001.

PETITOT, C.; COLLET, L.; DURRANT, J. D. **Auditory steady-state responses (ASSR): Effects of modulation and carrier frequencies.** *Int J Audiol*, Hamilton, 44(10): 567-573, Oct., 2005.

PICTON, T. W.; DIMITRIJEVIC A.; VAN ROON P. **The use of phase in the detection of auditory steady-state responses.** *Clinical neurophysiology: official journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology*, 112(9):1698-1711, 2001.

PICTON, T. W.; DURIEUX-SMITH, A.; CHAMPAGNE, S. C.; WHITTINGHAM, J.; MORAN, L. M.; GIGUERE, C.; BEAUREGARD, Y. **Objective evaluation of aided thresholds using auditory steady-state responses,** *J. Am. Ac. Audiol.*, 9:315-331, 1998.

PICTON, T. W.; JOHN, M. S.; DIMITRIJEVIC, A.; PURCELL, D. **Human Auditory Steady-State Responses.** *Int. J. of Aud.*, 42:177-219, 2003.

REGAN, D. **Human brain electrophysiology: evoked potentials and evoked magnetic fields in science and medicine.** Amsterdam: Elsevier, 1989.

ROMÃO, M. W. **Sistema para detecção de limiar auditivo fisiológico com base no potencial evocado em regime permanente.** Dissertação (mestrado), UFMG,, Belo Horizonte, 2009.

SANTOS FILHO, S. A. **Magnitude Quadrática da Coerência na Detecção da Imaginação do Movimento para Aplicação em Interface Cérebro-Máquina.** Tese (Doutorado), PPGEE-UFMG –Belo Horizonte, 2010.

SHARBROUGH, F.; CHATRIAN, G. E.; LESSER, R. P.; LÜDERS, H.; NUWER, M.; PICTON, T. W. American. **Electroencephalographic Society Guidelines for Standard Electrode Position Nomenclature.** *Journal of Clinical Neurophysiology*, 8(2):200- 202, 1991.

SIMPSON, D. M.; TIERRA-CRIOLLO, C. J.; LEITE, R. T. **Objective Response Detection in an Electroencephalogram during Somatosensory Stimulation.** *Annals of Biomedical Engineering*, 28(6):691-698, Junho 2000.

SOUZA, D. P. M. **Limiar Auditivo Com O Potencial Evocado Em Regime Permanente Utilizando Técnicas de Detecção Objetiva**. Dissertação de mestrado PPGEE-UFMG – Belo Horizonte, 2011.

STAPPELLS, D. R.; GALAMBOS, R.; COSTELLO J. A.; MAKEIG, S. **Inconsistency of auditory middle latency steady state responses in infants**. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 71:289-295, 1988.

STÜRZEBECKER, E.; CEBULLA, M.; PSCHIRRER, U. **Efficient stimuli for recording of the amplitude-modulation following response (AMFR)**. *Audiology*, 40:63-68, 2001.

TANG, Y.; NORCIA, A. M. **An adaptive filter for steady-state evoked responses**. *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.*, 96:268-277, 1995.

TIERRA-CRIOLLO, C. J. **Monitorização Objetiva da Resposta à Estimulação Somato-sensitiva utilizando Parâmetros Espectrais**. Tese (Doutorado) – Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Rio de Janeiro, 2001.

VAN DER REIJDEN, C. S.; MENS, L. H. M.; SNIK, A. F. M. **Comparing signal-to-noise ratios of amplitude modulation following responses from four EEG derivations in awake normally hearing adults**. *Audiology*, 40:202-207, 2001.

VAN DER REIJDEN, C. S.; MENS, L. H. M.; SNIK, A. F. M. **Signal-to-noise ratios of the auditory steady-state response from fifty-five eeg derivations in adults**. *J. Am. Ac. Audiol.*, 15(10):692–701, 2004.

VAN DUN, B.; WOUTERS, J.; MOONEN, M. **Improving auditory steady-state response detection using independent component analysis on multi-channel eeg data**. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 54(7):1220-1230, 2007a.

VAN DUN, B.; WOUTERS, J.; MOONEN, M. **Multi-channel Wiener filtering based auditory steady-state response detection**. *Proc. of the International Conference on Acoustics, Speech and Signal Processing (ICASSP)*, 2:929-932, 2007b.

VAN DUN, **Improving auditory steady-state response detection using multichannel eeg signal processing**. Tese (Doutorado), Dez., 2008.

VENEMA, T. A. **Clinician encounter with the auditory steady state response (ASSR): an introduction to ASSR and their implication in real world fitting environment.** *Hearing Review*, 11(5): 22-28, 2004.

XI J.; CHICARO, L.F. **A new Algorithm for improving the accuracy of periodic signal analysis.** *IEE Trans. Istr. Mea.*, 45(4):827-830, 1996.