



Felipe Antunes

Estimativa dos Limiares Auditivos usando Eletroencefalograma Multicanal e Magnitude Quadrática da Coerência Múltipla com Valores Críticos Corrigidos para Testes Sequenciais

Dissertação apresentada à banca
examinadora designada pelo Colegiado
do Programa de Pós-Graduação em
Engenharia Elétrica, associação ampla
entre a Universidade Federal de São João
del-Rei e o Centro Federal de Educação
Tecnológica de Minas Gerais, como parte
dos requisitos necessários à obtenção do
grau de Mestre em Engenharia Elétrica.

Orientador: Leonardo Bonato Felix

São João del-Rei
2018

**Ficha catalográfica elaborada pela Divisão de Biblioteca (DIBIB)
e Núcleo de Tecnologia da Informação (NTINF) da UFSJ,
com os dados fornecidos pelo(a) autor(a)**

A627e Antunes, Felipe.
 Estimativa dos limiares auditivos usando
 eletroencefalograma multicanal e magnitude
 quadrática da coerência múltipla com valores críticos
 corrigidos para testes sequenciais / Felipe Antunes
 ; orientador Leonardo Bonato Felix. -- São João del
 Rei, 2018.
 91 p.

Dissertação (Mestrado - Mestrado em Engenharia
Elétrica) -- Universidade Federal de São João del
Rei, 2018.

1. Audiometria. 2. Eletroencefalograma. 3.
Resposta Auditiva em Regime Permanente. 4. Magnitude
Quadrática da Coerência Múltipla. I. Bonato Felix,
Leonardo, orient. II. Título.

Agradecimentos

Agradeço à minha família, ao meu pai Gildeci, à minha mãe Josefa, ao meu irmão Jonathan e à minha irmã Bruna, pela presença e motivação em todos os momentos.

Aos professores, especialmente ao meu orientador Bonato, pelo suporte, estímulo e descontração, tanto nos momentos complicados quanto nos de celebração.

Aos voluntários que participaram da pesquisa, pelo tempo e paciência dispensados.

Aos técnicos e servidores, pela ajuda indispensável. Especialmente ao João, à Mauricéia e à Sirene, por toda ajuda e paciência.

À UFSJ/CEFET e ao NIAS - UFV, pela oportunidade.

Agradeço à CAPES, FAPEMIG e CNPq pelo apoio financeiro ao longo dos anos.

Sumário

Resumo	vi
Abstract	vii
Lista de Tabelas	ix
Lista de Figuras	xi
Lista de Abreviaturas	xii
1 Introdução	1
1.1 Objetivos do trabalho	4
1.1.1 Geral	4
1.1.2 Específicos	4
1.2 Estrutura da dissertação	4
2 Revisão Bibliográfica	6
2.1 Audiometria	6
2.1.1 Audiometria Tonal	7
2.1.2 Audiometria usando ASSR	8
2.2 Técnicas de Detecção Objetiva de Resposta (ORD)	10
3 Fundamentação Matemática	12
3.1 Magnitude Quadrática de Coerência (MSC)	12
3.2 Magnitude Quadrática da Coerência Múltipla (MMSC)	13
3.2.1 MMSC Iterativa	15

4 Materiais e Métodos	17
4.1 Nova Estratégia de Detecção Automática	17
4.1.1 Valores Críticos	18
4.1.1.1 Critério de Parada de Detecção	19
4.1.1.2 Critério de Parada de Não Detecção	20
4.1.1.3 Ilustração da Estratégia de Detecção	22
4.2 Estimulação Auditiva	23
4.2.1 Protocolo de Estimulação	24
4.3 Aquisição de Dados	26
4.4 Pré-Processamentos	27
4.4.1 Amostragem Coerente	27
4.4.2 Filtro Passa-Faixa	28
4.4.3 Dipolos	29
4.4.3.1 Seleção dos Melhores Dipolos	30
4.5 Protocolos Experimentais	31
4.5.1 Limiar Comportamental	31
4.5.2 Reprodutibilidade do Detector	32
4.5.3 Variando a Quantidade de Dipolos	32
4.6 Medidas de Desempenho	32
4.6.1 Tempos de Decisão do Detector	32
4.6.2 Precisão do Detector <i>Online</i>	33
4.7 Interface Gráfica	34
5 Resultados	36
5.1 Estimativa do Limiar Comportamental	36
5.2 Reprodutibilidade do Detector <i>Online</i>	37
5.3 Variando a Quantidade de Dipolos	40
5.3.1 Limiares	40

5.3.2	Tempos de Decisão do Detector	42
5.3.3	Precisão do Detector <i>Online</i>	44
6	Discussões	45
7	Conclusão	47
	Referências Bibliográficas	50
A	Filtro	59
B	Efeitos do Filtro Passa-Faixa	63
C	Efeito do BUFFER	65
D	Efeitos do Critério de Parada de Não Detecção	68
E	Publicações	70

Resumo

Uma resposta auditiva em regime permanente (ASSR) é um potencial bioelétrico evocado no cérebro devido a estímulos sonoros repetidos a uma taxa elevada de modo que as respostas a cada estímulo se sobreponham. A detecção de ASSR pode ser usada para determinar os limiares auditivos em indivíduos incapazes ou indispostos a cooperar durante os testes comportamentais convencionais. Neste trabalho foi proposta uma técnica de detecção automática das ASSRs usando a Magnitude Quadrática da Coerência Múltipla (MMSC). Os valores críticos foram determinados via simulações de Monte Carlo. O limiar eletrofisiológico de 5 voluntários normouintes foram determinados, na orelha direita e frequência de 1000 Hz, com estímulos modulados em amplitude. Como medidas de desempenho foram avaliados o tempo de exame, a diferença de limiares e a precisão, onde a precisão foi verificada através de duas medidas: a taxa de acerto, que é o quanto que o detector acertou ao afirmar ausência ou presença de respostas com relação ao limiar final encontrado, e o desvio médio dos erros, que indica o quão distante do limiar final foram os estímulos classificados errados. O melhor detector encontrado foi com 4 dipolos, onde – em relação ao detector com 1 dipolo – apresentou uma diferença dos limiares eletrofisiológicos e comportamentais 8,3% menores, redução de 4,9% no tempo de obtenção dos limiares eletrofisiológicos e, além disso, foi o mais preciso apresentando a maior taxa de acerto de 86% e menor desvio médio dos erros de 2,12 dB. Este resultado mostra que a análise multivariada pode contribuir para o aumento da performance dos detectores objetivos de respostas.

Palavras-chave: Audiometria, Eletroencefalograma, Resposta Auditiva em Regime Permanente, Magnitude Quadrática da Coerência Múltipla.

Abstract

An auditory steady-state response (ASSR) is a bioelectrical potential evoked in the brain due to repeated sound stimuli at a high rate so that responses to each stimulus overlap. ASSR detection can be used to determine auditory thresholds in individuals who are unable or unwilling to cooperate during conventional behavioral tests. In this work, a technique for automatic detection of ASSRs was proposed using the Multiple Magnitude-Squared Coherence (MMSC). The critical values were determined via Monte Carlo simulations. The electrophysiological thresholds of 5 normal hearing volunteers were determined in the right ear and frequency of $1000\text{ }Hz$ with amplitude modulated stimuli. As performance measures, the test time, the threshold difference and the precision were evaluated, where the precision was verified through two measures: the hit rate, which is how much the detector was correct in affirming absence or presence of responses with relation to the final threshold found, and the mean deviation of the errors, which indicates how far from the final threshold were the wrong classified stimuli. The best detector was with 4 dipoles, where – regarding the detector with 1 dipole – presented a difference of the electrophysiological and behavioral thresholds 8.3% smaller, a reduction of 4.9% in the time of obtaining the electrophysiological thresholds and, in addition, it was the most accurate presenting the highest hit rate of 86% and the lowest error mean deviation of $2.12\text{ }dB$. This result shows that the multivariate analysis can contribute to the increase of the performance of the objective responses detectors.

Keywords: Audiometry, Electroencephalogram, Auditory Steady-State Responses, Multiple Magnitude-Squared Coherence.

Listas de Tabelas

4.1	Tamanho do BUFFER em função do número de sinais e do nível de significância.	19
4.2	Quantidade total de combinações de dipolos a serem testadas.	30
4.3	Quantidade de combinações de dipolos a serem testadas aplicando a heurística.	31
5.1	Limiares e quantidade de estímulos para obter cada limiar em 10 repetições no mesmo voluntário.	36
5.2	Informações das 10 estimativas do limiar eletrofisiológico do mesmo indivíduo.	38
5.3	Dipolos selecionados em cada exame.	40
5.4	Limiares comportamentais dos voluntários antes de cada sessão em <i>dB SPL</i> . .	41
5.5	Limiares eletrofisiológicos em <i>dB SPL</i>	41
5.6	Diferença entre os limiares comportamentais e os limiares eletrofisiológicos em <i>dB</i>	41
5.7	Tempos de exame para obtenção dos limiares eletrofisiológicos em minutos. .	42
5.8	Número de estímulos necessários até a obtenção do limiar eletrofisiológico. .	42
5.9	Tempo médio por estímulo em minutos.	43
5.10	Tempo médio de detecção em minutos.	43
5.11	Tempo médio de não detecção em minutos.	43

5.12 Taxa de acerto e média(desvio padrão) do módulo dos erros para os detectores <i>online</i> usando diferentes quantidades de dipolos.	44
B.1 Efeitos do filtro na taxa de detecção e nos falsos positivo.	64
C.1 Tamanho do BUFFER em função do número de sinais e do nível de significância.	67
D.1 Nível de significância do detector com critério de parada de não detecção.	68
D.2 Quantidade média de janelas para afirmar a ausência de resposta.	69

Listas de Figuras

2.1	Exemplo de um audiograma, adaptado de (WALKER et al., 2013).	8
3.1	Modelo linear multivariado representando o sinal de EEG durante estimulação auditiva. $x[k]$ é o sinal de estimulação, que é filtrado por $H_j(f)$ para fornecer a ASSR da j -ésima derivação. Os sinais de EEG são representados por $y_j(k)$ que são a soma das respostas evocadas e a atividade de fundo do EEG, representado por $n_j(k)$ (ZANOTELLI, 2011).	14
4.1	Região de maior probabilidade do percurso das curvas MMSC de ruídos gaussianos.	20
4.2	Região de maior probabilidade de percurso da MMSC para uma SNR que permite ao detector uma probabilidade de detecção de 50%. Curva Verde são os valores críticos de detecção e a curva vermelha são os valores críticos de não detecção.	21
4.3	Exemplo de aplicação do detector com todos os valores críticos definidos.	22
4.4	Fone de inserção E-A-RTONE 5A (E-A-RTone 5A, 2000).	24
4.5	Fluxograma do processo para se obter o limiar auditivo.	25
4.6	Amplificador de sinais biológicos, modelo BrainNet BNT 36 da <i>Lynx Tecnologia</i> .	26
4.7	Disposição dos eletrodos no sistema internacional 10-20: vistas lateral e superior (MALMIVUO and PLONSEY, 1995).	27

4.8	Sequência de estímulos até obter o limiar.	● Estímulo de calibração, ● Estímulos que houveram detecção, ✗ Estímulos que não houveram detecção, ● Limiar encontrado.	33
4.9	Interface gráfica: Definição de variáveis.		34
4.10	Interface gráfica: Coleta de calibração.		35
4.11	Interface gráfica: Sequência de estímulos e Detector <i>online</i> .		35
5.1	Matriz de confusão gerada a partir da classificação dos estímulos em 10 estimativas do limiar comportamental no mesmo voluntário.		37
5.2	Matriz de confusão gerada a partir da classificação dos estímulos em 10 estimativas do limiar eletrofisiológico no mesmo voluntário.		39
A.1	Resposta do filtro passa-faixa.		62
B.1	Comparação das curvas ROC com e sem filtro passa-faixa.		64
C.1	Probabilidade de detecção em função do tamanho do BUFFER e da SNR.		
	a) Vista em 3D. b) Vista lateral.		65
C.2	Tempo médio de detecção em função do BUFFER e da SNR.		66
C.3	a) Tamanho do BUFFER com menor tempo de detecção em função da SNR. b) Probabilidade de detecção média em função da SNR. Região achurada corresponde aos níveis de SNR em que a probabilidade de detecção varia de 50% à 99%. Caso para 5 sinais ao nível de significância de 1%		67
D.1	Efeitos do critério de parada de não detecção no detector com 5 sinais e nível de significância de 1%: a) Efeito na probabilidade de detecção, b) Efeito no tempo médio de decisão do detector.		69

Lista de Abreviaturas

<i>ABR</i>	Resposta Auditiva de Tronco Encefálico
<i>AM</i>	Modulação em Amplitude
<i>AM</i> ²	Modulação em Amplitude com envelope exponencial
<i>ASHA</i>	<i>American Speech-Language-Hearing Association</i>
<i>ASSR</i>	Resposta Auditiva em Regime Permanente
<i>AUC</i>	Área Abaixo da Curva ROC
<i>CSM</i>	Medida de Sincronismo de Componentes
<i>dB</i>	Decibel
<i>DFT</i>	Transformada Discreta de Fourier
<i>DP</i>	Desvio Padrão
<i>EEG</i>	Eletroencefalograma
<i>EOA</i>	Emissões Otoacústicas
<i>FM</i>	Modulação em Frequência
<i>H0</i>	Hipótese Nula
<i>H1</i>	Hipótese Alternativa
<i>HL</i>	Nível de Audição
<i>HW</i>	Método de Hughson-Westlake
<i>Hz</i>	<i>Hertz</i>
<i>IBGE</i>	Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística
<i>MCSM</i>	Medida de Componente Síncrona Múltipla

<i>MM</i>	Modulação Mista
<i>MMSC</i>	Magnitude Quadrática da Coerência Múltipla
<i>MORD</i>	Detecção Objetiva de Resposta Multivariada
<i>MSC</i>	Magnitude Quadrática da Coerência
<i>MTFE</i>	Multivariado Teste F Espectral
<i>NIAS</i>	Núcleo Interdisciplinas de Análise de Sinais
<i>ORD</i>	Detecção Objetiva de Resposta
<i>Pa</i>	Pascal
<i>ROC</i>	Curva Característica de Operação do Receptor
<i>SNR</i>	Relação Sinal Ruído
<i>SPL</i>	Nível de Pressão Sonora
<i>STF</i>	Teste Espectral F
<i>UFV</i>	Universidade Federal de Viçosa

Capítulo 1

Introdução

Segundo o Censo de 2010 realizado pelo Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE), 9,7 milhões de pessoas têm deficiência auditiva. Desses, 2,1 milhões apresentam deficiência auditiva severa e cerca de um milhão são jovens até 19 anos (OLIVEIRA et al., 2012).

A identificação precoce da perda auditiva e da intervenção precoce é crucial para maximizar o desenvolvimento de habilidades linguísticas e comunicativas (YOSHINAGA-ITANO et al., 1998). Quando existe uma suspeita de perda auditiva o paciente é encaminhado para serviços médicos mais especializados e uma avaliação audiológica extensa deve verificar o estado da audição. É importante obter uma medida quantitativa dos limiares auditivos para iniciar uma intervenção multidisciplinar apropriada. Para a montagem de um aparelho auditivo e para determinar se a implantação coclear é necessária, as habilidades da audição residual devem ser estimadas (LUTS et al., 2004).

Os exames convencionais não podem ser realizados em pacientes que não conseguem ou não querem cooperar, como em bebês, crianças, idosos com alguma debilidade motora e pessoas que querem fingir uma perda auditiva para conseguir algum benefício. Nestes casos, são necessários métodos objetivos para avaliar a audição.

Os métodos objetivos de avaliação da audição incluem a resposta auditiva do tronco encefálico (ABR, do inglês *Auditory Brainstem Response*) (GALAMBOS et al., 1994;

SININGER et al., 2000; STEVENS, 2001) e emissões otoacústicas (OAE, do inglês *Otoacoustic Emissions*) (WHITE and BEHRENS, 1993; NORTON et al., 2000). A resposta auditiva de tronco encefálico com cliques é clinicamente ainda a técnica mais utilizada. O ABR é comumente evocado por cliques que estimulam a cóclea ao longo de toda a membrana basilar. A principal desvantagem do ABR evocado pelo clique é sua reduzida especificidade de frequência. OAEs transitórias ou por produtos de distorção podem identificar perdas auditivas quando os limiares estão acima de 40 dB HL e podem sugerir o perfil audiométrico da audição residual em níveis mais baixos (NORTON et al., 2000). A principal desvantagem ao usar OAEs para avaliar a perda auditiva ocorre quando as respostas estão ausentes, já que nem a gravidade da perda auditiva nem a configuração audiométrica podem então ser determinadas (WAGNER and PLINKERT, 1999).

Devido às limitações de ABRs e OAEs, os potenciais evocados auditivos de regime permanente emergiram como um meio atrativo de avaliar objetivamente a audição (PICTON et al., 2003). As respostas auditivas em regime permanente (ASSR, do inglês *Auditory Steady-State Response*) são as respostas elétricas do cérebro evocadas por um estímulo auditivo apresentado a uma taxa suficientemente rápida para causar uma sobreposição de respostas sucessivas. De acordo com DOLPHIN and MOUNTAIN (1992), a ASSR evocada por tom modulado em amplitude é caracterizada por um aumento de energia na frequência moduladora (e seus harmônicos) no espectro de potência do electroencefalograma (EEG). Esses tons contêm energia em uma faixa de frequência muito menor em contraste com cliques e, portanto, resultam em uma resposta mais específica do local da cóclea (LINS, 2002) 

As ASSRs foram sugeridas por GALAMBOS et al. (1981) pela primeira vez como um meio objetivo de avaliar a audição, demonstrando que é possível identificar respostas na faixa de 40 Hz em níveis de intensidade logo acima dos limiares comportamentais. No entanto, as ASSRs na faixa de 40 Hz possuem algumas limitações para o uso na

audiometria objetiva: (1) a amplitude decai consideravelmente durante o sono ou anestesia (COHEN et al., 1991; DOBIE and WILSON, 1998) e (2) é difícil de registrar em crianças (STAPELLS et al., 1988; MAURIZI et al., 1990; AOYAGI et al., 1994). COHEN et al. (1991) mostraram que em adultos, as respostas podem ser evocadas a taxas de estímulo na faixa de 70-110 Hz e que essas respostas foram pouco afetadas pelo sono. Além disso, essas respostas rápidas podem ser facilmente registradas em bebês e crianças pequenas (RICKARDS et al., 1994; CONE-WESSON et al., 2002), mas são de 2 a 3 vezes menores que as respostas a 40 Hz durante vigília (JOHN et al., 1998).

O modelo fisiológico das ASSRs evocadas por tons AM, descrito inicialmente em LINS and PICTON (1995), possui sua gênese na transdução coclear. Quando esse estímulo atinge a cóclea, ocorre uma vibração da membrana basilar na região da frequência portadora devido a organização tonotópica da membrana basilar. Os cílios das células ciliadas internas excitadas sofrem deslocamento resultando em hiperpolarização e despolarização destas células. O modelo de uma célula ciliada é equivalente a um retificador, pois transmite o potencial somente quando ocorre a despolarização. Isso permite a transmissão de uma versão retificada do tom AM, que apresenta harmônicos da frequência moduladora.

As ASSRs são usualmente medidas através do EEG com eletrodos não-invasivos (GEISLER, 1960). Entretanto, no EEG existem diversos outros potenciais, decorrentes das atividades do cérebro e dos músculos da face, escopo e pescoço, que reduzem a relação sinal ruído (SNR, do inglês *Signal to Noise Ratio*). Isso dificulta a identificação das respostas no domínio do tempo. No domínio da frequência é mais simples, pois a resposta de cada tom AM pode ser detectada diretamente pela sua moduladora (LINS, 2002). Para a detecção da ASSR pode ser utilizada as técnicas de detecção objetiva de respostas (ORD, do inglês *Objective Response Detection*), que se baseiam em critérios estatísticos para determinar a presença ou a ausência de uma resposta. Isto permite que a interpretação do exame com ASSR seja feita automaticamente para cada frequência

e sem interferências subjetivas dos pacientes e dos avaliadores.

Recentemente, novas metodologias têm sido sugeridas para melhorar a detecção de respostas evocadas, para um número fixo de segmentos de dados (MIRANDA DE SÁ and FELIX, 2003; MIRANDA DE SÁ et al., 2004; FELIX et al., 2017, 2018b). Eles são baseados no uso de **mais sinais de EEG coletados** durante a estimulação e pela extensão dos conceitos das ORDs para o caso **multivariado** (MORD, do inglês *Multivariate Objective Response Detection*).

1.1 Objetivos do trabalho

1.1.1 Geral

O objetivo deste trabalho é estimar automaticamente e sem interferência humana os limiares auditivos eletrofisiológicos de voluntários normouvintes através de estimulação **monaural** de tons modulados em amplitude na **faixa de 40 Hz**, utilizando um detector **online** aplicado em múltiplos canais do EEG.

1.1.2 Específicos

- Propor um protocolo de detecção que respeite o nível de significância e com critérios de parada de detecção e não detecção automáticos.
- Avaliar o desempenho do detector *online*.
- Determinar a melhor **quantidade de dipolos** para ser utilizado no detector *online*.

1.2 Estrutura da dissertação

Este trabalho está dividido em sete 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, discussões e as conclusões obtidas com a realização deste trabalho.

O [Capítulo 2](#) traz uma revisão bibliográfica sobre a audiometria e das técnicas de detecção objetivas de respostas. No [Capítulo 3](#) é apresentada a fundamentação teórica utilizada neste trabalho. No [Capítulo 4](#) será abordada a metodologia utilizada. Já os resultados obtidos são relatados no [Capítulo 5](#) e discutidos no [Capítulo 6](#). As conclusões e propostas de trabalhos futuros são expostas no [Capítulo 7](#).

Capítulo 2

Revisão Bibliográfica

2.1 Audiometria

A audiometria, ou avaliação audiométrica, é um exame que avalia a audição do paciente, onde a audição representa a percepção de estímulos sonoros e sua interpretação por mecanismos corticais e subcorticais complexos ([Lima, 2004](#)).

A audiometria tem como objetivo principal determinar a integridade do sistema auditivo, além de identificar tipo, grau e configuração da perda auditiva em cada orelha. Utilizada para diagnósticos e monitoramento, pode ser usada para definir medidas preventivas e determinar a utilização de aparelhos auditivos.

Na [audiometria convencional](#), o avaliado é colocado em uma cabine isolada acusticamente e é submetido a um dos [dois tipos de audiometria](#) ([HARRIS, 1946](#)):

- [Audiometria vocal](#) (ou logoaudiometria): Avalia a capacidade do paciente de perceber e reconhecer os sons da voz humana, onde o avaliado reconhece palavras padrão [pronunciadas pelo examinador](#).
- Audiometria tonal: Avalia as respostas do paciente a [tons puros](#), emitidos em [diversas frequências](#), onde o avaliado realiza [sinais gestuais](#) para o examinador, indicando se ouviu ou não determinado estímulo.

Por depender da atenção, da cooperação e da resposta do paciente e da interpretação do examinador, a audiometria convencional é considerada um teste subjetivo.

2.1.1 Audiometria Tonal

A audiometria tonal tem por finalidade determinar o limiar auditivo humano. Existem duas formas de apresentar os estímulos tonais e detectar os limiares: por via aérea, através de fones de ouvido, e via óssea, por meio de vibração junto ao crânio que estimula a cóclea, sendo importante para diagnósticos de lesões mecânicas (FROTA, 2003).

O examinado é submetido a estímulos de diferentes frequências com diferentes intensidades, sendo as medições realizadas, mais frequentemente, nos seguintes tons: 250, 500, 1000, 2000, 3000, 4000, 6000 e 8000 Hz (ASHA, 2005). O examinador define então, para cada frequência, as menores intensidades que obtiveram resposta positiva, chamados limites ou limiares audiométricos (CFRF, 2009).

O método de audiometria tonal por via aérea mais utilizado clinicamente é conhecido como método de Hughson-Westlake (HW) (HUGHSON and WESTLAKE, 1944). O procedimento de obtenção dos limiares proposto por HW avança uma frequência de cada vez, com a apresentação de cada tom em uma sequência de intensidades determinada pela resposta do paciente ao estímulo anterior. A primeira intensidade é em um nível audível para o paciente, e o nível é reduzido até que o paciente não mais responda. Após cada falha em responder a um sinal, a intensidade é aumentada em passos de 5 dB até a primeira resposta ocorrer. Após a resposta, a intensidade é reduzida em passos de 10 dB, e outra série ascendente é iniciada. O limiar é definido como o menor nível no qual as respostas ocorrem em pelo menos metade de uma série de testes ascendentes. O número mínimo de respostas necessárias para determinar o limiar de audição é duas respostas de três apresentações em um único nível (ASHA, 2005).

Este procedimento é o mesmo independentemente da frequência ou orelha testada. Os limiares são registrados graficamente em um audiograma, como mostra a Figura 2.1.

Na abscissa do audiograma são representadas em escala logarítmica as frequências, em hertz (Hz), e na ordenada, o nível de audição, em decibel (dB).

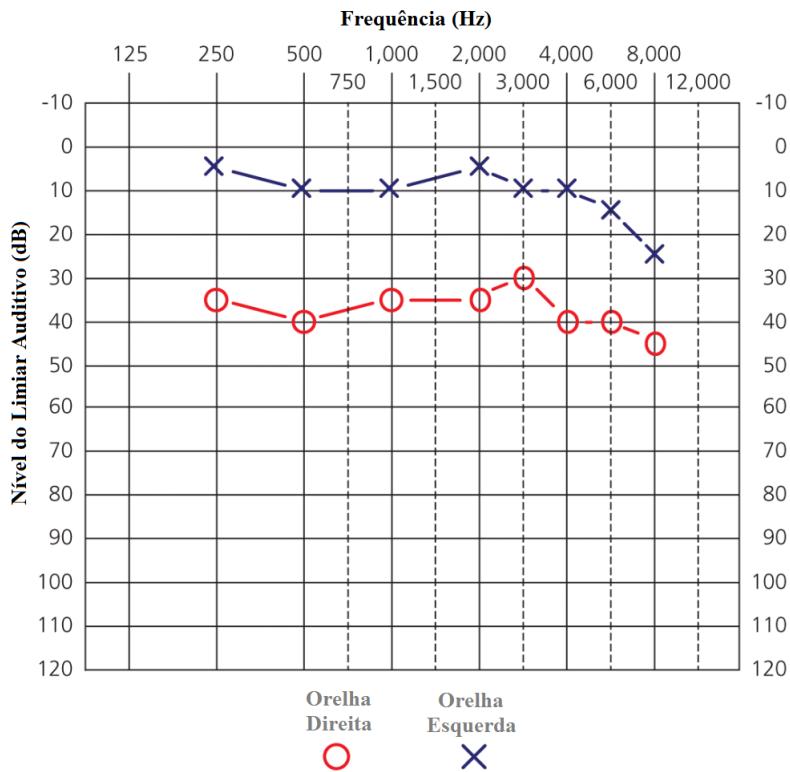


Figura 2.1: Exemplo de um audiograma, adaptado de ([WALKER et al., 2013](#)).

2.1.2 Audiometria usando ASSR

Na audiometria com ASSR, os limiares auditivos são obtidos indiretamente através dos limiares eletrofisiológicos. Os limiares eletrofisiológicos são os níveis de intensidade sonora para o qual as ASSRs começam a se manifestar no EEG. A maioria dos estudos recentes utilizaram sistemas comerciais, tais como: AUDERA (LUTS and WOUTERS, 2005; HATZOPPOULOS et al., 2009, 2012), MASTER (DIMITRIJEVIC et al., 2002; VAN MAANEN and STAPELLS, 2005; LUTS and WOUTERS, 2005; D'HAENENS et al., 2010; BECK et al., 2014; CASEY and SMALL, 2014; ATTIAS et al., 2014; ISRAELSSON et al., 2015; ZAKARIA et al., 2016; LEE et al., 2016), ECLIPSE (MÜHLER et al., 2012; HOSSEINABADI and JAFARZADEH, 2015; SEIDEL et al., 2015;

SARDARI et al., 2015; BAKHOS et al., 2016; LEE et al., 2016; MAEDA et al., 2017) e sistemas próprios (BAHMER and BAUMANN, 2010; ROSNER et al., 2011; PÉREZ-ABALO et al., 2013).

Os sistemas diferem entre si quanto ao tipo de estímulo permitido (modulação em amplitude (AM), modulação em frequência (FM), modulação mista (MM), modulação com envelope exponencial (AM^2), CE-Chirp de banda curta, etc), ao tipo de detector ORD (teste F, coerência de fase, etc), a faixa da frequência moduladora (faixa de 40 Hz ou 70-110 Hz), ao sistema de geração de áudio e ao sistema de aquisição de sinal. Normalmente os sistemas estimam os limiares eletrofisiológicos em cada orelha nas frequências 500, 1000, 2000 e 4000 Hz, podendo ser estimadas simultaneamente ou separadas.

Uma das desvantagens ao usar ASSR na audiometria está no elevado tempo de exame. O tempo de exame está associado a quantidade de coleta necessária para que o detector acuse a presença ou ausência da ASSR e, também, da quantidade de estímulos necessários para estimar os limiares eletrofisiológicos. Os estudos relatam tempos de exame que variam de 20 minutos a uma hora, sem contar o tempo de preparação do paciente.

Outra desvantagem está na dificuldade em associar os limiares eletrofisiológicos com os limiares auditivos. Os estudos mostram que os limiares eletrofisiológicos são normalmente maiores que os limiares auditivos e o desvio padrão da diferença entre eles estão em torno de 8 – 10 dB.

Estas desvantagens podem ser amenizadas com o uso de um detector ORD mais poderoso, e melhorando a sequência de estímulos necessária para estimar o limiar eletrofisiológico.

2.2 Técnicas de Detecção Objetiva de Resposta (ORD)

As técnicas ORD são **métodos estatísticos**, as quais se baseiam na **rejeição da Hipótese Nula** (H_0) para avaliar a presença de resposta (KAY, 1998). H_0 definida como a ausência de resposta, ou seja, só há a presença da **atividade cerebral de fundo** que é considerada um **ruído gaussiano de média zero**. A Hipótese Alternativa (H_1) é, então, a **presença de resposta**. O nível de significância do teste é definido *a priori*. Este determina o limiar para rejeitar H_0 de acordo com a **distribuição estatística**, assim como determina a probabilidade de **cometer erro do tipo I**, ou seja, rejeitar H_0 quando esta é verdadeira.

A detecção de ASSR é feito normalmente no **domínio da frequência**, pois a sua presença é acusada pelo **aumento de energia na frequência moduladora** do espectro de potência do **EEG**. As técnicas ORD no domínio da frequência normalmente utilizam a Transformada Discreta de Fourier (DFT, do inglês *Discrete Fourier Transform*), **monitorando o módulo e/ou fase do sinal**. A implementação da maioria desses detectores faz uso do **janelamento dos sinais no domínio do tempo**, seguido de **promediação na frequência**. Esta estratégia é útil para **aumento da SNR** e consequente **melhora da performance**. De fato, a probabilidade de se **detectar uma resposta**, caso ela esteja presente, é **diretamente proporcional ao número de janelas utilizadas na estimativa do detector** (MIRANDA DE SÁ and FELIX, 2002). Além disso, o fato de dividir o sinal em janelas ajuda a lidar com **eventos não estacionários presentes nos dados**.

Na identificação da ASSR tem-se utilizado as técnicas **ORD univariada**: Teste F Espectral (TFE) (LINS and PICTON, 1995; DIMITRIJEVIC et al., 2002; LUTS and WOUTERS, 2004), Medida de Componente Sincrona (CSM, do inglês *Component Synchrony Measure*) (FRIDMAN et al., 1984), Magnitude Quadrática da Coerência (MSC, do inglês *Magnitude Square Coherence*) (DOBIE and WILSON, 1989), entre outros, e, com o objetivo de melhorar o poder do teste com o mesmo tempo de exame, foram propostas as versões **multivariadas**: Multivariado Teste F Espectral (MTFE) (FELIX

et al., 2017, 2018b), Medida de Componente Síncrona Múltipla (MCSM, do inglês *Multiple Component Synchrony Measure*) (MIRANDA DE SÁ and FELIX, 2003) e a Magnitude Quadrática da Coerência Múltipla (MMSC, do inglês *Multiple Magnitude Square Coherence*) (MIRANDA DE SÁ et al., 2004).

Capítulo 3

Fundamentação Matemática

A coerência entre o sinal de estimulação e o sinal de EEG tem sido apontada como uma das técnicas ORD mais eficientes durante estimulação periódica (DOBIE and WILSON, 1989; CHAMPLIN, 1992; CEBULLA et al., 2001).

3.1 Magnitude Quadrática de Coerência (MSC)

A estimativa da coerência entre dois sinais aleatórios, de duração finita e discretos no tempo, $x[k]$ e $y[k]$, relacionados de acordo com um sistema linear univariável, pode ser obtida dividindo-se os sinais em janelas (ou segmentos) (MIRANDA DE SÁ et al., 2002), dada por:

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

onde $X_i(f)$ e $Y_i(f)$ são as Transformadas Discretas de Fourier (DFT) das i -ésimas janelas e M é o número de janelas utilizadas na estimativa.

Para o caso particular onde $x[k]$ é um sinal determinístico e periódico, $X_i(f)$ possui o mesmo valor em todas as janelas, isto é, $X_i(f) = X(f)$. Dessa forma a Equação 3.1

pode ser simplificada (DOBIE and WILSON, 1989; MIRANDA DE SÁ et al., 2002) em:

$$M\widehat{SC}(f) = \frac{\left| \sum_{i=1}^M Y_i(f) \right|^2}{M \sum_{i=1}^M |Y_i(f)|^2}. \quad (3.2)$$

Na aplicação ao EEG, $M\widehat{SC}(f)$ pode ser utilizado como um detector de respostas a estímulos, desde que se garanta que o estímulo seja sempre o mesmo e a janela sincronizada com ele (MIRANDA DE SÁ and FELIX, 2002).

Sob a Hipótese Nula (H_0) de ausência de resposta, $y[k]$ é estabelecido como sendo um ruído gaussiano. Dessa forma, a distribuição de $M\widehat{SC}(f)$ para H_0 é dada por (MIRANDA DE SÁ, 2004):

$$M\widehat{SC}(f) \sim \beta_{(1,M-1)}, \quad (3.3)$$

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 dado por (MIRANDA DE SÁ and INFANTOSI, 2007):

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

A detecção é obtida baseada na rejeição da hipótese nula (H_0), quando os valores da coerência na frequência de estimulação excedem o valor crítico: ($M\widehat{SC}(f) > MSC_{crit}$).

3.2 Magnitude Quadrática da Coerência Múltipla (MMSC)

A MMSC é a versão multivariada da MSC. A estimativa da MMSC entre um estímulo determinístico e periódico $x[k]$, sincronizado com o EEG de N canais $y_i[k]$, $i = 1, 2, \dots, N$, para o sistema linear multivariado (Figura 3.1), é dada pela equação (MIRANDA DE SÁ et al., 2004):

$$M \widehat{MSC}(f) = \frac{V^H(f) \widehat{S}_{yy}^{-1}(f) V(f)}{M}, \quad (3.5)$$

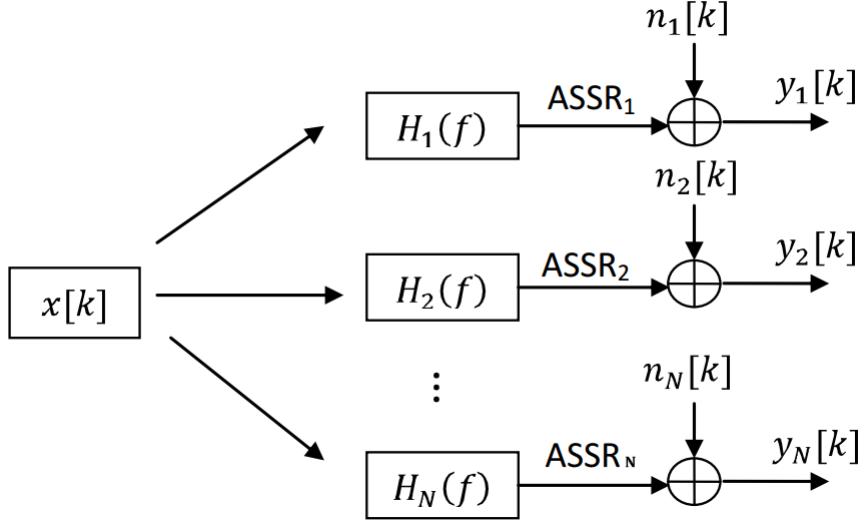


Figura 3.1: Modelo linear multivariado representando o sinal de EEG durante estimulação auditiva. $x[k]$ é o sinal de estimulação, que é filtrado por $H_j(f)$ para fornecer a ASSR da j -ésima derivação. Os sinais de EEG são representados por $y_j(k)$ que são a soma das respostas evocadas e a atividade de fundo do EEG, representado por $n_j(k)$ (ZANOTELLI, 2011).

Sendo:

$$V^H(f) = \begin{bmatrix} \sum_{i=1}^M Y_{1i}(f) & \sum_{i=1}^M Y_{2i}(f) & \cdots & \sum_{i=1}^M Y_{Ni}(f) \end{bmatrix}, \quad (3.6)$$

$$\widehat{S}_{yy}(f) = \begin{bmatrix} \widehat{S}_{y_1 y_1}(f) & \widehat{S}_{y_1 y_2}(f) & \cdots & \widehat{S}_{y_1 y_N}(f) \\ \widehat{S}_{y_2 y_1}(f) & \widehat{S}_{y_2 y_2}(f) & \cdots & \widehat{S}_{y_2 y_N}(f) \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ \widehat{S}_{y_N y_1}(f) & \widehat{S}_{y_N y_2}(f) & \cdots & \widehat{S}_{y_N y_N}(f) \end{bmatrix}, \quad (3.7)$$

onde H é o operador hermitiano, M o número de janelas, $Y_{ji}(f)$ ($j = 1, 2, \dots, N$) é a DFT da i -ésima janela do sinal j , e $\widehat{S}_{y_p y_q}(f)$ a estimativa da densidade espectral de potência cruzada dos sinais p e q , ($p, q = 1, 2, \dots, N$), dada por:

$$\widehat{S}_{y_p y_q}(f) = \sum_{i=1}^M Y_{pi}^*(f) Y_{qi}(f). \quad (3.8)$$

Para a hipótese nula H_0 , a MMSC apresenta distribuição beta central, com N e $M - N$ graus de liberdade (MIRANDA DE SÁ et al., 2008):

$$M\widehat{MSC}(f) \sim \beta_{(N, M-N)}. \quad (3.9)$$

Dessa maneira, o limiar de detecção é obtido pela expressão (MIRANDA DE SÁ et al., 2004):

$$MMSC_{crit} = \beta_{crit(N, M-N, \alpha)} \quad (3.10)$$

onde $\beta_{crit(N, M-N, \alpha)}$ é o valor crítico da função densidade de probabilidade beta, avaliado a um nível de significância α . A detecção de resposta pode ser obtida comparando o valor da MMSC com o valor crítico ($M\widehat{MSC}(f) > MMSC_{crit}$).

3.2.1 MMSC Iterativa

A detecção de respostas evocadas, em alguns casos, pode ser uma tarefa difícil devido à baixa SNR destas respostas. Assim, torna-se necessário um longo tempo de coleta dos sinais até a obtenção de uma resposta significativa. A aquisição de sinais de longa duração, aliada ao processamento/detecção online dos sinais, implica um elevado custo computacional (RANAUDO, 2012).

O desenvolvimento de um algoritmo iterativo, no qual o valor da estimativa da coerência na janela atual seja função de valores obtidos nas janelas anteriores, pode evitar alocação de memória de um longo trecho de sinais de EEG, reduzindo assim o tempo de processamento (RANAUDO, 2012).

O algoritmo iterativo do cálculo da MMSC foi implementado para a fórmula da coerência descrita na Equação 3.5. O valor da $M\widehat{MSC}(f)$ é calculado após a aquisição

de cada janela de sinal, sem necessidade de armazenar todos os dados coletados ao longo do exame, pois a MMSC é calculada a partir dos valores anteriores do vetor $V(f)$ e da matriz $\widehat{S}_{yy}(f)$, como demonstrado nas equações a seguir:

Sendo Y_M o vetor com a DFT das últimas janelas coletadas dos N sinais, dada por:

$$Y_M = \begin{bmatrix} Y_{1M}(f) & Y_{2M}(f) & \cdots & Y_{NM}(f) \end{bmatrix}, \quad (3.11)$$

o vetor $V^H(f, M)$ pode ser calculado como:

$$V^H(f, M) = V^H(f, M-1) + Y_M, \quad (3.12)$$

e a matriz $\widehat{S}_{yy}(f, M)$ pode ser calculada da seguinte maneira:

$$\widehat{S}_{yy}(f, M) = \widehat{S}_{yy}(f, M-1) + Y_M^H \cdot Y_M. \quad (3.13)$$

Dessa forma, a MMSC pode ser calculada de forma iterativa, armazenando apenas o vetor $V(f, M-1)$ e a matriz dos auto-espectros $\widehat{S}_{yy}(f, M-1)$ acumulados das janelas anteriores, sem necessidade de se armazenar longos trechos de sinal. Este algoritmo também pode ser aplicado para a MSC, utilizando apenas um sinal de saída ($N = 1$).

Capítulo 4

Materiais e Métodos

4.1 Nova Estratégia de Detecção Automática

A detecção de ASSRs é realizada aplicando um teste estatístico apropriado a uma amostra de janelas de EEG, coletadas concomitantemente aos estímulos. Os testes estatísticos podem ser realizados de dois modos: *offline* ou *online*.

No modo *offline*, o teste é aplicado apenas uma vez quando uma quantidade predefinida de janelas (segmentos de EEG) for coletada. Este procedimento apresenta a seguinte desvantagem: usando um número pequeno de janelas, respostas reduzidas podem não ser detectadas. Se uma quantidade grande de janelas for escolhida, o exame pode durar mais que o necessário se houver respostas que poderiam ser detectadas com menos janelas.

No modo *online* o teste é aplicado sequencialmente, i.e. o teste é aplicado logo que um número mínimo de janelas está disponível, e se nenhuma resposta for detectada nesta primeira etapa, novas janelas devem ser coletadas e o teste é realizado novamente. Este procedimento é repetido até que uma resposta seja detectada ou um critério de não-detecção tenha sido atingido. Este modo possui a vantagem de reduzir o tempo de detecção, no entanto, a estratégia de múltiplos testes aumenta a probabilidade de falsa rejeição da hipótese nula. 

Neste trabalho foi proposto um detector *online* utilizando a MMSC. Na próxima seção serão discutidos os métodos para se obterem os valores críticos relacionados aos critérios de paradas de detecção e de não detecção.

4.1.1 Valores Críticos

Em um sistema automático de detecção *online* de ASSR uma decisão deve ser tomada durante o exame, acusando presença ou ausência de resposta. Isso é feito comparando o valor do teste estatístico com valores críticos.

Os valores críticos descritos na Seção 3.2 são usados no modo *offline*, onde o teste é aplicado uma única vez depois da coleta de M janelas. No modo *online*, onde n testes são aplicados durante o exame, deve ser aplicado uma correção no nível de significância α' de cada teste para assegurar um nível de significância α no final dos n testes (STÜRZEBECHER et al., 2005). Para dados independentes, a correção de Šidák: em que $\alpha' = 1 - (1 - \alpha)^{1/n}$ – ou a correção de Bonferroni: em que $\alpha' = \alpha/n$ – podem ser usadas (ABDI, 2007).

Quando a MMSC é aplicada de forma *online*, os testes individuais não são baseados em dados independentes, pois o teste atual consiste na amostra anterior com a adição de uma ou mais janelas. Neste caso, as correções de Šidák e Bonferroni são muito conservadoras (HOCHBERG and TAMHANE, 1987), ou seja, são encontrados níveis de α' menores que o necessário.

Em STÜRZEBECHER et al. (2005) foi desenvolvido um método baseado em simulações de Monte Carlo para determinar os valores críticos para testes repetidos em amostras dependentes. Este método encontra um valor crítico para ser aplicado em todos os testes e que assegura o nível de significância α . Se o valor crítico do detector é função da quantidade de janelas, como é o caso da MMSC, o nível de significância em cada teste fica variável, inviabilizando a aplicação deste método.

No presente trabalho foi desenvolvido um método, também baseado em simulações

de Monte Carlo, para determinar os valores críticos para testes repetidos em amostras dependentes. Neste método um valor crítico é encontrado para cada teste assegurando o mesmo nível de significância α' em cada teste e o nível de significância α ao fim de todos os testes.

4.1.1.1 Critério de Parada de Detecção

O número de testes que pode ser aplicado durante um exame depende de quantas janelas serão coletadas inicialmente para aplicar o primeiro teste (esta quantidade será chamada de BUFFER  neste trabalho), de quantas janelas adicionais serão necessárias para aplicar o teste novamente e do número máximo de janelas que será coletado.

O número máximo de janelas foi fixado em 160 janelas, cada janela foi definida com 1024 amostras, o teste será aplicado a cada janela coletada e o tamanho do BUFFER está condicionado ao número de sinais e ao nível de significância, como mostra a Tabela 4.1 (Detalhes no Apêndice C).

Tabela 4.1: Tamanho do BUFFER em função do número de sinais e do nível de significância.

	Nível de Significância (%)	
	1	5
Número de Sinais	1	28
	2	33
	3	33
	4	34
	5	38

Na ausência de resposta, os sinais de EEG são considerados ruídos brancos gaussianos, por isso, para determinar os valores críticos de detecção foram gerados 1 milhão de ruídos gaussianos de 160 janelas para cada sinal aplicado na MMSC. A MMSC foi calculada janela à janela para todos os ruídos formando curvas de MMSC em função da quantidade de janelas. Na Figura 4.1, a curva em azul é um exemplo da curva MMSC

aplicada em um ruído em todas as janelas. A região sombreada representa a distribuição de probabilidade formada pelas 1 milhão de curvas.

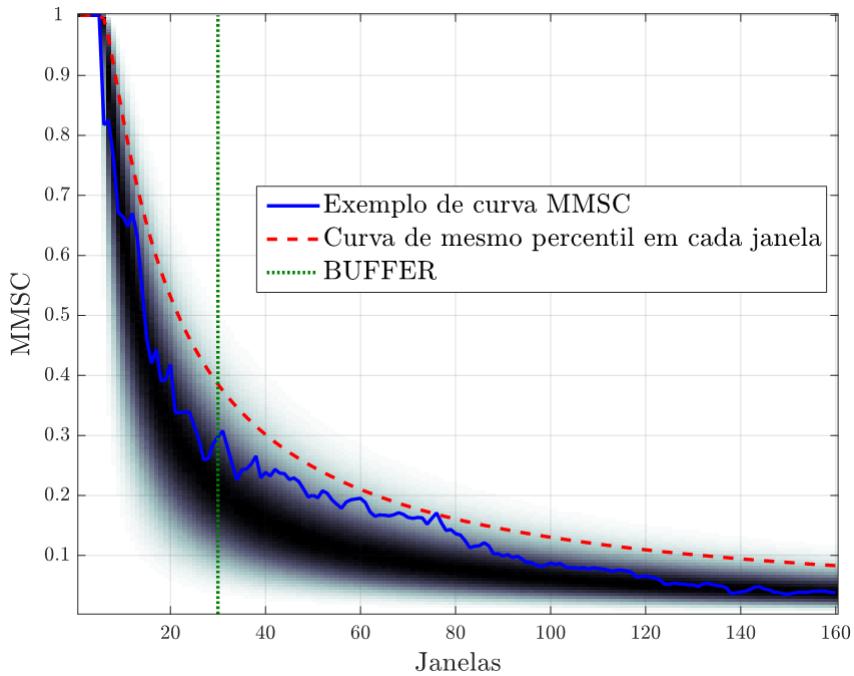


Figura 4.1: Região de maior probabilidade do percurso das curvas MMSC de ruídos gaussianos.

Os valores críticos de detecção foram obtidos pela curva de mesmo percentil em cada janela (curva em vermelho, Figura 4.1), ajustando o percentil até que, após o BUFFER, a porcentagem de curvas MMSC que ultrapassasse os valores críticos fosse igual ao nível de significância desejado.

4.1.1.2 Critério de Parada de Não Detecção

Definidos os valores críticos de detecção, o detector já consegue testar a presença de resposta durante o exame. A decisão de ausência de resposta normalmente é tomada quando o número máximo de janelas são coletadas sem que haja detecção (STÜRZEBECHER et al., 2005). Neste trabalho, foi proposta uma forma de obter os valores críticos de não detecção.

O limiar do detector mais provável ocorre na SNR correspondente a 50% de proba-

bilidade de detecção do detector, ou seja, para SNR abaixo desse valor espera-se que não haja detecção e acima desse valor que haja detecção. A curva de probabilidade de detecção foi estimada variando-se a SNR e calculando a taxa de detecção em 100000 sinal para cada SNR usando apenas o critério de parada de detecção. A SNR com probabilidade de detecção de 50% foi obtido pela interpolação dos pontos mais próximos. Então, para determinar os valores críticos de não detecção foram gerados 1 milhão de sinal de 160 janelas com essa SNR, que é o pior caso em que se espera detecção, e foi aplicado a MMSC janela à janela em cada sinal. A Figura 4.2 mostra a distribuição de probabilidade formada pelas 1 milhão de curvas MMSC.

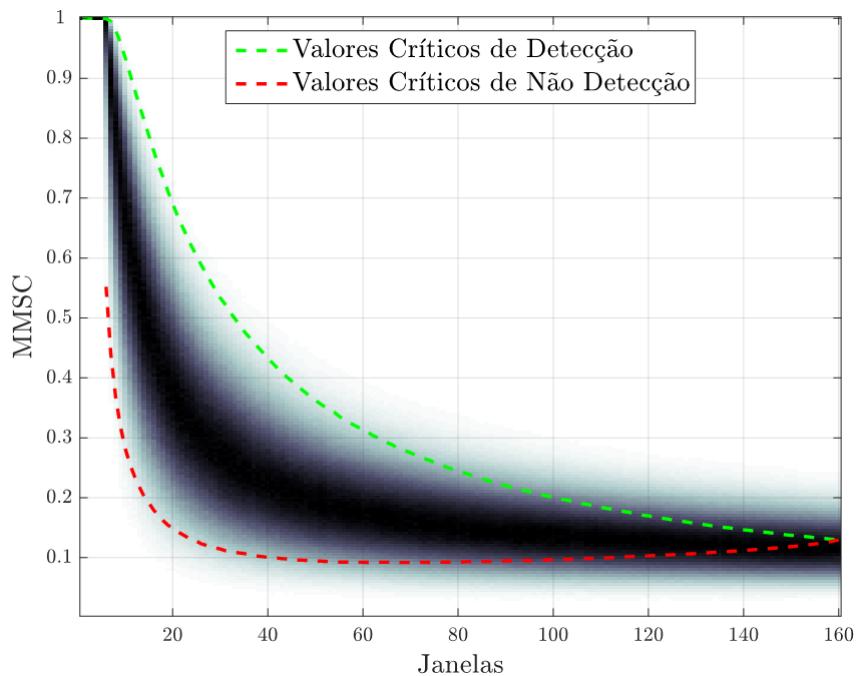


Figura 4.2: Região de maior probabilidade de percurso da MMSC para uma SNR que permite ao detector uma probabilidade de detecção de 50%. Curva Verde são os valores críticos de detecção e a curva vermelha são os valores críticos de não detecção.

Para determinar a curva de valores críticos de não detecção (curva em vermelho na Figura 4.2), em cada janela foram encontradas as curvas MMSC que estavam abaixo do valor crítico de detecção na janela em análise e que nas janelas seguintes alcançaram a curva de valores críticos de detecção. Na distribuição formada pela MMSC dessas curvas na janela em análise foi encontrado o percentil desejado. Neste trabalho foi definido o

percentil de 1%. Os efeitos do critério de parada de não detecção sobre o detector pode ser vista no Apêndice D.

4.1.1.3 Ilustração da Estratégia de Detecção

Depois de definir a quantidade de sinais (1 a 5) que serão usados e o nível de significância (1% ou 5%), o detector pode ser usado como ilustrado na Figura 4.3. Durante a coleta do EEG a MMSC é calculada janela à janela e, depois que a quantidade de janelas definidas pelo BUFFER for coletada, começa a ser verificado se a curva está acima do valor crítico de detecção (exame encerrado por detecção de resposta) ou abaixo da curva de valores críticos de não detecção (exame encerrado por ausência de resposta).

Na Figura 4.3 é ilustrado um caso de detecção de resposta.

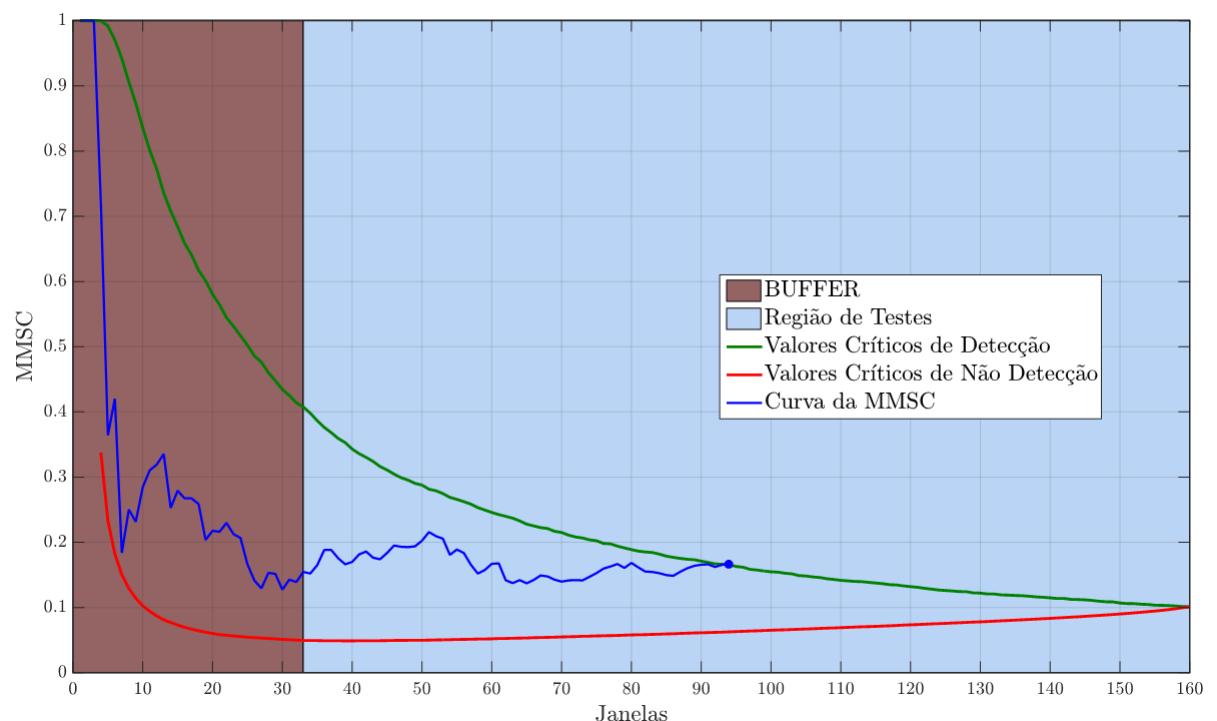


Figura 4.3: Exemplo de aplicação do detector com todos os valores críticos definidos.

4.2 Estimulação Auditiva

Os estímulos foram tons senoidais puros modulados em amplitude (AM), gerados de acordo com (JOHN et al., 1998):

$$x(t) = \frac{A \cdot \operatorname{sen}(2\pi f_c t) \cdot (\lambda \cdot \operatorname{sen}(2\pi f_m t) + 1)}{1 + \lambda}, \quad (4.1)$$

onde f_c é a frequência portadora, λ é a profundidade de modulação, A é a amplitude máxima e f_m é a frequência moduladora. Foi utilizado uma profundidade de modulação de 100%, pois, segundo JOHN et al. (2001) e DIMITRIJEVIC et al. (2001), essa profundidade evoca uma ASSR de maior amplitude. A amplitude máxima A foi ajustada de acordo o nível de intensidade sonora desejado em dB SPL¹ (Sound Pressure Level), obtido através da calibração do sistema (computador, placa de som, conectores, cabos e fones).

A calibração do sistema², foi realizada utilizando um ouvido artificial (modelo 4152 da BRUEL e KJAER) acoplado a um medidor de níveis sonoros (modelo 2250 da BRUEL e KJAER) com auxílio de um microfone (modelo 2575 da Larson Davis), de acordo com a Resolução CFFa n. 365 (2009) do Conselho Federal de Fonoaudiologia.

Os estímulos foram gerados digitalmente por meio do software *Matlab®*, reproduzidos a uma frequência de amostragem de 44,1 kHz e 24 bits de resolução. A apresentação dos estímulos se deu através de um cabo blindado acoplado a um fone de inserção E-A-RTone 5A, da *Aero Technologies*, com espumas moldáveis visto na Figura 4.4. Ele é um transdutor acústico de inserção e as pontas de espuma fornecem maior atenuação de ruídos ambientes (E-A-RTone 5A, 2000).

¹ dB SPL - Unidade padrão de medida para nível de pressão sonora, definido como: $20 \log_{10} \left(\frac{P_0}{P_{ref}} \right)$ onde, P_0 é a pressão do estímulo em μPa e P_{ref} é o nível de pressão de referência estipulado em $20 \mu Pa$.

²Agradecemos a empresa *Acústica Maducha* pela calibração do sistema

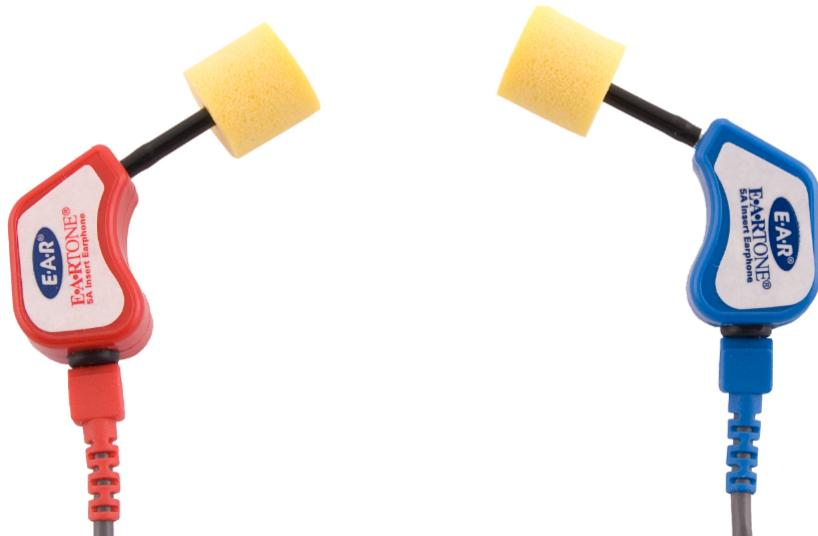


Figura 4.4: Fone de inserção E-A-RTONE 5A ([E-A-RTone 5A, 2000](#)).

4.2.1 Protocolo de Estimulação

A maioria dos estudos audiométricos que medem os limiares auditivos a partir das ASSRs utilizam o método '*threshold breaking*'. O exame inicia-se com um estímulo em uma intensidade alta o suficiente para evocar uma resposta, e então a intensidade é diminuída até que a resposta não seja mais detectável. A partir daí, a intensidade é aumentada até cruzar o limiar novamente. Esta transição sobre o limiar é repetida até se ter certeza de qual é o limiar verdadeiro. Em alguns estudos, a intensidade foi alterada em passos de 10 dB ([DIMITRIJEVIC et al., 2002](#); [LUTS and WOUTERS, 2005](#); [VAN MAANEN and STAPELLS, 2005](#); [D'HAENENS et al., 2010](#); [MÜHLER et al., 2012](#); [CASEY and SMALL, 2014](#); [ATTIAS et al., 2014](#); [ISRAELSSON et al., 2015](#); [MAEDA et al., 2017](#)) e, em outros, passos de 5-10 dB ([HATZOPoulos et al., 2009](#); [ROSNER et al., 2011](#); [HATZOPoulos et al., 2012](#); [SEIDEL et al., 2015](#); [HOSSEINABADI and JAFARZADEH, 2015](#); [SARDARI et al., 2015](#); [BAKHOS et al., 2016](#); [ZAKARIA et al., 2016](#); [LEE et al., 2016](#)).

Neste trabalho, ao invés de passos fixos foram adotados *passos variados* para melhor lidar com *falsos positivos* ([HOUSER and FINNERAN, 2006](#)). O processo para obter o limiar auditivo é resumido no fluxograma da Figura 4.5. A intensidade (*I*) e o passo

de atualização da intensidade (Δ) iniciam com valores iniciais ($I_{inicial}$ e $\Delta_{inicial}$), se o estímulo nessa intensidade for audível (na audiometria comportamental) ou evoca uma resposta detectável (na audiometria com ASSR) a intensidade é reduzida ($I = I - \Delta$), se for não audível ou não evoca uma resposta detectável a intensidade é aumentada ($I = I + \Delta$). A intensidade continuará sendo reduzida enquanto o estímulo for audível e continuará sendo aumentada enquanto o estímulo for não audível. O passo é atualizado ($\Delta = n\Delta$; $n < 1$) toda vez que houver uma transição sobre o limiar, ou seja, quando o estímulo que estava sendo audível passou a ser não audível ou quando o estímulo que era não audível passou a ser audível. O limiar é obtido quando o passo for menor que um passo crítico ($\Delta < \Delta_{crítico}$), e é definido como sendo a próxima intensidade que seria testada.

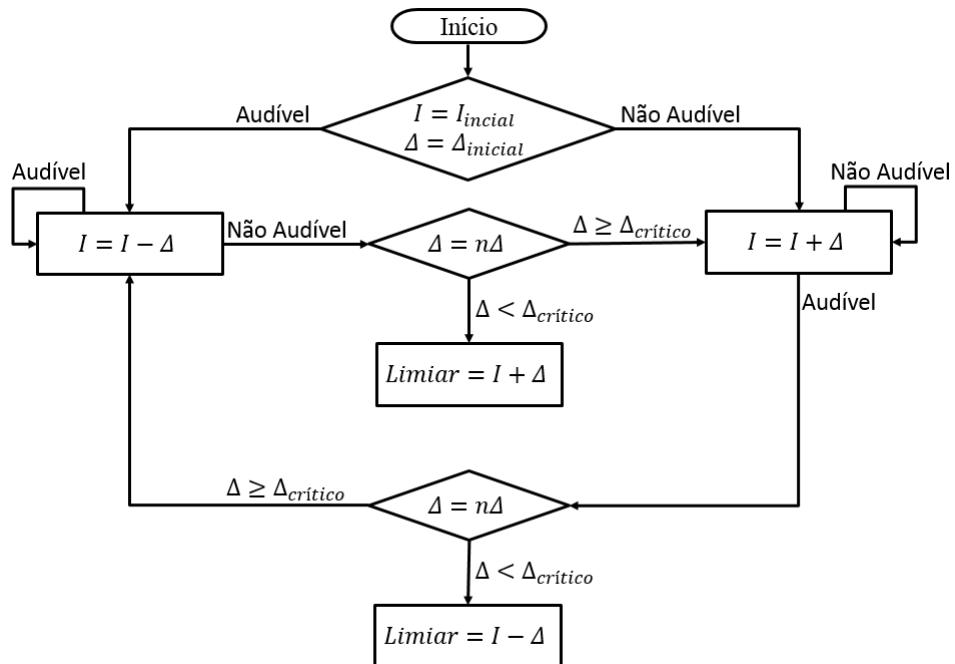


Figura 4.5: Fluxograma do processo para se obter o limiar auditivo.

Neste trabalho foram definidos os seguintes valores: intensidade inicial de 40 dB SPL, passo inicial de 20 dB, parâmetro de atualização do passo (n) igual a 0,75 e passo crítico de 3 dB.

4.3 Aquisição de Dados

Para a aquisição dos sinais de EEG utilizou-se um amplificador de sinais biológicos de 36 canais, modelo BrainNet BNT 36 (fabricado pela empresa *Lynx Tecnologia*), mostrado na Figura 4.6. As configurações foram definidas como: filtros passa-altas e passa-baixas de 1 Hz e 100 Hz, respectivamente, filtro *notch* de 60 Hz desabilitado e frequência de amostragem de 600 Hz (601,5 Hz segundo o fabricante). Como o tamanho de uma janela foi definido com 1024 amostras, então, o tempo para a coleta de uma janela foi de aproximadamente 1,7 segundos.



Figura 4.6: Amplificador de sinais biológicos, modelo BrainNet BNT 36 da *Lynx Tecnologia*.

O registro do EEG foi feito através de 23 eletrodos banhados a ouro com diâmetro de 10 mm, dispostos no escálepo de acordo com o Sistema Internacional 10-20, fixados com o auxílio de um creme adesivo e condutivo. A Figura 4.7 ilustra a disposição dos eletrodos no escálepo. O eletrodo Cz, localizado no vértece, foi utilizado como referência e o eletrodo Fpz, localizado na testa, foi usado como terra. Apesar de todo o processo ser automático e *online*, todos os dados foram salvos para análises *offline*.

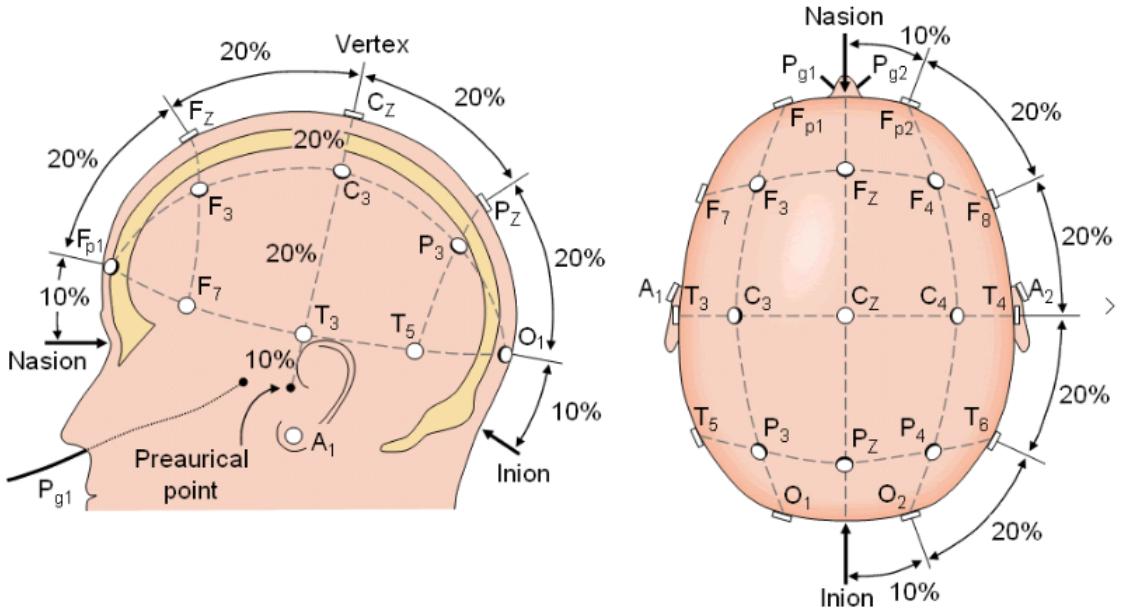


Figura 4.7: Disposição dos eletrodos no sistema internacional 10-20: vistas lateral e superior ([MALMIVUO and PLONSEY, 1995](#)).

4.4 Pré-Processamentos

4.4.1 Amostragem Coerente

Dentre os fatores que podem influenciar o desempenho das ORDs, o **espalhamento espectral** (do inglês, *spectral leakage*) resultante dos algoritmos de processamento de sinal merece atenção especial. Para minimizá-lo, comumente é realizado um ajuste na **frequência moduladora** dos estímulos para se obter um **número inteiro de ciclos** em cada janela de análise, conhecido como **amostragem coerente** (do inglês, *coherent sampling*) ([XI and CHICHARO, 1996](#)). De acordo com esse método, a frequência moduladora é dada por:

$$f_m = \frac{(B - 1)F_s}{L}, \quad (4.2)$$

onde F_s é a frequência de amostragem (601,5 Hz), L é a quantidade de amostras em uma janela (1024 pontos), $(B - 1)$ é o número de ciclos do sinal em cada janela e B é o *bin* da DFT que se faz a análise espectral do sinal no *Matlab*[®]. O *bin* escolhido foi 65,

e, consequentemente a frequência moduladora foi 37,59375 Hz.

Essa técnica tem sido amplamente utilizada por vários autores (DIMITRIJEVIC et al., 2002; PICTON et al., 2003; MIRANDA DE SÁ et al., 2004; FELIX et al., 2009), no entanto, a eficiência desta técnica depende da precisão do sistema de aquisição e geração de sinal. Em ANTUNES et al. (2017), foi proposto um método para verificar a precisão do sistema, e, se necessário, aplicar um fator de correção. Para o sistema utilizado neste trabalho foi necessário um fator de correção de 0,99993445. Com isso, a frequência moduladora teve de ser ajustada para 37.59129 Hz, de forma a garantir que a energia da ASSR se concentre o máximo possível no bin 65 e minimize o espalhamento espectral.

4.4.2 Filtro Passa-Faixa

A amostragem coerente previne o espalhamento espectral da energia da ASSR para outros *bins*, mas não previne o espalhamento espectral do ruído de fundo para o *bin* da frequência moduladora. Este tipo de espalhamento ocorre pois o EEG não é exatamente um ruído branco (PICTON et al., 2003) e, além disso, existe a interferência da frequência da rede elétrica e seus harmônicos durante a coleta. Por isso, um filtro passa-faixa sintonizado no *bin* da frequência moduladora foi projetado. Este filtro foi adaptado de YU et al. (2011), resultando na função de transferência dada por (Detalhes no Apêndice A):

$$H(z) = \frac{2}{L} \frac{1 - \mathbf{C}z^{-1} - z^{-L} + \mathbf{C}z^{-(L+1)}}{1 - 2\mathbf{C}z^{-1} + z^{-2}}, \quad (4.3)$$

onde \mathbf{C} é uma constante que depende do número de amostras de uma janela (L) e o *bin* escolhido (B), dado por:

$$\mathbf{C} = \cos \left(\frac{2\pi(B-1)}{L} \right), \quad (4.4)$$

Este filtro tem a vantagem de estar sintonizado com o *bin* e não com a frequência, assim, mesmo que o fator de correção altere a frequência moduladora a resposta central do filtro acompanha esta alteração.

Por ser um filtro FIR de ordem L , é necessária a rejeição da primeira janela filtrada para evitar a parte transitória do filtro. Outra consequência de se utilizar o filtro é que as janelas dos sinais não mais são independentes e, com isso, a distribuição da hipótese nula é alterada. Este fato foi levado em consideração na Seção 4.1.1, onde cada ruído criado foi submetido ao filtro e excluída a primeira janela. As implicações práticas da utilização do filtro pode ser vista com mais detalhes no Apêndice B.

4.4.3 Dipolos

Como descrito na Seção 4.3, foram utilizados 23 eletrodos dispostos no escalpo de acordo com o Sistema Internacional 10-20 (Figura 4.7). Isso significa que, excluindo a posição do terra, a atividade elétrica de 22 posições do escalpo são registradas durante o exame. Os dipolos são formados pela diferença de potencial entre duas posições do escalpo, então o total de dipolos disponíveis é a combinação 2 à 2 das 22 posições, ou seja:

$$\text{Número Total de Dipolos} = C_2^{22} = \frac{22!}{2!(22-2)!} = 231, \quad (4.5)$$

Existem estudos que buscaram encontrar as regiões do escalpo que evocam maiores ASSR para tons AM na faixa de 40 Hz (JOHNSON et al., 1988; HERDMAN et al., 2002; FELIX et al., 2018a). Estes estudos mostraram que existem regiões mais prováveis de evocarem maiores respostas, mas ainda não há estudos que indicam como essas regiões variam entre os indivíduos, de uma coleta para outra no mesmo indivíduo, além de variações nos procedimentos de coleta. Por isso, ao invés de definir os dipolos que serão utilizados, foi proposto uma forma de encontrar os melhores dipolos antes de iniciar cada exame.

4.4.3.1 Seleção dos Melhores Dipolos

No início de cada exame é feito uma espécie de calibração do sistema. É realizado uma coleta de 48 janelas com um estímulo numa intensidade de 70 dB SPL. Dessa coleta seleciona-se os dipolos mais responsivos para serem utilizados no restante do exame.

Os dipolos mais responsivos são aqueles que apresentam maiores SNR, que consequentemente são os que possuem maiores MSC (MIRANDA DE SÁ, 2006). Os melhores dipolos para aplicar a MMSC não necessariamente são os que apresentam maiores MSC, visto que, se os dipolos forem correlacionados o desempenho da MMSC será afetado (FELIX et al., 2007). Por isso, o melhor conjunto de dipolos seria aquele com maior MMSC, mas como a quantidade de combinações aumenta fatorialmente, como mostra a Tabela 4.2, seria computacionalmente inviável testar uma a uma.

Tabela 4.2: Quantidade total de combinações de dipolos a serem testadas.

Número de Sinais	Combinações Possíveis
1	231
2	$2,66 \cdot 10^4$
3	$2,03 \cdot 10^6$
4	$1,16 \cdot 10^8$
5	$5,25 \cdot 10^9$

Ao invés de testar todas as combinações possíveis de dipolos, foi aplicado uma heurística para tentar encontrar o conjunto de dipolos com maior MMSC. A heurística funciona da seguinte maneira:

O primeiro dipolo selecionado é aquele com maior MSC. O segundo dipolo selecionado é aquele que junto com o primeiro dipolo apresentam maior MMSC. O terceiro dipolo selecionado é aquele que junto com os dipolos já selecionados apresentam maior MMSC. Este processo continua até que o número de dipolos desejados sejam selecionados. Dessa forma, a quantidade de teste para encontrar o melhor conjunto de dipolos reduz para os valores mostrados na Tabela 4.3.

Tabela 4.3: Quantidade de combinações de dipolos a serem testadas aplicando a heurística.

Número de Sinais	Combinações Possíveis
1	231
2	690
3	918
4	1145
5	1371

4.5 Protocolos Experimentais

Os experimentos foram realizados no Núcleo Interdisciplinar de Análise de Sinais (NIAS) da Universidade Federal de Viçosa (UFV) de acordo com protocolo aprovado pelo comitê de ética local (UFV/Número do Parecer: 2.105.334). Participaram **5 voluntários** adultos com audição normal, verificada através da audiometria tonal, com faixa etária entre 21 e 29 anos, sendo todos do gênero masculino. Os experimentos foram realizados em uma cabine acusticamente isolada. Durante as sessões, os voluntários foram orientados a recostar confortavelmente sobre uma cadeira reclinável, mantendo os **olhos fechados**, podendo abrir os olhos em **caso de sentirem sono**.

4.5.1 Limiar Comportamental

O protocolo de estimulação, descrito na seção 4.2.1, foi também implementado para estimar os limiares comportamentais. Um programa desenvolvido no *Matlab*[®] reconhece a resposta do paciente através de um botão e gera o novo estímulo de acordo com a presença ou ausência de resposta respeitando o protocolo de estimulação. Cada estímulo teve duração de 2 segundos e o intervalo entre estímulos variou uniformemente entre 2 e 4 segundos. O aperto do botão só foi reconhecido durante os 2 segundos de estimulação.

Para verificar a precisão do método foi utilizado um voluntário que desconhecia a forma de atualização da intensidade do estímulo. Este voluntário foi instruído apenas a

apertar o botão toda vez que ouvisse o estímulo. Foram feitas 10 estimativas do limiar na orelha direita em 1000 Hz com intervalo mínimo entre estimativas de um dia. Em cada nova estimativa a intensidade inicial foi alterada de forma aleatória entre 20 e 60 $dB SPL$.

4.5.2 Reprodutibilidade do Detector

Para verificar a reproduzibilidade do detector *online*, o limiar eletrofisiológico de um dos voluntários foi determinado em 10 sessões usando o detector *online* com 2 dipolos e nível de significância de 1%. O intervalo mínimo de uma sessão para outra foi de um dia.

4.5.3 Variando a Quantidade de Dipolos

Cada um dos 5 voluntários foi submetido a cinco sessões. Em cada sessão foi selecionada uma quantidade diferente de dipolos para ser usada no detector, variando de 1 à 5 dipolos. Todas as sessões tiveram o mesmo objetivo de obter o limiar eletrofisiológico na orelha direita na frequência de 1000 Hz . Todas as sessões foram ao nível de significância de 1%.

4.6 Medidas de Desempenho

4.6.1 Tempos de Decisão do Detector

Até obter o limiar é necessária uma sequência de estímulos, como mostra o caso hipotético da Figura 4.8.

Desses estímulos foram avaliados os seguintes tempos:

- Tempo de exame: Este tempo leva em consideração o tempo de cada estímulo, o tempo da coleta de calibração e a janela perdida no início de cada coleta devido

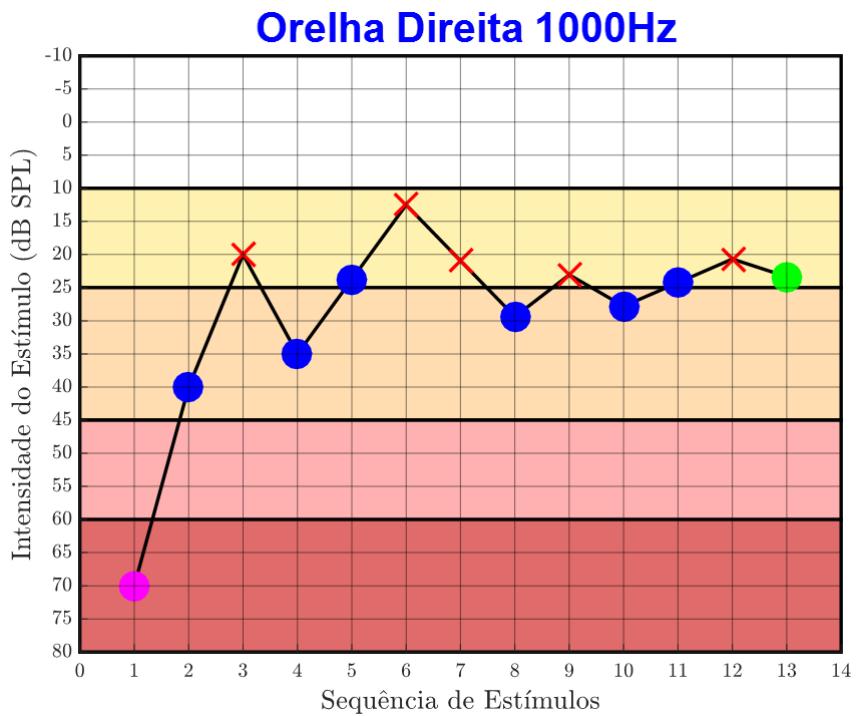


Figura 4.8: Sequência de estímulos até obter o limiar. ● Estímulo de calibração, ● Estímulos que houveram detecção, ✕ Estímulos que não houveram detecção, ● Limiar encontrado.

ao transitório do filtro passa-faixa.

- Tempo médio por cada estímulo: Este é o tempo médio que o detector *online* leva para detectar a presença ou ausência de ASSR em cada estímulo.
- Tempo médio de detecção: Este tempo é calculado pela média dos tempos dos estímulos que tiveram detecção.
- Tempo médio de não detecção: Este tempo é calculado pela média dos tempos dos estímulos que não tiveram detecção.

4.6.2 Precisão do Detector *Online*

Para avaliar se o detector classificou corretamente os estímulos foi feito a matriz de confusão, onde as classes alvo de cada estímulo foram definidas como: "0" se a intensidade era menor que o limiar encontrado e "1" se era maior, e as classes de saída

foram definidas como: "0" se não houve detecção de resposta e "1" se houve detecção de resposta. Mais preciso será o detector quanto maior for a taxa de acerto e quanto menor for o desvio das intensidades dos estímulos que houveram erro em relação ao limiar encontrado.

4.7 Interface Gráfica

Todo o processo de obter o limiar auditivo usando a ASSR foi automatizado usando o *Matlab*[®]. Para monitorar o andamento do processo foi desenvolvido uma interface gráfica. Na tela inicial do programa, mostrada na Figura 4.9, é possível entrar com o nome do voluntário, com informações relacionadas ao estímulo: a frequência portadora, o *bin* da frequência moduladora e a orelha que será testada, também é possível alterar dados relacionados com o detector: o número de dipolos que serão usados pelo detector, o nível de significância, a quantidade de janelas para a coleta de calibração, além disso, nesta tela também é possível alterar os parâmetros relacionados a sequência de estímulos para obter o limiar: passo inicial de atualização da intensidade, o parâmetro de decreimento do passo, o passo crítico, a intensidade inicial e a intensidade do estímulo na coleta de calibração.

Voluntário	Estímulo	Detector	Limiar
Nome: Teste	Frequência Portadora: 1000Hz BIN da Frequência Moduladora: 65 Orelha: Orelha Direita	Número de Dipolos: 5 Nível de Significância: 1% Janelas Para Calibração: 48 Tamanho do BUFFER: 38	Passo Inicial (dB): 20 Decremento do Passo (%): 75 Passo Crítico (dB): 3 Intensidade de Calibração (dB): 70 Intensidade Inicial (dB): 40

OK

Figura 4.9: Interface gráfica: Definição de variáveis.

Depois de definir todos os parâmetros, outra tela é aberta onde todo o processo

é acompanhado. Em um primeiro momento é realizado a coleta de calibração, como mostra a Figura 4.10. Depois da coleta de calibração e seleção dos melhores dipolos, inicia-se a sequência de estímulos até obter o limiar. Todos os estímulos já realizados com e sem detecção são registrados no gráfico superior da Figura 4.11 e o andamento do detector janela à janela pode ser acompanhado pelo gráfico inferior da Figura 4.11.

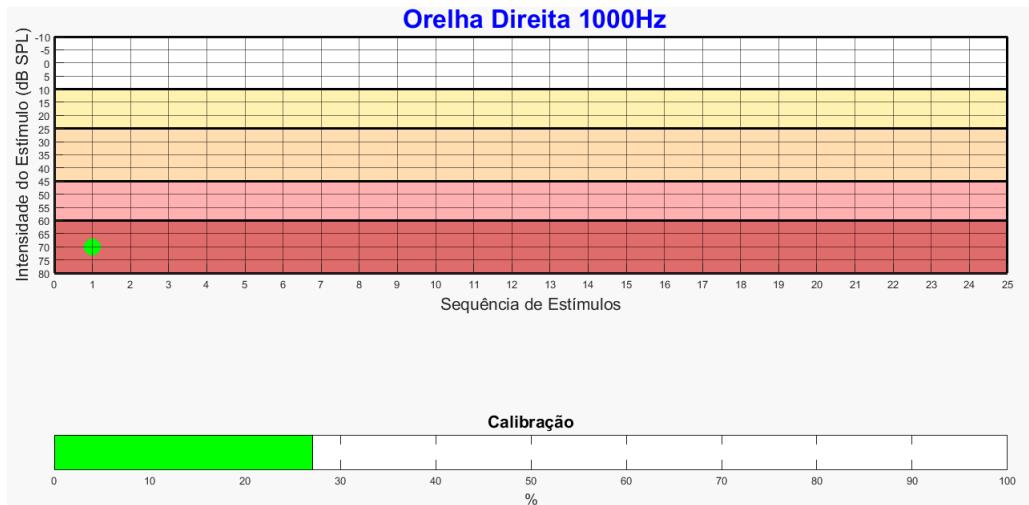


Figura 4.10: Interface gráfica: Coleta de calibração.

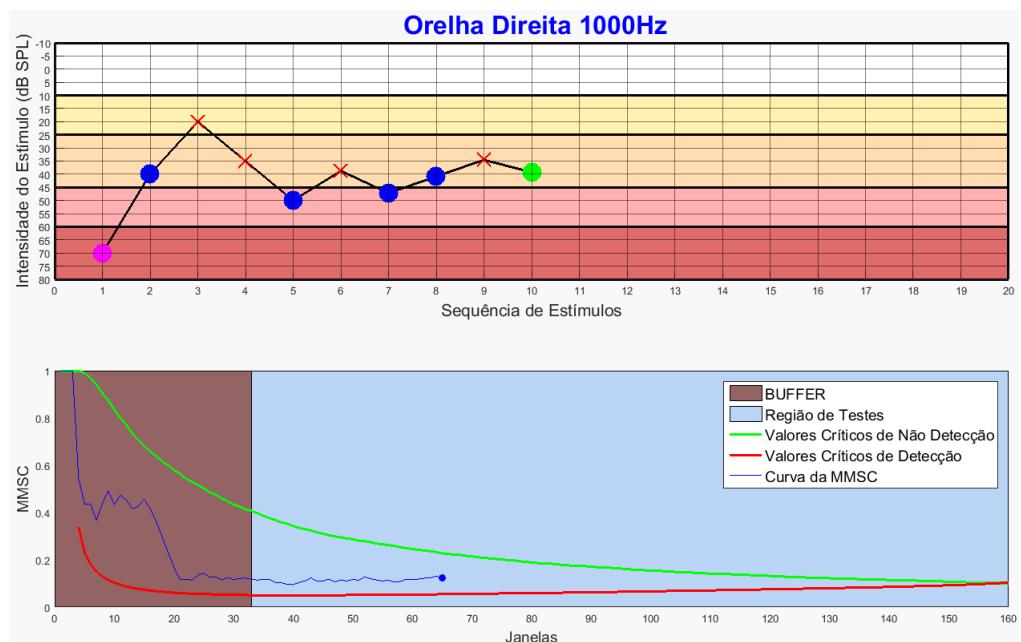


Figura 4.11: Interface gráfica: Sequência de estímulos e Detector *online*.

Capítulo 5

Resultados

5.1 Estimativa do Limiar Comportamental

As 10 estimativas do limiar comportamental no mesmo indivíduo assim como o número de estímulos e o tempo necessários para a obtenção dos limiares são mostrados na Tabela 5.1.

Tabela 5.1: Limiares e quantidade de estímulos para obter cada limiar em 10 repetições no mesmo voluntário.

Repetição	Limiar (dB SPL)	Número de Estímulos	Tempo de Exame (segundos)
1	16,56	8	36,4
2	12,41	11	59,0
3	15,92	9	47,8
4	14,12	10	43,3
5	13,65	11	46,6
6	13,56	13	65,0
7	15,60	10	59,2
8	13,96	10	46,8
9	14,17	11	56,9
10	10,60	9	40,0
	14,06(1,74) ¹	10,2(1,4)	50,1(9,38)

¹Neste trabalho todo valor seguido de outro entre parêntese significa: média(desvio padrão (DP)).

Na Figura 5.1 é mostrada a matriz de confusão construída a partir da classificação de cada estímulo pela resposta do voluntário e pelo limiar final encontrado. Em apenas 4,9% dos estímulos as duas classificações não foram coincidentes e esses erros cometidos foram em intensidades que se distanciavam do limiar em 1,86(1,13) dB, ou seja, o limiar final encontrado está coerente com as respostas aos estímulos do voluntário.

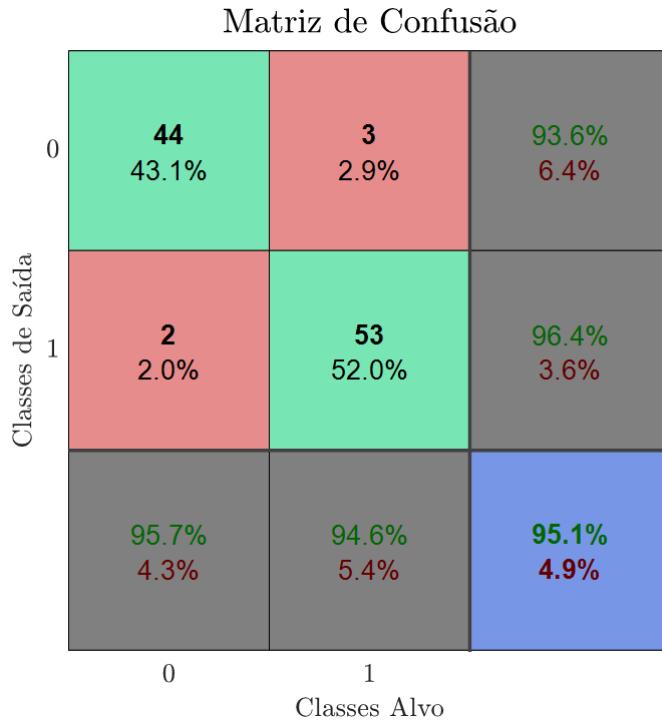


Figura 5.1: Matriz de confusão gerada a partir da classificação dos estímulos em 10 estimativas do limiar comportamental no mesmo voluntário.

5.2 Reproducibilidade do Detector *Online*

Inicialmente foi verificada a reproducibilidade do detector *online*, fixando-se o número de dipolos em 2 e o nível de significância em 1%. A reproducibilidade foi verificada através de 10 sessões no mesmo voluntário, onde cada sessão teve como objetivo encontrar o limiar na orelha direita na frequência de 1000 Hz. As informações relacionadas a tempo, limiar e dipolos estão na Tabela 5.2.

Tabela 5.2: Informações das 10 estimativas do limiar eletrofisiológico do mesmo indivíduo.

Repetições	Limiares (dB SPL)	Tempo (minutos)	Nº de Estímulos	TMPE ¹	TMD ²	TMND ³	Dipolos
1	32,22	34,30	13	2,53	2,68	2,36	Fp1 → A1 :: T5 → F3
2	34,59	28,43	10	2,70	3,10	2,30	F3 → A1 :: F3 → F4
3	37,66	28,40	12	2,25	1,93	2,57	F3 → A1 :: Fz → Oz
4	42,01	30,13	14	2,05	1,76	2,34	Cz → Oz :: Fz → Cz
5	32,89	32,01	11	2,78	2,31	3,18	Fz → A1 :: F4 → Oz
6	29,71	18,37	8	2,12	2,33	1,92	Cz → A1 :: F7 → P4
7	39,74	24,14	11	2,07	1,59	2,64	F4 → A1 :: T5 → F3
8	32,12	31,38	12	2,50	2,46	2,56	F3 → A1 :: Fp1 → A2
9	30,54	30,22	10	2,88	2,88	2,88	F3 → A1 :: C4 → A2
10	35,36	42,82	17	2,44	2,49	2,39	F3 → A1 :: F4 → O2
	34,68(4,63)	30,02(6,35)	11,8(2,49)	2,43(0,30)	2,35(0,48)	2,51(0,34)	

¹Tempo Médio Por Estímulo (minutos)

²Tempo Médio de Detecção (minutos)

³Tempo Médio de Não Detecção (minutos)

O limiar comportamental do voluntário foi de $13,05(1,65)$ dB SPL e os limiares encontrados com a ASSR foi de $34,68(4,63)$ dB SPL, ou seja, uma diferença entre os limiares de $22,63(4,63)$ dB. Importante notar que os desvios padrões de ambos os métodos (comportamental e eletrofisiológico) foram da ordem de 10%.

O número médio de estímulos foi de 11,8 e o tempo médio por estímulo foi de 2,43 minutos, sendo 2,35 minutos o tempo médio para detecção e 2,51 minutos o tempo médio de não detecção. Na maioria das sessões os dipolos selecionados foram formados com os eletrodos A1 e F3, mas nenhum par de dipolos se repetiu entre uma repetição e outra.

Com os 118 estímulos das 10 repetições foi construída a matriz de confusão, mostrada na Figura 5.2. O detector teve uma taxa de acerto de 82,2% e os 21 erros cometidos foram distantes do limiar final de $4,04(2,84)$ dB.

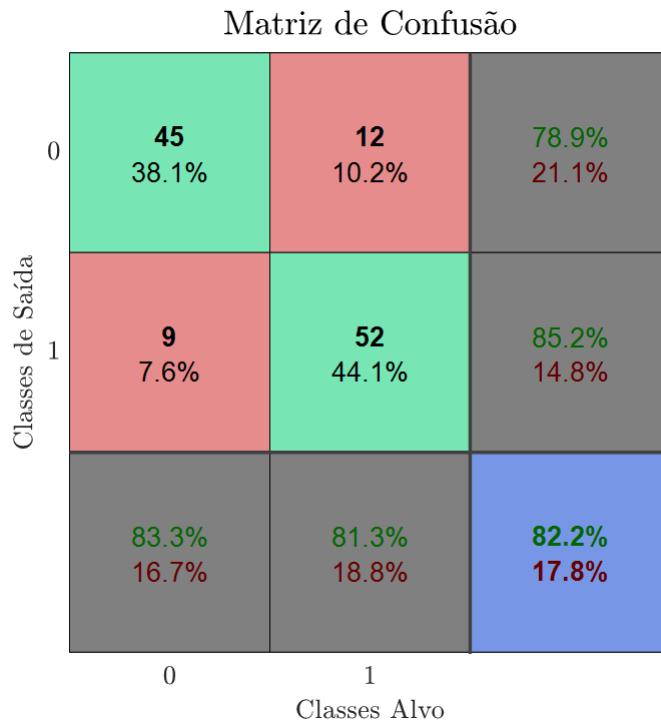


Figura 5.2: Matriz de confusão gerada a partir da classificação dos estímulos em 10 estimativas do limiar eletrofisiológico no mesmo voluntário.

5.3 Variando a Quantidade de Dipolos

A quantidade de dipolos a ser utilizada no detector *online* foi variada de 1 à 5 dipolos. Na Tabela 5.3 são mostrados os dipolos selecionados em cada coleta de cada um dos 5 voluntários.

Tabela 5.3: Dipolos selecionados em cada exame.

Voluntários					
	1	2	3	4	5
1 Dipolo	F4 → A2	F3 → A1	Fp2 → A2	Fz → A1	Fz → Pz
2 Dipolos	F3 → A2	Fp1 → A1	T5 → F3	Fp1 → A1	P3 → Fz
	T6 → C4	T5 → F3	T6 → P4	T5 → Cz	T6 → Oz
3 Dipolos	T5 → F4	F3 → A1	T5 → Cz	F5 → A1	Fz → Cz
	Fp2 → P4	Fp2 → A2	T3 → F3	F3 → T4	A1 → A2
	F3 → F8	P3 → Oz	Fp1 → A1	C4 → A2	F8 → Cz
4 Dipolos	T5 → F4	F7 → A1	F7 → T3	P3 → Cz	Fz → A1
	O1 → A2	F7 → F3	Fp1 → F3	T6 → Fz	T6 → A2
	T5 → F8	Fp2 → Cz	F8 → T4	P3 → A2	T6 → O2
	T3 → Fp1	T4 → P4	Cz → Oz	T3 → C3	F8 → O2
5 Dipolos	T6 → Fz	Fz → A2	Cz → A1	Fz → Pz	Fz → A1
	O1 → F8	P4 → O2	T6 → Pz	T3 → A2	F3 → P3
	C4 → A2	T5 → F3	C3 → P4	T5 → Cz	T4 → P4
	Fp2 → C4	F3 → Cz	Fp1 → Fz	F7 → Fp1	O2 → Oz
	F7 → A1	F7 → F8	P3 → F8	T5 → P3	C4 → P4

5.3.1 Limiares

Os limiares comportamentais obtidos antes de cada sessão são mostrados na Tabela 5.4. Os limiares eletrofisiológicos de cada voluntário usando o detector com quantidades diferentes de dipolos são mostrados na Tabela 5.5. E a diferença entre os limiares comportamentais e os limiares eletrofisiológicos são mostrados na Tabela 5.6.

O detector com 4 dipolos foi o que apresentou menor diferença entre os limiares, sendo 8,3% menor em relação ao detector com 1 dipolo. A anova de 2 fatores foi aplicado nas diferenças dos limiares da Tabela 5.6. Não houve diferença estatística ($p = 0,96$) com relação a quantidade de dipolos usada no detector, mas houve diferença

Tabela 5.4: Limiares comportamentais dos voluntários antes de cada sessão em *dB SPL*.

	Número de Dipolos					Média (DP)
	1	2	3	4	5	
Voluntário 1	9,72	9,72	11,82	10,90	9,72	10,37 (0,96)
Voluntário 2	14,46	11,82	13,47	14,59	10,90	13,05 (1,63)
Voluntário 3	14,46	9,72	10,90	9,72	10,90	11,14 (1,95)
Voluntário 4	10,90	11,82	11,82	9,72	9,72	10,80 (1,06)
Voluntário 5	10,90	9,72	13,47	14,59	14,46	12,63 (0,96)

Tabela 5.5: Limiares eletrofisiológicos em *dB SPL*.

	Número de Dipolos					Média (DP)
	1	2	3	4	5	
Voluntário 1	23,34	36,40	21,16	23,39	29,59	26,78 (6,23)
Voluntário 2	31,07	32,22	45,90	48,18	43,53	40,18 (7,97)
Voluntário 3	41,79	31,83	47,72	32,88	40,43	38,33 (5,68)
Voluntário 4	53,45	53,21	45,33	34,46	39,55	45,20 (8,36)
Voluntário 5	46,65	39,85	42,40	45,17	42,90	43,40 (2,62)

Tabela 5.6: Diferença entre os limiares comportamentais e os limiares eletrofisiológicos em *dB*.

	Número de Dipolos					Média (DP)
	1	2	3	4	5	
Voluntário 1	13,63	26,68	9,33	12,49	19,88	16,40 (6,91)
Voluntário 2	16,60	20,40	32,44	33,58	32,63	27,13 (8,00)
Voluntário 3	27,33	22,11	33,81	23,16	29,52	27,19 (4,78)
Voluntário 4	42,54	41,39	33,51	24,75	29,83	34,40 (7,58)
Voluntário 5	35,75	30,14	28,94	30,58	28,44	30,77 (2,91)
Média (DP)	27,17 (12,29)	28,14 (8,34)	27,60 (10,40)	24,91 (8,13)	28,44 (4,83)	27,18 (8,44)

estatística ($p = 0,013$) entre os voluntários. Fazendo comparações múltiplas entre os voluntários verificou-se que o Voluntário 1 apresentou diferença de limiares menores que os Voluntários 4 e 5.

5.3.2 Tempos de Decisão do Detector

Na Tabela 5.7 são mostrados os tempos para obter o limiar em cada sessão. O detector com 4 dipolos foi o que apresentou menor tempo de exame, sendo 4,9% menor em relação ao detector com 1 dipolo. A anova de 2 fatores mostrou que não houve diferença estatística nos tempos em relação aos voluntários ($p = 0,20$) e houve diferença com relação ao número de dipolos ($p = 0,05$). Testes de comparações 2 a 2 mostraram que existe diferença apenas entre usar 4 e 5 dipolos.

Tabela 5.7: Tempos de exame para obtenção dos limiares eletrofisiológicos em minutos.

	Número de Dipolos					Média (DP)
	1	2	3	4	5	
Voluntário 1	21,39	27,83	27,66	24,23	32,63	26,75 (4,23)
Voluntário 2	34,67	34,30	27,86	27,07	44,40	33,66 (6,96)
Voluntário 3	26,00	25,37	22,10	32,01	36,06	28,31 (5,62)
Voluntário 4	31,41	27,61	41,31	21,80	47,01	33,83 (10,24)
Voluntário 5	25,14	34,87	30,59	26,70	27,44	28,95 (3,86)
Média (DP)	27,72 (5,28)	30,00 (4,31)	29,91 (7,08)	26,36 (3,80)	37,51 (8,14)	30,30 (6,71)

Na Tabela 5.8 são mostradas as quantidades de estímulos necessários em cada sessão.

Tabela 5.8: Número de estímulos necessários até a obtenção do limiar eletrofisiológico.

	Número de Dipolos				
	1	2	3	4	5
Voluntário 1	11	12	11	9	12
Voluntário 2	13	13	11	10	14
Voluntário 3	11	10	9	11	12
Voluntário 4	13	12	16	9	14
Voluntário 5	12	14	11	11	10
Total	60	61	58	50	62
Média (DP)	12,00(1,00)	12,20(1,48)	11,60(2,61)	10,00(1,00)	12,40(1,67)

Na Tabela 5.9 são mostradas as médias dos tempos por estímulo. Na Tabela 5.10 são mostradas as médias dos tempos de detecção e na Tabela 5.11 são mostradas as

médias dos tempos de não detecção.

Tabela 5.9: Tempo médio por estímulo em minutos.

	Número de Dipolos				
	1	2	3	4	5
Voluntário 1	1,82	2,20	2,39	2,54	2,60
Voluntário 2	2,67	2,53	2,41	2,57	3,10
Voluntário 3	2,24	2,40	2,30	2,78	2,89
Voluntário 4	2,31	2,19	2,50	2,27	3,26
Voluntário 5	1,98	2,39	2,65	2,30	2,60
Média (DP)	2,20(0,33)	2,34(0,15)	2,45(0,13)	2,49(0,21)	2,89(0,29)

Tabela 5.10: Tempo médio de detecção em minutos.

	Número de Dipolos				
	1	2	3	4	5
Voluntário 1	1,70	2,64	2,45	2,41	2,58
Voluntário 2	2,71	2,68	1,82	2,41	2,72
Voluntário 3	3,00	1,71	2,44	2,92	3,02
Voluntário 4	1,92	1,83	2,46	2,27	3,18
Voluntário 5	2,33	2,43	2,22	2,61	2,73
Média (DP)	2,33(0,33)	2,26(0,15)	2,22(0,13)	2,61(0,21)	2,73(0,29)

Tabela 5.11: Tempo médio de não detecção em minutos.

	Número de Dipolos				
	1	2	3	4	5
Voluntário 1	1,96	1,89	2,32	2,70	2,62
Voluntário 2	2,61	2,36	2,90	2,72	3,43
Voluntário 3	1,31	3,08	2,19	2,67	2,76
Voluntário 4	2,48	2,44	2,53	2,26	3,34
Voluntário 5	1,73	2,34	3,02	2,04	2,52
Média (DP)	2,02(0,53)	2,42(0,43)	2,59(0,36)	2,48(0,31)	2,93(0,42)

5.3.3 Precisão do Detector *Online*

Para cada quantidade de dipolos foi feita a matriz de confusão utilizando todos os voluntários. A taxa de acerto e a média(desvio padrão) do desvio dos erros são mostrados na Tabela 5.12. O detector com 4 dipolos foi o mais preciso apresentando a maior taxa de acerto e a menor média dos desvios dos erros.

Tabela 5.12: Taxa de acerto e média(desvio padrão) do módulo dos erros para os detectores *online* usando diferentes quantidades de dipolos.

	Número de Dipolos				
	1	2	3	4	5
Taxa de Acerto	85,0%	80,3%	84,5%	86,0%	83,9%
Erro (dB)	9,76(6,68)	5,58(5,03)	4,32(2,27)	2,12(2,56)	4,12(2,99)

Capítulo 6

Discussões

Os resultados obtidos na sessão 5.1 demonstram que o método para obter o limiar apresenta reprodutibilidade devido ao baixo desvio padrão das estimativas. Se a classificação dos estímulos forem precisas, são necessários 10 estímulos em média para obter o limiar, como é o caso da classificação através da resposta comportamental do paciente em que houve 95,1% de acerto e com baixo desvio médio dos erros de 1,74 dB.

Os resultados obtidos na sessão 5.2 foram para verificar a reprodutibilidade do detector *online*. Com relação a precisão, o detector apresentou taxa de acerto de 82,2% e erros distantes do limiar final de 4,04(2,84) dB, isto justifica o desvio padrão das estimativas dos limiares e o número total de estímulos serem maiores que na audiometria comportamental. Apesar disso, o desvio padrão das estimativas dos limiares (4,63 dB) pode ser considerado baixo com relação aos encontrados na literatura (DIMITRIJEVIC et al., 2002; PICTON et al., 2003; LUTS and WOUTERS, 2005; VAN MAANEN and STAPELLS, 2005; MÜHLER et al., 2012; SEIDEL et al., 2015; HOSSEINABADI and JAFARZADEH, 2015; MAEDA et al., 2017), indicando a reprodutibilidade do detector. A diferença entre os limiares eletrofisiológicos e os limiares comportamentais foram altos comparados com a literatura. Essa diferença pode ser reduzida aumentando o número máximo de janelas ou o nível de significância do detector online. O critério de parada de não detecção fez com que o tempo médio de não detecção fosse de 2,51 minutos, pois, se

não houvesse esse critério de parada este tempo seria de 4,54 minutos. O tempo médio dos exames de 30 minutos é considerado alto, pois apenas o limiar em uma frequência e em uma orelha foi determinada. Para melhorar esse tempo, pode-se manipular os parâmetros do método de obter os limiares, a fim de reduzir o número de estímulos necessários para obter o limiar e, ainda assim, manter precisa a estimativa. Ainda para melhorar o tempo, pode-se utilizar múltiplas estimulações simultâneas, onde os limiares de mais de uma frequência são determinadas simultaneamente.

Na sessão 5.3 foi apresentado os resultados relativos a variação na quantidade de dipolos, de 1 à 5. O fato de nenhum dipolo ter sido selecionado com uma frequência considerável entre os exames, mostra a dificuldade em determinar um conjunto de dipolos para ser usado em qualquer exame. O detector com 4 dipolos foi o que apresentou melhores resultados: menor tempo total de exame de 26,36 minutos (4,9% menor que o detector com 1 dipolo), maior taxa de acerto de 86%, os menores erros com relação ao limiar final de 2,12 dB e menor diferença entre os limiares eletrofisiológicos e comportamentais de 25,22 dB (8,3% menor que o detector com 1 dipolo). O detector com 4 dipolos não foi o que apresentou menor tempo médio de detecção e não detecção, mas por ser o mais preciso necessitou de um número menor de estímulos, por isso, menor tempo total de exame. Apesar de o detector com 4 dipolos ter apresentado melhora em quase todas as mediadas de desempenho, o baixo número de voluntários não permite uma conclusão segura.

A diferença dos limiares eletrofisiológicos com os comportamentais foram diferentes entre os voluntários, isto sugere que, pessoas com o mesmo limiar comportamental quando sujeitas a estímulos com mesma intensidade evocam ASSR com amplitudes diferentes ou as pessoas diferem entre si quanto a amplitude da atividade elétrica de fundo do EEG. Se isto for verdade, o limiar comportamental não pode ser determinado diretamente através do limiar eletrofisiológico, sendo função também de outras variáveis.

Capítulo 7

Conclusão

Neste trabalho foi proposta uma estratégia de detecção *online* de ASSRs, desenvolvida com base em simulações Monte Carlo. Esta técnica de detecção foi utilizada para estimar os limiares auditivos eletrofisiológicos de voluntários normouvinetes.

Os valores críticos de detecção e não detecção permitiram ao detector *online* encerrar o exame a qualquer momento, tanto para afirmar presença de resposta quanto ausência de resposta. Mesmo em face dos sucessivos testes de presença e ausência de resposta durante o exame, o detector *online* foi projetado para manter o nível de significância ao final de todos os testes próximo do desejado.

O detector *online* se mostrou reproduutivo ao determinar os limiares eletrofisiológicos no mesmo indivíduo. Os resultados sugerem que o melhor detector foi com 4 dipolos, onde – em relação ao detector com 1 dipolo – apresentou uma diferença dos limiares eletrofisiológicos e comportamentais 8,3% menores, redução de 4,9% no tempo de obtenção dos limiares eletrofisiológicos e sendo o mais preciso: com maior taxa de acerto de 86% e com menor desvio médio dos erros de 2,12 dB. Este resultado mostra que a análise multivariada pode contribuir para o aumento da performance dos detectores objetivos de respostas.

Trabalhos Futuros

Por se tratar de um problema com muitas variáveis, pesquisas futuras são sugeridas de forma a melhorar o desempenho da audiometria objetiva:

- Todos os parâmetros do método de obter o limiar foram definidos de forma empírica e podem ser melhor estudados para minimizar a quantidade de estímulos necessários para obter o limiar e, ainda assim, manter a reproduzibilidade do método. Outros parâmetros também necessitam de serem melhor estudadas, tais como: a quantidade total de janelas do detector online, a quantidade de amostras de cada janela, o nível de significância, a intensidade e duração do estímulo de calibração.
- Outros tipos de estímulos podem ser usados, tais como: MM, AM², chirp de banda curta. Além disso, pode ser feito múltiplas estimulações simultâneas, onde o estímulo é composto por mais de uma portadora e cada portadora associado a uma moduladora diferente. Assim, mais de uma frequência pode ser testada ao mesmo tempo.
- Além do filtro FIR de ordem 1024, outros filtros podem ser testados, como os filtros IIR por exemplo.
- Outros detectores objetivos de respostas podem ser usados no detector online, tais como: TFE, MTFE, CSM, MCSM, dentre outros.
- O electroencefalógrafo utilizado neste trabalho possui um bio-amplificador de ganho 320, um conversor AD de 16 bits com um range de $\pm 5\text{ V}$. Isto significa que a resolução é de $10/(320 \cdot 2^{16}) = 476,8\text{ nV}$. Um electroencefalógrafo com resolução menor seria melhor para a detecção de ASSR, visto que, as ASSR próximas do limiar podem ter amplitudes menores do que esta resolução (PICTON et al., 2003). Além disso, a baixa frequência de amostragem e baixa frequência de corte do filtro

passa-baixa impossibilita o uso de estímulos modulados na faixa de 70-110 Hz e o uso de harmônicos nos detectores ORD ([CEBULLA et al., 2006](#)).

- Estudar variáveis que podem contribuir para determinar o limiar comportamental através da ASSR, tais como: os tempos de detecção e o nível de ruído do EEG.
- Fazer um estudo de repetibilidade e reproduzibilidade.
- O baixo número de indivíduos utilizado neste trabalho torna as conclusões menos contundentes. Utilizando o resultado da diferença dos limiares com 4 dipolos como estudo piloto e assumindo um erro entre 3 e 5 dB recomenda-se um estudo futuro com 11 a 29 indivíduos, ao nível de significância de 5%.

Referências Bibliográficas

- ABDI, H. (2007). Bonferroni and šidák corrections for multiple comparisons. *Encyclopedia of measurement and statistics*, 3:103–107.
- ANTUNES, F., ELOI, B. F. S., SILVA, G. M., and FELIX, L. B. (2017). Minimizando o espalhamento espectral em respostas auditivas em regime permanente usando o fator de correção de desvio espectral. In *Simpósio Brasileiro de Automação Inteligente*, Porto Alegre, RS.
- AOYAGI, M., KIREN, T., FURUSE, H., FUSE, T., SUZUKI, Y., YOKOTA, M., and KOIKE, Y. (1994). Effects of aging on amplitude-modulation following response. *Acta Oto-laryngologica*, 114(sup511):15–22.
- ASHA, 2005 (2005). Guidelines for manual pure-tone threshold audiometry. Working Group on Manual Pure-Tone Threshold Audiometry.
- ATTIAS, J., KARAWANI, H., SHEMESH, R., and NAGERIS, B. (2014). Predicting hearing thresholds in occupational noise-induced hearing loss by auditory steady state responses. *Ear and hearing*, 35(3):330–338.
- BAHMER, A. and BAUMANN, U. (2010). Recording and online analysis of auditory steady state responses (assr) in matlab. *Journal of neuroscience methods*, 187(1):105–113.
- BAKHOS, D., VITAUX, H., VILLENEUVE, A., KIM, S., LESCALLE, E., PIGEON, V., AOUSTIN, J. M., BORDURE, P., and GALVIN, J. (2016). The effect of the transducers on paediatric thresholds estimated with auditory steady-state responses. *European Archives of Oto-Rhino-Laryngology*, 273(8):2019–2026.
- BECK, R. M. O., RAMOS, B. F., GRASEL, S. S., RAMOS, H. F., MORAES, M. F. B. B., ALMEIDA, E. R., and BENTO, R. F. (2014). Comparative study between pure tone audiometry and auditory

steady-state responses in normal hearing subjects. *Brazilian Journal of Otorhinolaryngology*, 80(1):35–40.

CASEY, K. and SMALL, S. A. (2014). Comparisons of auditory steady state response and behavioral air conduction and bone conduction thresholds for infants and adults with normal hearing. *Ear and hearing*, 35(4):423–439.

CEBULLA, M., STÜRZEBECHER, E., and ELBERLING, C. (2006). Objective detection of auditory steady-state responses: comparison of one-sample and q-sample tests. *Journal of the American Academy of Audiology*, 17(2):93–103.

CEBULLA, M., STÜRZEBECHER, E., and WERNECKE, K. D. (2001). Objective detection of the amplitude modulation following response (amfr): Detecção objetiva de la respuesta consecuente de amplitud modulada (amfr). *Audiology*, 40(5):245–252.

CFRF (2009). *Audiometria tonal, logoaudiometria e medidas de imitância acústica: orientações dos conselhos de fonoaudiologia para o laudo audiológico*. CONSELHOS FEDERAL E REGIONAIS DE FONOAUDIOLOGIA.

CHAMPLIN, C. A. (1992). Methods for detecting auditory steady-state potentials recorded from humans. *Hearing research*, 58(1):63–69.

COHEN, L. T., RICKARDS, F. W., and CLARK, G. M. (1991). A comparison of steady-state evoked potentials to modulated tones in awake and sleeping humans. *Journal of the Acoustical Society of America*, 90(5):2467–2479.

CONE-WESSON, B., PARKER, J., SWIDERSKI, N., and RICKARDS, F. (2002). The auditory steady-state response: full-term and premature neonates. *Journal of the American Academy of Audiology*, 13(5):260–269.

D'HAENENS, W., VINCK, B. M., MAES, L., BOCKSTAEL, A., KEPPLER, H., PHILIPS, B., SWINNEN, F., and DHOOGHE, I. (2010). Determination and evaluation of clinically efficient stopping criteria for the multiple auditory steady-state response technique. *Clinical Neurophysiology*, 121(8):1267–1278.

DIMITRIJEVIC, A., JOHN, M. S., VAN ROON, P., and PICTON, T. W. (2001). Human auditory steady-state responses to tones independently modulated in both frequency and amplitude. *Ear and Hearing*, 22(2):100–111.

- DIMITRIJEVIC, A., JOHN, M. S., VAN ROON, P., PURCELL, D. W., ADAMONIS, J., OSTROFF, J., NEDZELSKI, J. M., and PICTON, T. W. (2002). Estimating the audiogram using multiple auditory steady-state responses. *Journal of the American Academy of Audiology*, 13(4):205–224.
- DOBIE, R. A. and WILSON, M. J. (1989). Analysis of auditory evoked responses by magnitude-squared coherence. *Ear and Hearing*, 10(1):2–13.
- DOBIE, R. A. and WILSON, M. J. (1998). Low-level steady-state auditory evoked potentials: effects of rate and sedation on detectability. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 104(6):3482–3488.
- DOLPHIN, W. F. and MOUNTAIN, D. C. (1992). The envelope following response - scalp potentials elicited in the mongolian gerbil using sinusoidally am acoustic signals. *Hearing Research*, 58(1):70–78.
- E-A-RTone 5A (2000). *Instructions for the use of eartone 5A: Insert Earphones*. AEARO COMPANY AUDITORY SYSTEMS, 8001 Woodland Drive - Indianapolis, IN 46278.
- FELIX, L. B., ANTUNES, F., DA SILVA CARVALHO, J. A., DOS SANTOS BARROSO, M. F., and MIRANDA DE SÁ, A. M. F. L. (2018a). Comparison of univariate and multivariate magnitude-squared coherences in the detection of human 40-hz auditory steady-state evoked responses. *Biomedical Signal Processing and Control*, 40:234–239.
- FELIX, L. B., MIRANDA DE SÁ, A. M. F. L., INFANTOSI, A. F. C., and YEHIA, H. C. (2007). Multivariate objective response detectors (mord): statistical tools for multichannel eeg analysis during rhythmic stimulation. *Annals of Biomedical Engineering*, 35(3):443–452.
- FELIX, L. B., MIRANDA DE SÁ, A. M. F. L., MENDES, E. M. A. M., and MORAES, M. F. D. (2009). Post-processing of auditory steady-state responses to correct spectral leakage. *Journal of Neuroscience Methods*, 181(1):145–149.
- FELIX, L. B., ROCHA, P. F., MENDES, E. M. A. M., and MIRANDA DE SÁ, A. M. F. L. (2017). Improving the detection of evoked responses to periodic stimulation by using bivariate local spectral f-test—application to eeg during photic stimulation. *Medical Engineering and Physics*, 48:176–180.
- FELIX, L. B., ROCHA, P. F. F., MENDES, E. M. A. M., and MIRANDA DE SÁ, A. M. F. L. (2018b). Multivariate approach for estimating the local spectral f-test and its application to the eeg during photic stimulation. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 162:87–91.

- FRIDMAN, J., ZAPPULLA, R., BERGELSON, M., GREENBLATT, E., MAILS, L., MORRELL, F., and HOEPPNER, T. (1984). Application of phase spectral analysis for brain stem auditory evoked potential detection in normal subjects and patients with posterior fossa tumors. *Audiology*, 23(1):99–113.
- FROTA, S. (2003). *Fundamentos em Fonoaudiologia: Audiologia*. Guanabara Koogan, 2 edition.
- GALAMBOS, R., MAKEIG, S., and TALMACHOFF, P. J. (1981). A 40-hz auditory potential recorded from the human scalp. *Proceedings of the national academy of sciences*, 78(4):2643–2647.
- GALAMBOS, R., WILSON, M. J., and SILVA, P. D. (1994). Identifying hearing loss in the intensive care nursery: a 20-year summary. *Journal of the American Academy of Audiology*, 5(3):151–162.
- GEISLER, C. D. (1960). *Average responses to clicks in man recorded by scalp electrodes*.
- HARRIS, J. D. (1946). Free voice and pure tone audiometer for routine testing of auditory acuity - studies on comparative efficiency. *Archives Otolaryngology*, 44(4):452–467.
- HATZOPOULOS, S., PETRUCCELLI, J., ĆELIWA, L., JEĐRZEJCZAK, W. W., KOCHANEK, K., and SKARŻYŃSKI, H. (2012). Hearing threshold prediction with auditory steady state responses and estimation of correction functions to compensate for differences with behavioral data, in adult subjects: Part 1: Audera and chartr ep devices. *Medical science monitor: international medical journal of experimental and clinical research*, 18(7):MT47.
- HATZOPOULOS, S., PROSSER, S., CIORBA, A., GIARBINI, N., KOCHANEK, K., SLIWA, L., SKARZYŃSKI, H., and MARTINI, A. (2009). Threshold estimation in adult normal-and impaired-hearing subjects using auditory steady-state responses. *Medical Science Monitor*, 16(1):CR21–CR27.
- HERDMAN, A. T., LINS, O., VAN ROON, P., STAPELLS, D. R., SCHERG, M., and PICTON, T. W. (2002). Intracerebral sources of human auditory steady-state responses. *Brain topography*, 15(2):69–86.
- HOCHBERG, Y. and TAMHANE, A. (1987). Multiple comparison procedures. *John Wiley*.
- HOSSEINABADI, R. and JAFARZADEH, S. (2015). Auditory steady-state response thresholds in adults with conductive and mild to moderate sensorineural hearing loss. *Iranian Red Crescent Medical Journal*, 17(1).

- HOUSER, D. S. and FINNERAN, J. J. (2006). Variation in the hearing sensitivity of a dolphin population determined through the use of evoked potential audiometry. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 120(6):4090–4099.
- HUGHSON, W. and WESTLAKE, H. D. (1944). *Manual for Program Outline for Rehabilitation of Aural Casualties Both Military and Civilian: Sponsored by the American Academy of Ophthalmology and Otolaryngology*. Douglas Print. Company.
- ISRAELSSON, K. E., BOGO, R., and BERNINGER, E. (2015). Reliability in hearing threshold prediction in normal-hearing and hearing-impaired participants using mixed multiple assr. *Journal of the American Academy of Audiology*, 26(3):299–310.
- JOHN, M. S., DIMITRIJEVIC, A., VAN ROON, P., and PICTON, T. W. (2001). Multiple auditory steady-state responses to am and fm stimuli. *Audiology*, 6(1):12–27.
- JOHN, M. S., LINS, O. G., BOUCHER, B. L., and PICTON, T. W. (1998). Multiple auditory steady-state responses (master): stimulus and recording parameters. *Audiology*, 37(2):59–82.
- JOHNSON, B. W., WEINBERG, H., RIBARY, U., CHEYNE, D. O., and ANCILL, R. (1988). Topographic distribution of the 40 hz auditory evoked-related potential in normal and aged subjects. *Brain Topography*, 1(2):117–121.
- KAY, S. M. (1998). Fundamentals of statistical signal processing, vol. ii: Detection theory. *Signal Processing*. Upper Saddle River, NJ: Prentice Hall.
- LEE, M. Y., AHN, S. Y., LEE, H. J., JUNG, J. Y., RHEE, C., and SUH, M. (2016). Narrow band ce-chirp auditory steady-state response is more reliable than the conventional assr in predicting the behavioral hearing threshold. *Auris Nasus Larynx*, 43(3):259–268.
- Lima, G. M. L. (2004). Análise da triagem auditiva por audiometria automática de tronco encefálico de recém-nascidos internados em unidade de cuidados intensivos e intermediários. Master's thesis, Universidade Estadual de Campinas, Campinas.
- LINS, O. G. (2002). *Audiometria fisiológica tonal utilizando respostas de estado estável auditivas do tronco cerebral*. PhD thesis, Universidade Federal de São Paulo (UNIFESP), São Paulo.
- LINS, O. G. and PICTON, T. W. (1995). Auditory steady-state responses to multiple simultaneous stimuli. *Electroencephalography and clinical neurophysiology*, 96(5):420–432.

- LUTS, H., DESLOOVERE, C., KUMAR, A., VANDERMEERSCH, E., and WOUTERS, J. (2004). Objective assessment of frequency-specific hearing thresholds in babies. *International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology*, 68(7):915–926.
- LUTS, H. and WOUTERS, J. (2004). Hearing assessment by recording multiple auditory steady-state responses: the influence of test duration. *International Journal of Audiology*, 43(8):471–478.
- LUTS, H. and WOUTERS, J. (2005). Comparison of master and audera for measurement of auditory steady-state responses comparación de master y audera para la medición de las respuestas auditivas de estado estable. *International Journal of Audiology*, 44(4):244–253.
- MAEDA, H., TAMASHIGE, E., IWASAKI, N., URANO, D., and KANAZAWA, A. (2017). Evaluation of hearing sensitivity in young adults with normal hearing using a 40-hz auditory steady-state response with ce-chirp. *American journal of audiology*, 26(2):99–109.
- MALMIVUO, J. and PLONSEY, R. (1995). *Bioelectromagnetism: principles and applications of bioelectric and biomagnetic fields*. Oxford University Press, USA.
- MAURIZI, M., ALMADORI, G., PALUDETTI, G., OTTAVIANI, F., ROSIGNOLI, M., and LUCIANOB, R. (1990). 40-hz steady-state responses in newborns and in children. *Audiology*, 29(6):322–328.
- MIRANDA DE SÁ, A. F. L., INFANTOSI, A. F. C., and MELGES, D. B. (2008). A multiple coherence-based detector for evoked responses in the eeg during sensory stimulation. In *30th Annual International IEEE Conference*, pages 20–24, Vancouver, Canadá.
- MIRANDA DE SÁ, A. M. F. L. (2004). A note on the sampling distribution of coherence estimate for the detection of periodic signals. *IEEE Signal Processing Letters*, 11(3):323–325.
- MIRANDA DE SÁ, A. M. F. L. (2006). A note on the coherence-based signal-to-noise ratio estimation in systems with periodic inputs. *Journal of the Franklin Institute*, 343(7):688–698.
- MIRANDA DE SÁ, A. M. F. L. and FELIX, L. B. (2002). Improving the detection of evoked responses to periodic stimulation by using multiple coherence - application during photic stimulation. *Medical Engineering & Physics*, 24(4):245–252.
- MIRANDA DE SÁ, A. M. F. L. and FELIX, L. B. (2003). Multi-channel evoked response detection using only phase information. *Journal of neuroscience methods*, 129(1):1–10.

- MIRANDA DE SÁ, A. M. F. L., FELIX, L. B., and C., I. A. F. (2004). A matrix-based algorithm for estimating multiple coherence of a periodic signal and its application to the multichannel eeg during sensory stimulation. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 51(7):1140–1146.
- MIRANDA DE SÁ, A. M. F. L. and INFANTOSI, A. F. C. (2007). Evaluating the relationship of non-phase locked activities in the electroencephalogram during intermittent stimulation: a partial coherence-based approach. *Medical & biological engineering & computing*, 45(7):635–642.
- MIRANDA DE SÁ, A. M. F. L., INFANTOSI, A. F. C., and 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*, 40(1):99–104.
- MÜHLER, R., MENTZEL, K., and VERHEY, J. (2012). Fast hearing-threshold estimation using multiple auditory steady-state responses with narrow-band chirps and adaptive stimulus patterns. *The Scientific World Journal*, 2012.
- NORTON, S. J., GORGA, M. P., WIDEN, J. E., FOLSOM, R. C., SININGER, Y., CONEWESSON, B., VOHR, B. R., MASCHER, K., FLETCHER, and KRISTIN (2000). Identification of neonatal hearing impairment: evaluation of transient evoked otoacoustic emission, distortion product otoacoustic emission, and auditory brain stem response test performance. *Ear and hearing*, 21(5):508–528.
- OLIVEIRA, L. M. B. et al. (2012). Cartilha do censo 2010–pessoas com deficiência. *Brasília: SDH-PR/SNPD*.
- PÉREZ-ABALO, M. C., RODRÍGUEZ, E., SÁNCHEZ, M., SANTOS, E., and TORRES-FORTUNY, A. (2013). New system for neonatal hearing screening based on auditory steady state responses. *Journal of medical engineering & technology*, 37(6):368–374.
- PICTON, T. W., JOHN, M. S., DIMITRIJEVIC, A., and PURCELL, D. W. (2003). Human auditory steady-state responses. *International Journal of Audiology*, 42(4):177–219.
- RANAUDO, F. S. (2012). Atenção seletiva auditiva usando potenciais evocados em regime permanente e coerência espacial. Master's thesis, Universidade Federal do Rio de Janeiro (UFRJ), Rio de Janeiro.
- Resolução CFFa n. 365 (2009). 30 de março. Diário Oficial da União, Seção 1, dia 07/04/2009.

- RICKARDS, F. W., TAN, L. E., COHEN, L. T., WILSON, O. J., DREW, J. H., and CLARK, G. M. (1994). Auditory steady-state evoked potential in newborns. *British Journal of Audiology*, 28(6):327–337.
- ROSNER, T., KANDZIA, F., OSWALD, J. A., and JANSSEN, T. (2011). Hearing threshold estimation using concurrent measurement of distortion product otoacoustic emissions and auditory steady-state responses. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 129(2):840–851.
- SARDARI, S., JAFARI, Z., HAGHANI, H., and TALEBI, H. (2015). Hearing aid validation based on 40 hz auditory steady-state response thresholds. *Hearing research*, 330:134–141.
- SEIDEL, D. U., FLEMMING, T. A., PARK, J. J., and REMMERT, S. (2015). Hearing threshold estimation by auditory steady-state responses with narrow-band chirps and adaptive stimulus patterns: implementation in clinical routine. *European Archives of Oto-Rhino-Laryngology*, 272(1):51–59.
- SININGER, Y. S., CONE-WESSON, B., FOLSOM, R. C., GORGA, M. P., VOHR, B. R., WIDEN, J. E., EKELID, M., NORTON, and SUSAN, J. (2000). Identification of neonatal hearing impairment: auditory brain stem responses in the perinatal period. *Ear and Hearing*, 21(5):383–399.
- STAPELLS, D. R., GALAMBOS, R., COSTELLO, J. A., and MAKEIG, S. (1988). Inconsistency of auditory middle latency and steady-state responses in infants. *Clinical Neurophysiology*, 71(4):289–295.
- STEVENS, J. (2001). State of the art neonatal hearing screening with auditory brainstem response. *Scandinavian Audiology*, 30(1):10–12.
- STÜRZEBECHER, E., CEBULLA, M., and ELBERLING, C. (2005). Automated auditory response detection: Statistical problems with repeated testing evaluación repetida en la detección de respuestas auditivas. *International Journal of Audiology*, 44(2):110–117.
- VAN MAANEN, A. and STAPELLS, D. R. (2005). Comparison of multiple auditory steady-state responses (80 versus 40 hz) and slow cortical potentials for threshold estimation in hearing-impaired adults: Comparación de las respuestas auditivas múltiples de estado estable (80 vs 40 hz) y de los potenciales corticales lentos en la estimación de umbrales en adultos con hipoacusia. *International Journal of Audiology*, 44(11):613–624.

- WAGNER, W. and PLINKERT, P. (1999). The relationship between auditory threshold and evoked otoacoustic emissions. *European archives of oto-rhino-laryngology*, 256(4):177–188.
- WALKER, J. J., CLEVELAND, L. M., DAVIS, J. L., and SEALES, J. S. (2013). Audiometry screening and interpretation. *Am. Fam. Physician*, 87(1):41–47.
- WHITE, K. R. and BEHRENS, T. R. (1993). *The Rhode Island hearing assessment project: implications for universal newborn hearing screening*. Thieme Medical Pub.
- XI, J. and CHICHARO, J. F. (1996). A new algorithm for improving the accuracy of periodic signal analysis. *IEEE transactions on instrumentation and measurement*, 45(4):827–831.
- YOSHINAGA-ITANO, C., SEDEY, A. L., COULTER, D. K., and MEHL, A. L. (1998). Language of early-and later-identified children with hearing loss. *Pediatrics*, 102(5):1161–1171.
- YU, Y., XU, Y., and LIU, X. (2011). Research of improved iterative dft method in harmonic current detection. In *Power and Energy Engineering Conference (APPEEC), 2011 Asia-Pacific*, pages 1–4. IEEE.
- ZAKARIA, M. N., JALAEI, B., and WAHAB, N. A. A. (2016). Gender and modulation frequency effects on auditory steady state response (assr) thresholds. *European Archives of Oto-Rhino-Laryngology*, 273(2):349–354.
- ZANOTELLI, T. (2011). Técnicas multivariadas para detecção das respostas auditivas em regime permanente. Master's thesis, Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG), Belo Horizonte.

Apêndice A

Filtro

Dado um sinal $x[n]$ com L amostras, a **Transformada Discreta de Fourier (DFT)** permite encontrar a contribuição de todas as frequências que possuem um número inteiro de ciclos no intervalo das L amostras:

$$X(f) = \sum_{k=1}^L x[n] e^{-j \frac{2\pi f}{F_s} k} \quad (\text{A.1})$$

onde F_s é a frequência de amostragem.

Para que as frequências f sejam de sinais com número inteiro de ciclos elas devem respeitar a seguinte equação:

$$f = \frac{(B-1)F_s}{L}, \quad \left(B = 1, 2, \dots, \frac{L}{2} + 1 \right) \quad (\text{A.2})$$

onde $(B-1)$ é a quantidade de ciclos e B são os **bins** da DFT indexados de acordo com o software MATLAB. Assim pode-se reescrever a DFT em função dos *bins*, dada por:

$$X(B) = \sum_{k=1}^L x[n] e^{-j \frac{2\pi(B-1)}{L} k}, \quad \left(B = 1, 2, \dots, \frac{L}{2} + 1 \right) \quad (\text{A.3})$$

Para usar a DFT como filtro deve-se reconstruir o sinal de uma frequência f , ou

seja, analisar apenas um *bin* da DFT. O sinal reconstruído pode ser dado por:

$$\begin{aligned}
y[n] &= A \cos(2\pi f n + \phi), \\
&= A \cos(\phi) \cos(2\pi f n) - A \sin(\phi) \sin(2\pi f n), \\
&= \frac{2}{L} \operatorname{Real}\{X(f)\} \cos(2\pi f n) + \frac{2}{L} \operatorname{Imag}\{X(f)\} \sin(2\pi f n). \quad (\text{A.4})
\end{aligned}$$

O valor do sinal no momento da última amostra $n = L$ é igual a parte real da DFT:

$$\begin{aligned}
y[L] &= \frac{2}{L} \operatorname{Real}\{X(f)\} \cos(2\pi f L) + \frac{2}{L} \operatorname{Imag}\{X(f)\} \sin(2\pi f L). \\
&= \frac{2}{L} \operatorname{Real}\{X(f)\} \cdot 1 + \frac{2}{L} \operatorname{Imag}\{X(f)\} \cdot 0. \\
&= \frac{2}{L} \operatorname{Real}\{X(f)\} \quad (\text{A.5})
\end{aligned}$$

Para aplicar o filtro basta que a cada nova amostra seja aplicada a DFT nas últimas L amostras e extraído sua parte real. Como essa forma exigiria muito esforço computacional, [YU et al. \(2011\)](#) desenvolveram o modo iterativo do cálculo da DFT.

Em um sinal que é amostrado continuamente, como é mostrado abaixo:

\dots	$x[n-L]$	$x[n-L+1]$	\dots	$x[n-2]$	$x[n-1]$	$x[n]$
---------	----------	------------	---------	----------	----------	--------

após a coleta da última amostra $x[n]$ a DFT das últimas L amostras é dada por:

$$X(f,n) = \sum_{k=1}^L x[k+n-L] e^{-jGk} = \sum_{k=1}^{L-1} x[k+n-L] e^{-jGk} + x[n] e^{-jGL} \quad (\text{A.6})$$

onde G é uma constante dada por:

$$G = \frac{2\pi(B-1)}{L}. \quad (\text{A.7})$$

A DFT na amostra anterior é dada por:

$$X(f,n-1) = \sum_{k=1}^L x[k+n-L-1]e^{-jGk} = \sum_{k=2}^L x[k+n-L-1]e^{-jGk} + x[n-L]e^{-jG} \quad (\text{A.8})$$

Multiplicando por e^{jG} a Equação A.8, fica:

$$e^{jG}X(f,n-1) = \sum_{k=2}^L x[k+n-L-1]e^{-jG(k-1)} + x[n-L] \quad (\text{A.9})$$

Fazendo uma mudança de variável ($k = k' + 1$) na Equação A.9, fica:

$$e^{jG}X(f,n-1) = \sum_{k'=1}^{L-1} x[k'+n-L]e^{-jGk'} + x[n-L] \quad (\text{A.10})$$

Comparando a Equação A.6 com a Equação A.10, obtém-se:

$$\begin{aligned} X(f,n) &= e^{jG}X(f,n-1) + x[n] - x[n-L], \\ X(f,n) &= (\cos(G) + j\sin(G))(R[n-1] + jI[n-1]) + x[n] - x[n-L]. \end{aligned} \quad (\text{A.11})$$

Separando a parte real e a parte imaginária de $X(f,n)$, obtém-se:

$$R[n] = \cos(G)R[n-1] - \sin(G)I[n-1] + x[n] - x[n-L], \quad (\text{A.12})$$

$$I[n] = \cos(G)I[n-1] + \sin(G)R[n-1] \quad (\text{A.13})$$

Definindo as novas constantes ($\mathbf{C} = \cos(G)$; $\mathbf{S} = \sin(G)$) e aplicando a Transformada Z nas Equações A.12 e A.13:

$$R[z] = \mathbf{C}R[z]z^{-1} - \mathbf{S}I[z]z^{-1} + X[z] - X[Z]z^{-L}, \quad (\text{A.14})$$

$$I[z] = \mathbf{C}I[z]z^{-1} + \mathbf{S}R[z]z^{-1} \quad (\text{A.15})$$

Isolando a parte imaginária da Equação A.15,

$$I[z] = \frac{\mathbf{S}Rz^{-1}}{1 - \mathbf{C}z^{-1}}, \quad (\text{A.16})$$

e aplicando na Equação A.14, isolando a razão entre a parte real da DFT e o sinal, têm-se:

$$\frac{R[z]}{X[z]} = \frac{1 - \mathbf{C}z^{-1} - z^{-L} + \mathbf{C}z^{-(L+1)}}{1 - 2\mathbf{C}z^{-1} + z^{-2}}. \quad (\text{A.17})$$

Assim, obtém-se a função de transferência do filtro:

$$\frac{Y[z]}{X[z]} = H[z] = \frac{2}{L} \frac{1 - \mathbf{C}z^{-1} - z^{-L} + \mathbf{C}z^{-(L+1)}}{1 - 2\mathbf{C}z^{-1} + z^{-2}} \quad (\text{A.18})$$

E a resposta deste filtro é mostrada na Figura A.1.

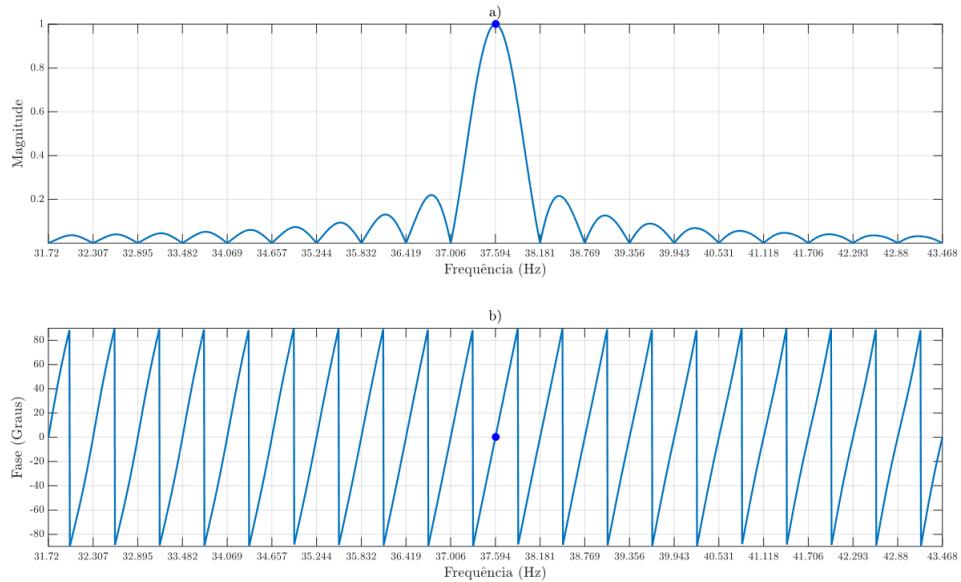


Figura A.1: Resposta do filtro passa-faixa.

Apêndice B

Efeitos do Filtro Passa-Faixa

Os efeitos do filtro passa-faixa foram verificados através dos dados de calibração de cada sessão de cada voluntário. Os dados de calibração foram compostos por 48 janelas de EEG na intensidade de 70 dB SPL . Cada coleta de EEG possui os sinais de 231 dipolos e cada um dos 5 voluntários participaram de 5 sessões. Com isso, teve-se disponível 5775 sinais para análise.

Para verificar o quanto que o filtro melhora na taxa de detecção foi construído a curva característica de operação do receptor (ROC, do inglês *Receiver Operating Characteristic*), com e sem o filtro. Para calcular a curva ROC foi variado o nível de significância em passos de 0,01, e calculada a taxa de detecção em cima dos 5775 sinais. O valor crítico para a MSC usando o filtro foi encontrado via simulações de Monte Carlo, pois, o uso do filtro altera a distribuição da hipótese nula. Além disso, foi verificado o falso positivo calculando a taxa de detecção em 20 *bins* vizinhos ao da frequência moduladora (10 acima e 10 abaixo).

Na Figura B.1 é mostrada a curva ROC com e sem o filtro passa-faixa. A curva ROC com o filtro é bastante superior evidenciando o ganho na taxa de detecção quando se usa o filtro passa-faixa.

Na Tabela B.1 é mostrada a taxa de detecção com e sem o filtro passa-faixa nos níveis de significância mais comuns, 1% e 5%. A taxa de detecção usando o filtro foi quase 3

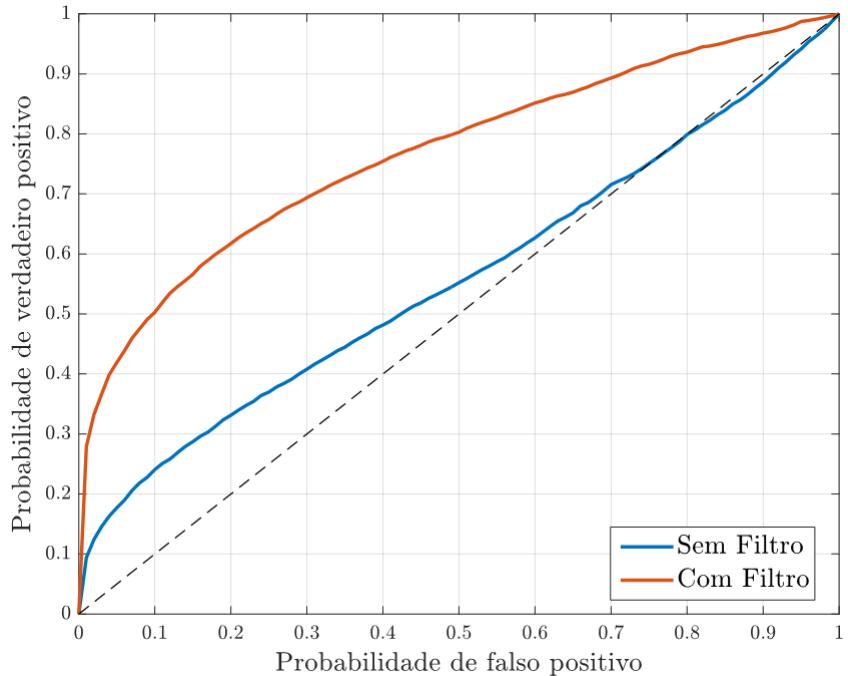


Figura B.1: Comparação das curvas ROC com e sem filtro passa-faixa.

vezes maior ao nivel de significância de 1% e 2,37 vezes maior ao nivel de significância de 5%. Na Tabela B.1 é mostrado também que, o falso positivo com o filtro ficou próximo do nivel de significância, enquanto que, sem o filtro o falso positivo ficou bem abaixo.

Tabela B.1: Efeitos do filtro na taxa de detecao e nos falsos positivo.

		Nivel de Significância	
		1%	5%
	Com Filtro	Sem Filtro	Com Filtro
Taxa de Detecao	27,95%	9,40%	41,92%
Falso Positivo	1,05%	0,18%	4,88%

Os resultados mostram que o filtro passa-baixa é uma boa forma de eliminar os efeitos do espalhamento espectral, pois, o uso do filtro fez aumentar a taxa de detecao mantendo o falso positivo próximo do nivel de significância. A desvantagem de se usar os filtros é que as primeiras amostras de sinal filtrado não devem entrar na estimativa da MMSC devido ao transitório e, além disso, para cada filtro diferente usado os valores críticos devem ser re-estimados.

Apêndice C

Efeito do BUFFER

Para todos os tamanhos de BUFFER foram determinados as curvas de valores críticos de detecção e, com isso, foram encontrados a probabilidade de detecção em função da relação sinal ruído (SNR). A curva de probabilidade de detecção foi estimada pela taxa de detecção em 100000 sinais para cada SNR. A Figura C.1 mostra a probabilidade de detecção em função da SNR e do BUFFER, observa-se que a probabilidade de detecção sempre melhora quanto maior for o tamanho do BUFFER.

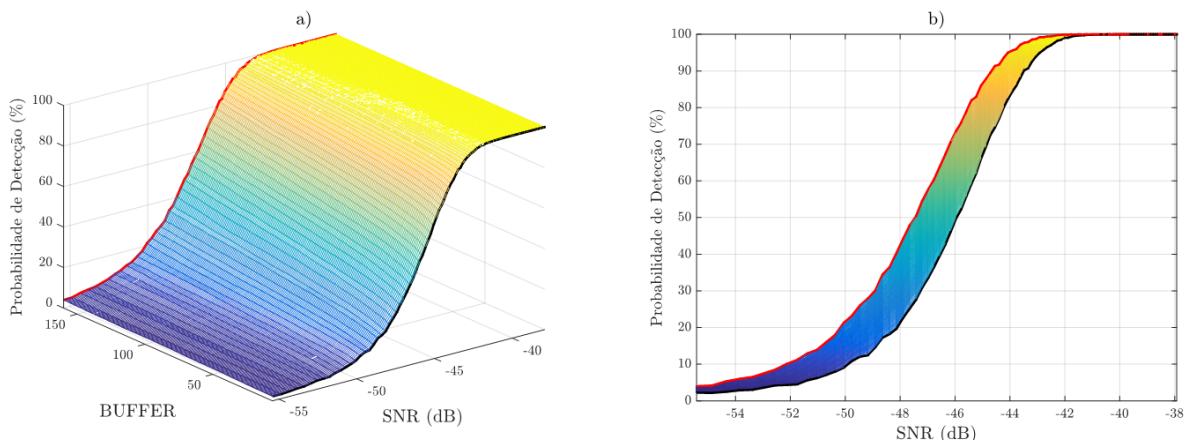


Figura C.1: Probabilidade de detecção em função do tamanho do BUFFER e da SNR. a) Vista em 3D. b) Vista lateral.

Além da probabilidade de detecção, foi encontrado o tempo médio de detecção para cada tamanho de BUFFER e em função da SNR. O tempo médio de detecção diminuiu

até certo ponto, quanto menor fosse o tamanho do BUFFER dependendo da SNR, como mostra a Figura C.2.

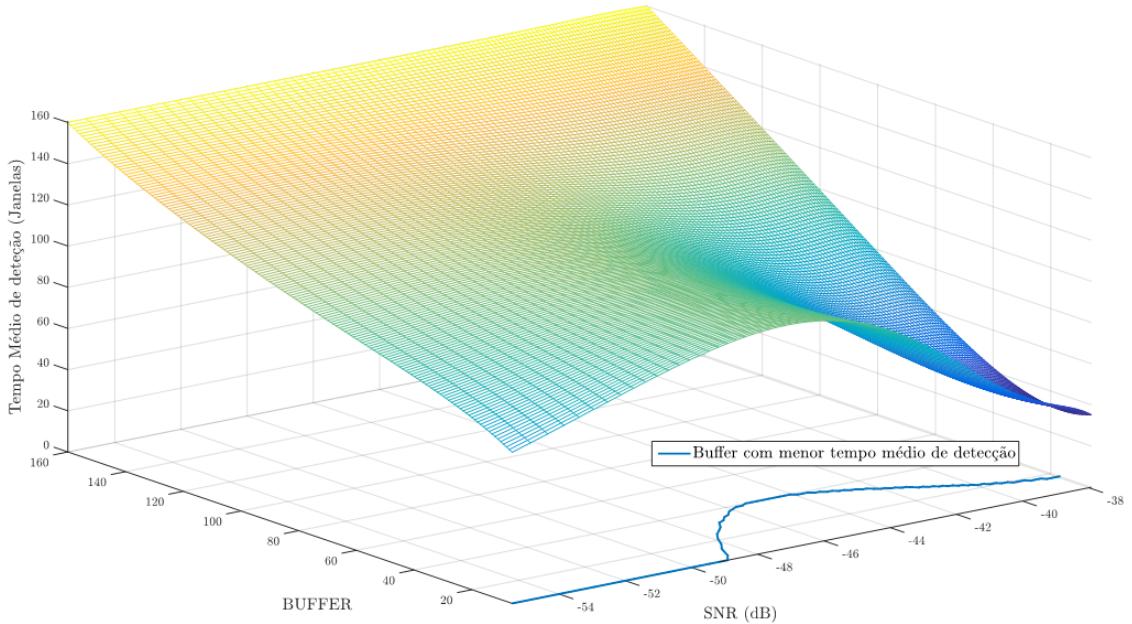


Figura C.2: Tempo médio de detecção em função do BUFFER e da SNR.

Durante o processo para obter o limiar auditivo os estímulos são ajustados aproximando dos níveis de SNR próximo da região de indecisão do detector. Sendo assim, a maioria das detecções ocorrerão próximos à direita da SNR de 50% de probabilidade de detecção. Com isso, para determinar o tamanho do BUFFER foi utilizado a média das curvas de probabilidade de detecção (Figura C.1, b)) para encontrar a faixa de SNR onde a probabilidade de detecção varia de 50% à 99%, mostrado na Figura C.3, b). O tamanho do BUFFER foi definido como sendo o tamanho médio obtido da curva do BUFFER com menor tempo médio de detecção na faixa de SNR selecionada, como mostra a Figura C.3, a).

Este processo foi repetido variando o número de sinais de 1 à 5 e com nível de significância de 1% e 5%. Os tamanhos de BUFFER obtidos estão resumidos na Tabela C.1.

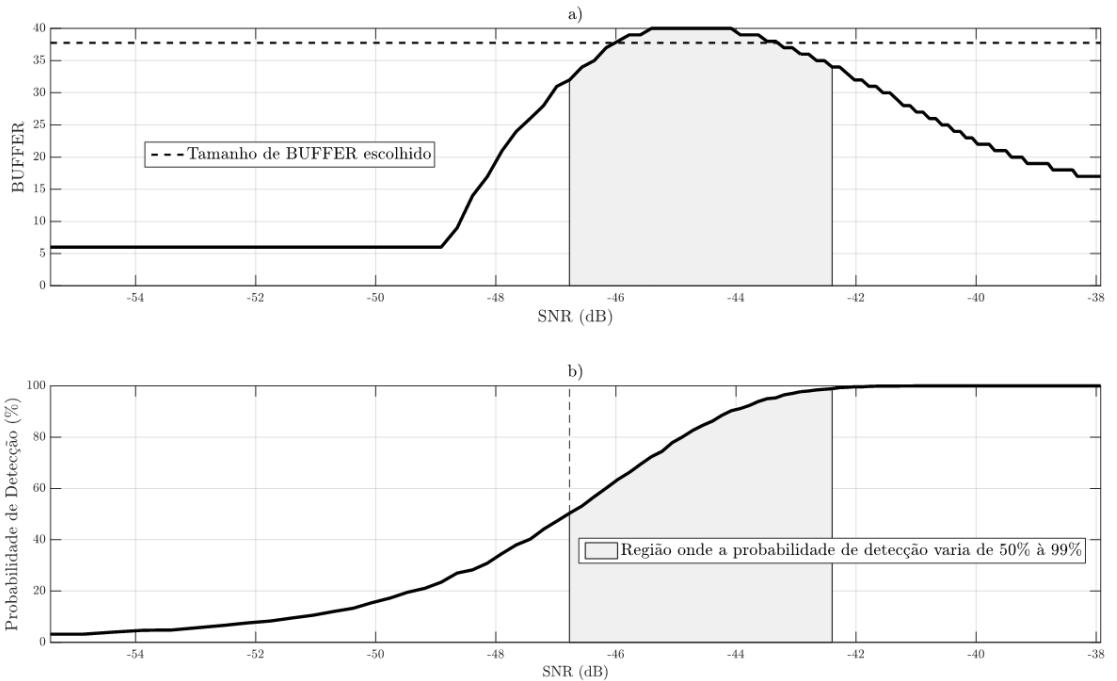


Figura C.3: a) Tamanho do BUFFER com menor tempo de detecção em função da SNR.
b) Probabilidade de detecção média em função da SNR. Região achurada corresponde aos níveis de SNR em que a probabilidade de detecção varia de 50% à 99%. Caso para 5 sinais ao nível de significância de 1%

Tabela C.1: **Tamanho do BUFFER** em função do número de sinais e do nível de significância.

	Nível de Significância (%)	
	1	5
Número de Sinais	1	28
	2	33
	3	33
	4	34
	5	38

Apêndice D

Efeitos do Critério de Parada de Não Detecção

A metodologia para encontrar os valores críticos de detecção garante que seja respeitada o nível de significância desejado ao final de todos os testes, mas com a inserção do critério de parada por **não detecção**, algumas características do detector são alteradas.

Quando não há resposta ($\text{SNR} = -\infty$), a probabilidade de detecção deveria ser igual ao nível de significância do detector e, como mostra a Tabela D.1, este valor é reduzido quando se usa o critério de parada de não detecção.

Tabela D.1: Nível de significância do detector com critério de **parada de não detecção**.

Número de Sinais	Nível de Significância (%)	
	1	5
1	0,958	4,701
2	0,967	4,757
3	0,955	4,778
4	0,968	4,793
5	0,963	4,793

Além disso, o tempo necessário para encerrar o teste por **ausência de resposta**, que antes era de 160 janelas, agora o detector consegue encerrar o teste com o **número médio**

de janelas mostrados na Tabela D.2. O tempo de cada janela depende da frequência de amostragem e da quantidade de amostras em cada janela.

Tabela D.2: Quantidade média de janelas para afirmar a ausência de resposta.

Número de Sinais	Nível de Significância (%)	
	1	5
1	63,37	68,36
2	67,36	72,23
3	67,47	74,16
4	68,36	75,17
5	70,76	76,15

A probabilidade de detecção foi levemente alterada devido a redução do nível de significância, como mostra a Figura D.1, a) e o tempo médio para que o detector decida se há ou não a presença de resposta foi bastante reduzida, como mostra a Figura D.1, b). Ou seja, houve um ganho no tempo sem que haja perda no poder do detector.

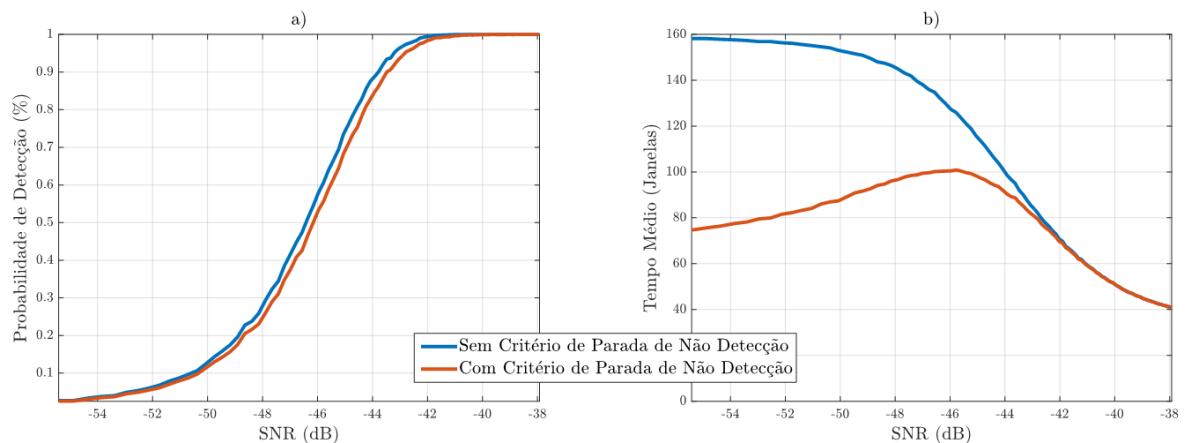


Figura D.1: Efeitos do critério de parada de não detecção no detector com 5 sinais e nível de significância de 1%: a) Efeito na probabilidade de detecção, b) Efeito no tempo médio de decisão do detector.

Apêndice E

Publicações

DETECÇÃO DE RESPOSTAS AUDITIVAS EM REGIME PERMANENTE USANDO COERÊNCIA MÚLTIPLA: OBTENÇÃO DE CONJUNTO ÓTIMO DE ELETRODOS PARA APLICAÇÃO ONLINE

F. Antunes*, G. M. Silva**, B. F. S. Eloi**, J. B. da Silva* e L. B. Felix*

*Universidade Federal de Viçosa, Viçosa, Brasil

** Universidade Federal de São João del-Rei, São João del-Rei, Brasil

e-mail: antunesfelipe.elt@gmail.com

Resumo: A presença de respostas evocadas cerebrais pode ser testada usando detectores de respostas objetivas. Um problema desses detectores está relacionado ao tempo necessário para afirmar se há presença ou não do sinal de interesse. Para melhorar o tempo de detecção são usados detectores de respostas objetivos multivariados. Neste artigo foi usada uma técnica conhecida como magnitude quadrática da coerência múltipla na detecção de respostas auditivas em regime permanente evocadas por tons modulados em amplitude. Foi realizada uma análise off-line de dados registrados em 19 eletrodos dispostos no escâlpo de acordo com o sistema internacional 10-20. Para encontrar as combinações que maximizam o desempenho da magnitude quadrática da coerência múltipla, o teste foi aplicado a todas as combinações possíveis com os 19 eletrodos. Foi levada em consideração a taxa de detecção e o tempo médio de detecção para quantificar o desempenho de cada combinação. As combinações A – {T5, Fp1, T4, F4, C4, O2, Fz, Cz} [tempo médio de detecção = 63,59 s; taxa de detecção = 91,18%], B – {C3, F4, Cz, Pz} [tempo médio de detecção = 38,70 s; taxa de detecção = 74,26%] e C – {C3, T4, C4, Fz, Cz} [tempo médio de detecção = 45,33 s; taxa de detecção = 86,76%] foram consideradas as melhores combinações. A combinação A possui a maior taxa de detecção, a combinação B possui o menor tempo médio de detecção e a combinação C possui o melhor desempenho intermediário entre as combinações A e B.

Palavras-chave: Eletroencefalograma, Resposta Auditiva em Regime Permanente, Detectores Objetivos de Respostas Multivariados, Magnitude Quadrática da Coerência Múltipla.

Abstract: The presence of cerebral evoked responses can be tested using objective responses detectors. A problem with these detectors is related to the time required to say whether there is presence or absence of the signal of interest. To improve the detection time multivariate objective response detectors was used. This paper presents the analysis of a technique known as multiple magnitude-square coherence in the detection of auditory steady-state response evoked by amplitude-modulated tones. An off-line analysis was performed with data recorded in 19 electrodes arranged in the scalp according to the 10-20 international system. To

find the combinations that maximize the performance of the multiple magnitude-square coherence, the test was applied to all possible combinations with the 19 electrodes. It was taken into account the detection rate and the average detection time to rank the performance of each combination. The combinations A – {T5, Fp1, T4, F4, C4, O2, Fz, Cz} [average detection time = 63,59s; detection rate = 91,18%], B – {C3, F4, Cz, Pz} [average detection time = 38,70s; detection rate = 74,26%] and C – {C3, T4, C4, Fz, Cz} [average detection time = 45,33s; detection rate = 86,76%] were considered the best combinations. The combination A has the highest detection rate, combination B has the lowest average detection time and the combination C has an intermediate performance between combinations A and B.

Keywords: Electroencephalogram, Auditory Steady-state Response, Multivariate Objective Response Detection, Multiple Magnitude-Squared Coherence.

Introdução

O Eletroencefalograma (EEG) é o registro das atividades elétricas do cérebro, consequência do fluxo de correntes iônicas desencadeadas por potenciais de ação que ocorrem em função de estímulos sensoriais, execução de tarefas, pensamentos, entre outros estímulos. O EEG é captado utilizando eletrodos colocados sobre o escâlpo.

A análise de respostas cerebrais imersas nos sinais do EEG tem instigado o estudo de uma manifestação cerebral: o Potencial Evocado (EP, do inglês - *Evoked Potential*). Segundo [1], o EP é uma resposta elétrica do cérebro quando realizado um estímulo externo. Este estímulo pode ser visual, audiológico ou somatossensorial.

Considerando os estímulos auditivos, a modulação em amplitude (AM, do inglês - *Amplitude Modulation*) é um exemplo de estímulo acústico que evoca uma Resposta Auditiva em Regime Permanente (ASSR, do inglês - *Auditory Steady-State Response*) [2]. Uma ASSR ocorre quando um estímulo auditivo é apresentado a uma taxa suficientemente elevada, de modo que a resposta a qualquer estímulo sobreponha à resposta anterior. De acordo com [3], a ASSR evocada por tom AM é caracterizada por um aumento de energia na fre-

DETERMINAÇÃO AUTOMÁTICA DO CRITÉRIO DE PARADA PARA TESTES REPETITIVOS USANDO A MAGNITUDE QUADRÁTICA DA COERÊNCIA MÚLTIPLA

*FELIPE ANTUNES, [†]TIAGO ZANOTELLI, *LEONARDO B. FELIX

^{*}Núcleo Interdisciplinar de Análise de Sinais, Departamento de Engenharia Elétrica
Universidade Federal de Viçosa,
Avenida Peter Henry Rolfs, s/n, CEP 36570-000, Viçosa, MG

[†]Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica
Universidade Federal de Minas Gerais
Av. Antônio Carlos, 6627, CEP 31270-010, Belo Horizonte, MG

E-mails: antunesfelipe.elt@gmail.com, tiago@ifes.edu.br, leobonato@ufv.br

Abstract— Detection of auditory steady-state responses has been used in the estimation of physiological audiometric profiles. The presence or absence of response can be inferred by using multivariate objective response detection techniques. In clinical practice, minimum test duration is required and the detection technique may be applied while collecting signal. However, the repetitive use of tests can increase false positive rate. A feasible solution to this problem is to define the presence of the response in a number of consecutive tests, defined as stopping criterion. Thus, the aim of this study was to determine the stopping criterion which ensures a false positive of 5%, taking into account the maximum number of data segments and the number of electroencephalographic derivations. The detection technique was the multiple magnitude-squared coherence and to estimate the results we used Monte Carlo simulations. The results showed that the stopping criterion can be determined by a linear equation with adjusted coefficient of determination (R^2 adjusted) of 0.9967.

Keywords— Auditory Steady-State Response, Multivariate Objective Response Detection, Multiple Magnitude-Squared Coherence, False Positive.

Resumo— A detecção das respostas auditivas em regime permanente tem sido utilizada na estimativa de um perfil audiométrico fisiológico. A presença ou ausência de respostas podem ser inferidas pelas técnicas de detecção objetivas multivariadas. Em exames clínicos, deseja-se uma duração mínima do exame e para isso pode-se utilizar as técnicas de detecção enquanto a coleta de sinais é realizada. No entanto, a utilização repetitiva dos testes durante o exame pode aumentar a taxa de falsos positivos. Uma alternativa para contornar esse problema é definir a presença da resposta quando houver detecção em uma quantidade de vezes seguida de testes, definido como critério de parada. Assim, o objetivo desse trabalho foi determinar o critério de parada que assegure uma taxa de falso positivo igual a 5%, levando em consideração o número máximo de segmentos de dados (janelas) e o número de derivações do eletroencefalograma. A técnica de detecção foi a magnitude quadrática da coerência múltipla e para estimar os resultados utilizou-se simulações Monte Carlo. Os resultados obtidos mostraram que o critério de parada pode ser determinado por meio de uma equação linear, com coeficiente de determinação ajustado (R^2 ajustado) de 0,9967.

Palavras-chave— Respostas Auditivas em Regime Permanente, Detectores Objetivos de Respostas Multivariados, Magnitude Quadrática da Coerência Múltipla, Falso Positivo.

1 Introdução

As Respostas Auditivas em Regime Permanente (ASSR, do inglês - *Auditory Steady-State Response*) (Kuwada, 1986) podem ser usadas para prever objetivamente o limiar auditivo fisiológico em bebês, crianças pequenas e em pessoas que são incapazes ou indispostas a cooperar durante o teste comportamental convencional.

Uma ASSR ocorre quando um estímulo auditivo é apresentado a uma taxa suficientemente elevada, de modo que a resposta a qualquer estímulo sobreponha à resposta anterior. De acordo com (Dolphin and Mountain, 1992), a ASSR evocada por tom modulado em amplitude é caracterizada por um aumento de energia na frequência moduladora (e seus harmônicos) no espectro de potência do eletroencefalograma (EEG). Assim, as ASSRs podem ser inferidas usando as técnicas de Detecção Objetivas de Respostas (ORD, do inglês - *Objective Response Detection*), e os resultados analisados de maneira objetiva e automática no domínio da frequência (Felix, 2006; Dobie and Wilson, 1993).

Para as técnicas ORD, a probabilidade de detecção é diretamente proporcional ao número de janelas, demandando um tempo maior do exame (Miranda de Sá and Felix, 2002). Para melhorar a detecção de respostas evocadas, para um número fixo de janelas são utilizadas técnicas de Detecção Objetiva de Respostas Multivariadas (MORD, do inglês - *Multivariate Objective Response Detection*) (Felix et al., 2007). Elas são baseadas no uso de mais sinais de EEG coletados durante a estimulação.

Outra forma de reduzir o tempo do exame do EEG para a detecção de ASSRs é a aplicação online dos MORDs. Isso é possível com o desenvolvimento de técnicas de aplicação dos detectores a cada trecho de sinal coletado (Carvalho, 2015; John and Picton, 2000).

As técnicas MORD são testes estatísticos caracterizados por um nível de significância α . Se o teste estatístico for aplicado apenas uma vez, uma falsa rejeição da hipótese nula (H_0) pode ser esperada em $\alpha\%$ das freqüências. Em aplicações online das MORD, em que estratégias de detecção sequencial de ASSRs são aplicadas nos mesmos sinais a cada

ESTIMAÇÃO DO AUDIOGRAMA USANDO A MAGNITUDE QUADRÁTICA DA COERÊNCIA MÚLTIPLA E ESTIMULAÇÃO MONAURAL DE TONS MODULADOS EM AMPLITUDE NA FAIXA DE 40 Hz

GLAUCIA DE MORAIS SILVA*,† , FELIPE ANTUNES† , LEONARDO BONATO FELIX*,†

*Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, Associação ampla UFSJ e CEFET/MG
Universidade Federal de São João del-Rei, Praça Frei Orlando, 170, Centro - CEP: 36.307-352
São João del-Rei, MG, Brasil

†Núcleo Interdisciplinar de Análise de Sinais, Departamento de Engenharia Elétrica
Universidade Federal de Viçosa, Avenida Peter Henry Rolfs, s/n, CEP 36570-000
Viçosa, MG, Brasil

Email: glaucia@hotmail.com, antunesfelipe.elt@gmail.com, leobonato@ufv.br,

Abstract— The application of objective detection techniques responses enables the estimation of audiogram without subjective interferences of patients and evaluators. In this work, to find the hearing thresholds, optimizing the detection time, the Multiple Magnitude-Squared Coherence (MMSC) was used. The MMSC was used to detect Auditory Steady-State Response (ASSR) evoked by amplitude modulation tones. An off-line analysis of electroencephalogram signals was performed on 10 volunteers in the intensities of 15, 20, 25, 30, 40 and 50 dB SPL, for carrier frequencies of 0.5, 1, 2 and 4 kHz. After the variation of the parameters Set of Channels, Stop Criteria and Maximum Number of Windows, were selected two detectors by correlation with the thresholds of pure tone audiometry, called Maximum and Fast. The Maximum detector showed correlation coefficient $r = 0.7861$, mean difference between the physiological and behavioral thresholds of 5.50 dB SPL, average detection time for ear 1 h and 14 min and medium for stimulus 3.09 min, while Fast obtained coefficient $r = 0.8318$, difference of 5.12 dB SPL, average detection time for ear 34 min and stimulus 1.42 min.

Keywords— Eletroencefalogram, Auditory Steady-State Response, Multiple Magnitude-Squared Coherence, Audiogram

Resumo— A aplicação de técnicas de detecção objetiva de respostas possibilita a estimativa de audiogramas, sem interferências subjetivas de pacientes e avaliadores. Neste trabalho, para encontrar os limiares auditivos, otimizando o tempo de detecção, foi utilizada a Magnitude Quadrática da Coerência Múltipla (MMSC). A MMSC foi empregada na detecção das Respostas Auditivas em Regime Permanente (ASSR) evocadas por tons modulados em amplitude. Foi realizada uma análise off-line dos sinais de eletroencefalograma de 10 voluntários, nas intensidades de 15, 20, 25, 30, 40 e 50 dB SPL, para frequências portadoras de 0,5, 1, 2 e 4 kHz. Após a variação dos parâmetros Conjunto de Canais, Critério de Parada e Número Máximo de Janelas foram selecionados dois detectores, através da correlação com os limiares comportamentais, denominados Máximo e Rápido. O detector Máximo apresentou coeficiente de correlação $r = 0,7861$, diferença média entre os limiares fisiológicos e comportamentais de 5,50 dB SPL, tempo de detecção médio por orelha de 1 h e 14 min e médio por estímulo de 3,09 min, enquanto o Rápido obteve coeficiente $r = 0,8318$, diferença de 5,12 dB SPL, tempo de detecção médio por orelha de 34 min e por estímulo de 1,42 min.

Palavras-chave— Eletroencefalograma, Resposta Auditiva em Regime Permanente, Magnitude Quadrática da Coerência Múltipla, Audiograma

1 Introdução

Um potencial evocado (PE) representa uma alteração local na estrutura neural de um campo elétrico, devido à um estímulo externo (Picton et al., 1977).

O EEG captado através de eletrodos dispositos no escopo possibilita medir indiretamente um PE (Chatrian et al., 1960). Segundo (Kuwada et al., 1986) a modulação senoidal da amplitude de um tom contínuo (tom AM) exemplifica um estímulo que evoca uma Resposta Auditiva em Regime Permanente (ASSR), caracterizada por um aumento de energia na frequência da moduladora no espectro de potência do sinal de EEG (Dolphin and Mountain, 1992). Porém, como o EEG também mede diversos outros potenciais e devido à baixa relação sinal ruído (SNR, do inglês *Signal-to-Noise Ratio*) resultante, torna-se necessário a

utilização de técnicas de Detecção Objetiva de Resposta (ORD) (Chiappa, 1997).

As técnicas ORD fazem uso de testes estatísticos para definir a presença ou ausência de uma resposta, o que permite uma detecção automática, sem interferências de pacientes ou avaliadores (Lins et al., 1996).

Dentre as ORDs, a Magnitude Quadrática da Coerência (MSC) se destaca por sua eficiência nas estimulações periódicas em EEG (Dobie and Wilson, 1989). Afim de melhorar a detecção são utilizadas técnicas multivariadas, que adicionam mais canais ao teste de detecção, como a Magnitude Quadrática da Coerência Múltipla (MMSC), extensão de múltiplos canais à técnica MSC (Felix et al., 2007).

Neste trabalho serão apresentadas estimativas de audiogramas realizadas através da estimulação monaural de tons modulados em amplitude na

MINIMIZANDO O ESPALHAMENTO ESPECTRAL EM RESPOSTAS AUDITIVAS EM REGIME PERMANENTE USANDO O FATOR DE CORREÇÃO DE DESVIO ESPECTRAL

FELIPE ANTUNES¹, BRENDA F. S. ELOI¹, GLAUCIA M. SILVA¹, LEONARDO B. FELIX^{1,2}.

1. Programa de Pós Graduação em Engenharia Elétrica, Associação ampla UFSJ e CEFET/MG,
Universidade Federal de São João del-Rei,
Praça Frei Orlando, 170, Centro - CEP: 36.307-352 - São João del-Rei - MG

2. Núcleo Interdisciplinar de Análise de Sinais, Departamento de Engenharia Elétrica,
Universidade Federal de Viçosa,
Avenida Peter Henry Rolfs, s/n, CEP 36570-900 – Viçosa – MG
E-mails: antunesfelipe_elt@gmail.com, brendafse@yahoo.com.br, glaucia@hotmail.com, leobonato@ufv.br

Abstract— The auditory steady-state response can be evoked by amplitude modulated tones. This type of stimulus has the characteristic of increasing the energy in the modulating frequency in the electroencephalogram power spectrum. This increment in energy can be verified by using objective response detectors, which deal with detection problem as a hypothesis test. The performance of these detectors are influenced by the spectral leakage. One method that minimizes spectral leakage is adjusting the modulating frequency to obtain an integer number of cycles within a window. This method is efficient, but does not take into consideration the imperfections related to stimulus generation and data acquisition. This paper aiming at proposing an extra correction in the modulating frequency based on the imperfections of the system. The correction factor was applied to a real system of auditory steady-state responses acquisition and a 71% reduction time of the first detection was observed using the magnitude-square coherence. In addition, the mean value of the detectors increased 230%.

Keywords— Discrete Fourier Transform, Spectral Resolution, Spectral Leakage, Auditory Steady-State Response.

Resumo— As respostas auditivas em regime permanente podem ser evocadas por tons modulados em amplitude. Este tipo de estímulo possui a característica de aumentar a energia na frequência moduladora no espectro de potência do eletroencefalograma. Este aumento de energia pode ser verificado pelo uso de detectores objetivos de respostas, os quais tratam o problema de detecção como um teste de hipótese estatístico. Entre os fatores que influenciam o desempenho desses detectores está o espalhamento espectral. Um método que minimiza espalhamento espectral é o ajuste da frequência moduladora de modo a obter um número inteiro de ciclos dentro de uma janela. Este método é eficiente, porém não leva em consideração as imperfeições do sistema de geração do estímulo e da aquisição de sinal. Neste artigo é proposta uma correção extra na frequência moduladora baseada nas imperfeições do sistema. O fator de correção foi aplicado a um sistema real de coleta de respostas auditivas em regime permanente, e verificou-se uma redução de 71% no tempo de ocorrer a primeira detecção usando a magnitude quadrática da coerência, além de um aumento médio de 230% no valor da coerência para uma medida de validação.

Palavras-chave— Transformada Discreta de Fourier, Resolução Espectral, Espalhamento Espectral, Reposta Auditiva em Regime Permanente.

1 Introdução

Uma resposta auditiva em regime permanente (ASSR, do inglês *Auditory Steady-State Response*) ocorre quando um estímulo auditivo é apresentado a uma taxa suficientemente elevada, de modo que a resposta a qualquer estímulo se sobreponha à resposta anterior. De acordo com Dolphin and Mountain (1992), a ASSR evocada por tom modulado em amplitude é caracterizada por um aumento de energia na frequência moduladora (e seus harmônicos) no espectro de potência do eletroencefalograma (EEG). Devido à baixa relação sinal ruído nos sinais de EEG, é necessária a aplicação de técnicas de detecção objetivas de respostas (ORD, do inglês - *Objective Response Detection*) para identificar essas ASSRs. Essas técnicas permitem uma análise dos resultados de forma objetiva e automática tanto no domínio do tempo quanto da frequência (Dobie and Wilson, 1993).

As técnicas ORDs englobam um conjunto de funções matemáticas no domínio do tempo e da frequência. As que utilizam o domínio da frequência possuem vantagens em relação às técnicas no domínio do tempo, pois tratam o problema de detecção como um teste de hipótese estatístico. O valor estimado do detector é comparado a um limiar estatístico que depende do número de janelas do sinal usado e do nível de significância estipulado *a priori* (Dobie and Wilson, 1993).

Dentre os fatores que podem influenciar o desempenho das ORDs, o espalhamento espectral (*leakage*) resultante dos algoritmos de processamento de sinal merece atenção especial. Para minimizá-lo, comumente é realizado um ajuste da frequência de modulação dos estímulos para se obter um número inteiro de ciclos em cada janela de análise, conhecido como amostragem coerente (John et al., 1998). Essa técnica tem sido amplamente utilizada por vários autores (Dimitrijevic et al., 2002, Picton et al., 2003, Miranda de Sa et al., 2004, Felix et al., 2009). Porém é importante notar que sua eficiência está ligada à

COMPARISON OF HARMONIC DETECTION METHODS APPLIED IN A PHOTOVOLTAIC INVERTER DURING HARMONIC CURRENT COMPENSATION

Felipe Antunes¹, Lucas S. Xavier³, Allan F. Cupertino^{3,4}, Leonardo B. Felix^{1,2}, Heverton A. Pereira^{1,2}

¹Graduate Program in Electrical Engineering UFSJ/CEFET – MG, Federal University of São João del-Rei, São João del-Rei – MG, Brazil.

²Electrical Engineering Department, Federal University of Viçosa – UFV, Viçosa - MG, Brazil.

³Graduate Program in Electrical Engineering, Federal University of Minas Gerais, Belo Horizonte - MG, Brazil.

⁴ Materials Engineering Department, Federal Center for Technological Education of Minas Gerais, Belo Horizonte – MG, Brazil

e-mail: antunesfelipe.elt@gmail.com, lsantx@gmail.com, afcupertino@ieee.org, leobonato@ufv.br, heverton.pereira@ufv.br.

Abstract – Traditional harmonic current detection methods track all harmonic contents of the load and the control tuning tends to be complex with low flexibility. However, several applications require a harmonic detector method able to track the higher load harmonic current. This work analyses harmonic detectors based on Discrete Fourier Transform (DFT): Fast Fourier Transform (FFT) and Iterative Discrete Fourier Transform (IDFT) and the detector based on Second Order Generalized Integrator (SOGI-PLL) structure. A comparison of the load harmonic current detection methods was done by variation in the load current and in the fluctuation of the grid frequency. Furthermore, the methods were applied in an adaptive current harmonic control strategy applied in multifunctional three-phase photovoltaic inverter. Simulation results showed that the DFT methods are faster and more accurate in the harmonic detection than the SOGI-PLL based method. However, SOGI-PLL structure is more robust during grid voltage frequency fluctuation.

Keywords — Discrete Fourier transform, harmonic current detector, harmonic compensation, second order generalized integrator.

I. INTRODUCTION

Nowadays the power system is experiencing an increase in the number of non-linear loads. Harmonic components can increase the power-system losses, damage sensitive loads, cause excessive heating in rotating machinery, create interference in communication systems, generating noise in regulating devices and control systems [1].

The active power filter (APF) is considered a very promising approach to control harmonic pollution [2]. In APF, firstly, the harmonic current components of the load are detected, and secondly these currents are cancelled. Thus, the performance of the APF depends strongly on the detecting method. Several algorithms for harmonic analysis and frequency estimation have been proposed in the literature, based on Discrete Fourier Transform [3], [4], [5], Kalman filter [3], p-q Theory [3], Adaptive Notch Filter [1], Second order generalized integrator [6], Modulation-function integral observer [7], Wavelet [8], Neural Network [9], [10] and Fuzzy [11].

The detectors can be analyzed by several characteristics, such as, required measurements (VxI), response time, steady state accuracy, selective harmonic compensation, single and three-phase application, need for synchronous sampling, computational consumption time, estimation of the dc offset, circularity of fundamental and inter-harmonics effects [7].

In [6] was proposed a novel adaptive current harmonic control strategy applied in multifunctional single-phase photovoltaic inverters with proportional multi-resonant controller, which requires a harmonic detector capable of tracking the higher harmonic component. The detector proposed by [6] consists in a cascade association of two phase-locked loop based on second order generalized integrator (SOGI-PLL).

Other detectors can be applied to solve this problem, such as detectors based on the Discrete Fourier Transform (DFT). Differently of the SOGI-PLL, DFT method needs to estimate several harmonics, and then, compare one each other to determine which is the largest harmonic component.

This paper compares three harmonic detector methods: two based on DFT and one based on SOGI-PLL. All methods are applied in a single-phase photovoltaic inverter to harmonic current compensation.

This work is organized as follow. In Section II the harmonic current detections methods are described, and in Section III these methods are compared. In Section IV the case study and the preliminary results are described. Finally, conclusions are stated in Section V.

II. HARMONIC DETECTION METHODS

A. Discrete Fourier Transform (DFT)

Discrete Fourier Transform (DFT) is a mathematical transformation of discrete signals which gives both amplitude and phase information of the desired harmonic [12].

The DFT method requires the current measurement and can be applied in both single or in three phase systems. If the current is continuously sampled, the harmonic components can be obtained using the point by point sliding window DFT algorithm with the latest N -sampled current signal.

The DFT requires a coherent sampling, which refers to a certain relationship between grid frequency (f_{grid}), sampling frequency (F_s), number of cycles in the sampled signal (M_{cycle}) and number of samples (N), related by:



Research Paper

Comparison of univariate and multivariate magnitude-squared coherences in the detection of human 40-Hz auditory steady-state evoked responses



Leonardo Bonato Felix ^{a,b,*}, Felipe Antunes ^b, Jean Antônio da Silva Carvalho ^b,
Márcio Falcão dos Santos Barroso ^b, Antonio Mauricio Ferreira Leite Miranda de Sá ^c

^a Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Viçosa, Viçosa, MG, Brazil

^b Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, Universidade Federal de São João del Rei, São João del Rei, MG, Brazil

^c Programa de Engenharia Biomédica/COPPE, Universidade Federal do Rio de Janeiro, RJ, Brazil

ARTICLE INFO

Article history:

Received 29 March 2017

Received in revised form 4 September 2017

Accepted 30 September 2017

Available online 7 October 2017

Keywords:

Auditory steady-state responses

Magnitude-squared coherence

Multiple magnitude-squared coherence

Electroencephalogram

ABSTRACT

Objective response detection (ORD) techniques for evaluating bioelectrical evoked responses in the electroencephalogram (EEG) are based on statistical criteria rather than on visual inspection. Hence, they do not depend on human evaluation, which is often a subjective approach. Furthermore, since such techniques do not involve heuristic approaches, they may be more easily implemented and used in automatic systems. The Magnitude-Squared Coherence (MSC), together with its recently developed multivariate extension (the multiple magnitude-squared coherence – MMSC), have been pointed out as one of the most efficient ORD techniques for detecting steady-state responses in the EEG. In this work, both MSC and MMSC were applied to EEG signals collected during auditory stimulation in order to allow comparison in the detection of auditory steady-state responses (ASSRs). The stimuli consisted of 40 Hz amplitude-modulated tones delivered binaurally in the intensity of 50 dB SPL (sound pressure level). The best result was obtained by using MMSC in the two-electrode set C4 and Fz. This configuration led to a 0.92-detection ratio, within 111.55 s in average to detect each response and kept the false alarm ratio under 0.05. The average improvement in performance was about 11% when compared to the MSC. These results allow concluding that the detection protocol of 40 Hz ASSRs can be improved by using MMSC in multichannel EEG analysis when compared to the traditional univariate MSC approach.

© 2017 Elsevier Ltd. All rights reserved.

1. Introduction

The evoked potential (EP) corresponds to an electrical manifestation of the brain response to an external stimulus [1]. They may be either transitory, whenever the response to a given stimulus vanishes completely before the next one is applied, or a steady-state one, whenever the following stimulus is applied before the response to the previous one vanishes.

The EP may be recorded on the scalp, together with the ongoing electroencephalogram (EEG). However, due to its reduced amplitude in comparison with this latter, the EP is not easily noticeable in the EEG. This occurs due to the fact that the EEG reflects other rhythmic activities from the brain, face muscles and the neck [2].

Therefore, signal processing techniques are often necessary for revealing the EP.

For the case of auditory stimulation, amplitude modulated (AM) tones lead to auditory steady-state responses (ASSRs). The most used AM tones in studies with human beings have modulating frequency within a range close to 40 Hz [3]. Such kind of stimulation results in an energy increase at the modulation frequency in the signal power spectrum [4]. Thus, ASSRs are more easily detected by means of frequency domain techniques. Assessing the presence of ASSRs in the EEG is an important task in monitoring surgeries [5], newborn auditory screening [6], as well as in brain-computer interfaces [7,8].

In this scenario, objective response detection (ORD) techniques have arisen as a way of turning the EP detection less dependent on visual inspection of averaging signals or their corresponding spectra. In such techniques, the sampling distribution of a detector is obtained under the null hypothesis of no EP in the EEG in order to establish a critical value that corresponds to a threshold for the

* Corresponding author at: Av. Peter Henry Rolfs, sn, Campus Universitário, Viçosa, MG, CEP 36570-900, Brazil.

E-mail address: leobonato@ufv.br (L.B. Felix).



Assessment of auditory threshold using Multiple Magnitude-Squared Coherence and amplitude modulated tones monaural stimulation around 40 Hz

Glaucia de Moraes Silva ^{a,b,*}, Felipe Antunes ^{a,b}, Catherine Salvador Henrique ^a, Leonardo Bonato Felix ^{a,b}

^a NIAS, Department of Electrical Engineering, Federal University of Viçosa, Viçosa, MG, Brazil

^b Graduate Program in Electrical Engineering, Federal University of São João del Rei, São João del Rei, MG, Brazil

ARTICLE INFO

Article history:

Received 7 June 2017

Revised 14 December 2017

Accepted 24 January 2018

Keywords:

Audiogram

Auditory Steady-State Response

Electroencephalogram

Multiple Magnitude-Squared Coherence

ABSTRACT

Background and Objective: The use of objective detection techniques applied to the auditory steady-state responses (ASSRs) for the assessment of auditory thresholds has been investigated over the years. The idea consists in setting up the audiometric profile without subjective inference from patients and evaluators. The challenge encountered is to reduce the detection time of auditory thresholds reaching high correlation coefficients between the objective and the conventional thresholds, as well as reducing difference between thresholds.

Methods: This paper evaluated the use of the Multiple Magnitude-Squared Coherence (MMSC) in Auditory Steady-State Responses (ASSRs) evoked by amplitude modulated tones around 40 Hz, attaining objective audiograms, which were, later, compared to conventional audiograms. It was proposed an analysis of the electroencephalogram signals of ten subjects, monaurally stimulated, in the intensities 15, 20, 25, 30, 40 and 50 dB SPL, for carrier frequencies of 0.5, 1, 2 and 4 kHz. After the detection protocol parameters variation, two detectors were selected according to behavioral thresholds.

Results: The method of this study resulted in a Maximum detector with correlation coefficient $r = 0.9262$, mean difference between the objective and behavioral thresholds of 6.44 dB SPL, average detection time per ear of 49.96 min and per stimulus of 2.08 min. Meanwhile, the Fast detector presented coefficient $r = 0.8401$, mean difference of 6.81 dB SPL, average detection time of 28.20 min per ear and 1.18 per stimulus.

Conclusions: The results of this study indicate that the MMSC use in the auditory responses detection might provide a reliable and efficient estimation of auditory thresholds.

© 2018 Elsevier B.V. All rights reserved.

1. Introduction

The necessity for auditory system evaluations induced the development of behavioral audiological exams. These exams require active participation of the patient and are capable of detecting auditory losses which may impact the human social well-being. However, current approaches to stimulate the behavioral auditory thresholds might not always offer reliable or even possible answers, as is the case of children and other people incapable of responding to the exam.

There are several methods that use Evoked Potentials (EP) – a local variation on the electric field of a neural structure, due to an external stimulus [1] – to estimate auditory thresholds, such as

the Slow Cortical Potential audiometry (SCP) [2] and the Brainstem Evoked Response Audiometry (BERA), widely used in children [3]. Though, even with the attempt of some methods to increase their specificity in frequency, such precision is not possible on the whole range of frequencies used in audiology [4,3]. SPC and BERA still rely on the subjective judgment of the waveforms by an examiner.

The electroencephalogram (EEG) collected through electrodes placed in the scalp, allows to indirectly measure a EP [5]. According to [6], the sinusoidal amplitude modulation of a continuous tone (AM tone) exemplifies a stimulus that evokes an Auditory Steady-State Response (ASSR), characterized by an energy increase in the frequency of the modulating signal in the EEG signal power spectrum [7], which solves the specificity of the frequencies used in audiology [8]. However, since the EEG measures several other potentials and due to the low signal-to-noise ratio (SNR), it is necessary to use Objective Response Detection (ORD) techniques [9].

* Corresponding author.

E-mail address: glaucia.moraes@ufv.br (G.d.M. Silva).



Improving the detection of auditory steady-state responses near 80 Hz using multiple magnitude-squared coherence and multichannel electroencephalogram



Brenda Ferreira da Silva Eloi ^{b,*}, Felipe Antunes ^b, Leonardo Bonato Felix ^{a,b}

^a NIAS, Department of Electrical Engineering, Federal University of Viçosa, Viçosa, MG, Brazil

^b Graduate Program in Electrical Engineering, Federal University of São João del Rei, São João del Rei, MG, Brazil

ARTICLE INFO

Article history:

Received 5 June 2017

Received in revised form 4 December 2017

Accepted 27 January 2018

Keywords:

Auditory steady-state response

Magnitude-squared coherence

Multiple magnitude-squared coherence

Electroencephalogram

ABSTRACT

The detection of auditory steady-state responses (ASSRs) is an important task in hearing sciences. Since the signal-to-noise ratio (SNR) of ASSR is low, only signal processing techniques can reveal the presence of such responses immersed in the background electroencephalogram (EEG). The Objective Response Detection (ORD) techniques are mathematical tools that perform an automatic hypothesis test in frequency domain and the Magnitude-Squared Coherence (MSC) is one of the most efficient univariate ORD technique. For a fixed SNR, the only way of improving the detection power of MSC is by using longer signals. However, recently the Multiple Magnitude-Squared Coherence (MMSC) was developed as a multivariable extension of the MSC technique. This multivariate approach may be used to shorten the data length used for detection by using more EEG channels. Thus, this work aims at investigating the performance of the MMSC in the detection of ASSRs and to compare the results with MSC. The ASSRs were elicited by amplitude modulation pure tones delivered binaurally at 70 dB SPL to 24 volunteers with normal hearing thresholds. The carrier frequencies were 500, 1000, 2000 and 4000 Hz and they were modulated with frequencies near 80 Hz. The maximum detection rate and the minimum average detection time obtained were 95.31% and 146.69 s, respectively, and this result was obtained by MMSC using a set of five electrodes (Fz, Pz, Oz, F4 and T4). This result was significantly better than the best MSC result and represented an overall improvement around 18%. Therefore, it is concluded that the multivariate method MMSC has advantage when applied to the detection of ASSRs evoked near 80 Hz.

© 2018 Published by Elsevier Ltd.

1. Introduction

The evoked potentials (EPs) are bioelectrical responses generated by an individual under sensorial stimulation [1] and this response can be measured with the electroencephalogram (EEG). Considering auditory stimuli, the amplitude modulated (AM) tones could evoke an auditory steady-state response (ASSR), and this response causes an increase of energy in the modulation frequency of the EEG signal power spectrum [2]. However, there are other potentials besides the ASSR on the EEG, e.g. background brain activity and face, scalp and neck muscles. Because of these noises, the amplitude of an EP becomes small when compared to the background EEG [3]. This way, it is necessary to use some Objective Response Detection (ORD) technique in order to reveal the EP.

The ORD techniques use robust statistical tests to define the presence or absence of a response. This characteristic allows an automatic detection protocol, without interference of patients or evaluators [4,5]. Amongst the ORD techniques, the magnitude-squared coherence (MSC) stands out as one of the most efficient [6]. When trying to obtain an improvement in the detection of visual responses, a multivariate technique was proposed, the multiple magnitude-squared coherence (MMSC), which is the extension of the MSC technique to the multivariate case [7].

Normally, the studies involving humans evokes the ASSRs in two bands: 80 Hz [8,9] and around 40 Hz [10,11]. Although the response of the 80 Hz band has an intensity 2–3 times lower than the 40 Hz [12], this first band is less affected by the sleep state [8], while near the 40 Hz the amplitude of the ASSRs decreases up to 50% during sleep [13]. Besides, the ASSRs near the 80 Hz are easily recorded in babies and small children [4,14], while the detection near 40 Hz becomes difficult.

* Corresponding author.

E-mail address: brenda.eloi@ufv.br (B.F. da Silva Eloi).