

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

LUCIANA RITA NICACIO

**INVESTIGAÇÃO DA ATENÇÃO SELETIVA AUDITIVA PARA
INTERFACE CÉREBRO-COMPUTADOR USANDO MAGNITUDE
QUADRÁTICA DE COERÊNCIA**

VIÇOSA
2011

LUCIANA RITA NICACIO

**INVESTIGAÇÃO DA ATENÇÃO SELETIVA AUDITIVA PARA
INTERFACE CÉREBRO-COMPUTADOR USANDO MAGNITUDE
QUADRÁTICA DE COERÊNCIA**

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

Orientador: Prof. Dr. Leonardo Bonato Felix

VIÇOSA
2011

LUCIANA RITA NICACIO

**INVESTIGAÇÃO DA ATENÇÃO SELETIVA AUDITIVA PARA
INTERFACE CÉREBRO-COMPUTADOR USANDO MAGNITUDE
QUADRÁTICA DE COERÊNCIA**

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

Aprovada em 06 de janeiro de 2011.

COMISSÃO EXAMINADORA

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

Prof. M.Sc. Alexandre Santos Brandão - Membro
Universidade Federal de Viçosa

Prof. M.Sc. Heverton Augusto Pereira - Membro
Universidade Federal de Viçosa

“Com organização e tempo, acha-se o segredo de fazer tudo bem feito.”

(Pitágoras)

Dedico este trabalho, com muito amor e carinho, às pessoas mais importantes de minha vida: meus pais, Silvino e Maria Aparecida.

Agradecimentos

Agradeço primeiramente a Deus por sempre iluminar meu caminho e ter colocado pessoas maravilhosas à minha volta, também por ter me concedido força e entusiasmo para que eu conseguisse chegar até o final deste trabalho.

A meus pais Silvino e Maria Aparecida pelo amor e confiança que sempre depositaram em mim.

Aos meus irmãos pelo carinho e incentivo.

Às minhas “irmãs” de quarto pela paciência, compreensão e principalmente pelas maravilhosas horas de conversa e risadas.

Aos amigos do laboratório NIAS pelo apoio.

Aos demais amigos pelo incentivo e frases de carinho.

A todos os meus professores pelos ensinamentos, principalmente aos professores do departamento de Engenharia Elétrica que concederam grande parte do conhecimento que hoje possuo, o que tornou possível a realização desse trabalho.

Ao professor Leonardo Bonato por ter me orientado sempre com muita paciência.

A todas as pessoas que me ajudaram se disponibilizando como voluntários para coleta de dados, sem os quais não seria possível finalizar o projeto.

Meus sinceros agradecimentos também ao meu amigo Fernando Ranaudo (Drepa) que muito ajudou na etapa final do projeto, se disponibilizando como voluntário muitas vezes e também coletando dados para mim.

Ao Tiago Zatoneli (Colatina) que me forneceu os dados para calibração dos fones.

E finalmente, à FAPEMIG e CNPq pelo apoio financeiro concedido, sem o qual esta pesquisa não teria sido possível.

Resumo

O registro eletrográfico de atividades cerebrais no escalpo recebe o nome de eletroencefalograma (EEG). O EEG pode ser usado para a interface cérebro-computador (ICC), onde um sistema permitiria que uma pessoa controlasse um computador usando apenas suas ondas cerebrais – esta abordagem pode ser útil, por exemplo, para a comunicação de pacientes portadores de deficiência motora. Hillyard et al. (1973) mostrou que a audição seletiva, isto é, o foco de atenção em um estímulo dentre dois, causa uma alteração quantificável na resposta medida. Desta forma, a implementação de um sistema de ICC auditiva poderia ser alcançada através da apresentação de sons diferentes ao indivíduo e coleta de sinais EEG. Assim, o objetivo do projeto é desenvolver um sistema de ICC explorando os efeitos de atenção nas respostas auditivas em regime permanente (ASSRs), no qual o usuário faça escolhas binárias. Este sistema promove a classificação de sinais EEG registrados em resposta a dois estímulos auditivos simultâneos. Para comunicar a decisão, o indivíduo deve focar a atenção em um dos dois estímulos auditivos apresentados. São gerados dois tons AM com portadoras bem diferentes, e cada um tem frequência de modulação diferente. O processo de reconhecimento da resposta ao som focado realiza-se através da comparação do valor de um detector com um limiar estatístico de presença de resposta. Assim, o estímulo focado é aquele que apresentava maior valor na respectiva frequência moduladora. Após realizar alguns testes com estimulação monoaural em voluntários, foi possível selecionar as melhores combinações de portadora-moduladora, para as quais os indivíduos apresentavam resposta significativa ao estímulo. Com as melhores combinações selecionadas, iniciaram-se os testes com estimulação binaural e, com estes, foi possível selecionar os dois melhores estímulos para se realizar os testes com atenção, e os estímulos selecionados foram os de 0,5 e 2 kHz modulados a 31,1323 e 39,356 Hz, respectivamente. Para verificar se os indivíduos conseguiram focar atenção em um estímulo, três testes foram realizados em cada voluntário. No teste 0, o indivíduo não focava a atenção em nenhum estímulo, no teste 1, focava a atenção no estímulo de 0,5 kHz e no teste 2, no de 2kHz. Com o algoritmo implementado em Matlab, calculou-se o detector magnitude quadrática da coerência de todos os canais para três referências: canal CZ, canal OZ e biauricular. Finalmente, após análise dos dados das três referências, observou-se uma taxa

maior de acerto de detecção ao estímulo focado ao analisar o canal C3 (67%) com referência biauricular.

Abstract

The electrographic recording of brain activities in the scalp is known as electroencephalogram (EEG). The EEG can be used in brain-computer interface (ICC), which is a system allow that a person to control a computer using only brain waves – this approach can be useful, for example, for communication of patients with motor disabilities. Hillyard et al. (1973) showed that the selective hearing, i.e., focus of attention on stimulus among two, causes a quantifiable change in the measured response. Thus, the objective of the project is to develop an ICC system exploring the effects of attention on auditory steady-state frequency modulation responses (ASSRs) in which the user performs binary choices. This system gets the classification of EEG signals recorded in response to two simultaneous auditory stimuli. In order to communicate the decision, the subject should focus attention on one of two auditory stimuli presented. Two tones AM were generated with very different carriers, each one with a different frequency modulation. The recognition process of response the focused sound is done by the comparison between the value of a detector and a statistical threshold of response presence. Thus, the stimulus focused is that one which greater value on its frequency modulation. After realizing some experiments with stimulation monoaural in volunteers, it was possible to select the best combinations of carrier-modulatory, for which the subjects presented significant response at stimuli. Using these combinations, the experiments with stimulation binaural were done, and it was possible to select the best set of stimuli to realize the experiments with attention and the selected stimulus were 0.5 and 2 kHz modulated at 31.1323 and 39.356 Hz, respectively. To verify if the people succeed to focus the attention in a stimulus, three experiments were achieved in each volunteer. In the first experiment, the subject did not focus the attention on the stimuli, in the second, one focused the attention on the stimulus of 0.5 kHz, and finally, in the third one, in the 2 kHz. Using the proposed algorithm implemented in Matlab, it was calculated the detector magnitude quadratic of coherence of all channels for the three references: CZ channel, Oz channel and biauricular. Finally, after analyzing the data of the three references, it was observed that the hit rate of detection at the focused stimuli was greater when was analyzed the channel C3 (67%) with biauricular reference.

Sumário

1	Introdução.....	15
1.1	Respostas evocadas	15
1.1.1	Resposta auditiva em regime permanente	15
1.2	Interface cérebro-computador.....	16
1.3	Córtex cerebral e lobos cerebrais.....	18
1.4	O sistema auditivo humano	19
1.4.1	O colículo inferio.....	23
1.5	Detecção objetiva de respostas	23
1.6	Espalhamento espectral	25
1.7	Objetivo geral	25
2	Materiais e Métodos	26
2.1	Estimulação.....	26
2.2	Aquisição de sinais.....	28
2.2.1	Sistema Internacional 10-20	28
2.2.2	Coleta de sinais de EEG	29
2.3	Processamento de sinais.....	29
2.3.1	A Magnitude Quadrática de Coerência (MSC)	29
2.3.2	Detecção do estímulo focado.....	31
3	Resultados e Discussões.....	35
3.1	Testes com estimulação monoaural.....	35
3.2	Testes com estimulação binaural sem atenção	38
3.3	Testes com estimulação binaural com atenção.....	39
4	Conclusão	45
	Trabalhos Fututos	46
	Referências Bibliográficas	47
	Apêndice A – Tabelas	50
	Aprovação do comitê de ética da UFV	54

Lista de Figuras

Figura 1– Lobos cerebrais	18
Figura 2 – Vista panorâmica do sistema auditivo humano: [E] – ouvido externo, [M] – ouvido médio e [I] – ouvido interno	19
Figura 3 –A cóclea seccionada	20
Figura 4 – Variação de reatância mecânica da membrana basilar: movimento referente a um estímulo de (a) alta frequência, (b) baixa frequência.....	21
Figura 5 – Representação esquemática das vias auditivas	22
Figura 6 – Secção transversal do órgão de Corti	22
Figura 7 – GUI construída para gerar os estímulos e o sinal de trigger	27
Figura 8 – E-A-RTONE [®] 5A InsertEarphone	27
Figura 9 –Circuito divisor de tensão.....	28
Figura 10 –Sistema Internacional 10-20.....	28
Figura 11 –BrainNet BNT 36	29
Figura 12 – MSC do sinal de EEG do canal OZ para indivíduo 1 sob estímulo de 0,5 kHz modulado a 31,1323 Hz	36
Figura 13 – MSC do sinal de EEG do canal OZ para indivíduo 2 sob estímulo de 0,5 kHz modulado a 31,1323 Hz	36
Figura 14 – MSC do sinal de EEG do canal OZ para indivíduo 1 sob estímulo de 1 kHz modulado a 34,6567 Hz	37
Figura 15 – MSC do sinal de EEG do canal OZ para indivíduo 2 sob estímulo de 1 kHz modulado a 34,6567 Hz	37
Figura 16 – MSC do sinal de EEG do canal OZ para indivíduo 1 sob estímulo de 2 kHz modulado a 39,356 Hz	37
Figura 17 – MSC do sinal de EEG do canal OZ para indivíduo 2 sob estímulo de 2 kHz modulado a 39,356 Hz	37
Figura 18 – MSC do sinal de EEG do canal OZ do indivíduo B sob estimulação binaural sem focar atenção (teste B0)	39
Figura 19 – MSC do sinal de EEG do canal OZ do indivíduo B sob estimulação binaural focando atenção no estímulo de 0,5 kHz (teste B1).....	39
Figura 20 – MSC do sinal de EEG do canal OZ do indivíduo B sob estimulação binaural focando a atenção no estímulo de 2 kHz (teste B2).....	40

Lista de Tabelas

Tabela 1 – Frequência de modulação do estímulo e seus respectivos valores corrigidos	32
Tabela 2 – Média da MSC do canal OZ para estímulos modulados a 31,1323, 35,8316 e 39,356 Hz.....	36
Tabela 3 – Melhores combinações de portadora-moduladora para os estímulos.....	38
Tabela 4 – Média da MSC dos sinais de EEG do canal OZ para estimulação binaural sem focar atenção	38
Tabela 5 – Valores de D para os canais referenciados ao canal CZ.....	41
Tabela 6 – Valores de D para os canais referenciados ao canal OZ.....	42
Tabela 7 – Valores de D para os canais com referência biauricular	43
Tabela 8 – Canais com MSC acima do valor crítico e valores de D para os canais referenciados ao canal CZ.....	50
Tabela 9 - Canais com MSC acima do valor crítico e valores de D para os canais referenciados ao canal OZ.....	51
Tabela 10 - Valores médios de MSC do canal FZ com referencia em OZ para os testes com estimulação binaural sem focar atenção	52
Tabela 11 – Canais com MSC acima do valor crítico e valores de D para os canais com referência biauricular	53

Lista de Abreviaturas

AM - Modulação em amplitude

ASSR - Resposta auditiva em regime permanente

CCE - Células ciliadas externas

CCI - Células ciliadas internas

CI - Colículo inferior

EEG - Eletroencefalograma

FFT - Transformada rápida de Fourier

fMRI – Imageamento por ressonância magnética funcional

GUI - Graphical User Interface

ICC - Interface cérebro-computador

ORD - Detecção objetiva de respostas

PET – Tomografia por emissão de pósitrons

PSD - Densidade espectral de potência

RE - Resposta evocada

SCP - Potenciais corticais lentos

SNR - Relação sinal/ruído

1 Introdução

1.1 Respostas evocadas

As atividades elétricas encontradas no cérebro são uma consequência do fluxo de correntes iônicas desencadeadas por potenciais de ação, em função de estímulos sensoriais, execução de tarefas, pensamentos etc. Ao registro eletrográfico de atividades cerebrais no escalpo dá-se o nome de eletroencefalograma (EEG). São de especial interesse os sinais de EEG coletados concomitantemente à apresentação de estímulos sensoriais, pois tais sinais carregam informações acerca da via neural e dos núcleos cerebrais ativados no processamento da informação sensorial – este potencial elétrico relacionado a eventos é conhecido como resposta evocada (RE). De acordo com Chiappa [1], as REs podem ser subdivididas em transitórias e de regime permanente. Na RE transitória, os estímulos são apresentados a uma taxa de repetição suficientemente lenta (< 2 Hz) para que cada resposta termine antes da chegada do próximo estímulo, ou seja, a RE transitória tem um início e fim bem demarcados. No caso de o estímulo ser apresentado a uma taxa suficientemente elevada (> 5 Hz), onde cada resposta se sobrepõe temporalmente à subsequente, considera-se que a rede neuronal alcançou um equilíbrio de excitabilidade e que, então, uma RE em regime permanente é alcançada.

As REs são usadas de várias formas na clínica médica, por exemplo: audiometria usando respostas auditivas em regime permanente (ASSRs) [2], avaliação de lesões na via auditiva primária através das respostas evocadas de tronco encefálico – também conhecido como BERA [1], monitoração de cirurgia através de REs somatosensitivos [3] e ativação do EEG em pacientes epiléticos [4].

1.1.1 Reposta auditiva em regime permanente

Uma resposta auditiva em regime permanente (ASSR, do inglês auditory steady-state response) ocorre quando um som é apresentado a uma taxa suficientemente elevada, de modo que a resposta a qualquer som sobreponha-se à resposta ao som anterior. A modulação senoidal da amplitude de um tom contínuo (tom AM) é um exemplo de estímulo acústico que evoca uma resposta auditiva em regime permanente [5]. De acordo com Dolphin e Mountain

[6], a ASSR evocada por um tom AM é caracterizada por um aumento de energia na frequência da moduladora (e seus harmônicos) no espectro de potência do sinal registrado. Joris et al. [7] atestam que, em comparação com os estímulos auditivos transitórios, o tom AM tem a vantagem de ser mais próximo dos sons que acontecem na natureza, tornando as ASSRs evocadas mais próximas das situações cotidianas e contribuindo para uma abrangência maior de um eventual teste.

Em humanos, as ASSRs evocadas por tons AM mais estudadas são as com frequência de modulação entre 70 e 110 Hz [8], [9], bem como a 40 Hz [10]. Estas respostas a modulações de 40 Hz são amplamente estudadas, apresentando as seguintes características:

- Sua amplitude decai consideravelmente durante o sono [11];
- É difícil de se registrar em crianças [12];
- É significativamente atenuada por anestesia [13].

Embora a amplitude da resposta a 70-110 Hz tenha uma intensidade 2 a 3 vezes menor que a resposta a 40 Hz durante vigília [14], tais respostas apresentam as seguintes vantagens:

- Muito menos afetadas pelo sono [15] e pelo despertar [9];
- Prontamente registradas em crianças [16].

Os estudos disponíveis sobre o efeito da atenção nas ASSRs são inconclusivos. Linden et al. [17] observaram diferenças na RE transitória durante atenção, porém nenhum efeito foi encontrado na amplitude e fase das ASSRs. Todavia, um aumento na amplitude da ASSR foi reportado em Tiitinen et al. [18]. O experimento de Linden foi parcialmente reproduzido por Ross et al. [19] usando magnetoencefalografia e um aumento na amplitude da ASSR evocada pelo estímulo focado foi observado entre 200 e 500 ms após o início do estímulo. Todos estes experimentos foram conduzidos por estímulos com moduladoras na faixa de 40 Hz.

1.2 Interface cérebro-computador

O EEG pode ser usado em uma interface cérebro-computador (ICC), onde um sistema permitiria que uma pessoa controlasse um computador usando apenas suas ondas cerebrais – esta abordagem pode ser útil, por exemplo, para a comunicação de pacientes portadores de deficiência motora. A paralisia, total ou parcial, pode ocorrer em consequência de derrame na região do tronco encefálico, paralisia cerebral, esclerose lateral amiotrófica etc. Além disso, foi demonstrado que pacientes em estado *locked in* – condição na qual o paciente está

acordado e consciente, mas não consegue se mover ou comunicar devido à paralisia completa – aprenderam a se comunicar através de interface que interpreta os sinais EEG [20].

O EEG, bem como as REs, possui algumas limitações, tais como: pouca resolução espacial, isto é, não é possível associar de forma peremptória o sinal coletado no escalpo e seu gerador neural, e baixa relação sinal-ruído (SNR) – devido às atividades de fundo e artefatos de movimento de olhos e músculos. Todavia, o EEG possui alta resolução temporal, se comparado com ferramentas de neuroimagem como fMRI e PET, além de portabilidade, facilidade no manuseio dos equipamentos e baixo custo de manutenção. Estas vantagens fazem do EEG uma ferramenta atrativa para implementação de sistemas de ICC. Além disso, estudos mostram que existem correlações entre sinais EEG e movimentos executados ou imaginados [21]. Como exemplo, citam-se as implementações de ICC que usam potenciais corticais lentos (SCPs) [22], atividades coletadas durante imaginação de movimento [21] e REs visuais – usando P300 – (são os que obtém maior troca de informações) [23].

A literatura mostra que as diversas possibilidades de ICC possuem vários níveis de eficiência. Por exemplo, para alguns pacientes, a longa imobilidade e a degeneração das células piramidais do córtex motor pode dificultar a produção de sinais a partir de movimentos imaginados. Além disso, em situações onde os danos são bastante extensos, todo o sistema visual pode se tornar comprometido: se os olhos não puderem ajustar o foco, a fóvea não se moveria para inspecionar a cena visual; fato que rapidamente enfraqueceria as REs visuais [24]. Além disso, alguns métodos, como o de imaginação de movimentos, requerem algum treinamento anterior à utilização do sistema, o que pode incorrer em uma característica proibitiva para pacientes com expectativa de vida reduzida.

Assim, existe considerável motivação para a implementação de paradigmas alternativos para ICC, por exemplo, usando REs auditivos. Esta possibilidade pode ser explorada usando o efeito da atenção na resposta auditiva. Hillyard et al. [25] mostrou que a audição seletiva, isto é, focando atenção em um estímulo dentre dois, causa uma alteração quantificável na resposta medida. Desta forma, a implementação de um sistema de ICC auditiva poderia ser alcançada através da apresentação de sons diferentes ao indivíduo e coleta de sinais EEG. O indivíduo seria orientado a fazer uma escolha focando atenção em estímulo específico. Estes sinais seriam aplicados a um algoritmo de classificação/detecção de respostas e, assim, seria possível concluir qual estímulo o indivíduo focou atenção e, conseqüentemente, qual a informação ele desejaria passar.

1.3 *Córtex cerebral e lobos cerebrais*

No cérebro há uma distinção visível entre a massa cinzenta e a massa branca, constituída pelas fibras (axônios) que interligam os neurônios [26]. A substância cinzenta do cérebro é conhecida como córtex cerebral.

As diferentes partes do córtex cerebral são divididas em quatro áreas chamadas lobos cerebrais, tendo cada uma, funções diferenciadas e especificadas. Os lobos cerebrais, mostrados na Figura 1, são designados pelos nomes dos ossos cranianos nas suas proximidades e que os recobrem.

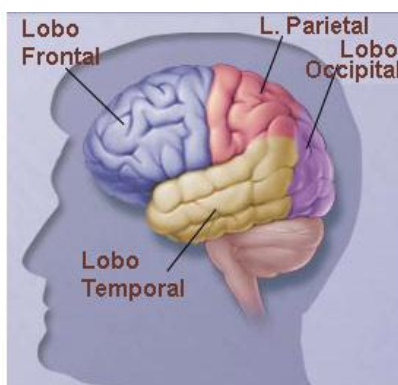


Figura 1 – Lobos cerebrais (Fonte: [43]).

O lobo frontal, que inclui o córtex motor, o pré-motor e o córtex pré-frontal, está envolvido no planejamento de ações e movimento, assim como no pensamento abstrato. Os lobos parietal, temporal e occipital estão envolvidos na produção das percepções resultantes daquilo que os nossos órgãos sensoriais detectam no meio exterior e da informação que fornecem sobre a posição e relação com objetos exteriores das diferentes partes do nosso corpo [27].

1.4 O sistema auditivo humano

O ouvido é essencialmente um mecanismo de recepção de ondas sonoras e de conversão de ondas sonoras em impulsos nervosos. Como pode ser observado na Figura 2, o ouvido é formado de três partes: o ouvido externo, ouvido médio e ouvido interno [28].

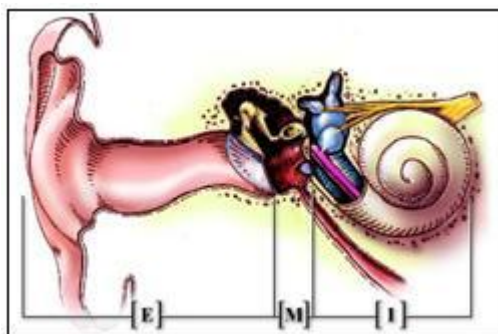


Figura 2 – Vista panorâmica do sistema auditivo humano: [E] - ouvido externo, [M] – ouvido médio e [I] – ouvido interno (modificado de [33]).

Após entrar no ouvido pelo meato, as ondas são guiadas pela parede deste canal até a membrana timpânica. O movimento desta membrana desloca os ossos do ouvido médio (na sequência de acionamento: martelo, bigorna e estribo), os quais são responsáveis pela condução de energia sonora até a orelha interna. A conexão entre a platina do estribo e a cóclea se dá através da janela oval.

De modo a otimizar a transferência de energia entre os ouvidos externo e médio, a membrana timpânica deve operar com a mesma pressão em ambas as faces. Essa equalização de pressão é realizada pela tuba auditiva, que liga o ouvido médio à nasofaringe e mantém a pressão atmosférica. Enquanto os ouvidos externo e médio são preenchidos de ar, a partir da janela oval o ouvido interno é preenchido por líquido (endolinfa), configurando uma interface ar-fluido que provocaria uma perda de energia por reflexão. Entretanto, devido à membrana timpânica ser maior do que a janela oval, a redução da área entre estas duas superfícies leva a um aumento na pressão (que equivale a força dividida pela área) na entrada da cóclea, funcionando como um amplificador mecânico e compensando as perdas ocorridas na interface ar-fluido. Este mecanismo acrescenta em média 25 dB à eficiência auditiva, enquanto o efeito de alavanca da cadeia ossicular contribui aumentando em 2,5 dB a amplificação sonora [29].

O órgão auditivo propriamente dito é a cóclea, uma estrutura em forma espiral composta de duas voltas e meia nos seres humanos (aproximadamente 30 mm em adultos), localizada no interior do osso temporal. A cóclea consiste em uma câmara dividida em três compartimentos repletos de fluido, separados por duas membranas: a membrana de Reisner divide a câmara superior – a escala vestibular – da escala média, enquanto que a membrana basilar separa a escala média da escala timpânica. No ápice da cóclea, o helicotrema une as escalas vestibular e timpânica; assim estas duas câmaras compartilham o mesmo fluido, formando uma via de passagem da onda de pressão, ao modo de um tubo de extremidade aberta. A Figura 3 permite observar as divisões da cóclea. Um deslocamento no estribo, relacionado ao estímulo acústico, produz uma movimentação do fluido dentro das duas espiras e meia da escala vestibular, transmitindo uma onda de compressão até o ápice da cóclea. Ao atingir o helicotrema, a direção da onda é invertida, e a energia retorna através da escala timpânica, provocando um movimento correspondente ao longo da membrana basilar. Sustentado por esta membrana, encontra-se o órgão de Corti, que é o principal da audição, onde se localizam as células ciliadas.

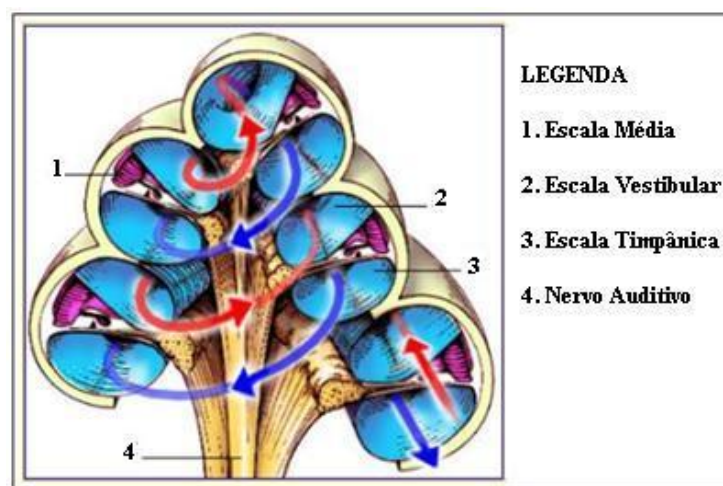


Figura 3– A cóclea seccionada (modificado de [33]).

Devido à variação de reatância mecânica da membrana basilar, Figura 4, desde a base (próximo à janela oval) até o ápice (próximo ao helicotrema), o deslocamento produzido ao longo do comprimento da membrana torna-se específico em relação à frequência: estímulos de alta frequência provocam um máximo movimento na extremidade basal da membrana,

enquanto estímulos de baixa frequência provocam máximo deslocamento na extremidade apical [30], estimulando assim apenas as células ciliadas que ali se encontram.

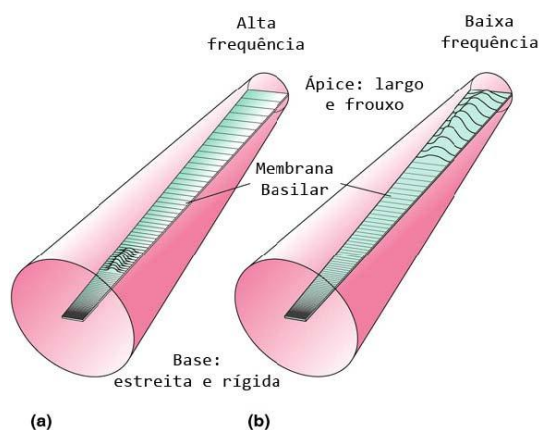


Figura 4 – Variação de reatância mecânica da membrana basilar: movimento referente a um estímulo de (a) alta frequência, (b) baixa frequência (Fonte: [49]).

Em função do estímulo auditivo, a característica física de reatância da membrana basilar produz uma vibração característica, na forma de uma onda viajante. Desta forma, a membrana basilar pode ser modelada como uma série de filtros passa-faixa, agindo como um analisador de frequências para o sinal acústico de entrada [31]. A movimentação da membrana basilar altera a excitação das células ciliadas internas (CCI), modulando sua frequência média de disparos e produzindo o impulso nervoso. As células ciliadas internas atuam como transdutores mecânico-neurais, quantificando o deslocamento da membrana basilar em informação para o sistema auditivo [32].

Praticamente toda a informação sensorial auditiva que segue para o sistema nervoso central provém das células ciliadas internas. Sabe-se que a quase totalidade das 30000 a 50000 fibras nervosas que se distribuem da cóclea para o sistema nervoso central fazem contato com as células ciliadas internas, mas somente uma pequena parte das fibras (5-10 %) faz sinapse com as células ciliadas externas (CCE). Embora existam aproximadamente três vezes mais células ciliadas externas do que internas, parece que as células externas transmitem pouca informação sensorial para o sistema nervoso central através de fibras aferentes [30].

As vias auditivas aferentes, representadas na Figura 5, iniciam-se nas sinapses das células ciliadas internas, no gânglio espiral. Os axônios do gânglio espiral, conjuntamente

com as fibras advindas do sistema vestibular, compõem o nervo auditivo, correspondente ao VIII nervo craniano [30].

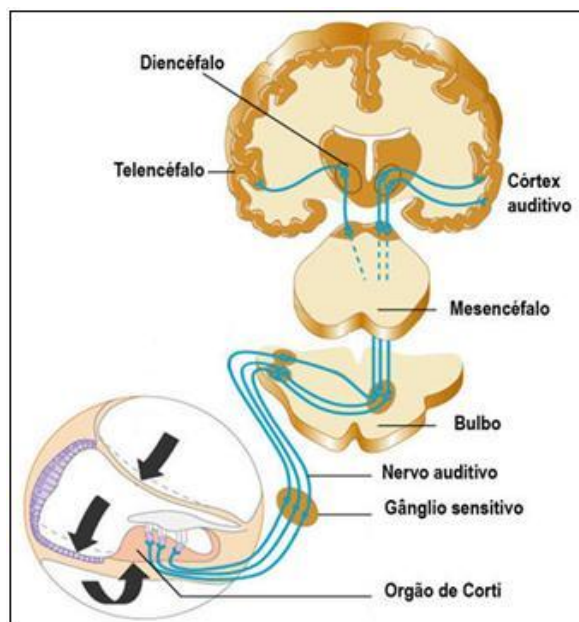


Figura 5 – Representação esquemática das vias auditivas (Fonte: [44]).

A Figura 6 mostra as células ciliadas, o nervo auditivo e a membrana basilar a através da secção transversal do órgão de Corti.

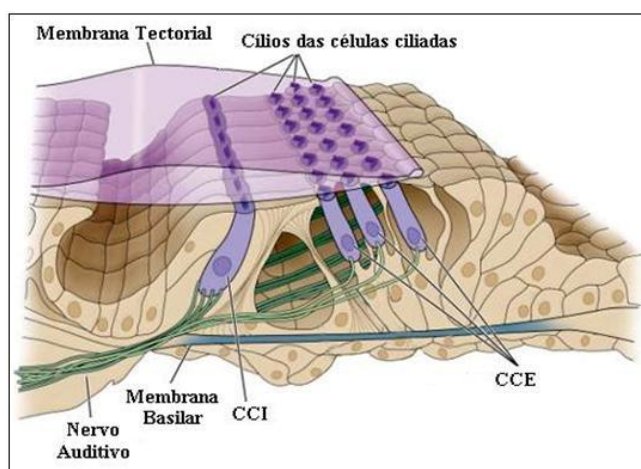


Figura 6 - Secção transversal do órgão de Corti (Fonte: [44]).

Na Figura 6 é também possível observar a chamada membrana tectorial. Quando um estímulo sonoro provoca oscilações na membrana basilar, a membrana tectória move-se, estimulando assim os cílios. Os cílios das células ciliadas são os responsáveis pela mecano-transdução, ou seja, a tradução da vibração sonora em mensagens nervosas (bio-elétricas), as quais podem ser interpretadas pelo sistema nervoso central [33].

1.4.1 O colículo inferior

A informação auditiva é transmitida e processada na via auditiva primária e no córtex através de neurônios organizados de forma tonotópica. Estes interagem de acordo com a arquitetura de suas inter-ligações e também em função do tipo de neurotransmissores (NT) envolvidos em suas sinapses. A via auditiva primária é um sistema complexo composto por inúmeros circuitos paralelos e série que convergem num destino comum, o colículo inferior (CI) – importante núcleo localizado na placa quadrigêmea do mesencéfalo [34]. O CI é envolvido na codificação de sons complexos, como sons modulados em amplitude e frequência [35].

Um tom AM ativa a membrana basilar da cóclea na região específica da portadora. Todavia, devido à demodulação que ocorre nas estereocilas das células ciliadas [7], uma análise espectral dos histogramas pós-estímulo das fibras nervosas auditivas mostram componentes na frequência de modulação e seus harmônicos, [36]. O CI é tonotopicamente dividido em função de frequência característica (portadora) e é particularmente responsivo às frequências de modulação de um estímulo, sendo que os neurônios coliculares apresentam funções de transferência que são sintonizadas em torno de BMFs estreitas [37], isto é, os neurônios do CI possuem duas frequências principais que o caracterizam: FC (frequência característica de portadora) e BMF (frequência característica de moduladora).

1.5 Detecção objetiva de respostas

No campo das neurociências, o teste da presença ou ausência de uma resposta evocada é uma ferramenta útil para avaliações da integridade de vias sensoriais. Para uma razão sinal-ruído (SNR) favorável, o sinal de interesse pode até ser reconhecido por inspeção. Todavia, as situações práticas geralmente fornecem séries temporais com SNR criticamente baixa, o que inviabiliza técnicas subjetivas [30].

A presença ou ausência de respostas é usualmente inferida utilizando-se métodos no domínio do tempo ou da frequência. As técnicas no domínio do tempo fornecem informações acerca da morfologia da onda, atrasos e correlações temporais. Estas metodologias geralmente utilizam promediações sincronizadas com o início do estímulo. As técnicas no domínio da frequência fazem uso da transformada de Fourier das REs coletadas e avaliam a presença ou ausência da resposta através do monitoramento do módulo e da fase do sinal coletado na frequência do estímulo [30].

As ASSRs evocadas por tons AM podem ser usadas para teste de presença de respostas evocadas. Este tipo de resposta é geralmente avaliada no domínio da frequência ([50], [51], [52]), pois a sua presença é acusada pelo aumento de energia na frequência moduladora no espectro do sinal EEG coletado. Esta característica torna este tipo de resposta mais interessante, pois o processo de detecção é realizado através da avaliação de um único valor da transformada rápida de Fourier (FFT) do registro. Essa abordagem, além de ser objetiva, conta com a vantagem de ser automática, pois pode ser implementada usando-se apenas uma operação de comparação de um valor de FFT com um limiar de presença de resposta [30].

As ASSRs são coletadas em conjunto com outras atividades elétricas, derivadas do próprio cérebro, músculos adjacentes, respiração etc. Assim, devido à baixa SNR resultante, é necessário o emprego de técnicas de detecção mais apuradas [30]. A detecção objetiva de respostas (ORD, do inglês objective response detection) engloba um conjunto de funções matemáticas, no domínio da frequência, que oferecem mais benefícios em relação às técnicas no domínio do tempo por tratarem o problema de detecção como um teste de hipótese estatístico, implementado de forma automática em função da SNR e do número de segmentos de sinal disponível. Estas técnicas executam um teste de hipótese automático, comparando o valor do detector a um limiar estatístico que independe do tipo de sinal periódico, dependendo apenas do número de janelas usado e do nível de significância estipulado *a priori*. A implementação dos detectores ORD faz uso do janelamento dos sinais no domínio do tempo, seguido de promediação na frequência. Esta estratégia é muito útil para aumento da SNR e consequente melhora da performance do detector. 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 [53].

1.6 *Espalhamento espectral*

O espectro teórico de uma onda senoidal pura são deltas de Dirac localizados em \pm a frequência do seno. Entretanto, quando se calcula o espectro de um sinal senoidal finito via FFT, o espectro, geralmente, mostrará um adicional conjunto de raias, que se espalham em torno da frequência fundamental. O espalhamento significa que a energia do sinal que deveria ser confinada a somente uma raia do espectro, em vez disso se divide por todo o espectro. Esta divisão da energia do sinal é chamada de espalhamento espectral [30].

A análise por FFT assume que o sinal é continuamente amostrado de $-\infty$ até $+\infty$. Na prática, temos uma amostra limitada do processo em questão. Consequentemente, os sinais janelados podem sofrer descontinuidades no seu final de registro e o espalhamento será maior quanto mais brusca for esta descontinuidade. É possível "projetar" sinais que não apresentam descontinuidades no fim ou início do janelamento, através do ajuste do número de ciclos do sinal de teste para que este seja inteiro e que não haja variações bruscas de janela para janela [30].

1.7 *Objetivo Geral*

Desenvolver um sistema de ICC explorando os efeitos de atenção nas ASSRs no qual o usuário faça escolhas binárias. Este sistema fará a classificação de sinais EEG registrados em resposta a dois estímulos auditivos simultâneos. Para comunicar a decisão, o indivíduo deverá focar atenção em um dos dois estímulos auditivos apresentados.

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

- Verificar a aplicabilidade das ASSRs como paradigma para ICC, através da variação de seus parâmetros de estimulação.
- Estudar o efeito da atenção nas ASSRs.
- Estudar o uso de detectores objetivos de respostas evocadas.

2 *Materiais e Métodos*

Independentemente da metodologia usada para o desenvolvimento de ICCs, o objetivo sempre foi conseguir identificar padrões em sinais EEG e utilizá-los para a tomada de decisão. No caso de ICC auditiva, existem três etapas básicas: estimulação sonora, aquisição de sinais e processamento de sinais (para reconhecimento de padrões).

2.1 *Estimulação*

Os estímulos auditivos constituem de um tom senoidal puro modulado em amplitude (tom AM). Os tons AM podem ser gerados usando o seguinte procedimento:

$$s(t) = A \frac{1}{1+\lambda} \sin(2\pi fct)(1 + \lambda \sin(2\pi fmt)) \quad (1)$$

onde A é a amplitude do sinal, λ é a profundidade de modulação, fc é a frequência da onda portadora, fm é a frequência da onda moduladora e t , o tempo.

Para gerar os estímulos utilizou-se a ferramenta GUI (Graphical User Interface) do Matlab7.10.0 (R20010a) que permite construir interfaces gráficas de interação com o usuário. Na GUI construída era possível selecionar as frequências das portadoras dos estímulos dos ouvidos esquerdo e direito, em 500, 1000, 2000 e 4000 Hz, e a intensidade sonora dos estímulos em 75,8, 71,2, 60,6, 44,7 e 34,7 dB. Estes valores não podem ser escolhidos livremente de acordo com a vontade do usuário, pois é necessário calibrar os fones para cada frequência e intensidade sonora desejada, e os valores de calibração dos fones para os valores citados acima, já estavam estabelecidos. A GUI apresenta também campos livres para digitar o valor da frequência de modulação de cada estímulo, a frequência de amostragem, o tempo de estímulo e o número de pontos das janelas utilizadas para calcular a FFT dos sinais. Lembrando que a frequência de amostragem deve ser a mesma selecionada no equipamento BNT-36 (EMSA, Brasil, www.emsamed.com.br) usado para coletar os sinais de EEG. A Figura 7 mostra a GUI construída.

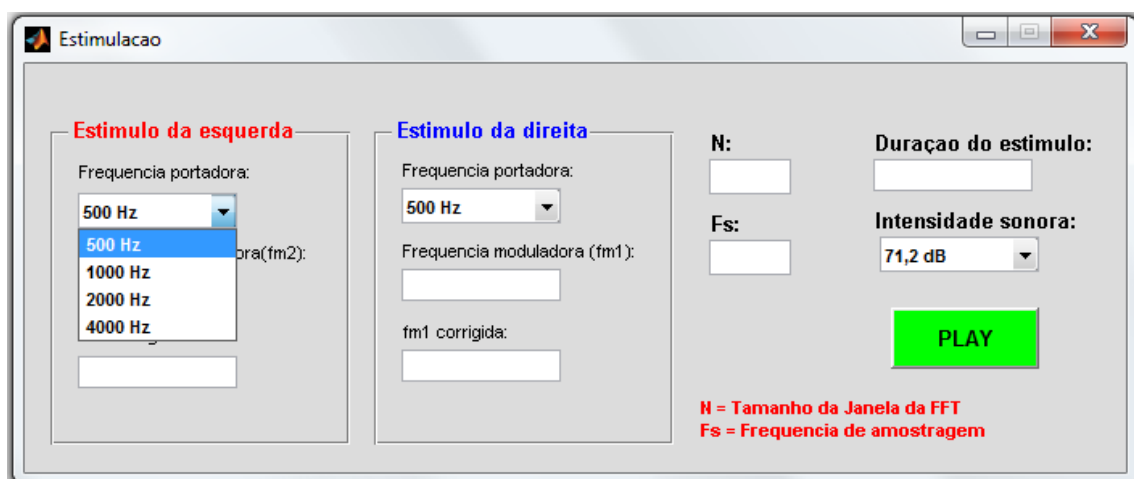


Figura 7 – GUI construída para gerar os estímulos e o sinal de trigger.

Para reproduzir os estímulos, foram utilizados os fones de inserção para audiometria E-A-RTONE[®] 5A Insert Earphone, da E-A-R Auditory Systems, mostrado na Figura 8. As espumas dos fones selam o ouvido do indivíduo e funcionam como um sistema de entrega de som, além de atenuar o ruído do ambiente de 30 a 40 dB.



Figura 8 – E-A-RTONE[®] 5A Insert Earphone (Fonte: [45]).

A GUI também gera um sinal de trigger para os estímulos que é mostrado em um dos canais DC do eletroencefalógrafo. Quando um estímulo é reproduzido, a GUI é responsável por setar o pino 7 de controle, RTS (Request to Send), da porta serial DB9 do computador em +11V, e quando nenhum estímulo é reproduzido, o pino 7 fica em -11V. Como este nível de tensão é muito alto para os canais DC do eletroencefalógrafo, foi construído um circuito divisor de tensão, Figura 9, com um diodo na entrada para colocar o sinal de trigger em nível zero quando nenhum estímulo estava sendo reproduzido e, em 0,48V durante a reprodução dos estímulos.

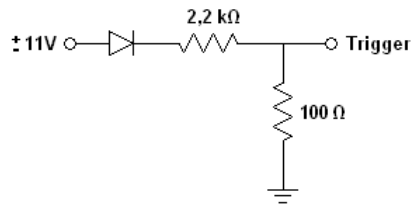


Figura 9 – Circuito divisor de tensão.

Os sinais de EEG dos indivíduos sob estímulos são analisados via FFT, assim, para diminuir o espalhamento, o valor da frequência de modulação escolhida para o estímulo foi corrigido para o valor mais próximo que apresentasse um número primo de ciclos da moduladora em cada janela. Esta correção foi realizada para a frequência de amostragem de 601,5 Hz, que é o valor real da frequência de amostragem do equipamento BNT-36 quando se seleciona a frequência de 600 Hz, e tamanho da janela para FFT de 1024 pontos. Assim, os estímulos eram gerados usando o valor corrigido da frequência de modulação, e estes também eram mostrados em um campo da GUI.

2.2 *Aquisição de sinais*

2.2.1 *Sistema Internacional 10-20*

Para coletar os sinais de EEG foi utilizado o Sistema Internacional 10-20. Conforme pode ser visto na Figura 10, este sistema padroniza o posicionamento dos eletrodos que são aderidos no escalpo de cada paciente e a designação de cada eletrodo.

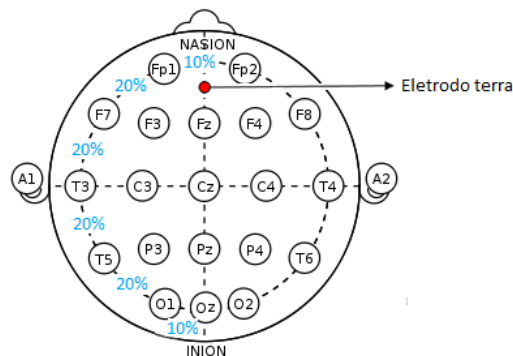


Figura 10 – Sistema internacional 10-20 (Modificado de [46]).

O posicionamento dos eletrodos utiliza a relação de 10 ou 20% da distância total entre os marcos anatômicos da cabeça (nasal, na frente da cabeça; protuberância occipital, na parte de trás da cabeça; pontos pré-auriculares, nas laterais esquerdas e direitas da cabeça), como pontos de referência e permitindo assim uma cobertura mais uniforme possível de todas as regiões superficiais do cérebro. Os eletrodos são nomeados conforme a referente posição da cabeça: Fp para frontal-polar, F para frontal, C para central, P para parietal, T para temporal e O para occipital. Os números ímpares referem-se a eletrodos no lado esquerdo da cabeça, números pares a eletrodos do lado direito e a letra Z denota eletrodos na região central.

2.2.2 Coleta de sinais de EEG

Os sinais EEG durante estimulação auditiva foram coletados em 30 voluntários adultos com idade entre 18 e 35 anos e sem histórico de patologias neurológicas. Os sinais foram coletados usando o amplificador de sinais biológicos (BrainNet BNT-36), mostrado na Figura 11, com filtro passa-alta e passa-baixa de 0,1 e 100 Hz, respectivamente, e frequência de amostragem de 600 Hz. Foram utilizados todos os canais do Sistema Internacional 10-20 com referência biauricular. Os voluntários foram postos sentados dentro de uma cabine audiométrica e os estímulos gerados pela GUI foram levados para dentro da cabine através de um cabo blindado.



Figura 11 - BrainNet BNT 36 (Fonte [47]).

2.3 Processamento de sinais

2.3.1 A Magnitude Quadrática de Coerência (MSC)

A função coerência, também denominada coerência complexa, entre dois sinais $x(n)$ e $y(n)$ ([38], [39], [40], [41]) é definida por:

$$\gamma_{xy}(f) = \frac{P_{xy}(f)}{\sqrt{P_{yy}(f)}\sqrt{P_{xx}(f)}} \quad (2)$$

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

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

Tomando-se o quadrado do módulo da expressão (2), tem-se:

$$\kappa(f) = |\gamma_{xy}(f)|^2 = \frac{|P_{xy}(f)|^2}{P_{yy}(f)P_{xx}(f)} \quad (3)$$

que se apresenta como um valor puramente real.

A estimativa da função $\kappa(f)$ para sinais ergódicos pode ser dada por:

$$\hat{\kappa}(f) = \frac{|\sum_{i=1}^M Y_i(f)X_i^*(f)|^2}{\sum_{i=1}^M |Y_i(f)|^2 \sum_{i=1}^M |X_i(f)|^2} \quad (4)$$

onde o operador * denota o conjugado complexo e $Y_i(f)$ e $X_i(f)$ são as Transformadas Discretas de Fourier da i-ésima janela dos sinais $y(n)$ e $x(n)$, respectivamente, e M o número de janelas do sinal.

Para o caso particular onde $y(n)$ é um sinal determinístico e periódico, $Y_i(f)$ tem o mesmo valor em cada janela utilizada na promediação, ou seja, $Y_i(f) = Y(f)$, a estimativa de $\kappa(f)$ pode ser simplificada e denominada como Magnitude Quadrática de Coerência (MSC, do inglês magnitude-squared coherence):

$$MSC(f) = \frac{|\sum_{i=1}^M X_i(f)|^2}{M \sum_{i=1}^M |X_i(f)|^2} \quad (5)$$

Na aplicação ao EEG, $MSC(f)$ pode ser utilizada como um potencial detector de respostas a estímulos, desde que se garanta que o estímulo seja sempre o mesmo e a janela sincronizada com ele.

Para uma análise quantitativa de respostas do EEG, é interessante obter os valores para os quais se pode dizer que não há resposta detectada (limiar estatístico), bem como o poder de detecção do detector empregado. Com este objetivo, a distribuição amostral sob ausência de componente periódica (hipótese nula) precisa ser obtida para obtenção dos valores críticos.

O valor crítico de MSC para um nível de significância α , considerando o teste de hipótese nula para a ausência de resposta, é obtido por:

$$MSC_{crit} = 1 - \alpha^{\frac{1}{M-1}} \quad (6)$$

A presença de uma resposta sincronizada com o evento, na frequência f , é esperada para $MSC(f) > MSC_{crit}$. Na ausência de respostas ou na condição de não estimulação, espera-se uma taxa de falsos positivos igual a α em todas as frequências. A expressão (6) não é válida para a componente contínua (CC) e para a frequência de Nyquist [42].

2.3.2 Detecção do estímulo focado

Vários testes foram realizados com combinações diferentes de moduladora-portadora, com o intuito de verificar para qual combinação a resposta do indivíduo ao estímulo seria melhor, e conseqüentemente de mais fácil detecção. Durante a coleta dos sinais, os indivíduos não foram instruídos a ficarem de olhos abertos ou fechados, assim, alguns indivíduos permaneceram de olhos abertos e outros com os olhos fechados. A Tabela 1 mostra os valores das frequências de modulação usadas nos testes, e os respectivos valores corrigidos, para 1024 pontos para a FFT e frequência de amostragem de 601,5 Hz. Os testes foram realizados para todos os valores de frequência portadora, 0,5, 1, 2 e 4 kHz, o tempo de teste foi de 2 minutos para cada combinação, a intensidade sonora do estímulo foi de aproximadamente 70 dB.

Tabela 1–Frequências de modulação do estímulo e seus respectivos valores corrigidos.

Frequência moduladora (Hz)	Frequência moduladora corrigida (Hz)
32	31,1323
34	34,6567
36	35,8315
38	39,356
41	41,7056
43	42,8804
45	46,4048
48	48,7544
78	76,9497
81	80,4741
83	81,6489
85	87,5229
89	88,6978
92	92,2222
95	95,7466
97	98,0962

Para analisar os sinais de EEG coletados, construiu-se um algoritmo em Matlab. Este separa os sinais de EEG do indivíduo sob estimulação acústica dos sinais em repouso, de todos os canais, usando o sinal de trigger. Com o sinal sob estimulação separado, calcula-se a MSC para cada canal e plota-se o gráfico da MSC por frequência.

Nos primeiros testes, o estímulo foi reproduzido somente para um ouvido do indivíduo (estimulação monoaural), para que se pudesse analisar isoladamente a resposta para cada estímulo. Após realizar os testes com estimulação monoaural, os sinais de cada canal serão analisados para verificar quais canais apresentavam resposta significativa ao estímulo (valor de MSC para a frequência de modulação do estímulo acima do valor crítico), e assim, selecionar os melhores canais, como também as combinações de portadora-moduladora para as quais os indivíduos apresentam maior amplitude de resposta.

Em posse das melhores combinações de portadora-moduladora, iniciam-se os testes com estimulação binaural sem que o indivíduo foque a atenção em um dos estímulos. Após vários testes, foi possível selecionar a melhor combinação de portadora-moduladora para realizar os testes com estimulação binaural com atenção focada em um dos estímulos. Assim, três testes foram realizados em cada indivíduo, no primeiro teste (teste 0) o indivíduo não recebe nenhuma orientação em relação a focar a atenção, pretendia-se que ele não focasse a atenção em nenhum estímulo para ter uma referência para analisar os testes com atenção focada em um estímulo. No teste 1 o indivíduo é orientado a focar a atenção em um dos

estímulos (estímulo1) e tentar ignorar o outro (estímulo 2), e, finalmente, no teste 2, ele deve focar a atenção no estímulo que foi ignorado no teste anterior.

Todos os testes foram analisados para o canal OZ, que apresentou melhor resposta para estimulação binaural sem focar atenção. Os gráficos da MSC no domínio da frequência foram plotados para todos os testes.

Nos testes sem focar a atenção, esperava-se obter valores bem próximos da MSC para as duas frequências moduladoras de cada estímulo, mas para alguns indivíduos isto não foi observado. O que dificultou a análise final, que era comparar o teste com a atenção em um dos estímulos com o teste sem atenção. Assim para facilitar a análise final dos testes, foram calculados os índices de atenção (I) aos estímulos para os testes 1 e 2. O índice de atenção, calculado com base no teste sem atenção, é dado por:

$$I_{Ai} = \frac{MSC(fmi)_A}{MSC(fmi)}, i = 1,2 \text{ e } A = 1,2 \quad (7)$$

onde i é no número do estímulo, fmi é a frequência moduladora do estímulo, $MSC(fmi)^A$ é o valor da MSC na frequência fmi para o teste que se focou a atenção no estímulo A (1 ou 2 para teste 1 ou 2, respectivamente), e $MSC(fmi)$ é o valor da MSC na frequência fmi para o teste 0, tomado como referência.

Assim, para cada teste com atenção são calculados dois índices de atenção, um para o estímulo em que se focou a atenção e outro para o estímulo ignorado. E como foram realizados dois testes de atenção, quatro índices de atenção são calculados.

Supondo que o valor da MSC para a frequência moduladora do estímulo aumenta quando o indivíduo foca a atenção neste estímulo, espera-se que para o teste em que o indivíduo foi orientado a focar a atenção no estímulo 1, o índice de atenção para $fm1$ (I_{11}) seja maior que para $fm2$ (I_{12}), e vice-versa para o outro teste. Assim, para facilitar a análise final dos testes diminuindo o número de variáveis, foi calculada a diferença entre os índices de atenção D_1 para o teste 1 e D_2 para o teste 2:

$$D_1 = I_{11} - I_{12} \quad (8)$$

$$D_2 = I_{22} - I_{21} \quad (9)$$

Assim, espera-se que D_1 e D_2 sejam sempre positivos.

3 Resultados e Discussões

3.1 Testes com estimulação monoaural

Após coletar os dados e realizar a análise da amplitude da MSC em cada canal para todos os testes com estimulação monoaural, foi possível observar os canais que apresentaram resposta significativa aos estímulos (amplitude de coerência acima do valor crítico: 0,0425 para estímulos de 2 minutos, e nível de significância de 5%), e entre esses, selecionar os cinco melhores canais. Os canais selecionados foram OZ, O2, O1, T6 e T5 da Figura 10, todos referenciados ao canal CZ.

De acordo com a literatura, a vantagem das frequências na faixa de 80 Hz é que elas não são muito afetadas pelo sono, mas as amplitudes de resposta a 40 Hz é 2 a 3 vezes maior que na faixa de 80 Hz durante vigília, e isto foi observado, pois poucos testes realizados usando as moduladoras na faixa de 80 Hz apresentaram resposta significativa. Como os testes exigiam que os indivíduos estivessem acordados para prestar atenção nos estímulos, as frequências pertencentes à faixa de 80 Hz foram rejeitadas.

Para os cinco canais selecionados, uma tabela foi construída com a média da MSC de todos os testes de estimulação monoaural para cada combinação portadora-moduladora que apresentaram amplitude da MSC acima do valor crítico. Analisando as tabelas foi possível observar qual canal em que o sinal coletado apresentava maior coerência média, e também quais as combinações de portadora-moduladora para as quais os indivíduos apresentaram as melhores respostas acima do valor crítico. Assim, observou-se que o canal OZ apresentava maior amplitude média de resposta para os estímulos modulados a 31,1323, 34,6567 e 39,356 Hz. A Tabela 2 mostra o valor médio da MSC para o canal OZ dos testes realizados com estimulação monoaural. Os quatro maiores valores estão destacados, e a média destes foram calculadas para 6 indivíduos, exceto para o estímulo de 0,5 kHz modulado a 31,1323 Hz, em que a média foi calculada para 11 indivíduos. Os valores nulos para a MSC_média indica que não se detectou resposta significativa ao estímulo para os testes realizados.

Tabela 2 – Média da MSC do canal OZ para estímulos modulados a 31,1323, 34,6567 e 39,356 Hz.

Fm(Hz)	31,1323		34,6567		39,356	
Fp (kHz)	MSC_média	Desvio Padrão	MSC_média	Desvio Padrão	MSC_média	Desvio Padrão
0,5	0,218	0,128	0,214	0	0,325	0,088
1	0,112	0,117	0,208	0,099	0,102	0
2	0	0	0,160	0,115	0,192	0,111
4	0	0	0	0	0,087	0

As Figuras 12, 14 e 16 mostram os valores da MSC do sinal do canal OZ de um mesmo indivíduo para os estímulos de 0,5 kHz modulado a 31,1323 Hz, 1 kHz modulado a 34,6567 e 2 kHz modulado a 39,356 Hz, respectivamente. As Figuras 13, 15 e 17 mostram os valores da MSC do sinal de outro indivíduo para os mesmos estímulos.

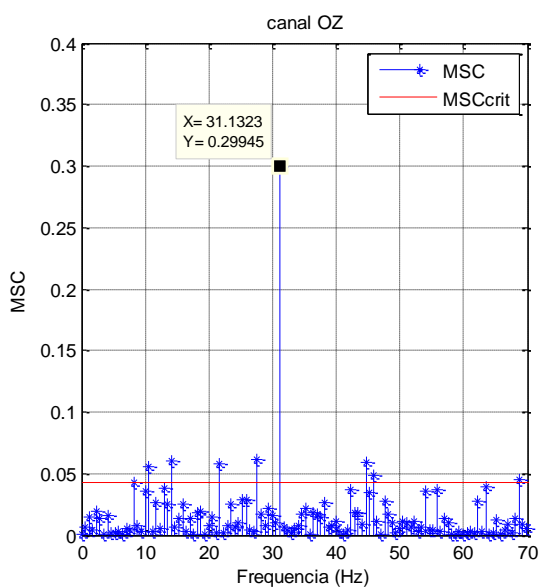


Figura 12 - MSC do sinal de EEG do canal OZ para indivíduo 1 sob estímulo de 0,5 kHz modulado a 31,1323 Hz.

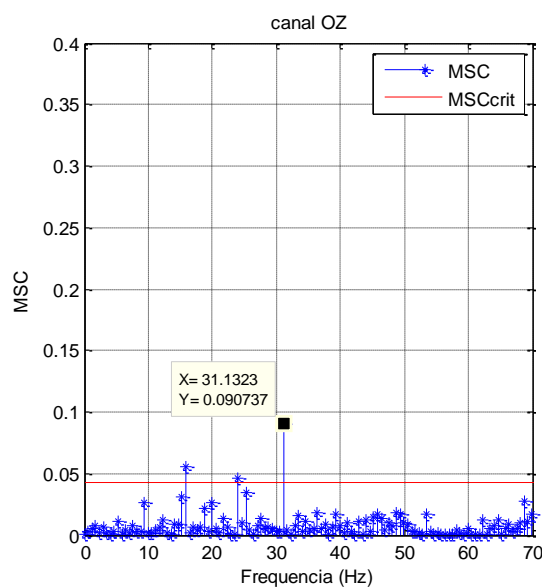


Figura 13 - MSC do sinal de EEG do canal OZ para indivíduo 2 sob estímulo de 0,5 kHz modulado a 31,1323 Hz.

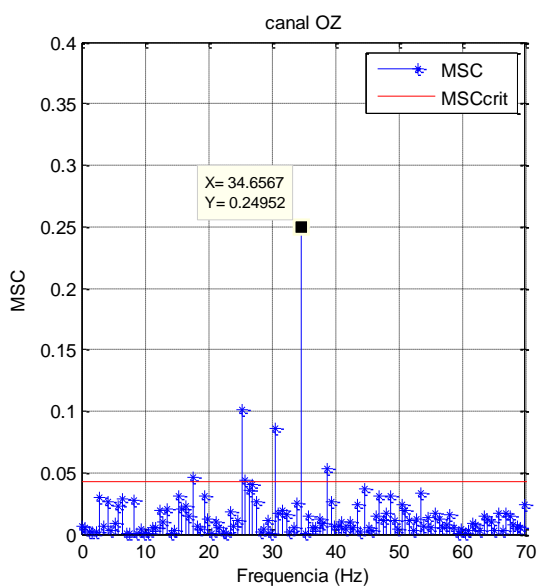


Figura 14 - MSC do sinal de EEG do canal OZ para indivíduo 1 sob estímulo de 1 kHz modulado a 34,6567 Hz.

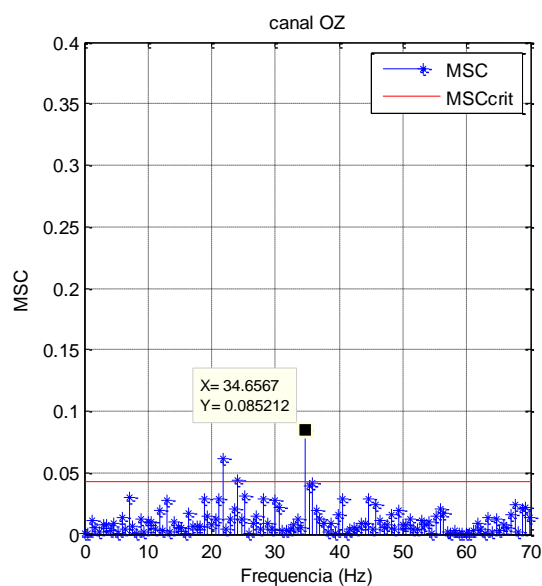


Figura 15 - MSC do sinal de EEG do canal OZ para indivíduo 2 sob estímulo de 1 kHz modulado a 34,6567 Hz.

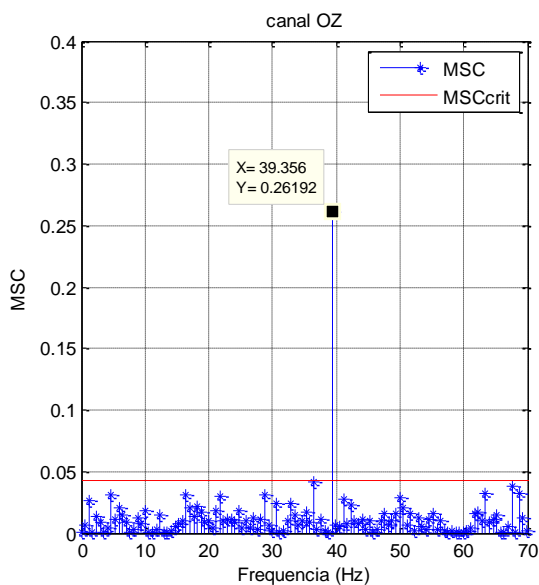


Figura 16 - MSC do sinal de EEG do canal OZ para indivíduo 1 sob estímulo de 2 kHz modulado a 39,356 Hz.

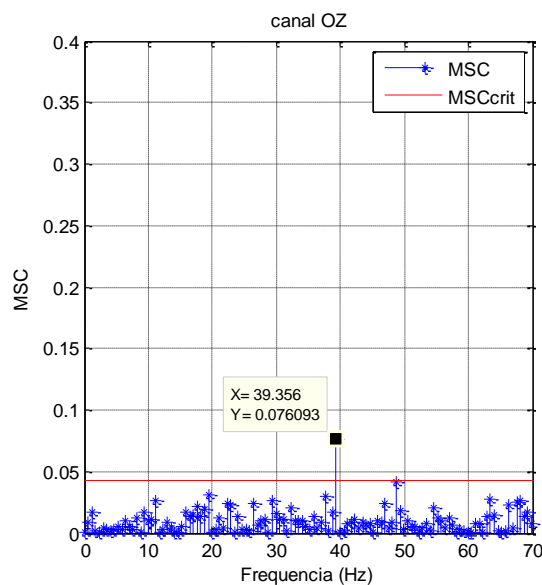


Figura 17 - MSC do sinal de EEG do canal OZ para indivíduo 2 sob estímulo de 2 kHz modulado a 39,356 Hz.

Analisando as figuras, observa-se que o indivíduo 1 apresentou respostas maiores comparadas com as respostas do indivíduo 2.

A Tabela 3 mostra as melhores combinações de portadora-moduladora retiradas da Tabela 2.

Tabela 3 – Melhores combinações de portadora-moduladora para os estímulos.

Estímulo	Frequência portadora (kHz)	Frequência moduladora (Hz)
1	0,5	31,1323
2	2	39,356
3	1	34,6567
4	0,5	39,356

3.2 Testes com estimulação binaural sem atenção

Selecionadas as melhores combinações, iniciaram-se os testes com estimulação binaural sem que o indivíduo focasse atenção em um dos estímulos. Os resultados estão apresentados na Tabela 4, onde a MSC_média foi calculada para no mínimo 3 indivíduos.

Tabela 4 – Média da MSC dos sinais de EEG do canal OZ para estimulação binaural sem focar atenção:

Fp(kHz) Fm(Hz)	Combinação de estímulos	MSC_média	Desvio padrão
0,5 31,1323	1-3	0,172	0,082
1 34,6567		0,130	0,077
0,5 31,1323	1-2	0,178	0,089
2 39,356		0,129	0,073
0,5 39,356	3-4	0,289	0,041
1 34,6567		0,097	0,058
1 34,6567	2-3	0,131	0,043
2 39,356		0,133	0,038

Através da Tabela 4, observa-se que os valores médios da MSC para ambos os estímulos da combinação são mais próximos para a combinação 2-3. Assim, pressupôs-se que usando essa combinação nos testes para focar a atenção, a resposta do indivíduo ao estímulo focado seria mais facilmente observada. Mas, nos testes de estimulação binaural realizados

com as combinações dos estímulos 1-3, 2-3 e 3-4, em que os indivíduos foram instruídos a focar a atenção em um estímulo, observou-se que para a maioria dos indivíduos a resposta ao estímulo que se deveria focar a atenção se apresentava menor comparada com a do estímulo que não se deveria focar a atenção. Além disso, indivíduos alegaram sentir grande dificuldade em focar a atenção no estímulo com estas combinações. Supõe-se que isto aconteceu devido à semelhança dos estímulos, pois as frequências portadoras dos mesmos eram próximas. Usando a combinação de estímulos 1-2, nenhum indivíduo alegou sentir dificuldade em focar atenção nos estímulos. A partir disso, os testes com atenção foram realizados usando a combinação de estímulos 1-2.

3.3 Testes com estimulação binaural com atenção

Como dito anteriormente, foram realizados três testes de atenção para cada indivíduo, o teste 0 sem focar a atenção, o teste 1 focando a atenção no estímulo de 0,5 kHz (estímulo 1), e o teste 2 no estímulo de 2 kHz (estímulo 2). Os testes de cada indivíduo são representados por uma letra, referente ao indivíduo, seguido do número do teste.

O algoritmo implementado em Matlab calcula a MSC dos sinais do canal OZ e plota o gráfico da MSC. As Figuras 18, 19 e 20 mostram os valores de MSC para os três testes de um mesmo indivíduo.

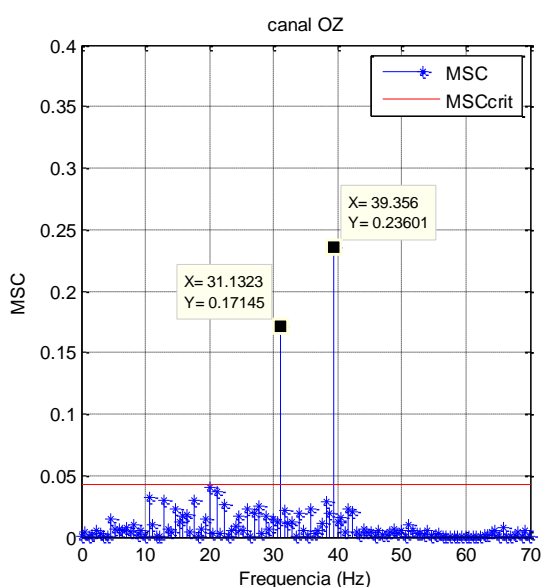


Figura 18 – MSC do sinal de EEG do canal OZ do indivíduo B sob estimulação binaural sem focar atenção (teste B0).

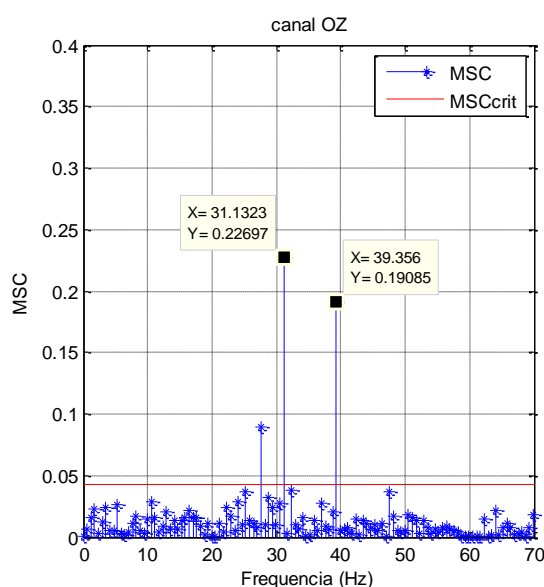


Figura 19 – MSC do sinal de EEG do canal OZ do indivíduo B sob estimulação binaural focando atenção no estímulo de 0,5 kHz (teste B1).

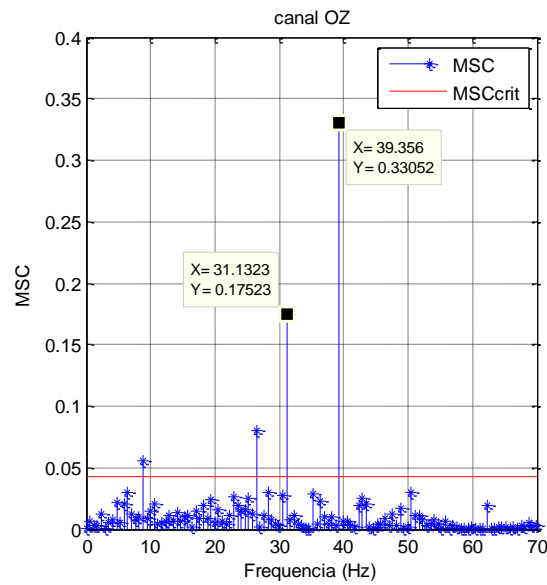


Figura 20 – MSC do sinal de EEG do canal OZ do indivíduo B sob estimulação binaural focando a atenção no estímulo de 2 kHz (teste B2).

Analisando as Figuras 18, 19 e 20 torna-se mais fácil entender como foi calculado o índice de atenção (I) e a diferença entre eles. Calculando os índices de atenção para o canal OZ, tem-se:

$$I_{11} = \frac{0,22697}{0,17145} = 1,324$$

$$I_{12} = \frac{0,19085}{0,23601} = 0,809$$

$$I_{21} = \frac{0,17523}{0,17145} = 1,022$$

$$I_{22} = \frac{0,33052}{0,23601} = 1,400$$

Assim,

$$D_1 = I_{11} - I_{12} = +0,515$$

$$D_2 = I_{22} - I_{21} = +0,378$$

Para alguns indivíduos, o teste 1 era realizado com atenção focada em 2 kHz e o terceiro em 0,5 kHz, mas para analisar os dados, foi considerado que todos os testes com atenção focada em 0,5 kHz era o teste 1 e o com atenção em 2 kHz, o teste 2.

O algoritmo implementado para calcular a MSC, foi incrementado de forma que quando se fornecia os três testes de cada indivíduo, a diferença entre os índices de atenção para cada teste era calculada somente para os canais que apresentavam valor de MSC acima do valor crítico para as frequências moduladoras 31,1323 e 39,356 Hz, para os testes 1 e 2, respectivamente, e o algoritmo também retornava quais eram esses canais. Em posse destes canais, construiu-se a Tabela 8 do Apêndice A que mostra a relação D da soma dos índices de atenção para os canais*, e também de algumas combinações dos canais*, todos referenciados ao canal CZ. Na Tabela 5 estão apresentados os valores de D da Tabela 8 para os canais* e também para O1, O2 e OZ. Pode-se observar os valores de D_1 e D_2 calculados acima para o indivíduo B na Tabela 5. Os valores de D para mais de um canal, representa a diferença do somatório dos índices de atenção dos canais. Os valores em destaque indicam para quais testes e eletrodos, detectou-se corretamente os dois estímulos em que o indivíduo focou a atenção.

Tabela 5– Valores de D para os canais referenciados ao canal CZ.

Teste 0	Teste 1	Teste 2	Canais*	Canais*		O1,O2,OZ		OZ	
Atenção: nenhum	Atenção: 0,5kHz	Atenção: 2kHz		D1	D2	D1	D2	D1	D2
A0	A1	A2	T5,P3,O1	-4,754	+2,98	!	!	!	!
B0	B1	B2	P3,O1,T6,P4,O2,PZ,OZ	+5,159	+1,51	+2,071	+0,36	+0,515	+0,378
C0	C1	C2	!	!	!	!	!	!	!
D0	D1	D2	!	!	!	!	!	!	!
E0	E1	E2	!	!	!	!	!	!	!
F0	F1	F2	!	!	!	!	!	!	!
G0	G1	G2	!	!	!	!	!	!	!
H0	H1	H2	O1	-1,207	+1,135	!	!	!	!
I0	I1	I2	!	!	!	!	!	!	!
J0	J1	J2	!	!	!	!	!	!	!
K0	K1	K2	!	!	!	!	!	!	!
L0	L1	L2	T5,FZ,PZ,OZ	-1,975	+4,631	!	!	-1,943	+4,409
M0	M1	M2	O1,T6,OZ	-1,538	+1,193	!	!	-0,328	+0,234
N0	N1	N2	P3,O1,T6,P4,O2,OZ	+2,138	-3,793	+0,957	-2,430	+0,185	-0,618
O0	O1	O2	!	!	!	!	!	!	!
P0	P1	P2	!	!	!	!	!	!	!
Q0	Q1	Q2	T5,P3,O1,T6,P4,O2,OZ	+17,55	+0,847	+6,838	+0,396	+1,696	+0,009

Canais* = canais para os quais o valor da MSC é maior que o valor crítico (0,0425) para as frequências de modulação 31,1323Hz e 39,356Hz dos testes 1 e 2, respectivamente.

! = nenhum canal do teste apresentou valor de MSC acima do valor crítico para as frequências moduladoras dos estímulos.

Através Tabela 5, observa-se que somente 41% dos indivíduos apresentaram valor de MSC acima do valor crítico para pelo menos um canal. Ou seja, em menos da metade dos indivíduos conseguiu-se detectar alguma resposta ao estímulo. Em 40% dos indivíduos que apresentaram resposta para o canal OZ (anteriormente selecionado como o canal que apresentava a melhor resposta), detectou-se corretamente a atenção focada nos dois estímulos.

Com o objetivo de aumentar o número de testes com respostas significantes e também a porcentagem de D com valor positivo, o que significa detectar corretamente o estímulo em que o indivíduo focou a atenção, analisou-se novamente todos os testes usando diferentes referências para os canais.

Assim, a mesma análise foi realizada usando o canal OZ como referência. A Tabela 9 do Apêndice A mostra os canais que apresentaram resposta significativa ao estímulo e os valores de D para algumas combinações dos canais*. E a Tabela 6, mostra os melhores resultados da Tabela 9.

Tabela 6– Valores de D para os canais referenciados ao canal OZ.

Teste 0	Teste 1	Teste 2	Canais*	Canais*		F3,C3,F4,C3,FZ		FZ	
				D1	D2	D1	D2	D1	D2
Atenção: nenhum	Atenção: 0,5kHz	Atenção: 2kHz							
A0	A1	A2	F3, F4, FZ	+0,9587	-1,210	!	!	+0,3895	-0,408
B0	B1	B2	F7, F3, C3, P3, F8, F4, C4, P4, FZ, CZ, PZ	+11,0734	+6,5552	+4,709	+1,4726	+0,9252	+0,4434
C0	C1	C2	C3, C4, FZ	-0,871	-0,760	!	!	-0,039	-0,427
D0	D1	D2	F3, C4, F4, C4, FZ	-0,256	-0,382	-0,256	-0,382	-0,044	-0,097
E0	E1	E2	F7, T3, F3, C3, F4, C4, FZ, PZ	-0,521	-0,281	+1,0765	-1,793	-0,073	-0,472
F0	F1	F2	!	!	!	!	!	!	!
G0	G1	G2	!	!	!	!	!	!	!
H0	H1	H2	!	!	!	!	!	!	!
I0	I1	I2	F7, F3, C3, F4, C4, FZ	+0,009	+0,9254	-1,140	+0,346	-0,342	-0,008
J0	J1	J2	!	!	!	!	!	!	!
K0	K1	K2	F3, FZ	+3,7901	-0,450	!	!	+2,1573	-0,253
L0	L1	L2	Fp1, F3, C4, T6, Fp2, F4, C4, FZ, CZ	-14,437	+28,6332	-4,383	+14,8502	-1,228	+2,7485
M0	M1	M2	F3, C3, FZ, CZ	-0,196	-1,050	!	!	+0,6246	-0,847
N0	N1	N2	T3, F3, C3, F4, C4, FZ, CZ	+5,2069	-2,479	+4,3003	-2,035	+0,7543	-1,730
O0	O1	O2	!	!	!	!	!	!	!
P0	P1	P2	F3, F4	+1,3977	-1,416	!	!	!	!
Q0	Q1	Q2	F3, C3, F4, C4, FZ, CZ	+7,416	+0,3166	+5,7202	+0,3072	+0,6085	+0,2669

Analisando a Tabela 6, observa-se que 12 dos 17 indivíduos testados apresentaram resposta significativa para pelo menos um canal, ou seja, em 71% dos indivíduos conseguiu-se detectar alguma resposta ao estímulo, um aumento de 29% de indivíduos em comparação com as análises realizadas com a referência CZ. Mas ao analisar os valores de D calculados percebe-se que a porcentagem de acerto diminuiu. Somente em 18% dos indivíduos que apresentaram resposta para o canal FZ (canal que apresentou maiores valores de MSC_média para os teste de estimulação binaural sem focar atenção), detectou-se corretamente o estímulo

em que o indivíduo focou atenção. A Tabela 10 no Apêndice A, mostra os valores da MSC_média dos testes com estimulação binaural sem focar atenção do canal FZ com referência no canal OZ.

Não satisfeitos com os resultados encontrados usando as referências CZ e OZ, resolveu-se analisar os sinais de EEG com referência biauricular, referência utilizada na coleta dos sinais. A Tabela 11 do Apêndice A mostra os canais que apresentaram resposta significativa ao estímulo e os valores de D para algumas combinações dos canais*. A Tabela 7, mostra os melhores resultados da Tabela 11.

Tabela 7– Valores de D para os canais com referência biauricular.

Teste 0	Teste 1	Teste 2	Canais*	Canais*		C3,FZ		C3		FZ	
Atenção: nenhum	Atenção: 0,5kHz	Atenção: 2kHz		D1	D2	D1	D2	D1	D2	D1	D2
A0	A1	A2	C3,T4,C4,FZ	-2,745	+5,0677	+0,08	+0,0794	+0,3948	+0,0487	-0,315	+0,0307
B0	B1	B2	F7,F3,C3,F4,C4,FZ,CZ	-5,544	+16,1576	+0,8784	+1,819	+1,119	-0,428	-0,241	+2,2469
C0	C1	C2	!	!	!	!	!	!	!	!	!
D0	D1	D2	F7,Fp1,F3,C3,F4,C4,FZ	+1,9978	+2,3995	+0,448	+0,6715	+0,2314	+0,3673	+0,2165	+0,3042
E0	E1	E2	F7,T3,F3,C3,P3,F4,C4,FZ	+19,6637	-1,694	+1,4425	-0,257	+0,895	+0,2865	+0,5475	-0,543
F0	F1	F2	!	!	!	!	!	!	!	!	!
G0	G1	G2	!	!	!	!	!	!	!	!	!
H0	H1	H2	F3,C3,F4,C4,FZ,CZ,PZ	+4,547	+6,2749	+1,5741	+0,8025	+0,6819	+0,517	+0,8922	+0,2855
I0	I1	I2	F7,C3,FZ	-0,053	+0,3454	-0,744	+0,1002	-0,206	+0,1351	-0,539	-0,035
J0	J1	J2	P4	-3,726	+120,3502	!	!	!	!	!	!
K0	K1	K2	!	!	!	!	!	!	!	!	!
L0	L1	L2	F3,C3,C4,FZ,PZ	+1,4558	-6,575	-0,435	-1,574	-1,022	-1,132	+0,5871	-0,442
M0	M1	M2	!	!	!	!	!	!	!	!	!
N0	N1	N2	T3,F3,C3,F4,C4,P4,FZ,CZ	+10,0711	-6,680	+1,3169	-0,817	+0,1944	+0,751	+1,1225	-1,568
O0	O1	O2	!	!	!	!	!	!	!	!	!
P0	P1	P2	!	!	!	!	!	!	!	!	!
Q0	Q1	Q2	C3,P3,C4,FZ,CZ,PZ	+7,9005	-0,744	+1,4271	+0,1987	+0,842	+0,0451	+0,5851	+0,1536

Comparando as Tabelas 6 e 7, vemos que o número de indivíduos que apresentou resposta significativa ao estímulo para pelo menos um canal diminuiu. Em 59% da população que participou dos testes, conseguiu-se detectar resposta ao estímulo em algum canal. Entretanto, analisando os valores positivos de D para os testes 1 e 2 (valores em destaque), observa-se que a taxa de acerto de detecção do estímulo focado aumentou quando se analisa o canal C3, canal presente em 90% dos indivíduos que apresentaram resposta. Em 67% dos indivíduos que apresentaram resposta para o canal C3, detectou-se corretamente o estímulo focado para os dois testes com atenção.

Alguns voluntários disseram sentir dificuldade em focar atenção em apenas um estímulo, devido a isto os testes com alguns voluntários apresentaram respostas significantes para apenas um dos estímulos. Analisando as Tabelas 5, 6 e 7 observa-se que alguns indivíduos não apresentaram resposta significativa a nenhum estímulo nas três referências utilizadas. Isto pode ter ocorrido por vários motivos, dentre eles pode-se destacar:

- A duração de tempo dos estímulos, pois nem todas as pessoas começam a responder a estímulos no mesmo instante, algumas necessitam de um tempo maior para apresentar resposta;
- Estes indivíduos podem se portadores de alguma deficiência auditiva nas frequências portadoras dos estímulos de 0,5 e 2 kHz;
- Estes indivíduos podem apresentar algum distúrbio de atenção, o que os impediu focar atenção nos estímulos;
- Pode-se ter cometido algum erro durante a coleta dos dados, como por exemplo, eletrodos mal conectados ao couro cabeludo;
- Os indivíduos poderiam estar em estado de sonolência durante a coleta, o que enfraqueceu a amplitude de resposta;

Talvez uma etapa de treinamento pudesse melhorar o desempenho das respostas dos indivíduos aos estímulos. Esta etapa seria realizada após o teste 0, onde os estímulos seriam reproduzidos para o indivíduo por alguns minutos, e eles ficariam treinando focar a atenção nos estímulos, sem que os sinais de EEG sejam registrados. Após alguns minutos de treinamento, dar-se-ia um tempo para o indivíduo descansar e logo depois realizaria os testes 1 e 2.

4 Conclusão

Este trabalho propôs um sistema de detecção de ASSRs baseado na atenção de indivíduos a um estímulo auditivo, dentre dois apresentados simultaneamente. Os testes realizados mostram que as ASSRs são mais facilmente detectada para estímulos senoidais de 0,5 e 2 kHz modulados em amplitude a 31,1323 e 39,356 Hz, respectivamente. Em 53% da população (voluntários) que participou dos testes com atenção, observou-se respostas aos estímulos no canal C3 com referência biauricular, e dentre estes, 67% apresentaram um aumento na amplitude do sinal de EEG na frequência moduladora do estímulo em que se focou atenção.

Assim, conclui-se que a MSC é uma técnica capaz de detectar ASSR, assim como o efeito da atenção no estímulo que evoca a mesma. O que possibilita a aplicação de ASSRs como paradigmas para ICC.

Trabalhos Futuros

Conseguindo aumentar o desempenho das respostas e a taxa de acerto de detecção ao estímulo focado, poder-se-á comunicar com pacientes em estado vegetativo, pois cientistas americanos conseguiram identificar sinais de consciência em um paciente em estado vegetativo por meio de uma técnica de imagem por ressonância magnética funcional que detectava uma área diferente do cérebro quando o paciente imaginava atividades motoras, e se comunicaram com o doente enquanto este respondia as perguntas apenas mentalmente [48]. Assim estes pacientes poderiam responder perguntas simples, como sim e não, focando atenção em um dos dois estímulos apresentados, sendo que seria pré-definido qual estímulo representaria o sim e qual representaria o não.

Para os pesquisadores, este é um marco da ciência, que poderá em um futuro próximo, transformar a maneira como médicos, enfermeiros e familiares tratam pacientes em coma, podendo proporcioná-lo melhores condições de vida, pelo simples fato do paciente poder responder “sim” ou “não”. Além de abrir caminho para que o próprio paciente em estado vegetativo possa tomar decisões quanto ao seu tratamento [48].

Referências Bibliográficas

- [01] K. H. Chiappa (1997). *Evoked Potentials in Clinical Medicine*, New York: Raven Press, 2nd edition, 1997 15
- [02] A. Dimitrijevic, M. S. John, P. Van Roon, D. W. Purcell, J. Adamonis, J. Ostroff, J. M. Nedzelski, and T. W. Picton (2002). Estimating the audiogram using multiple auditory steady-state response. *J. Am. Acad. Audiol.*, 13: 205-224, 2002. 15
- [03] M. L. Schwartz, T. F. Panetta, B. J. Kaplan, A. D. Legatt, W. D. Suggs, K. R. Wengerter, M. L. Marin, and F. J. Veith (1996). Somatosensory evoked potential monitoring during carotid surgery. *Cardiovascular Surgery*, 4:77-80, 1996. 15
- [04] G. Celesia (1998). Visual evoked potentials and electroencephalograms. In: *Niedermeyer, E., Lopes da Silva, F. H (eds), Electroencephalography – Basic principles, Clinical Applications and Related Fields*, 1998. Cap. 10. 15
- [05] S. Kuwada, R. Batra, and V. I. Maher (1986). Scalp potentials of normal and hearing-impaired subjects in response to sinusoidally amplitude modulated tones. *Hear. Res.*, 21(2):179-192, 1986. 15
- [06] W. F. Dolphin e D. C. Mountain (1992). The envelope following response – scalp potentials elicited in the mongolian gerbil using sinusoidally amplitude modulated acoustic signals. *Hear. Res.*, 58(1):70-78, 1992. 16
- [07] P. X. Joris, C. E. Schreiner e A. Rees (2004). Neural processing of amplitude modulated sounds. *Physiol. Rev.*, 84(1):541-577, 2004. 16, 23
- [08] L. T. Cohen, F. W. Rickards e G. M. Clark (1991). A comparison of steady-state evoked potentials to modulated tones in awake and sleeping humans. *J. Acoust. Soc. Am.*, 90(5):2467-2479, 1991. 16
- [09] E. C. Levi, R. C. Folsom e R. A. Dobie (1993). Amplitude modulation following response (amfr) - effects of modulation rate, carrier frequency, age and state. *Hear. Res.*, 68(1):42-52, 1993. 16
- [10] R. Galambos, S. Makeig e P. J. Talmachoff (1981). A 40 Hz auditory potential recorded from the human scalp. *P. Natl. Acad. Sci. Biol.*, 78(4):2643-2647, 1981. 16
- [11] R. D. Linden, K. B. Campbell, G. Hamel e T. W. Picton (1985). Human auditory steady-state potentials during sleep. *Ear Hearing*, 6(1):167-174, 1985. 16
- [12] D. R. Stapells, R. Galambos, J. A. Costello e S. Makeig (1988). Inconsistency of auditory middle latency and steady-state responses in infants. *Electroenceph. Clin. Neurophysiol.*, 71(4):289-295, JUL-AUG 1988. 16
- [13] G. Plourde e T. W. Picton (1990). Human auditory steady-state response during general anesthesia. *Anesth. Analg.*, 71(5):460-468, Nov. 1990. 16
- [14] M. S. John, O. G. Lins, B. L. Boucher e T. W. Picton (1998). Multiple auditory steady-state responses (master): Stimulus and recording parameters. *Audiology*, 37(1):59-82, 1998. 16
- [15] M. Aoyagi, T. Kiren, Y. Kim, Y. Suzuki, T. Fuse, e Y. Koike (1993). Optimal modulation frequency for amplitude modulation following response in young children during sleep. *Hear. Res.*, 65(1-2):253-261, Feb 1993. 16
- [16] F. W. Rickards, L. E. Tan, L. T. Cohen, O. J. Wilson, J. H. Drew e G. M. Clark (1994). Auditory steady-state evoked potential in newborns. *Brit. J. Audiol.*, 28(6):327-337, Dec. 1994. 16
- [17] R. D. Linden, T. W. Picton, G. Hamel, K. B. Campbell (1985). Human auditory steady-state evoked potentials during selective attention. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol.* 1987; 66:145-59. 16
- [18] H. T. Tiitinen, J. Sinkkonen, K. Reinikainen, K. Alho, J. Lavikainen, and R. Naatanen (1993). Selective attention enhances the auditory 40-Hz transient response in humans. *Nature*, 364(6432):59-60, 1993. 16
- [19] B. Ross, T. W. Picton, A. T. Herdman, S. A. Hillyard, and C. Pantev (2004). The effect of attention on the auditory steady-state response. *Neurology and Clinical Neurophysiology*, (22):1-4, 2004. 16
- [20] N. Birbaumer, A. Kubler, N. Ghanayim, T. Hinterberger, J. Perelmouter, J. Kaiser, I. Iversen, B. Kotchoubey, N. Neumann, and H. Flor (2000). The thought translation device (ttD) for completely paralyzed patients. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, 8:190-193, 2000. 17
- [21] J. R. Wolpaw, N. Birbaumer, D. J. McFarland, G. Pfurtscheller, and T. M. Vaughan (2002). Brain-computer interfaces for communication and control. *Clinical Neurophysiology*, 113:767-791, 2002. 17

- [22] A. Kubler, N. Neumann, J. Kaiser, B. Kotchoubey, T. Hinterberger, and N. P. Birbaumer (2001). Brain-computer communication: self-regulation of slow cortical potentials for verbal communication. *Arch Phys Med*, 82:1555-1539, 2001. 17
- [23] E. Donchin, K. M. Spencer, and R. Wijeshingle (2000). The mental prosthesis: Assessing the speed of a p300-based brain-computer interface. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, 8:174-179, 2000. 17
- [24] L.A. Riggs, F. Tatloff, J. C. Cornsweet, and T. N. Cornsweet (1953). The Disappearance of Steadily Fixated Visual Test Objects. *Journal of the Optical Society of America*, 43(6), 495-501. 17
- [25] S. A. Hillyard, R. F. Hink, V. L. Schwent, and T. W. Picton (1973). Electrical signs of selective attention in the human brain. *Science*, 182:174-179, 1973. 17
- [26] Página na internet acessada no dia 02 de dezembro de 2010: http://pt.wikipedia.org/wiki/C%C3%A9rebro_humano 18
- [27] Página na internet acessada no dia 02 de dezembro de 2010: <http://psinet12ab.blogspot.com/2008/01/os-lobos-cerebrais.html> 18
- [28] Página na internet acessada no dia 02 de dezembro de 2010: <http://www.portalsaofrancisco.com.br/alfa/corpo-humano-sistema-sensorial/audicao-18.php>. 19
- [29] I. A. Ginsberg e T. P. While (1999). Considerações otológicas em audiologia. In: Katz, J. (editor), *Tratado de Audiologia Clínica*, 1999. 4 ed., Manole Ltda. 19, 20
- [30] L. B. Felix (2006). Detecção objetiva de respostas auditivas em regime permanente: aplicação em exames audiológicos. Tese de Doutorado. UFMG, 2006. 21, 22, 23, 24, 25
- [31] C. D. Geisler (1987). Coding of acoustic signals on the auditory nerve. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, 6(2): 22-28, 1987. 21
- [32] C. W. Parkins (1983). Cochlear implant: a sensory prosthesis frontier. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, 2(2): 18-26, 1983. 21
- [33] Página na internet acessada no dia 02 de dezembro de 2010: <http://www.musicaeadoracao.com.br/audicao/ouvido.htm>. 19, 20, 23
- [34] G. D. Pollak, R. M. Burger e A. Klug (2003). Dissecting the circuitry of the auditory system. *Trends in Neurosciense*, 26(1): 33-39, 2003. 23
- [35] D. M. Capary, P. S. Palombi e L. F. Hughes (2002). Gabaergic inputs shape responses to amplitude modulated stimuli in the inferior colliculus. *Hear. Res.*, 168(1): 163-173, 2002. 23
- [36] S. M. Khanna e M. C. Teich (1989). Spectral characteristic of the responses of primary auditory-nerve fibers to amplitude-modulated signals. *Hear. Res.*, 39(1): 143-157, 1989. 23
- [37] B. S. Krishna e M. N. Semple (2000). Spectral characteristics of responses of primary auditory-nerve fibers to amplitude-modulated signals. *J. Neurophysiol.*, 84(3):225-273, 2000. 23
- [38] R. A. Dobie, M. J. Wilson, (1989). Analysis of auditory evoked potentials by magnitude-squared coherence. *Ear Hearing*, v. 10, n. 1, p. 2-13, 1989. 29
- [39] C. J. Tierra-Criollo, (2001). Monitorização Objetiva da Resposta à Estimulação Somato- Sensitiva Utilizando Parâmetros Espectrais. Tese (Doutorado em Ciências em Engenharia Biomédica), COPPE/UF RJ, Rio de Janeiro, Brasil, 2001. 29
- [40] A. M. F. L. Miranda de Sá, L. B. Felix, A. F. C. Infantsi (2004). A Matrix-Based Algorithm for Estimation Multiple Coherence of a Periodic Signal and Its Application to the Multichannel EEG During Sensory Stimulation. *IEEE Trans. Biomedical Eng.*, v. 51, n. 7, p. 1140-1146, 2004. 29
- [41] A. M. F. L. Miranda de Sá, A. F. C. Infantsi (2005). Evaluating the entrainment of the alpha rhythm during stroboscopic flash stimulation by means of coherence analysis. *Medical Engineering & Physics*, v. 27, n. 2, p. 167-173, 2005. 29
- [42] S.A.S. Filho (2010). Magnitude Quadrática da Coerência na Detecção da Imaginação do Movimento para Aplicação em Interface Cérebro-Máquina. Tese de Doutorado. UFMG, 2010. 31
- [43] Página na internet acessada no dia 30 de dezembro de 2010: <http://gdmo.blogspot.com/2009/05/exercicio-de-atencao-e-concentracao.html>. 18
- [44] Página na internet acessada no dia 30 de dezembro de 2010: http://www.ibb.unesp.br/nadi/museu2_qualidade/museu2_corpo_humano/museu2_como_funciona/museu_homem_nervoso/Museu2_homem_nervoso_audicao/Museu2_homem_nervoso_audicao.htm. 22
- [45] Página na internet acessada no dia 02 de dezembro de 2010: <http://www.etymotic.com/pro/er5a-acc.aspx>. 27
- [46] Página na internet acessada no dia 30 de dezembro de 2010: <http://it.wikipedia.org/wiki/Portale:Neuroscienze>. 28
- [47] Página na internet acessada no dia 02 de dezembro de 2010: <http://www.lynxtec.com.br/medica.htm>. 29

- [48] Página na internet acessada no dia 02 de dezembro de 2010: <http://oglobo.globo.com/ciencia/mat/2010/02/04/cientistas-conseguem-detectar-sinais-de-consciencia-em-cerebro-de-paciente-em-coma-915781530.asp>. 46
- [49] Página na internet acessada no dia 30 de dezembro de 2010: http://www.ib.usp.br/~fvrodrigues/Fisiologia_da_musica.htm 21
- [50] R. A. Dobie e M. J. Wilson (1993). Objective detection in the frequency domain. *Electroencephalodr. Clin. Neurophysiol.*, 88:516-524, 1993. 24
- [51] T. W. Picton, M. S. John, Dimitrijevic and A. D. Purcell (2003). Human auditory steady-state responses. *Int. J. Audiol.*, 42(4):177-219, 2003. 24
- [52] L. B. Felix, J. E. Moraes, A. M. F. L. Miranda de Sá, H. C. Yehia e M. F. D. Moraes (2005). Avoiding spectral leakage in objective detection of auditory steady-state evoked responses in the inferior colliculus of rat using coherence. *J. Neurosci. Meth.*, 144(2):249–255, JUN 2005. 24
- [53] A. M. F. L. Miranda de Sá e L. B. Felix (2002). Improving the detection of evoked responses to periodic stimulation by using multiple coherence – application to eeg during photic stimulation. *Med Eng Phys*, 24(4):245–252, 2002. 24

Apêndice A

Tabela 8–Canais com MSC acima do valor crítico e valores de D para os canais referenciados ao canal CZ.

Teste 0	Teste 1	Teste 2	Canais*	Canais*		O1,O2,OZ		O1,OZ		O2,OZ		O1		O2		OZ	
				D1	D2	D1	D2	D1	D2	D1	D2	D1	D2	D1	D2	D1	D2
A0	A1	A2	T5,P3,O1	-4,754	+2,98	!	!	!	!	!	!	-0,706	+0,926	!	!	!	!
B0	B1	B2	P3,O1,T6,P4,O2,PZ,OZ	+5,159	+1,51	+2,071	+0,36	+0,9669	+0,611	+1,62	+0,127	+0,452	+0,232	+1,104	-0,251	+0,515	+0,378
C0	C1	C2	!	!	!	!	!	!	!	!	!	!	!	!	!	!	!
D0	D1	D2	!	!	!	!	!	!	!	!	!	!	!	!	!	!	!
E0	E1	E2	!	!	!	!	!	!	!	!	!	!	!	!	!	!	!
F0	F1	F2	!	!	!	!	!	!	!	!	!	!	!	!	!	!	!
G0	G1	G2	!	!	!	!	!	!	!	!	!	!	!	!	!	!	!
H0	H1	H2	O1	-1,207	+1,135	!	!	!	!	!	!	-1,207	+1,135	!	!	!	!
I0	I1	I2	!	!	!	!	!	!	!	!	!	!	!	!	!	!	!
J0	J1	J2	!	!	!	!	!	!	!	!	!	!	!	!	!	!	!
K0	K1	K2	!	!	!	!	!	!	!	!	!	!	!	!	!	!	!
L0	L1	L2	T5,FZ,PZ,OZ	-1,975	+4,631	!	!	!	!	!	!	!	!	!	!	-1,943	+4,409
M0	M1	M2	O1,T6,OZ	-1,538	+1,193	!	!	-1,023	+1,063	!	!	-0,695	+0,829	!	!	-0,328	+0,234
N0	N1	N2	P3,O1,T6,P4,O2,OZ	+2,138	-3,793	+0,957	-2,430	+0,5237	-1,688	+0,618	-1,360	+0,339	-1,071	+0,433	-0,742	+0,185	-0,618
O0	O1	O2	!	!	!	!	!	!	!	!	!	!	!	!	!	!	!
P0	P1	P2	!	!	!	!	!	!	!	!	!	!	!	!	!	!	!
Q0	Q1	Q2	T5,P3,O1,T6,P4,O2,OZ	+17,55	+0,847	+6,838	+0,396	+3,5938	+1,099	+4,445	+0,15	+2,749	+0,14	+2,393	+0,247	+1,696	+0,009

Tabela 9 – Canais com MSC acima do valor crítico e valores de D para os canais referenciados ao canal OZ.

Teste 0	Teste 1	Teste 2	Canais*	Canais*		F3,C3,F4,C3,FZ		F3,F4,FZ		C3,C4,FZ		F3		C3		FZ	
				D1	D2	D1	D2	D1	D2	D1	D2	D1	D2	D1	D2	D1	D2
Atenção: nenhum	Atenção: 0,5kHz	Atenção: 2kHz															
A0	A1	A2	F3,F4,FZ	+0,9587	-1,210	!	!	+0,959	-1,210	!	!	+0,465	-0,807	!	!	+0,39	-0,408
B0	B1	B2	F7,F3,C3,P3,F8,F4,C4,P4,FZ,CZ,PZ	+11,073	+6,5552	+4,709	+1,4726	+2,805	+1,402	+2,829	+0,514	+2,326	+0,423	+1,601	-0,341	+0,925	+0,443
C0	C1	C2	C3,C4,FZ	-0,871	-0,760	!	!	!	!	-0,871	-0,760	!	!	-0,540	-0,220	-0,039	-0,427
D0	D1	D2	F3,C4,F4,C4,FZ	-0,256	-0,382	-0,256	-0,382	-0,129	-0,098	-0,171	-0,381	-0,163	-0,016	-0,108	-0,111	-0,044	-0,097
E0	E1	E2	F7,T3,F3,C3,F4,C4,FZ,PZ	-0,521	-0,281	+1,077	-1,793	+0,673	-1,946	+0,331	-0,320	-0,042	-0,504	+0,101	+0,257	-0,073	-0,472
F0	F1	F2	!	!	!	!	!	!	!	!	!	!	!	!	!	!	!
G0	G1	G2	!	!	!	!	!	!	!	!	!	!	!	!	!	!	!
H0	H1	H2	!	!	!	!	!	!	!	!	!	!	!	!	!	!	!
I0	I1	I2	F7,F3,C3,F4,C4,FZ	+0,009	+0,9254	-1,140	+0,346	-0,723	-0,323	-0,759	+0,661	+0,062	-0,103	-0,060	+0,454	-0,342	-0,008
J0	J1	J2	!	!	!	!	!	!	!	!	!	!	!	!	!	!	!
K0	K1	K2	F3,FZ	+3,7901	-0,450	!	!	!	!	!	!	+1,633	-0,197	!	!	+2,157	-0,253
L0	L1	L2	Fp1,F3,C4,T6,Fp2,F4,C4,FZ,CZ	-14,437	+28,633	-4,383	+14,85	-3,254	+7,872	-2,358	+9,727	-1,197	3,114	-1,894	+4,284	-1,228	+2,749
M0	M1	M2	F3,C3,FZ,CZ	-0,196	-1,050	!	!	!	!	!	!	+0,893	-1,472	-1,385	+1,035	+0,625	-0,847
N0	N1	N2	T3,F3,C3,F4,C4,FZ,CZ	+5,2069	-2,479	+4,3	-2,035	+3,671	-2,004	+1,383	-1,761	+0,834	+0,366	-0,206	+0,788	+0,754	-1,730
O0	O1	O2	!	!	!	!	!	!	!	!	!	!	!	!	!	!	!
P0	P1	P2	F3,F4	+1,3977	-1,416	!	!	!	!	!	!	+0,734	-0,532	!	!	!	!
Q0	Q1	Q2	F3,C3,F4,C4,FZ,CZ	+7,416	+0,3166	+5,72	+0,3072	+2,05	+0,172	+4,278	+0,402	+0,392	+0,188	+1,034	-0,200	+0,609	+0,267

Tabela 10 – Valores médios de MSC do canal FZ com referencia em OZ para os testes com estimulação binaural sem focar atenção.

Fp(kHz) Fm(Hz)	Combinação de estímulos	MSC_média	Desvio padrão
0,5 31,1323	1-3	0,195923667	0,102910083
1 34,6567		0,117831	0,056959095
0,5 31,1323	1-2	0,141031167	0,086198996
2 39,356		0,110182917	0,026275711
0,5 39,356	3-4	0,272875	0,050086712
1 34,6567		0,09639925	0,063085092
1 34,6567	2-3	0,125349	0,039817581
2 39,356		0,1098565	0,052709967

Tabela 11– Canais com MSC acima do valor crítico e valores de D para os canais com referência biauricular.

Teste 0	Teste 1	Teste 2	Canais*	Canais*		C3,C4		C3,FZ		C3		C4		FZ	
Atenção: nenhum	Atenção: 0,5kHz	Atenção: 2kHz		D1	D2	D1	D2	D1	D2	D1	D2	D1	D2	D1	D2
A0	A1	A2	C3,T4,C4,FZ	-2,745	+5,0677	+0,299	+1,25	+0,08	+0,079	+0,395	+0,049	-0,096	+1,202	-0,315	+0,031
B0	B1	B2	F7,F3,C3,F4,C4,FZ,CZ	-5,544	+16,1576	-0,554	+2,418	+0,878	+1,819	+1,119	-0,428	-1,673	+2,845	-0,241	+2,247
C0	C1	C2	!	!	!	!	!	!	!	!	!	!	!	!	!
D0	D1	D2	F7,Fp1,F3,C3,F4,C4,FZ	+1,9978	+2,3995	+0,51	+0,592	+0,448	+0,672	+0,231	+0,367	+0,278	+0,225	+0,217	+0,304
E0	E1	E2	F7,T3,F3,C3,P3,F4,C4,FZ	+19,664	-1,694	+2,198	+0,363	+1,443	-0,257	+0,895	+0,287	+1,303	-0,250	+0,548	-0,543
F0	F1	F2	!	!	!	!	!	!	!	!	!	!	!	!	!
G0	G1	G2	!	!	!	!	!	!	!	!	!	!	!	!	!
H0	H1	H2	F3,C3,F4,C4,FZ,CZ,PZ	+4,547	+6,2749	-0,412	+1,734	+1,574	+0,803	+0,682	+0,517	-1,094	+1,217	+0,892	+0,286
I0	I1	I2	F7,C3,FZ	-0,053	+0,3454	!	!	-0,744	+0,1	-0,206	+0,135	!	!	-0,539	-0,035
J0	J1	J2	P4	-3,726	+120,35	!	!	!	!	!	!	!	!	!	!
K0	K1	K2	!	!	!	!	!	!	!	!	!	!	!	!	!
L0	L1	L2	F3,C3,C4,FZ,PZ	+1,4558	-6,575	-0,351	-2,414	-0,435	-1,574	-1,022	-1,132	+0,671	-1,282	+0,587	-0,442
M0	M1	M2	!	!	!	!	!	!	!	!	!	!	!	!	!
N0	N1	N2	T3,F3,C3,F4,C4,P4,FZ,CZ	+10,071	-6,680	+1,905	-0,501	+1,317	-0,817	+0,194	+0,751	+1,711	-1,252	+1,123	-1,568
O0	O1	O2	!	!	!	!	!	!	!	!	!	!	!	!	!
P0	P1	P2	!	!	!	!	!	!	!	!	!	!	!	!	!
Q0	Q1	Q2	C3,P3,C4,FZ,CZ,PZ	+7,9005	-0,744	+2,73	+0,666	+1,427	+0,199	+0,842	+0,045	+1,888	+0,621	+0,585	+0,154