

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE FILOSOFIA, CIÊNCIAS E LETRAS DE RIBEIRÃO PRETO
DEPARTAMENTO DE FÍSICA E MATEMÁTICA
Programa de Pós-graduação em Física Aplicada à Medicina e Biologia

Pedro de Lemos Menezes

Desenvolvimento de um dispositivo capaz de registrar e analisar potenciais evocados auditivos nos domínios do tempo e das frequências

Ribeirão Preto – SP

2008

Livros Grátis

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

Pedro de Lemos Menezes

Desenvolvimento de um dispositivo capaz de registrar e analisar potenciais evocados auditivos nos domínios do tempo e das frequências

Tese apresentada à Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto, como requisito parcial à obtenção do título de Doutor em Ciências, área: Física Aplicada à Medicina e Biologia.

Orientador: Carlos Alberto Pelá

Ribeirão Preto – SP

2008

Catálogo na Fonte
Universidade Estadual de Ciências da Saúde de Alagoas
Biblioteca Central

M543d Menezes, Pedro de Lemos.

Desenvolvimento de um dispositivo capaz de registrar e analisar potenciais evocados auditivos nos domínios do tempo e das frequências / Pedro de Lemos Menezes – Ribeirão Preto: USP/ Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras, 2008.

99f.: il.

Orientador: Carlo Alberto Pelá

Tese (doutorado) – USP / Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras / DFM, 2008.

1. Audição – avaliação. 2. Medição de acuidade. 3. Potencial evocado auditivo. 4. Potencial evocado auditivo de estado estável. 5. Transformada rápida de Fourier – placa de som. I. Menezes, Pedro de Lemos. II. Pelá, Carlos Alberto. III. Universidade de São Paulo - Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras - DFM. IV. Título.

CDU: 616.28 -008.14/-072.7 : 517.518.45

Dedico este trabalho a Júlia, minha filha.

AGRADECIMENTOS

Foram quase quatro anos dedicados ao estudo que culminou no presente manuscrito. Algumas pessoas estiveram sempre ao meu lado, neste período de muitas descobertas. Em especial, quero agradecer ao Prof. Dr. Carlos Alberto Pelá, que considero um membro da minha família, a Hermes e a Renato, meus dois mais novos irmãos. O carinho e a amizade dessas pessoas foram, sem dúvida alguma, os melhores frutos deste trabalho.

Cronologicamente, destaco o apoio antecipado de toda a minha família, principalmente, dos meus pais, Evani e Abel, a qualquer coisa que eu inventar. Esse suporte é fundamental para a tomada de decisões. Agradeço, sobretudo, à minha esposa, Ilka, por ter-me apoiado, ajudado com o teste-piloto e ainda pelo sacrifício durante todos esses anos.

Agradeço ao Magnífico Reitor da Universidade Estadual de Ciência da Saúde de Alagoas (UNCISAL), Prof. Dr. André Falcão Pedrosa Costa, pois, da mesma forma que ele atribui a mim a ousadia de sugerir sua candidatura à reitoria, eu o responsabilizo pelo incentivo pessoal, moral e administrativo que resultou no meu ingresso neste programa. “Muito obrigado mesmo, amigo André, por tudo o que tem feito por mim”.

Para Einstein, “Deus não joga dados com o mundo” e não deve jogar mesmo, pois não foi por acaso que descobri, entre tantos outros, um orientador tão sintonizado com minhas convicções e dúvidas e que consegue, ao mesmo tempo, ser referência de bondade e de competência. Tudo parece muito fácil de ser executado quando se trabalha com ele. “Muito obrigado, Pelá, mas não pense que vou abandonar nossa interlocução, amizade e convivência após a conclusão desta tese”.

No dia em que cheguei a Ribeirão, conheci Renato. Depois de longa conversa, tive a certeza de ter descoberto um grande amigo. Além de amigo, ele foi essencial para o desenvolvimento do *software*, pois só alguém com o seu grau de competência e criatividade seria capaz de fazer o que fizemos juntos. “Renato, obrigado pelos incansáveis e divertidos dias de trabalho na programação”.

Hermes eu conheci alguns dias depois. Muito mais do que o meu “braço direito”, foi fundamental no desenvolvimento da eletrônica do aparelho. Aprendi muito com ele também.

Grandes dificuldades foram superadas com a ajuda do Prof. Dr. Otávio Lins, meu mestre e amigo; sua experiência foi essencial para a concretização do equipamento. Gostaria de agradecer, também, à amiga e professora Dra. Silvana Griz, que, além da ajuda técnica, ainda me emprestou livros fundamentais e à Fga. Ms. Aline Cabral, que me ajudou muito no teste-piloto do VEMP.

Não posso esquecer também Prof. Dr. José Fernando Colafêmima, que sempre nos ajudou e nos deu esperança de que tudo iria dar certo. Destaco, ainda, no Departamento de Física e Matemática (DFM), duas pessoas maravilhosas, Serginho e Elcio, sempre dispostos a solucionar os problemas. No Centro de Instrumentação, Dosimetria e Radioproteção (CIDRA), todos foram ótimos, mas gostaria de agradecer, especialmente, a Eliana e a Bruçó, que, de uma forma ou de outra, sempre ajudaram.

“Penso noventa e nove vezes e nada descubro; deixo de pensar, mergulho em profundo silêncio – e eis que a verdade se revela”. Essa frase bem que poderia ser de um monge budista, mas, também, é de Einstein. Assim, sem o descanso, o lazer e a meditação, nada poderia ter sido feito. Então, não posso deixar de agradecer a todos os meus amigos, em especial, à república “massa mole”, à república “dos japoneses” e à turma do futebol.

Foi em uma partida de futebol dessas, com a companhia de um dos melhores professores do DFM, Dráulio Barros de Araújo, que me peguei calculando a derivada da trajetória da bola e percebi como o olhar para o mundo de quem tem formação nas Ciências Exatas pode ser diferente do olhar de quem tem formação nas Ciências da Saúde. “Dráulio, muito obrigado pela atenção e paciência na disciplina Física Aplicada à Medicina e Biologia, você não sabe como ela foi decisiva”.

Por fim, e não menos importante, agradeço ao Prof. Ms. Albanio Paulino da Silva, que fez uma correção gramatical muito cuidadosa desta tese e aos Profs. Drs. Túlio César dos Santos André, Taciano Lemos Milfont e Paulo Freitas pelas sugestões técnicas.

Como ficou claro, uma obra com esta dimensão não poderia ter sido feita sozinha. Além disso, aprendi que o mergulho profundo no conhecimento nunca esgota um assunto, mas, sim, revela sua magnitude e os nossos limites pessoais, portanto, “OBRIGADO A TODOS”.

*“Diante de Deus todos somos igualmente sábios
e igualmente tolos”.*

Albert Einstein

RESUMO

A integridade da via auditiva e a investigação do respectivo limiar eletrofisiológico podem ser avaliadas por meio da observação, no domínio do tempo, dos potenciais evocados auditivos de tronco encefálico. Essa avaliação é habitualmente evocada por *clicks*, que possuem um espectro acústico amplo, por isso apresenta sérias limitações quanto à especificidade de frequência na determinação dos referidos limiares eletrofisiológicos. Atualmente, nova técnica de análise dos potenciais evocados auditivos, no domínio das frequências, tem sido utilizada para uma observação particular desses limiares. Assim, com a aplicação da transformada rápida de Fourier, é possível realizar a análise das frequências comprometidas na audição, de maneira eficiente e rápida. Tal método, por outro lado, não investiga a integridade das estruturas específicas da via auditiva, como o outro método o faz. Embora os dois tipos de avaliação referidos necessitem de arquitetura semelhante de amplificadores biológicos e sejam, em certo sentido, complementares, são realizados por dois aparelhos distintos. O primeiro deles, que conduz a observação no domínio do tempo, é bastante conhecido e diversos fabricantes, desde longa data, já o produzem industrialmente. O segundo, que inspeciona os potenciais no domínio das frequências, é incipiente e começou a ser introduzido no mercado apenas nos últimos anos. O objetivo com este trabalho, então, foi desenvolver, caracterizar e realizar testes preliminares com um dispositivo único capaz de avaliar os potenciais evocados auditivos nos dois domínios, por meio de uma placa de som que ainda não havia sido implementada para tal fim. Assim, foi produzido um aparelho composto por amplificadores biológicos, filtros, dispositivo de proteção elétrica e um sistema lógico de controle capaz de registrar sinais biológicos da ordem de 0,5 μ V. Após a caracterização e o estudo simulado, foram conduzidos testes-piloto com 12 seres humanos, ouvintes normais ($n = 24$ orelhas), divididos em dois grupos com o mesmo número de participantes. No grupo 1, foram observadas as latências e as amplitudes das ondas I, III e V dos potenciais evocados auditivos de tronco encefálico, adquiridas por meio de um instrumento padrão-ouro e de instrumento desenvolvido e posteriormente comparadas. Em seguida, os achados foram relacionados com o exame no domínio das frequências formatado no novo aparelho. O grupo 2 foi submetido à avaliação das componentes p13 e n23 dos potenciais miogênicos vestibulares para a observação de sinais biológicos mais tardios, também com os dois instrumentos, e suas latências absolutas comparadas. Os resultados demonstraram não haver diferenças significativas entre os dois instrumentos para as amplitudes ($p = 0,379$; $p = 0,301$; $p = 0,605$, ondas I, III e V, respectivamente) e latências ($p = 0,381$; $p = 0,140$; $p = 0,255$) do potencial evocado auditivo de tronco encefálico. Constatou-se, ainda, que as ondas presentes no domínio do tempo davam respostas equivalentes no domínio das frequências. Por fim, também não foram encontradas diferenças significativas entre os dois aparelhos para as latências absolutas das componentes p13 e n23 do potencial miogênico vestibular, com valores de p iguais a 0,102 e 0,078, respectivamente. Assim, conclui-se a eficiência do novo aparelhos para as funções testadas.

Descritores: potencial evocado auditivo de tronco encefálico; potencial evocado auditivo de estado estável; potencial miogênico evocado vestibular; transformada rápida de Fourier; placa de som.

ABSTRACT

The integrity of the auditory pathway and the investigation of the respective electrophysiological threshold can be assessed by observation, in the time domain, and by brainstem auditory evoked potentials. This assessment is usually evoked by clicks, which have a wide acoustic spectrum, and consequently serious limitations with respect to frequency specificity, in determining electrophysiological thresholds. New techniques for analyzing auditory evoked potentials in the frequency domain are currently being used for a closer observation of these thresholds. Thus, by applying the fast Fourier transform, one can analyze the compromised auditory frequencies efficiently and rapidly. This method, on the other hand, does not investigate the integrity of specific auditory pathway structures, as the other method does. Although both types of assessment require similar biological amplifier architecture and are, to a certain extent, complementary, they are performed with two distinct devices. The first, which makes the observation in the time domain, is quite well known and several manufacturers have been producing it for a long time. The second, which inspects the potentials in the frequency domain, was introduced into the market only a few years ago. The aim of this study, therefore, was to develop, characterize and conduct preliminary tests with a single device capable of evaluating the auditory evoked potentials in both domains, by means of a sound card that had not been previously used for this purpose. Thus, a device was produced with biological amplifiers, filters, electrical protection apparatus and a logic control system capable of recording biological signals around 0.5 μV . After characterization and the simulated study, pilot tests were carried out with 12 normal-hearing subjects ($n = 24$ ears), allocated to two groups of 6 participants. In group 1, we observed the latencies and amplitudes of waves I, III and V of the brainstem auditory evoked potentials, using a gold standard instrument and a developed instrument and later compared them. The findings were then correlated to those of the frequency domain examination formatted on the new device. Group 2 was submitted to an assessment of components p13 and n23 of the vestibular myogenic potentials to observe the most delayed biological signals, also with both instruments, and their absolute latencies were compared. The results showed no significant differences between the two instruments for the amplitudes ($p = 0.379$; $p = 0.301$; $p = 0.605$, waves I, III and IV, respectively) and latencies ($p = 0.381$; $p = 0.140$; $p = 0.255$) of the brainstem auditory evoked potentials. It was also found that the waves present in the time domain gave equivalent responses in the frequency domain. Finally, no significant differences were observed between the two devices for the absolute latencies of components p13 and n23 of the vestibular myogenic potentials, with p values of 0.102 and 0.078, respectively. Thus, it was concluded that the new instruments were efficient for the functions tested.

Keywords: brainstem auditory evoked potential; steady-state auditory evoked potential; vestibular evoked myogenic potential; fast Fourier transform; sound card.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 3.1 – Ondas componentes I, II, III, IV, V, VI e VII do PEA de curta latência.....	9
Figura 3.2 – Linhas eqüipotenciais do dipolo elétrico.....	10
Figura 3.3 – Dipolo elétrico percorrendo um neurônio.	11
Figura 3.4 – Origem das ondas do PEATE.	12
Figura 3.5 – Click e equivalente acústico.	14
Figura 3.6 – Representação do tone burst em envelope de três componentes.	14
Figura 3.7 – Exemplos de janelas para o tone burst.	15
Figura 3.8 – Variação das ondas dos PEATE com diferentes estímulos.	15
Figura 3.9 – Regiões para o posicionamento de eletrodos no EEG.....	18
Figura 3.10 – Representação da onda do VEMP com seus quatro componentes.	22
Figura 3.11 – Variação das ondas do PEATE com a taxa de estimulação.	23
Figura 3.12 – Região de máxima resposta da membrana basilar.	25
Figura 3.13 – Esquema de modulação de freqüências.	26
Figura 3.14 – Tons modulados no domínio do tempo	27
Figura 3.15 – Estrutura básica para um dispositivo que avalia os PEAS.	31
Figura 3.16 – Representação de um sinal analógico e seus pontos digitalizados.....	33
Figura 3.17 – Exemplo de aliasing.	35
Figura 3.18 – Erro de quantização para uma onda digitalizada.	36
Figura 3.19 – Processo de conversão DA.....	36
Figura 3.20 – Click e seus respectivos equivalentes acústicos.....	38
Figura 3.21 – Tipos de eletrodos mais utilizados na aquisição dos PEAS.	40
Figura 3.22 – Resultado da amplificação diferencial em situações diversas.....	41
Figura 3.23 – Processo de conversão AD.....	45
Figura 3.24 – Esquema de representação binária.....	46
Figura 3.25 – Gerenciamento do dispositivo de áudio através do Windows.	48
Figura 4.1 – Analisador de potencial evocado auditivo desenvolvido.	53
Figura 4.2 – Esquema funcional do instrumento desenvolvido.	54
Figura 4.3 – Módulo externo de amplificação biológica.....	55
Figura 4.4 – Circuito eletrônico do módulo externo de amplificação biológica.	55
Figura 4.5 – Esquema de funcionamento do módulo amplificação biológica.	56

Figura 4.6 – Eletrodos utilizados.	57
Figura 4.7 – Amplificador diferencial desenvolvido.	57
Figura 4.8 – Filtros utilizados: rejeita-banda (b) e passa-baixo (c).	58
Figura 4.9 – Esquema simplificado do medidor de impedância da pele.....	59
Figura 4.10 – Placa de som externa utilizada no sistema.	61
Figura 4.11 – Esquema funcional do sistema lógico.	61
Figura 4.12 – Interface gráfica do programa desenvolvido.	62
Figura 4.13 – Informações para pré-exame: cadastro do paciente.	63
Figura 4.14 – Configuração dos parâmetros do exame.	63
Figura 4.15 – Configuração das frequências de estado estável.....	64
Figura 4.16 – Configurações finais do exame.	64
Figura 4.17 – Calibração das intensidades.	65
Figura 4.18 – Esquema do processamento multitarefa.	67
Figura 5.1 – Exame simulado com gerador de funções e divisor de tensão.	78
Figura 9.1 – PEATE no domínio do tempo adquirido com o novo aparelho.....	98
Figura 9.2 – VEMP adquirido com o novo aparelho.....	98
Figura 9.3 – PEAAE adquirido com o novo aparelho.	98

LISTA DE TABELAS

Tabela 3.1 – Latências das ondas de I a V do PEATE.....	9
Tabela 3.2 – Equivalência entre o número de bits e número possível de níveis.....	35
Tabela 5.1 – Latências médias e desvios-padrão (DP) simuladas do PEATE.	77
Tabela 5.2 – Desvios-padrão (DP) das latências e amplitudes das ondas I, III e V. .	79
Tabela 5.3 – Teste de Wilcoxon para as latências e amplitudes médias do PEATE.	80
Tabela 5.4 – Valores de CMQ(f) para as freqüências testadas no PEAE.	80

LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

AASI	Aparelho de amplificação sonora individual
ABNT	Associação Brasileira de Normas Técnicas
ABR	<i>Auditory brainstem response</i>
AD	Analógico-digital
AM	Amplitude modulada
ANSI	<i>American National Standards Institute</i>
API	Interface de programação (<i>Application programming interface</i>)
CA	Corrente alternada
CC	Corrente contínua
CI	Colículo inferior
CIDRA	Centro de Instrumentação, Dosimetria e Radioproteção
CMQ	= MSC= Coerência de magnitude quadrada
CNS	Conselho Nacional de Saúde
COS	Complexo olivar superior
CSM	<i>Component synchrony measure</i>
DA	Digital-analógico
dB	Decibéis
dB NA	Decibéis de nível de audição
dB NAn	Decibéis de nível de audição normalizado
dB NPS	Decibéis de nível de pressão sonora
dB NPSpe	Decibéis de nível de pressão sonora pico equivalente
dB RB	Decibéis de ruído branco
DP	Desvio-padrão
DSP	Processador digital de sinal
ECG	Eletrocardiografia
EEG	Eletroencefalograma
EMG	Eletromiografia
EOA	Emissões otoacústicas
FFCLRP	Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto
FM	Frequência modulada
Fpz	Posição para fixar eletrodo no lobo frontal medial, acima do <i>nasion</i> ,

	a 10 % da distância <i>nasion</i> - <i>inion</i> .
Fz	Posição para fixar eletrodo no lobo frontal medial, acima do <i>nasion</i> , à 30 % da distância <i>nasion</i> - <i>inion</i> .
GB	<i>Gigabyte</i>
GHz	<i>Gigahertz</i>
Hz	<i>Hertz</i>
INPI	Instituto Nacional da Propriedade Industrial
kHz	Quilohertz
LIA	Laboratório de Instrumentação e Acústica
MB	<i>Megabyte</i>
MCS	= CSM = Medida de componente sincrônica
ms	Milissegundos
MSC	<i>Magnitude squared coherence</i>
NBR	Norma brasileira
nVRMS	Nanovolt (<i>root mean square</i>)
Nz	Posição para fixar eletrodo localizada imediatamente acima do <i>nasion</i>
PC	Computador pessoal
PCI	Componente de interconexão periférica
PE	Potencial evocado
PEA	Potencial evocado auditivo
PEAS	Potenciais evocados auditivos
PEAEE	Potencial evocado auditivo de estado estável
PEATE	Potenciais evocados auditivos de tronco encefálico
REST	Respostas evocadas de estado estável
RF	Radiofreqüências
RMC	Rejeição de modo comum
SPSS	<i>Statistical package for social sciences</i>
SO	Sistema operacional
TDF	Transformada discreta de Fourier
TRF	Transformada rápida de Fourier
UNCISAL	Universidade Estadual de Ciências da Saúde de Alagoas
USP	Universidade de São Paulo
VEMP	Potencial miogênico evocado vestibular
Vpp	Volt pico-a-pico

μs	Microssegundos
μV	Microvolt
Ω	Ohms
$\text{k}\Omega$	Quiloohms
$\omega(\text{m})$	Frequência do sinal a ser processado

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	1
2. OBJETIVOS.....	5
2.1 OBJETIVO GERAL.....	5
2.1.1. Objetivos específicos.....	5
3. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....	6
3.1. AVALIAÇÃO DOS PEAS NO DOMÍNIO DO TEMPO.....	6
3.1.1. Aquisição de sinais biológicos.....	6
3.1.2. Potenciais evocados.....	7
3.1.3. Potenciais evocados auditivos de curta latência.....	8
3.1.4. Bases físicas e anatomofisiológicas dos PEATE.....	10
3.1.5. Parâmetros técnicos.....	13
3.1.5.1. Variáveis relacionadas com a técnica.....	13
3.1.5.2. Variáveis relacionadas com o indivíduo.....	19
3.1.6. Aplicações clínicas do PEATE.....	20
3.1.7. Potencial evocado miogênico vestibular.....	21
3.2. AVALIAÇÃO DOS PEAS NO DOMÍNIO DAS FREQUÊNCIAS.....	23
3.2.1. Bases anatomofisiológicas das respostas de estado estável.....	24
3.2.2. Parâmetros técnicos.....	26
3.2.2.1. Estimulação.....	26
3.2.2.2. Aquisição.....	27
3.2.2.3. Transformação do sinal biológico para o domínio das frequências.....	28
3.2.2.4. Análise dos sinais biológicos.....	29
3.2.3. Aplicações clínicas.....	30
3.3. INSTRUMENTAÇÃO PARA AVALIAÇÃO DOS PEAS.....	31
3.3.1. Geração de estímulos.....	32
3.3.1.1. Conversão Digital em Analógico.....	33
3.3.1.2. Geração de estímulos sonoros por meio de uma placa de som.....	37
3.3.1.3. Transdutores.....	37
3.3.2. Aquisição de sinais biológicos.....	39
3.3.2.1. Eletrodos.....	39
3.3.2.2. Amplificadores biológicos.....	40
3.3.2.3. Filtros analógicos.....	42
3.3.2.4. Isolamento elétrico.....	44
3.3.2.5. Conversão analógico em digital.....	45
3.3.2.6. Aquisição de potenciais elétricos por meio de uma placa de som.....	47
3.3.3. Sistema lógico.....	50
3.3.3.1. Promediação.....	51
4. MATERIAIS E MÉTODOS.....	53
4.1. CARACTERIZAÇÃO DO SISTEMA DE AVALIAÇÃO DO PEA DESENVOLVIDO ...	53
4.1.1. Estrutura do sistema.....	54
4.1.2. Módulo amplificador biológico.....	55
4.1.2.1. Eletrodos.....	56
4.1.2.2. Amplificador diferencial.....	57
4.1.2.3. Filtros.....	58
4.1.2.4. Isolamento elétrico.....	58
4.1.3. Medidor de impedância da pele.....	59
4.1.4. Computador para instrumentação.....	60
4.1.4.1. Placa de som.....	60
4.1.5. Sistema lógico.....	61
4.1.5.1. Parâmetros para pré-exame.....	62

4.1.5.2. Princípios básicos de funcionamento do exame.....	66
4.1.5.3. Parâmetros pós-exames.....	69
4.2. TESTE COM POTENCIAL SIMULADO.....	70
4.3. TESTE-PILOTO COM SERES HUMANOS.....	70
4.3.1. Procedimentos.....	71
4.3.1.1. Local de realização da pesquisa.....	71
4.3.1.2. Amostra.....	71
4.3.1.3. Coleta de dados.....	72
4.3.2. Método estatístico.....	76
5. RESULTADOS.....	77
5.1. CARACTERIZAÇÃO DA AMOSTRA.....	77
5.2. TESTE COM POTENCIAL SIMULADO.....	77
5.3. TESTES-PILOTO COM SERES HUMANOS.....	78
5.3.1 Avaliação da integridade da via auditiva.....	78
5.3.1.1. Comparação entre os dois instrumentos no domínio do tempo.....	78
5.3.1.2. Avaliação no domínio das frequências.....	80
5.3.2. Avaliação da integridade da via vestibulocervical.....	80
5.3.2.1. Comparação no domínio do tempo entre os dois instrumentos.....	80
6. DISCUSSÃO.....	82
6.1. DISCUSSÃO DO MÉTODO.....	82
6.1.1. Aparelho desenvolvido.....	82
6.1.2. Teste-piloto com seres humanos.....	84
6.2. DISCUSSÃO DOS RESULTADOS.....	84
6.2.1. Teste com potencial simulado.....	84
6.2.2. Teste-piloto com seres humanos.....	85
6.2.2.1. Avaliação da integridade da via auditiva.....	85
6.2.2.2. Avaliação da integridade da via vestibulocervical.....	86
7. CONCLUSÃO.....	88
8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	89
9. APÊNDICES.....	96
APÊNDICE A – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO.....	96
APÊNDICE B – QUESTIONÁRIO UTILIZADO.....	97
APÊNDICE C – EXEMPLOS DE EXAMES.....	98
10. ANEXOS.....	99
ANEXO A – APROVAÇÃO DO CEP/UNCISAL.....	99

1. INTRODUÇÃO

A avaliação do potencial evocado auditivo (PEA) é um método objetivo, considerado eficiente na determinação do limiar auditivo, sobretudo, de recém-nascidos, crianças e pacientes incapazes de fornecer respostas comportamentais confiáveis (RAMOS *et al.*, 2000). Atualmente, esse tipo de avaliação pode ser realizado em dois domínios.

No domínio do tempo, os seus componentes principais – as ondas I, II, III, IV e V – representam a passagem do potencial elétrico por diversas estruturas anatômicas da via auditiva. Além de mostrar resultados próximos aos limites da audição, permitem também o topodiagnóstico de afecções nos neurônios do tronco encefálico (HALL, 2006). Contudo é um exame relativamente demorado e pouco preciso quanto às frequências comprometidas, a não ser que se empreguem estímulos *tone bursts*¹, processo que demanda ainda mais tempo.

Uma técnica promissora avalia os potenciais auditivos no domínio das frequências. Foi descrita, pela primeira vez, por Galambos em 1981, porém as respostas foram obitadas com técnicas mais consistentes em diversos laboratórios internacionais, sobretudo no Canadá e em Cuba, somente a partir de 1991(LINS, 2002). No Brasil, porém, até 2002, não existiam relatos de sua utilização para a avaliação auditiva (FERRAZ, FREITAS e MARCHIORI, 2002).

Nesse método, relativamente novo, tons modulados podem ser apresentados às duas orelhas ao mesmo tempo, e a *Transformada Rápida de Fourier*² (TRF) associada a técnicas estatísticas (RAMOS *et a.l.*, 2000), revela quais frequências são transmitidas pela via auditiva. É um exame muito mais rápido e preciso quanto ao comprometimento das frequências, por isso mais adequado para as triagens auditivas em recém-nascidos, além de outras aplicações (LINS, 2002). Contudo perde informações temporais, preciosas para o topodiagnóstico.

As técnicas citadas não são excludentes, mas complementares, e os dois aparelhos que realizam os referidos métodos deverão estar presentes em hospitais,

¹ O *tone burst* é um envelope de tom puro modulado.

² Algoritmo mais eficiente da transformada integral que expressa uma função em termos de senóides simples. O termo, entretanto, será explicado melhor em tópico específico.

clínicas e consultórios particulares, para responder à demanda de diagnóstico auditivo em sua plenitude.

Uma possibilidade – talvez mais exequível, pela comodidade e viabilidade financeira – seria a aquisição de um aparelho que desempenhasse as duas funções, uma vez que os pré-requisitos estruturais são semelhantes (HALL, 2006). A não ser por algumas filtragens específicas, as diferenças entre os dois instrumentos podem ser superadas apenas por ajustes na técnica de processamento do sinal bioelétrico, não muito difíceis de serem implementados em um sistema baseado em computador pessoal (PC) em que se utilizem ao máximo os próprios recursos, incluindo toda uma gama de periféricos existentes (CUMMING e WELLS, 1998).

O registro de potenciais elétricos tem sido realizado por sistemas baseados em PC há relativamente muito tempo (GHOSE, OHZAWA e FREEMAN, 1995; BASHASHATI *et al.*, 2007; TIIHONEN *et al.*, 2008). As aquisições desses potenciais, no entanto, são efetuadas por processadores digitais de sinais (DSP) específicos, que normalmente compõem um aparelho de amplificação de sinais biológicos acoplados ao computador (SCHWANKE, 2000; DUN, WOUTERS e MOONEN, 2007).

A placa de som, periférico presente atualmente em todos os computadores pessoais, já contém os conversores digital-analógicos (DA) e analógico-digitais (AD), e essenciais para o desenvolvimento de dispositivos para a geração e aquisição de sinais biológicos. Ademais, essas placas também já são utilizadas como sistema de registro elétrico comum há um bom tempo e demonstram grande eficiência na realização da maioria das tarefas desenvolvidas. Assim, encontra-se sua aplicação na aquisição de qualquer tipo de sinal, inclusive o de corrente contínua (CC), se empregada em conjunto com uma técnica apropriada, o que a habilita a funcionar, até mesmo, como um osciloscópio digital (PUTS *et al.*, 2005; MANDAJI *et al.*, 2007).

Sinais biológicos sonoros emitidos pelo coração e pelos pulmões são facilmente adquiridos e processados por meio de placas de som (TURKOGLUA, ARSLANB e ILKAYC, 2002; POLAT e GÜLER, 2004). Alguns estudos demonstraram também a eficiência desse periférico na aquisição de sinais de eletromiografia (EMG), eletrocardiografia (ECG) e na digitalização de informações eletromecânicas, para serem monitoradas em tempo real (GULER, HARDALAC e KAYMAZ, 2002; ELKER, 2004; PHUA *et al.*, 2008).

Os potenciais cerebrais foram captados por meio de placas de som em poucos estudos – na maioria deles, a utilização resumiu-se à geração de sinais elétricos que evocavam os referidos potenciais como estímulos acústicos, no caso dos potenciais evocados auditivos (TURKOGLUA, ARSLANB e ILKAYC, 2002; GOODMAN *et al.*, 2004; PUTS *et al.*, 2005). Para a avaliação da audição, entretanto, esse dispositivo já é largamente empregado, tanto para gerar sons, a exemplo do seu uso na condução de audiometrias (CHOI *et al.*, 2007), quanto na geração e aquisição de emissões otoacústicas, exame que avalia a integridade das células ciliadas externas da cóclea (WITHNELL, SHAFFER e TALMADGE, 2003; GOODMAN *et al.*, 2004).

A avaliação dos potenciais evocados auditivos ainda não foi conduzida com uma placa de som comum. O único trabalho encontrado comenta sua utilização em conjunto com um sistema DSP, para a geração e aquisição desses sinais (DUN, WOUTERS e MOONEN, 2007). Porém não há nenhuma limitação, seja na sua arquitetura ou no seu funcionamento, que impeça a sua utilização para essa finalidade.

Além disso, um número muito pequeno de fabricantes, que não ultrapassa três empresas, todas estrangeiras, produz atualmente um equipamento específico para a avaliação do potencial evocado auditivo de estado estável, reduzindo o domínio da respectiva técnica de instrumentação ao controle de poucos.

O presente trabalho, assim, foi motivado pela necessidade de desenvolvimento de um dispositivo para a avaliação dos potenciais evocados auditivos (PEAS) nos dois domínios, do tempo e das frequências, com arquitetura e algoritmos próprios.

Muito além da viabilidade financeira e da praticidade de um único equipamento realizar os dois procedimentos específicos e complementares, o domínio completo das técnicas em questão – desde a concepção teórica até a criação de um instrumento de avaliação, sobretudo no que diz respeito ao método de estado estável, ainda incipiente no diagnóstico auditivo – é de grande valor para a compreensão aprofundada do marco teórico envolvido, o que possibilita, inclusive, o aperfeiçoamento das técnicas já existentes e o desenvolvimento de novos testes auditivos.

Por fim, a utilização de periféricos e de recursos do próprio computador – quando não associada à perda de qualidade, como no caso da utilização da placa

de som como conversor AD e DA – é motivada também pelo desafio no aprimoramento de aplicação específica para esse dispositivo, nunca antes empregada, e pela promoção de um conhecimento que pode beneficiar a sociedade e ampliar o patrimônio tecnológico brasileiro.

2. OBJETIVOS

2.1 OBJETIVO GERAL

Desenvolver um aparelho capaz de avaliar os potenciais evocados auditivos, de maneira eficiente, no domínio do tempo e no domínio das frequências, por meio de uma placa de som para computador pessoal.

2.1.1. Objetivos específicos

- 2.1.1.1. Caracterizar o sistema desenvolvido, descrevendo suas configurações específicas e principais funções, e realizar teste com potencial simulado.
- 2.1.1.2. Comparar, mediante teste-piloto de integridade da via auditiva³, as latências e amplitudes das ondas I, III e V do potencial evocado auditivo de tronco encefálico entre o instrumento desenvolvido e um instrumento disponível no mercado, adotado como padrão-ouro⁴.
- 2.1.1.3. Associar os achados no domínio do tempo com os resultados no domínio das frequências, adquiridos pelo novo aparelho desenvolvido, por meio de um teste-piloto.
- 2.1.1.4. Comparar, mediante teste-piloto de integridade da via vestibulocervical⁵, as latências das componentes p13 e n23, obtidas na aquisição do potencial evocado miogênico vestibular, entre o equipamento considerado padrão-ouro, disponível no mercado, e o novo aparelho desenvolvido, para que seja observada a eficiência deste último na aquisição de um potencial mais tardio.

³ Exame realizado com forte intensidade. Objetivo: testar a integridade da via auditiva, observando-se as latências e amplitudes das ondas I, III e V.

⁴ Esse termo significa que os resultados adquiridos com o instrumento disponível no mercado serão considerados como o padrão de referência da verdade.

⁵ Exame realizado com forte intensidade. Objetivo: testar a integridade da via vestibulocervical, observando-se, sobretudo, as latências das componentes p13 e n23.

3. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

3.1. AVALIAÇÃO DOS PEAS NO DOMÍNIO DO TEMPO

3.1.1. Aquisição de sinais biológicos

Os sinais biológicos são produzidos pelo corpo humano como resultado de atividades elétricas, químicas ou mecânicas que ocorrem durante a realização de eventos pelo organismo, como a contração de um músculo ou o batimento cardíaco. Esses sinais podem fornecer informações sobre a fisiologia e o estado de saúde do sistema avaliado.

O eletrocardiograma (ECG), por exemplo, é um registro largamente utilizado pela medicina para a observação das condições de atividade elétrica do coração. Uma vez que o corpo humano é um condutor elétrico razoável, correntes geradas pelo coração produzem diferenças de potenciais na superfície da pele as quais podem ser registradas por meio de eletrodos colocados em pontos específicos. Os potenciais de superfície de pele são o resultado da diferença entre o potencial de voltagem do eletrodo colocado na região de atividade do evento observado e o eletrodo de referência colocado em uma região apropriada (PLOURDE, 2006).

Tradicionalmente, os sinais biológicos são analisados no domínio do tempo, isto é, o registro é feito sob forma de onda que representa a variação do potencial elétrico no tempo. Entretanto, artefatos e anormalidades do sinal, nesse domínio, podem dificultar a interpretação, e o exame fica altamente dependente do conhecimento e da experiência do examinador. Com o objetivo de extrair as informações mais relevantes e eliminar as interferências, podem ser empregadas técnicas de processamento de sinais, como, por exemplo, a Transformada de Fourier, que observa o evento não mais no domínio do tempo, mas, sim, no domínio das frequências (ROCHA *et al.*, 2006).

3.1.2. Potenciais evocados

A atividade bioelétrica do córtex e do tronco encefálico pode ser medida por meio de eletrodos fixados no escalpo. O registro da ação combinada dos neurônios é denominado eletroencefalograma (EEG) e, da mesma forma que o ECG, também é o resultado da diferença de potencial entre um eletrodo de uma região ativa e outro de referência. Os sinais biológicos emanados por tais estruturas em atividade espontânea, contudo, são de baixíssima intensidade e, assim, altamente influenciados por campos eletromagnéticos externos. A eletroencefalografia espontânea descreve o fluxo contínuo de atividades que variam entre os níveis de sono profundo, quando predominam as ondas delta, até o estado de atenção, quando predominam as ondas beta (SCHWANKE, 2000; ROCHA *et al.*, 2006).

Quando, em vez do monitoramento de atividade espontânea, a atividade cerebral é evocada por estímulo mensurável, obtém-se o potencial evocado (PE). Os potenciais evocados são sinais elétricos gerados pelo sistema nervoso em resposta a estímulos sensoriais. Os estímulos auditivos, visuais e os somatossensoriais (choques elétricos) são habitualmente utilizados para o estudo desses potenciais evocados (SILVA, BATISTA e CARVALHO, 1998; SCHWANKE, 2000; ROCHA *et al.*, 2006).

Após a estimulação mecânica de um órgão sensorial, uma série de ondas reflete a ativação seqüencial das estruturas neurais ao longo da via sensorial avaliada. Desse modo, o principal objetivo dos PE é estudar o funcionamento e analisar o grau de integridade, dos caminhos neurofisiológicos percorridos pelas correntes eletroquímicas, ao longo dessas estruturas, até o córtex (SILVA, BATISTA e CARVALHO, 1998).

Além da classificação dos PE em auditivos, visuais, cognitivos e somatossensoriais, ainda existe a divisão com base no tempo de latência, que é a duração entre o estímulo e o final do potencial característico. Assim, existem os potenciais de curta latência, de até aproximadamente 15 milissegundos (ms), os potenciais tardios, que são os de média latência, entre 15 e 50 ms, e os de longa latência, acima de 50 ms. Os intervalos, entretanto, não são rígidos e indicam apenas uma ordem de grandeza a ser avaliada (SILVA, BATISTA e CARVALHO, 1998; SCHWANKE, 2000).

Os registros de curta e média latências mostram as respostas mais imediatas do organismo e ajudam no estudo dos receptores e dos caminhos neurológicos responsáveis pela captação e condução da informação do exterior até o cérebro. As respostas de longa latência, por sua vez, envolvem processos neurofisiológicos mais complexos, relacionados à interpretação do estímulo pelo cérebro (SCHWANKE, 2000).

3.1.3. Potenciais evocados auditivos de curta latência

Os potenciais evocados auditivos (PEAS) são mudanças na atividade elétrica do nervo auditivo, tronco encefálico, córtex auditivo primário e do tálamo e surgem de um estímulo sonoro apropriado, em ouvintes normais. Contudo os PEAS do tronco encefálico, de curta latência, são respostas bioelétricas do tronco encefálico, como o próprio nome sugere, que ocorrem em intervalo de 10 a 15 ms, a partir de um estímulo acústico audível (SILVA, BATISTA e CARVALHO, 1998; SCHWANKE, 2000; PLOURDE, 2006).

Os PEAS, avaliados no domínio do tempo, consistem em deflexões positivas e negativas (ondas) que mostram a passagem do estímulo pelas diversas estruturas sensorionerais, de maneira sincronizada. Uma vez que os PEAS são cerca de 100 vezes menores que os sinais do EEG, seu registro direto torna-se inviável. Dessa forma, para separar os PEAS do EEG, é utilizada uma técnica de sincronismo⁶ com o estímulo sonoro, tornando-o constante nas aquisições – diferente do ruído, que tem caráter aleatório e será reduzido com a aplicação de médias (GRIZ, LINS e MENEZES, 2005; PLOURDE, 2006).

Os potenciais evocados auditivos de tronco encefálico (PEATE) – ou, em inglês, *Auditory brainstem response* (ABR) – são evocados por um sinal sonoro de curta duração, o *click*, que é o resultado de uma distorção acústica de uma onda elétrica quadrada e de meio período, normalmente apresentado em fones de ouvido ou vibradores ósseos (GRIZ, LINS e MENEZES, 2005).

O registro dos PEATE é composto por cinco ondas principais, representadas por algarismos romanos (I-V), com o vértex positivo para cima, conforme a posição dos eletrodos. Para que os sinais registrados sejam observados, entretanto, é

⁶ A técnica de sincronismo será descrita, com detalhes, em tópico posterior.

necessário amplificação. Os amplificadores, que devem ser do tipo diferencial, multiplicam as diferenças entre as duas entradas – uma, não-inversora (“positiva”); outra, inversora (“negativa”) –, para que parte do ruído, comum às duas entradas, seja eliminado (SILVA, BATISTA e CARVALHO, 1998; GRIZ, LINS e MENEZES, 2005).

Um eletrodo, que pode ser fixado na frente, é acoplado à entrada não-inversora do amplificador, enquanto o outro eletrodo, que pode ser fixado no lóbulo do pavilhão auricular ou na mastóide, é conectado à entrada inversora. Um terceiro eletrodo é utilizado como referência. Essa disposição produz uma forma típica de onda, que pode ser vista na *figura 3.1* (SCHWANKE, 2000).

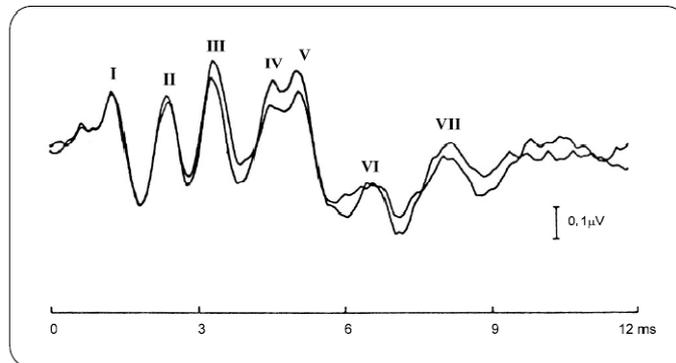


Figura 3.1 – Ondas componentes I, II, III, IV, V, VI e VII do PEA de curta latência.

Após a estimulação por meio de um *click*, de forte intensidade, em ouvintes normais, o registro dos PEATE apresenta, em linhas gerais, as seguintes características: as amplitudes pico-a-pico raramente ultrapassam 1 μV e mostram grande variação entre os indivíduos. A razão entre as amplitudes V/I sempre ultrapassa 1,0. As latências das ondas I, II, III, IV e V também variam, mas seguem aproximadamente o exposto na *tabela 3.1*. O intervalo entre cada onda é, então, de aproximadamente 1,0 ms e o intervalo entre as ondas I e V é, em média, 4,0 ms. (BERGHOLTZ, 1981; GRIZ, LINS e MENEZES, 2005; PLOURDE, 2006).

Onda	Latências
I	1,5
II	2,5
III	3,5
IV	4,5
V	5,5

Tabela 3.1 – Latências das ondas de I a V do PEATE.

3.1.4. Bases físicas e anatomofisiológicas dos PEATE

Os princípios básicos para a compreensão da anatomofisiologia dos potenciais evocados de uma maneira geral e dos PEATE especificamente têm como fundamento alguns conceitos físicos essenciais. O primeiro deles, o campo potencial, é a distribuição no espaço extracelular do fluxo de corrente gerado pelos neurônios. O fluxo de corrente percorre o axônio dos neurônios, que, em uma porção, tem polaridade “positiva” e, em outro extremo, “negativa” por causa da despolarização da célula. Desse jeito, o campo elétrico é chamado dipolo (*figura 3.2*). Esse dipolo percorre os neurônios da via auditiva, passando por toda a sua estrutura, seqüencialmente, no sentido periférico-central (HALL, 2006).

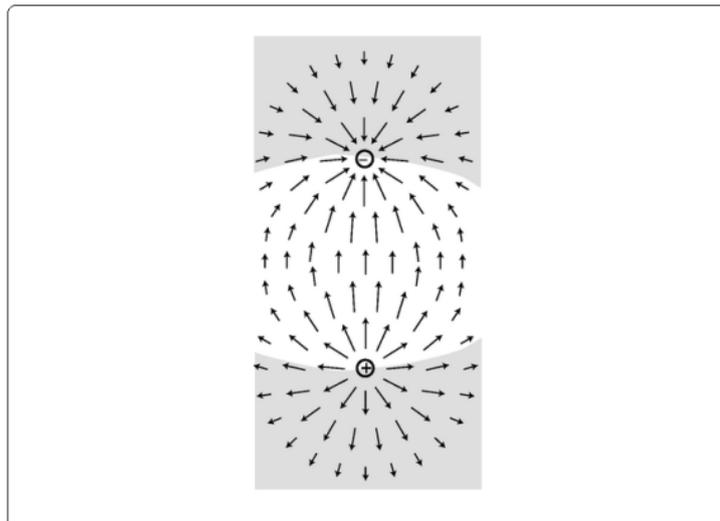


Figura 3.2 – Linhas eqüipotenciais do dipolo elétrico.

O volume de condução dos PEATE também é um conceito a ser compreendido e está intimamente relacionado com o local de fixação dos eletrodos e com a posição do dipolo. Respostas evocadas, adquiridas por eletrodos próximos ao campo potencial, captadas por eletrodos intracranianos, são chamadas de “respostas de campo-próximo”; respostas adquiridas por eletrodos distantes da fonte, na superfície externa da cabeça, são conhecidas como “respostas de campo-distante”. Porém, apesar do afastamento da fonte e da conseqüente diminuição da amplitude do potencial, todos os exames clínicos de PEATE são avaliados com respostas de campo-distante (LEE *et al.*, 1984).

A princípio, para que haja a captação da diferença de potencial entre os eletrodos, é necessária a despolarização sincrônica de um grupo de neurônios dispostos na mesma direção. Desse modo, eles produzirão um dipolo capaz de ser registrado com relativa distância. Por outro lado, células orientadas em diferentes direções podem produzir o cancelamento dos campos elétricos; então, nenhum sinal será registrado. Além disso, conforme a posição do dipolo na estrutura da via auditiva, poderá ocorrer também o cancelamento dos campos elétricos (*figura 3.3*). Esses fatores explicam a morfologia das ondas encontradas nos PEATE e da variação do potencial no tempo (LORENTE, 1947).

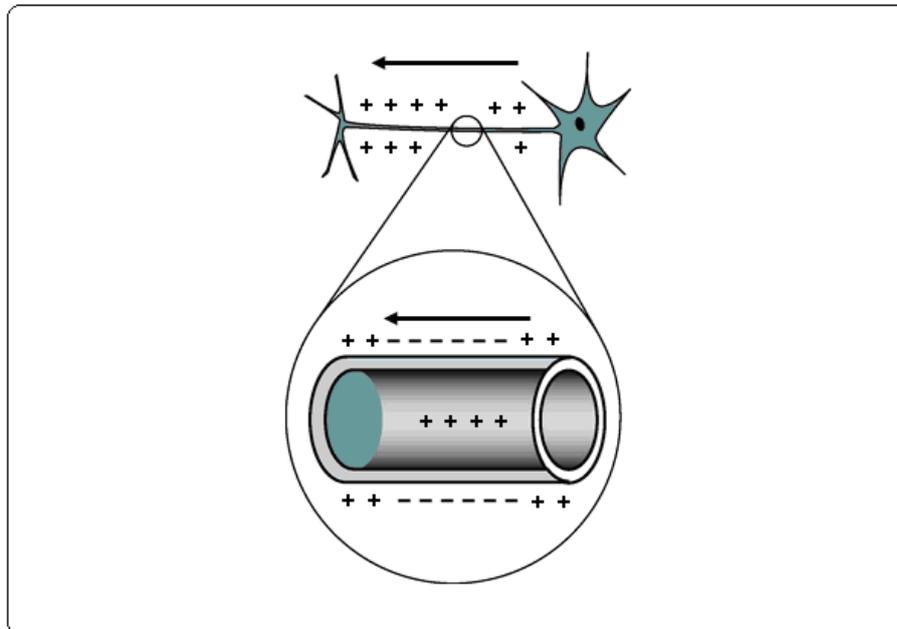


Figura 3.3 – Dipolo elétrico percorrendo um neurônio.

Os potenciais evocados são diretamente dependentes da sincronização temporal e resultam da atividade simultânea de muitos neurônios. Campos elétricos gerados por um considerável número de neurônios aparecerão nos registros dos PEATE com uma amplitude relativamente grande (HALL, 2006).

Uma série de estudos, entre 1970 e 1980, relacionou as ondas dos PEATE e suas possíveis origens anatômicas. Apesar de não haver consenso sobre tais origens, elas serão descritas a seguir.

A componente da onda I representa a atividade aferente do VIII par de nervo craniano em sua porção distal (SCHERG e CRAMON, 1985). A onda II, por sua vez, é gerada pela região proximal do mesmo nervo. Estudos espaço-temporais mostram

que essa onda seja, aparentemente, o resultado da sobreposição de atividades e possivelmente reflita a ação conjunta de neurônio de primeira ordem (*figura 3.4*) (LANG *et al.*, 1981; SCHROTT, STEPHAN e SPOENDLIN, 1989).

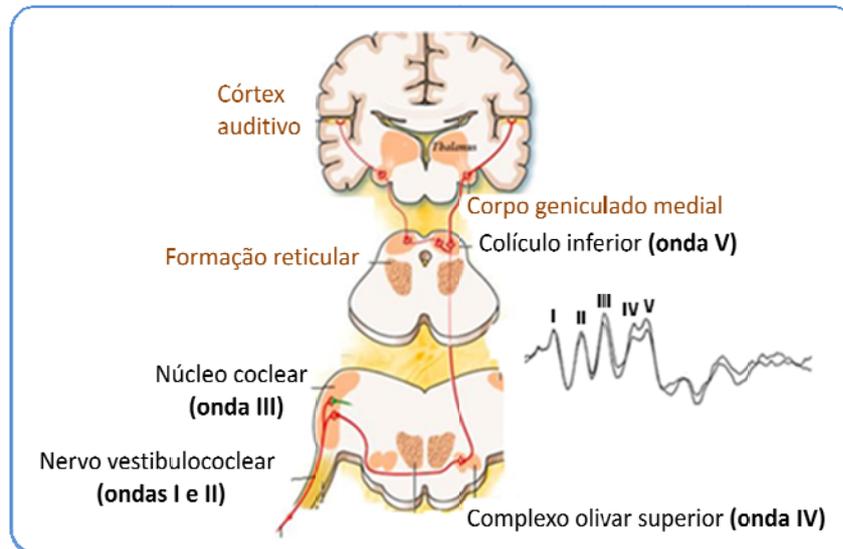


Figura 3.4 – Origem das ondas do PEATE.

A onda III origina-se no núcleo coclear. Estudos com modelagem do dipolo mostram que essa onda é gerada por neurônios de segunda ordem, próximos do núcleo coclear, e sua componente negativa surge do corpo trapezóide (HASHIMOTO *et al.*, 1981).

A onda IV tem origem em neurônios de terceira ordem, localizado, em sua maioria, no complexo olivar superior (COS), porém, provavelmente, com contribuições do núcleo coclear e do núcleo do lemnisco lateral. Por fim, a onda V, que muitas vezes aparece sobreposta à onda IV – e por isso é conhecida por complexo IV-V –, é a componente mais analisada para as aplicações clínicas dos PEATE. Sua onda de voltagem positiva tem origem nas terminações laterais das fibras do lemnisco e a sua deflexão negativa é atribuída ao colículo inferior (CI) (MOORE, 1987). Por fim, as ondas VI e VII têm origem sugerida no tálamo (corpo geniculado medial) (STOCKARD e ROSSITER, 1977).

3.1.5. Parâmetros técnicos

Uma grande variedade de fatores interfere nos registros dos PEATE. Tais fatores são divididos basicamente em variáveis relacionadas com a técnica – fatores de estimulação e fatores de aquisição – e as relacionadas com os indivíduos, como idade, sexo, temperatura do corpo, entre outras (SCHWANKE, 2000; HALL, 2006).

3.1.5.1. Variáveis relacionadas com a técnica

A escolha do PEA a ser investigado define inicialmente grande variedade de procedimentos específicos para geração dos estímulos e para o registro dos sinais biológicos auditivos evocados. Assim, esses parâmetros podem variar bastante entre os potenciais de curta, de média e de longa latência. A seguir, serão descritas as variáveis relacionadas com os PEATE de curta latência (SCHWANKE, 2000).

3.1.5.1.1. Estimulação

As respostas de curta latência são mais bem geradas com estímulos muito breves, transientes. De fato, estímulos transientes produzem disparos sincrônicos de muitos neurônios auditivos. Os *clicks*, de breve duração (100 μ s), são, de longe, os estímulos mais utilizados para a obtenção dos PEATE. Esse tipo de estímulo, apresentado, por exemplo, em fones de ouvido na forma de pulso elétrico quadrado ou retangular, resulta em um componente acústico, distorcido (*figura 3.5*), de largo espectro, uma vez que o transdutor não é capaz de reproduzir o sinal elétrico original. Desse modo, utilizando-se um fone TDH-39, a cóclea é normalmente estimulada nas frequências entre 1.000 e 4.000 Hz, para sons de forte intensidade. O espectro acústico resultante, no entanto, depende de diversas variáveis, como intensidade do estímulo, propriedades do transdutor, propriedades do conduto auditivo e da orelha média e integridade da cóclea (HALL, 2006).

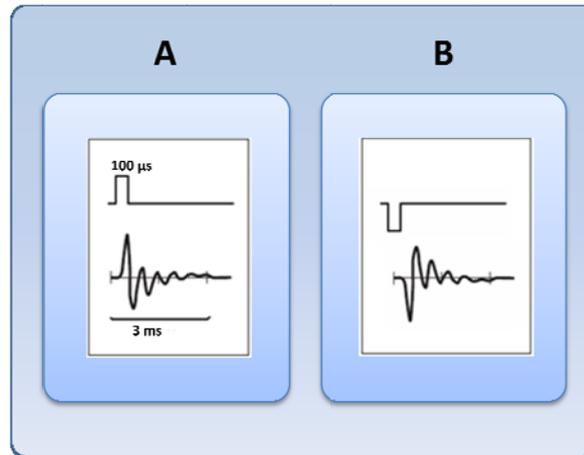


Figura 3.5 – Click de compressão acima e equivalente acústico abaixo (A). Click de rarefação acima e equivalente acústico abaixo (B).

Envelopes breves de tons puros, conhecidos como *tone bursts*, podem também ser apresentados. Uma vez que a apresentação de envelopes lineares sofre enorme limitação como estímulo específico de frequência, eles são normalmente apresentados de forma não-linear. As janelas, como são conhecidos os envelopes, têm aspectos variados: são formadas por uma única parte, quando a amplitude da onda é linear em qualquer ponto no tempo; por duas partes, quando a amplitude tem um componente crescente e outro decrescente; ou, por três partes. Nesse último tipo de janela, a amplitude da onda tem um componente crescente, um linear (platô), e um decrescente (HALL, 2006) (figura 3.6).

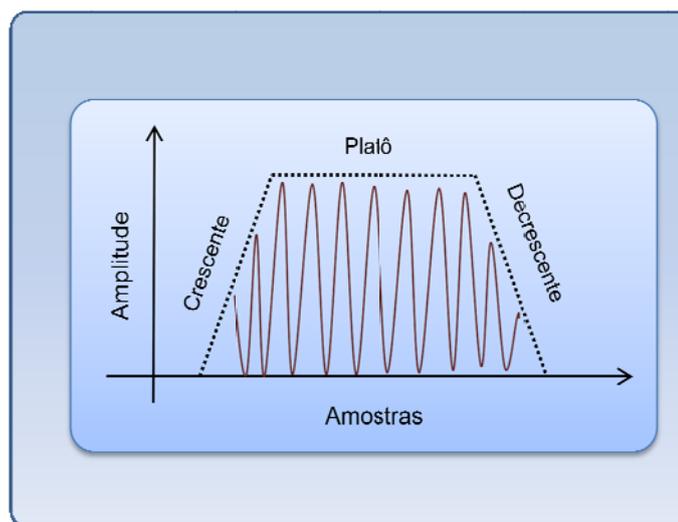


Figura 3.6 – Representação do tone burst em envelope de três componentes.

Diversos padrões de janelas foram estabelecidos e são utilizados na geração dos estímulos *tone bursts*, que evocam os PEAS. Entre tais padrões, existe o linear, o triangular, o trapezóide, *hamming*, o *hanning* e o *Blackman* (HOOPER, 2000). Alguns exemplos podem ser vistos na *figura 3.7*.

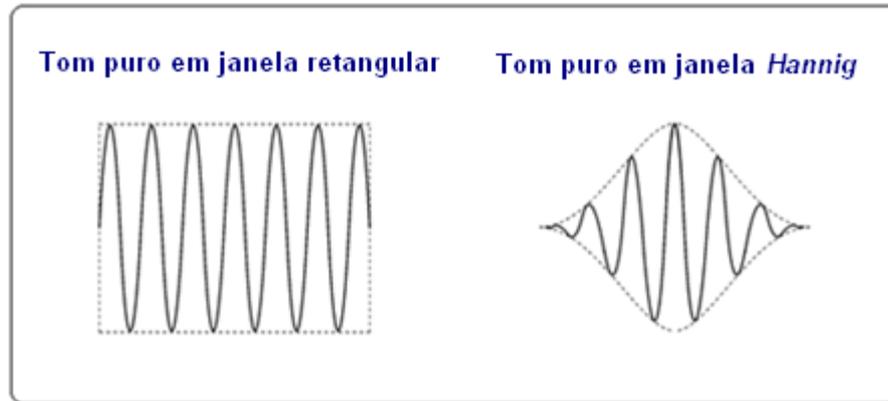


Figura 3.7 – Exemplos de janelas para o tone burst utilizados na obtenção dos PEAS.

As respostas variam bastante entre os tipos de estímulos utilizados, apresentando melhor morfologia, com ondas mais bem definidas, quando são evocadas por *clicks*, como pode ser visto na *figura 3.8* abaixo. Além dos estímulos citados, ainda podem ser utilizados ruídos e variações filtradas (HOOPER, 2000).

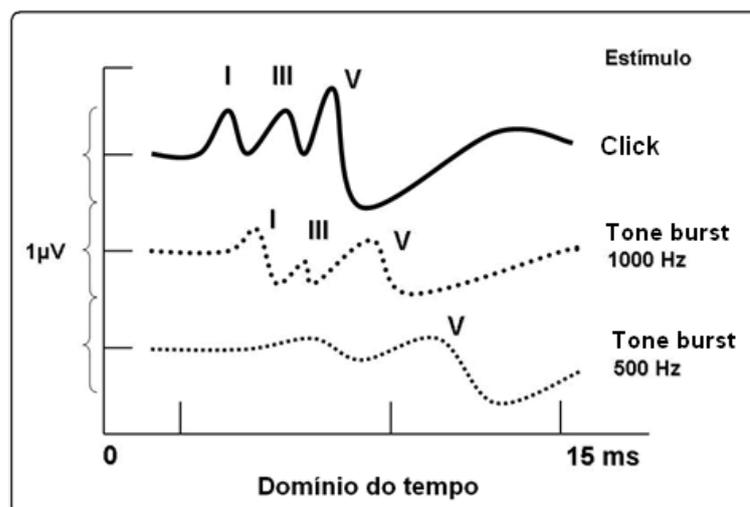


Figura 3.8 – Variação das ondas dos PEATE com diferentes estímulos.

A duração dos estímulos, como foi visto, é decisiva para uma aquisição adequada do sinal. O *click* tem duração fixa de 100 μ s, já o *tone burst* tem duração

variada e segue, normalmente, regras definidas. Existem basicamente duas classificações para o intervalo dos estímulos. Na primeira, os estímulos *não-clicks* apresentam um tamanho fixo de 5 ms de crescimento/decrescimento, o que mantém as características temporais do estímulo constantes, porém com ruídos consideráveis no espectro, entre baixas e altas frequências (JOHN e PICTON, 2000). Na segunda classificação, as partes do estímulo são divididas em ciclos. Assim, o crescimento e o decrescimento têm dois ciclos, e o platô, apenas um.

As amplitudes variam de 10% a 90% da potência máxima do sinal, e a duração, em milissegundos, varia de acordo com a frequência e é calculada pela equação 3.1 abaixo.

$$T(ms) = \frac{1000}{\text{Frequência}(Hz)} \quad (3.1)$$

Dessa maneira, para cada frequência, a duração (crescimento + platô + decrescimento) será diferente (*figura 3.6*). Aplicando-se a equação 3.1 para a frequência de 1.000 Hz, por exemplo, um ciclo tem o período de 1 ms, e a duração do estímulo será de 5 ms, obedecendo-se à regra de 2-1-2 ciclos, crescimento-platô-decrescimento (HALL, 2006).

A intensidade do estímulo afeta os PEATE de maneira heterogênea. O aumento linear da intensidade nem sempre produz o mesmo efeito na latência e amplitude da onda. Em princípio, como regra geral, as latências diminuem e as amplitudes aumentam com sons de forte intensidade. A onda V, em ouvintes normais, por exemplo, é difícil de ser detectada visualmente, com valores abaixo de 20 decibéis nível de audição normalizado (dB NAn) (PEDRIALI e KOZLOWSKI, 2006; HALL, 2006; NER e KLEIN, 2007).

A polaridade do estímulo é mais uma variável que possivelmente interfere no registro dos potenciais evocados auditivos e pode ser do tipo condensada, rarefeita ou alternada, o que gera no fone pressão acústica positiva, negativa ou alternada, respectivamente. Para essa variável, entretanto, não existe consenso a respeito da melhor opção. A onda I, possivelmente, apresenta menor latência com o estímulo rarefeito, o que não se aplica a todos os ouvintes normais, porém as amplitudes dessa onda não se alteram com tal variável. Os protocolos clínicos deveriam, então, testar, separadamente, o modo rarefeito e o condensado (HALL, 2006).

Por fim, respostas de curta latência permitem maior taxa de apresentação dos estímulos. Os autores, de maneira geral, concordam que uma taxa de até, aproximadamente 20 *clicks/s* interfere pouco nos registros, porém, acima desse valor, a latência aumenta e a amplitude diminui. Acima de 40 *clicks/s*, acontece superposição das ondas desse potencial e o sistema passa a apresentar respostas estáveis⁷. Taxas com múltiplos ou submúltiplos de 60 Hz, entretanto, devem ser evitadas, para que não haja interferência da rede de alimentação (CANALE *et al.*, 2006; MILLAN, ÖZDAMAR E BOHÓRQUEZ, 2006; PAULI-MAGNUS *et al.*, 2007).

As técnicas de mascaramento deverão ser sempre aplicadas, quando a intensidade do estímulo for capaz de atingir a cóclea da orelha contralateral à testada. O ruído mascarante, normalmente branco, é apresentado na orelha oposta e tem intensidade variável conforme o tipo de fone e as características do estímulo que evoca o potencial auditivo (SCHWANKE, 2000).

3.1.5.1.2. Aquisição

O registro dos PEAS depende de uma série de fatores, entre os quais, o tempo de análise, os eletrodos, os amplificadores, os filtros, os artefatos elétricos e as promediações dos sinais.

O tempo de análise é o período de registro do sinal após a apresentação do estímulo acústico, conhecido também como “tamanho da janela”. Este parâmetro deve ser configurado de modo a não ultrapassar nem ser inferior à latência esperada para o potencial em questão. Para os PEATE, de curta latência, tal janela não deve ser inferior a 10 ms. Recomenda-se, entretanto, uma janela de 15 ms, uma vez que, em algumas patologias, as latências das ondas podem ser mais tardias do que o esperado (SILVA, BATISTA e CARVALHO, 1998).

Os eletrodos podem alterar as latências, amplitudes, polaridade da resposta e morfologia da onda. Assim, devem ser definidos os tipos de eletrodos e local para a fixação destes. Todos os tipos de eletrodos existentes foram elaborados para conduzir a atividade elétrica emanada por respostas evocadas. Nos PEATE, o mais utilizado é do tipo disco, e os registros são melhores quando todos os eletrodos são

⁷ Técnica empregada no registro das respostas auditivas de estado estável.

compostos pelo mesmo metal. Um fator importante a ser observado é a impedância entre o eletrodo e a referência: são recomendados valores inferiores a 5 k Ω . Além disso, o balanço entre os pares de eletrodos também deve ser observado, isto é, a impedância entre o eletrodo conectado à entrada inversora do amplificador e o eletrodo de referência não pode ser muito diferente da impedância entre o eletrodo conectado à entrada não-inversora do amplificador e o eletrodo de referência (SILVA, BATISTA e CARVALHO, 1998; HALL, 2006).

A montagem de eletrodos freqüentemente utilizada para o registro dos PEAS é a seguinte: eletrodo inversor na região A1 ou A2; eletrodo não-inversor na região Fz (ou Cz) e o referência na posição Nz (ver figura 3.9).

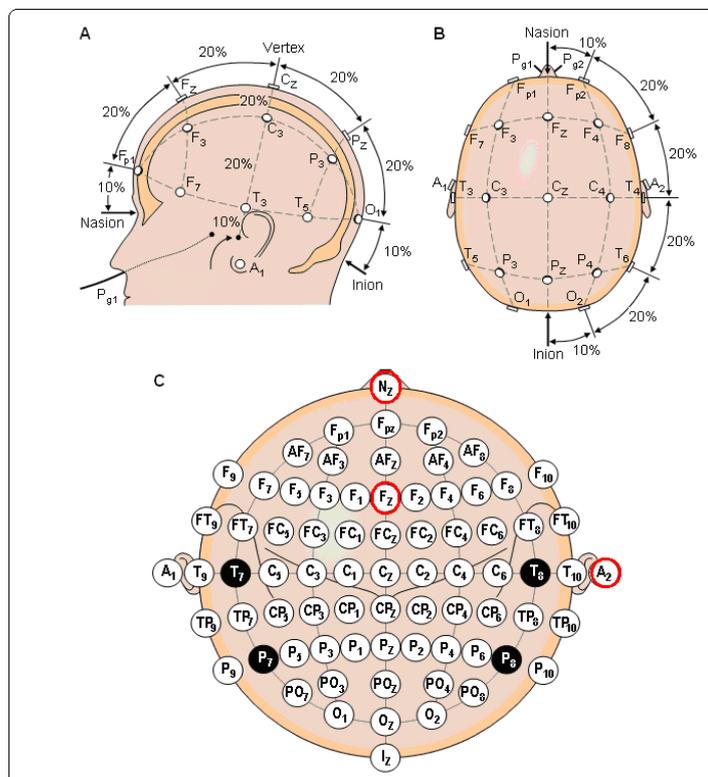


Figura 3.9 – Regiões para o posicionamento de eletrodos no EEG. Destacado, em vermelho, uma das possibilidades de armação dos eletrodos para o registro dos PEAS.

Na avaliação dos potenciais evocados auditivos de curta latência, os amplificadores normalmente apresentam ganho de 100.000 x, os filtros passa-banda são configurados entre 30 e 3.000 Hz e são realizadas, aproximadamente, 2.000 médias, para que o sinal seja visualizado de maneira adequada. Esses itens, porém,

serão discutidos em detalhes no tópico “instrumentação para a avaliação dos PEAS.”

Podem ser configurados, ainda, sistemas para a rejeição de artefatos elétricos, os quais, quando presentes, deformam o sinal adquirido (SCHWANKE, 2000).

3.1.5.2. Variáveis relacionadas com o indivíduo

Uma série de fatores não-patológicos, relacionados às características do sujeito, pode interferir no registro dos PEAS de curta latência; outros, no entanto, não exercem qualquer interferência, como é o caso da atenção do indivíduo durante a realização do exame (PLOURDE, 2006).

Os efeitos da idade e do sexo alteram, consideravelmente, o registro dos PEATE. Nos seres humanos, as ondas são incompletas ao nascimento, quando se observam, na maioria das vezes, apenas as ondas I, III e V, e os intervalos entre os picos são prolongados. Ao longo dos 18 primeiros meses de vida, os outros componentes surgem e as latências diminuem. Isso é explicado pelo desenvolvimento do sistema nervoso central, sobretudo, pela mielinização incompleta das fibras do nervo, o diâmetro reduzido do axônio dos neurônios e uma imaturidade funcional sináptica.

Entre os adultos, as mulheres apresentam ondas III, IV, V e VI com latências menores, intervalos menores entre os picos e amplitudes maiores do que nos homens. Dois fatores possivelmente estejam ligados a esses achados: a sensibilidade auditiva e a temperatura do corpo. Mulheres normalmente têm melhor audição para frequências altas e maior temperatura média do corpo, variáveis que contribuem para a diminuição das latências das ondas. Para a amplitude, contudo, algumas teorias se referem à influência das variações hormonais e dos neurotransmissores (HARE *et al.*, 1982).

A temperatura, como foi vista, pode interferir no resultado do exame. Baixas temperaturas provocam a diminuição da amplitude e o aumento da latência da onda I. Poucos estudos investigaram a influência da hipertermia (HALL, 2006); esses trabalhos, entretanto, mostram diminuição da latência I-V de, aproximadamente, 0,5 ms, para temperaturas entre 38 e 42 °C.

As drogas podem interferir na transdução da onda mecânica em impulso nervoso, na cóclea, e na própria transmissão desse impulso na via auditiva. Drogas ototóxicas destroem as células ciliadas externas e comprometem a transdução do sinal. Sedativos, como o hidrato de cloral, não afetam os PEATE. Já os agentes anestésicos produzem diferentes efeitos nos PEAS. Normalmente esses agentes influenciam apenas os potenciais tardios. O uso excessivo de álcool, por fim, é associado a prolongamentos das latências dos PEATE.

Os artefatos musculares são citados, ainda, como variáveis relacionadas ao indivíduo e podem, assim como fontes elétricas externas, aumentar o ruído de fundo e atrapalhar o exame. Por tal motivo, pacientes em estado relaxado, sobretudo na região dos ombros e pescoço, facilitam a detecção das ondas dos PEAS.

3.1.6. Aplicações clínicas do PEATE

A utilização clínica das respostas evocadas auditivas de tronco encefálico como instrumento de diagnóstico focaliza duas áreas principais. A primeira, a avaliação dos mecanismos auditivos periféricos, isto é, orelha externa, orelha média, orelha interna e oitavo par do nervo craniano e suas patologias relacionadas; a segunda, a integridade neurológica do nervo auditivo e da via de tronco encefálico. Os critérios adotados para as interpretações são, basicamente, latências individuais dos picos, seus intervalos e as amplitudes das ondas (NORTHERN, 1995).

As respostas auditivas evocadas de tronco encefálico são registradas com estímulos relativamente fracos, 20 dB NAn ou menos. De maneira geral, entretanto, não é possível investigar o grau da perda e a configuração audiométrica com precisão por meio dos PEATE. Essas respostas servirão, sempre que possível, para o complemento do diagnóstico clínico, assim como outros exames utilizados para diagnóstico auditivo: a audiometria de tons puros, a imitanciometria e a avaliação das emissões otoacústicas (EOA), entre outros (HALL, 2006).

Os *clicks* com forte intensidade refletem a atividade da cóclea altamente dependente da região que responde por frequências entre 1.000 e 4.000 Hz. Assim, os PEATE são normalmente insensíveis a perdas auditivas de baixas frequências. A latência da onda V aumenta para perdas auditivas sensorineurais e com o avanço da idade, o que geralmente interfere menos nas latências das ondas I e III. Dessa

maneira, esses três componentes, sobretudo a onda V, e seus intervalos têm grande relevância clínica (PLOURDE, 2006; HALL, 2006).

Na audiologia pediátrica, as respostas evocadas auditivas de tronco encefálico são especialmente importantes como exame suplementar e objetivo, para a confirmação da audiometria comportamental⁸ de crianças que não são capazes de cooperar. Além disso, a avaliação do PEATE destaca-se no diagnóstico precoce de perdas auditivas em bebês de alto risco (NORTHERN, 1995; HALL, 2006).

Outra importante aplicação dos PEATE é o diagnóstico de patologias retrococleares, sobretudo a detecção de neurinomas do nervo acústico. Auxilia, ainda, no diagnóstico de lesões de via auditiva, como esclerose múltipla ou compressiva, tumores do ângulo cerebelopontino e outros processos tumorais da fossa posterior. A identificação precoce de disfunções auditivas nas patologias retrococleares é uma das aplicações mais importantes desse exame (NORTHERN, 1995; SCHWANKE, 2000).

3.1.7. Potencial evocado miogênico vestibular

O potencial miogênico evocado vestibular (VEMP) é um teste que avalia a via vestibulocervical a partir da mácula do sáculo. A estimulação da parte coclear e da parte vestibular do nervo auditivo é baseada na deflexão de células ciliadas como resultado da movimentação de fluidos da orelha interna. Após atingirem a cóclea, sons intensos também podem agir sobre o sistema vestibular. Primeiro, chegam ao sáculo, mais sensível a sons; depois, ao utrículo e aos canais semicirculares (DAVID e COLAFÊMINA, 2002; AIDAR e SUZUKI, 2005; DAMEN, 2007).

As respostas do VEMP são fortemente alteradas por contração dos músculos do pescoço. Quando esses músculos estão relaxados as respostas diminuem drasticamente, em amplitude, o que sugere origem miogênica para esse potencial. Por esse motivo, a estimulação sacular gera um potencial inibitório nos músculos do pescoço, a exemplo do esternocleidomastóideo, ipsi e contralaterais, que refletem o componente linear do reflexo vestibulocervical (DAMEN, 2007).

⁸ Exame subjetivo constituído pela observação do comportamento da criança, de acordo com a idade, em resposta a estímulos sonoros com espectro determinado. Caso a criança não coopere, o diagnóstico não pode ser concluído, a não ser com a realização do PEATE.

As respostas medidas no músculo ipsilateral ao estímulo consistem de dois tipos de respostas do VEMP: um componente bifásico positivo-negativo (p13, n23), de origem vestibular, e dois outros componentes tardios (n34 e p44), possivelmente de origem cocleovestibular. Os números representam as latências das ondas. O pico p13, por exemplo, aparece, em média, em 13 ms após o estímulo (*figura 3.10*) (DAMEN, 2007; SCHLINDWEIN *et al.*, 2008).

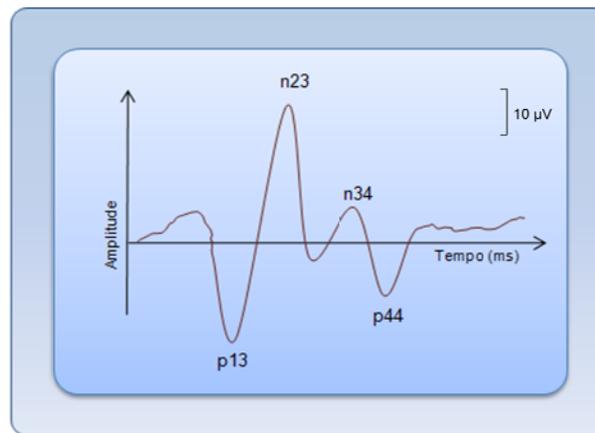


Figura 3.10 – Representação da onda do VEMP com seus quatro componentes.

A amplitude das respostas pode variar bastante, inclusive, entre dois exames da mesma pessoa, uma vez que é extremamente dependente da tensão do músculo avaliado (AIDAR e SUZUKI, 2005; DAMEN, 2007; SCHLINDWEIN *et al.*, 2008).

A estimulação evocada auditiva pode ser feita por meio de *clicks* ou de *tone bursts*, com intensidade entre 85 e 130 dB nível de pressão sonora pico equivalente (NPSpe). Um exame ideal pode ser conduzido com *tone burst* de 500 Hz, a 95 dB NPSpe, com taxa de 5 estímulos/s registrados unilateralmente. As aquisições, da mesma forma que no PEATE, devem ser promediadas; nesse caso, contudo, serão necessárias apenas 200 promediações. O eletrodo ativo (“negativo”, ligado à entrada inversora do amplificador) deverá ser colocado no meio do músculo, no esternocleidomastóideo, por exemplo. O outro eletrodo (“positivo”, ligado à entrada não-inversora do amplificador) deverá ser afixado sobre o tendão do músculo. Por fim, o terceiro eletrodo, o terra, é necessário, porém a posição para fixá-lo não é crítica, poderá ser fixado na região Fpz. Para a condução do exame, é necessária a contração do músculo (DAMEN, 2007).

As aplicações clínicas para o VEMP, como um exame complementar, restringem-se, sobretudo, ao auxílio no diagnóstico da esclerose múltipla, da doença

de Ménière de origem sacular, das vestibulopatias bilaterais e do neurinoma vestibular (AIDAR e SUZUKI, 2005).

3.2. AVALIAÇÃO DOS PEAS NO DOMÍNIO DAS FREQUÊNCIAS

O potencial evocado auditivo de estado estável (PEAEE) é uma ferramenta relativamente nova, cujos processos de avaliação apresentam diversas vantagens em relação aos métodos clássicos de análise, no domínio do tempo (MARKESSIS *et al.*, 2006).

A apresentação de estímulos suficientemente rápidos, de maneira que as respostas se sobreponham umas às outras, gera um sinal elétrico que pode ser registrado com componentes de frequências periódicas e constantes em amplitude. As respostas evocadas de estado estável (REST) podem ser obtidas com estímulos auditivos, visuais e somatossensoriais (LINS, 2002).

A apresentação de estímulos sonoros transientes, em uma taxa de até 30 *clicks/s*, evoca uma resposta que tem morfologia característica e varia com o tempo. O registro de curta latência, como visto anteriormente, tem cinco componentes principais, que são as ondas I, II, III, IV e V. O aumento dessa taxa, entretanto, sobrepõe os registros e modifica os componentes. Assim, a partir de 40 *clicks/s*, observa-se uma resposta (de estado) estável, com um único componente de frequência e amplitude constante (*figura 3.11*).

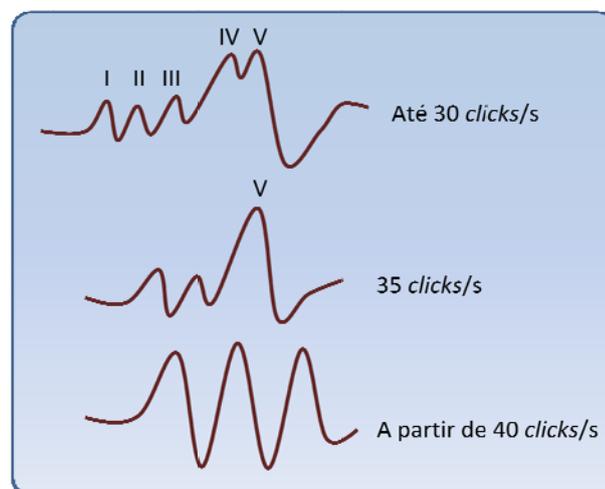


Figura 3.11 – Variação das ondas do PEATE com a taxa de estimulação.

Registrados a partir de eletrodos colocados no escalpo humano, da mesma maneira que os PEAS no domínio do tempo, os potenciais evocados auditivos de estado estável mostram maior amplitude quando os estímulos são apresentados em uma taxa de 40 Hz, porém, nessa frequência, as amplitudes diminuem, consideravelmente, durante o sono e, mais ainda, com a administração de anestesia geral (JOHN e PICTON, 2000).

Esse método é particularmente importante, porque tons contínuos modulados em amplitude de senóide evocam respostas de estado estável. Assim, uma vez que os registros são fiéis à frequência de modulação da amplitude, a apresentação simultânea de tons com diferentes modulações torna-se possível. Os potenciais evocados auditivos de estado estável amplitude modulados (AM) são, habitualmente, deflagrados em taxas de modulação entre 70 e 110 Hz, pois não são afetados pelo sono natural ou induzido. Outras técnicas de modulação podem ainda ser empregadas, como a técnica de frequência modulada (FM) ou a técnica mista (AM/FM) (LINS, 2002; ROSS *et al.*, 2003; MARKESSIS *et al.*, 2006; SCHADOW *et al.*, 2007).

O registro adquirido é analisado posteriormente, no domínio das frequências, com a aplicação da *Transformada Rápida de Fourier* (TRF). A presença dos componentes moduladores indica a normalidade das respostas (CANALE *et al.* 2006). Os detalhes dessa técnica, contudo, serão descritos em tópico posterior.

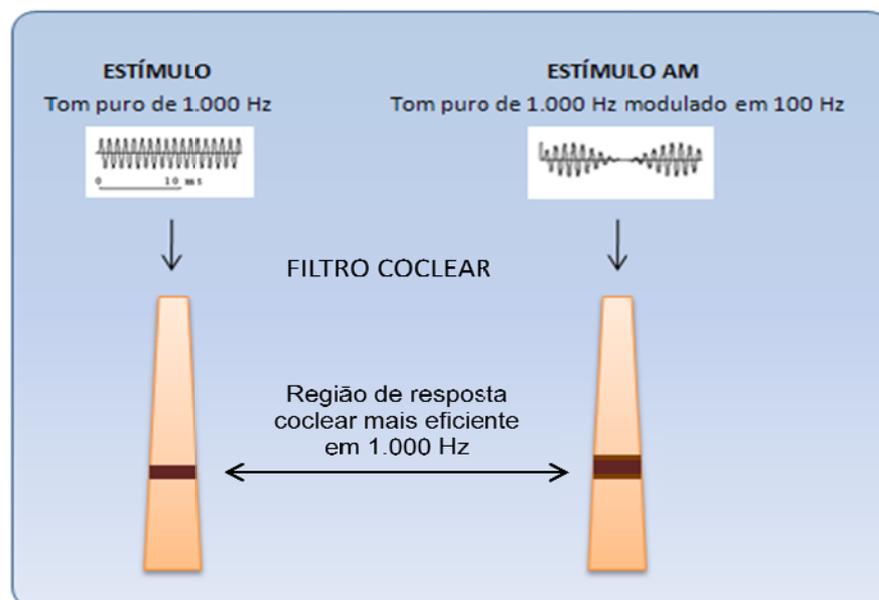
3.2.1. Bases anatomofisiológicas das respostas de estado estável

O PEAAE estimulado a 40 Hz é uma versão de estado estável dos PEA de média latência, uma vez que as respostas mostram picos separados entre si, por 25 ms, já que o período é o inverso da frequência (*equação 3.2*). Assim, de maneira análoga, estímulos com frequências de menor valor evocam respostas de estado estável de potenciais de longa latência. Para as respostas de curta latência, então, a taxa de deflagração dos estímulos deverá ser próxima a 100 Hz (LINS, 2002; JOSEPH *et al.*, 2003).

$$T(ms) = \frac{1000}{F} = \frac{1000}{40} = 25ms \quad (3.2)$$

As respostas auditivas evocadas por estímulos entre 70 e 110 Hz representam os PEATE. Nessas frequências, os registros das ondas sobrepõem-se, restando apenas a onda V e a componente lenta N10, negativa no vértex, que constituem a resposta de estado estável (LINS, 2002).

Tons puros modulados, dentro da faixa de frequências para a avaliação de curta latência, são misturados e, posteriormente, apresentados por meio de transdutores, como os fones de ouvido, na orelha a ser testada. Assim, por exemplo, um tom de 1.000 Hz que estimula uma região específica da cóclea, depois de modulado em 100 Hz, produzirá estimulação máxima na mesma região, e os estímulos serão transmitidos, praticamente, pelos mesmos neurônios da via auditiva específica, porém os potenciais elétricos evocados terão a mesma frequência que a moduladora, ou seja, 100 Hz (*figura 3.12*). O fato explica-se pela modulação em amplitude, que, em analogia a um rádio de pilha, funciona como controle de intensidade: quando máxima, a região será estimulada e existirá potencial elétrico; quando mínima, a região não será estimulada e não existirá o referido potencial (JOHN e PICTON, 2000; LINS, 2002).



Fonte: modificado de LINS (2002).

Figura 3.12 – Região de máxima resposta da membrana basilar.

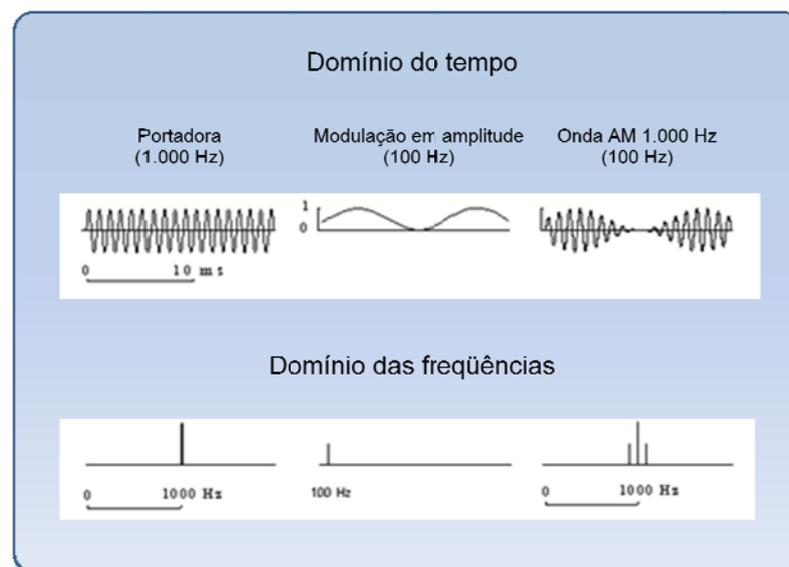
Um grande número de frequências pode ser modulado, misturado e apresentado simultaneamente. Existe a possibilidade, por exemplo, de serem modulados 500, 1.000, 2.000 e 4.000 Hz em frequências diferentes para o lado

direito e os mesmos tons modulados em outras freqüências para o lado esquerdo, e o espectro composto final ser apresentado, simultaneamente, às duas orelhas. As freqüências moduladoras devem, no entanto, diferir entre si em, pelo menos, 3 Hz (JOHN e PICTON, 2000).

3.2.2. Parâmetros técnicos

3.2.2.1. Estimulação

Os tons puros (portadoras) podem ser modulados em amplitude, utilizando-se qualquer freqüência entre 70 e 110 Hz, para a avaliação dos potenciais de curta latência. A modulação do estímulo interfere na constituição do seu próprio espectro de freqüências, uma vez que este passa a ser composto pela componente portadora e dois componentes. Um com freqüência igual à freqüência da portadora mais a freqüência de modulação e outro com freqüência igual à freqüência da portadora menos a freqüência de modulação. Assim, por exemplo, uma portadora de 1.000 Hz, modulada em 100 Hz apresenta um espectro de freqüência composto por 1.000 Hz, 1.100 Hz e 900 Hz, como pode ser visto na *figura 3.13* abaixo (LINS, 2002).



Fonte: modificado de LINS (2002).

Figura 3.13 – Esquema de modulação de freqüências no domínio do tempo e das freqüências.

Como visto anteriormente, várias portadoras podem ser moduladas, simultaneamente, para um mesmo estímulo, com diferença mínima de 3 Hz entre si, conforme se vê na *figura 3.14*. O mesmo método pode ser empregado ao estímulo apresentado à orelha contralateral, contanto que as frequências moduladoras não se repitam e sigam a regra da diferença mínima. Os estímulos acústicos, posteriormente, de maneira semelhante aos apresentados para a aquisição PEATE, são produzidos por transdutores, como os fones TDH-39, TDH-49 ou ER-3A, ou ainda por vibrador ósseo (LINS, 2002; MARKESSIS *et al.* 2006).

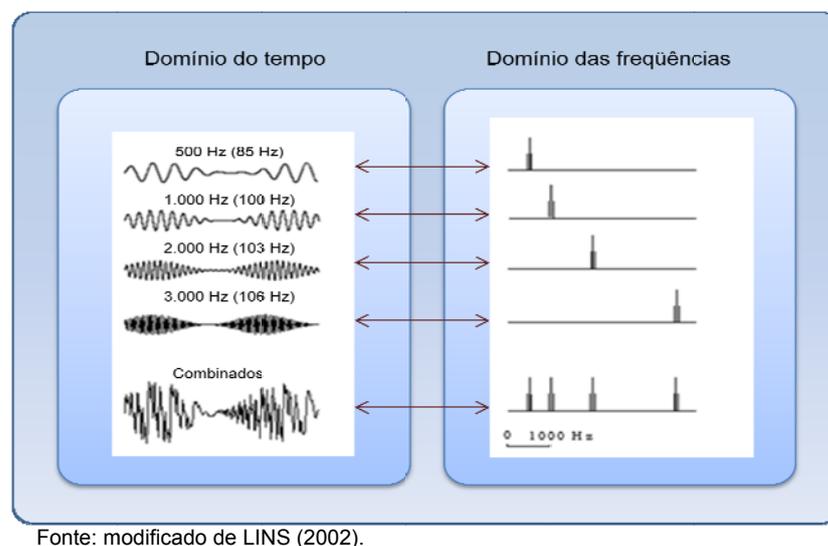


Figura 3.14 – Tons modulados no domínio do tempo e seus respectivos espectros em frequência.

3.2.2.2. Aquisição

O registro dos potenciais evocados auditivos de estado estável é feito por meio de eletrodos, na mesma posição e mesma impedância máxima que os dos PEATE, 5 k Ω . Desse modo, o eletrodo inversor pode ser afixado na região A1 (ou na mastóide); o eletrodo não-inversor, na região Fz (ou Cz), e o referência, na posição Nz (ou Fpz) (HALL, 2006).

Os amplificadores dos sinais biológicos utilizados podem ser os mesmos utilizados nos PEATE; o filtro passa-banda, porém, deve ser modificado para uma faixa entre 1 e 300 Hz. Depois de configurado o período de varredura e a rejeição de artefatos, é feita a digitalização dos sinais realizada por um conversor analógico-

digital (AD); em seguida, esse sinal é transformado para o domínio das freqüências por meio da aplicação de algoritmos computacionais, que executam a *Transformada Rápida de Fourier* (LINS, 2002).

3.2.2.3. Transformação do sinal biológico para o domínio das freqüências

A *Transformada de Fourier* é uma das maneiras de realizar uma mudança de domínio temporal (ou espacial) em espectral, no qual um sinal fica caracterizado por suas componentes de freqüência. Fourier, no século XVII, provou, matematicamente, que qualquer onda, independente da sua origem, é um somatório de ondas senoidais de diferentes freqüências, amplitudes e fases. Com a utilização do computador, surgiu a *Transformada Discreta de Fourier* (TDF), que, para uma função no domínio do tempo, é calculada em duas etapas: uma, para as colunas; outra, para as linhas (SCURI, 1994).

A TDF, para uma função unidimensional discreta, pode ser calculada pela equação 3.3, na qual, para cada um dos valores N de u , realizam-se N multiplicações de $F(x)$ pela exponencial e $N-1$ adições dos resultados; assim, o número de operações é proporcional a N^2 (PRESS *et al.*, 1997).

$$F(u) = \sum_{x=0}^{N-1} F(x) e^{-\frac{2i\pi ux}{N}} \quad (3.3)$$

Na *Transformada Rápida de Fourier* (TRF), os números inteiros da exponencial podem ser calculados apenas uma vez e armazenados em uma tabela, por isso não são incluídos no cálculo do número de operações, que é proporcional a $N \log_2 N$. Desse modo, se o tempo para realizar a TRF de uma imagem no domínio do tempo, de 512x512 pontos, fosse de 5 segundos, o tempo para realizar a TDF seria de 40 horas. Um ganho de 30.000 vezes (SCURI, 1994; TOLIMIERI, AN e LU, 1997; PRESS *et al.*, 1997).

A TRF é um algoritmo computacional eficiente que realiza a *Transformada Discreta de Fourier*. Com esse método, é possível, a partir de pontos que representam a variação da amplitude da onda no domínio do tempo, observar que

componentes de frequência constituem tal onda. Essa operação matemática é reversível. Assim, o registro digital no domínio das frequências, que consiste em uma série de números complexos representantes dos componentes espectrais da onda, pode ser revertido para o domínio do tempo (ver exemplos nas *figuras 3.13 e 3.14*) (TOLIMIERI, AN e LU, 1997; LINS, 2002).

O sinal biológico digitalizado é, então, transformado para o domínio das frequências através de um algoritmo de TRF e, posteriormente, analisado.

3.2.2.4. Análise dos sinais biológicos

Após a rotulação do potencial elétrico, por meio da modulação da frequência portadora, a apresentação dos estímulos, o registro dos sinais, a rejeição de artefatos elétricos, sua digitalização e a aplicação da TRF, é realizada a análise do espectro de potência das componentes, enfim, no domínio das frequências (LINS, 2002).

Deve-se salientar, entretanto, que as frequências procuradas, que representam a normalidade das respostas, serão as que modulam o sinal, e não as portadoras. Assim, por exemplo, uma portadora de 1.000 Hz modulada em 100 Hz gera um potencial de estado estável também de 100 Hz, que será registrado e terá seu pico identificado entre outros picos, por meio de testes estatísticos, uma vez que o resultado da aquisição mostra ruídos inerentes a qualquer técnica de EEG (RAMOS *et al.*, 2000; LINS, 2002).

3.2.2.4.1 Detecção estatística das respostas

A detecção da presença de REST é, muitas vezes, tarefa impossível de ser realizada a olho nu, sobretudo quando a intensidade do estímulo se aproxima dos limiares de audição da pessoa que está sendo testada. Por tal motivo, após a aplicação da TRF, são empregados métodos estatísticos de análise, entre os quais o teste F, a coerência de magnitude quadrada (CMQ) - conhecida também como MSC (*Magnitude Squared Coherence*) - e a medida de componente sincrônica (MCS), em inglês CSM, *Component Synchrony Measure* (RAMOS, *et al.*, 2000; ROSS *et al.*,

2003).

O teste F avalia, em linhas gerais, se o valor da amplitude de modulação difere significativamente dos valores das amplitudes do ruído. As demais técnicas citadas avaliam o espectro de fase. A técnica escolhida varia entre os trabalhos publicados, porém alguns estudos se referem à eficiência um pouco maior para os métodos que investigam o espectro de fase (RAMOS *et al.*, 2000; STROEBEL, 2006).

3.2.3. Aplicações clínicas

Uma das mais importantes aplicações dos PEAAE consiste no diagnóstico precoce em crianças com suspeita de perdas auditivas congênitas ou adquiridas. Essa aplicação tornou-se difundida por causa da diminuição da duração total do exame: pode ser de até oito vezes mais rápido do que a avaliação dos potenciais no domínio do tempo, utilizando-se *tone bursts*. Estudos recentes comprovam que, de fato, os potenciais evocados de estado estável são mais adequados para essa aplicação (MARKESSIS *et al.*, 2006; STROEBEL, 2006).

Diversos estudos se referem à eficiência dos PEAAE na avaliação das perdas auditivas sensorineurais, para se estimar o audiograma comportamental, por isso indicam sua utilização como suporte válido para tal tipo de avaliação auditiva, mesmo durante o sono ou sedação (LINS, 2002; CANALE *et al.*, 2006; MARKESSIS *et al.*, 2006).

Esse tipo de exame é utilizado, ainda, para a adaptação dos aparelhos de amplificação sonora individual (AASI) em crianças, uma vez que, como foi visto, com a técnica de estado estável, é possível a avaliação simultânea de diversas frequências. Assim, o ganho funcional dos amplificadores é avaliado de maneira mais coerente, pois as estimulações AM apresentam maior correlação com as audiometrias de tons puros do que com outras técnicas. (ROSS, *et al.*, 2003; STROEBEL, 2006).

Por fim, outra aplicação clínica importante é o monitoramento dos níveis de consciência durante a administração de anestésicos, para respostas evocadas na frequência de 40 Hz. Como visto anteriormente, com esse ritmo de estimulação, o PEAAE é fortemente influenciado pela atenção e pela consciência. A amplitude de

potência dessa onda pode variar entre 40 e 60%, nos diversos níveis de consciência. O monitoramento da anestesia geral com tal técnica evita que os pacientes retomem a consciência durante as cirurgias (LINS, 2002; MARKESSIS *et al.* 2006).

3.3. INSTRUMENTAÇÃO PARA AVALIAÇÃO DOS PEAS

Os instrumentos utilizados para a avaliação de sinais biológicos, em linhas gerais, podem ser reduzidos a um conjunto capaz de realizar algumas operações básicas, mais ou menos complexas. Dessa maneira, o sistema deverá dispor de um sensor responsável pela captação e, muitas vezes, transformação da grandeza que se pretende avaliar em um sinal analisável, normalmente elétrico. Posteriormente, o sinal deverá ser amplificado, sobretudo quando se tratar de sinal biológico, que, em geral, é de baixa intensidade. Em seguida, poderá ocorrer o processamento do sinal e a visualização. Por fim, o registro deverá ser arquivado para análises futuras. Um resumo esquemático pode ser encontrado na *figura 3.15* (GHOSE, OHZAWA e FREEMAN, 1995; THUTA *et al.*, 2005).

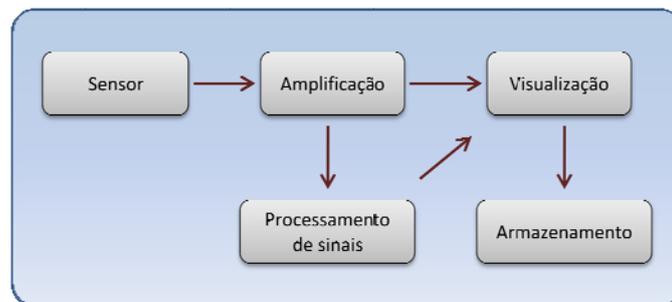


Figura 3.15 – Estrutura básica para um dispositivo que avalia os PEAS.

Os equipamentos empregados para medição de potenciais evocados, de maneira geral, são constituídos por três partes. A primeira, responsável pela geração do estímulo, é composta por um circuito analógico e um transdutor ou por um computador, conversores de sinais digitais para sinais analógicos (DA) e um transdutor, como fones de ouvido, por exemplo, no caso do potencial evocado auditivo. A segunda parte é composta por um sistema de medida constituído de eletrodos, amplificadores, filtros analógicos, conversores de sinais analógicos para sinais digitais (AD) e demais materiais de registro. Finalmente, a terceira parte: um

sistema lógico necessário para o processamento dos dados, que realiza, entre outros procedimentos, sincronismo, promediações, filtragens digitais, *transformadas de Fourier*, estatística para a confirmação e análise dos resultados etc. (MANDAJI, 2007; TIIHONEN *et al.*, 2008).

3.3.1. Geração de estímulos

Os sinais podem ser classificados como de tempo constante ou de tempo discreto. Um sinal de tempo constante mostra valores definidos durante todo o intervalo de tempo; já um sinal de tempo discreto apresenta valores definidos apenas em instantes discretos do tempo (CHEN, 1995).

Os geradores de estímulo e também os sistemas de aquisição podem ser divididos, de acordo com a estrutura conceitual e arquitetura, em analógicos e digitais. Na maioria das vezes, o sinal a ser gerado, que evoca o potencial objeto de avaliação, é composto por repetições de ondas senóides, quadradas ou triangulares e suas variações e combinações, o que requer o desenvolvimento de equipamentos sofisticados com capacidade de sintetizar essas ondas com precisão e exatidão (CHEN, 1995; PRUTCHI e NORRIS, 2004).

Circuitos analógicos podem ser utilizados para evocar os potenciais cerebrais procurados com a fidelidade desejada, porém essa aplicação, na maioria das vezes, necessita da confecção de placas muito elaboradas e de difícil adaptação a novos procedimentos, já que a cada possibilidade agregada novo circuito deverá ser desenvolvido, o que aumentará ainda mais a complexidade dessa placa (PRUTCHI e NORRIS, 2004).

Os estímulos compostos, os fora de padrão ou, até mesmo, as formas de onda típicas são facilmente construídos por meio de arranjos numéricos (sinais digitais) e decodificados, por conversores DA, em ondas elétricas (sinais analógicos) capazes de acionar transdutores. Esse princípio constitui a base dos sistemas digitais para a geração de estímulos. Apesar da simplicidade do conceito, um programa para microcomputador que copia valores digitais para conversores DA pode provocar sérias limitações aos componentes de frequência do espectro a ser convertido. Atualmente os sistemas geradores comerciais podem converter ondas com frequência de até 500 MHz, o que, entretanto, não é um problema para a

geração de estímulos acústicos audíveis já que estes têm freqüências entre 20 e 20.000 Hz (CUMMING e WELLS, 1998; MENEZES, CALDAS NETO e MOTTA, 2005; MANDAJI, 2007).

3.3.1.1. Conversão Digital em Analógico

Um sinal de tempo contínuo, ou seja, um sinal analógico tem valores definidos a cada instante do tempo (ver *figura 3.16a*). Observa-se que esse sinal não é, necessariamente, uma função contínua de tempo. Como constatado no exemplo, ela pode ser descontínua. O sinal de tempo discreto, porém, tem valores definidos em alguns intervalos do tempo. A simples transformação de sinal analógico em sinal de tempo discreto pode gerar erros e distorcer o espectro resultante em relação ao original, uma vez que diversos pontos serão ignorados (ver *figura 3.16b*) (CHEN, 1995).

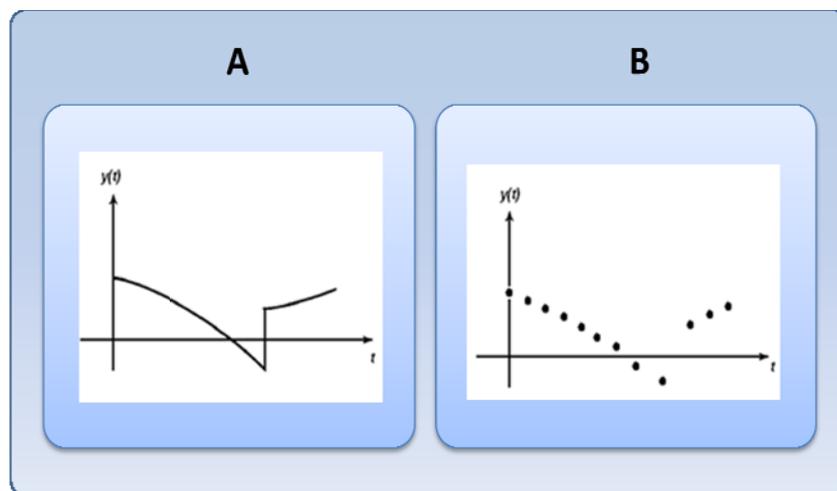


Figura 3.16 – Representação de um sinal analógico (a) e de seus pontos digitalizados (b).

Um conversor de sinais digitais para analógicos é um equipamento que transforma códigos digitais, normalmente binários, em sinais analógicos, como corrente, voltagem ou carga elétrica. Fundamentalmente, um número de precisão finita é convertido em uma quantidade física, usualmente uma voltagem elétrica. Essa voltagem de saída representa uma função linear do número de entrada, o qual é gerado com taxas de amostras específicas, definidas, na maioria das vezes, em números de pontos por segundo (WEBSTER, 1999; PRUTCHI e NORRIS, 2004).

O processo de geração de sinais obedece aos passos contrários da aquisição. Inicialmente, um programa baseado em PC codifica o sinal da onda que vai para o conversor DA, que decodifica a amostra e quantiza esse sinal, que posteriormente é filtrado e enviado para o transdutor.

A fidelidade da conversão depende, principalmente, da taxa de amostragem – parâmetro que converte pontos contínuos no tempo em discretos – e da quantização – parâmetro que converte amplitudes contínuas no tempo em valores finitos (PRUTCHI e NORRIS, 2004).

3.3.1.1.1. Taxa de amostragem

A qualidade da conversão DA ou AD de sinais complexos, ou com transientes, sobretudo com componente de altas frequências, está intimamente relacionada com a quantidade de pontos por segundo na qual um sistema realiza as conversões, ou seja, com a taxa de amostragem. Assim, tanto para adquirir, como para gerar um sinal, é necessário que seja definida a frequência adequada, que normalmente converte os pontos em iguais períodos. Contudo amostragens não-uniformes, em que se utilizam propriedades matemáticas convenientes, podem ser também aplicadas (WEBSTER, 1999; PRUTCHI e NORRIS, 2004).

A taxa de amostragem adequada para a transformação fiel de um sinal analógico em um digital, ou vice-versa, é definida pelo Teorema da Amostragem. Segundo o referido teorema, se as amostras forem colhidas suficientemente juntas, não haverá perda de informação na transformação do sinal. Parte, então, desse teorema a noção intuitiva de que, quanto maior for o índice de oscilações, maior deverá ser a taxa de amostragem, o que, em última análise, aproxima os pontos. Taxas de amostragens baixas podem gerar sobreposições entre réplicas de espectro, fenômeno conhecido como *aliasing*, e distorcer o sinal (ver *figura 3.17*) (QUIROGA, 1998; WEBSTER, 1999).

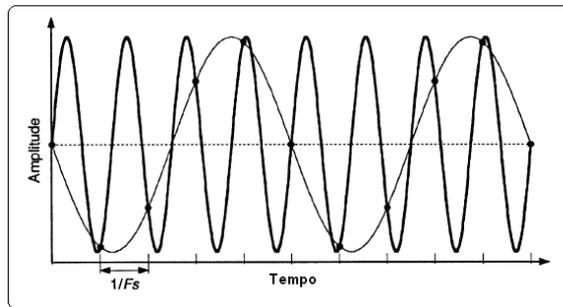


Figura 3.17 – Exemplo de aliasing: duas possibilidades distintas de construção de onda.

Um sinal analógico ou digital, quando filtrado de maneira a não conter freqüências acima de $\omega_{(m)}$, pode ser completamente reconstruído a partir de amostras igualmente espaçadas no tempo, tomadas à freqüência mínima de $2\omega_{(m)}$ (Teorema do limite de *Nyquist*). Por tal motivo, a freqüência de amostragem $\omega_{(s)}$ adequada deverá ser, pelo menos, o dobro da maior componente de freqüência que o sinal tem (QUIROGA, 1998).

3.3.1.1.2 Quantização

O outro parâmetro da digitalização de sinais, ou do processo reverso, é a transformação da amplitude contínua em números discretos, normalmente binários. O sistema binário é o mais importante arranjo numérico para sistemas digitais, que utiliza apenas dois símbolos para representar os números (0 e 1). Assim, um *Conjunto Universo* com apenas dois elementos distintos irá representar um ponto do sinal desejado. Esses conjuntos de *binary digits* (BITS), ou de oito BITS (BYTES), podem compor uma variedade enorme de níveis diferentes de sinal analógico, conforme seu tamanho (ver *tabela 3.2* abaixo) (CHEN, 1995; PRUTCHI e NORRIS, 2004).

Número de <i>bits</i>	Número de níveis
1 <i>bit</i>	$2^1=2$
8 <i>bits</i>	$2^8=256$
12 <i>bits</i>	$2^{12}=4.096$
16 <i>bits</i>	$2^{16}=65.536$
24 <i>bits</i>	$2^{24}=16.777.216$
30 <i>bits</i>	$2^{30}=1.073.741.820$

Tabela 3.2 – Equivalência entre o número de bits e número possível de níveis.

Os sinais digitais – diferente dos sinais reais analógicos, que podem assumir qualquer nível de tensão – dependem da resolução do DA, ou seja, da quantidade máxima de *bits* que o sistema é capaz de converter. O número de *bits* representa a quantidade de níveis de tensão do sinal ou de degraus de tensão, quando se faz analogia a uma escada (*figura 3.18*).

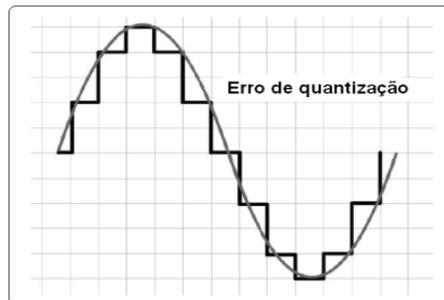


Figura 3.18 – Erro de quantização para uma onda digitalizada.

Presume-se, então, que, quanto maior a resolução, maior o número de degraus e mais definido será o sinal. Abaixo, na *figura 3.19*, pode ser visto um resumo com a estrutura do sistema onde o sinal é gerado pelo computador, transformado em números binários, decodificado e filtrado, para, dessa forma, aproximar-se, ao máximo, do sinal original.

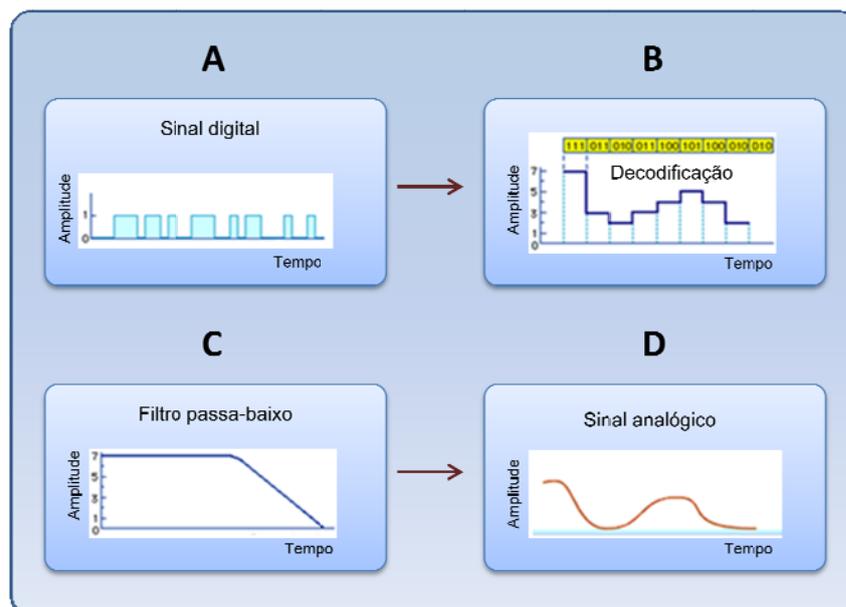


Figura 3.19 – Processo de conversão DA em que um sinal digital (a) é decodificado (b), filtrado (c) e transformado em um sinal contínuo (d).

3.3.1.2 Geração de estímulos sonoros por meio de uma placa de som

A placa de som é um periférico para PC que dispõe de amplificadores, filtros e conversores DA e AD bem como é especializado na geração e registro de estímulos acústicos audíveis. O sistema operacional (SO) gerencia as placas de som através de um *driver*, normalmente proprietário, distribuído pelo fabricante. O sistema operacional *Windows*, por exemplo, utiliza *drivers* proprietários para o gerenciamento das placas de som. Esse *driver* é um programa desenvolvido em linguagem de baixo-nível que manipula as trocas de dados entre o aparelho físico e o SO (NEBBETT, 2000).

Os modelos mais sofisticados de placas de som têm, além dos conversores, um *chip* processador digital de sinal (DSP), dedicado exclusivamente a processar informações sonoras, o que libera o computador de tal tarefa. O DSP é especialmente importante na edição dos sons, já que torna mais rápida a aplicação de efeitos e de outros recursos de manipulação.

O sistema mais utilizado para evocar os potenciais auditivos – seja avaliado no domínio do tempo, seja no das frequências – é a placa de som. Assim, a sua utilização é altamente recomendada, desde que se observem apenas dois aspectos: a configuração da taxa de amostragem e a da resolução. Por terem os estímulos sonoros audíveis frequências entre 20 e 20.000 Hz (MENEZES, CALDAS NETO e MOTTA, 2005), é necessário que a taxa de amostragem seja superior a 40.000 pontos por segundo, 44,1 kHz por padrão, o que obedece ao teorema do limite de *Nyquist*. Já a resolução, configurada a partir de 12 *bits*, proporciona reprodução de qualidade no tocante à amplitude da onda (LINS, 2002; DUN, WOUTERS e MOONEN, 2007; TIIHONEN *et al.*, 2008).

3.3.1.3. Transdutores

Os transdutores são sistemas capazes de converter energia de uma forma para outra. Na avaliação dos PEAS, os transdutores recebem um sinal elétrico e produzem um som que é apresentado como um estímulo, por via aérea ou por via óssea (HALL, 2006).

Na maioria dos estudos com PEAS, os estímulos são apresentados por via aérea, por meio dos fones de ouvido TDH-39, da *Telephonics*, uma vez que esse é o mesmo tipo de instrumento utilizado nas audiometrias, em todo o mundo e apresenta um comportamento comprovadamente estável. Trata-se de um fone de ouvido eletrodinâmico de baixa impedância elétrica, porém produz, em estímulos de forte intensidade, um campo eletromagnético que resulta em artefatos que podem atrapalhar os exames, por isso recomenda-se sua blindagem.

Um outro tipo de fone supra-aural é o TDH-49, também da *Telephonics*, que é externamente idêntico ao TDH-39, contudo dá respostas mais uniformes entre 1.000 e 4.000 Hz, razão por que é mais recomendado.

Os fones de inserção ER-3A também conduzem o estímulo acústico por via aérea, porém este é produzido em uma pequena caixa conectada a uma sonda através de um tubo de silicone a qual é inserida no conduto auditivo externo. O fone de inserção é o mais indicado para a condução das avaliações do PEAS por diversos fatores, entre os quais: a distância entre o transdutor e os eletrodos e a distância entre o transdutor e a orelha, o que diminui a ação de artefatos eletromagnéticos, uma vez que o som chega ao conduto auditivo aproximadamente 0,9 ms após a transdução do estímulo; menor distorção acústica na transdução do sinal elétrico (*figura 3.20*); menor pressão no conduto, o que pode alterar os exames, sobretudo, em crianças; e a atenuação sonora de 70 dB entre as orelhas, o que diminui a necessidade do uso de mascaramento (HALL, 2006).

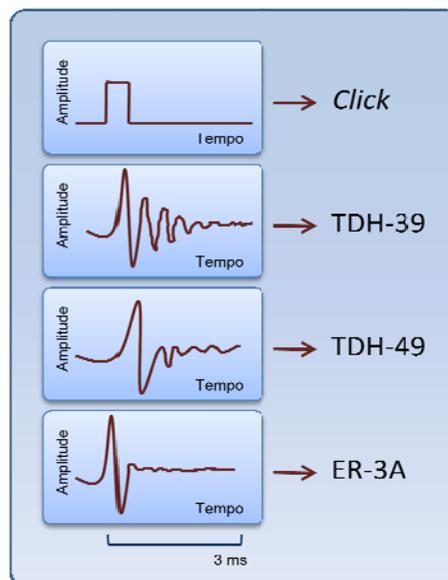


Figura 3.20 – Click e seus respectivos equivalentes acústicos para cada tipo de transdutor.

Por fim, podem ser utilizados, ainda, vibradores ósseos, como o B-71 ou B-72, que geram os estímulos por via óssea, diretamente para a cóclea. Deve-se observar, contudo, que o espectro produzido por vibradores ósseos tem energia predominante em torno de 2.000 Hz, diferentemente dos transdutores por via aérea, os quais mostram distribuição relativamente homogênea da energia, o que, em última análise, provoca distorções para fortes intensidades, sobretudo, nas altas frequências.

3.3.2. Aquisição de sinais biológicos

Os sinais registrados pelo EEG são caracterizados por amplitudes extremamente pequenas em microvolts (WEBSTER, 1999). Além disso, são difíceis de serem interpretados, pois são o resultado da atividade abrangente de bilhões de neurônios transmitida via tecidos cerebrais, fluidos e couro cabeludo. Desse modo, os principais problemas relacionados à aquisição dos PEAS referem-se à interferência de fontes de ruídos fisiológicas e do meio ambiente. As fontes fisiológicas derivam da ação muscular e de outros potenciais de maior intensidade, como os cardíacos e os oculares. As fontes do meio ambiente mais comuns são os ruídos de 60 Hz da rede elétrica, as radiofrequências (RF) e as interferências elétricas, ou magnéticas, induzidas por outros equipamentos (WEBSTER, 1999; ROCHA *et al.*, 2006; MANDAJI *et al.*, 2007).

Os sistemas desenvolvidos para o registro dos PEAS devem ser compostos, fundamentalmente, por sensores, em especial por eletrodos, que produzam baixa resistência na superfície de contato; por amplificadores biológicos de ganho alto e de baixo ruído; por filtros analógicos configurados para impedir ao máximo a interferência de sinais alheios aos investigados; por um sistema de proteção e um sistema de digitalização, processamento e armazenamento das informações colhidas (PRUTCHI e NORRIS, 2004).

3.3.2.1. Eletrodos

Os eletrodos clássicos de alto desempenho são constituídos por material de

alta condutividade, como a prata combinada com um sal, o cloreto de prata, e pasta eletrolítica, composta por sódio ou cloreto de potássio. Esse conjunto produz o menor e mais estável potencial de junção. Esses eletrodos podem ser do tipo descartável, assim sendo, têm prata em menor quantidade e uma região adesiva ao seu redor para fixação mais segura na pele. Como referido em tópico anterior, os eletrodos podem ser também do tipo disco de ouro, que garantem, da mesma forma, baixa resistência (*figura 3.21*) (WEBSTER, 1999).

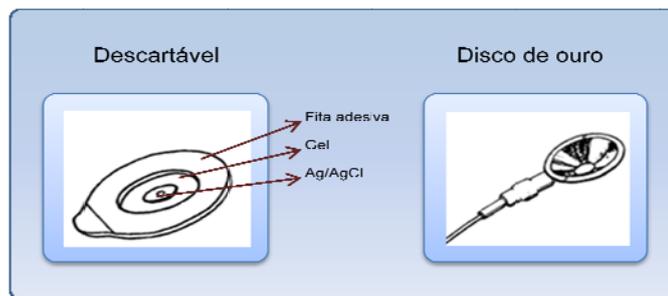


Figura 3.21 – Tipos de eletrodos mais utilizados na aquisição dos PEAS.

3.3.2.2. Amplificadores biológicos

Os potenciais evocados auditivos, como descritos anteriormente, têm amplitude muito pequena, por esse motivo precisam ser amplificados. Para a utilização dos amplificadores, devem-se observar, principalmente, três características: o ganho, a impedância de entrada e a rejeição de modo comum (RMC) (PRUTCHI e NORRIS, 2004).

O ganho dos amplificadores é tecnicamente definido pela razão entre a voltagem do sinal de saída e a voltagem do sinal de entrada. Uma vez que os sinais adquiridos com os PEAS, para a amplitude da onda V , estão entre 1 e $0,5 \mu V$, é necessária enorme amplificação para que sejam digitalizados e processados. O ganho desses amplificadores é configurado, freqüentemente, entre 50.000 e 100.000 X, ou entre 94 dB e 100 dB, calculado pela *equação 3.4* (HALL, 2006).

$$\text{Ganho}(dB) = 20 \log \frac{V_{saída}}{V_{entrada}} \quad (3.4)$$

A impedância de entrada, uma das características mais importantes do amplificador, é definida como a oposição ao fluxo de corrente alternada (CA). As impedâncias através das entradas do amplificador necessitam ser suficientemente altas, para que este não atenuie consideravelmente a voltagem dos sinais eletrofisiológicos. Além disso, deve-se lembrar que o desbalanceamento entre as impedâncias dos dois eletrodos pode causar sérios problemas de registro (PRUTCHI e NORRIS, 2004; HALL, 2006).

Por fim, outro importante parâmetro de funcionamento dos amplificadores biológicos, a RMC, resultante da amplificação diferencial, representa uma ferramenta indispensável para a diminuição das interferências fisiológicas ou do meio ambiente no PEA. Os amplificadores diferenciais (*figura 3.22a*) baseiam-se no pressuposto de que dois eletrodos colocados em lugares diferentes da cabeça serão afetados, de maneira semelhante, pelos diversos tipos de ruídos existentes. Assim, os referidos amplificadores invertem uma das entradas e somam seu resultado com a outra entrada não-invertida (*figura 3.22b*); dessa forma, as interferências comuns aos dois eletrodos são eliminadas (rejeitadas) (ver *figura 3.22c*). (WEBSTER, 1999; PRUTCHI e NORRIS, 2004).

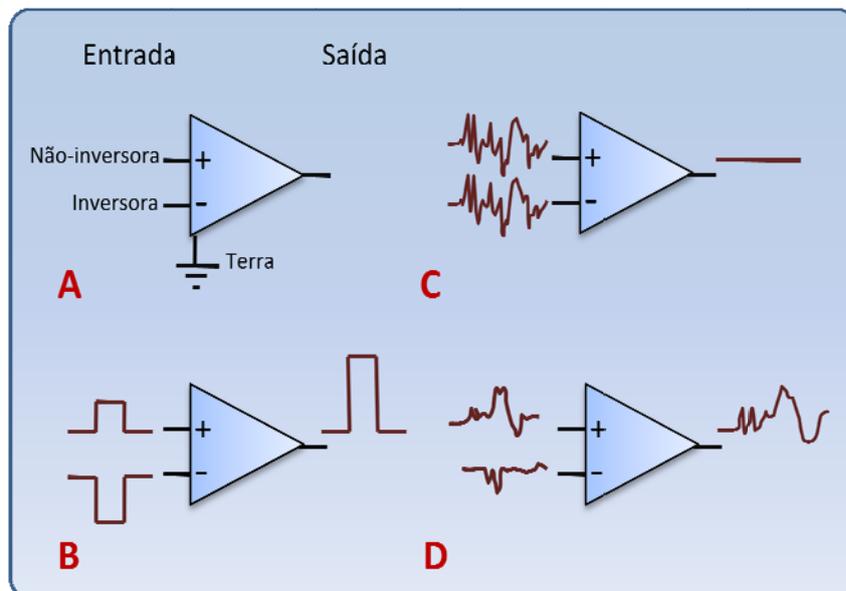


Figura 3.22 – Resultado da amplificação diferencial em situações diversas.

Na avaliação dos potenciais evocados auditivos, um eletrodo pode ser fixado próximo da orelha, conectado à entrada “negativa”, inversora do amplificador, e o outro, no centro da cabeça, por exemplo, conectado à entrada “positiva”, não-

inversora. Dessa maneira, a RMC irá atenuar os ruídos que são comuns e destacar as ondas do PEAS, uma vez que estas são muito mais intensas nas regiões próximas aos eletrodos (ver *figura 3.22d*). (HALL, 2006).

A amplificação diferencial pode ser mais facilmente desenvolvida por amplificadores operacionais, que geralmente têm alta impedância e alto ganho (WEBSTER, 1999; HALL, 2006). As especificações mais importantes para esses amplificadores, quando utilizados para a aquisição de potenciais evocados auditivos, são impedância de entrada alta, de muito baixo ruído, isto é, o sistema deverá ser capaz de amplificar sinais, introduzindo níveis muito baixos de ruído, da ordem de $5 nV_{RMS} / \sqrt{Hz}$. Além disso, RMC deverá ser maior que 100 dB, para ruídos de 60 Hz, e o ganho no primeiro estágio de amplificação deverá aproximar-se de 1.000 X, podendo alcançar algo na ordem de 100.000 X, nos estágios que se seguem (PRUTCHI e NORRIS, 2004; HUNG, CHEN e LIN, 2006).

3.3.2.3. Filtros analógicos

Os sistemas utilizados para registrar os potenciais biológicos necessitam de filtros, para reduzir ou eliminar as interferências fisiológicas ou do meio externo e, também, para evitar o fenômeno de *aliasing* no processo de digitalização do sinal. Assim, podem ser utilizados filtros passa-alto, passa-baixo e filtros de rejeição de banda, *notch* (WEBSTER, 1999).

A aquisição de PEAS no domínio do tempo utiliza filtros passa-alto, para eliminar os potenciais de correntes contínuas (CC) que surgem do contato entre o eletrodo e a pele e podem gerar saturação na amplificação do sinal. Potenciais de EEG de baixas frequências (ondas delta, teta, alfa e beta), entre 0,05 e 30 Hz, também devem ser eliminados. Por fim, é preciso ainda atenuar potenciais gerados por movimentos corporais que estão entre 0,05 e 50 Hz. Recomenda-se a implementação de filtros passa-alto nos primeiros estágios de amplificação, configurados para cortar frequências abaixo de 30 Hz ou, no máximo, abaixo 150 Hz. Nos PEAS no domínio das frequências, contudo, a utilização desse tipo de filtro é desencorajada; caso seja adotado, deve ser configurado em frequências muito

baixas, próximas a 1 Hz, por causa de possíveis atenuações das baixas frequências AM empregadas na técnica (WEBSTER, 1999; LINS, 2002; XUA *et al.*, 2007).

Os filtros passa-baixo nos PEATE são recomendados em diversos estágios de amplificação, com o objetivo de diminuir interferências de RF e da ação de alguns músculos que produzem, entre outros, potenciais acima de 5.000 Hz. Assim, pode-se configurar um filtro passa-baixo do tipo *Butterworth*, *Bessel* ou *Chebyshev* na frequência de 3.000 ou 1.500 Hz. A opção por essa última, no entanto, provoca aumento nas latências absolutas das ondas I, III e V (WEBSTER, 1999; LINS, 2002; HALL, 2006).

Nos potenciais evocados auditivos de estado estável, a frequência de corte dos filtros passa-baixo deve ser configurada em 300 Hz, uma vez que se esperam respostas fisiológicas até, aproximadamente, 110 Hz. O corte nessa frequência evita a interferência de alguns potenciais eletromiogênicos, que estão entre 100 e 500 Hz (HALL, 2006).

O tipo de filtro descrito acima funciona, também, como um filtro *anti-aliasing*, uma vez que este limita a frequência superior do sinal e evita distorções na digitalização do referido sinal. Para potenciais que não ultrapassam os 5.000 Hz, pode ser utilizada, por exemplo, uma taxa de aquisição de 10.000 Hz.

O ruído da rede elétrica, 60 Hz, pode ser evitado no registro do PEATE por meio da implementação do filtro de rejeição de banda. Sua utilização, contudo, é desaconselhada, basicamente, por dois motivos. Primeiro, porque esse filtro irá atenuar o ruído em 60 Hz, mas não os seus harmônicos de alta frequência, que continuarão interferindo no potencial. Segundo, porque a sua utilização introduz distorções indesejadas de fase (latência) no sinal. Nos PEAE, esse tipo de filtro não deve ser utilizado, pois sua ação nunca será de atenuação pontual de 60 Hz, por isso as frequências componentes do potencial investigado, entre 70 e 110 Hz, serão afetadas também (LINS, 2002; HALL, 2006).

Por fim, depois da digitalização, podem ser empregadas técnicas de filtragens digitais, uma vez que estas diminuem o ruído e não alteram as latências das ondas do PEA, caso a frequência de banda de passagem seja configurada também entre 30 e 3.000 Hz ou entre 0 e 300 Hz, para os PEATE e os PEAE, respectivamente (HALL, 2006; HE *et al.*, 2007; XUA *et al.*, 2007).

3.3.2.4. Isolamento elétrico

O isolamento elétrico deve ser implementado sempre, com o objetivo de impedir o vazamento de corrente do instrumento para o paciente. O vazamento de corrente do dispositivo de medida para o paciente, por meio de eletrodos conectados à pele, pode ser muito perigoso e, algumas vezes, fatal. Isolamentos elétricos devem ser empregados, introduzindo-se, entre outras técnicas, optoacopladores, que impedem a passagem de corrente em sentido contrário ao emissor-receptor. Dessa forma, a corrente não poderá ser transmitida à pessoa que está sendo testada (WEBSTER, 1999).

Uma atenção especial deve ser dada ao aterramento elétrico do sistema utilizado para a avaliação do potencial. Para que um sistema de energia elétrica opere corretamente, com adequada continuidade de serviço, desempenho seguro do sistema de proteção e, mais ainda, para garantir os limites (níveis) de segurança pessoal, são fundamentais algumas observações. A falta de tal sistema poderá causar a inviabilidade do registro com o aumento dos ruídos e, ainda, a queima do equipamento.

O aterramento deve ser realizado com uma ou mais hastes metálicas, normalmente de cobre, inseridas diretamente no solo, com comprimento entre 1,5 e 3 m. Uma boa regra para agruparem-se hastes é a da formação de polígonos: um ou dois metros de lado, quanto maior o número de barras, mais próximo a um círculo e mais eficiente será o sistema. Algumas vezes, é necessário o tratamento químico do solo, com carvão ativado e sal, conforme a resistência final.

Por fim, o valor da resistência entre o neutro e o terra deve atender às condições de proteção e de funcionamento da instalação elétrica. Conforme orientação da Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT), a resistência deve atingir no máximo $10 \Omega^9$.

⁹ NBR 5410/1997 - Instalações elétricas de baixa tensão e NBR 5419/2001 - Sistemas de proteção de descargas atmosféricas.

3.3.2.5. Conversão analógico em digital

A conversão de sinais analógicos para digitais segue três etapas: a amostragem, a quantização e a codificação. Depois das diversas fases de processamento do sinal analógico, que culmina na aplicação do filtro passa-baixo, *anti-aliasing*, este é amostrado em uma taxa conveniente (*figura 3.23a e 3.23b*). Uma vez que a taxa de amostragem deve ser, pelo menos, duas vezes superior à maior frequência do sinal, segundo o teorema de *Nyquist*, e o filtro passa-baixo normalmente é configurado em 3.000 Hz, uma frequência de amostragem de 6.000 Hz já seria o suficiente. Porém, via de regra, uma aquisição de PEA de 10 ms raramente tem menos de 256 pontos, 25.600 pontos em 1 s. Essa taxa de amostragem representa um limite de resolução, que é a distância entre dois pontos, de 0,04 ms (HALL, 2006).

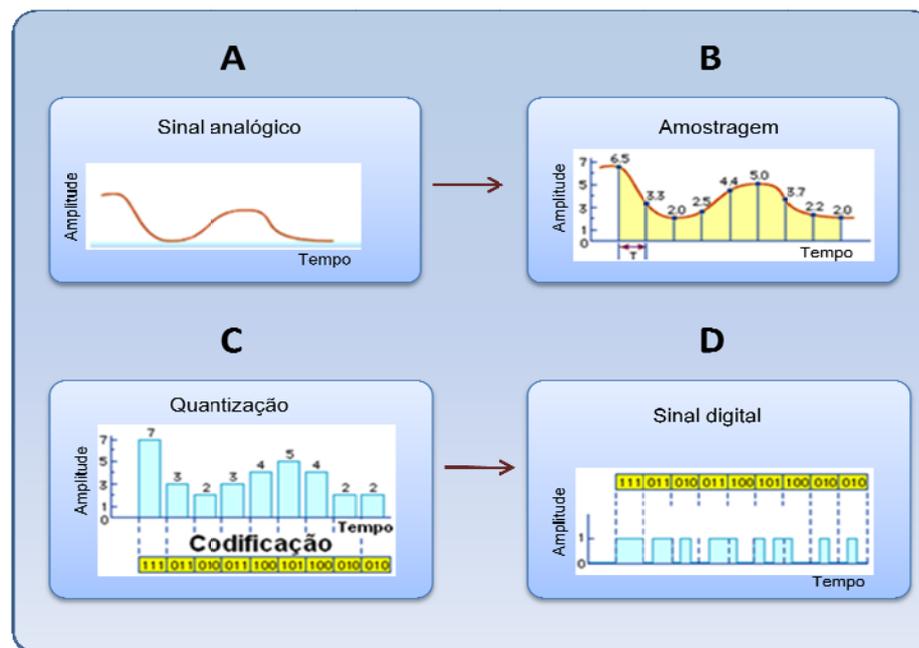


Figura 3.23 – Processo de conversão AD, em que um sinal analógico (a) é amostrado (b), quantizado e codificado (c) e transformado em um sinal digital (d).

Na etapa seguinte, o sinal é ajustado para a resolução da amplitude, na codificação em binário ou em outra escolhida, processo conhecido como quantização (*figura 3.23c*). Como visto anteriormente, quanto maior for essa resolução em *bits*, maior o número de níveis de tensão e mais próximos estarão os valores dos pontos digitalizados dos valores originais analógicos. Assim, uma

aquisição com dois *bits* apresenta quatro níveis diferentes de tensão (2^2) ou quatro “degraus” de tensão, o que caracteriza grave erro. Por exemplo, imagine-se que no PEA a amplitude da maior onda, raramente 1 μV pico-a-pico (pp), uma janela com limites máximos de amplitude pico-a-pico de 50 μV representa uma margem de segurança de 50 X. Para essa janela, dois *bits* configurariam quatro níveis diferentes de 12,5 μV ($50/4$), o que, é claro, não permitiria a visualização do sinal. Porém, aumentando-se a resolução para oito *bits*, o número de níveis passaria para 256 (2^8), que, aplicado ao mesmo exemplo, resultaria em níveis de 0,1 μV ($50/256$), o que já permitiria a observação do sinal, mas ainda com variações muito bruscas. Uma resolução de 12 *bits*, no entanto, com 4.096 níveis de 0,01 μV já seria bastante razoável para esse tipo de aplicação (LINS, 2002; HALL, 2006).

O sinal digitalizado, enfim, se codificado em binário, será uma variação no tempo de zeros e uns (*figura 3.23d*). Na codificação binária, os *bits* têm pesos diferentes dos dígitos decimais. O *bit* menos significativo (LSB, do inglês *Less Significant Bit*) fica à direita e o mais significativo (MSB, do inglês *Most Significant Bit*) fica à esquerda, com os seus pesos descritos na *figura 3.24*. O número decimal 13, por exemplo, em 16 *bits*, é igual a 0000000000001101, calculado pela *equação 3.5*.

$$[(1.2^0)+(0.2^1)+(1.2^2) +(1.2^3)] = (1 + 0 + 4 + 8) = 13 \quad (3.5)$$

3.3.2.6. Aquisição de potenciais elétricos por meio de uma placa de som

A conversão de potenciais evocados analógicos em sinais digitais, dentro das especificações recomendadas - taxa de amostragem de, pelo menos, 44,1 kHz e resolução de, pelos menos, 12 *bits* (HALL, 2006) - pode ser realizada sem maiores problemas por uma placa de som comum, uma vez que seus limites de funcionamento são, freqüentemente, muito maiores, 96 kHz e 24 *bits*, ou superiores. Além disso, a maioria de tais periféricos pode realizar operações no modo *fullduplex*, isto é, são capazes de converter sinais digitais em analógicos e analógicos em digitais, simultaneamente. Esse requisito é indispensável, pois o sistema deverá ser capaz de gerar o estímulo acústico e adquirir o potencial evocado ao mesmo tempo (GULER, HARDALAC e KAYMAZ, 2002; PHUA *et al.*, 2008).

Os sinais bioelétricos não podem ser digitalizados diretamente pela placa de som. Como visto anteriormente, é necessária a aplicação de diversas técnicas específicas, como amplificação diferencial, filtragem (inclusive para que não ocorra *aliasing* na digitalização), proteção elétrica, entre outras, para, só depois, os sinais serem convertidos pelo periférico. Como precaução, antes das entradas da placa, podem ser implementados ceifadores compostos por diodos, com o objetivo de se limitar o sinal para a tensão máxima permitida, normalmente 6 Vpp, especificada pelo equipamento. Na ausência desse sistema, a amplificação de transientes junto com os PEAS pode danificar os circuitos de entrada do dispositivo.

Por fim, a utilização das placas de som, para aquisição de potenciais evocados auditivos, é praticamente inviável sem o desenvolvimento de um aplicativo para PC específico que permita a ação direta sobre os dados, com a menor interferência possível do SO. Apesar de alguns trabalhos já terem adaptado programas de edição de som disponíveis no mercado, parte das funções necessárias já tinha sido implementada no DSP, e as atribuições do aplicativo estavam relacionadas apenas ao arquivamento de todo o sinal digitalizado para que, posteriormente, fosse fracionado e transformado para o domínio das freqüências (DUN, WOUTERS e MOONEN, 2007). No domínio do tempo, no entanto, é necessário um sistema complexo, de geração de estímulos acústicos adequados, aquisição, rejeição de artefatos, sincronismo, filtragem digital e promediação, entre outros, impossíveis de serem efetuados manualmente, após a utilização de um programa genérico de edição de som.

3.3.2.6.1. Utilização da função *WaveIn* para registro dos dados¹⁰

A linguagem de programação que se utiliza para desenvolver as funções necessárias para o gerenciamento completo de um exame de PEA, por meio de uma placa de som, precisa ser de baixo-nível, isto é, sem a necessidade do intermédio de programas ou funções adaptadas, os quais habitualmente se prestam a outras aplicações. Caso o sistema operacional seja o *Windows*, é necessário manipular diretamente as funções da API (*application programming interface*), que fornece serviços de interface com o *hardware*, para os programas baseados em *Windows*. Dessa maneira, é possível acessar a placa-mãe e todos os periféricos do sistema físico, como memória, placa de vídeo e de multimídia, entre outros, para apresentação de gráficos, textos, sons etc.

A arquitetura simplificada da geração e aquisição de sinais, através de uma placa de som com o SO *Windows*, segundo sua documentação oficial, pode ser encontrada na *figura 3.25* a seguir.

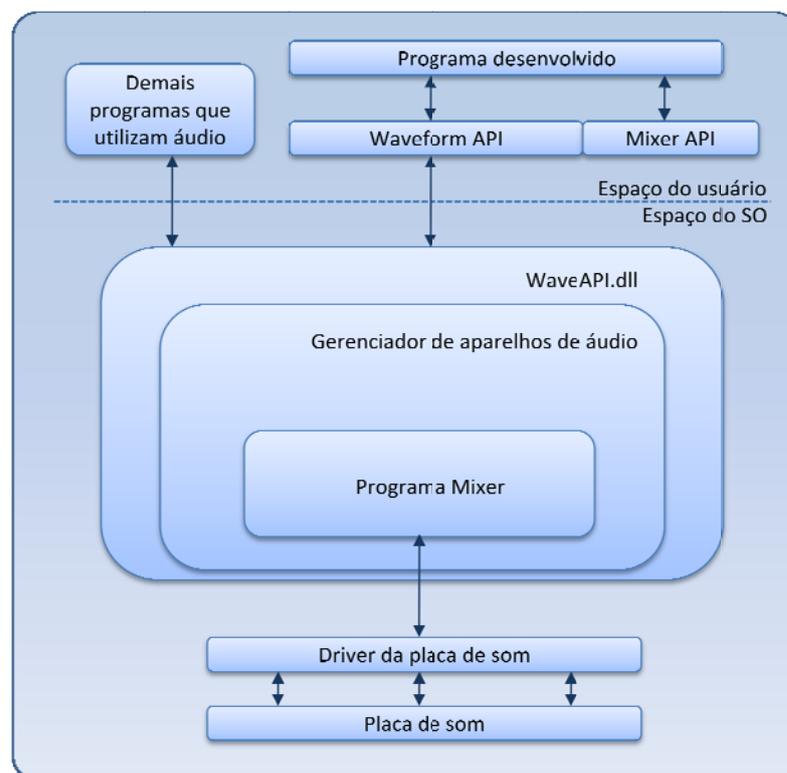


Figura 3.25 – Gerenciamento do dispositivo de áudio através do Windows.

¹⁰ Tópico baseado nas informações contidas na documentação oficial da Microsoft (MICROSOFT, 2007).

O programa desenvolvido terá acesso às funções de *Waveform* e *Mixer* da API. Essas funções permitem a administração precisa das entradas e saídas dos aparelhos de áudio e do gerenciamento dos respectivos controles de volume dos canais utilizados para a gravação e reprodução dos sons.

As funções do *Waveform* estão dentro do SO, na biblioteca “WaveAPI.dll”, que comanda o gerenciamento de compressão dos arquivos de som e o gerenciamento de aparelhos de áudio. Estes últimos permitem o controle da geração e aquisição de som, por meio do *Mixer* do *Windows*, um programa do SO que gerencia todos os processos de áudio do sistema e age, diretamente, no *driver* da placa de som, fornecido pelo fabricante. O *driver* realiza, por fim, a execução na placa de som dos comandos da API que foram solicitados pelo programa desenvolvido para a realização do exame de avaliação dos PEAS.

Um caminho dentro dos comandos da API do *Waveform*, para gravar e gerar sinais por meio de uma placa de som, é a utilização das funções *WaveIn* e *WaveOut*, respectivamente. Essas funções permitem o controle total do dispositivo de I/O (*Input/Output*), ou seja, o gerenciamento dos canais de entrada e saída.

A função *WaveIn*, utilizada para a aquisição de dados, precisa ser executada por meio dos seguintes comandos: *waveInOpen* – define o dispositivo de áudio e a entrada específica a ser utilizada; *waveInPrepareHeader* – prepara o *driver* e o SO para a alocação de memória, definindo a estrutura de aquisição, o cabeçalho, que contém a taxa de amostragem, a resolução, o número de canais, entre outros itens, e dimensiona em *bytes* essa estrutura; *waveInAddBuffer* – que endereça a memória para o dispositivo de entrada, que, quando estiver arquivada, enviará uma notificação com a mensagem “*MM_WIM_DATA*”, indicando que a memória estará cheia –; e *waveInStart*, que inicia a aquisição. Para a finalização do processo, é necessário executar os comandos: *waveInStop* – pára a aquisição –; *waveInUnprepareHeader* – apaga a estrutura do cabeçalho –; e *waveInClose* – fecha o processo de aquisição.

As funções de geração de sinais funcionam de maneira análoga e são: *waveOutOpen*, *waveOutPrepareHeader*, *waveOutWrite*, *waveOutReset*, *waveOutUnprepareHeader* e *waveOutClose*.

Por fim, o grande desafio para a utilização da placa de som, com o objetivo de realizar um exame de avaliação de potenciais evocados auditivos, sobretudo, no

domínio do tempo, é o sincronismo necessário entre a geração do estímulo e a aquisição do potencial, mesmo que o programa utilize as funções da API do *Windows*.

O sistema operacional *Windows* funciona com dois tipos diferentes de prioridade: as prioridades de tempo real e as de variáveis, cada tipo com 16 posições, o que gera, no total, níveis crescentes de prioridade entre 0 e 31. As prioridades de tempo real têm precedência sobre as prioridades de variáveis, e as mais importantes estão relacionadas à operações críticas, como checar presença de *hardware*, placa de vídeo, teclado, *mouse* etc. A execução de som, ou sua gravação, depois de iniciada, assume alta prioridade, tanto é que, dificilmente, o sistema apresenta falhas na reprodução sonora, mesmo que o processador esteja sobrecarregado com outras atividades. Contudo essa prioridade não é maior do que as prioridades críticas do sistema, o que significa dizer: os comandos seqüenciados, que culminam na função *waveInStart*, ou *waveOutWrite*, entrarão em uma fila de execução. O simples fato de esses comandos precisarem entrar em uma fila insere uma variável temporal – que pode chegar a 10 ms – para o início da execução. Esse tempo, porém, é toda a janela de observação do exame de curta latência.

O sincronismo, entretanto, não é impossível de ser implementado no SO *Windows*. Assim, diversas técnicas de controle podem ser empregadas para que tal problema seja contornado. Uma possibilidade viável é a utilização dos recursos multitarefas existentes na arquitetura da família *Windows 32 bits*. Com essa função, o programa pode gerenciar mais de uma tarefa ao mesmo tempo e desenvolver um mecanismo de sincronismo entre o estímulo gerado e o registro do potencial.

3.3.3. Sistema lógico

O sistema lógico é o módulo que realiza a interface entre o usuário e a geração dos estímulos, o registro dos potenciais, as análises e o armazenamento dos dados. Desse modo, os programas baseados em PC que normalmente desempenham tal função atuam em três momentos do exame. O primeiro refere-se aos procedimentos para pré-exame, ou seja, ao conjunto de ações que devem ser efetuadas para que a avaliação seja conduzida. O segundo diz respeito aos princípios básicos do exame e a todos os processos necessários para a manutenção

da sua execução. O terceiro, finalmente, destina-se às atribuições desempenhadas depois da realização da aquisição dos sinais (SCHWANKE, 2000; DUN, WOUTERS e MOONEN, 2007).

A avaliação dos PEAS, no domínio do tempo e das frequências, na fase pré-exame, varia um pouco, mas, de maneira geral, restringe-se à tabulação dos dados do paciente e à configuração dos parâmetros do exame. No PEATE, deve ser configurado o tipo de estímulo, sua polaridade, intensidade, forma e taxa de apresentação; a janela de observação, os parâmetros para a rejeição de um registro de sinal; o número de promediações e a utilização do mascaramento quando necessário. Para o PEAAE, contudo, os parâmetros mais importantes são frequências portadoras escolhidas, suas respectivas frequências moduladoras e amplitudes, além da rejeição de artefatos e do mascaramento (LINS, 2002).

Durante a condução do exame, as respostas de curta latência e as de estado estável mostram uma diferença fundamental. Desse modo, no domínio do tempo, é preciso sincronizar o estímulo com a aquisição e, no domínio das frequências, é necessário aplicar no sinal registrado um algoritmo de TRF. As demais ações dessa fase – a exibição na tela, a promediação e a rejeição de artefatos – são semelhantes para as duas técnicas.

Por fim, depois de adquirido o sinal, na fase pós-exame, podem ser aplicados filtros digitais no potencial; em seguida, a análise estatística dos resultados apenas para os PEAAE e, depois, o armazenamento dos dados em arquivos que possibilitem análises futuras (RAMOS *et al.*, 2000; SCHWANKE, 2000).

3.3.3.1. Promediação

O potencial evocado auditivo, como descrito anteriormente, é, pelo menos, 100 vezes menor que o ruído de fundo registrado pelo EEG. Assim, é calculada uma média coerente, ou seja, média sincronizada com o estímulo, para que os componentes do potencial em questão sejam observados. Esse procedimento justifica-se, uma vez que o ruído de fundo do EEG pode ser considerado como ruído branco gaussiano de média zero e as respostas evocadas auditivas sincronizadas com o estímulo são idênticas a cada aquisição. Como resultado, ocorrerá aumento na relação sinal-ruído (INFANTOSI, MELGES e TIERRA-CRIOLLO, 2006).

$$y_i[n] = s[n] + r_i[n] \quad (3.6)$$

Na equação 3.6 acima, pode ser observado o modelo linear para as aquisições biológicas ($y_i[n]$). Nela $s[n]$ representa a resposta evocada e $r[n]$, o ruído de fundo do EEG. A média coerente, conhecida também como promediação, pode ser estimada pela equação 3.7, em que $\hat{S}[n]$ é a estimativa e m o número de aquisições. Assim, quando o número de aquisições m tende para o infinito, o $\hat{S}[n]$ tende para o $s[n]$.

$$\hat{S}[n] = \frac{1}{M} \sum_{i=1}^M y_i[n] = s[n] + \frac{1}{M} \sum_{i=1}^M r_i[n] \quad (3.7)$$

Para a avaliação do PEATE, são necessárias, pelo menos, 2.000 promediações. Outros potenciais, no entanto, como o VEMP, necessitam de um número menor de médias coerentes.

4. MATERIAIS E MÉTODOS

4.1. CARACTERIZAÇÃO DO SISTEMA DE AVALIAÇÃO DO PEA DESENVOLVIDO

No decorrer dos três últimos anos, foi desenvolvido um instrumento, baseado em PC, capaz de avaliar potenciais evocados auditivos no domínio do tempo e no domínio das frequências. Tal instrumento dispõe de uma placa de som externa comum para adquirir os sinais biológicos¹¹ (*figura 4.1*). O sistema foi concebido e aprimorado no Centro de Instrumentação, Dosimetria e Radioproteção (CIDRA), da Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto (FFCLRP), o qual pertence à Universidade de São Paulo (USP). Algumas contribuições, entretanto, resultaram da cooperação entre o CIDRA e o Laboratório de Instrumentação e Acústica (LIA), da Universidade Estadual de Ciências da Saúde de Alagoas (UNCISAL).



Figura 4.1 – Analisador de potencial evocado auditivo desenvolvido.

A seguir, o aparelho desenvolvido em sua última versão, a mesma que foi utilizada para a condução dos testes finais em seres humanos, será caracterizado em detalhes.

¹¹ O processo de pedido de patente do aparelho desenvolvido ao Instituto Nacional da Propriedade Industrial (INPI) já foi iniciado.

4.1.1. Estrutura do sistema

Um programa desenvolvido para o SO *Windows*, denominado sistema lógico, é o responsável pelo controle de todos os procedimentos necessários para a geração dos estímulos e o registro dos potenciais evocados auditivos. Assim, o dispositivo é composto por esse sistema lógico (*figura 4.2a*), que deflagra o estímulo digital para uma placa de som comum externa (*figura 4.2b*). A placa converte os sinais digitais em estímulos elétricos (*figura 4.2c*) posteriormente transduzidos por fones ER-3A em estímulos acústicos (*figura 4.2d e 4.2e*), que são finalmente apresentados ao sujeito em teste.

Eletrodos (*figura 4.2f*) fixados em pontos específicos da superfície da pele captam os potenciais evocados (*figura 4.2g*) e os conduzem até o módulo externo de amplificação biológica (*figura 4.2h*). Esse módulo, além de amplificar, ainda filtra o sinal e impede que descargas elétricas provenientes do computador atinjam o sujeito que está sendo testado, uma vez que os eletrodos na pele oferecem pouca resistência a correntes elétricas. Por fim, o potencial analógico é digitalizado pela placa de som e sincronizado (*figura 4.2i*), promediado, exibido na tela do computador e arquivado pelo sistema lógico.

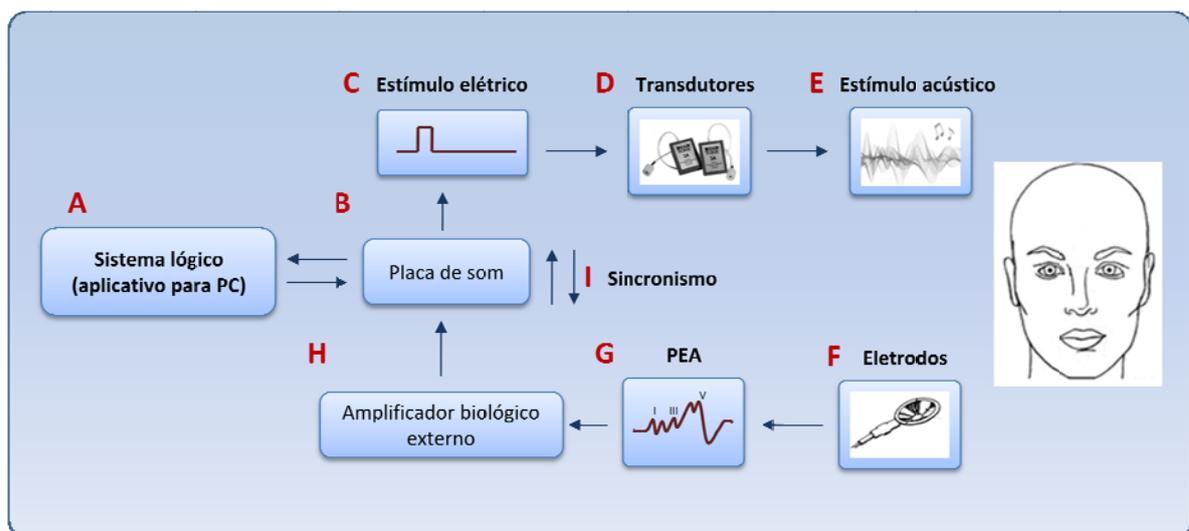


Figura 4.2 – Esquema funcional do instrumento desenvolvido.

4.1.2. Módulo amplificador biológico

Um dos maiores desafios na elaboração do sistema proposto foi, sem dúvida, o processamento analógico do potencial evocado auditivo e sua digitalização apropriada pela placa de som. Assim, foi desenvolvido um módulo externo de amplificação biológica (*figura 4.3*).



Figura 4.3 – Módulo externo de amplificação biológica.

O módulo externo é composto por um amplificador de instrumentação¹² (*figura 4.4a*) com mais três estágios de amplificação, um filtro passa-alto, um filtro rejeita-banda (notch) de 60 Hz (*figura 4.4b*), um filtro passa-baixo, *Butterworth* (*figura 4.4c*), e um sistema de proteção elétrica composto por optoacopladores (*figura 4.4d* e *figura 4.4e*).

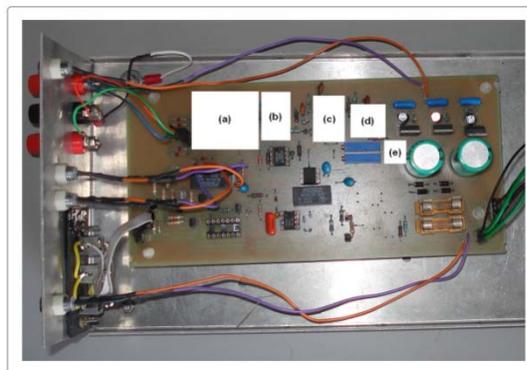


Figura 4.4 – Circuito eletrônico do módulo externo de amplificação biológica.

¹² O amplificador de instrumentação é composto por dois *drivers* de alta impedância que conduzem o sinal para cada uma das entradas do amplificador diferencial, de modo a consumir o mínimo possível a corrente do sinal biológico avaliado.

O potencial captado pelo eletrodo localizado habitualmente na fronte, conectado à entrada não-inversora do amplificador, é comparado com o potencial captado pelo eletrodo localizado na mastóide ou no lóbulo da orelha, conectado à entrada inversora. Na saída do referido amplificador, pode ser observada a diferença entre os potenciais, que é amplificada aproximadamente 1.000 X. O sinal é, então, encaminhado a outros estágios de amplificação e aos diversos filtros (*figura 4.5*).

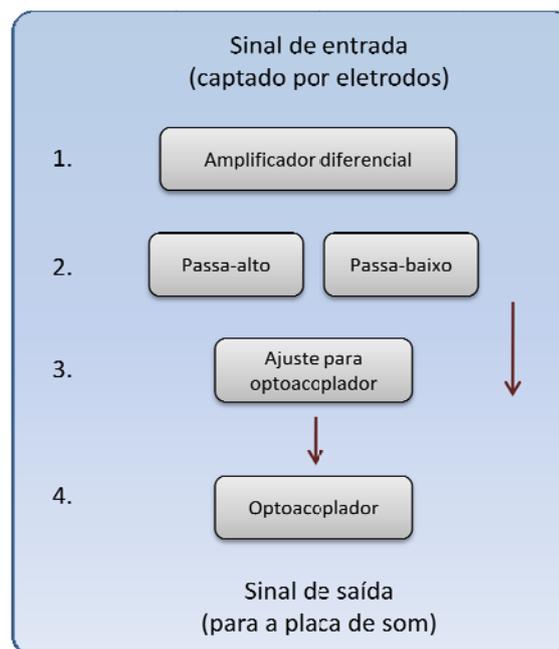


Figura 4.5 – Esquema de funcionamento do módulo externo de amplificação biológica.

Após a filtragem, é introduzida uma componente de CC e o sinal é deslocado do zero, o que eleva sua tensão para a faixa de funcionamento do optoacoplador. Posteriormente, um filtro passa-alto retira a componente de CC, colocando o sinal novamente em torno do zero, e este é conduzido para uma das entradas da placa de som.

4.1.2.1. Eletrodos

O amplificador biológico dispõe de três entradas para a conexão de eletrodos: um eletrodo terra, um inversor e um não-inversor. Para os experimentos, foram utilizados eletrodos de prata e cloreto de prata tipo disco e descartáveis (*figura 4.6*).

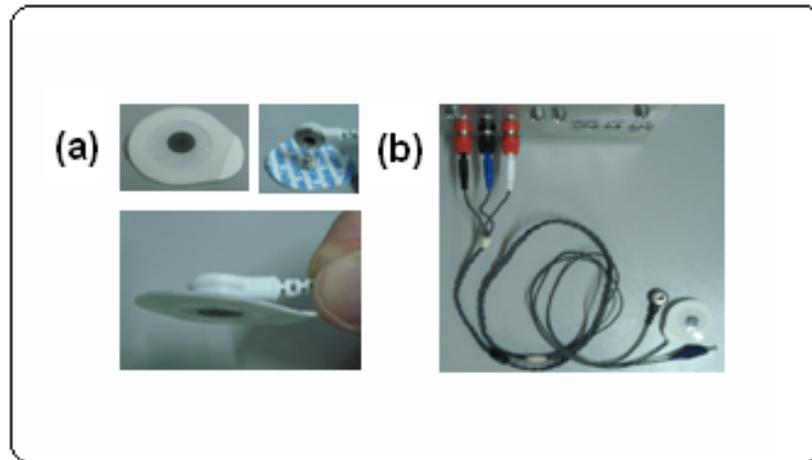


Figura 4.6 – Eletrodos utilizados.

4.1.2.2. Amplificador diferencial

Os amplificadores operacionais utilizados são de muito baixo ruído ($5nV_{RMS}/\sqrt{Hz}$), ganho acima de 1.000.000 X e eliminação de modo comum, acima de 110 dB. Para a aplicação específica, foi adotado um estágio de amplificação diferencial de, aproximadamente, 1.000 X e mais dois estágios posteriores de amplificação simples – um de ganho 10 e outro de ganho 3 X, respectivamente (figura 4.7). O ganho final do amplificador, entretanto, é de, aproximadamente, 70.000 X, pois o filtro passa-baixo implementa uma amplificação de 2,3 X.

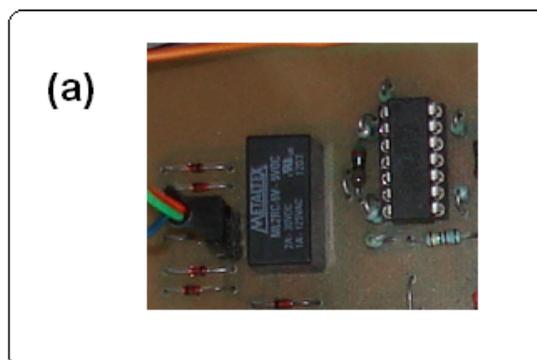


Figura 4.7 – Amplificador diferencial desenvolvido.

4.1.2.3. Filtros

O módulo externo apresenta três tipos de filtro. Um passa-alto, com frequência de corte configurada em 4 Hz, elimina sinais bioelétricos de baixa frequência – como o ECG e eventuais níveis de corrente contínua –, que podem surgir quando a impedância entre os eletrodos está próxima do limite máximo de 5 k Ω . Dispõe ainda de um filtro rejeita-banda de 60 Hz, que é opcional e raramente utilizado, uma vez que pode eliminar alguns componentes de frequência presentes, no potencial avaliado, principalmente nas aquisições de estado estável (*figura 4.8b*). Por fim, o sistema tem um filtro passa-baixo *Butterworth* de segunda ordem, com frequência de corte configurada em 3 kHz, para avaliações no domínio do tempo, e em 300 Hz, para avaliações no domínio das frequências (*figura 4.8c*), ambos com atenuação de 12 dB/oitava. Como já foi discutido, esse arranjo funciona como um filtro *anti-aliasing* e ainda diminui as interferências de RF.

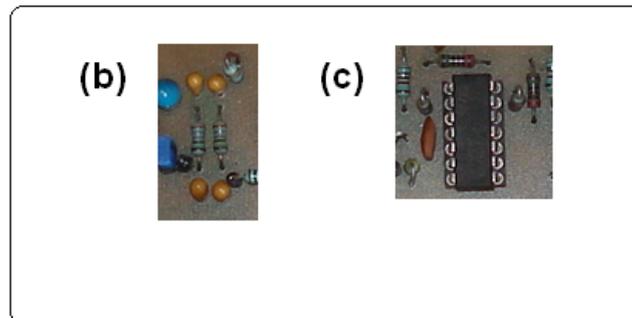


Figura 4.8 – Filtros utilizados: rejeita-banda (b) e passa-baixo (c).

4.1.2.4. Isolamento elétrico

A proteção elétrica, como referida anteriormente, foi realizada por optoacopladores nas saídas, que impedem a propagação de correntes elétricas no sentido computador-eletrodos.

O sinal proveniente dos filtros é, então, ajustado para a faixa de funcionamento do acoplador, transmitido por luz para um fotodiodo, ajustado em torno do zero novamente por um filtro passa-alto e, em seguida, conduzido para a placa de som.

4.1.3. Medidor de impedância da pele

A impedância entre os eletrodos conectados à pele é um fator que pode inviabilizar a realização do exame. Por esse motivo, foi agregado ao circuito um sistema específico para medição da resistência entre cada um dos dois eletrodos e o terra. Assim, um oscilador gera uma onda quadrada, com amplitude fixa e frequência de 100 Hz, que entra em um divisor de tensão composto por um resistor de 4,7 kΩ conectado ao eletrodo terra através do eletrodo inversor (ou do eletrodo não-inversor, conforme o conjunto que se deseja testar), como visto no esquema abaixo (figura 4.9).

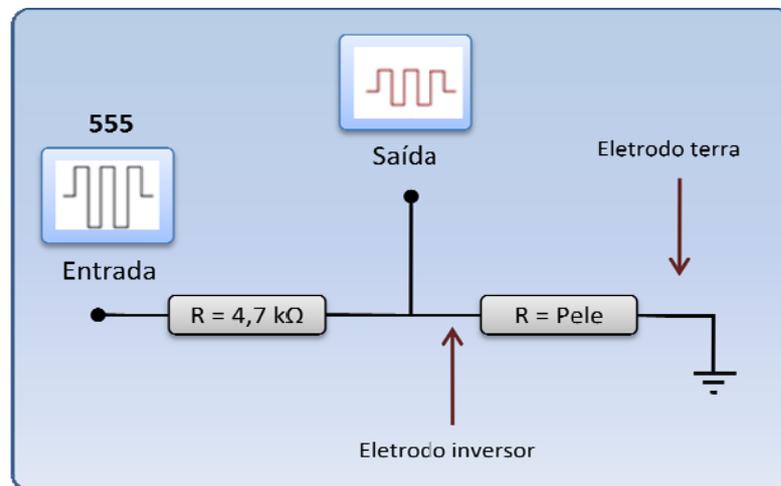


Figura 4.9 – Esquema simplificado do medidor de impedância da pele.

A onda observada na saída tem relação com a resistência da pele entre os eletrodos. Quando a amplitude de saída for a metade da amplitude de entrada, por exemplo, a resistência da pele será de 4,7 kΩ. A variação da amplitude com a impedância, entre os eletrodos, foi observada experimentalmente e sofre ajuste com a função raiz quadrada descrita a seguir, na equação 4.1¹³.

$$F_{(x)} = \sqrt{\frac{P_3 x}{P_1 - P_2 x}} \quad (4.1)$$

¹³ $F_{(x)}$ = resistência entre os eletrodos; x = tensão registrada pela placa de som; $P_1 = 587$; $P_2 = 1,044$ e $P_3 = 2,3$.

O sinal de saída, antes de ser enviado à placa de som para digitalização, passa ainda pelo mesmo sistema de proteção elétrica descrito em item anterior. A opção pela avaliação do potencial evocado, ou medição da impedância da pele, e a escolha do par de eletrodos a ser avaliado são feitas por relês controlados pelo *software* através da placa de som *onboard* do computador.

4.1.4. Computador para instrumentação

Algumas configurações para o computador a ser utilizado com o sistema desenvolvido foram testadas. Dessa forma, de maneira geral, não houve problemas para processadores com velocidade igual ou superior a 1,6 GHz, memória RAM igual ou superior a 512 MB e espaço livre em disco acima de 5 GB. O PC utilizado para os testes, entretanto, tinha velocidade de processamento de 2,8 GHz, 512 MB de memória RAM e 20 GB de espaço livre em disco.

O periférico do PC mais importante para o sistema, como o esperado, é a placa de som. Testes experimentais revelaram que a maioria das placas de som *onboard* é ineficiente para a função de geração do *click* e de registro do potencial evocado associado a ele. A escolha desse periférico, então, deve ser feita com cautela.

4.1.4.1. Placa de som

Exames foram realizados com duas placas de som *off-board* diferentes: uma conectada ao barramento do componente de interconexão periférica (PCI) e outra externa via *Universal Serial BUS*¹⁴ (USB). Os resultados obtidos com os dois modelos foram semelhantes, porém a instalação da placa USB é mais simples. Dessa forma, foi adotada a placa de som externa *Sound Blaster Audigy NX 2 USB*, com resolução de 24-*bits* e taxa máxima de amostragem de 96 kHz (*figura 4.10*).

¹⁴ Tipo de conexão que permite o acoplamento de periféricos sem a necessidade de desligar o computador.



Figura 4.10 – Placa de som externa utilizada no sistema.

4.1.5. Sistema lógico

O sistema lógico, como visto anteriormente, gerencia toda a rotina para a condução do exame. Desse modo, serão descritos os seus princípios básicos de funcionamento bem como os procedimentos para pré-exame e pós-exame que deverão ser realizados. Um esquema desse sistema pode ser observado na *figura 4.11*.

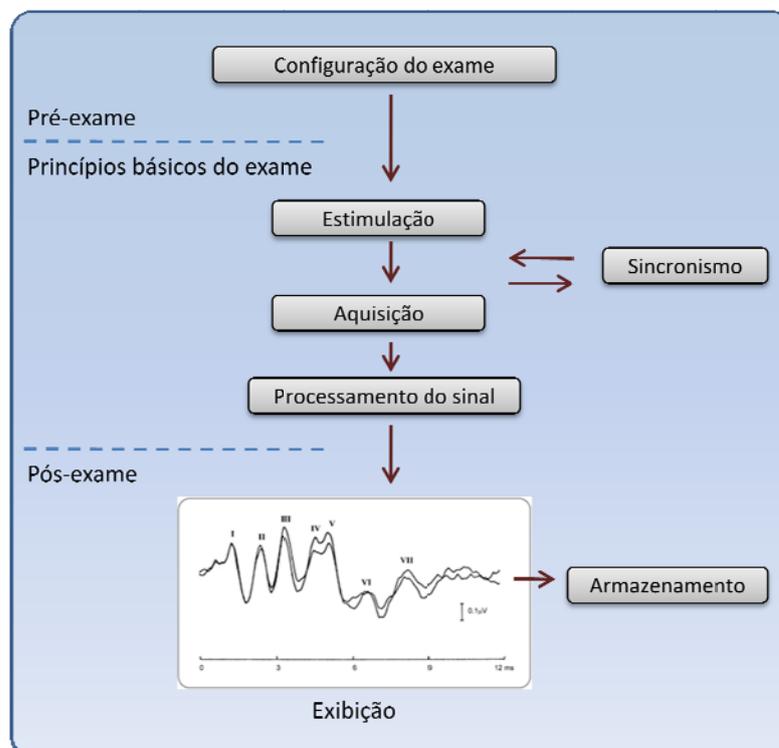


Figura 4.11 – Esquema funcional do sistema lógico.

O programa desenvolvido para SO *Windows* apresenta interface gráfica simples e intuitiva e nele podem ser configurados todos os parâmetros necessários para a realização do exame. Assim, depois de iniciado o teste, os registros instantâneos serão apresentados na janela “Aquisição” e a média dos registros processados, na janela “Promediação” (ver *figura 4.12*).

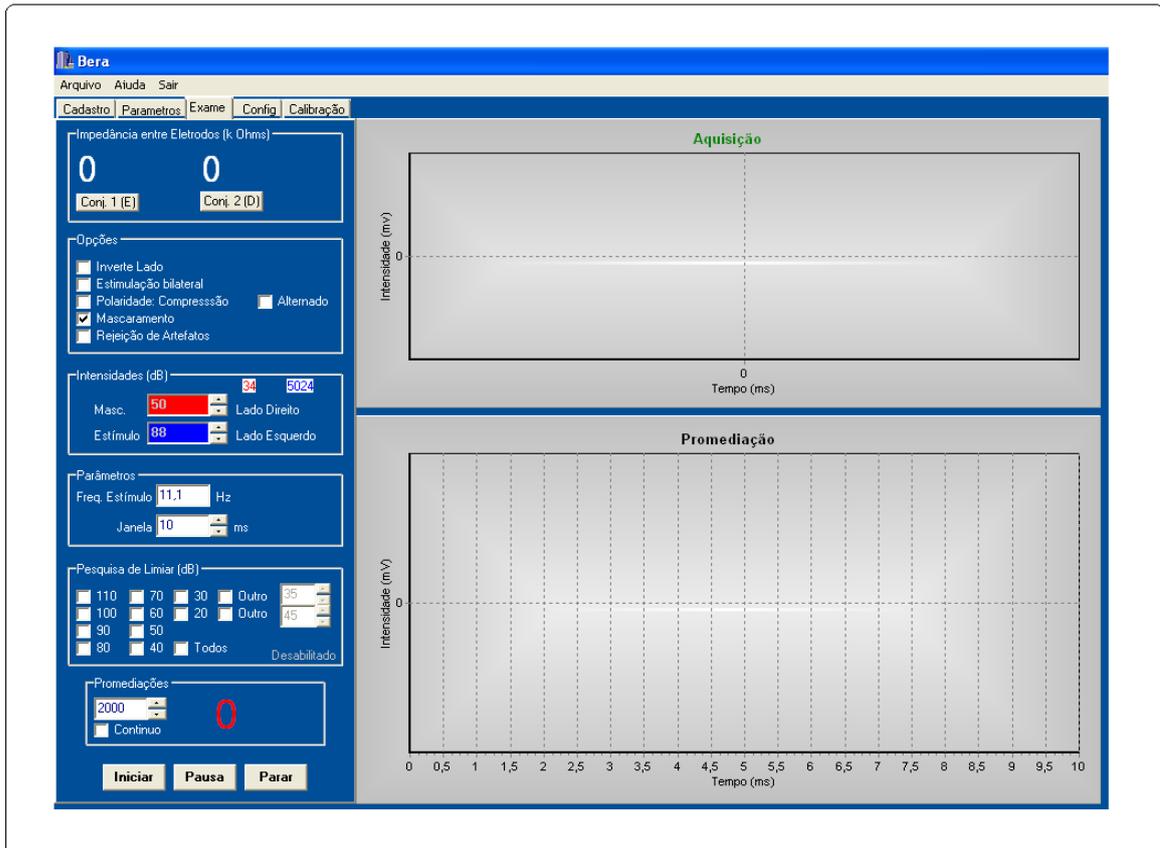


Figura 4.12 – Interface gráfica do programa desenvolvido.

4.1.5.1. Parâmetros para pré-exame

Antes do início da avaliação dos PEAS, o item “Cadastro” deverá ser preenchido com informações pessoais do paciente, como nome, sexo e idade (*figura 4.13a*), e referências de contato, como endereço e telefones (*figura 4.13b* e *figura 4.13c*).

(a) **Bera**
Arquivo Ajuda Sair
Cadastro Parametros Exame Config Calibração
Nome N° Cadastro
Sexo Idade
 Masculino Feminino

(b) Endereço
Rua Número
Complemento CEP
Bairro Estado

(c) Telefones
82 Residencial
82 Trabalho
82 Celular
Buscar Salvar

(d) Exames
N° Data Modo
Novo Salvar Deletar

Figura 4.13 – Informações para pré-exame: cadastro do paciente.

4.1.5.1.1. Configuração do exame

Um outro procedimento de pré-exame é a configuração dos parâmetros específicos do teste. Dessa forma, deverá ser escolhido o modo do exame, que pode ser *click* ou *tone burst* para PEATE ou estado estável para PEAE, como exemplificados na *figura 4.14a*. Caso a opção seja por *tone burst*, é necessária a escolha da frequência (500, 1.000, 2.000 ou 4.000 Hz), do tipo e tamanho da janela e dos tempos das componentes ascendente, descendente e do platô, em milissegundos (*figura 4.14b*).

(a) **Bera**
Arquivo Ajuda Sair
Cadastro Parametros Exame Config Calibração
Modo
 Click
 Tone Burst 500 Hz
 Estado Estável

(b) Tone Burst (ms)
Tamanho Platô
 Hamming 10 2
 Hanning
 Blackman Ascendente Descendente
 Triangular 4 4
 Trapezóide Desabilitado

(c) Estado Estável
 Estímulo Bilateral
 Frequência 1 Frequência 5
 Frequência 2 Frequência 6
 Frequência 3 Frequência 7
 Frequência 4 Frequência 8
Desabilitado

(d) Filtros Digitais (Hz)
 Passa-alta Passa-baixa Notch
100 3.000
Mascaramento (tipo de ruído)
 Branco Banda Estreita
 Fala
Rejeição de Ateletos
Nível de saturação N° Pontos
32767 3

Figura 4.14 – Configuração dos parâmetros do exame.

Uma vez determinado o modo “estado estável”, faz-se necessário configurar o tipo de estimulação: monoaural ou bilateral; as freqüências que serão testadas (*figura 4.14c*), seus respectivos valores e suas portadoras e o percentual de potência a ser adotado na modulação (*figura 4.15*).

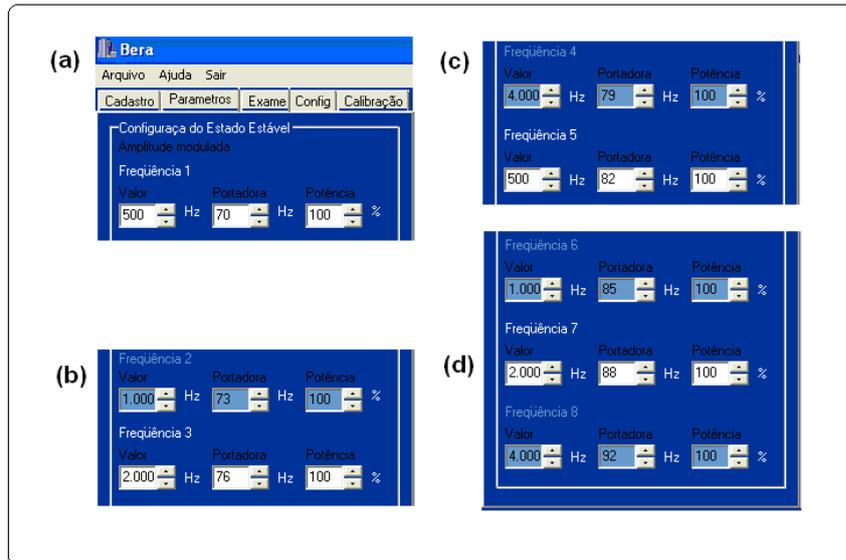


Figura 4.15 – Configuração das freqüências de estado estável.

A seguir, devem ser testadas as impedâncias entre o eletrodo inversor e o terra e entre o eletrodo não-inversor e o terra, clicando-se nos botões “Conj. 1” e “Conj. 2” do menu “Exame”, respectivamente (*figura 4.16a*).

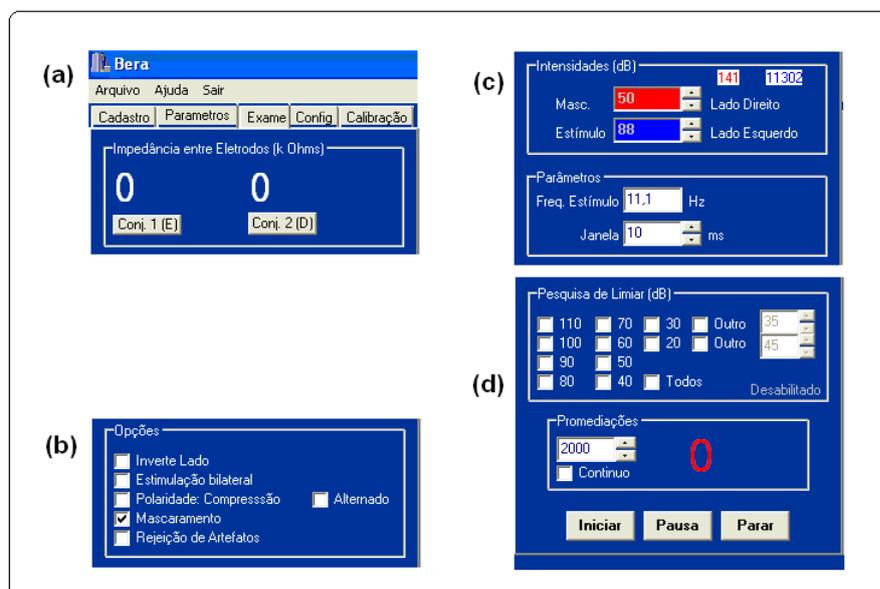


Figura 4.16 – Configurações finais do exame.

O passo seguinte é a configuração do lado do estímulo e do mascaramento, caso este seja necessário; da polaridade do *click* (apenas para o modo *click*) e da utilização ou não da rejeição de artefatos elétricos (*figura 4.16b*), a qual rejeita aquisições quando certo número de pontos ultrapassa um valor preestabelecido (*figura 4.16d*). O tipo de mascaramento a ser empregado pode ser ajustado no item “mascaramento”, exibido também na *figura 4.16d*.

Por fim, deverão ser escolhidas a intensidade e a freqüência dos estímulos, o tamanho da janela de aquisição (*figura 4.16c*), que pode chegar até 0,5 s, as intensidades a serem observadas na pesquisa do limiar auditivo e o número de promediações a serem realizadas. Dessa maneira, o exame poderá, finalmente, ser iniciado (*figura 4.16d*).

O programa desenvolvido dispõe ainda de um menu de calibração para a escolha do fone, TDH39 ou ER-3A (Inserção), uma vez que existem diferenças de intensidades dos estímulos e latências das ondas obtidas entre cada um dos fones. Nesse item, podem ser ajustados os demais parâmetros específicos, como tamanho do *buffer* de memória, ganho etc., como pode ser visto na *figura 4.17*.

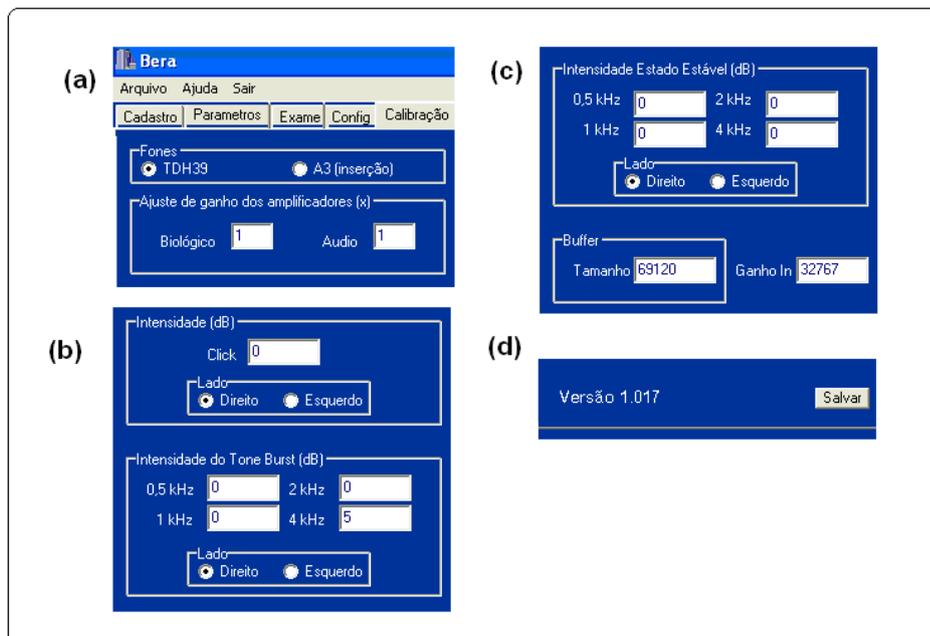


Figura 4.17 – Calibração das intensidades.

4.1.5.2. Princípios básicos de funcionamento do exame

As funções da API do *Windows*, *WaveOut* e *WaveIn* são utilizadas, respectivamente, para a geração e o registro dos sinais por meio de uma placa de som. Entretanto, a compreensão do funcionamento lógico do sistema desenvolvido não é possível sem o esclarecimento de alguns parâmetros básicos, como a conversão dos sinais, o processamento multitarefa e o sincronismo estímulo-resposta, entre outros.

4.1.5.2.1. Conversão de sinais

4.1.5.2.1.1. Modo *click* ou *tone burst*

A conversão dos sinais DA pela placa de som é realizada a uma taxa de amostragem de 96 kHz e com resolução de 16 *bits*. A aquisição AD é realizada com uma frequência de amostragem 48 kHz e resolução também de 16 *bits*, o que resulta em 480 pontos para uma janela de 10 ms, ou seja, uma distância entre dois pontos de, aproximadamente, 0,02 ms, com a possibilidade de 65.536 níveis diferentes de tensão.

4.1.5.2.1.2. Modo estado estável

A conversão dos sinais DA, pela placa de som, foi realizada a uma taxa de amostragem 44,1 kHz e com resolução de 16 *bits*. Já a conversão AD foi conduzida com uma frequência de aquisição de 7,35 kHz, exatamente 1/6 da taxa de geração do sinal, o que garante uma TRF de até 3.675 Hz, o que contempla ambos os filtros *anti-aliasing* utilizados.

4.1.5.2.2. Processamento multitarefa

O programa desenvolvido gerencia três tarefas independentes e simultâneas: a geração dos estímulos, a aquisição dos PEAS e o processamento dos sinais adquiridos, conforme podem ser vistas na *figura 4.18*, abaixo.

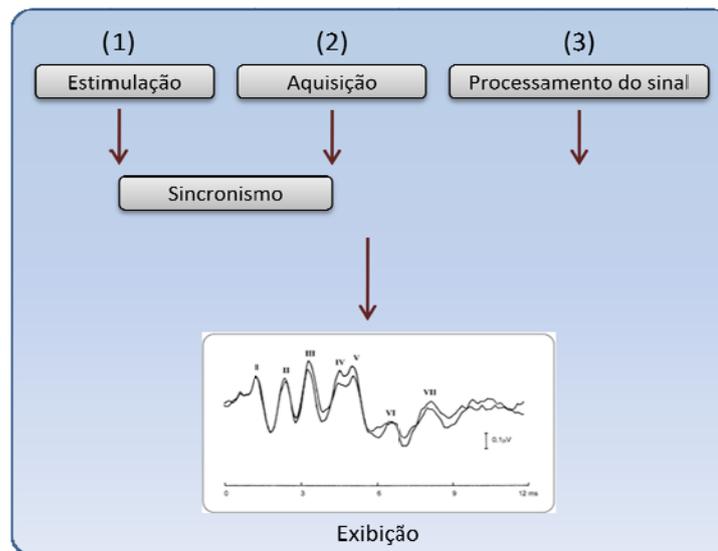


Figura 4.18 – Esquema do processamento multitarefa.

A possibilidade de gerenciamento simultâneo de três diferentes atividades permite o controle do sincronismo entre o estímulo e o registro do potencial para as avaliações temporais e a exibição na tela do computador desse registro processado.

4.1.5.2.3. Sincronismo estímulo-resposta

O sistema operacional *Windows*, por causa da sua estrutura de filas, não gerencia com precisão tempos inferiores a 10 ms, o que inviabiliza sua utilização para esta aplicação específica. Dessa maneira, foi desenvolvido um sistema de sincronismo independente das filas de tarefas do *Windows*. Tal sistema gera o estímulo e aguarda execução deste pelo SO para marcar o início do registro.

O estímulo gerado para os fones de ouvido é enviado, ao mesmo tempo, para um dos canais de aquisição. Quando o exame é iniciado, um dos processos gera o estímulo e o outro monitora o canal 1 da placa de som à espera do próprio sinal gerado que irá funcionar como um gatilho para deflagrar o registro. Quando o

estímulo é detectado no canal 1 de entrada, ele próprio desencadeia o início do registro do canal 2 da placa de som conectado à saída final do amplificador biológico externo, o que sincroniza os estímulos com as respostas.

4.1.5.2.4. Rejeição de artefatos e promediação das respostas

Os registros, antes de computados, são avaliados quanto à sua amplitude pelo terceiro processo do programa, para que se evite a interferência de eventos elétricos alheios aos estudados. Esse processo, além de rejeitar artefatos, é responsável também pela promediação dos estímulos e exibição dos sinais adquiridos na tela do computador.

4.1.5.2.5. Algoritmo de *Transformada Rápida de Fourier*

Por fim, para as análises dos potenciais no domínio das frequências, um processo gera o sinal, com taxa de digitalização de 44,1 kHz, e outro inicia o registro a partir da chegada do estímulo em aquisições com janelas de 8.192 pontos, ou seja, aproximadamente 1,11 pontos por Hz (para uma taxa de amostragem de 7,35 kHz). Após a rejeição eventual de artefatos elétricos, é aplicado a cada janela o algoritmo computacional da TRF (PRESS *et al.*, 1997) descrito nas equações 4.2 e 4.3 abaixo e as potências resultantes do espectro de frequência são promediadas.

$$F(u) = \sum_{x=0}^{N/2-1} F(x) e^{-\frac{2i\pi ux}{N/2} f_{2x}} + W^u \sum_{x=0}^{N/2-1} F(x) e^{-\frac{2i\pi ux}{N/2} f_{2x+1}} \quad (4.2)$$

onde, $W \equiv e^{\frac{2i\pi}{N}}$ (4.3)

4.1.5.3. Parâmetros pós-exames

Após a conclusão do exame, podem ser aplicados filtros digitais disponíveis no menu “Parâmetros” (*figura 4.14d*) e armazenados os dados do paciente e registros no banco de dados *Paradox*, que possui o formato “bd”, para análises futuras, no menu “Cadastro” (*figura 4.13*).

Os resultados encontrados PEAE podem ser avaliados por meio do teste CMQ (*equação 4.4*), o qual determina a presença das respostas diante de eventuais ruídos (RAMOS *et al.*, 2000).

$$CMQ(f) = \frac{\left| \sum_{i=1}^M X_i(f) \right|^2}{M \sum_{i=1}^M |X_i(f)|^2} \quad (4.4)$$

O método CMQ baseia-se na coerência entre o sinal do EEG e o estímulo. Quando não existe sincronismo, o valor do CMQ aproxima-se de zero e, quando existe, aproxima-se de 1. Por meio da *equação 4.5* a seguir, pode ser demonstrado que M trechos idênticos de um sinal aleatório se relacionam com a distribuição estatística F e é obtido um valor crítico de MSC para um nível de significância α (INFANTOSI, MELGES e TIERRA-CRIOLLO, 2006).

$$(M - 1) \frac{CMQ(f)}{1 - CMQ(f)} \approx F_{2, 2M-2} \quad (4.5)$$

Uma vez que o valor do $CMQ(f)$ seja maior que o valor do $CMQ_{\text{crítico}}$, pode-se afirmar que houve identificação positiva de resposta para a componente de frequência f .

4.2. TESTE COM POTENCIAL SIMULADO

O sistema proposto foi elaborado em três etapas. Na primeira, o ganho dos amplificadores, os filtros e o sistema de proteção elétrica foram observados individualmente. Em seguida, foram realizados testes preliminares com sinais que simulavam o potencial evocado auditivo com ajuda de um gerador de funções e um divisor de tensão. Dessa forma, ondas senoidais de frequências próximas a 1 kHz e amplitude fixa de 10 μVpp captadas em uma das saídas do divisor eram apresentadas à entrada não-inversora do amplificador diferencial. As mesmas ondas, com amplitude de 5 μVpp , detectadas na outra saída do divisor de tensão, eram apresentadas à entrada inversora do mesmo amplificador. O sinal resultante era captado na saída do módulo amplificador biológico pela placa de som e processado pelo computador. Com esse arranjo, foi possível simular um potencial resultante com picos a, aproximadamente, cada 1 ms e intensidade de 5 μVpp , valor que representa a mesma ordem de grandeza da onda V do PEATE (entre 0,5 e 1 μVpp), e observar o ganho do amplificador, os filtros, o sistema de proteção elétrica bem como o sistema lógico funcionando simultaneamente. Para tal experimento, foram feitas 20 aquisições com 50 promediações cada uma.

A simulação foi um passo importante na implementação dos componentes do dispositivo em questão, contudo seriam necessários ajustes com o sistema em funcionamento para aquisição dos potenciais em seres humanos. Dessa forma, na terceira etapa, após a autorização do comitê de ética em pesquisa da UNCISAL, foram conduzidos diversos estudos e o analisador de PEA foi, finalmente, adequado à sua função.

4.3. TESTE-PILOTO COM SERES HUMANOS

O protocolo desta pesquisa, nº. 625, está baseado na legislação pertinente – Resolução nº. 196/96, do Conselho Nacional de Saúde (CNS), do Ministério da Saúde – para estudos com seres humanos e foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da UNCISAL no dia 1º de dezembro de 2006 (anexo A).

4.3.1. Procedimentos

4.3.1.1. Local de realização da pesquisa

Os exames foram realizados, com temperatura média ambiental fixada em 20 °C, no LIA e no Laboratório de Audiologia Dr. Marco Antônio Mota Gomes, ambos pertencentes à UNCISAL, na cidade de Maceió (AL).

4.3.1.2. Amostra

Para o teste-piloto, foram selecionados 12 ouvintes normais: seis do sexo masculino e seis do sexo feminino, residentes na cidade de Maceió, estado de Alagoas.

4.3.1.2.1. Critérios de inclusão

Limiares auditivos iguais ou inferiores a 20 dB NA, com diferenças entre as orelhas, por frequência, igual ou inferior a 10 dB, e idade entre 18 e 50 anos.

4.3.1.2.2. Critérios de exclusão

Exposição a ruído ocupacional ou de lazer, cirurgias na orelha, mais de três infecções na orelha no ano corrente, uso de medicação ototóxica, casos hereditários de surdez e ser aluno da graduação da Faculdade de Fonoaudiologia de Alagoas, da UNCISAL.

4.3.1.2.3. Amostragem

Após divulgação direcionada aos funcionários, professores e alunos da cidade de Maceió, exceto aos da Faculdade de Fonoaudiologia, os participantes

compareceram espontaneamente e foram escolhidos segundo a conveniência do pesquisador. Os voluntários não receberam nenhuma forma de auxílio monetário para a realização do experimento, mas obtiveram uma cópia de toda a avaliação auditiva realizada.

4.3.1.2.4. Consentimento livre e esclarecido

A pesquisa foi explicada verbalmente e um termo de consentimento livre e esclarecido foi entregue e assinado antes do início do experimento (apêndice A). O anonimato dos participantes foi garantido os quais estavam livres para, mesmo tendo assinado o documento, a qualquer instante, retirar o seu consentimento e deixar de participar do estudo em andamento.

4.3.1.3. Coleta de dados

As avaliações de potenciais evocados realizadas foram conduzidas apenas quando a resistência entre os pares de eletrodos conectados à pele (inversor e terra; não-inversor e terra) eram inferiores a 2 k Ω .

4.3.1.3.1. Grupos estudados

A amostra foi dividida em dois grupos, cada um com três homens e três mulheres. Para o Grupo 1, foram realizadas todas as avaliações relacionadas aos PEATE nos dois domínios; para o Grupo 2, executadas as comparações entre os potenciais miogênicos vestibulares, apenas no domínio do tempo.

4.3.1.3.2. Análise dos riscos e benefícios

O estudo se fez necessário para que fosse possível a observação da eficiência do novo instrumento proposto. Sua conclusão será de grande importância,

pois aumentará o acesso a este tipo de aparelho, o que, em última análise, poderá diminuir os preços dos exames para os usuários finais.

Apesar de a técnica de estado estável ser comercialmente nova, os exames realizados nesta pesquisa, inclusive os que têm base em EEG, são largamente utilizados nas avaliações audiológicas em todo o mundo e não ofereceram riscos à saúde de quem a eles se submeteu.

4.3.1.3.3. Verificação da normalidade da audição

Inicialmente, foi aplicado um questionário (apêndice B) para a triagem dos participantes. Em seguida, o protocolo de pesquisa foi explicado oralmente e, então, foi obtido o termo de consentimento livre e esclarecido. Os seguintes procedimentos foram realizados para a verificação da normalidade auditiva:

a. otoscopia – para a inspeção do meato acústico externo e da integridade da membrana timpânica, foi utilizado um otoscópio da marca *Welch Allyn 29090*, com espéculos esterilizados¹⁵;

b. audiometria tonal liminar – foi realizada com tom puro pulsátil no audiômetro AC40 da *interacoustic*, em cabine acústica. Os limiões foram pesquisados por meio do método psicoacústico dos limites, utilizando-se a técnica descendente, com intervalos de 10 dB e a técnica ascendente, com intervalos de 5 dB, para a confirmação das respostas. Foram avaliadas as frequências com relação de oitava entre 0,5 e 8 kHz. A cabine acústica seguiu as recomendações S3.1 da *American National Standards Institute (ANSI, 1991)*.

4.3.1.3.4. Avaliação da integridade da via auditiva no domínio do tempo

Em seguida, foi realizada a pesquisa da integridade da via auditiva no domínio do tempo com o aparelho desenvolvido e com o considerado padrão-ouro

¹⁵ Os espéculos foram lavados com água e sabão, secados e depois esterilizados com álcool a 70%.

disponível no mercado, o EP25 da *interacoustic*, em ordem aleatória entre os participantes. Para esta avaliação, foram observadas a amplitude e a latência das ondas I, III e V das duas orelhas.

Os estímulos foram evocados, para ambos os aparelhos, por *clicks* com intensidade de 80 dB NAn, apresentados na frequência de 13,1 estímulos por segundo, registrados em janelas de 10 ms, com mascaramento contralateral de 55 decibéis de ruído branco (dB RB). Foram utilizados fones ER-3A com sondas descartáveis. Os exames eram finalizados após 2.000 promediações, utilizada a opção de rejeição de artefatos elétricos maiores que 75 μ V, para evitar interferências elétricas de fontes muito intensas. Foi utilizado filtro analógico passa-banda entre 4 Hz e 3.000 Hz e não foram aplicados filtros digitais.

Os eletrodos foram fixados uma única vez para os dois instrumentos. O eletrodo inversor foi colocado na mastóide e o terra, na bochecha, ambos homolaterais ao lado testado. O eletrodo não-inversor foi colocado na região Fpz. Os demais parâmetros não citados foram os mesmos para os dois instrumentos. O tempo para a realização dos dois exames foi de, aproximadamente, 30 minutos.

4.3.1.3.5. Avaliação da integridade da via auditiva no domínio das frequências

A avaliação da integridade da via auditiva no domínio das frequências foi conduzida apenas no aparelho desenvolvido com os mesmos eletrodos, depois de constatada a integridade da via auditiva no domínio do tempo pelos dois instrumentos avaliados.

Para este teste, as frequências portadoras de 500, 1.000, 2.000 e 4.000 Hz foram moduladas em 90 % da potência das amplitudes de 72, 80, 88 e 96 Hz, respectivamente, a uma intensidade de 110 dB NPSpe. Os estímulos foram apresentados do lado direito e, posteriormente, do lado esquerdo, por fones ER-3A com sondas descartáveis, sem mascaramento e com a opção de rejeição de artefatos elétricos maiores que 75 μ V, para evitar interferências elétricas de fontes muito intensas. Foi utilizado filtro analógico passa-banda entre 4 Hz e 300 Hz e não foram aplicados filtros digitais.

As potências das frequências adquiridas pela TRF eram promediadas 2.000 vezes e analisadas posteriormente pelo método estatístico CMQ, para que as suas respostas fossem confirmadas. O tempo total para a realização do exame foi de, aproximadamente, 15 minutos.

4.3.1.3.6. Avaliação da integridade da via vestibulocervical no domínio do tempo

O aparelho desenvolvido também foi aplicado na realização da pesquisa da integridade da via vestibulocervical no domínio do tempo, e os resultados comparados com o aparelho considerado padrão-ouro disponível no mercado, o EP25 da *interacoustic*. A escolha do dispositivo através do qual os testes foram iniciados também foi aleatória entre os participantes. Para esta avaliação, foram observadas nas duas orelhas apenas as latências absolutas das componentes p13 e n23, uma vez que as amplitudes das ondas variam muito com a tensão do músculo.

Os estímulos foram evocados, para ambos os aparelhos, por *tone burst* de 500 Hz, a 80 dB NAn, com taxa de 5 *estímulos/s*, registrados unilateralmente em janelas de 90 ms. Foram utilizados fones ER-3A com sondas descartáveis. Os exames foram finalizados após 200 promediações, os filtros analógicos foram os mesmos do PEATE, e não foi utilizada a opção de rejeição de artefatos elétricos nem a filtragem digital.

Os eletrodos foram fixados uma única vez para os dois testes. O eletrodo ativo foi colocado no meio do músculo esternocleidomastóideo. O outro eletrodo foi afixado sobre o tendão do mesmo músculo. Por fim, o terceiro eletrodo, o terra, foi fixado na região Fpz. Para a condução do exame, foi necessária a contração do referido músculo, com a rotação da cabeça para o lado contralateral à orelha estimulada. Os filtros analógicos utilizados neste teste foram os mesmos dos adotados no PEATE. Os demais parâmetros não citados foram os mesmos para os dois instrumentos, e o tempo total, para a realização dos exames das duas orelhas, com os dois aparelhos, não ultrapassou 20 minutos.

4.3.2. Método estatístico

Foram aplicadas técnicas de estatística descritiva, inclusive tabelas e gráficos ilustrativos. A normalidade das amostras foi observada por meio do teste de *Kolmogorov-Smirnov*. O teste não-paramétrico de *Wilcoxon* foi aplicado para detectar as diferenças de amplitude e latência do PEATE (Grupo 1) e de latência absoluta do VEMP (Grupo 2) entre os exames da mesma pessoa adquiridos com cada um dos dois instrumentos utilizados no domínio do tempo.

Verificada a integridade da via auditiva no domínio do tempo (Grupo 1), as respectivas componentes no domínio das frequências foram consideradas presentes, ou seja, com suas potências destacadas em relação ao ruído, após a confirmação por meio do teste estatístico de CMQ, quando os valores de $CMQ(f)$ eram significativamente maiores que os valores de $CMQ_{crítico}$.

Os valores de alfa foram considerados significativos quando menores que 0,05. O valor de beta estabelecido foi de 0,1. O *software* utilizado para a obtenção dos cálculos foi o *Statistical Package for Social Sciences (SPSS)*, versão 16.0, e o *software* desenvolvido no presente estudo, versão 1.017.

5. RESULTADOS

5.1. CARACTERIZAÇÃO DA AMOSTRA

Na amostra estudada, composta por 12 voluntários, divididos igualmente, quanto ao sexo, em dois grupos com seis participantes, foram avaliadas 12 orelhas para o Grupo 1, que realizou as avaliações da integridade da via auditiva, e 12 orelhas para o Grupo 2, no qual foram observadas as integridades das vias vestibulocervicais. Verificou-se, no Grupo 1, faixa etária entre 21 e 34 anos, média de idade de 26,7 e desvio-padrão de 4,5 anos; no Grupo 2, faixa etária entre 19 e 31 anos, média de idade de 21,8 e desvio-padrão de 4,5 anos.

A normalidade das amostras, quanto às latências e amplitudes do PEATE e quanto às latências absolutas do VEMP, foi observada, utilizando-se o teste de *Kolmogorov-Smirnov*, mas não foi constatada distribuição normal. Por esse motivo, testes não-paramétricos tiveram que ser utilizados.

5.2. TESTE COM POTENCIAL SIMULADO

O arranjo estabelecido permitiu a aquisição dos dados e a simulação de potenciais evocados auditivos com picos médios com amplitude de 5,2 μV e desvio-padrão igual a 0,2 μV . As latências médias e os desvios-padrão dos componentes simulados I, II, III, IV e V podem ser encontrados na *tabela 5.1* abaixo.

Ondas	I	II	III	IV	V
Latências	1,6	2,5	3,5	4,4	5,4
Desvios-padrão	0,15	0,12	0,12	0,11	0,14

Tabela 5.1 – Latências médias e desvios-padrão (DP) das componentes simuladas do PEATE.

A seguir, na *figura 5.1*, pode ser observado um exemplo do resultado do teste para a aquisição dos potenciais evocados simulados com um gerador de funções e um divisor de tensão.

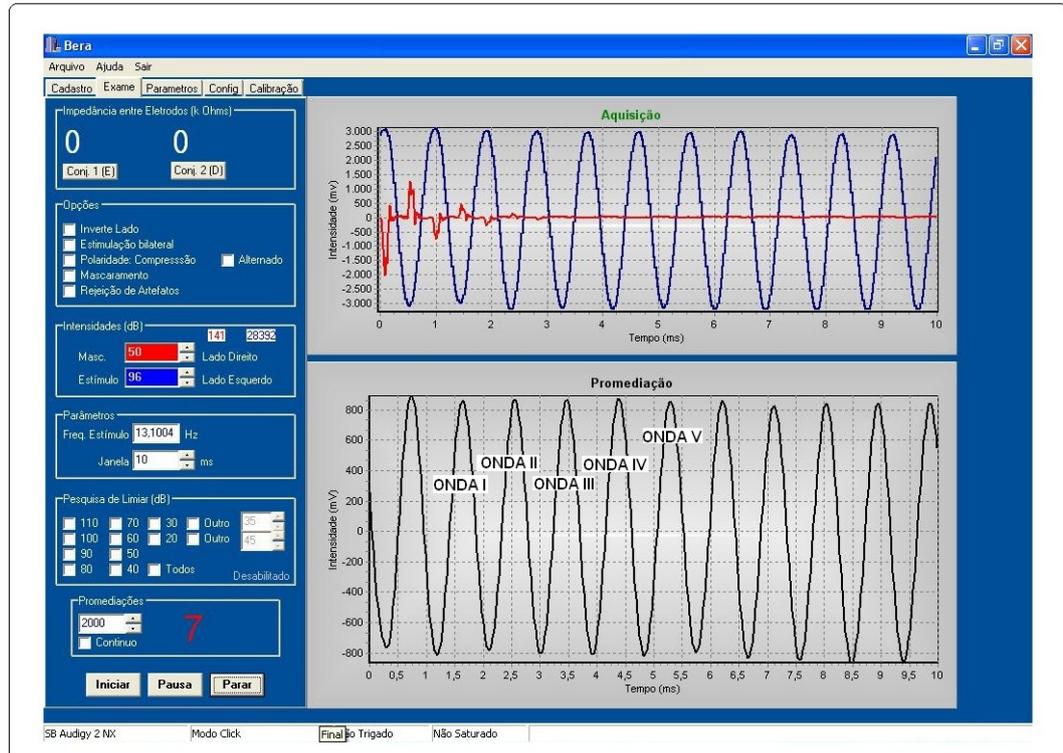


Figura 5.1 – Exame simulado com gerador de funções e divisor de tensão.

5.3. TESTES-PILOTO COM SERES HUMANOS¹⁶

5.3.1 Avaliação da integridade da via auditiva

5.3.1.1. Comparação entre os dois instrumentos no domínio do tempo

As médias das amplitudes e das latências do potencial evocado auditivo, no domínio do tempo, para as 12 orelhas, entre o aparelho EP25 da *interacoustic* e o novo instrumento desenvolvido, podem ser encontradas no *gráfico 5.1* a seguir.

¹⁶ No apêndice C, podem ser encontrados exemplos de cada um dos exames realizados com o novo aparelho desenvolvido.

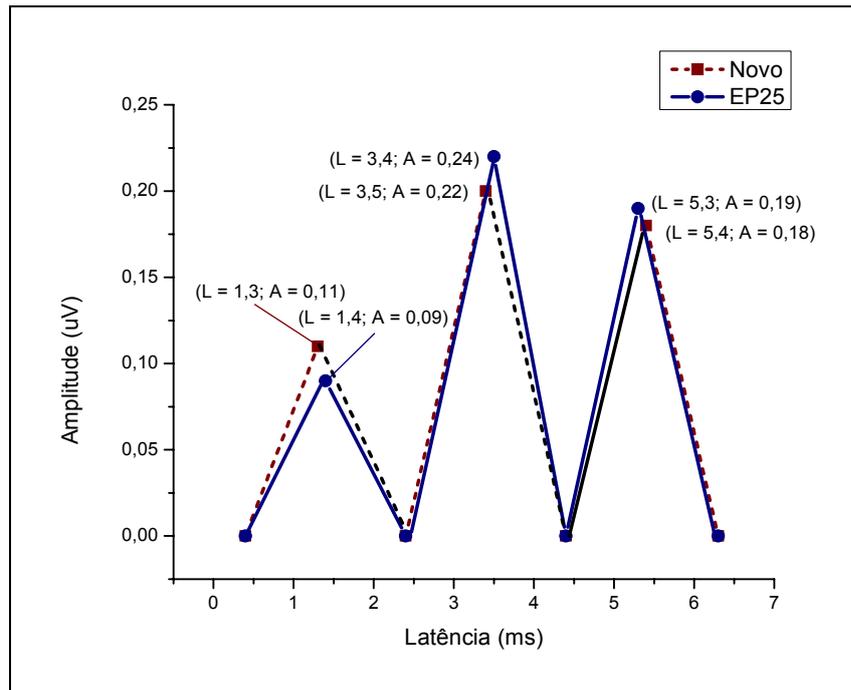


Gráfico 5.1 – Latências (L) e amplitudes (A) médias dos dois instrumentos de avaliação do PEATE.

Os desvios-padrão (DP) para as latências e amplitudes médias das ondas I, III e V, na maioria dos casos, foram muito semelhantes e podem ser encontrados na *tabela 5.2*, abaixo.

Ondas	I	III	V
Latência			
DP (Novo)	0,19	0,18	0,25
DP (EP 25)	0,11	0,09	0,20
Amplitude			
DP (Novo)	0,14	0,14	0,13
DP (EP25)	0,13	0,12	0,12

Tabela 5.2 – Desvios-padrão (DP) das latências e amplitudes das ondas I, III e V para os dois instrumentos de avaliação do PEA.

Aplicando-se o teste estatístico não-paramétrico de *Wilcoxon*, observou-se que não existem diferenças significativas, entre os dois instrumentos, para as médias das latências nem para as médias das amplitudes, das ondas I, III e V, com valores de p descritos na *tabela 5.3*.

Ondas	I	III	V
Latência			
Valor de p	0,381	0,140	0,255
Amplitude			
Valor de p	0,379	0,301	0,605

Tabela 5.3 – Teste de Wilcoxon para as latências e amplitudes médias do PEATE, ondas I, III e V.

5.3.1.2. Avaliação no domínio das frequências

Após a constatação da integridade da via auditiva, no domínio do tempo, foi realizada a avaliação, com o mesmo Grupo 1, no domínio das frequências. O teste estatístico de CMQ, aplicado à fase das frequências moduladoras de 72, 80, 88 e 96 Hz, revelou que essas se destacam, significativamente, dos demais ruídos presentes no sinal com valores de $CMQ(f)$, maiores que os valores de $CMQ_{crítico}$, descritos na *tabela 5.4* abaixo.

Frequência portadora (moduladora) Hz	500 (72)	1.000 (80)	2.000 (88)	4.000 (96)
CMQ(f)	0,64	0,42	0,54	0,78
Valor de p	0,000	0,000	0,02	0,000

Tabela 5.4 – Valores de $CMQ(f)$ para as frequências testadas no PEATE.

5.3.2. Avaliação da integridade da via vestibulocervical

5.3.2.1. Comparação no domínio do tempo entre os dois instrumentos

Por fim, foram conduzidos os testes com o Grupo 2, no qual foram feitas comparações entre a avaliação miogênica vestibular, realizada com o aparelho EP25 da *interacoustic* e com novo equipamento desenvolvido. As médias das latências e amplitudes encontradas, para as 12 orelhas, podem ser analisadas no *gráfico 5.3*.

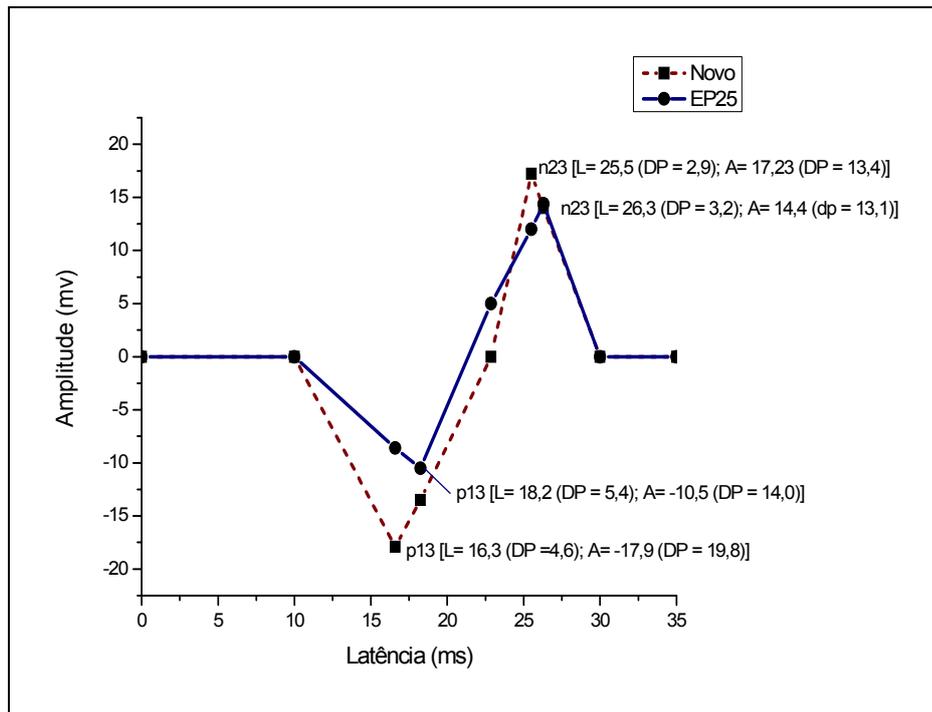


Gráfico 5.2 – Latências (L) e amplitudes (A) médias obtidas com os dois instrumentos utilizados na avaliação do VEMP e seus respectivos desvios-padrão (DP).

Aplicando-se o teste estatístico não-paramétrico de *Wilcoxon*, observou-se que não existem diferenças significativas, entre os dois instrumentos, para as médias das latências dos potenciais miogênicos vestibulares, componentes p13 e n23, com valores de p iguais a 0,102 e 0,078, respectivamente.

6. DISCUSSÃO

6.1. DISCUSSÃO DO MÉTODO

6.1.1. Aparelho desenvolvido

O sistema desenvolvido para a avaliação de potenciais evocados auditivos, no domínio do tempo e das frequências, desempenha as principais funções descritas na literatura para um instrumento de avaliação desta natureza (SILVA, BATISTA e CARVALHO, 1998; SCHWANKE, 2000; LINS, 2002; PLOURDE, 2006), o que o habilita a registrar os sinais biológicos por meio de uma placa de som. Observações preliminares e a condução do teste-piloto, entretanto, revelaram a necessidade de se efetuarem algumas alterações na sua estrutura de funcionamento, principalmente em condições diferentes das testadas no trabalho em questão.

A técnica de sincronismo entre o estímulo e a resposta, essencial para o registro dos PEAS (SCHWANKE, 2000; HALL, 2006; DUN, WOUTERS e MOONEN, 2007), necessita ser aprimorada, pois, uma vez que o *click* funciona como espécie de gatilho que deflagra o registro do sinal bioelétrico, quando este possui intensidades muito baixas, menores que 30 dB NAn, o processo não é iniciado. A solução para esse problema é relativamente simples: será necessário amplificar o sinal originado do *click*, antes de enviá-lo à placa de som, ceifando-o com diodos, a fim de não ultrapassar seus limites de entrada, quando o estímulo apresentar fortes intensidades.

Outro problema detectado refere-se ao sistema de promediação. Depois do início do registro deflagrado pelo *click*, são adquiridos, para PEATE, 10 ms de sinal bioelétrico, ou seja, 480 pontos, uma vez que a taxa de amostragem é de 48 kHz. Ao final desse período, entretanto, o restante do conteúdo arquivado na memória (*buffer*) é ignorado e o sistema ajustado para esperar novo *click*. Esse novo estímulo desencadeará, mais uma vez, o registro. Todavia, por causa do tamanho fixo dessa memória, existe a possibilidade de haver desperdício de informação, pois esta pode conter mais de um registro de PEA, sobretudo para altas taxas de geração do

estímulo, o que não altera a qualidade do sinal, porém torna o exame mais demorado. Uma vez que o tempo para realização desse exame é um fator importante (SCHWANKE, 2000; LINS, 2002), será necessário o desenvolvimento de um *buffer*, variável com o tamanho da referida janela.

O problema comentado acima, no entanto, não foi observado na avaliação do PEATE — pois este apresenta uma janela de 10 ms — nem na avaliação do VEMP, que, apesar de contar com uma janela de 90 ms, mostrava baixa taxa de estimulação, apenas 5 estímulos por segundo.

Outra alteração que deve ser feita no programa desenvolvido, bem mais simples que as demais citadas, é o bloqueio das funções de controle de intensidade do *mixer*, enquanto o programa está sendo executado. Cada vez que esse programa é iniciado, as posições de intensidades atuais do *Windows* são arquivadas e posteriormente recuperadas, quando, então, ele é finalizado. Alterações feitas pelo usuário no *mixer*, para sinais de entrada ou de saída da placa de som, durante a execução do programa, causarão descontrole na amplitude exibida do sinal biológico ou na intensidade do estímulo apresentado, respectivamente. Por esse motivo, a medida preventiva sugerida será implementada no sistema.

Devem ser desenvolvidos, ainda, filtros digitais mais eficientes a fim de esses poderem melhorar ainda mais a qualidade dos sinais investigados, retirando os ruídos, sobretudo, de altas frequências.

Por fim, a taxa de aquisição utilizada no registro dos potenciais evocados auditivos de estado estável, 7,35 kHz, pode ser considerada alta, mas justifica-se por três motivos. Primeiro, porque a quantidade de pontos obtidos para a TRF foi de 8.192, até 10 vezes superior à utilizada na maioria dos trabalhos que têm aplicado essa técnica (RAMOS *et al.*, 2000; LINS, 2002). Com isso, a frequência de aquisição pode ser 10 vezes maior sem perda de resolução. Segundo, a taxa adotada permite análises sem a troca de filtro passa-baixo de 3.000 Hz — aplicado freqüentemente nos PEATE — para 300 Hz, utilizados habitualmente nos PEAE. Uma taxa de aquisição baixa provocaria *aliasing* para sinais adquiridos com o filtro de maior frequência. Terceiro, porque o aparelho ainda está em desenvolvimento e a taxa escolhida diminui a possibilidade de interferências externas contrariarem o teorema de *Nyquist*. No futuro, entretanto, serão adotados valores menores, mais próximos aos utilizados em estudos, como o de LINS (2002).

6.1.2. Teste-piloto com seres humanos

Uma crítica que poderia ser feita ao estudo em questão diz respeito ao número de participantes selecionados para o teste-piloto, uma vez que, provavelmente, por esse motivo, as distribuições amostrais não foram normais. Contudo esse pequeno número não deve ser considerado um problema, por dois motivos: primeiro, porque testes laboratoriais com simulação já vinham mostrando a eficiência do sistema desenvolvido, para realizar as ampliações e filtragens necessárias descritas na literatura (WEBSTER, 1999; ROCHA *et al.*, 2006; MANDAJI, 2007), e o teste com seres humanos serviria apenas para mais uma confirmação em condições reais de execução do exame; segundo, porque as amostras podem ser avaliadas por orelha, o que define 12 casos para cada grupo e configura um número razoável para um teste-piloto (DÓRIA FILHO, 1999).

A escolha apenas das ondas I, III e V para a condução dos estudos também necessita ser discutida e deve-se ao fato de essas ondas, sobretudo da onda V, e de seus intervalos (I-III, III-V e I-V) terem maior relevância clínica (PLOURDE, 2006; HALL, 2006).

A padronização da normalidade das respostas, para as latências e amplitudes das ondas I, II, III, IV e V, as avaliações da sensibilidade e especificidade do novo instrumento desenvolvido e os testes de reprodutibilidade dos resultados são essenciais para a confirmação de sua eficiência (SCHWANKE, 2000; PLOURDE, 2006) e serão realizados com a continuação do trabalho.

6.2. DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

6.2.1. Teste com potencial simulado

A simulação do potencial evocado auditivo com a presença de picos de uma onda senóide — a, aproximadamente, cada 1 ms e com amplitude na mesma ordem de grandeza do sinal biológico (BERGHOLTZ, 1981; PLOURDE, 2006) — representou fortes indícios de que o sistema, em seu conjunto, seria capaz de adquirir os PEATE. Os testes demonstraram a eficiência dos amplificadores, filtros,

digitalização e sincronismo fundamentais para um dispositivo desta natureza (SILVA, BATISTA e CARVALHO, 1998; SCHWANKE, 2000).

Por fim, as pequenas variações de amplitude entre os picos deveram-se, sobretudo, à não-utilização do filtro rejeita-banda de 60 Hz, uma vez que essa componente da rede elétrica gerava flutuação de amplitude já esperada. Essa interferência, no entanto, foi minimizada na avaliação dos PEATE, aumentando-se o número de promediações para 2.000 (SCHWANKE, 2000; HALL, 2006), 40 vezes maior que o empregado na simulação.

6.2.2. Teste-piloto com seres humanos

6.2.2.1. Avaliação da integridade da via auditiva

6.2.2.1.1. Comparação no domínio do tempo entre os dois instrumentos

Os valores encontrados neste estudo, para as médias das amplitudes e das latências do potencial evocado auditivo no domínio do tempo, ondas I, III e V obtidas tanto com o aparelho EP25 da *interacoustic* quanto com o novo instrumento desenvolvido, estão de acordo com todos os trabalhos estudados (BERGHOLTZ, 1981; SILVA, BATISTA e CARVALHO, 1998; SCHWANKE, 2000; GRIZ, LINS e MENEZES, 2005; HALL, 2006; PLOURDE, 2006, entre outros).

O teste estatístico não-paramétrico de *Wilcoxon*, por fim, confirmou que não existem diferenças significativas entre exames realizados com o aparelho padrão-ouro ou com o novo equipamento desenvolvido, para as latências e amplitudes das ondas I, III e V do PEATE. Fato já esperado, uma vez que o novo instrumento seguiu todas as recomendações descritas na literatura para um aparelho desta natureza (SCHWANKE, 2000; HALL, 2006; PLOURDE, 2006; DUN, WOUTERS e MOONEN, 2007).

6.2.2.1.2. Avaliação no domínio das frequências

Como visto em diversos estudos (JOHN e PICTON, 2000; LINS, 2002; MARKESSIS *et al.*, 2006), a integridade da via auditiva no domínio do tempo dá resposta equivalente no domínio das frequências para ouvintes normais, uma vez que a ausência de resposta no PEAE, em algumas frequências, poderia não ser detectada no PEATE evocado por *clicks*, pois estes têm espectro entre 2.000 e 4.000 Hz, ou 1.000 e 4.000 Hz para sons de forte intensidade (PLOURDE, 2006). Problemas auditivos em algumas dessas frequências poderiam produzir um potencial normal no domínio do tempo (JOHN e PICTON, 2000, ROSS *et al.*, 2003).

O teste estatístico de CMQ, aplicado às fases das frequências adquiridas, confirmou a eficiência do novo aparelho desenvolvido, para separar o sinal bioelétrico dos demais ruídos presentes durante todo o processo envolvido na realização deste tipo de exame. Apesar de essa observação poder ser feita visualmente (MARKESSIS *et al.*, 2006), os testes estatísticos são essenciais em níveis mais baixos de intensidade (RAMOS, *et al.*, 2002; ROSS *et al.*, 2003; STROEBEL, 2006; INFANTOSI, MELGES e TIERRA-CRIOLLO, 2006).

6.2.2.2. Avaliação da integridade da via vestibulocervical

6.2.2.2.1. Comparação entre os dois instrumentos no domínio do tempo

As avaliações dos potenciais miogênicos vestibulares em aparelhos desenvolvidos para registro dos PEAS já foram realizadas por diversos estudos anteriores (DAVID e COLAFÊMINA, 2002; AIDAR e SUZUKI, 2005; DAMEN, 2007).

A confirmação por meio do teste estatístico de *Wilcoxon* de que não existem diferenças significativas, entre os dois instrumentos, para as médias das latências das componentes p13 e n23, dos potenciais miogênicos vestibulares, reforça, ainda mais, a eficiência do instrumento desenvolvido para a aquisição de potenciais evocados e sugere que o mesmo deve acontecer com os demais sinais bioelétricos existentes desta natureza, uma vez que o registro dos mencionados sinais tem os mesmos requisitos técnicos empregados na aquisição dos PEAS de curta latência,

ou no VEMP, de média latência. (AIDAR e SUZUKI, 2005; DAMEN, 2007; SCHLINDWEIN *et al.*, 2008).

As amplitudes das ondas do VEMP não foram comparadas, uma vez que seus valores poderiam variar bastante entre exames da mesma pessoa, pois são extremamente dependentes da tensão do músculo avaliado (AIDAR e SUZUKI, 2005; DAMEN, 2007; SCHLINDWEIN *et al.*, 2008).

7. CONCLUSÃO

O equipamento desenvolvido para adquirir potenciais evocados, por meio de uma placa de som, apresenta todos os requisitos básicos referidos na literatura para um dispositivo desta natureza. Mostrou-se eficiente no domínio do tempo para a detecção das amplitudes e latências do potencial auditivo de tronco encefálico e nas latências do potencial miogênico vestibular, em ouvintes normais, não apresentando diferenças significativas para os mesmos exames realizados no instrumento considerado padrão-ouro — atualmente líder no mercado de aparelhos para esse tipo de avaliação.

As respostas de estado estável foram compatíveis com a integridade da via auditiva em ouvintes normais, com destaque significativo das freqüências de resposta do exame em relação ao ruído, o que revelou a eficiência do dispositivo, também, para esse tipo de aplicação. Porém, com a vantagem de ser um aparelho que investiga os dois domínios.

Os instrumentos de avaliação do potencial evocado auditivo de estado estável não apresentam precedentes nacionais; são ainda incipientes no mercado externo e, no Brasil, existem pouquíssimos exemplares em funcionamento. Tais fatores reforçam, ainda mais, a importância do presente estudo, que culminou em um instrumento eficiente e de vanguarda que será repassado para a indústria brasileira.

O equipamento desenvolvido — é importante salientar — apesar de derivar de conceitos elaborados, utiliza componentes eletrônicos fáceis de serem obtidos no mercado, o que representa um enorme ganho para a sua produção.

Por fim, o seu êxito na aquisição dos potenciais evocados não teria acontecido sem a criatividade e a participação ativa de um grupo de pesquisadores comprometidos, em última análise, com a melhoria da qualidade de vida das pessoas.

8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AIDAR, R. C.; SUZUKI, F. A. Potencial evocado miogênico vestibular: novas perspectivas diagnósticas em esclerose múltipla. **Rev Bras Otorrinolaringol.**, São Paulo, v. 71, n. 1, p. 48-54, jan./fev. 2005.

AMERICAN NATIONAL STANDARDS INSTITUTE (ANSI). **S 3.1: Maximum permissible ambient noise levels for audiometric test rooms.** Nova York, 1991.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS (ABNT). **NBR 5410: Instalações elétricas de baixa tensão.** Rio de Janeiro, 1997.

_____. **NBR 5419: Sistemas de Proteção de Descargas Atmosféricas.** Rio de Janeiro, 2001.

BASHASHATI, A.; FATOURECHI, M.; WARD, R. K.; BIRCH, G. A survey of signal processing algorithms in brain-computer interfaces based on electrical brain signals. **J Neural Eng.**, Bristol, v. 4, p. 32-57, jun. 2007.

BERGHOLTZ, L. Normative data in clinical ABR. **Scandinavian Audiology Supplement**, Copenhagen, v. 13, p. 75-81, dez. 1981.

CANALE, A.; LACILLA, M.; CAVALOT, A. L.; ALBERA, R. Auditory steady-state responses and clinical applications. **Eur Arch Otorhinolaryngol.**, Amsterdam, v. 263, n. 6, p. 499-503, jun. 2006.

CHEN, C. **Analog and Digital Control System Design: Transfer Function, State-Space, and Algebraic Methods.** Oxford: Oxford University Press. 1995. 624p.

CHOI, J. M.; LEE, H. B.; PARK, C. S.; OH, S. H.; PARK, K. S. PC-based tele-audiometry. **Telemed J E Health**, Nova York, v. 13, n. 5 p. 501-508, out. 2007.

CUMMING, W. T.; WELLS, J. G. A personal computer-based system for auditory evoked potential and psychoacoustic experiments. In: **Symposium on Computer-Based Medical Systems.** 11, 1998, Lubbock, Proceedings of Symposium on Computer-Based Medical Systems. Lubbock: IEEE, 1998, v. 1, p. 1277.

DAMEN, M.M.J. Vestibular evoked myogenic potential (VEMP), clinical application of the threshold. 60f. **Dissertação de Mestrado em Engenharia Médica**. Academia Ziekenhuis, Maastricht, 2007.

DAVID, R.; COLAFÊMINA, J. F. Potenciais evocados miogênicos vestibulares (VEMP): uma revisão bibliográfica. **Rev Bras Otorrinolaringol.**, São Paulo, v. 63, p. 113-117, jan./fev. 2002.

DÓRIA FILHO, Ulysses. **Introdução à bioestatística: para simples mortais**. 3 ed. São Paulo: Negócio Editora, 1999. 158p.

DUN, B. V.; WOUTERS J.; MOONEN, M. Improving Auditory Steady-State Response Detection using independent component Analysis on multichannel EEG Data. **Transactions on Biomedical Engineering**, Urbana, v. 54, n. 7, p. 1220-1230, jul. 2007.

ELKER, I. Experimental on-line identification of an electromechanical system. **ISA Transactions**, Nova York, v. 43, p. 13-22, jan. 2004.

FERRAZ, O. B. ; FREITAS, S. V. ; MARCHIORI, L. L. M. Análise das respostas obtidas por potenciais evocados auditivos de estado estável em indivíduos normais. **Rev Bras Otorrinolaringol.**, v. 68, n. 4, p. 480-486, jul./ago. 2002.

GHOSE, G. M.; OHZAWA, I.; FREEMAN, R. D. A flexible PC-based physiological monitor. **Journal of Neuroscience Methods**, Londres, v. 62, p. 7-13, nov. 1995.

GOODMAN, S. S.; WITHNELL, R. H.; BOER, E.; LILLY, D. J.; NUTTALL, A. L. Cochlear delays measured with amplitude-modulated tone-burst-evoked OAEs. **Hearing Research**, Nova York, v. 188, p. 57-69, fev. 2004.

GRIZ, S.; LINS, O. G.; MENEZES, P. L. Neurofisiologia da Audição. In: MENEZES, P. L. CALDAS NETO, S.; MOTTA, M. **Biofísica da Audição**. São Paulo: Lovise, 2005, p. 105-124.

GULER, I.; HARDALAC F.; KAYMAZ M. Comparison of FFT and adaptive ARMA methods in transcranial Doppler signals recorded from the cerebral vessels. **Computers in Biology and Medicine**, Nova York, v. 32, p. 445-453, nov. 2002.

HALL, J. W. **New Handbook for Auditory Evoked Responses**. Boston: Pearson Education. 2006. 736p.

HARE, T. A.; WOOD, J. H.; MANYAM, B. V.; GERNER, R. H.; BALLENGER, J. C.; PROBST, R. M. Central nervous system: Aminobutyric acid activity in man. **Archives of Neurology**, Nova York, v. 39, p. 247-249, mar. 1982.

HASHIMOTO, I.; ISHIKAWA, Y.; YOSHIMOTO, T.; NEMOTO, S. Brainstem auditory-evoked potential recorded directly from human brain-stem and thalamus. **Brain**, Oxford, v. 104, p. 841-859, nov. 1981.

HE, P.; WILSON, G.; RUSSELL, C.; GERSCHUTZ, M. Removal of ocular artifacts from the EEG: a comparison between time-domain regression method and adaptive filtering method using simulated data. **Med Biol Eng Comput.**, Nova York, v. 45, n. 5, p.495-503. mai. 2007.

HOOPER, D. A. The significance of data weighting windows for accurate parameterisation of MST radar returns signals. In: International Workshop on Technical and Scientific Aspects of MST Radar. 9., **Comm on Sol Terr Phys Secr.**, Toulouse, v. 1, p. 496-499, mar. 2000.

HUNG, K. M.; CHEN, C. S.; LIN, T. W. Single-electron differential-amplifier/inverter/non-inverter. **Solid State Communications**, Nova York, v. 139, p. 120-125, jul. 2006.

INFANTOSI, A. F. C.; MELGES, D. B.; TIERRA-CRIOLLO, C. J. Use of magnitude-squared the maximum driving response band of the somatosensory evoked potential. **Braz J Med Bol Res.**, São Paulo, v. 39, n. 12, ago. 2006.

JOHN, M. S.; PICTON, T. W. Human auditory steady-state responses to amplitude-modulated tones: phase and latency measurements. **Hearing Research**, Nova York, v. 141 p. 57-79, mar./arb. 2000.

JOSEPH, B.; ROBERSON, M.; CAROLANN, O.; STIDHAM, K. Auditory steady-state response testing in children: evaluation of a new technology. **Otolaryngology, Head and Neck Surgery**, California, v. 129, n.1, p. 107-113, jul./ago. 2003.

LANG, A. H.; JÄNTTI, V.; NYRKE, T.; HAPPONEN, J. M. The application of FFT and inverse FFT in the analysis of ABR waveform variation. **Scandinavian Audiology Supplement**, Copenhagen, v. 13, p. 65-67, dez. 1981.

LEE, Y. S.; LUEDERS, H.; DINNER, D. S.; LESSER, R. P.; HAHN, J.; ABRAMSOM, M. Recording of auditory evoked potential in man using chronic subdural electrodes. **Brain**, Oxford, v. 107, p. 115-131, mar. 1984.

LINS, O. G. Audiometria fisiológica tonal utilizando respostas de estado estável auditivas do tronco encefálico. 71f. **Tese de Doutorado em Medicina**. Universidade Federal de São Paulo – Escola Paulista de Medicina, São Paulo, 2002.

LORENTE, N. R. **A study of nerve physiology", I and II Stud.** Nova York: Rockefeller University Press. 1947. v. 131 e v. 132. 1496p.

MANDAJI, M.; BUCKUPB, T.; RECHB, R.; CORREIA, R. R. B.; KIST, T. L. Performance of a sound card as data acquisition system and a lock-in emulated by software in capillary electrophoresis. **Talanta**, Amsterdam, v. 71, p. 1998-2002, set. 2007.

MARKESSIS, E.; PONCELET, L.; COLIN, C.; COPPENS, A.; HOONHORST, I.; DEGGOUJ, N.; DELTENRE, P. Auditory steady-state evoked potentials (ASSEPs): a study of optimal stimulation parameters for frequency-specific threshold measurement in dogs. **Clinical Neurophysiology**, Nova York, v. 117, p. 1760-1771, ago./set. 2006.

MENEZES, Pedro de Lemos; CALDAS NETO, Silvio; MOTTA, Mauricy (Org.). **Biofísica da Audição**. São Paulo: Lovise, 2005. 188p.

MICROSOFT. Documentação oficial do Windows. Disponível em: <<http://msdn2.microsoft.com>>. Acesso em 10 de nov. 2007.

MILLAN, J.; ÖZDAMAR, Ö.; BOHÓRQUEZ, J. Acquisition and analysis of high rate deconvolved auditory evoked potentials during sleep. In: Annual International Conference of the IEEE, 28., 2006, Nova York, **Proceedings of Annual International Conference of the IEEE**, 28. Nova York: IEEE, 2006, v. 1 p. 4987-4990.

MOORE, J. K. The human auditory brainstem as a generator of auditory evoked potential. **Hearing Research**, Nova York, v. 29, p. 33-43, jan. 1987.

NEBBETT, G. **Windows NT/2000 Native API Reference**. Indiana: Sams. 2000. 528p.

NER, B. L. T.; KLEIN, J. Auditory evoked field at threshold. **Hearing Research**, Nova York, v. 228, p. 188-200, jun. 2007.

NORTHERN, J. L. **Hearing disorders**. Boston: Allyn & Bacon. 1995. 384p.

PAULI-MAGNUS, D.; HOCH, G.; STRENZKE, N.; ANDERSON, S.; JENTSCH, T. J.; MOSER, T. Detection and differentiation of sensorineural hearing loss in mice using auditory steady-state responses and transient auditory brainstem responses. **Neuroscience**, Amsterdã, v. 149, p. 673-684, ago. 2007.

PEDRIALI, I. V. G.; KOZLOWSKI, L. Influência da intensidade e velocidade do clique no PEATE de Ouvintes Normais. **Arq Int Otorrinolaringol.**, São Paulo, v. 10, n.2, p. 105-113, abr./jun. 2006.

PHUA, K.; CHEN, J.; DAT, T. H.; SHUE, L. Heart sound as a biometric. **Pattern Recognition**, Nova York, v. 41, p. 906-919, mar. 2008.

PLOURDE, G. Auditory evoked potentials. **Best Practice & Research Clinical Anesthesiology**, Atlanta, v. 20, n. 1, p. 129-139, mar. 2006.

POLAT, H.; GÜLER, I. A simple computer-based measurement and analysis system of pulmonary auscultation sounds. **Journal of Medical System**, Nova York, v. 28, n. 6, p. 665-672, dez. 2004.

PRESS, W. H.; TEUKOLSKY, S. A.; VETTERLING, W. T.; FLANNERY, B. P. **Numerical recipes in C: art of scientific computing**. Nova York: Cambridge University Press. 1997. 994p.

PUTS, M. J. H.; POKORNY, J.; QUINLAN, J.; GLENNIE, L. Audiophile hardware in vision science; the soundcard as a digital to analog converter. **Journal of Neuroscience Methods**, Londres, v. 142, p. 77-81, mar. 2005.

PRUTCHI, D.; NORRIS, M. **Design and development of medical electronic instrumentation: a practical perspective of the design, construction, and test of material devices**. Nova York: Wiley-Interscience. 2004. 480p.

QUIROGA, R. Q. Quantitative analysis of EEG signals: Time-frequency methods and Chaos theory. 145f. **Tese de Doutorado em Medicina**. Universidade Médica de Lübeck, Lübeck, 1998.

RAMOS, E. G.; ZAEYEN, E. J. B.; SIMPSON, D. M.; INFANTOSI, A.F.C. Detecção no domínio da frequência da resposta auditiva no EEG de crianças. **Revista Brasileira de Engenharia Biomédica**, Campinas, v. 16, n. 3, p. 127-137, set/dez. 2000.

ROCHA, M.; AZEVEDO, D.; RUSSOMANO, T.; FIGUEIRA, M.; HELEGDA, S. Mobile remote monitoring of biological signals. In: Annual International Conference of the IEEE, 28., 2006, Nova York, **Proceedings of Annual International Conference of the IEEE**, 28. Nova York: IEEE, 2006, v. 1 p. 2057-2059.

ROSS, B.; DRAGANOVA, R.; PICTON, T. W.; PANTEV, C. Frequency specificity of 40-Hz auditory steady-state responses. **Hearing Research**, Nova York, v. 186, p. 57-68, dez. 2003.

SCHADOW, J.; LENZ, D.; THAERIG, S.; BUSCH, N. A.; FRÜND, I.; HERRMANN, C. Stimulus intensity affects early sensory processing: sound intensity modulates auditory evoked gamma-band activity in human EEG. **International Journal of Psychophysiology**, Nova York, v. 65 p. 152-161, mar. 2007.

SCHWANKE, D. Exame de potenciais evocados auditivos utilizando processador digital de sinais. 105f. **Dissertação de Mestrado em Ciências da Computação**. Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2000.

SCHERG, M.; CRAMON, D. V. A new interpretation of the generators of BAEP waves I-V: results of a spatio-temporal dipole model. **Electroencephalogr Clin Neurophysiol.**, Nova York, v. 62, n. 4, p. 290-299, jul. 1985.

SCHLINDWEIN, P.; MUELLER, M.; BAUERMANN, T.; BRANDT, T.; STOETER, P.; DIETERICHA, M. Cortical representation of saccular vestibular stimulation: VEMPs in fMRI. **NeuroImage**, Nova York, v. 39, p. 19-31, jan. 2008.

SCHROTT, A.; STEPHAN, K.; SPOENDLIN, H. Hearing with selective inner hair cell loss. **Hearing Research**, Nova York, v. 40, p. 213-219, jul. 1989.

SCURI, A. E. Filtros Interativos para imagens digitais no domínio da frequência. 48f. **Dissertação de Mestrado em Informática**. Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 1994.

SILVA, A.; BATISTA, J.; CARVALHO, V. Potenciais evocados. 53f. **Monografia de Licenciatura em Engenharia Física**. Faculdade de Ciências de Lisboa, Lisboa, 1998.

STOCKARD, J. J.; ROSSITER, V. S. Clinical pathologic correlates of brainstem auditory response abnormalities. **Neurology**, Nova York, v. 27, p. 316-325, mar. 1977.

STROEBEL, D. The clinical value of the auditory steady state response for early diagnosis and amplification for infants. 71f. **Dissertação de Mestrado em Distúrbios da Comunicação**. Universidade de Pretoria, Pretoria, 2006.

THUTA, G.; IVESB, J. R.; KAMPMANNB, F.; PASTORA, M. A.; PASCUAL-LEONEA, A. A new device and protocol for combining TMS and online recordings of EEG and evoked potentials. **Journal of Neuroscience Methods**, Londres, v. 141, p. 207-217, fev./mar. 2005.

TIIHONEN, P.; KINNUNEN, J.; JUHA TÖYRÄS, J.; MERVAALA, E.; PÄÄKKÖNEN, A. A portable device for intensive care brain function monitoring with event-related potentials. **Computer Methods and Programs in Biomedicine**, Nova York, v. 89, p. 83-92, jan. 2008.

TOLIMIEMI, R.; AN, M.; LU, C. **Algorithms for discrete Fourier transform and convolution**. Nova York: Springer Verlag. 1997. 267p.

TURKOGLUA, I.; ARSLANB, A.; ILKAYC, E. An expert system for diagnosis of the heart valve diseases. **Expert Systems with Applications**, Nova York, v. 23, p. 229-236, out. 2002.

WEBSTER, J. G. **The Measurement instrumentation and sensors handbook. Sound Parkway**. Nova York: CRC Press. 1999. 2608p.

WITHNELL, R. H.; SHAFFER, L. A. TALMADGE, C. L. Generation of DPOAEs in the guinea pig. **Hearing Research**, Nova York, v. 178, p. 106-117, abr. 2003.

XUA, G.; WANGB, J.; ZHANGB, Q.; ZHANGB, S.; ZHUC, J. A spike detection method in EEG based on improved morphological filter. **Computers in Biology and Medicine**, Nova York, v. 37, n. 11, p. 1647-1652, nov./dez. 2007.

9. APÊNDICES

APÊNDICE A – Termo de consentimento livre e esclarecido

Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

Título:

Avaliação dos potenciais evocados auditivos utilizando um novo instrumento de avaliação e utilizando o aparelho padrão-ouro de mercado

Prezado(a) Sr.(a)

Esta pesquisa se propõe a realizar uma comparação entre exames auditivos realizados com dois aparelhos diferentes, o padrão de mercado e um novo (com nova tecnologia). O estudo se faz necessário porque caso seja confirmada a eficiência do novo instrumento, haverá uma diminuição nos custos do equipamento, o que em última análise, irá diminuir os custos dos exames para os usuários finais.

Inicialmente serão realizadas: Otoscopia (procedimento que examina o ouvido), uma Audiometria Tonal (exame que testa a capacidade auditiva através de estímulos sonoros que vão diminuindo de intensidade até se chegar ao mínimo capaz de ser ouvido), e três avaliações do Potencial Evocado Auditivo, uma com o instrumento padrão e duas com o novo instrumento. A avaliação do potencial evocado auditivo é realizada com a estimulação sonora na orelha (um som é produzido no fone de ouvido) e a captação do potencial elétrico que chega ao cérebro (todos os estímulos, sonoros, visuais, táteis etc., geram potenciais elétricos que podem ser captados com eletrodos colocados na cabeça).

Os exames realizados nesta pesquisa são largamente utilizados nas avaliações audiológicas em todo o mundo e não oferecem riscos à saúde de quem se submete a eles. Esclarecemos ainda que nenhum dos referidos exames causa dor, ou qualquer mal estar físico, e, até hoje, em mais de 50 anos de prática, não existe referência na literatura de relatos de danos mentais, a curto ou longo prazo.

A sua participação na pesquisa constará em responder a um resumido questionário de triagem e em seguida submeter-se à avaliação da audição citada. Tal avaliação deverá ser realizada em apenas um dia. Os resultados dos mesmos serão analisados posteriormente.

Caso seja diagnosticado algum problema auditivo com as pessoas pesquisadas, estas serão encaminhadas para a Clínica de Audiologia, onde farão uma investigação mais detalhada e serão realizados todos os encaminhamentos necessários, gratuitamente.

Em hipótese alguma, o participante desta pesquisa será identificado. A identificação será apenas do conhecimento do avaliador, que nada revelará, por questões éticas.

O(a) senhor(a) mesmo tendo assinado este documento fica livre para, a qualquer momento, retirar o seu consentimento e deixar de participar do estudo em andamento. Uma vez concluído, é permitido ao autor do estudo realizar publicações em revistas, jornais, livros e eventos sócio-científicos, desde que não haja a quebra do anonimato do participante.

Declaro ter sido informado, verbalmente e por escrito, a respeito desta pesquisa e concordo em participar, espontaneamente, dando entrevista e realizando os procedimentos de avaliação da audição, uma vez que foi garantido meu anonimato.

Maceió, _____ de 2006.

_____ Testemunha

Participante

Pesquisador Responsável:
Pedro de Lemos Menezes

Pesquisador

Contato:
Laboratório de Instrumentação e Acústica
UNCISAL
Fone: 82 33156813

Testemunha

APÊNDICE B – Questionário utilizado

Questionário

Nº.

I – IDENTIFICAÇÃO:

Nº. _____

DATA: _____

IDADE: _____

SEXO: _____

II – PASSADO OTOLÓGICO:

- Infecções de ouvido (mais de três episódios/ano) S () N ()
- Uso de medicação ototóxica: _____ S () N ()
- Cirurgias de ouvido S () N () Tipo: _____

III – HEREDITARIEDADE PARA SURDEZ: S () N ()IV – EXPOSIÇÃO A RUÍDO OCUPACIONAL OU LAZER () N ()

Em caso afirmativo, Tempo mínimo semanal: _____

V – REPOUSO AUDITIVO MÍNIMO DE 14 HORAS: S () N ()VI – ESTADO DE SAÚDE GERAL:

- Doenças _____
- Medicações _____

VII – OTOSCOPIA: _____ normal () alterada ()VII – AUDIOMETRIA TONAL _____ normal () alterada ()OBS: _____

APÊNDICE C – Exemplos de exames

Exames adquiridos com aparelho desenvolvido

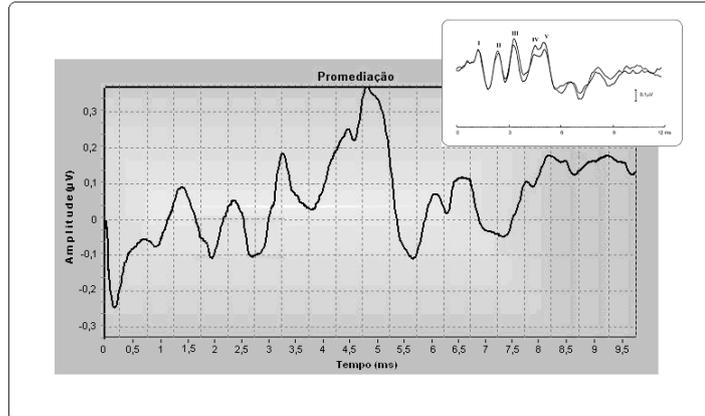


Figura 9.1 – PEATE no domínio do tempo adquirido com o novo aparelho. No detalhe uma onda de PEATE ideal.

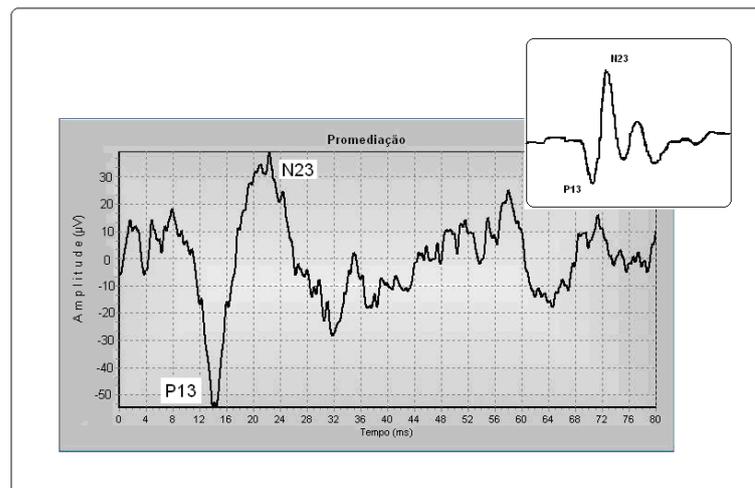


Figura 9.2 – VEMP adquirido com o novo aparelho. No detalhe uma onda de VEMP ideal.

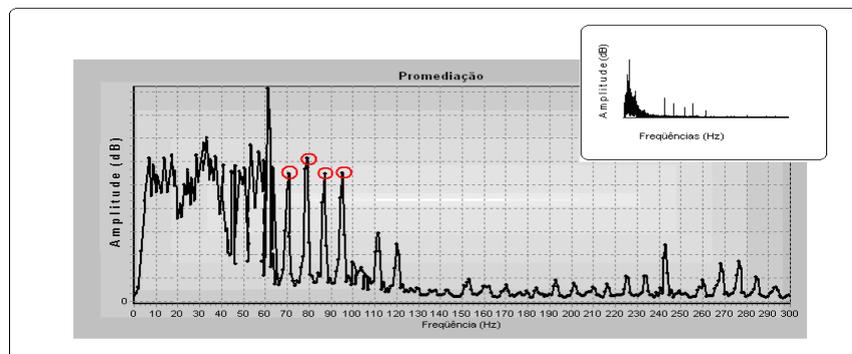


Figura 9.3 – PEAE adquirido com o novo aparelho. No detalhe uma onda de PEAE ideal.

10. ANEXOS

ANEXO A – Aprovação do CEP/UNCISAL



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CIÊNCIAS DA SAÚDE DE ALAGOAS – UNCISAL
Transformada pela lei nº 6.660 de 28 de dezembro de 2005
Campus Governador Lamenha Filho
COMITÉ DE ÉTICA EM PESQUISA – CEP/UNCISAL
Rua Jorge de Lima 113, Trapiche da Barra,
Cep 57.010.300 – Maceió-AL.

Protocolo Nº 625

Título: "Avaliação dos potenciais evocados auditivos utilizando um novo instrumento de avaliação e utilizando o aparelho padrão de mercado"

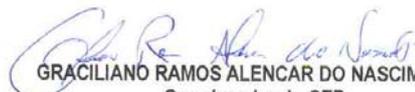
Maceió, 01 de dezembro de 2006

Sr. Pesquisador,

Conforme deliberação em plenária ordinária do CEP/UNCISAL ocorrida no dia 01/12/06 foi de consenso a **aprovação** do protocolo nº 625, intitulado: "Avaliação dos potenciais evocados auditivos utilizando um novo instrumento de avaliação e utilizando o aparelho padrão de mercado", podendo a pesquisa ser iniciada.

Nesta oportunidade, lembramos que o pesquisador tem o dever de durante a execução do experimento, manter o CEP informado através do envio a cada seis meses, de relatório consubstanciado acerca da pesquisa, seu desenvolvimento, bem como qualquer alteração, problema ou interrupção da mesma.

Atenciosamente,


GRACILIANO RAMOS ALENCAR DO NASCIMENTO
Coordenador do CEP

Ilma. Srª.

Prof. Pedro de Lemos Menezes

Livros Grátis

(<http://www.livrosgratis.com.br>)

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)
[Baixar livros de Matemática](#)
[Baixar livros de Medicina](#)
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)
[Baixar livros de Meteorologia](#)
[Baixar Monografias e TCC](#)
[Baixar livros Multidisciplinar](#)
[Baixar livros de Música](#)
[Baixar livros de Psicologia](#)
[Baixar livros de Química](#)
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)
[Baixar livros de Serviço Social](#)
[Baixar livros de Sociologia](#)
[Baixar livros de Teologia](#)
[Baixar livros de Trabalho](#)
[Baixar livros de Turismo](#)