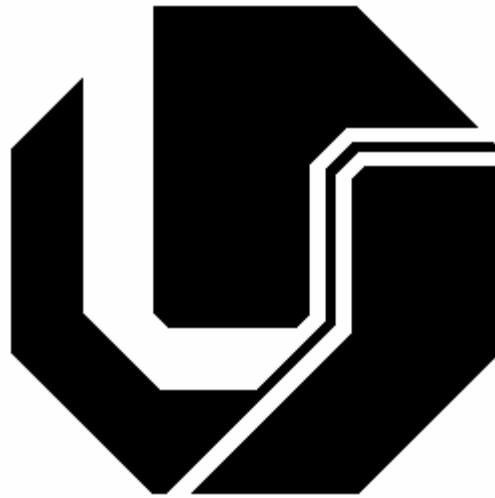


**UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA
PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA**



**ANÁLISE DE POTENCIAIS EVOCADOS AUDITIVOS DE
TRONCO ENCEFÁLICO ATRAVÉS DE ATRIBUTOS
INSTANTÂNEOS DE SÉRIES TEMPORAIS**

Kheline Fernandes Peres Naves

**Março
2007**

Livros Grátis

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

Milhares de livros grátis para download.

UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA
PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

Análise de Potenciais Evocados Auditivos de Tronco Encefálico
Através de Atributos Instantâneos de Séries Temporais

Kheline Fernandes Peres Naves

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Uberlândia, como parte do cumprimento dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre em Ciências.

Área de Concentração: Bioengenharia e Engenharia Biomédica

Adriano de Oliveira Andrade , PhD
Orientador (UFU)

Prof. Darizon Alves de Andrade, PhD.
Coordenador do Curso de Pós-Graduação

Março
2007

UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA
PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

Análise de Potenciais Evocados Auditivos de Tronco Encefálico
Através de Atributos Instantâneos de Séries Temporais

Kheline Fernandes Peres Naves

Texto da dissertação apresentada perante a banca examinadora abaixo, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre em Ciências.

Área de concentração: Engenharia
Biomédica

Banca Examinadora:

Adriano O. Andrade, PhD - Orientador (UFU)

Alcimar Barbosa Soares, PhD (UFU)

Iêda Chaves Pacheco Russo, Dra. (PUC-SP, FCMSCSP)

Luciano Vieira Lima, Dr. (UFU)

Que o mérito gerado por este trabalho possa beneficiar todas as pessoas que diretamente ou indiretamente estão buscando, por meio da ciência, a evolução de seus conhecimentos. Agradeço a Deus, as pessoas e seres iluminados que estão sempre a meu lado dando o suporte espiritual necessário na busca de minhas aspirações, conhecimentos e do aprimoramento diante dessa existência.

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. PhD. Adriano O. Andrade, que tornou possível a realização deste trabalho, não medindo esforços e empenho durante o tempo dedicado a arte de orientar, ter conhecido uma pessoa iluminada como você é auspicioso. Desejo que possa continuar direcionando toda essa energia e conhecimento as pessoas a sua volta.

Agradeço ao Prof. Dr. Luciano Vieira Lima, pelo interesse, confiança e dedicação ao longo desta jornada estando sempre presente, dando o suporte necessário nos momentos mais árduos.

Prof. PhD. Alcimar Barbosa, pela pessoa maravilhosa, compreensiva e atenciosa, que sabe transmitir principalmente que o conhecimento é uma conquista individual e que todos nós temos nossas capacidades a serem exploradas.

Ao Prof. Dr. Keiji Yamanaka, todos que compartilham da sua presença sabem que é um exemplo de profissionalismo e integridade, obrigada pela a honra da amizade construída ao longo deste trabalho.

A minha família que esteve privada da minha presença em vários momentos.

A João Barbosa, companheiro e amigo de todas as horas , que não mede esforços para a realização da minha felicidade, sem o seu apoio, paciência e compreensão este trabalho não seria possível.

Ao amigo que exerce com supremacia a arte de ensinar Prof. PhD. Cristian Novoa, que esteve presente ao longo de minha vida antes mesmo da idealização deste trabalho e é minha fonte de erudição, inspiração e de realização.

A amiga de todas as horas Marlice que participou dos anseios, das dúvidas e compartilhou de momentos únicos.

As amigas, Lucila, Angélica e Andreza, que me deram todo o suporte nessa pesquisa, obrigada pelos conselhos.

A todos os amigos do Biolab, que se dedicam todos os dias em prol da pesquisa.

A secretária Marly, pessoa primorosa e sempre disposta auxiliar a todos com muita generosidade.

E principalmente aos amigos compreenderam meus momentos de ausência.

*Se eu fosse privado de todas as minhas faculdades
com uma única exceção, eu escolheria manter o
poder da comunicação, pois através dele
eu poderia recuperar todas as demais.*

Daniel Webster

RESUMO

NAVES, K. F. P. **Análise de potenciais evocados auditivos de tronco encefálico através de atributos instantâneos de séries temporais.** 2007. 130 f. Dissertação (Mestrado em Ciências) – Faculdade de Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, 2007.

A extração de componentes de Potenciais Evocados Auditivos de Tronco Encefálico (PEATE), denominadas por ondas de Jewett, é um passo importante na investigação do funcionamento do sistema auditivo que visa a avaliação das vias auditivas. Contudo, essa avaliação é complexa e depende da experiência do examinador. Neste contexto, esta pesquisa visa comparar análises de PEATE fornecidas por diferentes examinadores, e verificar a possibilidade de discriminação das ondas de Jewett por meio de atributos instantâneos (AI), estimados pela transformada de Hilbert (TH). Os PEATE foram coletados de pessoas saudáveis, obedecendo ao critério de normalidade auditiva, e analisados por quatro examinadores. Foram realizadas análises estatísticas para o estudo da coerência entre essas análises. Na seqüência, a TH foi utilizada para estimativa dos AI dos PEATE. Foi verificada uma compatibilidade entre avaliações realizadas pelos examinadores. As análises dos AI sugerem que estes podem ser usados como características discriminativas das diferentes ondas que compõem os PEATE. Estes resultados são benéficos para pesquisas visando o desenvolvimento de ferramentas para a automatização da análise de PEATE, e também para aqueles estudos que objetivam a discriminação de doenças que atingem o sistema auditivo.

Palavras-chave: Potenciais evocados auditivos; Análise de séries temporais; Transformada de Hilbert; Ondas de Jewett.

ABSTRACT

NAVES, K. F. P. **Analysis of Auditory Brainstem Response Through Instantaneous Attributes of Time-series.** 2007. 130 f. Dissertação (Mestrado em Ciências) – Faculdade de Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, 2007.

The extraction of signal components from Auditory Brainstem Response (ABR), referred to as Jewett waves, is an important step in studies regarding the investigation of the behavior of the auditory system. However, this evaluation is complex and depends on the experience of the specialist. In this context, the objectives of this research are to compare ABR analyses provided by different examiners, and also to verify the possibility of discrimination of Jewett waves through the analysis of instantaneous attributes (IA) of time-series, estimated by the Hilbert Transform (HT). The ABR data were collected from healthy subjects, following the criterion of auditory normality, and analyzed by four examiners. A statistical study aiming to verify the coherence among these analyses was performed. The HT was then employed for calculating the IA from ABR signals. The compatibility among the results provided by the examiners was verified. The analysis of IA suggests that they can be used as discriminative features for the different waves that compose the ABR. These results are relevant for the development of tools for automatic ABR analysis. Furthermore, it contributes to investigations that aim to discriminate ABR related to distinct disorders.

Keywords: Auditory brainstem response; Hilbert transform; Jewett waves; Time-series analysis.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

FIGURA 1 - DISTRIBUIÇÃO POR PORCENTAGEM DE DEFICIÊNCIAS NO BRASIL.....	18
FIGURA 2 - AS PRINCIPAIS ONDAS DOS PEATC E SUAS CORRELAÇÕES ANATÔMICAS. (A) ESTRUTURAS ANATÔMICAS. (B) ONDAS DE JEWETT COM SEUS PICOS POSITIVOS.	23
FIGURA 3 - POTENCIAL DE SOMAÇÃO E DE AÇÃO DO NERVO COCLEAR	26
FIGURA 4 - ORELHA EXTERNA (1), MÉDIA (2) E INTERNA (3)	29
FIGURA 5 - SEQÜÊNCIA DO MOVIMENTO DO ESTRIBO NA JANELA OVAL. (1) ORELHA MÉDIA, CÓCLEA E NERVO AUDITIVO. (2) ESTRIBO NA JANELA OVAL E CÓCLEA. (3) CCE, (4) ÓRGÃO DE CORTI. (5) ÓRGÃO DE CORTI MOSTRANDO A DISPOSIÇÃO DAS CÉLULAS.....	31
FIGURA 6 - LABIRINTO MEMBRANOSO COM A CÓCLEA E A IMAGEM AO LADO AMPLIADA REVELA O ÓRGÃO DE CORTI, COM AS ESTRUTURAS ENVOLVIDAS NA AUDIÇÃO. NO QUADRADO MENOR AS CÉLULAS CILIADAS EXTERNAS E AS CÉLULAS CILIADAS INTERNAS..	31
FIGURA 7 - ÓRGÃO DE CORTI, COM AS CAMADAS DE CÉLULAS CILIADAS INTERNAS E EXTERNAS, ESTEREOCÍLIOS E MEMBRANA TECTÓRIA E OS AXÔNIOS AFERENTES E EFERENTES.....	32
FIGURA 8 - REPRESENTAÇÃO DA DISTRIBUIÇÃO DAS FREQUÊNCIAS AO LONGO DA MEMBRANA BASILAR.	33
FIGURA 9 - PROCESSO DE DESPOLARIZAÇÃO DE UMA CÉLULA CILIADA E AO LADO O GRÁFICO MOSTRA A FREQUÊNCIA DE DISPAROS.....	34
FIGURA 10 - RESPOSTA DA ATIVIDADE NEURAL DE UMA FIBRA DO NERVO AUDITIVO POR ESTIMULAÇÃO A UMA ONDA SONORA SENOIDAL. NA PARTE (A) O REGISTRO DA ATIVIDADE NEURAL E NA PARTE (B) O ESTÍMULO SENOIDAL.	35
FIGURA 11 - DISPOSIÇÃO DAS FIBRAS DOS NEURÔNIOS AFERENTES E EFERENTES E A INERVAÇÃO DAS CCI E CCE.....	36
FIGURA 12 - FIBRAS DO NERVO AUDITIVO, SAINDO DA CÓCLEA E PERCORRENDO AS CONEXÕES ATÉ O CÓRTEX AUDITIVO.....	37
FIGURA 13 - SALA DE EXAMES COM O PACIENTE POSICIONADO DE FORMA CONFORTÁVEL E PESCOÇO APOIADO PARA EVITAR TENSÃO NA REGIÃO CERVICAL.....	40
FIGURA 14 - ILUSTRAÇÃO DOS TRÊS TIPOS DE POLARIDADE. R = RAREFEITA, C= CONDENSADA E R E C= ALTERNADA.	42
FIGURA 15 - DIAGRAMA DO SISTEMA DE GRAVAÇÃO E SISTEMA DE ESTIMULAÇÃO DOS PEATC. NA PARTE SUPERIOR TEMOS O SISTEMA DE GRAVAÇÃO E NA PARTE INFERIOR TEMOS O SISTEMA DE ESTIMULAÇÃO.	44
FIGURA 16 - ESQUEMA DA INTERFACE PELE-ELETRÓLITO E ELETRÓLITO-ELETRODO	45
FIGURA 17 - POSICIONAMENTO DOS ELETRODOS PARA A AQUISIÇÃO DOS PEATC.....	46

FIGURA 18 - DIAGRAMA QUE MOSTRA A ENTRADA DO SINAL SEGUIDA DA CONVERSÃO A/D E A PASSAGEM PELO FILTRO DIGITAL, CONVERSÃO D/A E RECONSTRUÇÃO DO SINAL	47
FIGURA 19 - TIPOS DE FILTROS. FIGURA (A) MOSTRA O FILTRO PASSA- ALTA, FIGURA (B) PASSA - BAIXA, FIGURA (C) PASSA-BANDA E FIGURA (D) MOSTRA O FILTRO NOTCH.	48
FIGURA 20 - NA FIGURA (A) MOSTRA UM SINAL CONTÍNUO NO TEMPO E NA AMPLITUDE E FIGURA (B) MOSTRA SINAL DISCRETIZADO NO TEMPO E CONTÍNUO NA AMPLITUDE.....	49
FIGURA 21 - DISPOSIÇÃO DAS ONDAS POR POTÊNCIA, CONSIDERANDO OS VALORES DE LATÊNCIA AVALIADOS PELOS EXAMINADORES. O INTERVALO DE CONFIANÇA DA MÉDIA (IC) E DESVIO PADRÃO (DP) SÃO APRESENTADOS.	59
FIGURA 22 - VALORES MÉDIOS COM IC (INTERVALO DE CONFIANÇA) DA MÉDIA E DESVIO PADRÃO PARA AS LATÊNCIAS DA ONDA V NA POTÊNCIA 60 DBNA AVALIADAS PELOS EXAMINADORES 1, 2, 3 E 4.....	61
FIGURA 23 - VALORES MÉDIOS COM IC (INTERVALO DE CONFIANÇA) DA MÉDIA E DESVIO PADRÃO PARA AS LATÊNCIAS DA ONDA IV NA POTÊNCIA 40 DBNA AVALIADAS PELOS EXAMINADORES 1, 2 E 3. OBSERVE A DIFERENÇA NA MARCAÇÃO DA LATÊNCIA PARA A ONDA IV FEITA PELO EXAMINADOR 3.	61
FIGURA 24 - EXEMPLO DE UMA SÉRIE TEMPORAL CONTÍNUA. REGISTRO DO SINAL DE ECG. ...	66
FIGURA 25 - EXEMPLO DE UMA SÉRIE TEMPORAL DISCRETA. GRÁFICO (FOREX) DA VARIAÇÃO DOS VALORES DA MOEDA LIBRA EM RELAÇÃO AO DÓLAR DURANTE OS MESES DE JANEIRO E FEVEREIRO DE 2007.....	67
FIGURA 26 - DIAGRAMA COM A SEQÜÊNCIA DE UMA SÉRIE TEMPORAL PARA O CÁLCULO DOS ATRIBUTOS INSTANTÂNEOS.	69
FIGURA 27 - OS PONTOS MARCADOS NO SINAL É A DETECÇÃO DAS ONDAS I, II, III, IV E V, REALIZADA PELOS EXAMINADORES DENTRO DAS RESPECTIVAS JANELAS. AS LINHAS EXTERNAS, NA PARTE SUPERIOR E INFERIOR DO SINAL, SÃO OS INTERVALOS DE CONFIANÇA SUPERIOR E INFERIOR DA MÉDIA.	70
FIGURA 28 - RESULTADOS OBTIDOS PARA O CÁLCULO DA AMPLITUDE INSTANTÂNEA PARA A POTÊNCIA DE 80 DBNA.....	71
FIGURA 29 - RESULTADOS OBTIDOS PARA O CÁLCULO DA AMPLITUDE INSTANTÂNEA PARA A POTÊNCIA DE 60 DBNA.....	71
FIGURA 30 - RESULTADOS OBTIDOS PARA O CÁLCULO DA AMPLITUDE INSTANTÂNEA PARA A POTÊNCIA DE 40 DBNA.....	72
FIGURA 31 - RESULTADOS OBTIDOS PARA O CÁLCULO DA AMPLITUDE INSTANTÂNEA PARA A POTÊNCIA DE 20 DBNA.....	72
FIGURA 32 - RESULTADOS OBTIDOS PARA O CÁLCULO DA FASE INSTANTÂNEA PARA A POTÊNCIA DE 80 DBNA.....	73
FIGURA 33 - RESULTADOS OBTIDOS PARA O CÁLCULO DA FASE INSTANTÂNEA PARA A POTÊNCIA DE 60 DBNA.....	73

FIGURA 34 - RESULTADOS OBTIDOS PARA O CÁLCULO DA FASE INSTANTÂNEA PARA A POTÊNCIA DE 40 DBNA.....	74
FIGURA 35 - RESULTADOS OBTIDOS PARA O CÁLCULO DA FASE INSTANTÂNEA PARA A POTÊNCIA DE 20 DBNA.....	74
FIGURA 36 - RESULTADOS OBTIDOS PARA O CÁLCULO DA FREQUÊNCIA INSTANTÂNEA PARA A POTÊNCIA DE 80 DBNA.....	75
FIGURA 37 - RESULTADOS OBTIDOS PARA O CÁLCULO DA FREQUÊNCIA INSTANTÂNEA PARA A POTÊNCIA DE 60DBNA.....	76
FIGURA 38 - RESULTADOS OBTIDOS PARA O CÁLCULO DA FREQUÊNCIA INSTANTÂNEA PARA A POTÊNCIA DE 40 DBNA.....	76
FIGURA 39 - RESULTADOS OBTIDOS PARA O CÁLCULO DA FREQUÊNCIA INSTANTÂNEA PARA A POTÊNCIA DE 20 DBNA.....	77
FIGURA 40 - ACIMA TEMOS O SINAL MÉDIO DE PEATC NA POTÊNCIA DE 80DBNA E O CÁLCULO DOS ATRIBUTOS INSTANTÂNEOS. NA PARTE (B) TEMOS A AMPLITUDE INSTANTÂNEA, NA PARTE (C) TEMOS A FASE INSTANTÂNEA E NA (D) TEMOS A FREQUÊNCIA INSTANTÂNEA.....	78

LISTA DE TABELAS

TABELA 1 - PRINCIPAIS TIPOS DE DEFICIÊNCIAS NO BRASIL E A DISTRIBUIÇÃO POR GÊNERO ..	17
TABELA 2 - PRINCIPAIS POTENCIAIS AUDITIVOS COM A DESCRIÇÃO DE SUAS PROPRIEDADES	25
TABELA 3 - EQUIPAMENTOS DE PEATC	56
TABELA 4 - CONFIGURAÇÕES DO HARDWARE E SOFTWARE UTILIZADAS NA COLETA DE SINAIS.....	56
TABELA 5 - TABELA MOSTRA A VERIFICAÇÃO DOS PARES DE EXAMINADORES, ONDE TEMOS E1 (EXAMINADOR 1), E2 (EXAMINADOR 2), E3 (EXAMINADOR 3) E E4 (EXAMINADOR 4)	57
TABELA 6 - DIFERENÇAS ESTATISTICAMENTE SIGNIFICANTES ENCONTRADAS ENTRE AVALIAÇÕES FORNECIDAS PELOS EXAMINADORES (1, 2, 3 E 4) PARA AS ONDAS IV E V NAS INTENSIDADES DE 60 E 40 DBNA.....	60

LISTA DE ABREVIATURA E SIGLAS

ABR	Auditory Braistem Response
A/D	Conversão Analógico Digital
AI	Atributo instantâneo
ANSI	American National Standards Institute
BAER	Brainstem Auditory Evoked Response
Bera	Brainstem Evoked Response Audiometry
BSER	Brainstem Evoked Response
CIF	Classificação Internacional de Funcionalidade
dB	Decibel
dBNA	Decibel nível de audição
dBNPS	Decibel nível de pressão sonora
D/A	Conversão Digital Analógico
ECG	Eletrocardiograma
Ecochg	Eletrococleografia
EEG	Eletroencefalograma
EMG	Eletromiograma
IBGE	Instituto Brasileiro de Geografia e Estatísticas
Hz	Hertz
IC	Implante Coclear
NA	Nível de audição
NPS	Nível de Pressão Sonora
OMS	Organização Mundial de Saúde
P	Pressão
PE	Potenciais Evocados
PEA	Potenciais Evocados Auditivos
PEATC	Potenciais Evocados Auditivos de Tronco Cerebral
PEATE	Potenciais Evocados Auditivos de Tronco Encefálico
rad	Radianos
SNAC	Sistema Nervoso Auditivo Central
TH	Transformada de Hilbert
V	Volt
μ V	micro volt

SUMÁRIO

1 A TECNOLOGIA E A SAÚDE AUDITIVA	15
1.1 Motivação para o desenvolvimento da pesquisa	17
1.2 Objetivos da Pesquisa	19
2 OS POTENCIAIS EVOCADOS	21
2.1 O Princípio dos Potenciais Evocados	21
2.2 Classificação dos Potenciais Evocados	24
2.3 Potenciais Evocados Auditivos	24
2.3.1 Eletrococleografia	26
2.3.2 Potenciais evocados de tronco Encefálico	27
2.3.3 Potenciais evocados de média latência	28
2.3.4 Potenciais evocados de latência tardia	28
2.4 Conclusão	28
3 O SISTEMA AUDITIVO	29
3.1 Bases Neurofisiológicas da Audição	30
3.1.1 <i>A Cóclea</i>	31
3.1.2 <i>O Nervo Auditivo</i>	34
3.3 Conclusão	38
4 PARÂMETROS PARA O EXAME DE PEATC	39
4.1 Considerações sobre o paciente	39
4.2 Instrumentação	40
4.2.1 <i>Estimulação</i>	41
4.2.2 <i>Intensidade do estímulo</i>	42
4.2.3 <i>Velocidade de apresentação do estímulo</i>	43
4.3 Gravação	43
4.4 Eletrodos	44
4.4.1 <i>Posicionamento dos eletrodos</i>	45
4.4.2 <i>Impedância do eletrodo</i>	46
4.5 Filtros	47
4.6 Amplificadores	48
4.7 Digitalização do Sinal	49
4.8 Processo de Promediação	50
4.9 O processo de avaliação dos PEATE	51
4.10 Conclusão	52
5 ESTUDO COMPARATIVO DA ANÁLISE DOS PEATC ENTRE EXAMINADORES	53
5.1 Objetivo do Estudo Comparativo	55
5.2 Materiais e métodos	55
5.2.1 <i>Aquisição dos PEATE</i>	56
5.2.2 <i>Avaliação das Ondas dos PEATC pelos examinadores</i>	57
5.3 Resultados	57
5.4 Discussão	62
5.6 Conclusão	64
6 APLICAÇÃO DE ATRIBUTOS INSTANTÂNEOS DE SÉRIES TEMPORAIS	65

6.1 Séries Temporais	66
6.2 Atributos Instantâneos Calculados pela Transformada de Hilbert.....	67
6.2.1 <i>Cálculo do intervalo de confiança para a média por meio da técnica</i> <i>Bootstrap</i>	<i>69</i>
6.3 Resultados	70
6.4 Discussão	78
6.5 Conclusão	80
7 CONSIDERAÇÕES FINAIS E TRABALHOS FUTUROS.....	82
7.1 Principais Contribuições da Pesquisa.....	83
7.2 Trabalhos futuros	83
REFERÊNCIAS	85
GLOSSÁRIO	90
ANEXO A - Carta de Aprovação do Comitê de Ética e Pesquisa.....	92
APÊNDICE A - Cálculo do intervalo de confiança para a média por meio da técnica Bootstrap	93
APÊNDICE B - Termo de Consentimento Livre e Esclarecido	94
APÊNDICE C - Avaliação dos Examinadores (E1, E2, E3 e E4).....	95
APÊNDICE D – Audiometrias	109
APÊNDICE D – Publicações	114

1 A TECNOLOGIA E A SAÚDE AUDITIVA

O desenvolvimento científico aliado a uma visão prática, geralmente procura produzir conhecimento e tecnologia necessária à comunidade. Atualmente, a aplicação da ciência com o objetivo central de aperfeiçoar e implementar métodos e ferramentas empregadas na área de saúde vem sendo objeto de estudo de diversos grupos de pesquisa.

Neste contexto, a Engenharia Eletrônica, Engenharia Biomédica e Engenharia de Computação têm contribuído, significativamente, para o desenvolvimento de equipamentos sofisticados e técnicas modernas utilizadas no processamento de sinais biológicos, e implementação de sistemas inteligentes e ferramentas matemáticas empregadas em áreas como a Bioestatística. Com isso, tem-se observado um aperfeiçoamento das técnicas usadas no diagnóstico, rápido e preciso de doenças.

Dentre as principais disfunções que afetam uma parcela considerável da população mundial, estão aquelas que interferem no funcionamento do sistema auditivo (SA). Essas doenças interferem na qualidade de vida das pessoas, pois o SA é um dos canais de entrada da comunicação humana.

Uma das formas de se avaliar a função auditiva é o estudo dos Potenciais Evocados Auditivos do Tronco Encefálico (PEATE), que permite uma avaliação eletrofisiológica das estruturas neurológicas da via auditiva e auxilia na identificação de perdas auditivas em adultos e crianças.

Os PEATE são sinais (ou formas de ondas) característicos, resultantes da combinação de respostas de atividades neurais a estímulos sonoros, detectados pelo córtex. A detecção dos PEATE é um procedimento não invasivo e requer o posicionamento preciso de eletrodos sobre a superfície da pele. Tal procedimento deve ser realizado por especialistas da área (e.g., fonoaudiólogos, otorrinolaringologistas). Além disso, esse profissional é responsável também pela avaliação e extração de informações dos PEATE.

Os resultados dessa avaliação são dependentes de várias variáveis. Dentre elas ressalta-se a experiência do especialista e a dificuldade de padronização em protocolos e equipamentos utilizados na coleta dos dados. Sendo assim, ao longo dos anos diversos sistemas têm sido propostos com a finalidade de se automatizar a extração de informações dos PEATE.

Neste contexto, a proposta desse trabalho é extrair informações dos PEATE, por meio de técnicas de processamento digital de sinais, que possam auxiliar no estudo e interpretação dos mesmos. Essas informações podem ser úteis no desenvolvimento de sistemas que visam automatizar a análise dos PEATE e, também potencialmente, para aqueles estudos que utilizem os PEATE como ferramenta de diagnóstico.

Esse trabalho está dividido em sete capítulos. O presente capítulo apresentará uma breve introdução ao tema da pesquisa com a motivação para o seu desenvolvimento e os objetivos.

O Capítulo 2 descreve sobre os potenciais evocados e faz uma explanação sobre os principais potenciais evocados auditivos.

O funcionamento básico do SA é apresentado no Capítulo 3, com suas principais características anátomo-fisiológicas. Essa descrição é essencial para o entendimento dos princípios de geração e medição dos PEATE. Dando seqüência, o Capítulo 4 fornece uma descrição detalhada do protocolo utilizado para a coleta de PEATE nesse estudo.

O Capítulo 5 apresenta resultados de uma comparação entre análises de PEATE executadas por diversos especialistas. Esses resultados tiveram como finalidade verificar a consistência de avaliações independentes fornecidas por quatro examinadores e, também, verificar a corretude dos dados coletados.

No Capítulo 6, a transformada de Hilbert (TH) é introduzida como uma ferramenta promissora para a análise de PEATE. Por meio da TH é possível estimar atributos instantâneos (amplitude, fase e freqüência) dos PEATE. Os resultados apresentados nesse capítulo mostram que esses atributos podem ser utilizados como características relevantes na discriminação de eventos fisiológicos responsáveis pela geração dos PEATE.

Finalmente, o Capítulo 7 apresenta as considerações finais, contribuição da pesquisa e estudos futuros.

Após o Capítulo 7, estão os apêndices e anexos, contendo um glossário e acrônimos, na seqüência são apresentados os cálculos do intervalo de confiança pela técnica do “bootstrap”, o modelo do termo de consentimento, as avaliações dos especialistas, as audiometrias realizadas nos voluntários e as publicações geradas por este trabalho.

1.1 Motivação para o desenvolvimento da pesquisa

De acordo com padrões estabelecidos pelo *American National Standards Institute* (ANSI-1989) [1], a perda auditiva é considerada como a diferença existente entre o desempenho do indivíduo e a habilidade normal para a detecção sonora, ou seja, a dificuldade em ouvir e compreender o que está sendo ouvido ao longo do dia, em situações rotineiras e em ambientes que o sujeito frequenta em seu cotidiano, afetando assim a capacidade funcional do indivíduo. Na Classificação Internacional de Funcionalidade (CIF) são consideradas a funcionalidade e a incapacidade, relacionadas às condições de saúde, como sendo a identificação do que uma pessoa “pode ou não pode fazer na sua vida diária”, tendo em vista as funções dos órgãos ou sistemas e estruturas do corpo, assim como as limitações de atividades e da participação social no meio ambiente onde a pessoa vive [2].

Segundo a Organização Mundial de Saúde (OMS), estima-se que 10% das pessoas de qualquer população têm algum tipo de deficiência e que 1,5% são portadores de deficiência auditiva. No Brasil, segundo dados do Instituto Brasileiro de Geografia e Estatísticas (IBGE) obtidos no censo realizado em 2000, que levantou dados sobre a população com deficiência auditiva no Brasil, estimou-se a existência de 5.735.099 (cinco milhões e setecentos e trinta e cinco mil e noventa e nove) surdos [3], como mostra a Tabela 1.

TABELA 1 - Principais tipos de deficiências no Brasil e a distribuição por gênero

Tipos de Deficiência	Visual	Motora	Auditiva	Mental	Física	Total
Homem	7.259.074	3.295.071	3.018.218	1.545.462	861.196	15.979.021
Mulher	9.385.768	4.644.713	2.716.881	1.299.474	554.864	18.601.700
Total	16.644.842	7.939.784	5.735.099	2.844.936	1.416.060	34.580.721

FONTE: IBGE, 2000. Censo.

Esse levantamento levou o governo brasileiro a instituir uma política nacional de atenção a saúde auditiva (Pnasa) que, dentre as suas diretrizes destaca a preocupação com a identificação dos problemas auditivos e as situações de risco que levam a deficiência auditiva [4]. Para as pessoas que são identificadas com perda auditiva, foi criado um formulário de seleção e adaptação de aparelhos de amplificação sonora individual, no qual uma bateria de exames é realizada com a finalidade de identificar o local e o grau da perda auditiva. Um dos

principais exames utilizados no protocolo de avaliação auditiva é o de PEATE, sem o qual a instituição responsável pelo programa não pode ser credenciada pelo governo. A Figura 1 mostra a distribuição por porcentagem das deficiências no Brasil.

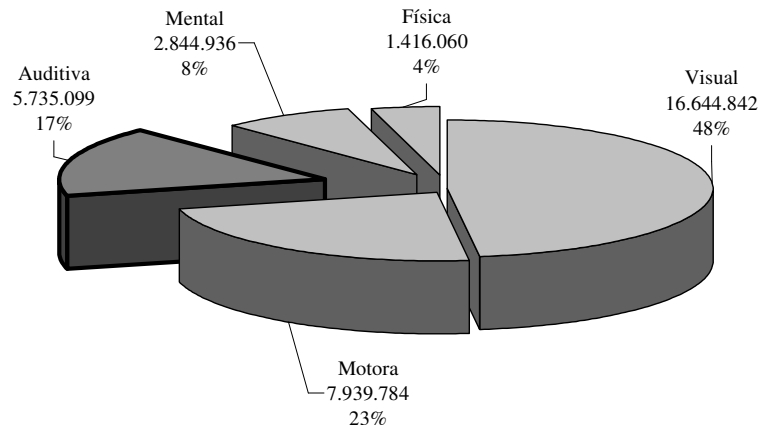


FIGURA 2 - Distribuição por porcentagem de deficiências no Brasil.

FONTE: IBGE, 2000. Censo.

Além dos órgãos públicos, a rede privada tem participado crescentemente no processo de avaliação da função auditiva, principalmente em crianças, onde setores em clínicas, hospitais e maternidades, têm implantado programas de triagem auditiva ou *screening* auditivo cujo objetivo é avaliação auditiva da população infantil [5]. O exame dos PEATE auxilia na determinação dos limiares auditivos em alterações detectadas pela triagem auditiva, contribuindo, assim, para um diagnóstico mais preciso do grau de perda e da localização do distúrbio auditiva.

A Academia Americana de Pediatria, juntamente com o Comitê Americano de audição infantil (*Joint Committee on Infant Hearing*, 1994), enfatizam a importância dos métodos fisiológicos na avaliação auditiva infantil por meio de Emissões Acústicas Evocadas (EAO) e Potenciais Evocados Auditivos de Tronco Encefálico (PEATE), por se tratarem de métodos objetivos, rápidos, de fácil aplicação e não-invasivos. [6]

No Brasil, em 2000, com a criação do Comitê Nacional sobre perdas auditivas na infância, pelas Sociedades Brasileiras de Fonoaudiologia, Otorrinolaringologia, Pediatria e

Instituto Nacional de Educação de Surdos, o exame de PEATE passou a fazer parte da bateria de exames auditivos no protocolo de avaliação das perdas auditivas na infância.

Além da importante contribuição na identificação dos limiares eletrofisiológicos, o exame de PEATE faz parte do diagnóstico de disfunções neurológicas, monitoramento de cirurgia intracraniana e cardíaca, estagiamento do coma, em doenças degenerativas que comprometem a função auditiva e no diagnóstico de pessoas que não conseguem responder a um audiometria tonal, como pessoas com síndromes ou deficiências motoras [7].

Atualmente, o PEATE vem sendo empregado como um importante método de avaliação auditiva em todo o mundo, e a realização do exame, bem como a avaliação das ondas de Jewett, depende de um profissional habilitado, que tenha o conhecimento da tecnologia utilizada, dos recursos disponíveis, dos processos envolvidos, dos modelos computacionais adequados e que seja treinado na identificação das principais componentes do sinal resultante da captação por meio de eletrodos fixados na pele.

Diversos estudos vêm sendo realizados com a intenção de tornar o exame de PEATE mais preciso, confiável e eficiente, utilizando técnicas variadas como correlação de dois traçados dos PEATE no domínio do tempo, magnitude quadrática da coerência e análise da distribuição da fase, modelos autorregressivos, filtros adaptativos, redes neurais artificiais, lógica fuzzy e transformada wavelet [8]. Essas pesquisas vêm apresentando resultados satisfatórios, porém pouco utilizados na prática clínica.

Entretanto, as implicações decorrentes da perda auditiva e a utilização do exame de PEATE como uma importante ferramenta para a investigação das vias auditiva, assim como a sua aplicação em diversas áreas da saúde, como neurologia, fonoaudiologia, pediatria, cardiologia e otorrinolaringologia visto a crescente necessidade de um diagnóstico mais preciso, objetivo e rápido, que atendam as exigências profissionais é o que motiva a realização deste trabalho.

1.2 Objetivos da Pesquisa

O presente trabalho possui dois objetivos principais. Na primeira etapa, o objetivo é realizar um estudo comparativo da análise de PEATE realizada por diferentes examinadores,

para a investigação do comportamento do sinal no domínio do tempo e a relação da coerência entre as análises qualitativas fornecidas por diferentes especialistas.

A segunda etapa tem como objetivo a extração das características principais presentes no sinal de Potenciais Evocados Auditivos, através de parâmetros instantâneos, gerados pela Transformada de Hilbert e correlacionar estas características com a identificação das componentes formadas pela série temporal das ondas I, III e V dos PEATE utilizadas durante a avaliação visual.

Esta pesquisa visa também responder aos seguintes questionamentos:

- Os métodos individuais de avaliação das ondas do sinal de PEATE diferem entre os examinadores?
- A diferença entre os examinadores é significativa?
- Existe separabilidade entre as ondas representadas por meio de características instantâneas dos PEATE?
- Existe uma relação entre as características estudadas com a intensidade do estímulo?

O estudo pretende também investigar o estado da arte das principais técnicas de análise das ondas de Jewett dos PEA, e sugerir trabalhos futuros que possam ser desenvolvidos a partir do mesmo.

2 OS POTENCIAIS EVOCADOS

A linguagem é uma das funções biológicas características dos seres humanos [9]. A presença de alterações que afetam a audição humana interferem diretamente no processo cognitivo causando prejuízos sociais, educacionais, e emocionais [10]. Perdas auditivas parciais ou totais podem também afetar a organização neuronal no córtex auditivo [11], e caso essas alterações ocorram na infância, a criança acabará privada de uma estimulação adequada e dificilmente atingirá por completo seu melhor potencial de linguagem. Para que a identificação precoce da perda auditiva ocorra, a utilização de métodos objetivos de avaliação auditiva, como o exame eletrofisiológico de PEATE (Potenciais Evocados Auditivos de Tronco Encefálico) vem sendo empregado, obtendo resultados eficientes que independem da resposta do sujeito avaliado, permitindo a avaliação em pessoas portadoras de deficiências ou síndromes.

Além do diagnóstico precoce de perdas auditivas, os empregos dos PEATE, têm sido utilizado com grande abrangência em neurologia e otoneurologia, para diagnóstico de tumores e comprometimento das vias auditivas.

2.1 O Princípio dos Potenciais Evocados

Por volta da década de 20 do século XX, a neurociência conseguiu determinar que o cérebro humano também apresenta atividade elétrica na forma de ondas oscilantes constantes. Porém em 1929, um neurologista e psiquiatra alemão chamado Hans Berger (1873-1941), que trabalhava na Universidade de Jena, na Alemanha, anunciou a comunidade científica e médica que:

- Era possível registrar as fracas correntes elétricas geradas no cérebro humano, sem a necessidade de abrir o crânio, e mostrá-las na forma de um registro em papel. Berger denominou esta nova forma de registro fisiológico de eletroencefalograma (ou EEG); e observou que existiam dois ritmos dominantes, a que ele designou como ritmos alfa (de 8 a 10 ciclos por segundo) e beta (de 12 a 20 ciclos por segundo);

- Esta atividade mudava de acordo com o estado funcional do cérebro tais como, após estimulações sensoriais, no sono, na anestesia, na hipóxia (falta de oxigênio) e certas doenças nervosas, como na epilepsia.

Essas foram descobertas revolucionárias, e, de fato, Berger, após publicar uma série de 14 artigos entre 1929 e 1938, acabou sendo o honroso fundador de um ramo inteiramente novo e muito importante da ciência médica, a neurofisiologia clínica.

Em 1938, Loomis, Harvey e Hobart estudaram os efeitos da estimulação sensorial no EEG de indivíduos adormecidos e descreveram um padrão especial ao qual chamaram de complexo "K".

Os potenciais elétricos obtidos em resposta a um estímulo auditivo, foram registrados pela primeira vez em 1939, por Pauline Davis et al. Estas respostas, denominadas na época de "complexo K", de origem provável no córtex cerebral, eram modificações do traçado do eletroencefalograma, que ocorriam de forma inespecífica na presença de estímulos sensoriais, como a luz e os sons, realizados em sujeitos acordados e dormindo. Essas respostas foram chamadas de potenciais "V", por serem mais evidentes quando registradas no vertex do crânio.

Em 1945, Lempert et al., durante procedimentos de cirurgias otológicas, conseguiram registrar com eletrodo implantado diretamente na janela redonda os potenciais sensoriais da orelha interna, mas a amplitude reduzida do sinal e o método de sobreposição de imagens fotográficas dificultavam a aplicação clínica.

George Dawson, em 1947, criou a primeira estratégia para o estudo dos potenciais evocados, que consistia em um dispositivo eletromecânico. Este era um rotor que carregava seqüencialmente uma série de condensadores. A carga de um condensador aumentava mais rapidamente a cada resposta estimulada do que para a atividade "aleatória" de fundo. Este e outros aparelhos usados inicialmente eram, sobretudo, máquinas aditivas ou de somação, em vez de máquinas de mediação. Porém, devido à baixa taxa de amostragem e, de acordo com o teorema de Nyquist, o sistema de Dawson não conseguia discernir componentes de alta frequência presentes nos sinais de Potenciais Evocados Somatossensoriais de curta latência (*Short-latency Somatosensitive Evoked Potentials -SSEPs*) [12].

Em 1958, Clark idealizou o computador de respostas mediadas (*averager*), sendo responsável pelo grande salto no desenvolvimento da audiometria de respostas elétricas evocadas. Os dados analógicos eram então transformados em informações digitais, podendo ser armazenadas e manipulados no computador.

Posteriormente, Jewett e Williston (1969 a 1971) registraram as respostas neurais em seres humanos, observando que as mesmas se distribuíam em uma série de cinco a sete picos de amplitude ocorrendo durante 7 ms de estimulação. Estes picos foram rotulados por algarismos romanos e relacionados com seus locais de origem.

Embora ainda existam controvérsias sobre o local exato desses sítios de origem, estudos mais recentes indicam como prováveis origens a seguinte descrição: [13] a onda I se relaciona à parte distal do nervo auditivo; a Onda II origina-se na porção proximal do nervo auditivo; a Onda III nos núcleos cocleares; a Onda IV no complexo olivar superior com participação do núcleo coclear e lemnisco lateral. Acreditava-se que a Onda V teria origem no colículo inferior, mas alguns estudos indicam sua origem no lemnisco lateral; outros, sugerem uma interligação entre as ondas IV e V, tendo a última, contribuições tanto do lemnisco lateral como do complexo olivar superior. As Ondas VI e VII originam-se no colículo inferior e no corpo geniculado medial.

A classificação por numerais romanos é utilizada atualmente pelos profissionais para análise dos PEATE, conforme ilustra a Figura 2.

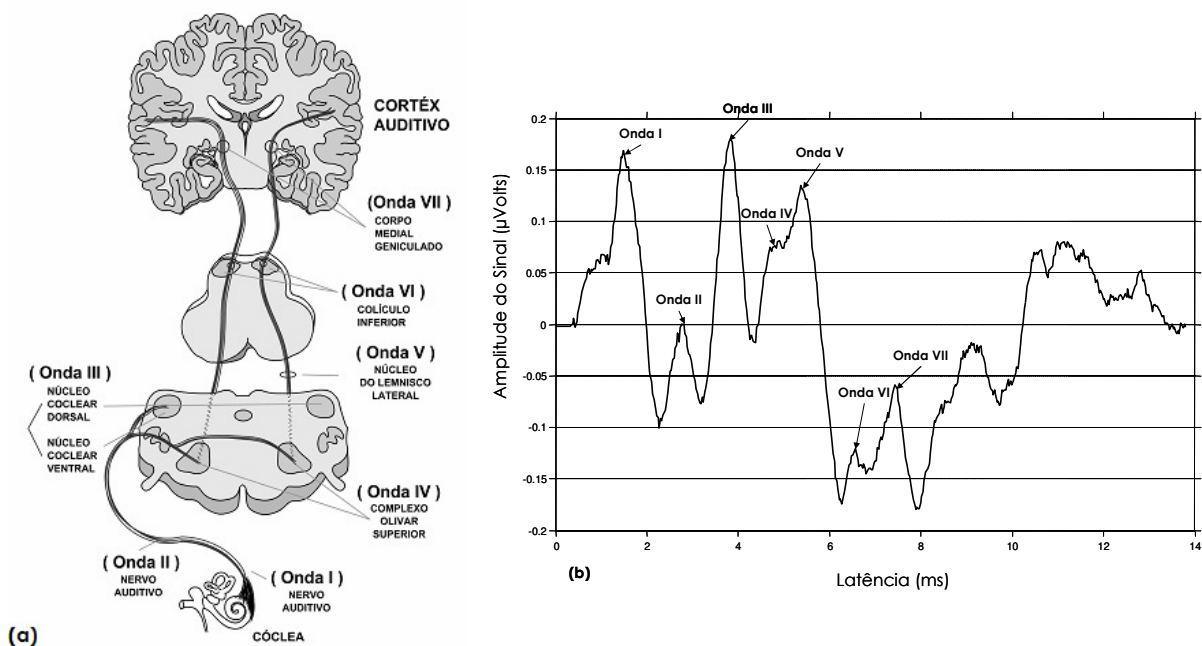


FIGURA 3 - As principais ondas dos PEATE e suas correlações anatômicas. (a) Estruturas anatômicas. (b) Ondas de Jewett com seus picos positivos.

2.2 Classificação dos Potenciais Evocados

A atividade elétrica cerebral classifica-se praticamente em dois tipos [14]: atividade espontânea ou de base. Como atividade espontânea, temos o eletroencefalograma (EEG) que são registros captados por eletrodos na superfície do escalpo onde registram o padrão de atividade cerebral.

A atividade associada a um evento como, por exemplo, um estímulo motor, sensitivo ou cognitivo, é considerada de potenciais evocados.

Os Potenciais Evocados (PE) têm como objetivo principal o estudo da integridade dos caminhos neurofisiológicos percorridos pelas correntes eletroquímicas ao longo de diversos nervos até o cérebro [12]. Estes PE podem ser classificados com base nas características resultantes da aplicação do estímulo apresentado como, por exemplo, o tempo que o estímulo leva para trafegar pela estruturas corticais, ou seja, sua latência, como também podem ser avaliados pela amplitude ou pela frequência do sinal.

Os PE avaliam o funcionamento dos sistemas, visual (Potencial Evocado Visual) [15], auditivo (Potencial Evocado Auditivo), somatossensitivos (Potencial Evocado Somatossensitivos) . São diferenciados com base nos métodos de estimulação e de registro.

2.3 Potenciais Evocados Auditivos

Os potenciais evocados auditivos podem ser classificados utilizando parâmetros como, por exemplo, a região anatômica responsável pela geração dos potenciais elétricos, o tempo de resposta apresentada ou período da latência das ondas e a característica do estímulo apresentado [16]. Atualmente, eles são classificados como sendo: de curta latência que ocorrem em aproximadamente até 50 ms; média latência, que vão de 50 ms a 100 ms; e os de longa latência se apresentam acima de 100 ms. Estes intervalos não são rígidos, podendo variar, e indicam apenas a ordem de grandeza.

A Tabela 2 apresenta um sistema de classificação e descrição para os Potenciais Evocados auditivos.

TABELA 2 - Principais potenciais evocados auditivos com a descrição de suas propriedades [17].

Nome comum	Descrição fisiológica	Fonte anatômica	Período de latência	Variação da latência	Estímulo-resposta	Resposta a eletrodo
Microfonismo coclear (CM)	Receptor	Células ciliadas	Primeiro	0	Mantido	Perto do campo
Potencial de somação (SP)	Receptor	Células ciliadas	Primeiro	0	Mantido	Perto do campo
Potencial de ação (AP), (N1, N2) (ECoG)	Neurogênico	Nervo auditivo	Primeiro	~ 2	Transitório	Campo perto e longe
Resposta auditiva do tronco cerebral (ABR) (I-VII)	Neurogênico	Nervo auditivo Tronco cerebral	Primeiro Rápido	<10	Transitório	Longe do campo
Resposta lenta (SN 10)	Neurogênico	Tronco cerebral	Rápido	~ 10	Transitório	Longe do campo
Frequência seguindo resposta (FFR)	Neurogênico	Tronco cerebral	Rápido	Tone duracion	Mantido	Longe do campo
Resposta de latência média (MLR)(No, Po, Na, Pa, Nb, Pb)	Neurogênico	Tálamo Cortex auditivo	Meio	8 a 50	Transitório	Longe do campo
Evento-potencial relacionado (40 Hz)	Neurogênico	Tronco cerebral - Tálamo - Cortex auditivo	Rápido Meio	12 a 50	Transitório Mantido	Longe do campo
Lento-resposta do vértice (SVR) (P1, N1, P2, N2)	Neurogênico	Cortex cerebral (primário e associacao)	Lento	50 a 300	Transitório	Longe do campo
Potencial cortical mantido (SCP)	Neurogênico	Cortex cerebral (primário e associacao)	Lento	Tone duracion	Mantido	Longe do campo
Componente positivo atrasado (P300)	Neurogênico	Cortex cerebral (primário e associacao)	Tarde	250 a 350	Perceptual	Longe do campo
Variação cognitiva negativa(CNV)	Neurogênico	Cortex cerebral (associacao)	Tarde	300 +	Perceptual	Longe do campo

As seções a seguir descrevem de forma concisa as principais formas de potenciais evocados auditivos, bem como seu tempo de latência, principais características e indicações.

2.3.1 Eletrococleografia

O registro dos potenciais auditivos primários é feito através da Eletrococleografia (EcoChg), que é uma forma de audiometria eletrofisiológica que analisa o receptor periférico da audição, permitindo a observação dos eventos sensoriais e neurais que ocorrem na orelha interna e nervo coclear [18] por meio de fenômenos bioelétricos. Este é considerado um potencial de latência curta, pois aparece antes de cinco (5) ms.

A detecção do sinal é realizada por meio de três eletrodos, sendo dois eletrodos de superfície posicionados nos lóbulos das orelhas ou na mastóide e outro na frente, além de um eletrodo trans-timpânico ou extra-timpânico.

O resultado obtido no registro pela estimulação apresenta como característica, três fenômenos elétricos característicos, sendo o microfonismo coclear (MC) de origem provável nas células ciliadas externas, o potencial de somação (PS) de origem provável nas células ciliadas e o potencial de ação (PA) de origem provável no nervo auditivo. Na Figura 3 temos a forma como são representados graficamente estes eventos.

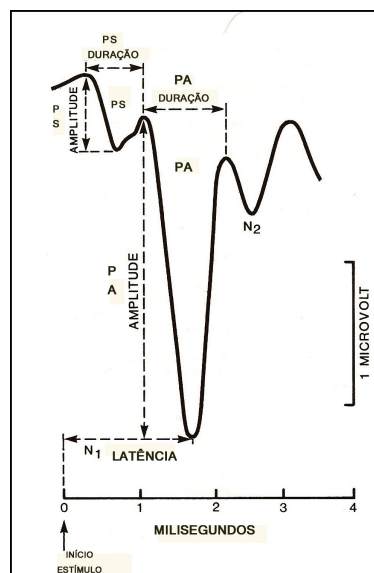


FIGURA 4 - Potencial de somação e de ação do nervo coclear [18].

As formas das ondas modificam-se de acordo com a intensidade do estímulo apresentado, e a amplitude da onda diminui à medida que a intensidade do estímulo decresce.

Em pessoas com a audição normal, quando o estímulo é aplicado em alta intensidade, a resposta tem característica afilada e com amplitude elevada. Já para médias intensidades a resposta é mais larga e com menor amplitude, e em pequenas intensidades ela é larga, ou seja, a sua latência aumenta e a amplitude é baixa [7].

A Ecochg é indicada para avaliação objetiva dos limiares auditivos e para auxílio de diagnósticos em doença de Menière, labirintopatia metabólica, otospongiose coclear e no schwanoma vestibular.

2.3.2 Potenciais evocados de tronco Encefálico

O potencial evocado auditivo de curta latência é comumente referenciado por audiometria de respostas elétricas cerebrais, potenciais evocados auditivos de tronco encefálico (PEATE) ou potenciais evocados auditivos de tronco cerebral (PEATC), que também recebem as seguintes denominações em inglês: Bera (Brainstem Evoked Response Audiometry), BSER (Brainstem Evoked Response), BAER (Brainstem Auditory Evoked Response) e ABR (Auditory Brainstem Response).

Estes PEATE ocorrem aproximadamente até 10 ms após a deflagração do estímulo, tempo que leva para percorrer as estruturas envolvidas na propagação do som.

Os PEATE constituem respostas elétricas do nervo auditivo, tronco encefálico, córtex auditivo primário e do tálamo e surgem da exposição unilateral a um determinado estímulo auditivo que pode ser: Clique, “tone burst”, “tone pip” e frequência filtrada.

Os principais componentes gerados pela estimulação são as ondas [13]: I,II, III, IV, V, VI e VII, que são evidenciadas a partir do processo de promediação ou média dos sinais. As ondas mais representativas de valor clínico são as ondas I, III e V visto na Figura 2.

A avaliação das ondas é feita com base na medição dos padrões de normalidade das latências (L) e dos intervalos interpicos entre as ondas I-III, III-V e I-V. Este processo será descrito com mais detalhes no Capítulo 3.

2.3.3 Potenciais evocados de média latência

Os Potenciais Evocados Auditivos de Média Latência (PEAML) são utilizados na avaliação da sensibilidade auditiva e na pesquisa da integridade da função auditiva central. Atualmente, a análise destes potenciais tem mostrado ser de grande valia na avaliação de disfunções do Sistema Nervoso Auditivo Central (SNAC) [19]. Os PEAML, são compostos por uma seqüência de ondas com latências aproximadas de 10 a 80 ms após o início do estímulo auditivo, com origem neurogênica múltipla (projeções tálamo-cortical e córtex auditivo, colículo inferior e formação reticular em menor escala), e geralmente representados pelas letras Po, Na, Pa, Nb, Pb e Nc [20].

2.3.4 Potenciais evocados de latência tardia

Os Potencias Evocados de Longa Latência (P300), são considerados como tendo características cognitivas ou endógenas, por estarem associados à necessidade da colaboração por parte do indivíduo avaliado no que diz respeito à atenção ao estímulo apresentado.

Normalmente, o P300 é obtido utilizando-se o paradigma do alvo (*oddball paradigm*), onde são apresentados dois estímulos randomizados e um dos estímulos ocorre com maior freqüência que o outro. O P300 é eliciado em num paradigma em que um estímulo raro ocorre entre a apresentação do estímulo freqüente, e o indivíduo deve contar o número de vezes em que o estímulo raro aparece [21].

2.4 Conclusão

Neste capítulo, foi abordada a motivação para o desenvolvimento do trabalho, a definição dos principais objetivos do mesmo, bem como uma breve explicação sobre o desenvolvimento e a classificação dos potenciais evocados auditivos para melhor compreensão dos capítulos seguintes.

No próximo capítulo serão descritos com detalhes a geração e a gravação dos sinais de PEATE.

3 O SISTEMA AUDITIVO

O ouvido humano é um extraordinário e complexo órgão sensorial que fascina pela sua capacidade de integrar diversos tipos de frequências e intensidades de sons tanto de forma isolada, como, por exemplo, os movimentos brownianos das partículas de ar na membrana timpânica, como a capacidade de discernir as diferenças de uma diversidade sonora como os sons de uma orquestra sinfônica [22]. Segundo Zemlin (2000), o ouvido humano tem o poder de detectar pelo menos 1000 diferentes tons sonoros e, em frequências inferiores a 1.000 Hz, pode detectar mudanças de apenas 3 Hz, além de poder detectar mais de 250 níveis de intensidade. E dentro da faixa dinâmica de audição o número de diferenças perceptíveis chega a quase um quarto de milhão [22] .

O ouvido comporta dois sistemas fundamentais para o desenvolvimento humano, que são: o sistema auditivo e o sistema vestibular [23]. O sistema vestibular está relacionado a manutenção da estabilidade de nosso corpo para as diversas situações do cotidiano e o sistema auditivo está relacionado ao processo de aprendizado relacionados a linguagem e escrita, além das funções naturais de proteção.

O sistema auditivo pode ser dividido didaticamente em: orelhas externa, média e interna, como mostra a Figura 4.

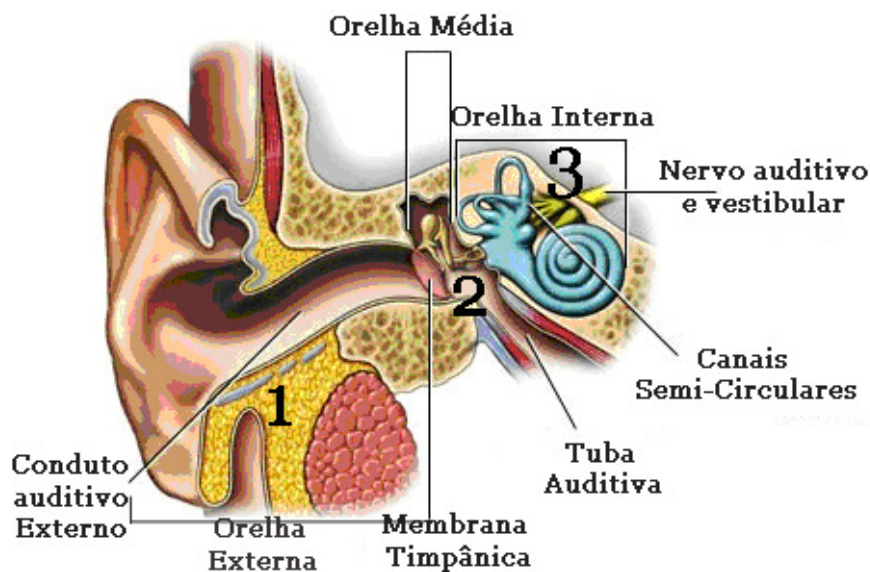


FIGURA 5 - Orelhas externa (1), média (2) e interna (3) [24]

A orelha externa (Figura 4 (1)) é formada pelo Pavilhão auricular (Pina), Meato acústico externo (conduto auditivo) e Membrana timpânica e está relacionado com a proteção e com a absorção e transformação da energia das ondas acústicas em energia mecânica vibratória. A orelha média (cavidade timpânica) é formada pela camada interna da membrana timpânica, sistema ossicular (martelo, bigorna e estribo) com seus músculos, ligamentos e articulações, e tuba auditiva, e conduz o som pela orelha média até a cóclea. A orelha média é responsável pelo efeito alavanca que aumenta a pressão em 22 vezes nos líquidos da cóclea, ou seja, fornece a equalização da impedância entre as ondas sonoras no ar e as vibrações sonoras no líquido da cóclea, além de proteger a orelha interna pela atenuação do som pela contração dos músculos estapédio e tensor do tímpano. A orelha interna é formada pela cóclea, vestíbulo e canais semicirculares. Estas estruturas estão relacionadas ao equilíbrio corporal, propagação sonora e transformação da energia vibratória em impulsos nervosos [22, 23, 25].

Este capítulo fará uma breve explanação sobre a fisiologia do sistema auditivo (SA) e as bases fisiológicas para a condução do impulso sonoro até o córtex. Este funcionamento básico do SA com suas principais características permitirá a compreensão dos princípios de geração e medição dos PEATE.

3.1 Bases Neurofisiológicas da Audição

O sistema auditivo que engloba desde a orelha externa até as conexões que ocorrem no sistema nervoso central, tem suas estruturas relacionadas aos processos de captação, condução e transformação do estímulo sonoro hidráulico-mecânico, em estímulo elétrico, que é conduzido através do tronco-encefálico até o córtex auditivo por impulso nervoso.

De acordo com Gelfand (1990), o movimento do estribo na janela oval faz com que haja movimento dos líquidos da orelha interna, e, conseqüentemente, de suas estruturas. Estes movimentos estimulam as células internas da orelha interna e evocam uma descarga neural. Assim, ocorre a transformação da energia mecânica em informação neural [23], como ilustra a Figura 5.

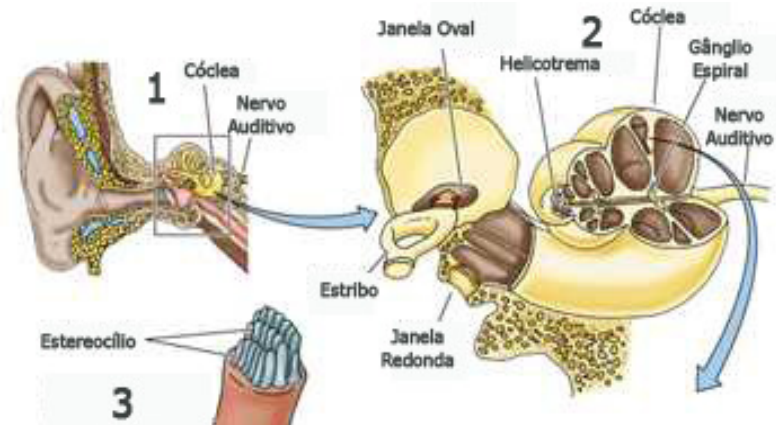


FIGURA 6 - Seqüência do movimento do estribo na janelas oval. (1) orelha média, cóclea e nervo auditivo. (2) Estribo na janelas oval e cóclea. (3) Estereocílios. Adaptada de [25].

3.1.1 A Cóclea

A cóclea é a parte mais medial do labirinto ósseo e trata-se de um canal ósseo de 35 mm de comprimento, enrolado sobre si mesmo (2 voltas e 3/4) e em torno de um núcleo central chamado modíolo [22]. Esta estrutura fortemente protegida pela porção petrosa do osso temporal, abriga o órgão responsável pela audição, o órgão espiral ou órgão de Corti, como visto na Figura 6.

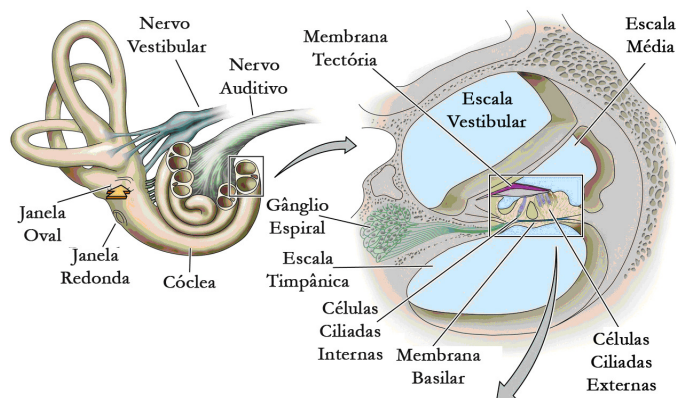


FIGURA 7 - Labirinto membranoso com a Cóclea e a imagem ao lado ampliada revela o Órgão de Corti, com as estruturas envolvidas na audição. No quadrado menor, as células ciliadas externas e as células ciliadas internas [26].

O Órgão de Corti contém as células sensoriais (receptoras) essenciais para a audição, que são as células ciliadas externas (CCE) e as células ciliadas internas (CCI) como mostra a Figura 7.

As células ciliadas externas são cilíndricas e constituem cerca de 13.500 células, e estão dispostas em três fileiras. As células ciliadas internas são em forma de bulbo e têm cerca de 3.500 células, organizadas em uma única fileira (Figuras 5 e 7) [25].

As células ciliadas apresentam diferenças significativas relacionadas ao mecanismo de funcionamento. Nas CCI, além de menor número de células, cada CCI possui na face superior, cerca de 40 estereocílios que se dispõem em uma fileira em forma de "U". Nas CCE, o número de estereocílios é de aproximadamente 150, que formam três fileiras em forma de "W" [23].

A fileira mais alta dos estereocílios das CCE está em contato direto com a membrana tectória. Quando ocorre a movimentação dos líquidos da cóclea pela movimentação do estribo na janela oval a membrana basilar se movimenta e causa a deflexão dos estereocílios das células ciliadas como mostra a Figura 7.

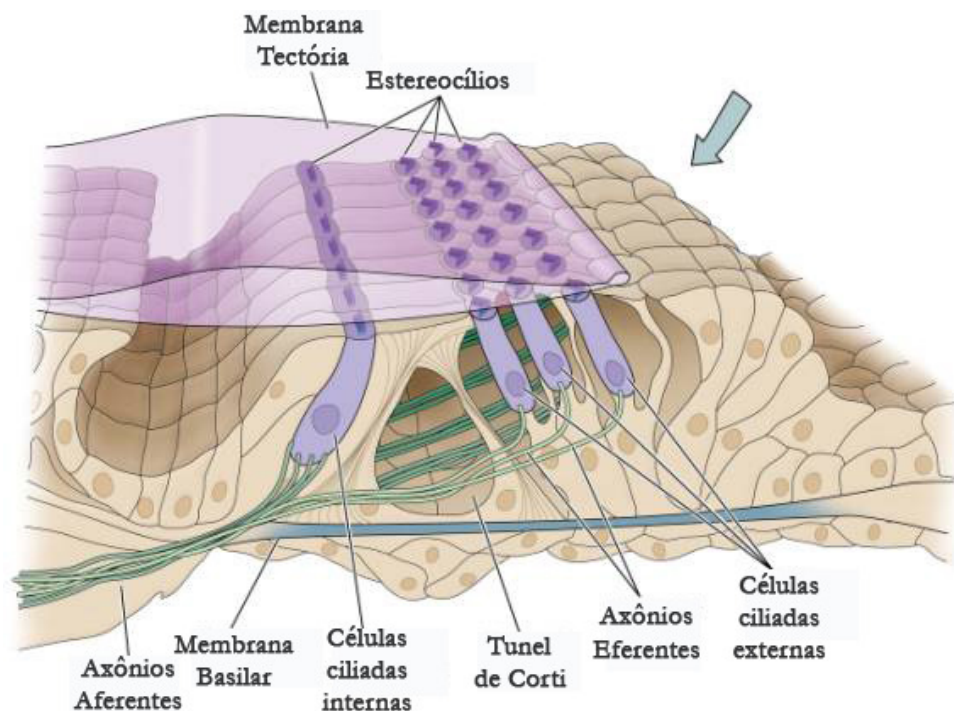


FIGURA 8 - Órgão de Corti, com as camadas de células ciliadas internas e externas, estereocílios e membrana tectória e os axônios aferentes e eferentes. Adaptada de [27].

A vibração que ocorre ao longo do comprimento da membrana basilar se atribui às propriedades físicas, como elasticidade, rigidez e massa, e alteram ao longo da membrana. Ela é mais estreita na base junto ao estribo e vai se alargando no sentido do ápice da cóclea, fazendo com que a vibração seja maior ou menor ao longo de seu comprimento [28]. De acordo com Oliveira (1997), a onda que se forma pela vibração da membrana basilar tem um ponto de deflexão máxima, que está relacionada à frequência ressonante natural para a frequência ressonante correspondente ao estímulo sonoro. As frequências percebidas pelo ouvido humano variam em frequência de 15 ou 16 Hz a cerca de 20.000 Hz [23]. A cóclea se organiza de forma tonotópica, sendo que na base, estão as frequências altas e no ápice as frequências baixas conforme ilustra a Figura 8. Estas percepções de frequência e intensidade podem variar por diversos fatores, como a idade, a exposição prolongada a níveis elevados de pressão sonora e sensibilidade individual.

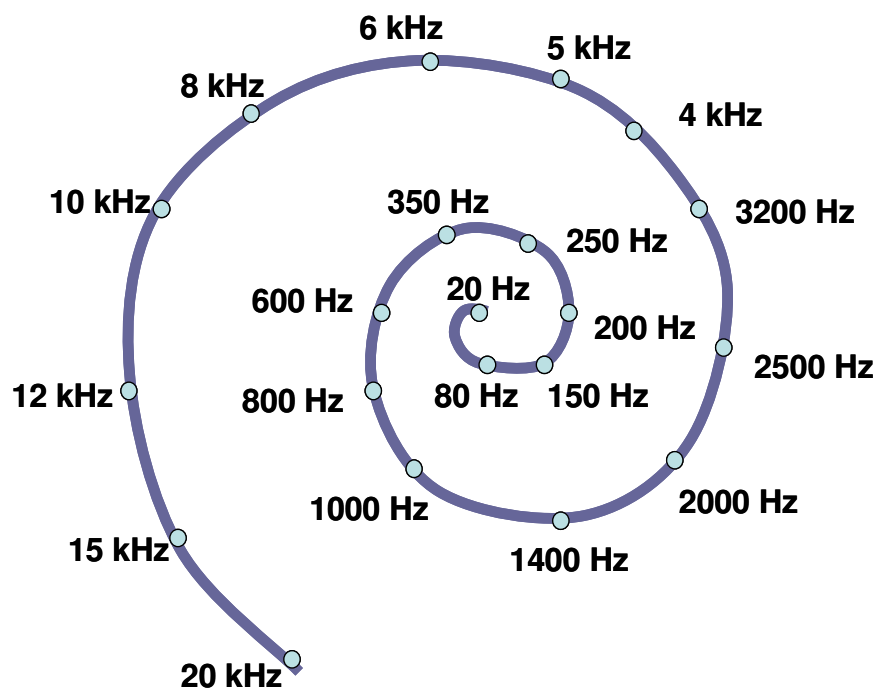


FIGURA 9 - Representação da distribuição das frequências ao longo da membrana basilar [22].

É nos estereocílios que se inicia o processo de transdução do som através da mudança de potenciais que são transmitidos ao nervo auditivo. De acordo com Zemlin (2000), a deformação dos estereocílios resulta em uma mudança no potencial elétrico das células ciliadas [22]. Essa deformação é causada pela troca de íons. Quando a célula é excitada, a membrana se abre permitindo uma rápida troca de íons, e a superfície da célula se despolariza, e sua carga passa de -70 mV para cerca de +40 mV, dando início ao impulso nervoso.

Após a despolarização, a membrana celular começa a se restaurar por meio da bomba de sódio-potássio que é movimentada pelo trifosfato de adenosina (ATP) e em apenas alguns milissegundos consegue outra despolarização ou disparo, podendo a repolarização levar apenas 0,5 ms, sendo possível que eventos neurais discretos ocorram 2.000 vezes por segundo durante um intervalo bastante curto como mostra a Figura 9.

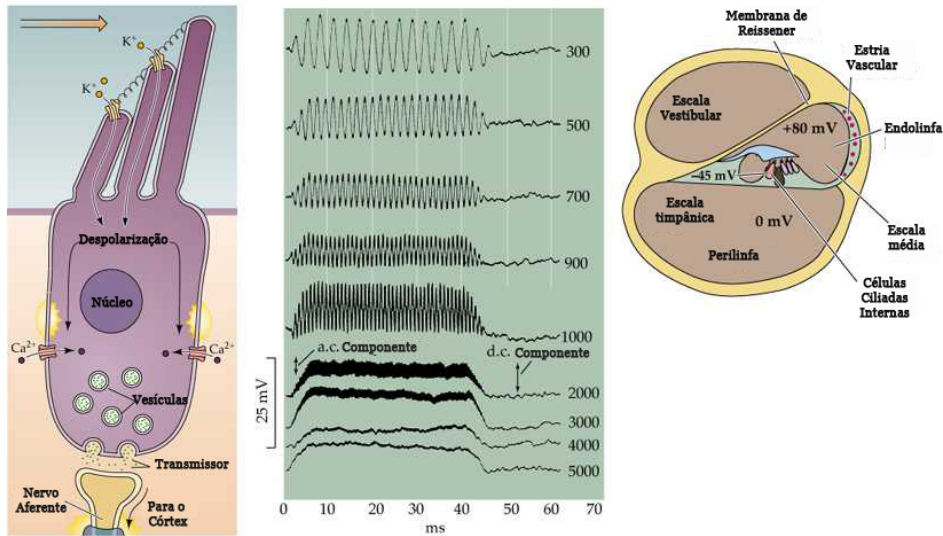


FIGURA 9 - Processo de despolarização de uma célula ciliada e ao lado o gráfico mostra a frequência de disparos [23].

É a movimentação dos estereocílios que dá início ao processo de transdução do som, através da mudança de potenciais transmitidos para o nervo auditivo. De forma geral, a cóclea é responsável por transformar a energia mecânica em potencial de ação, através da sua interação com o nervo auditivo.

3.1.2 O Nervo Auditivo

A transmissão que ocorre entre o órgão receptor periférico o ouvido, a cóclea e o órgão central, o cérebro, é realizada por meio do nervo auditivo ou oitavo nervo craniano [25].

O nervo auditivo ou nervo coclear é formado por axônios das células do gânglio espiral e tem aproximadamente 23.000 a 40.000 fibras, mantendo a organização tonotópica iniciada na cóclea. Suas fibras mais periféricas são responsáveis pelas frequências altas, que vem da base da cóclea e as fibras centrais correspondem as frequências baixas provenientes do ápice da cóclea [29].

Munhoz (2000) [29] relata que a capacidade de transmissão de cada fibra nervosa é relativamente baixa, onde o potencial de ação do nervo auditivo representa a soma das atividades elétricas de um grande número de fibras. Segundo Zemlin (2000) [22] se tentarmos determinar o limiar de resposta de uma unidade neural isolada ao longo da faixa de frequências, descobriremos que cada neurônio examinado responde melhor a uma frequência específica. De acordo com Yost e Nielsen (1985), uma única unidade neural com uma frequência característica abaixo de 1000 Hz tem uma descarga por ciclo e, além disso, os picos nervosos parecem ter uma certa relação de fase constante com o estímulo, como mostra a Figura 10.

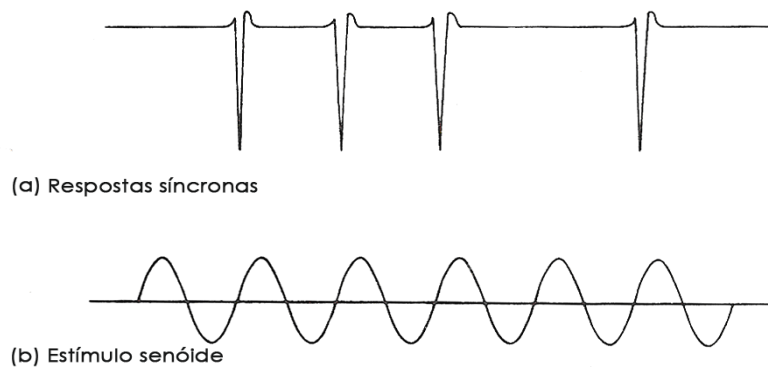


FIGURA 10 - Resposta da atividade neural de uma fibra do nervo auditivo por estimulação a uma onda sonora senoidal. Na parte (a) o registro da atividade neural e na parte (b) o estímulo senoidal. Fonte [22].

O nervo auditivo é formado por basicamente dois tipos de fibras nervosas: aferentes e eferentes.

A inervação aferente é feita por neurônios do tipo I e neurônios do tipo II. Os neurônios do tipo I se originam do gânglio espiral, são bipolares e mielinizados e constituem 95% dos neurônios aferentes e inervam as células ciliadas internas (CCI). Os neurônios do

tipo II formam os 5% restantes, são monopolares e não-mielinizados e inervam as células ciliadas externas (CCE).

Cada neurônio do tipo I inerva uma CCI, e cada célula é inervada por cerca de oito neurônios, permitindo assim uma representação ponto a ponto no núcleo coclear. Essa organização tonotopográfica constitui um sistema sensorial dependente da frequência.

Os neurônios do tipo II que inervam exclusivamente as CCE e se distribuem de forma que cada fibra espiral externa se ramifica em colaterais secundários e terciários que se dirigem para a base de aproximadamente dez CCE, como mostra na Figura 11.

Desta forma, as CCE são inervadas pelos colaterais de vários feixes, caracterizando assim um padrão difuso de inervação quando comparado com os das CCI.

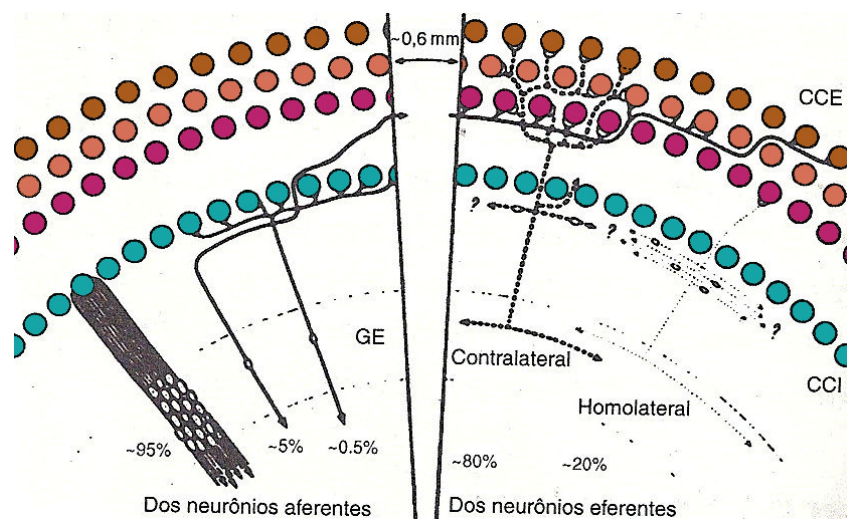


FIGURA 11 - Disposição das fibras dos neurônios aferentes e eferentes e a inervação das CCI e CCE [22].

A função do nervo auditivo aferente é de conduzir o código neural produzido pela cóclea a partir do estímulo sonoro até o cérebro [23], sendo que as CCI que deflagram a resposta neural do processo auditivo. O potencial é propagado pelas fibras até a *habenula perforata*, onde as fibras começam a apresentar mielina. As descargas neurais então são produzidas e seguem por todo o nervo auditivo até o núcleo coclear no tronco auditivo encefálico. As fibras do nervo auditivo que deixam a cóclea são conhecidas como neurônios de primeira ordem. As fibras que deixam o núcleo coclear são conhecidas como neurônios de

segunda ordem e assim por diante até o córtex auditivo [23, 29]. A Figura 12 ilustra o caminho percorrido pelo estímulo auditivo até o córtex.

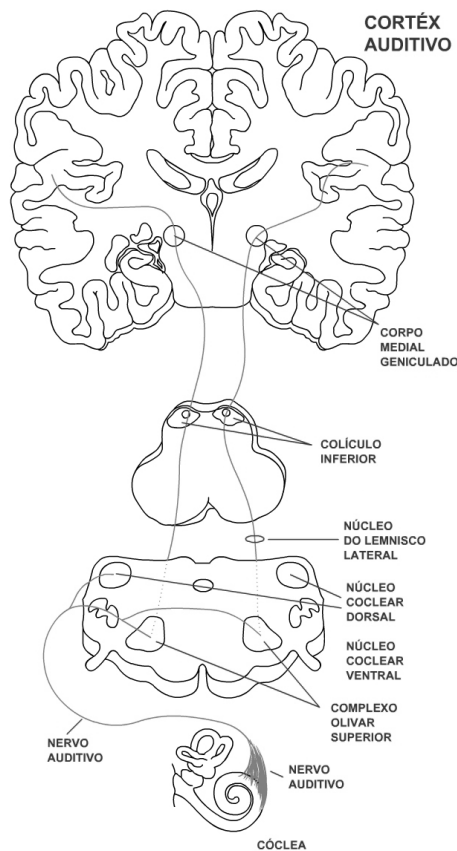


FIGURA 12 - Fibras do nervo auditivo, saindo da cóclea e percorrendo as conexões até o córtex auditivo.

A inervação eferente é feita por cerca de 1800 fibras nervosas eferentes (centrífugas) que constituem o feixe olivococlear que vai do complexo olivar superior no tronco encefálico até as células ciliadas. Aproximadamente 80% dessas fibras se originam no complexo olivar superior contralateral (fibras cruzadas), enquanto que 20%, no complexo olivar superior ipsilateral (fibras não-cruzadas). As fibras eferentes cruzadas ramificam-se pelo túnel de Corti e formam as **fibras radiais do túnel** e inervam as CCE, enquanto que as fibras do feixe não-cruzadas formam o **feixe espiral interno** e inervam todas as 3.500 CCI [22, 25].

A inervação eferente pelo feixe olivococlear está relacionada a diminuição da taxa de descarga de unidades neurais eferentes. Porém, a natureza exata da função do sistema eferente não é conhecida, mas são atribuídos a ele os efeitos inibitórios no nervo auditivo [22]. Acredita-se que o sistema eferente, por meio do trato olivococlear medial, module os movimentos das CCE pela liberação de acetilcolina; este mecanismo tem a finalidade de

manter a membrana basilar em posição adequada para a transdução fiel das características do estímulo auditivo [30].

3.3 Conclusão

Este capítulo apresentou, de forma sintética, as principais estruturas do SA, responsáveis pelo processo auditivo. Foi apresentada a orelha interna, parte sensorial da audição onde através dos potenciais cocleares, gerados pela estimulação auditiva, causam a deflexão dos estereocílios das células ciliadas e desencadeiam o potencial elétrico nas fibras do nervo auditivo, que chegam ao córtex através do tronco encefálico. Foram abordadas as estruturas envolvidas no processo de transmissão do impulso nervoso, como as fibras do nervo auditivo onde são geradas as sinapses que formam a resposta dos PEATE. Essa descrição facilita o entendimento das componentes envolvidas no processo de geração do sinal estudado.

Na seqüência, no Capítulo 3 será apresentado o protocolo utilizado para a extração dos PEATE nesse estudo. Os critérios utilizados e configurações do equipamento (sistema de aquisição, estimulação e coleta) serão também abordados.

4 PARÂMETROS PARA O EXAME DE PEATE

A coleta dos registros dos PEATE é realizada por meio de eletrodos fixados na superfície da pele do paciente, onde é coletada a resposta dos potenciais da fibra nervosa. Esse registro permite avaliar de forma funcional a integridade das estruturas envolvidas no processo de transmissão do som até o córtex [5].

Entretanto, para que o resultado obtido seja preciso, algumas considerações sobre os parâmetros de estimulação, gravação do sinal, preparo do paciente e seleção de eletrodos devem ser consideradas[13].

Atualmente, não contamos com uma configuração padrão dos parâmetros utilizados nos equipamentos a serem adotados pelos laboratórios, o que nos remete a necessidade de padronizar e uniformizar os critérios para a gravação de PEATE, como também a interpretação do registro realizada pelos examinadores.

O presente capítulo apresenta a seguir, algumas considerações sobre o registro e o processo de aquisição dos sinais de PEATE. Os parâmetros de registro e configuração foram divididos em quatro tópicos distintos: considerações sobre o paciente, instrumentação, processo de gravação e análise dos resultados.

4.1 Considerações sobre o paciente

Os PEATE são melhor obtidos quando o paciente está relaxado ou com atividade cerebral baixa (dormindo), pois ruídos de fundo provenientes de atividade cerebral elevada podem causar artefatos que interferem na coleta de PEATE.

Outros artefatos podem estar relacionados à movimentação muscular, do pescoço, cabeça, mandíbula, língua e olhos [5, 12, 16, 31]. Hood (1988) [13] relata que algumas pessoas, com olhos fechados, podem apresentar nistágmo espontâneo (movimentos reflexos dos olhos) e produzir artefatos provenientes dos movimentos dos olhos. Em função dessas possíveis interferências, o paciente deverá ser orientado e preparado, sendo posicionado de

forma confortável com o pescoço bem apoiado para que o mesmo esteja adequadamente relaxado durante o exame, como mostra na Figura 13. As orientações sobre a necessidade de o paciente estar bem relaxado devem ser reforçadas para que o mesmo contribua de forma positiva para o exame.



FIGURA 13 - Sala de exames com o paciente posicionado de forma confortável e pescoço apoiado para evitar tensão na região cervical.

Para avaliação dos PEATE em criança ou pessoas com dificuldade em compreender as instruções (e.g., deficiências mentais), o uso da sedação é indicado para que permaneçam quietos durante o tempo do exame.

4.2 Instrumentação

O desenvolvimento dos métodos de captura de registro de sinais biológicos e os avanços em processamento digital de sinais, com uso de sofisticados computadores e modelos matemáticos, tornaram viáveis a coleta de PEATE e sua aplicação clínica prática.

Para que a aquisição seja feita de forma eficiente alguns parâmetros de registro devem ser considerados. A Figura 16 mostra um diagrama do equipamento para o registro de PEATE.

A seguir serão abordados os parâmetros para aquisição de PEATE.

4.2.1 *Estimulação*

A forma de estimulação das fibras do nervo auditivo para o registro dos Potenciais Evocados é feita por estímulos sonoros adequados ao tipo de resposta que se deseja obter. Para o registro dos PEATE a forma de estímulo geralmente utilizada é o “clique”. Porém, estímulos como “tone burst”, “tone pip”, e “single-cycle clicks”, também podem ser empregados para a obtenção dos PEATE.

Para a escolha adequada do estímulo para captação e registro dos PEATE, o entendimento sobre a fisiologia do sistema auditivo é fundamental.

Segundo Sousa (2003) [32], dois conceitos devem ser aprendidos: a especificidade por frequência da fibra nervosa e a sincronia das respostas neurofisiológicas provocadas pelo estímulo acústico.

A fibra nervosa está associada a uma frequência específica de despolarização que se inicia na cóclea, onde, para cada frequência existe um limiar mínimo de disparo, que despolariza cada fibra. Então, se um tom é apresentado a 1000 Hz esse tom provoca a estimulação das células ciliadas na cóclea, que transmitem o impulso para as fibras nervosas relacionadas a frequência de 1000 Hz. Wever e Bray (1930) [23], observaram que as descargas do nervo auditivo eram sincronizadas com a estimulação auditiva para frequências de 4000 a 5000 Hz. Outros estudos, como o de Davis (1934) notaram essa sincronização até 4000 Hz.

Para que o estímulo alcance as faixas de frequências adequadas para a obtenção do registro de PEATE, o estímulo de banda larga adequado é o “clique”, pois abrange as frequências de 2000 a 4000 Hz e, portanto, um número maior de fibras produz uma melhor sincronia das respostas do nervo auditivo [23].

O tempo do pulso do “clique” é de 100 μ s [13, 32] caracterizado por um pulso retangular, o que permite uma resposta ideal dentro do tempo de respostas do nervo auditivo, visto que o tempo de transcurso do estímulo é de aproximadamente 10 a 15 ms. O envelope sonoro, que se caracteriza por ser uma onda quadrada e, portanto se decompõem em inúmeras senoides. Esta forma de envelope sonoro possibilita a estimulação mais ampla das faixas de frequências na fibra do nervo auditivo.

Uma outra característica do estímulo por clique é a polaridade utilizada. Eles podem ser apresentados na sua fase de condensação (positivo), de rarefação (negativo) ou alternados, como mostra a Figura 14.

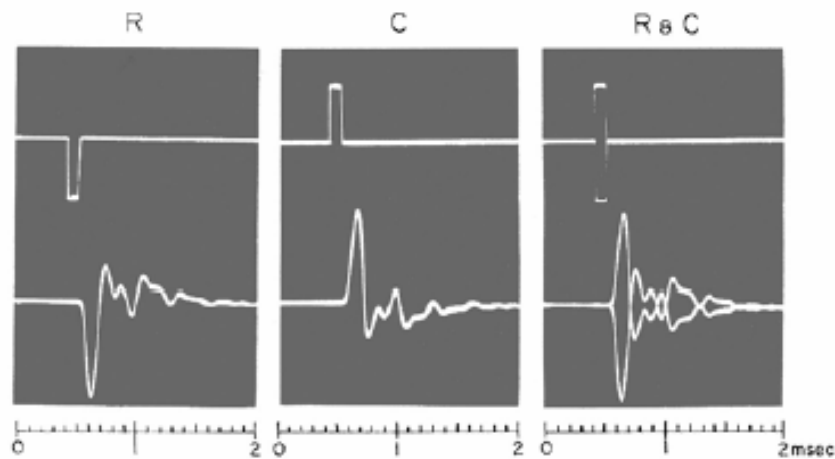


FIGURA 14 - Ilustração dos três tipos de polaridade. R = rarefeita, C= condensada e R e C= alternada.

Neste trabalho, utilizamos a polaridade alternada por apresentar uma boa resposta da fibra nervosa na prática clínica [33].

4.2.2 Intensidade do estímulo

A intensidade do estímulo deve ser a mínima para desencadear um Potencial Evocado (PE), e este mínimo pode ser difícil de ser determinado devido a baixa amplitude dos PE capturados em intensidades fracas.

Para Wever (1930), a estimulação em baixa intensidade seria o suficiente para estimular algumas fibras nervosas; porém, em intensidade aumentada, as fibras nervosas adjacentes anteriormente inativas entrariam em ação [22]. Sendo assim, a intensidade do estímulo é representada pelo número de fibras nervosas ativas e pela frequência na qual elas agem. Desta forma, é de fundamental importância que se avalie a função coclear para que o limiar do estímulo apresentado seja suficiente para a obtenção das respostas do nervo auditivo.

4.2.3 *Velocidade de apresentação do estímulo*

A velocidade de apresentação do estímulo pode modificar a morfologia da onda, influenciando a latência e a amplitude das ondas.

Segundo Hood (1988) [13], taxas de estímulos acima de 30 ciclos/s, tendem a modificar as componentes dos PEATE, aumentando a latência e diminuindo a amplitude.

Nos estudos de Pedriali e Kozlowski (2006) [34], onde foram realizados os exames de PEATE em 20 indivíduos com audição normal, foram utilizadas duas taxas de estímulo a 19 c/s e 57,7 ciclos /s, e os resultados obtidos confirmaram o aumento da latência das ondas e a diminuição da amplitude com a taxa de estímulo de 57,7 ciclos/s.

Taxas de estimulação mais elevadas, como por exemplo, 57,7 ou 60 ciclos /s, podem tornar o exame mais rápido; porém, para que não ocorra a interferência da velocidade do estímulo na resposta do sinal avaliado, são utilizadas taxas abaixo de 30 ciclos /s.

4.3 Gravação

O processo de gravação está relacionado à seleção de parâmetros e configuração do equipamento, necessárias para uma boa obtenção de PEATE, para que se faça uma análise adequada do sinal [13].

A gravação do sinal compreende desde a utilização dos eletrodos, a seleção da banda espectral dos filtros, o número de amostras, o tamanho da janela, o número de épocas (repetições) e o processo de promediação.

A Figura 15 ilustra o diagrama do processo de aquisição de PEATE.

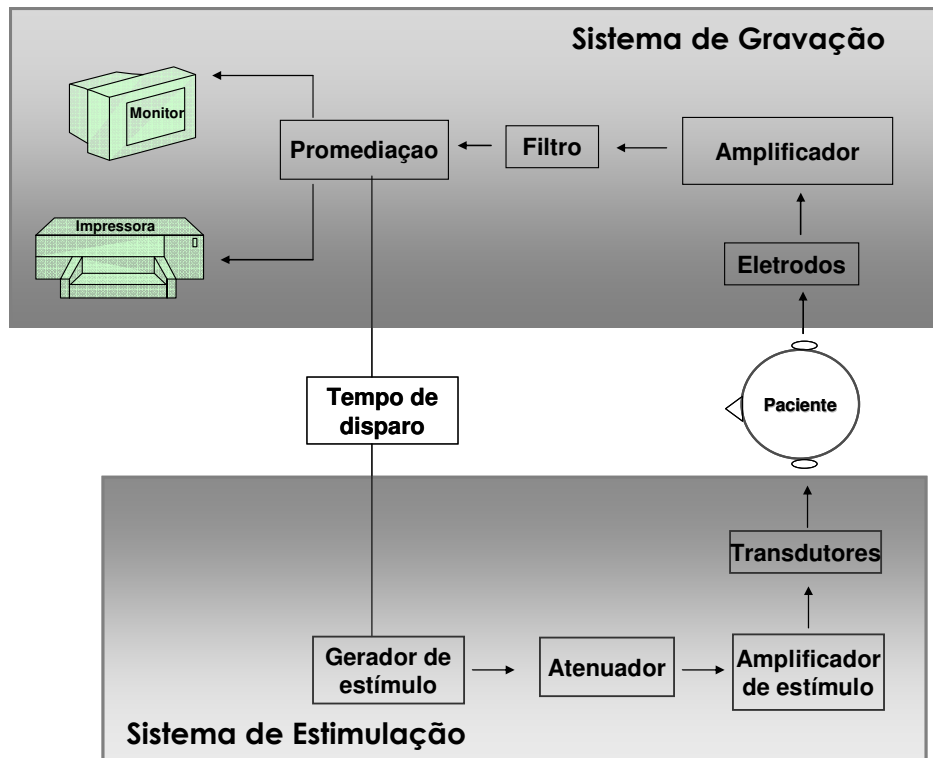


FIGURA 15 - Diagrama do sistema de gravação e sistema de estimulação dos PEATE. Na parte superior, temos o sistema de gravação e na parte inferior, temos o sistema de estimulação.

Para o entendimento do funcionamento do sistema de gravação os seus principais componentes serão descritos a seguir.

4.4 Eletrodos

Os eletrodos transdutores que têm como finalidade conduzir uma corrente da pele para um circuito eletrônico. Em PEATE, os eletrodos utilizados são conhecidos como eletrodos de superfície ou eletrodos não invasivos, pois captam o sinal diretamente da superfície da pele do paciente. Pelo fato de serem registrados no campo distal, a presença de artefatos no sinal pode ocorrer.

Para que a interferência de ruídos externos ao sinal seja reduzida, geralmente se utiliza um eletrólito (solução aquosa - cátions do eletrodo C+ e ânions A-), que tem como principal função diminuir a impedância na interface pele-eletrodo, como ilustra a Figura 16.

A esfoliação da pele com um gel abrasivo também é recomendado, para a diminuição da impedância dos eletrodos, e em seguida é realizada a fixação do eletrodo por uma fita adesiva.

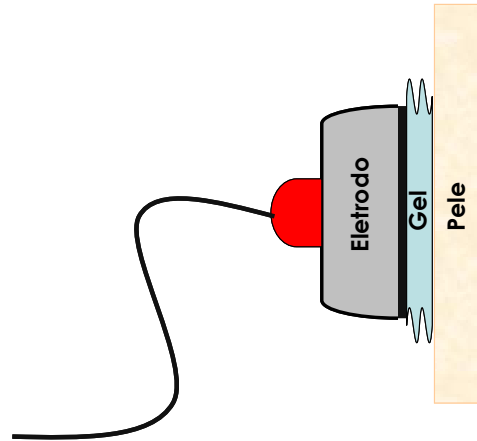


FIGURA 16 - Esquema da interface pele-eletrólito e eletrólito-eletródo

4.4.1 *Posicionamento dos eletrodos*

O posicionamento dos eletrodos segue o Sistema Internacional 10-20 proposto por Jasper em 1958 [13, 35]. Geralmente se utiliza o posicionamento A1, A2, Cz e Fz ou M1, M2, Cz e Fz, sendo que Fz é o eletrodo terra, que por convenção usa-se posicioná-lo na base do nariz, entre as sombrancelhas. O eletrodo Cz é o eletrodo ativo e é posicionado no vertex e A1 e A2 são os eletrodos de referência são colocados nos lóbulos da orelha (A1 na orelha esquerda e A2 na orelha direita). Quando se utiliza as colocações M1 e M2, são posicionados na mastóide [13], sendo M1 do lado esquerdo e M2 do lado direito, conforme mostra a Figura 17.

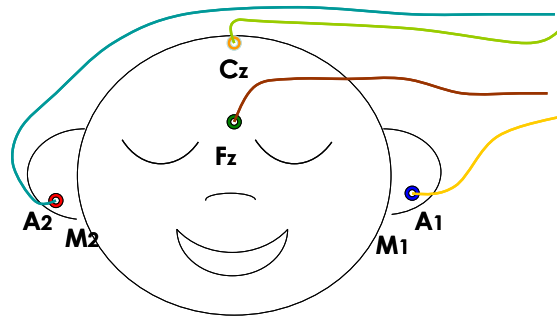


FIGURA 17 - Posicionamento dos eletrodos para a eliciação dos PEATE.

Esta montagem de quatro eletrodos se aplica aos registros gravados em dois canais:

- a) **Canal 1:** Vertex-ipsilateral no lóbulo da orelha ou mastóide (Cz-A1 ou M1)
- b) **Canal 2:** Vertex-contralateral I no lóbulo da orelha ou mastóide (Cz-A2 ou M2).

4.4.2 Impedância do eletrodo

O circuito eletrônico de medição da diferença de potencial dos eletrodos é composto basicamente de um circuito amplificador e um circuito conversor analógico-digital para realizar a leitura da tensão, podendo ainda incluir um circuito digital de controle para realizar a comunicação com microcomputadores [36].

Para que as interferências externas sejam minimizadas devemos ter um bom sistema de aterramento. Além disso, os cabos dos eletrodos devem permanecer distantes dos cabos de alimentação (energia elétrica da rede) ou outros cabos que possam gerar interferências nas medições.

Outros cuidados a serem tomados dizem respeito ao estado dos equipamentos e das soluções de referência (como as pastas abrasivas e os eletrólitos), a limpeza dos eletrodos, fixação de forma a evitar vibrações e com as conexões elétricas. Os componentes eletrônicos utilizados devem ter um baixo coeficiente de temperatura para não sofrerem influências da temperatura ambiente ou deve existir um circuito eletrônico que compense as variações da temperatura ambiente [36].

Para que não haja problemas na leitura do sinal de PEATE, relativo a diferença de potencial de eletrodos, a impedância de entrada do circuito amplificador deverá ser de 5 Ohms [37] e a diferença entre eletrodos não poderá ultrapassar 2 Ohms [38].

4.5 Filtros

Um filtro seletivo em frequência tem por objetivo permitir a passagem de certas componentes de frequência e rejeitar outras. Ele atenua a quantidade de energia presente em certas frequências ou faixas de frequência ajudando a suprir qualquer variação aleatória e, quase sempre indesejável no sinal e evita o efeito *aliasing*¹ sobre o sinal [39]. É um sistema linear invariante no tempo implementado com precisão finita. A Figura 18 mostra o diagrama de um filtro digital.

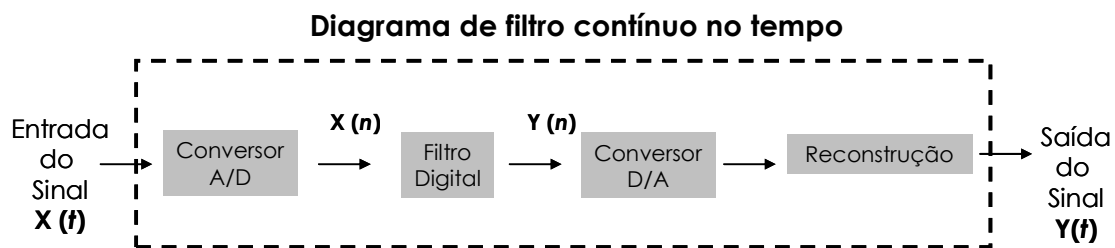


FIGURA 18 - Diagrama que mostra a entrada do sinal seguida da conversão A/D e a passagem pelo filtro digital, conversão D/A e reconstrução do sinal [41] .

Os filtros podem ser classificados em: passa baixa, passa alta, passa banda ou rejeita banda, e filtro Notch (que pode ser utilizado para atenuação do ruído de 60 Hz) como mostra a Figura 19 [40].

¹ Aliasing: Refere-se aos sinais de “sombra” que parecem existir quando a taxa de frequência não é suficientemente grande. Para evita-los deve-se filtrar o sinal, eliminando as altas frequências.

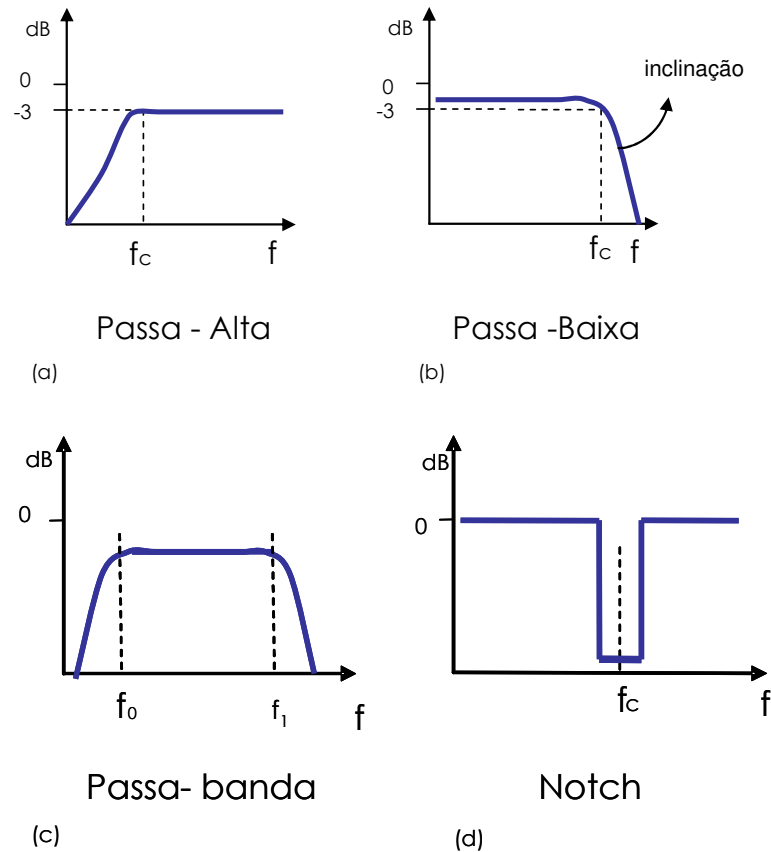


FIGURA 19 - Tipos de filtros. Figura (a) mostra o filtro passa-alta, Figura (b) passa - baixa, Figura (c) passa-banda e Figura (d) mostra o filtro Notch ideal.

Para o sinal de PEATE, a seleção de um filtro deve ser cuidadosa, para que não elimine componentes presentes no sinal, ao mesmo tempo deve ser eficiente para eliminar o ruído de fundo presente no sinal. Os filtros utilizados são os de passa - baixa e passa- alta, onde a faixa de corte recomendada para PEATE para o estímulo por clique, é de 30 Hz a 100 Hz para frequência de corte inferior e de 1500 Hz a 3000 Hz para frequência de corte superior [13, 41]. Faixas de frequência muito baixos ou elevadas podem alterar a forma da onda do sinal além de afetar as componentes de amplitude e latência das ondas.

4.6 Amplificadores

A função principal dos amplificadores é possibilitar a captura de um sinal bioelétrico de baixa amplitude, como no caso dos PEATE (na ordem de 0,1 a 1.0 μ Volts) aumentando

sua amplitude de maneira que possa ser posteriormente processado, visualizado e armazenado [5].

Os amplificadores estão geralmente conectados aos eletrodos e a capacidade de amplificação necessária para a atividade neural do VIII par craniano deve ser de no mínimo 100.000, com rejeição de modo comum (CMRR) de 80 a 100 dB [5, 13, 42].

4.7 Digitalização do Sinal

Os sinais existentes na natureza, são em essência contínuos e, para que um sinal possa ser lido no computador e trabalhado com técnicas de processamento digital de sinais, a transformação do sinal contínuo em sinal discreto (sinal analógico/ sinal digital) é necessária. Esse processo é denominado de “digitalização”.

O processo de digitalização de um sinal analógico é realizado por um dispositivo conhecido como um Conversor Analógico-Digital (*Analog-to-Digital Converter - ADC*).

A digitalização consiste na representação de um sinal contínuo por uma seqüência de amostras instantâneas, dispostas em espaços de tempo pré-fixados, como na Figura 20 (definido pela freqüência de amostragem) [42].

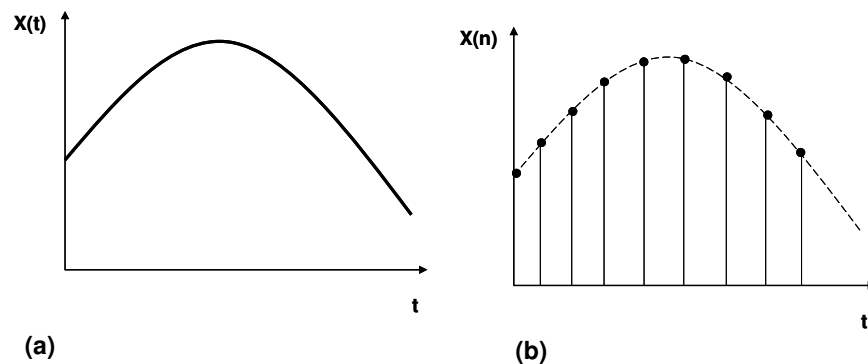


FIGURA 20 - (a) sinal contínuo no tempo e na amplitude e (b) mostra sinal discretizado no tempo e contínuo na amplitude.

Para que o processo de amostragem não conduza à perda de informação, é necessário que a freqüência de amostragem seja, pelo menos, duas vezes superior à máxima freqüência presente no sinal, segundo o teorema de Nyquist [43].

4.8 Processo de Promediação

O sinal de PEATE é um sinal de baixa amplitude (na ordem μ Volts); com isso, vários artefatos com amplitudes maiores, provenientes de ruído de fundo de atividade cerebral ou ruídos musculares podem comprometer o sinal, e para que o mesmo possa ser evidenciado, a técnica mais utilizada nos equipamentos comerciais é a técnica da promediação, idealizada por Clark que, em 1958, criou o computador de respostas mediadas (*averager*), sendo responsável pelo grande salto no desenvolvimento da audiometria de respostas elétricas evocadas [32].

O processo de promediação se baseia na somatória das épocas do sinal, é computado por meio da estimativa da média aritmética de uma grande quantidade de respostas. Este processo faz com que o sinal seja evidenciado, pois quando somado o ruído tende a zero, e a amplitude do sinal aumenta, restando assim teoricamente apenas os PEATE.

As épocas são consideradas as taxas de estímulo, ou seja, o número de vezes que o som percorre a sua trajetória até o córtex. Para a obtenção de um sinal adequado, a Sociedade Americana de Neurofisiologia Clínica (*American Clinical Neurophysiology Society*) [33], e o Comitê Britânico de Triagem Auditiva Neonatal [44], recomendam o mínimo de 1000 épocas.

No processo de promediação, duas técnicas podem ser empregadas, a primeira é o armazenamento de todas as épocas e, posteriormente, se extrairia a média de todo o sinal, porém é uma metodologia que exige uma grande quantidade de memória, podendo ainda ser relativamente onerosa computacionalmente se o número de entradas para o cálculo da resposta for muito grande [5].

A técnica mais utilizada é a de acumulação progressiva, na qual as respostas vão sendo somadas, ponto a ponto à medida que são adquiridas.

Entretanto, técnicas alternativas para obtenção do sinal, têm sido desenvolvidas, como no caso de Jaskua (2004) que propôs um método de promediação, utilizando filtros paramétricos, até então aplicados em ECG. Este trabalho apresenta uma redução significativa de promediação com os filtros paramétricos, onde uma forma de onda representativa de PEATE é obtida com 20 épocas, em contraste com a forma clássica de promediação que obtém um bom resultado com 1000 épocas [45].

Ali (2006) [46], sugeriu uma modificação significativa da forma do sinal pela técnica clássica de promediação e propõe um novo modelo de otimização não-linear aplicado a sinais não-estacionários.

Estes estudos vêm mostrando a possibilidade de melhora na forma do sinal, com a diminuição do ruído e uma maior agilidade no tempo de realização do exame, porém os equipamentos comerciais, em sua grande maioria, oferecem a técnica clássica de promediação.

Neste trabalho, o equipamento utilizado fornece a promediação do sinal pela forma clássica de acumulação progressiva, no qual foram utilizadas 2000 épocas para a obtenção dos PEATE.

4.9 O processo de avaliação dos PEATE

Após o posicionamento dos eletrodos na superfície da pele do paciente, a medição da impedância dos eletrodos, a configuração adequada do equipamento, e o processo de aquisição, promediação e gravação do sinal, a próxima etapa é a avaliação dos PEATE.

A primeira análise realizada é a verificação da existência das ondas I, III e V. Após a identificação são realizados os seguintes passos, propostos pela Sociedade Americana de Neurofisiologia Clínica (*American Clinical Neurophysiology Society*) [33], e reforçado por Hood (1998) [13] e Spehlmann (2003) [16]:

1. Identificação do pico de latência da onda I;
2. Identificação do pico de latência da onda III;
3. Identificação do pico de latência da onda V;
4. Intervalo interpicos entre as ondas I-III;
5. Intervalo interpicos entre as ondas III-V;
6. Intervalo interpicos entre as ondas I-V;
7. E, em determinados estudos, a amplitude as ondas I, III e V.

Os critérios que sugerem anormalidade clínica são:

1. Ausência de todas as ondas de PEATE, sem razão aparente, a não ser em casos de perda auditiva profunda;
2. Ausência das ondas I, II ou III;

3. Prolongação anormal dos intervalos interpicos I-III, III-V e I-V. E em determinados casos, o prolongamento do intervalo I-V está associado a um prolongamento dos intervalos I-III e III-V;
4. Diminuição da amplitude das ondas IV e V;
5. Diferenças significativas entre as duas orelhas (acima de 0,2 ou 0,4 ms), sem diferenças encontradas na audiometria;

Os critérios acima são importantes para a determinação de alterações do SA (Sistema Auditivo), e o conhecimento sobre o paciente e seu padrão audiológico é imprescindível.

4.10 Conclusão

Neste capítulo, foram apresentados os parâmetros para a aquisição dos PEATE, bem como o processo de avaliação das ondas presentes no sinal. Foram abordados os principais passos para a aquisição do sinal de PEATE, como os eletrodos, aplicação dos filtros, conhecimento do ganho, digitalização do sinal.

No próximo capítulo serão descritos os resultados obtidos na primeira etapa da pesquisa, sendo que a avaliação foi realizada por quatro diferentes examinadores.

5 ESTUDO COMPARATIVO DA ANÁLISE DOS PEATE ENTRE EXAMINADORES

A medida das latências e amplitudes das ondas de Jewett em PEATE é um importante parâmetro para a avaliação da integridade das vias auditivas. Através da latência extraímos o tempo percorrido pelo estímulo sonoro até o córtex, e através da amplitude do sinal a presença das principais componentes formadas pelas ondas I, II, III, IV e V de Jewett é evidenciada.

Com a utilização cada vez maior do exame de PEATE em centros de diagnóstico audiológico, a determinação precisa das posições das ondas de Jewett, torna-se de fundamental importância, considerando que a conduta no tratamento médico depende de uma avaliação adequada.

As avaliações seguem um padrão de análise, no qual o examinador se fundamenta em cursos e na prática clínica, porém, diferenças no protocolo de avaliação e na configuração do equipamento, como, por exemplo, taxa de estímulo, filtros e outras variáveis, podem influenciar no processo de avaliação.

Uma outra consideração diz respeito ao equipamento utilizado. Diferentes equipamentos comerciais podem apresentar variações tanto no processamento digital de sinais quanto nas limitações na configuração da gravação do sinal, podendo assim contribuir para diferenças nas avaliações das ondas de PEATE entre diferentes estudos, como mostra o trabalho realizado por Schwanke (2000) [5] na Tabela 3.

TABELA 3 - Equipamentos de PEATE

Modelo/ Fabricante	Descrição	Características principais citadas
Excel Cadwel I Labs	Equipamento multimodal para EMG e potenciais evocados	<ul style="list-style-type: none"> • Vários tipos de suavização de respostas, em processo não destrutivo dos dados originais • Divisão da tela em seções para comparação de respostas individuais • Poderoso gerador de relatórios • Detecção automática de picos (eficiente, somente em respostas normais)
Navigator/Bio-logic Systems	Sistema de potenciais evocados modular baseado em microcomputador PC, impressora compatível	<ul style="list-style-type: none"> • Possibilidade de utilização conjunta com outros módulos (EEG, mapeamento, etc.) • Amplificadores de baixo ruído e alto CMRR • Arquivo único para cada paciente • Filtragem digital pós-aquisição de registro
NeuroPack 4 Nihon Kohden	Eletroneuromiógrafo de 4 canais com impressora térmica conjugada	<ul style="list-style-type: none"> • Confiável em diversas situações • Versátil e adequado para transporte entre diferentes setores • Desconfortável no uso conjunto de teclado e controles manuais • Problemas quando amplificadores saturam durante cauterização (necessita reinicialização)
Pathfinder Nicolet	Sistema de eletrodiagnóstico para EEG e potenciais evocados	<ul style="list-style-type: none"> • Flexibilidade e programabilidade • Indicado como ferramenta de pesquisa • Procedimentos clínicos um pouco demorados que em outros sistemas • Pesado e difícil de manobrar
Sapphire TECA	Eletroneuromiógrafo de 4 canais com impressora térmica conjugada	<ul style="list-style-type: none"> • Compacto, mas poderoso • Atividades programáveis para teclas de função específicas • Rotulação dos traçados executada diretamente na tela • Acesso às funções um pouco confuso
Sentinel-4 Axon Systems	Sistema de potenciais evocados e EEG de 4 canais	<ul style="list-style-type: none"> • Medição automática de impedância • Saídas analógicas amplificadas • Banda dos filtros dependente do comprimento da época • Resposta promediada não pode ser visualizada durante a aquisição • Problemas na medição correta das amplitudes

Neste capítulo será apresentado um estudo comparativo das análises de PEATE obtidas a partir de diferentes examinadores, onde a análise estatística foi realizada utilizando o

teste estatístico “kstest” de Kulmogorov-Smirnov. Os dados foram coletados em um único equipamento: o *Bio-logic's Evoked Potential System* (EP), da marca Bio-Logic.

5.1 Objetivo do Estudo Comparativo

A presente etapa deste trabalho tem como finalidade comparar as avaliações entre examinadores das ondas de PEATE, para a mesma população de sujeitos, com os dados compilados seguindo o padrão estabelecido no protocolo, como mostra a Tabela 4, nas intensidades de 80, 60, 40 e 20 dBNA. Assim, será possível demonstrar a existência diferenças na avaliação dos sinais entre os examinadores, além de auxiliar na localização das principais componentes do sinal que serão utilizadas na etapa posterior do trabalho, no qual será aplicado o processamento matemático.

5.2 Materiais e métodos

O exame de PEATE foi realizado em dez sujeitos, sendo 5 mulheres e 5 homens, todos saudáveis, sem queixas auditivas, com idade média de 36 (20 a 52 anos) anos. Antes da coleta de dados, os participantes assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (Apêndice B), aprovado pelo Comitê de Ética da Universidade Federal de Uberlândia sob o parecer nº 249/06 e registro CEP: 160/06 (Anexo A).

Participaram deste estudo quatro examinadores (fonoaudiólogos), que atuam em audiologia, denominados aqui como “examinadores”, com experiência teórica e prática em detecção e análise de PEATE.

Para a seleção dos voluntários foi utilizado o critério de normalidade auditiva, sendo essa confirmada pelos exames prévios de otoscopia e audiometria tonal, com testes de logaudiometria (IRF-Índice de Reconhecimento de Fala e LRF-Limiar de Recepção de Fala),

para a confirmação dos limiares tonais. Os exames de audiometria e logaudiometria foram realizados em cabina acústica e audiômetro modelo AC40 produzido pela *Interacustics*.

Os limiares auditivos foram considerados normais de 0 a 25 dB NA nas frequências de 250 Hz, 500 Hz, 1 kHz, 2 kHz, 3 kHz, 4 kHz, 6 kHz e 8 kHz [1], como mostram os audiogramas apresentados no Apêndice D.

5.2.1 Aquisição dos PEATE

Os PEATE foram coletados com o amplificador comercial *Bio-logic's Evoked Potential System* (EP), da marca Bio-Logic. A limpeza da pele foi realizada com uma pasta abrasiva nos locais de posicionamento dos eletrodos (M1, M2, Cz e Fz). Uma pasta eletrolítica foi utilizada de modo a reduzir a impedância entre a interface pele/eletrodo. Os eletrodos foram posicionados segundo o sistema internacional 10-20 proposto por Jasper em 1958 [35].

Foram utilizados os fones TDH39 para geração dos estímulos auditivos deflagrados pelo padrão sonoro conhecido como “Cliques” nas intensidades de 80, 60, 40 e 20 dBNA com a reaplicação das ondas em todas as intensidades, resultando em um total de 20 amostras por intensidade.

Os dados foram coletados utilizando-se o programa *Evoked Potential System - EP* e posteriormente analisados no programa MatLab.

Segue, na Tabela 4, o protocolo com as configurações gerais, do amplificador e do estímulo adotadas nos exames.

TABELA 4 - Configurações do hardware e software utilizadas na coleta de sinais.

Configuração geral		Configuração do estímulo		Configuração do amplificador	
Teste	ABR	Fones	TDH39	Número de canais	2
Número de Bits	16	Estímulo	Cliques	Ganho	100000
Número de amostras	512	Polaridade	Alternada	Frequência de corte inferior	100 Hz
Tamanho da Janela	13,824 ms	Número de amostras	2000	Frequência de corte superior	1500 Hz
Posicionamento dos eletrodos	Fz-A1/Fz-A2	Taxa de estímulo	21/s		
		Intensidade inicial	80 dBNA		

5.2.2 Avaliação das Ondas dos PEATE pelos examinadores

A avaliação realizada pelos examinadores foi feita em 160 amostras, seguindo o critério individual, experiência profissional, sem interferências externas e entre examinadores para a determinação das ondas. A análise consistiu em identificar as ondas I, II, III, IV e V, nas intensidades de 80, 60, 40 e 20 dBNa, na tela do monitor (visualmente), e na identificação de seus valores de latência e amplitude, e marcar em uma tabela como mostra no Apêndice E.

5.3 Resultados

Para a avaliação das respostas das análises das ondas realizadas pelos quatro examinadores, foi empregado o teste estatístico de Kolmogorov - Smirnov, utilizando a *toolbox* do MatLab onde a comparação foi realizada por pares de examinadores, como mostra a Tabela 5.

TABELA 5 - Tabela mostra a verificação dos pares de examinadores, onde temos E1 (examinador 1), E2 (examinador 2), E3 (examinador 3) e E4 (examinador 4).

	E1	E2	E3	E4
E2	X			
E3	X	X		
E4	X	X	X	

O teste de Kolmogorov- Smirnov é um teste estatístico, utilizado para determinar se duas distribuições de probabilidade adjacentes diferem uma da outra, ou se uma das distribuições difere de uma suposta distribuição em questão. Em qualquer dos casos com base em amostras finitas, ele compara os valores de dois vetores X_1 e X_2 , onde $H = kstest2(X_1, X_2)$.

O resultado de H é 1 se você pode rejeitar que a hipótese de distribuição dos valores iguais dentro do vetor, e H é 0 se você não pode rejeitar que a distribuição dos valores é a mesma.

Desta forma, quando existem dois vetores com diferenças significativas onde não poderá ser afirmados que são provenientes de uma mesma distribuição o valor de H para o

k_{stest2} é 1, caso contrário, $H=0$. A hipótese é rejeitada considerando-se o nível de significância de 5 %.

O k_{stest2} é descrito matematicamente da seguinte forma:

$$\max (| f_1(x) - f_2(x) |) \quad (1)$$

Onde $f_1(x)$ é a proporção dos valores de X_1 menor ou igual a x , e $f_2(x)$ é a proporção dos valores de X_2 menor ou igual a x .

A diferença é considerada significativa quando o valor de P está abaixo de 0,04. O valor de “ p ” é considerada uma medida de precisão do teste, é o menor nível de significância em um teste, e um valor acima de 0,04 representa uma boa coerência entre as amostras.

Para um melhor entendimento dos valores de latência obtidos pelos examinadores, os dados foram compilados e, em seguida, processados no Matlab de onde foram gerados gráficos.

Na Figura 28 temos todas as informações obtidas por todos os examinadores e nos mostra de forma global o comportamento dos valores de latência do sinal de PEATE.

O gráfico mostrado na Figura 21 apresenta os valores de latência (em ms), para as ondas I, II, III, IV e V, estimados por todos os examinadores. As regiões em cinza no gráfico delimitam os valores máximos e mínimos observados para as latências.

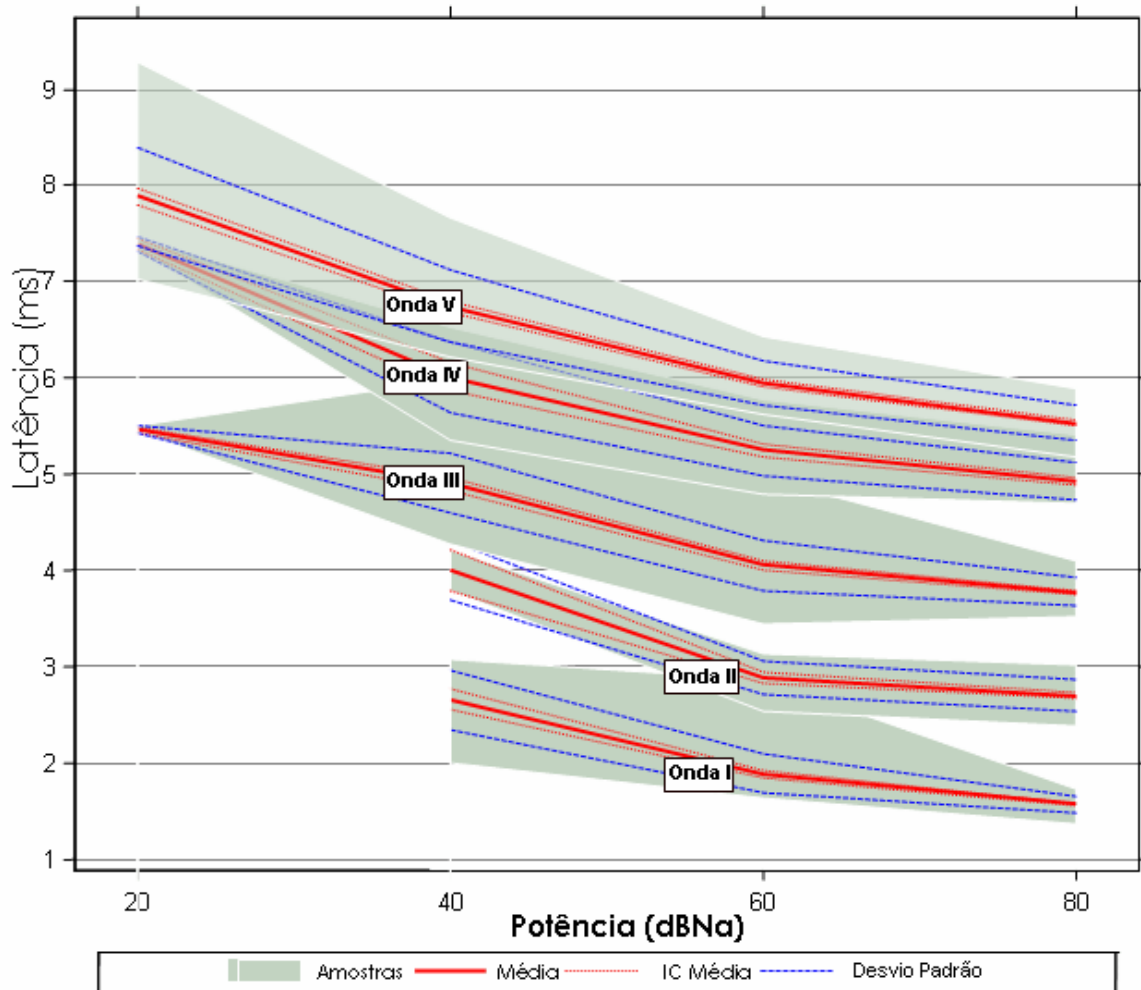


FIGURA 21 - Disposição das ondas por intensidade, considerando os valores de latência avaliados pelos examinadores. O intervalo de confiança da média (IC) e desvio padrão (DP) são apresentados.

O desvio padrão das amostras de cada onda é indicado pelas linhas em azul, sendo a média representada pela linha central (em vermelho). As linhas pontilhadas em vermelho são os intervalos de confiança superior e inferior para a média, calculados pela técnica do Bootstrap.

O algoritmo do Bootstrap é baseado em um processo de re-amostragem que seleciona amostras, aleatoriamente, a partir do espaço amostral original, gerando novos conjuntos de amostras diferentes do original, contudo, mantendo suas características estatísticas [47](ver Apêndice A).

Note que as ondas I e II estão evidentes até a intensidade de 40 dBNA sendo que após esta intensidade elas desaparecem. A onda III está evidente nas intensidades de 80, 60 e 40 dBNA, porém na intensidade de 20 dBNA o número de marcações diminui significativamente. As ondas IV e V permanecem evidentes, mas se sobrepõem na intensidade de 20 dBNA, ou seja, na intensidade de 20 dBNA, a detecção das ondas IV e V fica mais complexa, pois a amplitude do sinal para esta intensidade tende a diminuir [13]. Da mesma forma, observamos que a separabilidade entre as ondas, definida pela latência, é visível. Com estes resultados experimentais, a validação do processo de coleta de PEATE utilizado nesse estudo é evidente, pois reforça os padrões descritos na literatura.

A análise dos examinadores nesta primeira etapa revela as mudanças temporais que ocorrem para as ondas de Jewett à medida que decresce a intensidade do estímulo. Algumas pesquisas mencionam as diferenças que ocorrem no padrão do sinal de PEATE relacionados ao decréscimo da intensidade do estímulo [7, 13, 48-51] .

Esta mudança está relacionada ao tempo de disparo do potencial das células ciliadas, ou seja, célula é excitada pelo estímulo sonoro e a membrana celular se abre permitindo uma rápida troca de íons, e a superfície da célula se despolariza, atingindo um potencial de disparo de +40 mV, quando o estímulo sonoro é reduzido as células levam mais tempo para atingir o potencial de disparo e este atraso no tempo acaba gerando o atraso na geração dos PEATE.

O teste de Kolmogorov-Smirnov (kstest) foi aplicado, e as diferenças significantes encontradas são apresentadas na Tabela 6.

TABELA 6 - Diferenças estatisticamente significantes encontradas entre avaliações fornecidas pelos examinadores (1, 2, 3 e 4) para as ondas IV e V nas intensidades de 60 e 40 dBNA.

Intensidade	Onda	Examinador	Examinador	Valor de p
60 dBNA	V	1	3	p=0.02216
40 dBNA	VI	3	4	p=0.00686
40 dBNA	VI	2	3	p=0.02648
40 dBNA	VI	1	3	p=0.029391

As Figuras 22 e 23 ilustram algumas das diferenças estatisticamente significantes encontradas na avaliação realizada pelos examinadores. No gráfico da Figura 23, podemos observar a diferença dos valores médios de latência encontrados pelo examinador 3 para a onda V na intensidade de 60 dBNA em relação aos demais examinadores. No gráfico da

Figura 4 encontramos uma diferença significativa entre o examinador 3 e os examinadores 1 e 2 para a onda IV na intensidade de 40 dBNA.

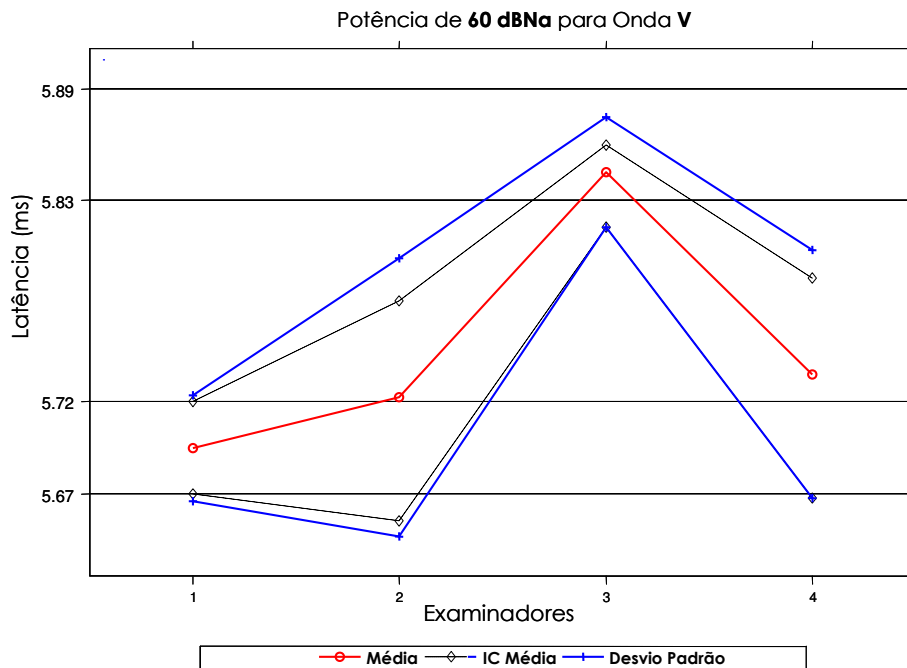


FIGURA 22 - Valores médios com IC (intervalo de confiança) da média e desvio padrão para as latências da Onda V na intensidade 60 dBNa avaliadas pelos examinadores 1, 2, 3 e 4.

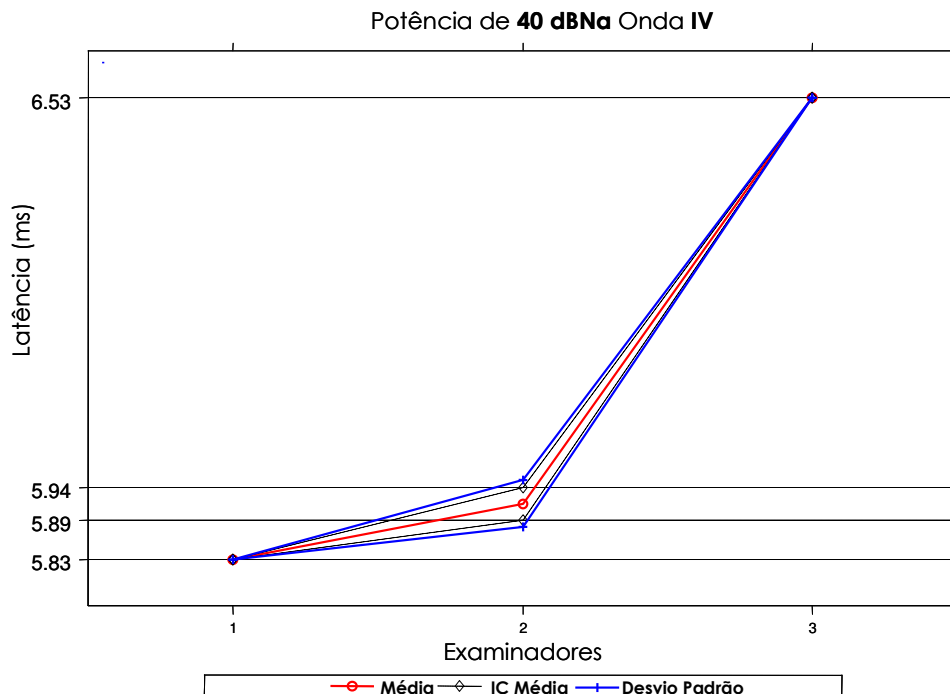


FIGURA 23 - Valores médios com IC (intervalo de confiança) da média e desvio padrão para as latências da Onda IV na intensidade 40 dBNa avaliadas pelos examinadores 1, 2 e 3. Observe a diferença na marcação da latência para a onda IV feita pelo examinador 3. O examinador 4 não realizou a marcação.

5.4 Discussão

Atualmente os métodos de avaliação dos PEATE, obedecem a critérios individuais de avaliação do sinal e de determinação dos valores de latência das ondas de Jewett. Isto ocorre pela carência de métodos padronizados de análise deste sinal. Os laboratórios tentam normalizar, criando um padrão baseado na coleta de diversas amostras de pessoas normais. Entretanto, o nível de conhecimento e a experiência profissional, e o critério adotado pelo examinador para coletar e avaliar o sinal, acabam sendo questionados e gerando uma subjetividade inerente ao exame.

Para que haja a confiabilidade na análise dos dados, a presença de uma boa reprodutibilidade das observações entre os examinadores na avaliação dos PEATE, e a baixa variabilidade das medias nas análises, garantirão a consistência e um bom diagnóstico.

Como sugestão, seria importante a realização de uma calibração de examinadores como o realizado pelo Ministério da Saúde para o projeto de saúde bucal SB2000 (Condições de Saúde Bucal da População Brasileira no ano de 2000) [52]. No qual se ressalta que os principais objetivos da padronização e calibração de examinadores são; a) assegurar uma interpretação, entendimento e aplicação uniformes dos critérios para as doenças e condições a serem observadas e registradas, b) assegurar que cada examinador possa examinar dentro de um padrão consistente, c) minimizar variações entre os diferentes examinadores. Ou seja, proporcionar consistência aos exames realizados por um ou mais examinadores, adotando na maioria das observações o mesmo critério.

Atualmente, pouco se encontra na literatura sobre as diferenças de avaliação entre examinadores para as ondas de Jewett em PEATE. No estudo realizado por Junqueira (2001), [53] , no qual, se realizou a investigação da estabilidade inter e intra-examinadores na identificação do P300 (potencial evocado auditivo de latência tardia) , foram encontrados um total de 5,9% de erros na análises dos traçados, por uso inadequado do critério de determinação do P300. E os erros mais frequentes foram; não identificar a maior onda logo após o complexo N1-P2-N2, e identificar uma onda inexistente.

No presente trabalho, foi aplicado o calculo do teste estatístico para as amostras coletadas das análises dos examinadores, resultando em 120 testes, dos quais 83 obtiveram resultado em “0” e quatro obtiveram resultado “1” . Os 33 resultados restantes não foram possíveis de serem contabilizados devido à pequena quantidade de amostras no vetor, sendo

assim, foram considerados testes válidos os 87 testes que puderam ser avaliados estatisticamente. Com isso, os resultados obtidos pela avaliação entre os examinadores mostraram uma diferença estatística de 4,60 % (em quatro conjuntos de amostras) resultando em 95,4 % de concordância na análise entre os examinadores.

Para que não houvesse interferência nas respostas obtidas na avaliação dos examinadores, os critérios de análise individual foram considerados e não foram dadas orientações quanto às formas de identificar ou analisar o sinal.

Os valores de latências das ondas obtidas pelos examinadores, se apresentaram coerentes com os padrões de normalidade encontrados na literatura, onde os valores médios encontrados foram; para 80 dBNA, ondas I - 1,56 ms, III - 3,77 ms e V - 5,53 ms. O trabalho de Antonelli et al. (1987) [54], revela os valores médios normais de latência na intensidade de 100 dBNPS para as ondas I, III e V, sendo respectivamente 1,54 ms, 3,73 ms, 5,52 ms. No trabalho de Hernandez (2003) [3], avaliou-se o comportamento das ondas para diferentes intensidades (90, 70, 50, 30, 10 dBNA encontrando a onda V em todas elas, e valores médios de latência de 1,49 ms, 3,73 ms e 5,53 ms, para as ondas I, III e V.

No estudo do comportamento do sinal, se observa a redução da amplitude do sinal relacionado ao decréscimo da intensidade, este padrão observado, foi também descritos por Wilson (2004) [55], que utilizou a transformada Wavelet para a reconstrução dos PEATE e reporta a redução da amplitude das ondas em função da diminuição da intensidade até 30 dBNA. No estudo realizado por Vannier e Motsch (2002) [56], os PEATE foram separados em duas regiões, de acordo com a intensidade do estímulo apresentado, são elas, parte alta (high) “H” para intensidades acima de 60 dBNA e parte baixa (low) “L” para intensidades abaixo de 60 dBNA, onde os mesmos referem à existência de fenômenos neurais diferentes que ocorrem para os estímulos apresentados.

As diferenças entre os experimentos podem ocorrer em razão das mudanças em equipamentos, local e configurações do software para a aquisição do sinal, porém os resultados obtidos se encontram em conformidade com estudos encontrados na literatura.

5.6 Conclusão

Pelos resultados encontrados, nesta etapa do estudo e levando em consideração os valores obtidos que para o cálculo de um total 87 testes avaliados podemos concluir que, apenas quatro conjuntos de avaliações apresentaram diferenças significativas entre os examinadores, calculadas pelo testes de Kolmogorov - Smirnov. O que representa 4,60 % das avaliações, resultando em uma coerência de 95,4% nas avaliações. A diferença encontrada de 4,60% em toda a amostra, não é considerada uma diferença significativa.

O método individual de avaliação dos PEATE, não nos permite levantar as causas que levaram a diferença de 4,60% , porém reforça o fato da análise dos sinais de PEATE, ter um caráter de subjetividade, dependendo da pessoa que o avalia. Isto pode estar relacionado a falta de um protocolo único e eficiente, com parâmetros precisos de como avaliar as componentes do sinal e de padronização das configurações dos equipamentos utilizados.

Devemos ressaltar que os sinais coletados nesse estudo foram adquiridos em um único equipamento, com configurações específicas e provenientes de sujeitos que não apresentavam disfunção auditiva, permitindo assim a aquisição de uma amostra padronizada.

Porém uma avaliação errônea poderá refletir na prática clínica, comprometendo o diagnóstico e o tratamento que afeta diretamente a saúde e bem estar do paciente, como descrito por Junqueira (2002) [53], além da possibilidade de gerar falso-positivos e falso-negativos.

6 APLICAÇÃO DE ATRIBUTOS INSTANTÂNEOS DE SÉRIES TEMPORAIS

Nas últimas décadas diferentes técnicas em processamento de sinais têm sido pesquisadas como forma de tornar a avaliação de PEATE mais precisa e objetiva, como por exemplo, estudos no domínio da frequência [50, 57, 58], a correlação de dois traçados dos PEATE no domínio do tempo [56, 59], magnitude quadrática da coerência e análise da distribuição da fase [58], modelos autorregressivos, filtros adaptativos, redes neurais artificiais, lógica fuzzy e transformada wavelet [50, 55, 60-62].

Segundo Tomas, Minka e Picard (2002) [63], todos os algoritmos propostos têm suas vantagens e assumem duas condições básicas: primeiramente, as amostras do sinal devem ser igualmente espaçadas e em segundo, o sinal deve ser estacionário, pelo menos durante a duração da janela. Porém, os sinais reais procedentes de fenômenos naturais têm características essencialmente não-lineares e não-estacionárias como no caso de ECG (eletrocardiograma) e EMG (eletromiografia). Portanto, algumas técnicas utilizadas em processamento digital de sinais não se aplicam à análise de sinais de componentes transientes dos sinais biológicos.

A proposta do presente capítulo é apresentar as propriedades temporais dos atributos instantâneos (AI) gerados pela transformada de Hilbert (TH). Através da TH podem ser calculados os atributos instantâneos presentes nos PEATE, que são: Fase Instantânea, Frequência Instantânea e Amplitude Instantânea.

Será mostrada a aplicação dos AI para PEATE obtidos através da média das amostras do sinal. Para assegurar a presença das principais componentes do sinal e um janelamento preciso para a aplicação da TH, foi realizado o cálculo do intervalo de confiança da média do sinal, utilizando a técnica do “bootstrap”.

6.1 Séries Temporais

Uma série temporal (ST) é um conjunto de observações de um fenômeno ordenado no tempo [64], ou seja uma coleção de observações feitas sequencialmente ao longo do tempo, e o tempo pode ser substituído por outra variável como o espaço e a profundidade. A característica mais relevante destes dados é que as observações vizinhas são dependentes e o interesse está em analisar e modelar esta dependência.

A análise de uma série temporal é um processo de identificação das características, padrões e propriedades importantes da série utilizados para descrever em termos gerais o seu fenômeno gerador, como definido por Moretinn e Tolot (1987) [65].

As aplicações de ST abrangem várias áreas do conhecimento, como a Economia (predição de ações, taxa mensal de desemprego, produção industrial), Epidemiologia (taxa de mortalidade infantil), Medicina (Eletrocardiograma, Eletroencefalograma, Potenciais evocados) e Meteorologia (Análise de Séries Temporais de Dados Meteorológicos, precipitação pluviométrica, temperatura diária, velocidade do vento).

Uma ST é contínua quando as observações são feitas continuamente no tempo, ou discreta quando as observações são feitas de tempos específicos e geralmente espaçados [66] como mostram as Figuras 24 e 25. Porém uma série temporal contínua pode ser discretizada pelo processo de digitalização do sinal como visto no Capítulo 3.

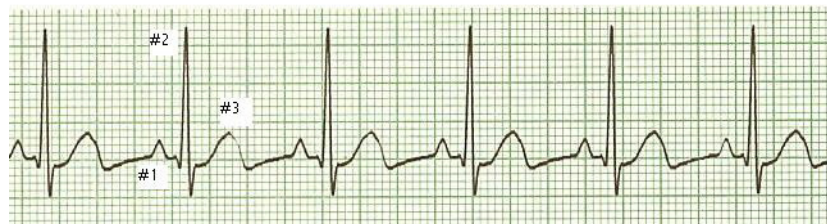


FIGURA 24 - Exemplo de uma série temporal contínua. Registro do sinal de ECG.



FIGURA 25 - Exemplo de uma série temporal discreta. Gráfico (Forex) da variação dos valores da moeda libra em relação ao dólar durante os meses de janeiro e fevereiro de 2007.

A presença de dinâmicas não-lineares em sinais biomédicos conduz à aplicação de ferramentas adequadas neste domínio.

Recentemente, várias pesquisas têm sugerido que a análise de atributos instantâneos (AI) de séries temporais, estimados por meio da transformada de Hilbert, pode ser uma ferramenta valiosa no estudo de fenômenos biológicos [67, 68], e sua aplicação abrange áreas como EEG (Eletroencefalografia) [62], e EMG (Eletromiografia). Os trabalhos de Andrade (2003) [69, 70] apresentam uma nova representação do espectro do sinal de EMG aplicando a transformada de Hilbert.

6.2 Atributos Instantâneos Calculados pela Transformada de Hilbert

A estimação dos atributos instantâneos presentes em um sinal biológico, representa uma importante forma de medida de informações sobre o sinal [71], pois permite a análise dos eventos que ocorrem no tempo, onde o examinador utiliza esta informação obtida para avaliar o sinal, como por exemplo, no caso dos sinais de EEG e PEA.

Existem diversas maneiras pelas quais é possível se estimar os atributos instantâneos de séries temporais, denominados por amplitude, fase e frequência instantânea. Dentre elas, destaca-se a estimativa do sinal analítico a partir de séries temporais, por meio da transformada de Hilbert [68].

O sinal analítico $Z(t)$, o qual é complexo, pode ser convenientemente definido para a série temporal $S(t)$ através da equação:

$$Z(t) = S(t) + j \cdot HT\{S(t)\} \quad (1)$$

onde $HT\{S(t)\}$ é a transformada de Hilbert da série temporal $S(t)$. Note que a parte real do sinal analítico é o próprio sinal $S(t)$, enquanto que a parte imaginária é a transformada de Hilbert de $S(t)$.

Com a definição do sinal analítico é possível definir os atributos instantâneos de $S(t)$, designados por $a(t)$ (amplitude instantânea), $\theta(t)$ (fase instantânea), e $\omega(t)$ (frequência instantânea), da seguinte forma [70]:

$$a(t) = \sqrt{S^2(t) + HT^2\{S(t)\}} \quad (2)$$

$$\theta(t) = \arctan\left(\frac{HT\{S(t)\}}{S(t)}\right) \quad (3)$$

$$\omega = \frac{d\theta(t)}{dt} \quad (4)$$

Na Figura 26 temos o esquema que ilustra a seqüência de passos para o cálculo da Transformada de Hilbert e dos AI a partir do sinal analítico.

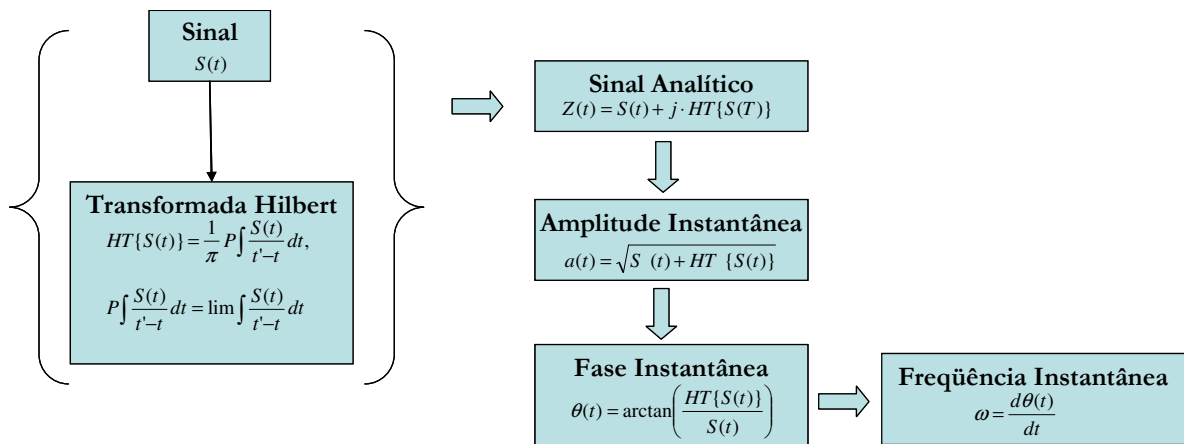


FIGURA 26 - Diagrama com a seqüência de uma série temporal para o cálculo dos atributos instantâneos.

6.2.1 Cálculo do intervalo de confiança para a média por meio da técnica Bootstrap

O cálculo do intervalo de confiança da média do sinal, foi realizado utilizando a técnica Bootstrap [72]. Um exemplo da aplicação desta técnica é fornecido no Apêndice C. Esta técnica é baseada em um processo de re-amostragem que seleciona amostras, aleatoriamente, a partir do espaço amostral original, gerando novos conjuntos de amostras diferente do original, contudo, mantendo suas características estatísticas.

O presente estudo, emprega esta técnica com o objetivo de calcular o intervalo de confiança para a média das amostras de todos os indivíduos nas intensidades de 80, 60, 40 e 20 dBNA, onde para cada intensidade foram obtidas oito amostras de PEATE a partir de cada um dos 10 voluntários, sendo um total de 40 amostras por intensidade. Na Figura 27 temos o cálculo da média com o intervalo de confiança para a intensidade de 80 dBNA.

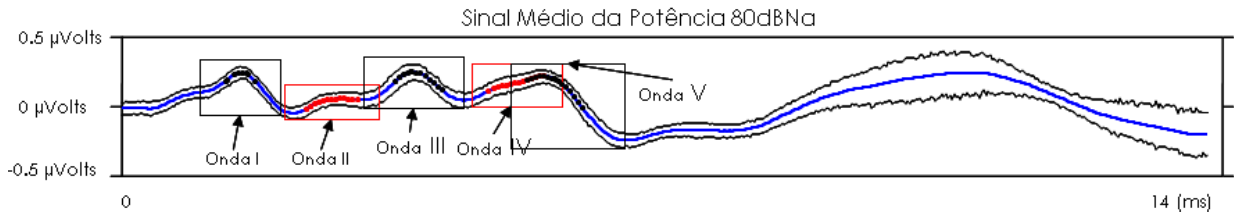


FIGURA 27 - Os pontos em preto e vermelho marcados no sinal é a detecção das ondas I, II, III, IV e V, realizada pelos examinadores dentro das respectivas janelas. As linhas externas, na parte superior e inferior do sinal, são os intervalos de confiança superior e inferior da média.

O janelamento do sinal foi realizado utilizando os valores de latência das ondas atribuídos pelos examinadores no processo de avaliação do sinal, como uma forma de assegurar que as principais componentes do sinal de PEATE fossem incluídas no cálculo dos AI.

6.3 Resultados

Após as etapas de cálculo da média para todos os sinais de PEATE em diferentes intensidades, seguidas pelo cálculo do janelamento e do intervalo de confiança pelo “Bootstrap”, os resultados obtidos nesta segunda etapa do trabalho nos mostra a forma com que as principais componentes do sinal se comportam para o cálculo dos atributos instantâneos da Transformada de Hilbert.

Para a extração das informações contidas no sinal pela T.H, diversas análises foram realizadas, com a finalidade de observar as principais informações presentes no sinal, pela extração dos atributos instantâneos.

Na Figura 28, temos o cálculo da amplitude instantânea para a intensidade de 80 dBNA, na qual podemos observar que, a amplitude e a forma da amplitude estão bem definidas, a onda II pode ser identificada pela amplitude, visto que a amplitude instantânea aparece inferiormente, antecedendo as demais. As demais se encontram em amplitudes semelhantes, porém a amplitude instantânea do complexo de ondas IV e V apresenta uma maior amplitude instantânea em relação as demais, sendo acima de 0,25 mV, como demarcado no gráfico.

Na seqüência, a Figura 29, que apresenta o calculo da amplitude instantânea para a intensidade de 60 dBNA, pode ser observado a separabilidade da onda V em relação às

demais, sendo que a mesma apresenta uma amplitude instantânea maior que a diferenças do restante das ondas. Na figura 30, para a intensidade de 40 dBNA, reforça a evidencia do complexo IV e V em todo o traçado em relação as demais ondas do sinal. Na Figura 31, temos com bastante distinção a separação entre as ondas III e o complexo IV e V. Esta avaliação permite a identificação do complexo de ondas IV e V mesmo em intensidades fracas, sendo importante na determinação dos limiars auditivos.

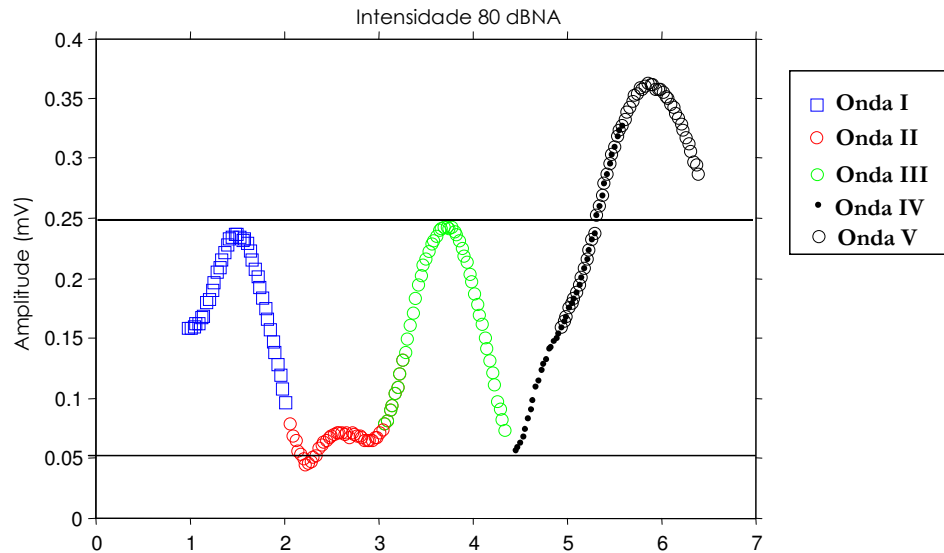


FIGURA 28 - Resultados obtidos para o cálculo da amplitude instantânea para a intensidade de 80 dBNA para o sinal de PEATE, onde se observa a amplitude das ondas II (baixa amplitude) e das ondas IV e V em amplitudes elevadas.

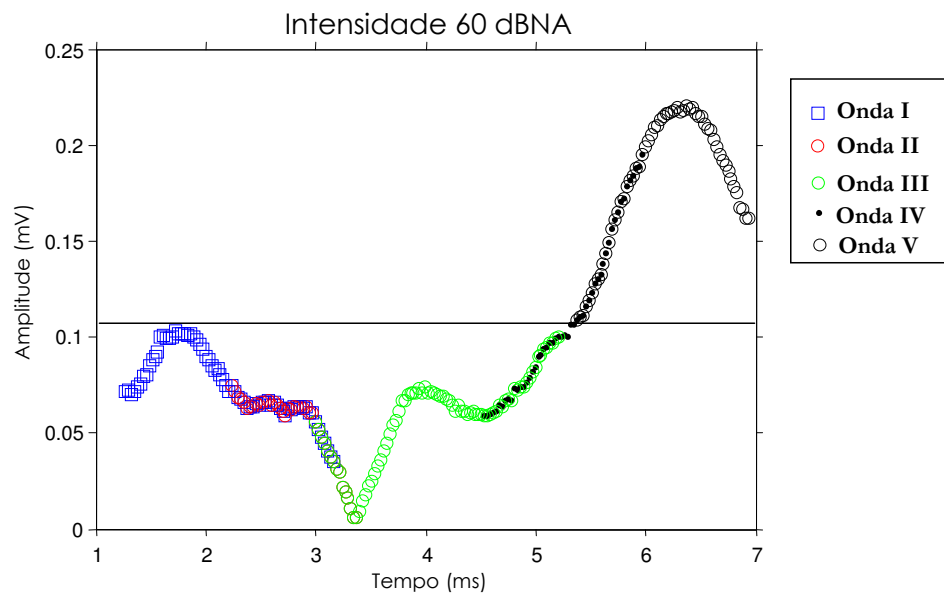


FIGURA 29 - Resultados obtidos para o cálculo da amplitude instantânea para a intensidade de 60 dBNA para o sinal de PEATE, pode se visualizar a separabilidade da onda V em relação as demais ondas do sinal.

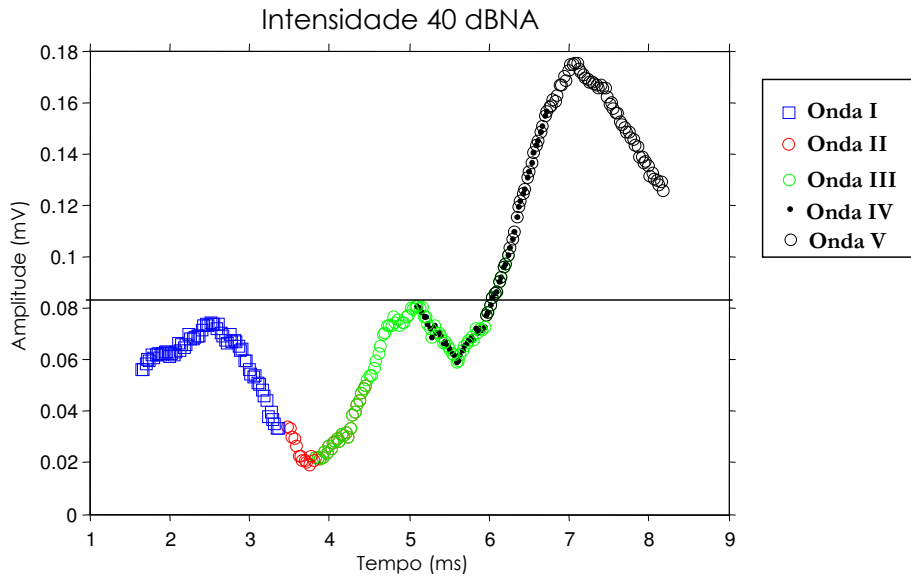


FIGURA 30 - Resultados obtidos para o cálculo da amplitude instantânea para a intensidade de 40 dBNA para o sinal de PEATE, onde observamos a separabilidade das ondas IV e V em relação as demais ondas do sinal.

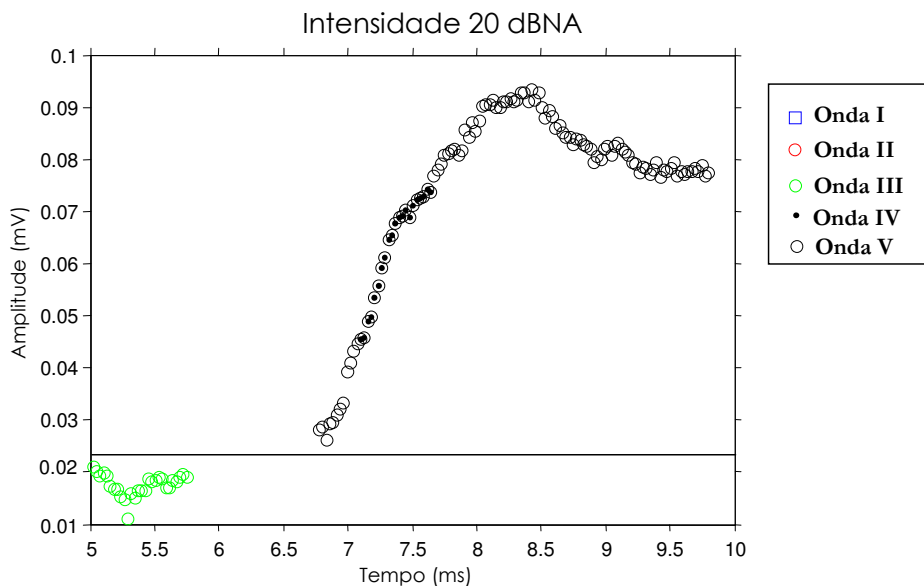


FIGURA 31 - Resultados obtidos para o cálculo da amplitude instantânea para a intensidade de 20 dBNA para o sinal de PEATE. Observe que as ondas III e complexo de ondas IV e V são diferenciadas entre si.

Para o cálculo da fase instantânea, as figuras a seguir revelam os resultados obtidos para as respectivas intensidades de 80 dBNA, 60 dBNA, 40 dBNA e 20 dBNA.

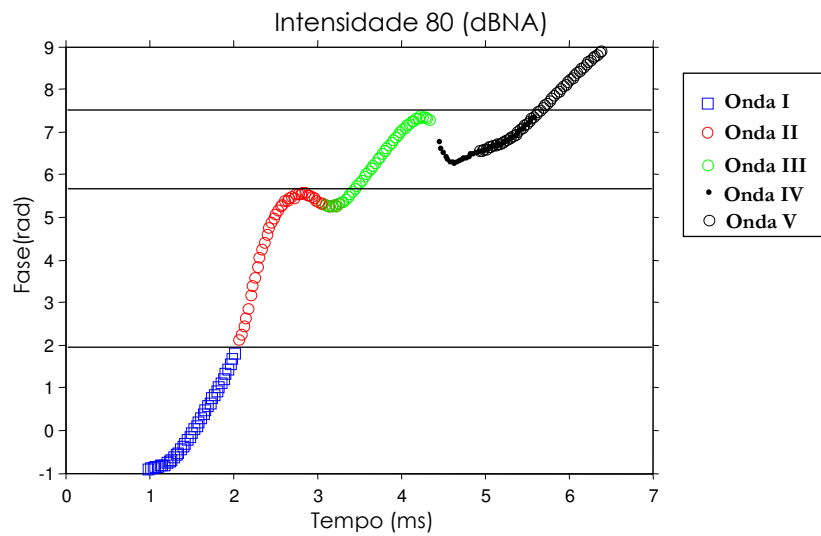


FIGURA 32 - Resultados obtidos para o cálculo da fase instantânea para a intensidade de 80 dBNa.

Observe que para o cálculo da fase instantânea a 80 dBNA, algumas ondas podem ser separadas de forma clara, como as ondas; I, II e parte do complexo IV e V. Porém, observa-se que com as ondas III, e parte do complexo IV e V em determinada fase, não há como evidenciar esta separação pois as ondas se encontram em fases semelhantes, a não ser, pelo tempo.

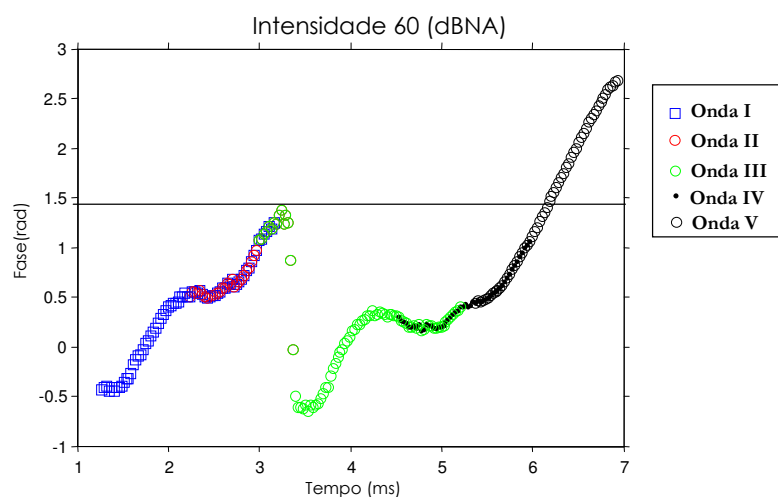


FIGURA 33 - Resultados obtidos para o cálculo da fase instantânea para a intensidade de 60 dBNa.

Para a intensidade de 60 dBNA, a separabilidade das ondas se torna mais complexo, porém ainda podemos observar que a onda V se mantém em uma fase que pode ser diferenciada das demais.

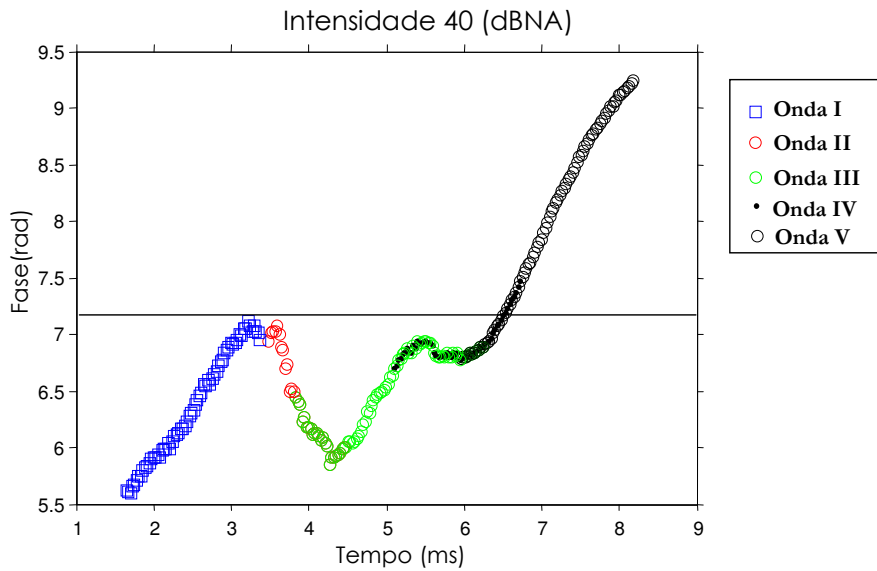


FIGURA 34 - Resultados obtidos para o cálculo da fase instantânea para a intensidade de 40 dBNA.

Para a intensidade de 40 dBNA ocorre uma melhora na separabilidade da onda V em relação a onda III.

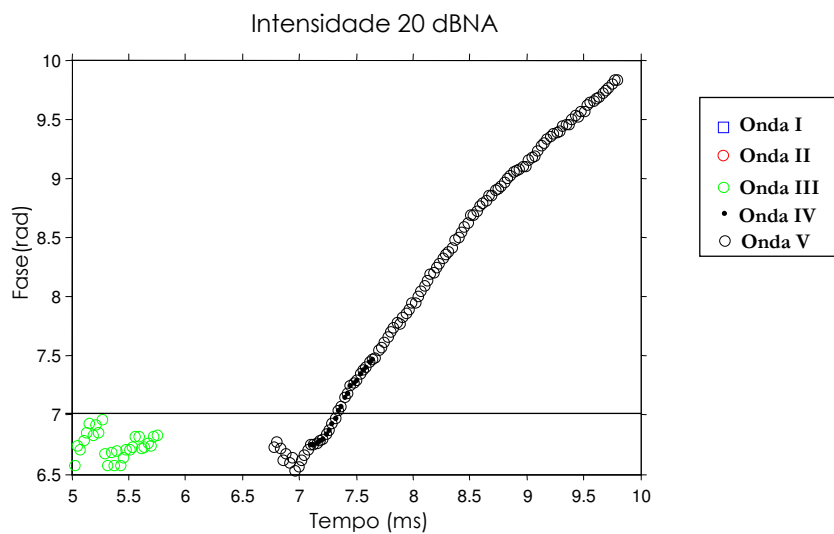


FIGURA 35 - Resultados obtidos para o cálculo da fase instantânea para a intensidade de 20 dBNA.

Na intensidade de 20 dBNA as ondas IV e V se mantêm com uma clara diferenciação da onda III, tornando possível a pesquisa de limiares auditivos em populações difíceis de serem testadas com métodos convencionais.

Os resultados obtidos a partir da frequência instantânea (FI), ilustrados abaixo, não permitiram uma separabilidade mais evidente, como para os atributos de fase e frequência instantânea, nas principais componentes do sinal de PEATE.

A Figura 36 apresenta um exemplo de análise da frequência instantânea obtida na intensidade de 80 dBNA. Observe que a faixa de frequência onde estão localizadas as principais componentes do sinal não apresenta diferenciação evidente, a não ser pelo tempo. Na seqüência temos os cálculos da frequência instantânea para as intensidades de 60, 40 e 20 dBNA.

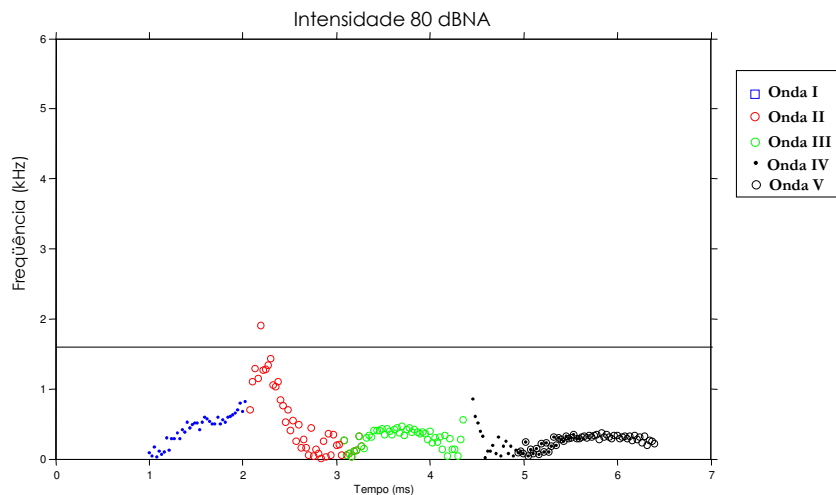


FIGURA 36 - Resultados obtidos para o cálculo da frequência instantânea para a intensidade de 80 dBNa.

Nas intensidades de 60,40 e 20 dBNA da mesma forma, não ocorre a diferenciação das características, podemos observar que a faixa de frequência onde estão concentradas as principais características se mantêm geralmente a mesma para todas as ondas.

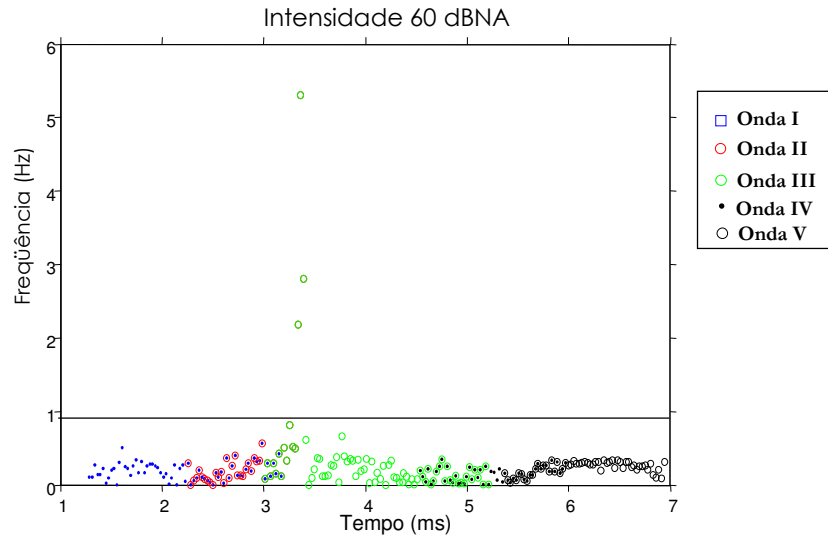


FIGURA 37 - Resultados obtidos para o cálculo da frequência instantânea para a intensidade de 60dBNa.

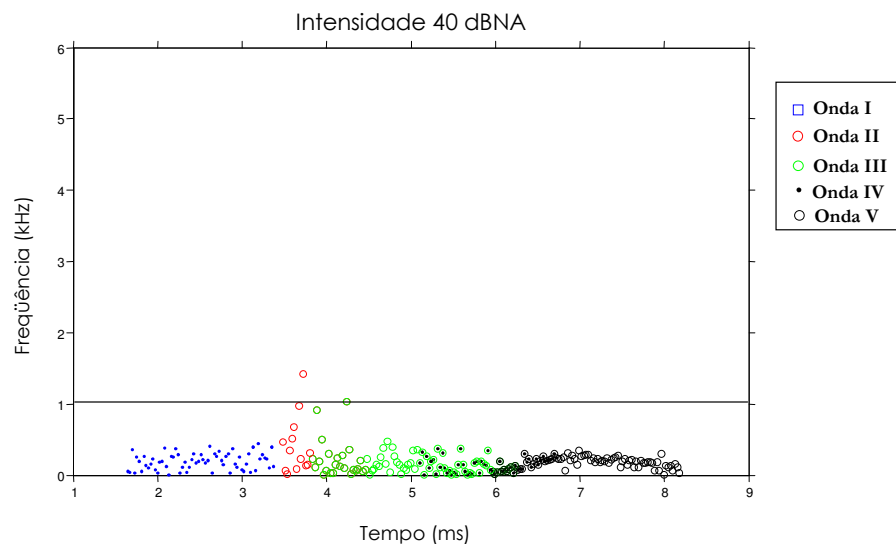


FIGURA 38 - Resultados obtidos para o cálculo da frequência instantânea para a intensidade de 40 dBNa.

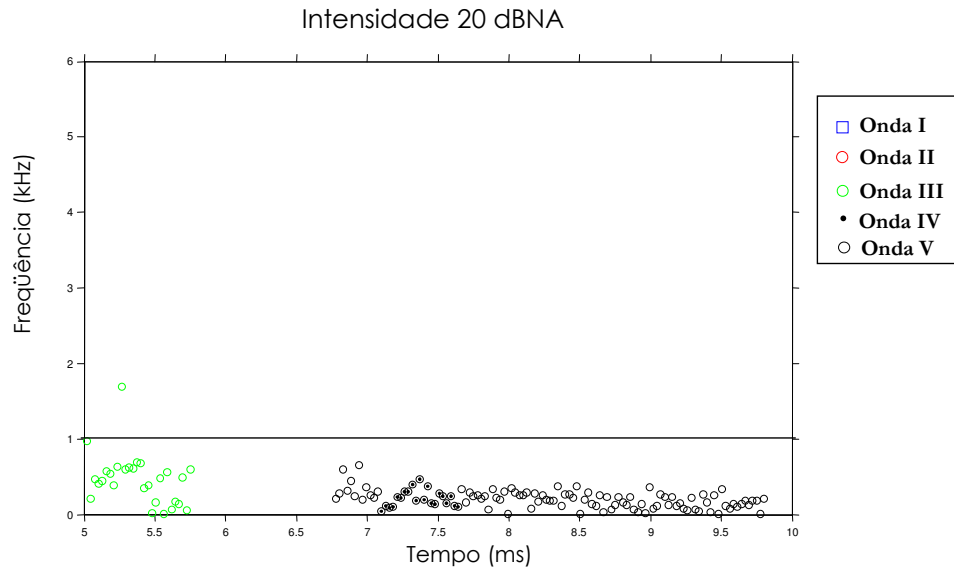


FIGURA 39 - Resultados obtidos para o cálculo da frequência instantânea para a intensidade de 20 dBNa.

As informações contidas nos gráficos de fase, frequência e amplitude instantânea podem ser editadas de forma a apresentar todos os atributos em um único gráfico apresentando as informações necessárias para o examinador para uma análise do comportamento do sinal de forma mais completa como demonstrado na Figura 40, para a intensidade de 80 dBNa.

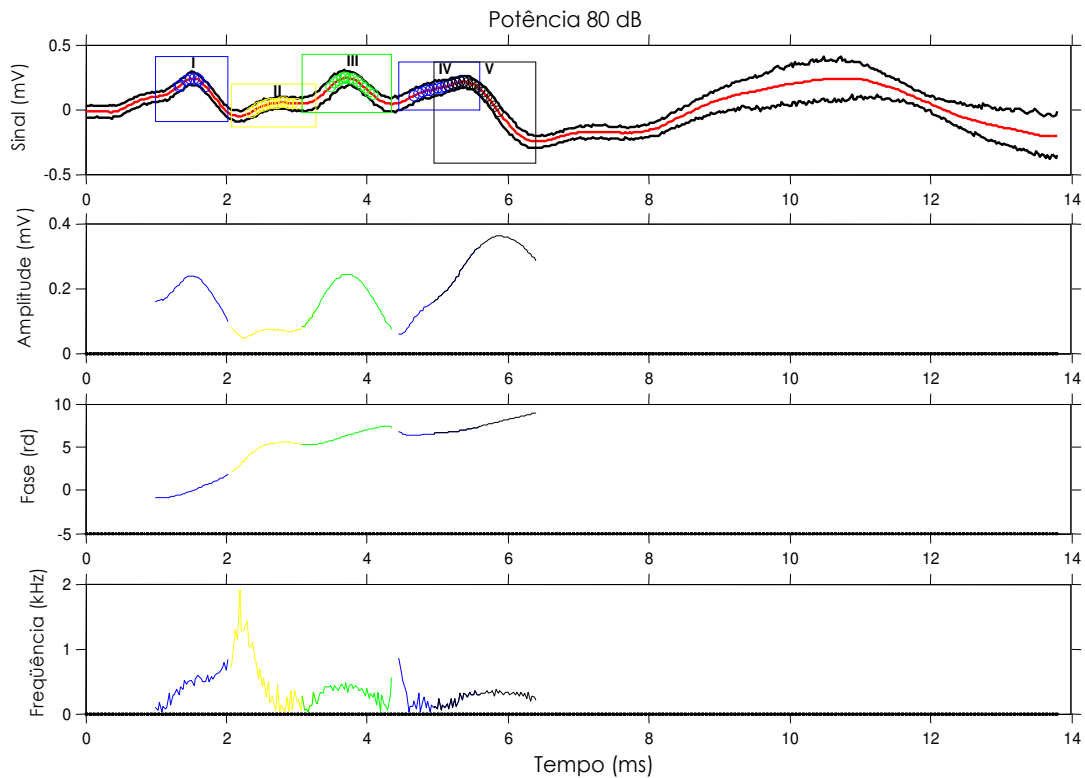


FIGURA 40 - Acima temos o sinal médio de PEATE na intensidade de 80dBNa e o cálculo dos atributos instantâneos. Na parte (b) temos a Amplitude Instantânea, na parte (c) temos a Fase Instantânea e na (d) temos a Frequência Instantânea.

6.4 Discussão

As primeiras pesquisas realizadas utilizando-se a TH surgiram nos últimos anos, com os primeiros trabalhos envolvendo a audição humana. Oxenham et. al. (2002) [73], publicaram na revista *Nature*, um método de envelope sonoro calculado pela TH, para a melhoria de inteligibilidade da fala, levando-se em consideração fenômenos cocleares.

Em 2003, Tan e Carney [74], desenvolveram um modelo computacional capaz de simular as respostas das fibras tipo II do nervo auditivo. Nesse modelo a TH foi utilizada para o cálculo da frequência instantânea.

Chen e Zhang (2006) [75], publicaram uma proposta de aplicação da TH para um modelo de processamento de sinais para Implante Coclear (I.C) , com o objetivo de melhora da

percepção de fala para o Mandarim em pessoas que utilizam I.C, onde o modelo apresentou capacidade de elevação nas taxas de identificação de tons do Mandarim.

Schlotthauer e Torres (2005) [76], utilizaram o algoritmo EMD (*Empirical Mode Decomposition*) seguido pela TH para a decomposição dos sinais de PEATE e reconstrução do mesmo, onde obtiveram uma diminuição significativa do ruído presentes no sinal e uma melhor clareza das ondas dos PEATE.

O propósito deste trabalho é a utilização da TH em PEATE, no qual sua finalidade foi a extração de informações pelos AI, que pudessem, por sua vez, contribuir para a identificação das componentes do sinal. Para certificação e validação dos resultados, a primeira etapa da pesquisa (a avaliação dos examinadores) foi de grande importância, no sentido de asseguramos que as informações pertinentes ao sinal estariam presentes e coerentes.

Pelos dados obtidos pode-se observar que o presente sinal, tem um comportamento peculiar no tempo, mesmo quando calculados os atributos instantâneos, ou seja, as principais componentes dos PEATE são melhores evidenciadas quando observado a sua relação temporal e seqüencial de eventos que constituem a totalidade do sinal.

No calculo da amplitude instantânea, a amplitude e a forma da amplitude são bem definidas, e à medida que a intensidade decresce ocorre uma mudança na amplitude, como por exemplo, em 80 dBNA a amplitude ocorre em aproximadamente 0,38 μ Volts e a 20 dBNA a amplitude se encontra em aproximadamente 0,09 μ Volts, assim como na análise clássica do sinal no tempo. Porém o que podemos observar é que mesmo diminuindo a amplitude do sinal com o decréscimo da intensidade o complexo de ondas IV e V é facilmente distinguido das demais ondas, o que colabora com a finalidade de pesquisar níveis mínimos de audição.

Para a fase instantânea, quando calculada para a intensidade de 80 dBNA, as ondas I, II e o complexo IV e V, apresentam uma distinção das demais ondas, porém este comportamento não se repete a medida que se diminui a intensidade, ou seja, a medida em que ocorre o decréscimo da intensidade, o que se evidencia é o complexo de ondas IV e V. Mais uma vez, reforçando a importância de se determinar o complexo IV e V, em função da pesquisa de níveis mínimos intensidade do estímulo, capazes de desencadear um potencial neural.

Nas informações extraídas pela frequência instantânea, não se observa uma modificação do sinal no tempo relacionado com a frequência instantânea. O que nos leva a refletir sobre a importância de se avaliar adequadamente esta informação de forma precisa

para que não ocorra o equívoco de se rotular as ondas de PEATE em função da frequência em que cada onda se apresenta, pois por esta informação vimos que esta análise não é possível.

Assim sendo, observa-se que para os cálculos dos AI de amplitude e a fase, as informações contidas no sinal apresentam certa separabilidade, porém o complexo processo de separação destas componentes não é o objetivo deste trabalho, entretanto diversas metodologias, como a aplicação de análises estatísticas multivariáveis que utilizam comparações com grupos de variáveis, redes neurais artificiais, filtros de Kalman, estão disponíveis para serem implementadas podendo ser utilizados em trabalhos futuros.

A utilização da TH para a extração dos AI de PEATE se mostra inovadora devido à escassez de literatura e trabalhos científicos que aplicam a TH na análise de PEATE. Este trabalho revela a importância de se extrair das características de um sinal biológico no domínio do tempo com resultados satisfatórios, que podem contribuir no desenvolvimento de um sistema de avaliação automatizado para a extração dos atributos dos PEATE.

6.5 Conclusão

O presente capítulo apresentou uma nova metodologia para a análise dos sinais de PEATE, no qual, pelos resultados obtidos nesta etapa, podemos concluir que é possível se extrair informações no sinal de PEATE pelos atributos instantâneos calculados pela T.H.

Através dos cálculos dos AI, podemos obter informações contidas do sinal que até então não foram exploradas, como a amplitude instantânea, fase instantânea e frequência instantânea.

Com os estudos realizados podemos concluir que os AI, podem ser utilizados para a extração de características relevantes na discriminação de eventos fisiológicos responsáveis pela geração dos PEATE, caracterizados pelo conjunto de ondas de Jewett. A presença de separabilidade das principais componentes do sinal de PEATE pode ser claramente evidenciada, principalmente quando se trata de avaliar a amplitude instantânea do complexo de ondas IV e V que está relacionado com a pesquisa de limiares auditivos, porém para algumas situações como na fase instantânea para intensidades de 60 e 40 dBNA e para os atributos de frequência instantânea, esta separabilidade se mostra pouco eficiente.

Na análise sobre o comportamento do sinal, à medida que decresce a intensidade do estímulo, resulta em aumento da latência das ondas e diminuição da amplitude das mesmas. Para o cálculo dos AI de amplitude instantânea, este fenômeno é também percebido, sendo uma característica importante para se avaliar as ondas de Jewett. Neste resultado concluímos a presença da correlação os resultados obtidos pelos AI do comportamento do sinal com o decréscimo da intensidade do estímulo apresentado, quando confrontado com a análise pela identificação clássica de PEATE.

Na aplicação dos AI pela TH, o atributo da frequência instantânea (FI) apresentou pouca variação para as diferentes ondas em diferentes intervalos de tempos onde podemos concluir que para o presente sinal: a frequência instantânea no tempo não varia de forma considerável.

7 CONSIDERAÇÕES FINAIS E TRABALHOS FUTUROS

Este estudo introduz uma nova técnica de extração de informações contidas nos PEATE. Nos Capítulos 1 e 2, foram mostrados a motivação e uma breve revisão da literatura sobre os Potenciais Evocados Auditivos. O capítulo 3, mostrou a fundamentação de forma concisa para o entendimento dos Potencias Evocados e a fisiologia das estruturas envolvidas no processo de condução do estímulo auditivo.

As pesquisas realizadas durante este trabalho para a extração das principais características dos PEATE, foram necessárias para a melhor compreensão do comportamento de um sinal de baixa amplitude, bem como das propriedades utilizadas no processo de promediação do mesmo detalhado no Capítulo 4.

Para que as principais informações contidas no sinal fossem avaliadas e extraídas de forma correta, foram necessárias a avaliação do sinal por quatro diferentes examinadores para que a amostra fosse precisa, como descrito no Capítulo 5, como uma forma de assegurar que as principais componentes presentes no sinal seriam extraídas pelo sistema proposto.

No Capítulo 6, mostramos a aplicação dos AI de séries temporais, calculados pela transformada de Hilbert, onde os resultados são revelados e se mostram promissores para os PEATE.

A forma clássica de avaliar os PEATE, com suas principais características, pode levar o examinador ao questionamento sobre as ondas de Jewett em determinadas situações, principalmente pela diminuição da intensidade do estímulo, que acarreta a diminuição da amplitude, tornando assim difícil a visualização das ondas de Jewett no sinal. A obtenção dos atributos instantâneos, contidos no sinal ao longo do tempo, pode contribuir como uma informação relevante que poderá auxiliar na detecção das principais componentes do sinal, podendo ser aperfeiçoada e implementada como uma ferramenta para auxiliar na análise, com a possibilidade de se aplicar na prática clínica.

7.1 Principais Contribuições da Pesquisa

Este trabalho resultou nas seguintes contribuições:

- Criação de um banco de dados para limiares auditivos normais (10 audiometrias) nas frequências de 250 Hz a 8 kHz;
- Criação de um banco de dados de PEATE com 160 amostras de indivíduos audiologicamente normais em intensidades de 80, 60, 40 e 20 dBNA, podendo servir como referência para estudos futuros;
- Demonstrou, por meio dos resultados obtidos pelo cálculo dos AI, a capacidade de uma ferramenta matemática adequada em extrair informações importantes contidas em um sinal biológico;

O uso dos AI (principalmente os atributos de fase e amplitude) de PEATE, a partir da transformada de Hilbert, revelou-se pelos resultados obtidos, uma ferramenta aderente ao presente sinal, capaz de resultar em informações que complementariam a análise clássica das ondas de Jewett.

Os resultados obtidos nesta pesquisa motiva o estudo para o aperfeiçoamento desta ferramenta matemática em trabalhos futuros, com o objetivo de se avaliar os PEATE em situações onde ocorram doenças relacionadas às vias auditivas.

7.2 Trabalhos Futuros

Como sugestão para estudos futuros, poderá ser realizada o aperfeiçoamento desta técnica, utilizando ferramentas estatísticas para separar as principais características do sinal de forma automática, em conjunto com um sistema de reconhecimento automático das ondas dos PEATE, e um sistema automático de janelamento do sinal de PEATE

Outra sugestão é a criação de um protocolo único, para a aquisição e avaliação dos PEATE, elaborado a partir de informações coletadas através de um sistema especialista que

poderá ser desenvolvido para que os examinadores possam avaliar as ondas de Jewett no presente banco de dados.

Poderá no futuro, ser utilizada a TH em PEATE, em pessoas com alterações auditivas, com comprometimento retrococlear, com uso de próteses auditivas e implantes cocleares, para se avaliar o comportamento do sinal em situações onde haja alteração auditiva, pois este é o objetivo principal deste exame.

A TH poderia também ser utilizada na análise de sinais de Eletrococleografia, Potenciais Evocados de Média e Longa latência, que são medidas objetivas de avaliar determinadas regiões auditivas e tal como os PEATE e podem ser potencialmente explorados.

REFERÊNCIAS

- [1] DOWNS, M. P. and NORTHERN, J. L., *Audição em crianças*. São Paulo: Manole, 1989.
- [2] FARIAS, N. and BUCHALLA, C. M., "A Classificação Internacional de Funcionalidade, Incapacidade e Saúde da Organização Mundial da Saúde: Conceitos, Usos e Perspectivas," *Rev Bras Epidemiologia*, pp. 187-193, 2005.
- [3] HERNÁNDEZ, J. D., CASTRO, F. Z., and PRAT, J. J. B., "Normalización de los potenciales evocados auditivos del tronco cerebral I : resultados en una muestra de adultos normoyentes," *Revista Electrónica de Audiología*, vol. 2, pp. 13-18, 2003.
- [4] SAÚDE, M. D., "Política Nacional de Saúde Auditiva," 2004.
- [5] SCHWANKE, D., "Exame de Potenciais Evocados Auditivos Utilizando Processador Digital de Sinais - DSPEA," in Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Instituto de Informática, Dissertação de Mestrado, Rio Grande do Sul, 2000
- [6] PEDIATRICS, A. A. O., "Newborn and Infant Hearing Loss: Detection and Intervention," *Pediatrics*, vol. 103, pp. 527-530, 1999.
- [7] ALBERNAZ, P. L. M., "Audiometria Eletrofisiológica," vol. 2006: Brasil medicina.com, 2006.
- [8] ACÝRA, N., OZDAMARB, O., and GUZELIS, C., "Automatic classification of auditory brainstem responses using SVM-based feature selection algorithm for threshold detection," *Engineering Applications of Artificial Intelligence*, vol. 19, pp. 209-218, 2006.
- [9] CHOMSKY, N., "Three Factors in Language Design," *Linguistic Inquiry*, vol. 36, pp. 1-22, 2005.
- [10] FITCHA, W. T., HAUSERB, M. D., and CHOMSKY, N., "The evolution of the language faculty: Clarifications and implications," *Cognition*, pp. 179–210, 2005.
- [11] L.LAUTER, J., HERSCOVITCH, P., FORMBY, C., and RAICHLE, M. E., "Tonotopic organization in human auditory cortex revealed by positron emission tomography," *Hearing Research*, vol. 20, pp. 199-205, 1985.
- [12] SILVA, A., BATISTA, J., and CARVALHO, V., "Potenciais Evocados," Faculdade de Ciências de Lisboa, Lisboa, Licenciatura em Engenharia Física 1998, in <http://kdataserv.fis.fc.ul.pt/~jbatista/biofisica/potenciais/potenciais.htm>.
- [13] HOOD, L. J., *Clinical Applications of the Auditory Brainstem response*. San Diego: Singular Publishing Group Inc., 1998.
- [14] SIMÕES, J. F. F. L., "A Influência da Estimulação Auditiva na Pessoa em Coma," in Universidade de Aveiro, Secção Autónoma de Ciências da Saúde, Projecto de Tese, Lisboa, 2006
- [15] ODOM, J. V., BACH, M., BARBER, C., BRIGELL, M., MARMOR, M. F., TORMENE, A. P., and VAEGAN, G. E. H., "Visual evoked potentials standard," in *Documenta Ophthalmologica: The Haggue*, 2004, pp. 115–123.
- [16] MISULIS, K. E., *Potencial Evocado de Spehlmann*, 2 ed. Rio de Janeiro: Revinter Ltda., 2003.
- [17] ROESER, R. J., *Manual de consulta rápida em audiologia*. Rio de Janeiro: Revinter, 2001.
- [18] CASTRO, J. N. P., LOPES, O. D. C. F. D., FIGUEIREDO, M. S., and M.C.REDONDO, "Predição dos limiares audiológicos pela EcoChg estudo em deficiência auditiva de transmissão e coclear," in *Rev Bras de Otorrinolaringologia*, vol. 46. Rio de Janeiro, 1980, pp. 47 a 54.

- [19] SCHOCHAT, E., RABELO, C. M., and LORETI, R. C. D. A., "Sensitividade e especificidade do potencial de média latência," *Revista brasileira de otorrinolaringologia*, vol. 70, pp. 353-8, 2004.
- [20] FRIZZO, A. C. F., "Potenciais Evocados Auditivos de Média Latência Estudo para diferentes níveis de intensidade sonora com estímulo tone burst em crianças de 10 a 13 anos de idade.," in Universidade de São Paulo, Faculdade de Medicina, Dissertação de Mestrado, Ribeirão Preto, 2004
- [21] FONSECA, C. B. F., "Estudo dos potenciais evocados auditivos de longa latência (p300), em indivíduos com perda auditiva neurosensorial unilateral, antes e após a adaptação de prótese auditiva," in UNIFESP, Distúrbios da Comunicação Humana., Dissertação de Mestrado, São Paulo, 2006
- [22] ZEMLIN, W. R., *Princípios de Anatomia e Fisiologia em Fonoaudiologia*, 4 ed. Porto Alegre: Artmed, 2000.
- [23] MENEZES, P. D. L., NETO, S. C., and MOTTA, M. A. D., *Biofísica da Audição*. Sao Paulo: Lovise, 2005.
- [24] ART, N. M., "Anatomy of the Ear - Medical Illustration," in <http://catalog.nucleusinc.com/generateexhibit.php?ID=7794&ExhibitKeywordsRaw=&TL=4294967295&A=2>.
- [25] GUYTON, A. C. and E.HALL, J., *Tratado de Fisiologia médica*, 9 ed. Philadelphia: Editora Guanabara Koogan S.A., 1996.
- [26] LENT, R., *Cem bilhões de neurônios: conceitos fundamentais de neurociência*. Sao Paulo: Atheneu, 2001.
- [27] FRINGS, S. and HEIDELBERG, U., "acessado em 20/10/2006," in <http://www.sinnesphysiologie.de/hvsinne/hoeren/freq.htm>, 2003.
- [28] NUDELMANN, A. A., COSTA, E. A. D., SELIGMAN, J., and IBANEZ, R. N., "Fisiologia clínica da audição - Cóclea ativa," in *PAIR- Perda Auditiva Induzida pelo Ruído*, B. C. LTDA, Ed. Porto Alegre: Bagagem, 1997, pp. 297.
- [29] MUNHOZ, M. S. L., SILVA, M. L. G., CAOVILO, H. H., GANANÇA, M. M., and FRAZZA, M. M., "Neuroanatomofisiologia da Audição," in *Audiologia Clinica*, vol. 2, *Otoneurológica*, M. S. L. M. e. al.]. Ed. Sao Paulo: Athena, 2000, pp. 284.
- [30] FÁVERO, M. L., SANCHEZ, T. G., NASCIMENTO, A. D. F., and BENTO, R. F., "A Função do Trato Olivococlear Medial em Indivíduos com Zumbido," *Arquivos internacionais e Otorrinolaringologia*, vol. 7, pp. 247, 2003.
- [31] FIGUEIREDO, M. S., *Conhecimentos essenciais para entender bem Emissões otoacústicas e Bera*. São José dos campos: Pulso, 2003.
- [32] SOUSA, L. C. A. D. and PIZA, M. R. D. T., "XVII Curso práticos de eletrofisiologia sa audição - Ecog Bera e Otoemissoes acústicas." Ribeirao Preto: Clínica Paparella, 2003, pp. 64.
- [33] NEUROPHYSIOLOGY, A. S. C., "Guidelines on Short-Latency Auditory Evoked Potentials," *American Clinical Neurophysiology Society*, vol. 9C, pp. 1-11, 2006.
- [34] PEDRIALI, I. V. G. and KOZLOWSKI, L., "Influência da Intensidade e Velocidade do Clique no Peate de Ouvintes Normais," *Arq. Int. Otorrinolaringol.*, vol. v.10, pp. 105-113, 2006.
- [35] BÖCKER, K. B. E., AVERMAETE, J. A. G. V., and BERG-LENSSSEN, M. M. C. V. D., "The international 10–20 system revisited: Cartesian and spherical co-ordinates," in *Springer*, vol. 6. Netherlands, 2005, pp. 231-235.
- [36] MAIA, F. J. D. O. and MAIA, J. D. O., "Estudo da estabilidade e de outras características de um dispositivo eletrônico para a calibração de eletrodos de medição de ph," presented at ENQUALAB-2005 – Encontro para a Qualidade de Laboratórios Rede Metrológica do Estado de São Paulo - REMESP, São Paulo, 2005.

- [37] NEUROPHYSIOLOGY, A. S. C., "Guidelines for Standard Electrode Position Nomenclature," *American Clinical Neurophysiology Society*, vol. 5, pp. 1-4, 2006.
- [38] FERRARO, J. A., *Laboratory Exercises in auditory evoked potentials*. London: Singular publishing group, Inc, 1997.
- [39] SOUZA, A. P. R. D., "Uma Proposta de Metodologia Para Determinação de Envelope de Atividade Eletromiográfica," in Universidade Federal de Uberlândia, Faculdade de Engenharia Elétrica, Mestre em Ciências, Uberlândia, 2005
- [40] DUARTE, M., "Processamento Digital de Sinais," vol. 2007, 2006.
- [41] NEUROPHYSIOLOGY, A. S. C., "Guidelines on Evoked Potentials," *American Clinical Neurophysiology Society*, vol. 9A, pp. 1-13, 2006.
- [42] LOSS, J. F., BALBINOT, A., and ZARO, M., "Análise de sinais," in *Aula N° 8 - Aquisição de Dados Via Computador*, vol. 2007: Universidade Federal do Rio grande do Sul, 2002.
- [43] OPPENHEIM, A. V., *Digital Signal Processing*. Englewood Cliffs: Prentice Hall, 1975.
- [44] ASSESSMENT, N. H. S. A., "Click Auditory Brainstem Response Testing In Babies A Recommended Test Protocol," in *13/08/02*, 2002, pp. 1-9.
- [45] JASKUA, M. and KASZYNSKI, R., "Using the Parametric Time-Varying Analog Filter to Average-Evoked Potential Signals," *IEEE Transactions On Instrumentation And Measurement*, vol. 53, pp. 709-715, 2004.
- [46] ALI, A. M. N. and SIARRY, P., "A new vision on the averaging technique for the estimation of non-stationary Brainstem Auditory-Evoked Potentials: Application of a metaheuristic method," *Computers in Biology and Medicine*, vol. 36, pp. 574–584, 2006.
- [47] JOHNSON, R. W., "An Introduction to the Bootstrap," *Journal of Royal Statistical Society: Series D*, vol. 23, pp. 49-54, 2001.
- [48] RIEDEL, H., "Analysis of early auditory evoked potentials elicited by stimuli with directional information," in Universität Oldenburg, Vom Fachbereich physik der Universität Oldenburg, Doktors der Neturwissenschaften, Oldenburg, 2002
- [49] MACKERSIE, C. L. and STAPELLS, D. R., "Auditory Brainstem Response Wave I Prediction of Conductive Component in Infants and Young Children," *American Speech-Language-Hearing Association*, pp. 52-58, 1994.
- [50] HOPPE, U., WEISS, S., STEWART, R. W., and EYSHOLDT, U., "An Automatic Sequential Recognition Method for Cortical Auditory Evoked Potentials," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 48, pp. 154-164, 2001.
- [51] DON, M., PONTON, C. W., EGGERMONT, J. J., and KWONG, B., "The effects of sensory hearing loss on cochlear filter times estimated from auditory brainstem response latencies," *Acoustical Society of America*, vol. 104, pp. 2280-2289, 1998.
- [52] SAÚDE., M. D., SAÚDE, S. D. P. D., BÁSICA, D. D. A., and BUCAL., Á. T. D. S., "Projeto SB2000 Condições de Saúde Bucal da População Brasileira no ano 2000 - Manual de Calibração de Examinadores," vol. 54. Brasília, 2000, pp. 31p.
- [53] JUNQUEIRA, C. A. O. and COLAFÊMINA, J. F., "Investigação da estabilidade inter e intra-examinador na identificação do P300 auditivo: análise de erros," *Rev Bras Otorrinolaringol.*, vol. 68, pp. 468-78, 2002.
- [54] ANTONELLI AR, B. R., GRANDORI F, "Audiologic diagnosis of central versus eighth nerve and cochlear auditory impairment.," *Audiology*, vol. 4, pp. 209-26., 1987.
- [55] WILSON, W. J., "The relationship between the auditory brain-stem response and its reconstructed waveforms following discrete wavelet transformation," *Clinical Neurophysiology*, vol. 115, pp. 1129–1139, 2004.

- [56] VANNIER, E., ADAM, O., and MOTSCH, J.-F., "Objective detection of brainstem auditory evoked potentials with a priori information from higher presentation levels," *Artificial Intelligence in Medicine*, vol. 25, pp. 283–301, 2002.
- [57] BOSTON, J. R., "Automated Interpretation of Brainstem Auditory Evoked Potentials: A Prototype System," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 36, pp. 528-532, 1989.
- [58] PACHECO, E. A. and INFANTOSI, A. F. C., "Determinação das Bandas de Máxima Resposta Espectral do Potencial Evocado Auditivo de Tronco Cerebral Utilizando a Magnitude Quadrática da Coerência," *COPPE-UFRJ*, 2003.
- [59] BLANCHARD, C., KARASINSKI, P., and MOTSCH, J.-F., "Real-Time Estimation Of Brainstem Auditory Evoked Potentials," presented at 18th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Amsterdam, 1996.
- [60] RAZ, J., DICKERSON, L., and TURETSKY, B., "A Wavelet Packet Model of Evoked Potentials," *Brain and Language*, vol. 66, pp. 61-88, 1999.
- [61] NAIT-ALI, A. M., ADAM, O., and MOTSCH, J.-F., "The Brainstem Auditory Evoked Potentials Estimation Using a Bayesian Deconvolution Method," presented at 18th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Amsterdam, 1996.
- [62] KRUGLIKOV, S. Y. and SCHIFF, S. J., "Interplay of Electroencephalogram Phase and Auditory-Evoked Neural Activity," *The Journal of Neuroscience*, vol. 31, pp. 10122–10127, 2003.
- [63] QI, Y., MINKA, T. P., and PICARD, R. W., "Bayesian Spectrum Estimation of Unevenly Sampled Nonstationary Data," *DRAFT*, pp. 1-23, 2002.
- [64] BOX, G. and JENKINS, G., "Time series analysis: Forecasting and control," in Holden-Day, San Francisco, 1970
- [65] SILVA, A. T. R. D. and FERREIRA, Y. D. S., "Extração de Regras Fuzzy para Previsão de Séries Temporais com Universo Dinâmico," *Encontro De Estudantes De Informática Do Estado Do Tocantins*, pp. 1-11, 2006.
- [66] EHLERS, R. S., "Análise de Séries Temporais," *Departamento de Estatística*, pp. 1-86, 2005.
- [67] WANG, X., "Numerical Implementation Of The Hilbert Transform," in University of Saskatchewan, Electrical Engineering, Master, Saskatoon, 2006
- [68] SHEN, Z., LONG, S. R., WU, M. C., SHIH, H. H., ZHENG, Q., YEN, N.-C., TUNG, C. C., LIU, H. H., and HUANG, N. E., "The empirical mode decomposition and the Hilbert spectrum for nonlinear and non-stationary time series analysis," *The Royal Society*, pp. 903-995, 1998.
- [69] ANDRADE, A. O., "Decomposition and Analysis of Electromyographic Signals," in The University of Reading, School of Systems Engineering, Department of Cybernetics, PhD Thesis, Reading, 2005
- [70] ANDRADE, A. O., KYBERD, P. J., and TAFFLER, S. D., "A Novel Spectral Representation of Electromyographic Signals," presented at Engineering in Medicine and Biology Society 25th Annual International Conference, Cancun - Mexico, 2003.
- [71] BLASKA, J. and SEDLACEK, M., "Use of the Integral Transforms for Estimation of Instantaneous Frequency," *Measurement Science Review*, vol. 1, pp. 169-173, 2001.
- [72] B. EFRON, R. T., "An Introduction to the Bootstrap," 1993.
- [73] SMITH, Z. M., DELGUTTE, B., and OXENHAM, A. J., "Chimaeric sounds reveal dichotomies in auditory perception," *NATURE*, vol. 416, pp. 87-89, 2002.

- [74] TAN, Q. and CARNEY, L. H., "A phenomenological model for the responses of auditory-nerve fibers. II. Nonlinear tuning with a frequency glide," *J. Acoust. Soc. Am.*, vol. 114, pp. 2007-2020, 2003.
- [75] CHEN, F. and ZHANG, Y.-T., "A New Acoustic Model Incorporating Temporal Fine Structure Cue for Cochlear Implant," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, pp. 1-4, 2006.
- [76] SCHLOTTHAUER, G. and TORRES, M. E., "Descomposición Modal Empyrica: analisis y disminución de ruido en senales biológicas," presented at XV Congreso Argentino de Bioingeniería, Panamá, 2005.

GLOSSÁRIO

Adquirido: obtido após o nascimento, não congênito.

Aferente: que transporta para, por exemplo, para o sistema nervoso central

Amplitude: magnitude; extensão de movimento de um objeto

Ápice: cume ou topo

Bífid: dividido em duas partes

Bifurcar: dividir em dois ramos

Bigorna: osso médio na cadeia ossicular da orelha

Bilateral: referente a ambos os lados

Canal: passagem ou ducto

Cavidade: concavidade ou espaço no interior de estruturas ou entre elas

Célula: unidade fundamental de estrutura e função do corpo; a menor unidade de vida

Cílios: processo citoplasmático das celular, em forma de corda com movimentos rítmicos.

Colículo: pequena elevação

Congênito: existe ao nascimento e, em geral, antes dele, pode ou não ser hereditário

Contínuo: que continua relativamente estável durante um período

Contra: contrário, oposto

Contra lateral: associado a uma parte no outro lado

Decibel: unidade quantitativa de intensidade ou pressão relativa ao som, baseada na relação logarítmica de amplitudes ou pressão de dois sons, um dos quais serve de referência.

Eferente: condução da região central para a periférica

Eletrodo: condutor metálico através do qual se aplica ou retira a energia de um corpo

Estímulo: qualquer coisa que produz reação funcional ou trófica em um receptor ou tecido irritável

Estribo: ossículo medial da cadeia ossicular

Hertz: (Hz) símbolo que substitui o termo ciclos por segundo devido a Heinrich Hertz

Hidráulico: movido ou operado por um líquido sob pressão

Impulso: estímulo transportado pelo sistema nervoso

Intensidade: medida de fluxo de energia por unidade de área, por unidade de tempo

Interface: superfície que é o limite comum entre duas partes ou espaços

Ipsilateral: situado ou referente ao mesmo lado

Latência: intervalo entre o estímulo e a resposta

Lemnisco: trato fibroso no interior do sistema nervoso central

Limiar: ponto em que um estímulo tem intensidade suficiente para ser percebido ou para produzir efeito.

Martelo: ossículo auditivo em forma de cinzel

Membrana basilar: membrana do ducto coclear

Microfonia coclear: quantidades diminutas de energia gerada no interior da cóclea

Movimento Browniano: rápido movimento oscilatório

Neonatal: referente às primeiras quatro semanas após o nascimento

Onda: perturbação progressiva propagada de ponto a ponto em um meio

Ossículos: pequenos ossos, especialmente os três ossículos da orelha média

Periférico: na direção da superfície ou parte externa

Potência: medida de trabalho realizado em função do tempo

Potencial de ação: mudanças no potencial elétrico que ocorrem na superfície de um nervo ou tecido muscular no momento de excitação

Prótese: substituto ou reposição artificial para uma parte que falta, dispositivo que auxilia ou amplia a função natural

Ruído: qualquer som indesejável, manifestação indesejável

Sinapse: região de comunicação entre neurônios


Síndrome: conjunto de sinais e sintomas característicos de uma afecção

Transdutor: dispositivo que absorve e emite energia da mesma forma ou de outra

Transitório: constantemente mutável, alteração no estado estável

Vetor: grandeza que tem magnitude e direção

ANEXO A - Carta de Aprovação do Comitê de Ética e Pesquisa


 Universidade Federal de Uberlândia
 Pró-Reitoria de Pesquisa e Pós-Graduação
 COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA - CEP
 Av. João Naves de Ávila, nº 2160 - Bloco J - Campus Santa Mônica - Uberlândia-MG –
 CEP 38400-089 - FONE/FAX (34) 3239-4131

PARECER DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA Nº 249/06

Registro CEP: 160/06

Projeto Pesquisa: “Detecção das ondas de Jewett em potenciais evocados auditivos”

Pesquisador Responsável: Kheline Fernandes Peres Naves

De acordo com as atribuições definidas na Resolução CNS 196/96, o CEP manifesta-se pela aprovação do projeto de pesquisa proposto.

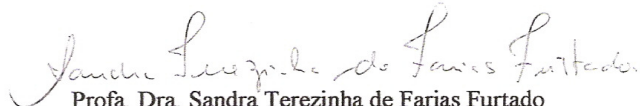
Situação: Projeto aprovado.

O CEP/UFU lembra que:

- a- segundo a Resolução 196/96, o pesquisador deverá arquivar por 5 anos o relatório da pesquisa e os Termos de Consentimento Livre e Esclarecido, assinados pelo sujeito de pesquisa.
- b- poderá, por escolha aleatória, visitar o pesquisador para conferência do relatório e documentação pertinente ao projeto.

Data para entrega do Relatório Final: janeiro/2007

18 de agosto de 2006.


 Prof. Dra. Sandra Terezinha de Farias Furtado
 Coordenadora do CEP/UFU

Orientações ao pesquisador:

(Para parecer Aprovado ou Aprovado com Recomendações)

- O sujeito da pesquisa tem a liberdade de recusar-se a participar ou de retirar seu consentimento em qualquer fase da pesquisa, sem penalização alguma e sem prejuízo ao seu cuidado (Res. CNS 196/96 - Item IV.1.f) e deve receber uma cópia do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, na íntegra, por ele assinado (Item IV.2.d).
- O pesquisador deve desenvolver a pesquisa conforme delineada no protocolo aprovado e descontinuar o estudo somente após análise das razões da descontinuidade pelo CEP que o aprovou (Res. CNS Item III.3.z), aguardando seu parecer, exceto quando perceber risco ou dano não previsto ao sujeito participante ou quando constatar a superioridade de regime oferecido a um dos grupos da pesquisa (Item V.3) que requeiram ação imediata.
- O CEP deve ser informado de todos os efeitos adversos ou fatos relevantes que alterem o curso normal do estudo (Res. CNS Item V.4). É papel do pesquisador assegurar medidas imediatas adequadas frente a evento adverso grave ocorrido (mesmo que tenha sido em outro centro) e enviar notificação ao CEP e à Agência Nacional de Vigilância Sanitária – ANVISA – junto com seu posicionamento.
- Eventuais modificações ou emendas ao protocolo devem ser apresentadas ao CEP de forma clara e sucinta, identificando a parte do protocolo a ser modificada e suas justificativas. Em caso de projetos do Grupo I ou II apresentados anteriormente à ANVISA, o pesquisador ou patrocinador deve enviá-las também à mesma, junto com o parecer aprovatório do CEP, para serem juntadas ao protocolo inicial (Res. 251/97, item III.2.e). O prazo para entrega de relatório é de 120 dias após o término da execução prevista no cronograma do projeto, conforme norma da Res. 196/96 CNS.

APÊNDICE A - Cálculo do intervalo de confiança para a média por meio da técnica Bootstrap

O cálculo do intervalo de confiança da média do sinal, foi realizado utilizando a técnica Bootstrap [72]. Esta técnica é baseada em um processo de re-amostragem que seleciona amostras, aleatoriamente, a partir do espaço amostral original, gerando novos conjuntos de amostras diferente do original, contudo, mantendo suas características estatísticas.

O presente estudo, emprega esta técnica com o objetivo de calcular o intervalo de confiança para a média das amostras de todos os indivíduos nas intensidades de 80, 60, 40 e 20 dBNa, onde para cada intensidade foram obtidos 8 amostras de PEATE a partir de cada um dos 10 voluntários, sendo um total de 40 amostras por intensidade.

A aplicação do algoritmo, baseado no Bootstrap, para o cálculo do intervalo de confiança para a média é ilustrado pelos passos abaixo [69]:

1- Experimento: Conduza o experimento. Supondo que a amostra seja $X = \{-2.41, 4.86, 6.06, 9.11, 10.20, 12.81, 13.17, 14.10, 15.77, 15.79\}$ de tamanho 10, com média $\mu = 9,946$ estimada levando-se em conta todos os valores de X .

2- Re-amostragem: Utilizando-se um gerador numérico pseudo-aleatório, selecione uma amostra, com reposição, a partir dos 10 valores de X . Deste modo podemos obter a amostra Bootstrap $X^* = \{9.11, 9.11, 6.06, 13.17, 10.20, -2.41, 4.86, 12.81, -2.41, 4.86\}$. Observe que algumas amostras do valor original aparecem mais de uma vez, e outras nem sempre.

3- Cálculo da média para os valores de X^* : a média para todos os 10 valores em X^* é calculada ($\mu^* = 6,54$).

4 - Repetição: Repita o passo 2 N vezes, para obter o total de N médias, μ_1^*, \dots, μ_N^* . Por exemplo, $N = 1000$.

5- Distribuição aproximada de μ^* : Ordene, em ordem ascendente, os valores das médias estimadas no passo 4 para obter: $\mu_{(1)}^* \leq \mu_{(2)}^* \leq \dots \leq \mu_{(1000)}^*$, onde $\mu_{(k)}$ é o k -ésimo menor valor de μ_1^*, \dots, μ_N^* .

6 – Intervalo de Confiança: O intervalo de confiança desejado, $(1 - \alpha) 100\%$, é dado por: $\mu_{(q_1)}^*$, $\mu_{(q_2)}^*$, onde q_1 é a parte inteira de $(N\alpha/2)$ e $q_2 = N - q_1 + 1$. Para $\alpha = 0,05$ e $N = 1000$, $q_1 = 25$ e $q_2 = 976$.

APÊNDICE B - Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

Eu _____ RG _____, assino esse Termo de Consentimento com a finalidade de autorizar a realização do exame de Potenciais Evocados Auditivos (ABR/BERA) da Pesquisa: "**DETECÇÃO DAS ONDAS DE JEWETT EM POTENCIAIS EVOCADOS AUDITIVOS**", realizada pela Universidade Federal de Uberlândia- Faculdade de Eng. Elétrica, sob a responsabilidade do Prof. Adriano O. Andrade, PhD (Orientador), Telefone: (34) 3214 1138, e da mestrande e fonoaudióloga Kheline Fernandes Peres Naves, Telefone: (34) 32158269 e afirmo que foram dadas todas as explicações necessárias para eu tomar essa decisão de livre e espontânea vontade.

Tenho conhecimento que:

- 1- O estudo tem por objetivo avaliar o sistema auditivo por meio de ondas obtidas pelo exame de Potenciais Evocados Auditivos. Este exame possibilita a obtenção de informações sobre a condução do som pelas vias auditivas.
- 2- O exame será feito por profissional experiente, capacitado e habilitado.
- 3- Serão realizados exames para a avaliação auditiva. Posteriormente será realizado o exame de potenciais evocados auditivos.
- 4- Será feita a limpeza da pele para a preparação do exame;
- 5- Em seguida serão colocados eletrodos de superfície (sobre a pele);
- 6- Serão colocados fones nas orelhas, onde serão dados estímulos auditivos "Clicks".
- 7- A avaliação será realizada apenas uma vez, com duração de aproximadamente 1h, podendo existir a possibilidade de sua repetição caso haja necessidade;
- 8- Os procedimentos não causarão: dor, choque ou qualquer outro tipo de desconforto durante este exame;
- 9- Não existem registros envolvendo riscos a saúde durante este tipo de exame;
- 10- Este procedimento se mostra seguro e vem sendo realizado como parte da bateria de exames auditivos na prática clínica durante anos, onde não se encontra registro sobre presença de danos a saúde;
- 11- Os pesquisadores manterão sigilo sobre minha participação na pesquisa, não serão divulgados: nome e imagem assim como os dados pessoais;
- 12- Como minha participação é voluntária, tenho o direito de interrompê-la em qualquer momento;
- 13- É um trabalho voltado para fins científicos, sem fins lucrativos;
- 14- Autorizo a publicação dos resultados do exame da pesquisa em revistas científicas, livros, internet, congressos e etc., onde minha identidade será preservada, não sendo de nenhuma forma mencionada.
- 15- Poderei ter acesso às informações sobre o estudo (resultado da pesquisa, achados encontrados);
- 16- Terei uma cópia deste termo de consentimento antes do início das avaliações.

(Assinatura do voluntário)

Data do exame: __/__/__

Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos - CEP/UFU
 Universidade Federal de Uberlândia
 Av. João Naves de Ávila, 2121 – B. Sta Mônica, Uberlândia –MG,
 CEP: 38408-100, Fone: 34-3239 4531/41

APÊNDICE C - Avaliação dos Examinadores (E1, E2, E3 e E4)

Examinador 1

Paciente: Amostra 01

	80 dB		60 dB		40 dB		20 dB		
	Amostra 1	Amostra 2	Amostra 1	Amostra 2	Amostra 1	Amostra 2	Amostra 1	Amostra 2	
Onda I	Latência	1,46	1,46	1,89	0,12	1,84	0,11		
	Amplitude	0,16	0,14	0,12	0,12	0,12	0,12		
Onda II	Latência	1,51	0,17	1,89	0,12	1,89	0,1		
	Amplitude	0,16	-0,02	0,07	0,07	0,07	0,07		
Onda III	Latência	2,59	0,06	2,92	0,06	3,02	0,08		
	Amplitude	-0,01	0,06	0,06	0,06	0,08	0,08		
Onda IV	Latência	2,81	0,2	3,13	0,14	3,94	0,15	4,91	0,09
	Amplitude	0,2	0,22	0,11	0,11	0,12	0,12		
Onda V	Latência	3,73	0,07	4,05	0,02	5,67	0,05	6,59	0,05
	Amplitude	0,18	0,09	0,12	0,12	0,09	0,09	6,7	0,07
Onda V	Latência	4,75	0,13	5,72	0,12	5,72	0,09	8,05	0,04
	Amplitude	0,07	0,1	0,1	0,1	0,09	0,09	8,21	0,05
Onda V	Latência	5,4	0,13	5,4	0,13	5,4	0,13	8,05	0,04
	Amplitude	0,09	0,1	0,1	0,1	0,09	0,09	8,21	0,05
Onda V	Latência	5,45	0,13	5,4	0,13	5,4	0,13	8,05	0,04
	Amplitude	0,13	0,1	0,1	0,1	0,09	0,09	8,21	0,05

Paciente: Amostra 02

	80 dB		60 dB		40 dB		20 dB		
	Amostra 1	Amostra 2	Amostra 1	Amostra 2	Amostra 1	Amostra 2	Amostra 1	Amostra 2	
Onda I	Latência	1,57	0,29	1,51	0,21	1,4	0,34		
	Amplitude	0,29	0,21	0,21	0,21	0,21	0,21		
Onda II	Latência	1,51	0,03	2,59	-0,13	2,75	0,12		
	Amplitude	0,03	-0,13	0,12	0,12	0,12	0,12		
Onda III	Latência	2,48	0,06	4,32	0,12	4,32	0,14		
	Amplitude	0,06	0,06	0,12	0,12	0,14	0,14		
Onda IV	Latência	3,89	0,15	3,78	0,24	5,18	0,15		
	Amplitude	-0,08	0,15	0,24	0,24	0,15	0,15		
Onda V	Latência	3,78	0,04	5,62	0,29	5,99	0,13	6,37	0,2
	Amplitude	0,15	0,04	0,29	0,29	0,13	0,13	6,37	0,2
Onda V	Latência	5,62	0,35	5,51	0,23	5,82	0,24	6,32	-0,05
	Amplitude	0,04	0,23	0,23	0,23	0,24	0,24	6,43	0,01
Onda V	Latência	5,67	0,35	5,51	0,23	5,82	0,24	6,32	-0,05
	Amplitude	0,35	0,23	0,23	0,23	0,24	0,24	6,43	0,01

Paciente: Amostra 03

	80 dB		60 dB		40 dB		20 dB		
	Amostra 1	Amostra 2	Amostra 1	Amostra 2	Amostra 1	Amostra 2	Amostra 1	Amostra 2	
Onda I	Latência	1,73	0,24	1,62	0,28	2,43	-0,05		
	Amplitude	0,24	0,28	0,28	0,28	0,28	0,28		
Onda II	Latência	1,62	-0,09	1,62	0,12	1,89	0,13	1,94	0,13
	Amplitude	-0,09	0,12	0,12	0,12	0,13	0,13	0,13	0,13
Onda III	Latência	2,54	0,11	2,81	0,14	4	0,22	4	0,03
	Amplitude	0,11	0,14	0,14	0,14	0,18	0,18	0,18	0,18
Onda IV	Latência	3,78	0,2	3,78	0,37	4,21	0,18	4,21	0,14
	Amplitude	0,2	0,37	0,37	0,37	0,18	0,18	0,18	0,18
Onda V	Latência	3,33	0,09	4,75	0,24	5,45	0,18	5,83	0,11
	Amplitude	0,09	0,24	0,24	0,24	0,18	0,18	0,18	0,18
Onda V	Latência	4,86	0,06	5,4	0,37	5,89	0,11	6,53	0,13
	Amplitude	0,06	0,37	0,37	0,37	0,11	0,11	0,13	0,13
Onda V	Latência	4,75	0,24	5,4	0,07	5,83	0,18	5,78	0,14
	Amplitude	0,24	0,07	0,07	0,07	0,18	0,18	0,14	0,14
Onda V	Latência	5,4	0,16	5,4	0,07	5,83	0,18	5,78	0,14
	Amplitude	0,16	0,07	0,07	0,07	0,18	0,18	0,14	0,14
Onda V	Latência	5,4	0,16	5,4	0,07	5,83	0,18	5,78	0,14
	Amplitude	0,16	0,07	0,07	0,07	0,18	0,18	0,14	0,14

Paciente: Amostra 04

	80 dB		60 dB		40 dB		20 dB	
	Amostra 1	Amostra 2	Amostra 1	Amostra 2	Amostra 1	Amostra 2	Amostra 1	Amostra 2
Onda I	1,46	1,51	1,94	1,89				
OE	0,22	0,26	0,19	0,17				
Onda II	1,51	1,51						
OE	0,12	0,32						
Onda III	2,54	2,43						
OE	0,14	0,07						
Onda IV	3,62	3,67	4,05	4,07	4,91	5,18	0,15	0,15
OE	0,34	0,29	0,19	0,17	5,35	5,35	0,04	0,04
Onda V	3,73	3,78	5,13	5,23				
OE	0,35	0,37	0,19	0,15				
Onda V	4,81	4,81	5,78	5,78	6,59	6,64	0,22	0,17
OE	0,42	0,15	0,11	0,06	24	24	7,88	7,88
Onda V	5,29	5,35	5,83	5,89	6,97	6,97	8,21	8,42
OE	0,27	0,23	0,19	0,2	0,02	0,15	0,09	0,02
OE	0,42	0,28						

Paciente: Amostra 05

	80 dB		60 dB		40 dB		20 dB	
	Amostra 1	Amostra 2	Amostra 1	Amostra 2	Amostra 1	Amostra 2	Amostra 1	Amostra 2
Onda I	1,46	1,46	1,73	1,73				
OE	0,27	0,13	0,1	0,36				
Onda II	1,51	1,46						
OE	0,2	0,26						
Onda III	2,54	2,54	2,75	0,03				
OE	0,19	0,3						
Onda IV	2,48	2,48						
OE	0,12	-0,06						
Onda V	3,51	3,51	3,83	3,78	4,48	4,48	5,45	5,45
OE	0,46	0,69	0,32	0,09	0,27	0,27	0,18	0,18
Onda V	3,51	3,36	3,83	3,56	4,48	4,48	5,45	5,45
OE	0,39	0,36	0,18	0,34				
Onda V	4,81	4,81	4,91	4,97	5,67	5,67	7,4	7,51
OE	0,16	0	0,12	0,28	0,25	0,13	-0,04	0,18
Onda V	5,45	5,53	5,67	5,62	6,43	6,37	7,78	7,78
OE	0,14	-0,05	0,06	0,14	0,05	0,01	-0,05	0,11
OE	0,11	0	0,02	5,72	0,26	6,37	0,05	7,78

Paciente: Amostra 06

	80 dB		60 dB		40 dB		20 dB	
	Amostra 1	Amostra 2	Amostra 1	Amostra 2	Amostra 1	Amostra 2	Amostra 1	Amostra 2
Onda I	1,62	1,62	4,16	4,1				
OE	0,43	0,24	0,29	0,21				
Onda II	1,52	1,51						
OE	0,26	0,03						
Onda III	2,92	2,92						
OE	0,23	0,07						
Onda IV	2,86	2,92						
OE	0,01	0,06						
Onda V	3,89	3,94	4,16	4,1				
OE	0,5	0,29	0,29	0,21				
Onda V	4,05	4,05	4,16	4,1				
OE	0,34	0,4	4,16	4,1				
Onda V	4,81	4,81	5,67	5,67				
OE	0,33	0,32	0,22	0,22				
Onda V	4,97	4,97	6,16	6,16	6,86	6,86	7,94	7,94
OE	0,41	0,35	0,11	0,11	0,13	0,13	0,13	0,13
Onda V	5,56	5,67	6,16	6,16	7,02	7,02	8,48	8,48
OE	0,3	0,25	0,21	0,21	0,26	0,26	0,05	0,05
OE	0,24	0,25	6,16	6,16	7,02	7,02	8,48	8,48

Examinador 2

Paciente: Amostra 01

	80 dB		60 dB		40 dB		20 dB	
	Amostra 1	Amostra 2	Amostra 1	Amostra 2	Amostra 1	Amostra 2	Amostra 1	Amostra 2
Onda I	Latência 1,51	Amplitude 0,15	Latência 1,57	Amplitude 0,13	Latência 1,84	Amplitude 0,11		
Onda II	Latência 1,51	Amplitude -0,01	Latência 1,78	Amplitude 0,07	Latência 3,02	Amplitude 0,08		
Onda III	Latência 2,81	Amplitude 0,00	Latência 3,13	Amplitude 0,06	Latência 3,13	Amplitude 0,08		
Onda IV	Latência 3,83	Amplitude 0,22	Latência 4,1	Amplitude 0,12	Latência 4,97	Amplitude 0,1		
Onda V	Latência 5,40	Amplitude 0,13	Latência 5,72	Amplitude 0,09	Latência 6,64	Amplitude 0,08	Latência 8,05	Amplitude 0,04

Paciente: Amostra 02

	80 dB		60 dB		40 dB		20 dB	
	Amostra 1	Amostra 2	Amostra 1	Amostra 2	Amostra 1	Amostra 2	Amostra 1	Amostra 2
Onda I	Latência 1,57	Amplitude 0,29	Latência 1,51	Amplitude 0,21	Latência 1,62	Amplitude 0,07		
Onda II	Latência 2,65	Amplitude 0,03	Latência 2,65	Amplitude -0,12	Latência 2,86	Amplitude 0,1		
Onda III	Latência 3,89	Amplitude -0,08	Latência 3,89	Amplitude -0,03	Latência 4,25	Amplitude 0,12		
Onda IV	Latência 3,73	Amplitude 0,14	Latência 3,78	Amplitude 0,24	Latência 3,89	Amplitude -0,01		
Onda V	Latência 5,67	Amplitude 0,17	Latência 5,67	Amplitude 0,17	Latência 5,99	Amplitude 0,29	Latência 6,32	Amplitude 0,24

Paciente: Amostra 03

	80 dB		60 dB		40 dB		20 dB	
	Amostra 1	Amostra 2	Amostra 1	Amostra 2	Amostra 1	Amostra 2	Amostra 1	Amostra 2
Onda I	Latência 1,73	Amplitude 0,24	Latência 1,67	Amplitude 0,26	Latência 1,84	Amplitude 0,12		
Onda II	Latência 2,65	Amplitude 0,09	Latência 2,92	Amplitude 0,14	Latência 3,02	Amplitude 0,1		
Onda III	Latência 3,83	Amplitude 0,19	Latência 3,78	Amplitude 0,37	Latência 4,16	Amplitude 0,23	Latência 4,97	Amplitude 0,19
Onda IV	Latência 4,91	Amplitude 0,06	Latência 4,75	Amplitude 0,24	Latência 4,21	Amplitude 0,18	Latência 5,89	Amplitude 0,09
Onda V	Latência 5,4	Amplitude 0,24	Latência 5,4	Amplitude 0,37	Latência 5,83	Amplitude 0,12	Latência 6,53	Amplitude 0,13

Paciente: Amostra 07

	80 dB				60 dB				40 dB				20 dB				
	Amostra 1		Amostra 2		Amostra 1		Amostra 2		Amostra 1		Amostra 2		Amostra 1		Amostra 2		
	Latência	Amplitude	Latência	Amplitude	Latência	Amplitude	Latência	Amplitude	Latência	Amplitude	Latência	Amplitude	Latência	Amplitude	Latência	Amplitude	
Onda I	OD	1,51	0,73	1,51	0,62	1,84	0,03	1,78	0,01								
	OE	1,46	0,24	1,51	0,28	1,73	0,22	1,73	0,13								
Onda II	OD																
	OE	2,43	0,04	2,43	0,03	2,75	0,15	2,75	-0,01								
Onda III	OD	3,62	0,83	3,62	0,7	3,83	0,09	3,63	0,12								
	OE	3,73	0,14	3,73	0,2	3,89	0,17	3,89	0,09								
Onda IV	OD	4,81	0,53	4,81	0,41	0,18	0,11	5,18	0,2								
	OE																
Onda V	OD	5,56	0,73	5,48	0,46	5,72	0,28	5,72	0,18	6,26	0,16	6,26	0,26	7,13	0,15	7,24	0,06
	OE	5,45	0,2	5,45	0,22	5,72	0,18	5,72	0,22	6,37	0,09	6,32	0,04	7,29	0,23	7,29	0,06

Paciente: Amostra 08

	80 dB				60 dB				40 dB				20 dB				
	Amostra 1		Amostra 2		Amostra 1		Amostra 2		Amostra 1		Amostra 2		Amostra 1		Amostra 2		
	Latência	Amplitude	Latência	Amplitude	Latência	Amplitude	Latência	Amplitude	Latência	Amplitude	Latência	Amplitude	Latência	Amplitude	Latência	Amplitude	
Onda I	OD	1,73	0,31	1,73	0,42												
	OE	1,67	0,31	1,67	0,39	2,11	0,12	2,16	0,17								
Onda II	OD	2,97	0,09	2,97	0,22												
	OE	2,81	0,04	2,81	0,17												
Onda III	OD	4	0,27	4	0,34	4,54	0,13	4,54	-0,03	5,02	0,11	5,08	0,07				
	OE	3,83	0,13	3,83	0,06	4,27	0,16	4,27	-0,05	4,81	0,07	4,86	0				
Onda IV	OD	5,35	0,11	5,35	0,27												
	OE	5,18	0,09	5,29	0,07	5,51	0,18	5,45	0	6,32	0,1	6,37	0,07				
Onda V	OD	5,89	0,09	5,89	0,22	6,37	-0,04	6,43	0	7,07	0,08	7,13	0,15	8,53	0		
	OE	5,78	0,04	5,78	0,05	5,99	0,1	6,16	0,03	6,8	0,12	6,97	0,06			7,88	0,04

Paciente: Amostra 9

	80 dB				60 dB				40 dB				20 dB				
	Amostra 1		Amostra 2		Amostra 1		Amostra 2		Amostra 1		Amostra 2		Amostra 1		Amostra 2		
	Latência	Amplitude	Latência	Amplitude	Latência	Amplitude	Latência	Amplitude	Latência	Amplitude	Latência	Amplitude	Latência	Amplitude	Latência	Amplitude	
Onda I	OD	1,51	0,35	1,51	0,39												
	OE	1,57	0,25	1,57	0,3	1,78	0,14	2,05	0,28								
Onda II	OD	2,81	0,19	2,81	0,23	3,02	0,04	2,75	-0,11								
	OE	2,7	0,14	2,75	0,4												
Onda III	OD	3,78	0,56	3,73	0,38	3,69	-0,011	3,89	-0,15	4,75	-0,03	4,86	-0,11				
	OE	3,62	0,24	3,62	0,43	3,69	0,16	3,89	0,25	4,75	-0,03	4,86	-0,11				
Onda IV	OD																
	OE																
Onda V	OD	5,29	0,44	5,29	0,35	5,99	0,05	5,94	0	6,32	0,04	6,32	0,25	7,24	0,17	7,61	0,07
	OE	5,24	0,29	5,24	0,34	5,83	0,03	5,83	0,42	6,7	-0,02	6,7	-0,04	7,67	-0,1	7,78	-0,02

Paciente: Amostra 10

	80 dB				60 dB				40 dB				20 dB				
	Amostra 1		Amostra 2		Amostra 1		Amostra 2		Amostra 1		Amostra 2		Amostra 1		Amostra 2		
	Latência	Amplitude	Latência	Amplitude	Latência	Amplitude	Latência	Amplitude	Latência	Amplitude	Latência	Amplitude	Latência	Amplitude	Latência	Amplitude	
Onda I	OD	1,73	-0,03	1,67	0,08												
	OE	1,73	0,23	1,67	0,09												
Onda II	OD	2,75	-0,11	2,81	-0,07												
	OE	2,75	0,01	2,81	0,03												
Onda III	OD	3,94	0,14	3,78	0,27	4,97	-0,02	4,97	0,15	5,99	0,08	5,99	0,14				
	OE	3,94	0,23	3,94	0,16												
Onda IV	OD																
	OE	4,86	0,12	4,86	0,12	5,56	0,27	5,67	0,13								
Onda V	OD	6,67	0,12	5,56	0,18	6,37	0,1	6,37	0,07	7,45	0,12	7,51	0,14	8,42	0,04	8,86	0,08
	OE	5,72	0,21	5,67	0,21	6,26	0,2	6,43	0,19	7,61	0,16	7,61	0,18	9,29	-0,05	9,29	-0,05

Paciente: Amostra 04

	80 dB				60 dB				40 dB				20 dB			
	Amostra 1		Amostra 2		Amostra 1		Amostra 2		Amostra 1		Amostra 2		Amostra 1		Amostra 2	
	Latência	Amplitude	Latência	Amplitude	Latência	Amplitude	Latência	Amplitude	Latência	Amplitude	Latência	Amplitude	Latência	Amplitude	Latência	Amplitude
Onda I	OD 1,46	0,22	1,51	0,26					2	0,14						
Onda II	OE 1,51	0,28	1,57	0,32	1,89	0,19										
Onda III	OE 2,59	0,13														
Onda III	OD 3,62	0,34	3,67	0,29					4,81	0,17	5,08	0,15				
Onda IV	OE 3,73	0,35	3,78	0,37					5,29	0,17	5,29	0,04				
Onda IV	OE 4,86	0,3	4,81	0,29												
Onda IV	OE 4,86	0,41														
Onda V	OD 5,35	0,26	5,4	0,22	5,72	0,12	5,83	-0,06	6,8	0,21	6,75	0,19	7,88	0,13	7,99	0,16
Onda V	OD 5,4	0,41	5,56	0,26	5,94	0,17	5,94	0,18	7,02	0,02	7,07	0,13	8,21	0,09	8,48	0,01

Paciente: Amostra 05

	80 dB				60 dB				40 dB				20 dB			
	Amostra 1		Amostra 2		Amostra 1		Amostra 2		Amostra 1		Amostra 2		Amostra 1		Amostra 2	
	Latência	Amplitude	Latência	Amplitude	Latência	Amplitude	Latência	Amplitude	Latência	Amplitude	Latência	Amplitude	Latência	Amplitude	Latência	Amplitude
Onda I	OD 1,4	0,27	1,46	0,13	1,67	0,11	1,78	0,35								
Onda I	OE 1,46	0,2	1,46	0,26			1,78	0,23								
Onda II	OD 2,54	0,19	2,59	0,3	2,85	0,03										
Onda II	OE 2,54	0,11	2,48	-0,06			2,75	0,26								
Onda III	OD 3,51	0,46	3,56	0,67	3,83	0,33	3,78	0,09	4,48	0,27	4,48	0,3				
Onda III	OE 3,51	0,39	3,56	0,36	3,83	0,18	3,62	0,33	4,59	0,11	4,43	0,27				
Onda IV	OD 4,75	0,17			4,97	0,12	5,02	0,27								
Onda IV	OE 4,75	0,31	4,7	-0,04												
Onda V	OD 5,4	0,14	5,4	-0,08	5,62	0,07	5,62	0,23	6,53	0,25	6,43	0,11	7,56	-0,05	7,61	0,17
Onda V	OE 5,45	0,1	5,62	-0,01	5,78	0	5,78	0,12	6,37	0,04	6,43	0	7,61	-0,03	7,67	0,11

Paciente: Amostra 06

	80 dB				60 dB				40 dB				20 dB			
	Amostra 1		Amostra 2		Amostra 1		Amostra 2		Amostra 1		Amostra 2		Amostra 1		Amostra 2	
	Latência	Amplitude	Latência	Amplitude	Latência	Amplitude	Latência	Amplitude	Latência	Amplitude	Latência	Amplitude	Latência	Amplitude	Latência	Amplitude
Onda I	OD 1,62	0,43	1,57	0,24												
Onda I	OE 1,46	0,26	1,51	0,03												
Onda II	OD 2,97	0,22	2,97	0,07												
Onda II	OE 2,81	0,01														
Onda III	OD 3,89	0,5	3,89	0,29	4,21	0,29										
Onda III	OE 4,1	0,34	4,05	0,4	4,27	0,12										
Onda IV	OD 5,02	0,4														
Onda IV	OE 5,02	0,4														
Onda V	OD 5,72	0,26	5,78	0,32	6,26	0,08	6,21	0,29	7,02	0,08	6,91	0,3	8,05	0,11		
Onda V	OD 5,89	0,23	5,89	0,23	6,21	0,2	6,32	0,2	7,07	0,26	7,07	0,15	8,37	0,09	8,59	0,19

Examinador 4

Paciente: Amosira 01

	80 dB				60 dB				40 dB				20 dB				
	Amostra 1		Amostra 2		Amostra 1		Amostra 2		Amostra 1		Amostra 2		Amostra 1		Amostra 2		
	Latência	Amplitude	Latência	Amplitude	Latência	Amplitude	Latência	Amplitude	Latência	Amplitude	Latência	Amplitude	Latência	Amplitude	Latência	Amplitude	
Onda I	OD	1,46	0,16	1,46	0,19	1,89	0,12	1,84	0,11	2,70	0,11						
	OE	1,51	0,16	1,57	0,16	1,84	0,13	1,89	0,10	2,92	0,09						
Onda II	OD	2,59	-0,01	2,7	-0,02	2,92	0,07	3,08	0,08								
	OE	2,81	0,00	2,86	0,06	3,13	0,06	3,13	0,08								
Onda III	OD	3,73	0,20	3,73	0,24	3,94	0,14	4,00	0,14	4,97	0,10	4,91	0,09				
	OE	3,89	0,17	3,83	0,22	4,05	0,11	4,10	0,12	4,86	0,06	5,08	0,10				
Onda IV	OD	4,91	0,11														
	OE	4,75	0,07	4,81	0,07			5,4	0,09								
Onda V	OD	5,45	0,08	5,29	0,11	5,72	0,03	5,67	0,05	6,53	0,07	6,59	0,05	7,61	0,05		
	OE	5,45	0,13	5,45	0,10	5,72	0,12	5,83	0,08	6,70	0,08	6,86	0,07	8,10	0,04	8,32	-0,01

Paciente: Amosira 02

	80 dB				60 dB				40 dB				20 dB				
	Amostra 1		Amostra 2		Amostra 1		Amostra 2		Amostra 1		Amostra 2		Amostra 1		Amostra 2		
	Latência	Amplitude	Latência	Amplitude	Latência	Amplitude	Latência	Amplitude	Latência	Amplitude	Latência	Amplitude	Latência	Amplitude	Latência	Amplitude	
Onda I	OD	1,62	0,28	1,51	0,21	2,00	-0,02										
	OE	1,57	0,20	1,35	0,34	1,67	0,06										
Onda II	OD	2,65	0,03	2,65	-0,12												
	OE	2,48	0,06	2,59	-0,03												
Onda III	OD	3,94	-0,09	3,94	-0,04	4,32	0,12	4,54	0,17								
	OE	3,78	0,15	3,78	0,24	3,94	0,07	3,94	0,00								
Onda IV	OD																
	OE			5,02	0,17												
Onda V	OD	5,67	0,05	5,62	0,29	6,05	0,29	6,05	0,12	6,37	0,23	6,64	0,20	7,56	0,16	7,34	0,08
	OE	5,67	0,35	5,51	0,23	5,89	0,22	5,89	0,20	6,53	-0,06	6,48	0,00	7,40	0,14	7,51	0,10

Paciente: Amosira 03

	80 dB				60 dB				40 dB				20 dB				
	Amostra 1		Amostra 2		Amostra 1		Amostra 2		Amostra 1		Amostra 2		Amostra 1		Amostra 2		
	Latência	Amplitude	Latência	Amplitude	Latência	Amplitude	Latência	Amplitude	Latência	Amplitude	Latência	Amplitude	Latência	Amplitude	Latência	Amplitude	
Onda I	OD	1,73	0,24	1,62	0,28												
	OE	1,62	-0,09	1,62	0,12	1,84	0,14	1,89	0,12	2,81	0,05	2,97	0,11				
Onda II	OD	2,59	0,1	2,75	0,15												
	OE			2,86	-0,14												
Onda III	OD	3,78	0,20	3,78	0,37	4,16	0,23	3,94	0,04								
	OE	3,83	0,09	3,83	-0,11	4,27	0,17	4,43	0,16	5,13	0,08	5,08	0,1				
Onda IV	OD	4,86	0,06	4,81	0,24												
	OE	4,75	0,07														
Onda V	OD	5,4	0,24	5,4	0,37	5,83	0,12	5,94	0,16	6,59	0,12	6,59	0,16	7,88	0,03	7,83	0,09
	OE	5,45	0,15	5,45	0,06	5,89	0,18	5,89	0,18	6,75	0,15	6,8	0,16	8,21	0,06	8,1	0,07

Paciente: Amostra 04

	80 dB				60 dB				40 dB				20 dB			
	Amostra 1		Amostra 2		Amostra 1		Amostra 2		Amostra 1		Amostra 2		Amostra 1		Amostra 2	
	Latência	Amplitude	Latência	Amplitude	Latência	Amplitude	Latência	Amplitude	Latência	Amplitude	Latência	Amplitude	Latência	Amplitude	Latência	Amplitude
Onda I	OD	1,46	0,22	1,51	0,26	1,89	0,14	2	0,1	2	0,14					
	OE	1,51	0,28	1,57	0,32	1,94	0,19	1,78	0,18							
Onda II	OD	2,54	0,12	2,43	0											
	OE	2,54	0,14	2,54	0,08											
Onda III	OD	3,62	0,34	3,73	0,29					4,75	0,17					
	OE	3,73	0,35	3,78	0,37			4,1	0,06							
Onda IV	OD	4,81	0,42	4,81	0,23	5,08	0,19	5,08	0,06							
	OE	4,81	0,42													
Onda V	OD	5,29	0,27	5,35	0,23	5,72	0,12	5,83	-0,06	6,7	0,23	6,7	0,21	7,94	0,11	7,99
	OE	5,4	0,41	5,51	0,27	5,89	0,19	5,89	0,2	7,02	0,02	7,02	0,14	8,21	0,09	8,48

Paciente: Amostra 05

	80 dB				60 dB				40 dB				20 dB			
	Amostra 1		Amostra 2		Amostra 1		Amostra 2		Amostra 1		Amostra 2		Amostra 1		Amostra 2	
	Latência	Amplitude	Latência	Amplitude	Latência	Amplitude	Latência	Amplitude	Latência	Amplitude	Latência	Amplitude	Latência	Amplitude	Latência	Amplitude
Onda I	OD	1,46	0,27	1,46	0,13	1,67	0,11	1,78	0,35							
	OE	1,51	0,2	1,51	0,24	1,78	0,07	1,78	0,23							
Onda II	OD	2,59	0,18	2,7	0,3	2,75	0,03									
	OE	2,54	0,11	2,54	-0,07			2,75	0,26							
Onda III	OD	3,51	0,46	3,56	0,67	3,83	0,33	3,78	0,09	4,48	0,27	4,48	0,3	5,51	0,17	5,45
	OE	3,51	0,39	3,56	0,36	3,78	0,19	3,62	0,33							
Onda IV	OD	4,81	0,16	4,81	0	4,91	0,12	4,97	0,28							
	OE	4,81	0,31			5,13	0,15	5,02	0,24	5,67	0,08	5,72	0,23			
Onda V	OD	5,45	0,14	5,29	-0,04	5,62	0,07	5,62	0,23	6,48	0,25	6,37	0,13	7,51	-0,05	7,56
	OE	5,45	0,1	5,62	-0,01	5,67	0,02	5,67	0,16	6,32	0,06	6,43	0	7,67	-0,03	7,78

Paciente: Amostra 06

	80 dB				60 dB				40 dB				20 dB			
	Amostra 1		Amostra 2		Amostra 1		Amostra 2		Amostra 1		Amostra 2		Amostra 1		Amostra 2	
	Latência	Amplitude	Latência	Amplitude	Latência	Amplitude	Latência	Amplitude	Latência	Amplitude	Latência	Amplitude	Latência	Amplitude	Latência	Amplitude
Onda I	OD	1,67	0,43	1,62	0,24											
	OE	1,51	0,26	1,51	0,03	2,59	0,09									
Onda II	OD	2,97	0,22	3,02	0,07											
	OE	2,86	0,01	3,02	0,07											
Onda III	OD	3,89	0,5	3,94	0,29	4,16	0,29									
	OE	4,1	0,34	4,05	0,4	4,27	0,12	4,05	0,21	4,48	0,17					
Onda IV	OD	5,24	0,38							6,05	0,32	6,05	0,23			
	OE	5,02	0,4	5,08	0,32	5,62	0,21									
Onda V	OD	5,67	0,27	5,72	0,34	6,16	0,11	6,16	0,3					7,94	0,13	7,94
	OE	5,89	0,23	5,83	0,25	6,16	0,21	6,21	0,21	7,07	0,26	7,02	0,16	8,21	0,12	8,53

Paciente: Amostra 07

	80 dB		60 dB		40 dB		20 dB		
	Amostra 1	Amostra 2	Amostra 1	Amostra 2	Amostra 1	Amostra 2	Amostra 1	Amostra 2	
Latência	Amplitude	Latência	Amplitude	Latência	Amplitude	Latência	Amplitude	Latência	Amplitude
Onda I	OD 1,51	0,723	1,51	0,62	1,73	0,04	2,16	0,15	
	OE 1,51	0,23	1,51	0,28	1,73	0,13	2,16	0,09	2,38
Onda II	OD 2,38	0,05	2,43	0,03	2,7	0,15	2,81	0	
	OE 3,62	0,83	3,56	0,73	3,83	0,09	4,37	0,1	
Onda III	OD 3,67	0,15	3,73	0,2	3,89	0,17	4,27	0,08	4,59
	OE 4,81	0,53	4,81	0,41	4,97	0,22	5,13	0,2	
Onda IV	OD 5,08	0,23	4,97	0,14	5,13	0,15	5,13	0,15	6,21
	OE 5,51	0,76	5,4	0,49	5,72	0,28	6,32	0,18	7,07
Onda V	OD 5,4	0,2	5,51	0,22	5,67	0,2	6,37	0,09	7,13
	OE 5,4	0,2	5,51	0,22	5,67	0,2	6,37	0,09	7,13

Paciente: Amostra 08

	80 dB		60 dB		40 dB		20 dB		
	Amostra 1	Amostra 2	Amostra 1	Amostra 2	Amostra 1	Amostra 2	Amostra 1	Amostra 2	
Latência	Amplitude	Latência	Amplitude	Latência	Amplitude	Latência	Amplitude	Latência	Amplitude
Onda I	OD 1,73	0,31	1,73	0,42	2,21	0,07	2,7	0,14	2,65
	OE 1,67	0,31	1,67	0,39	2,11	0,12	2,75	0,12	2,75
Onda II	OD 2,97	0,09	2,97	0,22	3,11	0,12	3,11	0,12	3,11
	OE 2,81	0,04	2,81	0,17					
Onda III	OD 4	0,27	3,94	0,36	4,43	0,15	4,97	0,11	5,08
	OE 3,83	0,13	3,83	0,06	4,21	0,17	4,81	0,07	4,75
Onda IV	OD 5,29	0,12	5,4	0,28	5,45	0,2	5,45	0,2	5,45
	OE 5,13	0,11	5,29	0,07	5,45	0,2	5,45	0,2	5,45
Onda V	OD 5,83	0,11	5,89	0,22	6,37	-0,04	7,13	0,08	7,02
	OE 5,78	0,04	5,72	0,06	5,94	0,08	6,8	0,12	6,91

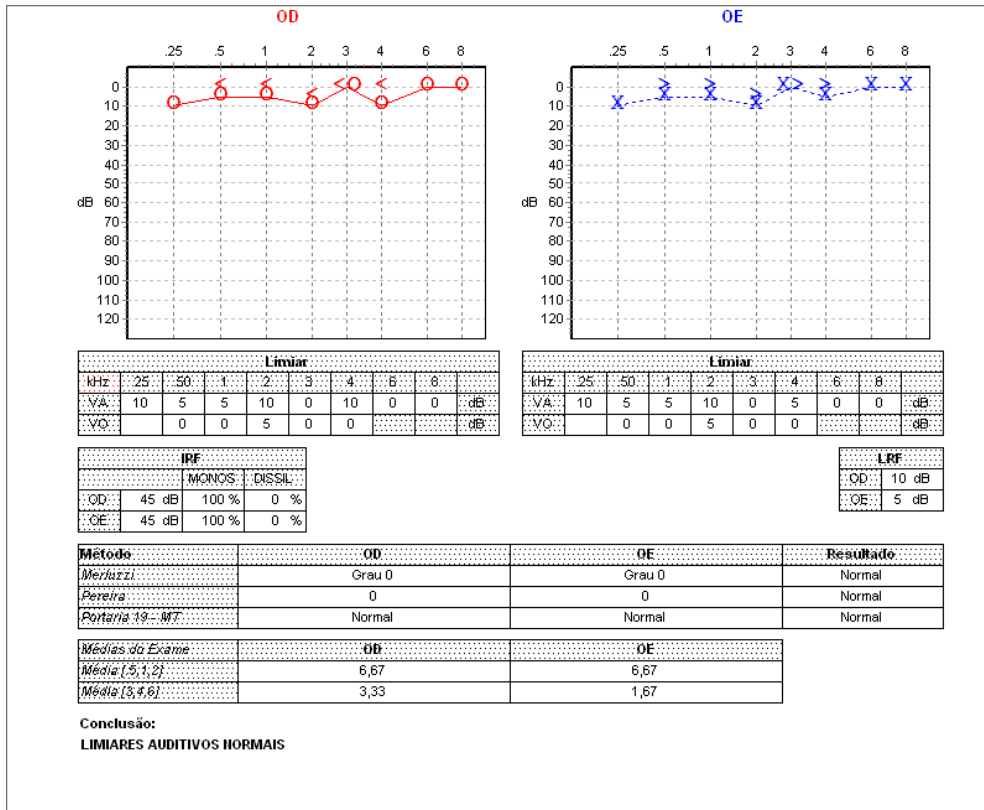
Paciente: Amostra 09

	80 dB		60 dB		40 dB		20 dB		
	Amostra 1	Amostra 2	Amostra 1	Amostra 2	Amostra 1	Amostra 2	Amostra 1	Amostra 2	
Latência	Amplitude	Latência	Amplitude	Latência	Amplitude	Latência	Amplitude	Latência	Amplitude
Onda I	OD 1,51	0,35	1,51	0,39	1,84	0,11	1,78	-0,05	
	OE 1,62	0,24	1,51	0,31	1,78	0,14	1,89	0,3	2,75
Onda II	OD 2,81	0,19	2,81	0,23	2,59	-0,06			
	OE 2,7	0,14	2,81	0,15					
Onda III	OD 3,78	0,56	3,67	0,4	3,83	-0,09	3,89	-0,15	
	OE 3,62	0,24	3,62	0,43	3,83	0,16	3,94	0,25	4,7
Onda IV	OD 4,91	0,24					5,13	-0,02	
	OE 5,29	0,44	5,24	0,38	5,99	0,05	5,78	0,05	6,37
Onda V	OD 5,29	0,28	5,24	0,34	5,89	0,03	5,89	0,4	6,64
	OE 5,29	0,28	5,24	0,34	5,89	0,03	5,89	0,4	6,64

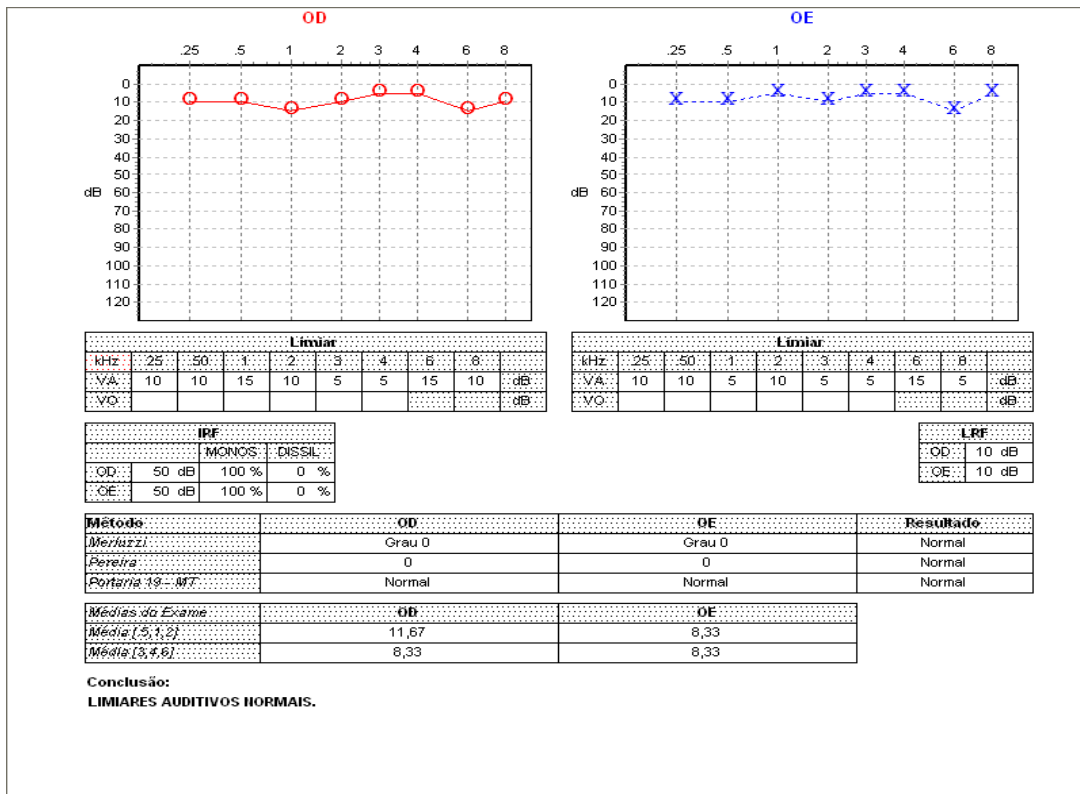
Paciente: Amostra 10

	80 dB		60 dB		40 dB		20 dB		
	Amostra 1	Amostra 2	Amostra 1	Amostra 2	Amostra 1	Amostra 2	Amostra 1	Amostra 2	
Latência	Amplitude	Latência	Amplitude	Latência	Amplitude	Latência	Amplitude	Latência	Amplitude
Onda I	OD 1,67	-0,02	1,67	0,08					
	OE 1,73	0,23	1,67	0,09					
Onda II	OD 2,75	-0,11							
	OE 2,7	0,01	2,86	0,03					
Onda III	OD 3,89	0,15	3,78	0,27					
	OE 3,94	0,23	4	0,16					
Onda IV	OD 4,86	0,12	4,81	0,13					
	OE 5,67	0,12	5,56	0,18	6,32	0,1	6,32	0,08	7,56
Onda V	OD 5,67	0,22	5,62	0,21	6,21	0,21	6,37	0,2	7,57
	OE 5,67	0,22	5,62	0,21	6,21	0,21	6,37	0,2	7,57

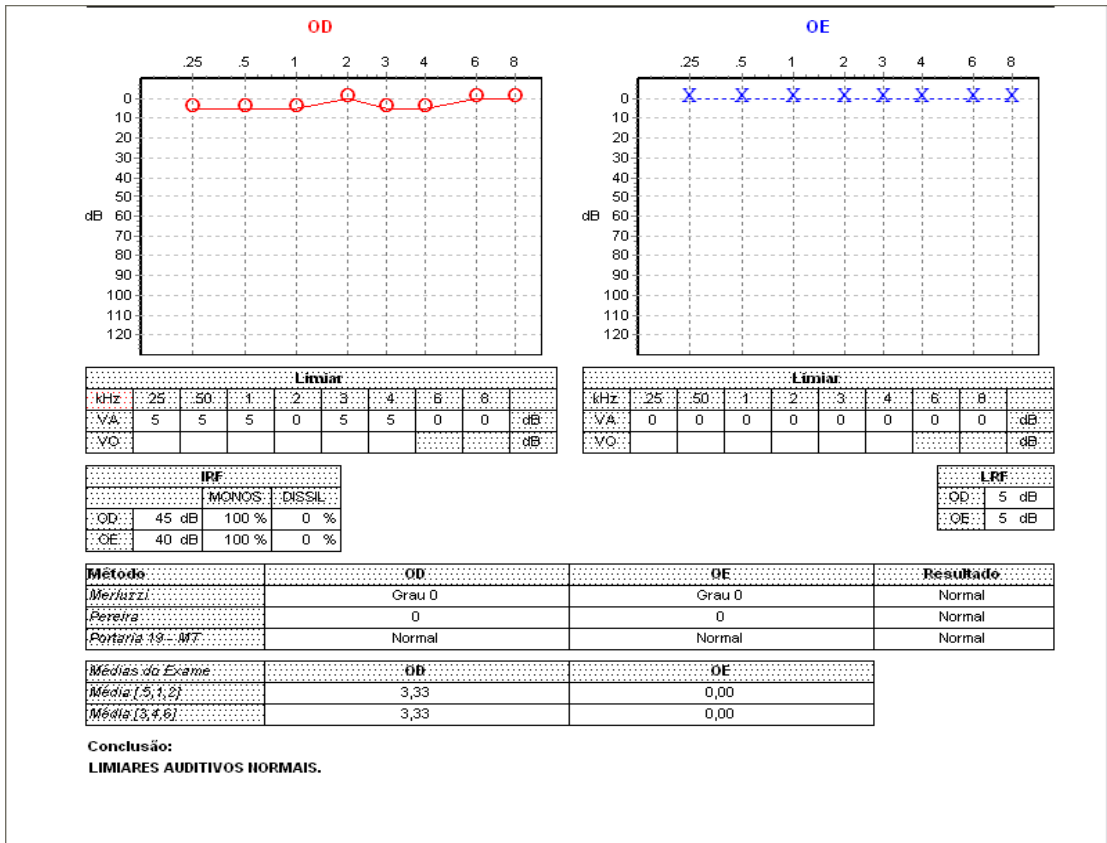
APÊNDICE D – Audiometrias



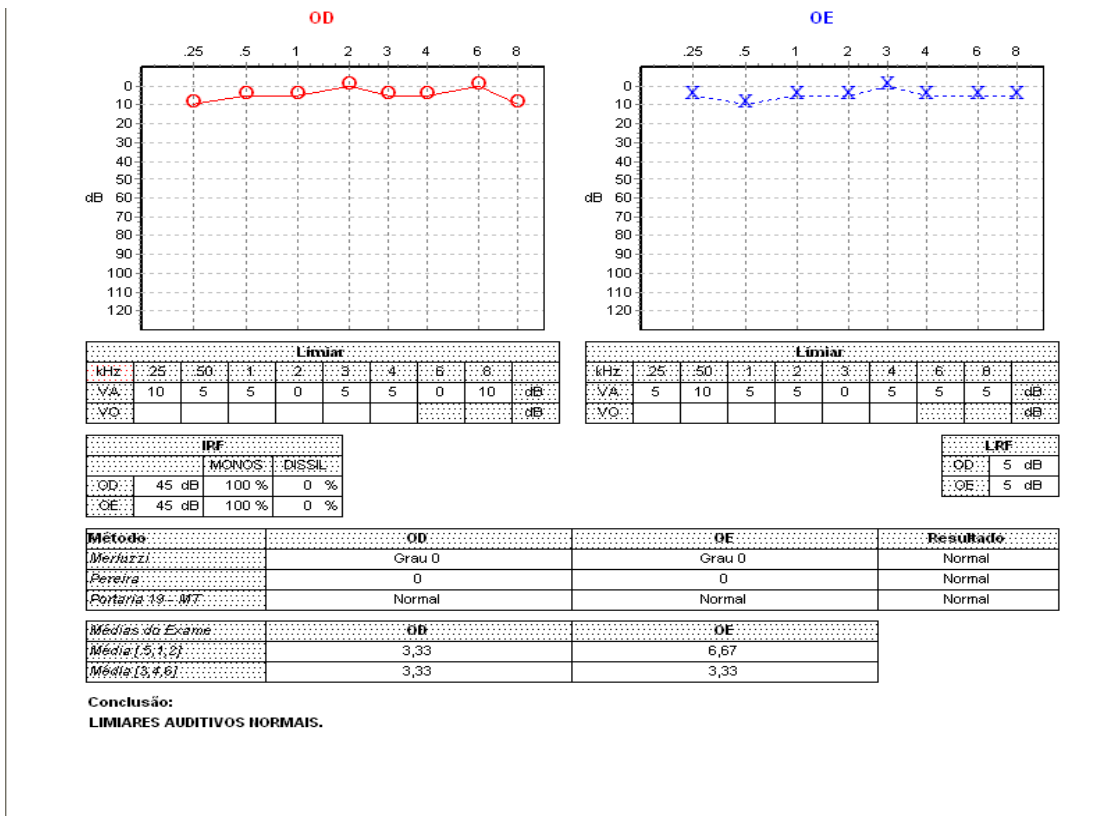
AUDIOMETRIA 1



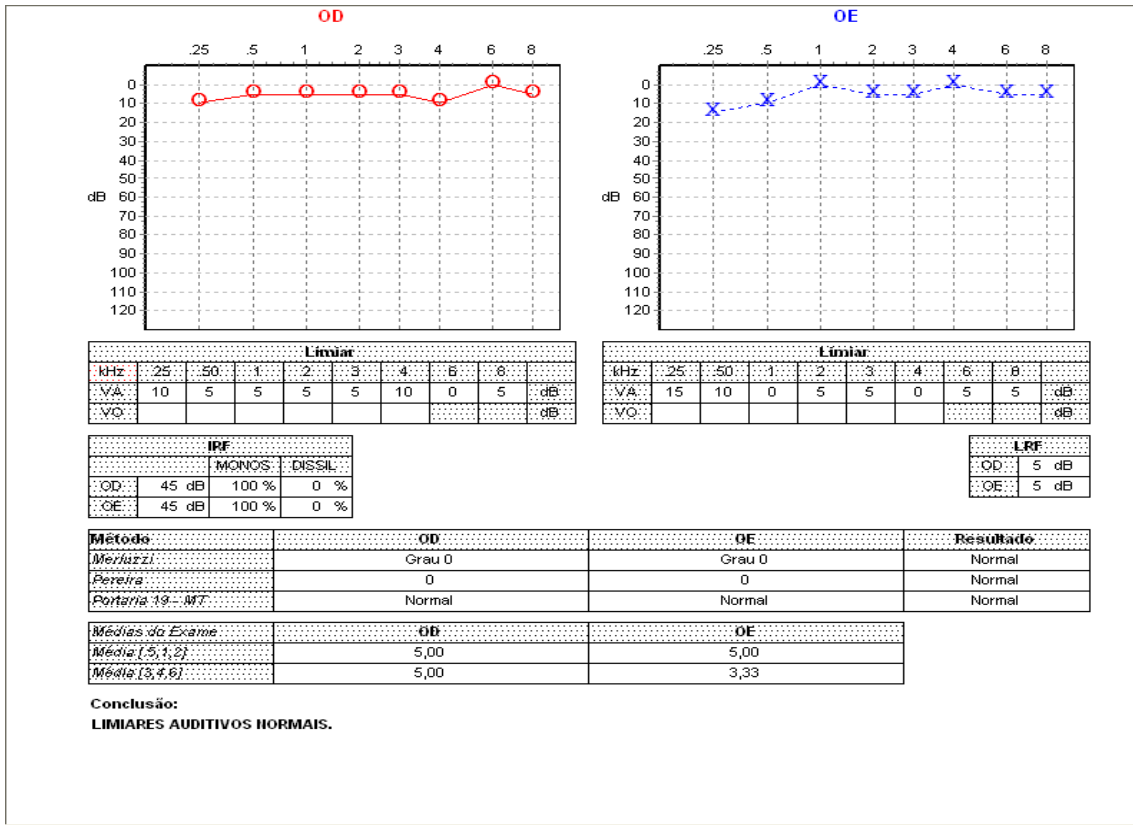
AUDIOMETRIA 2



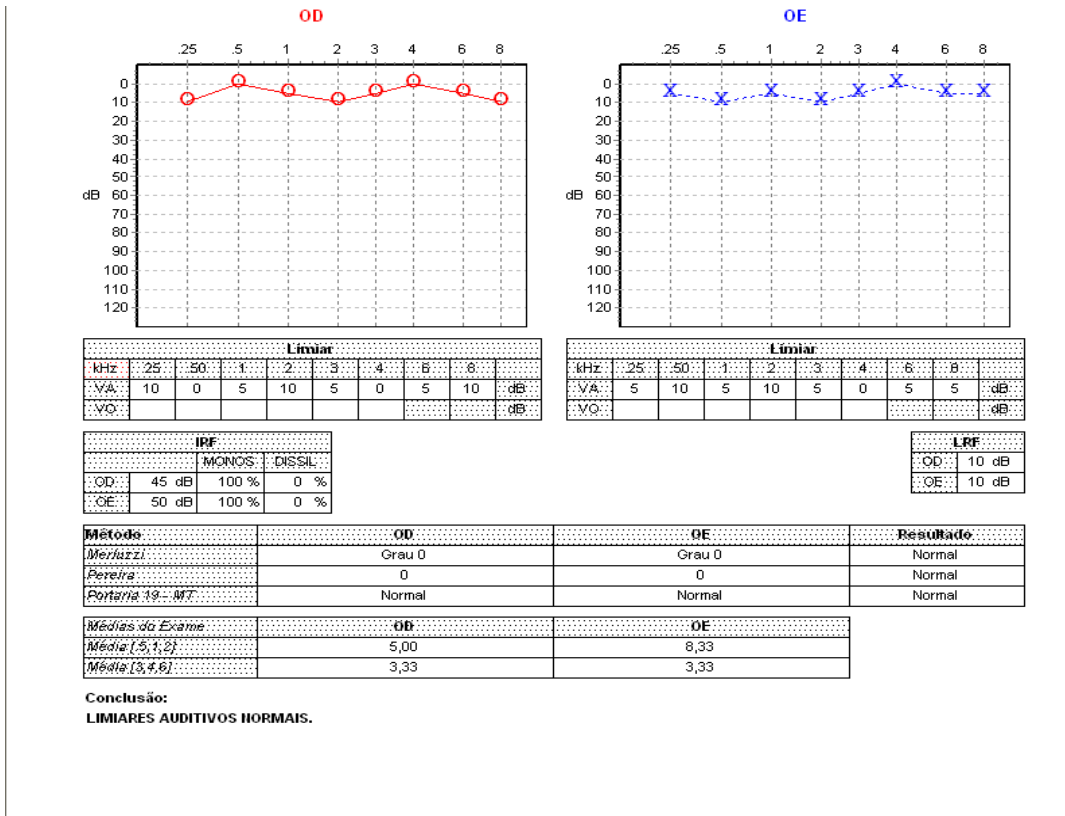
AUDIOMETRIA 3



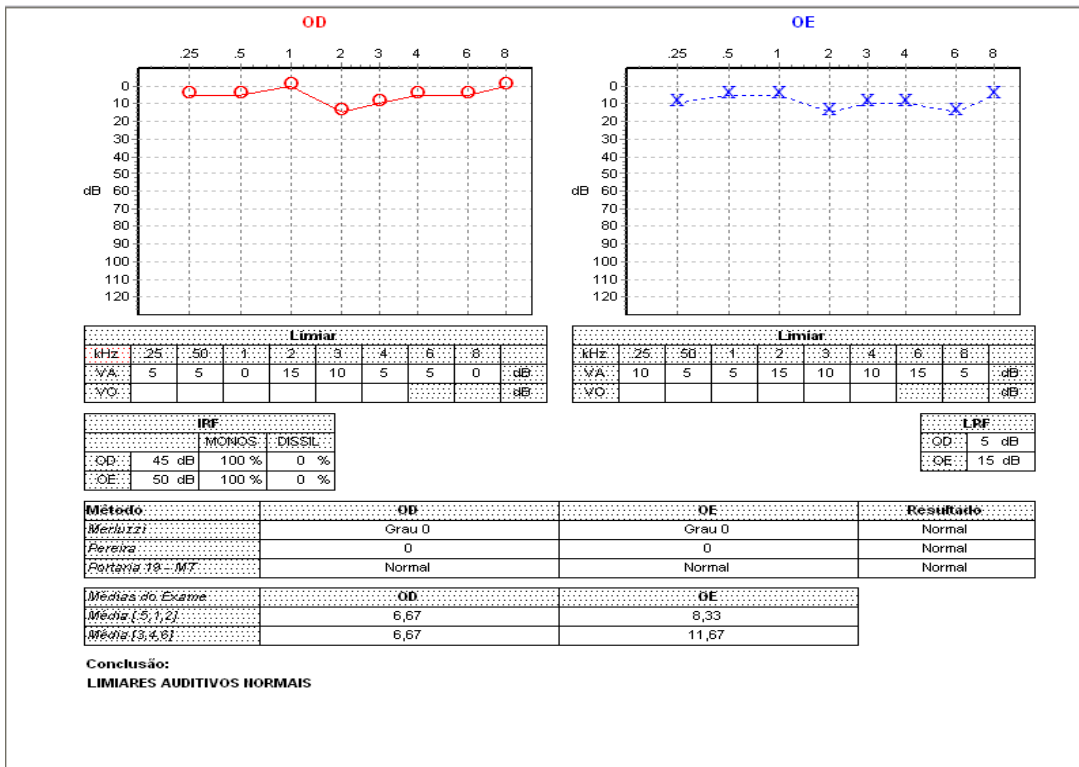
AUDIOMETRIA 4



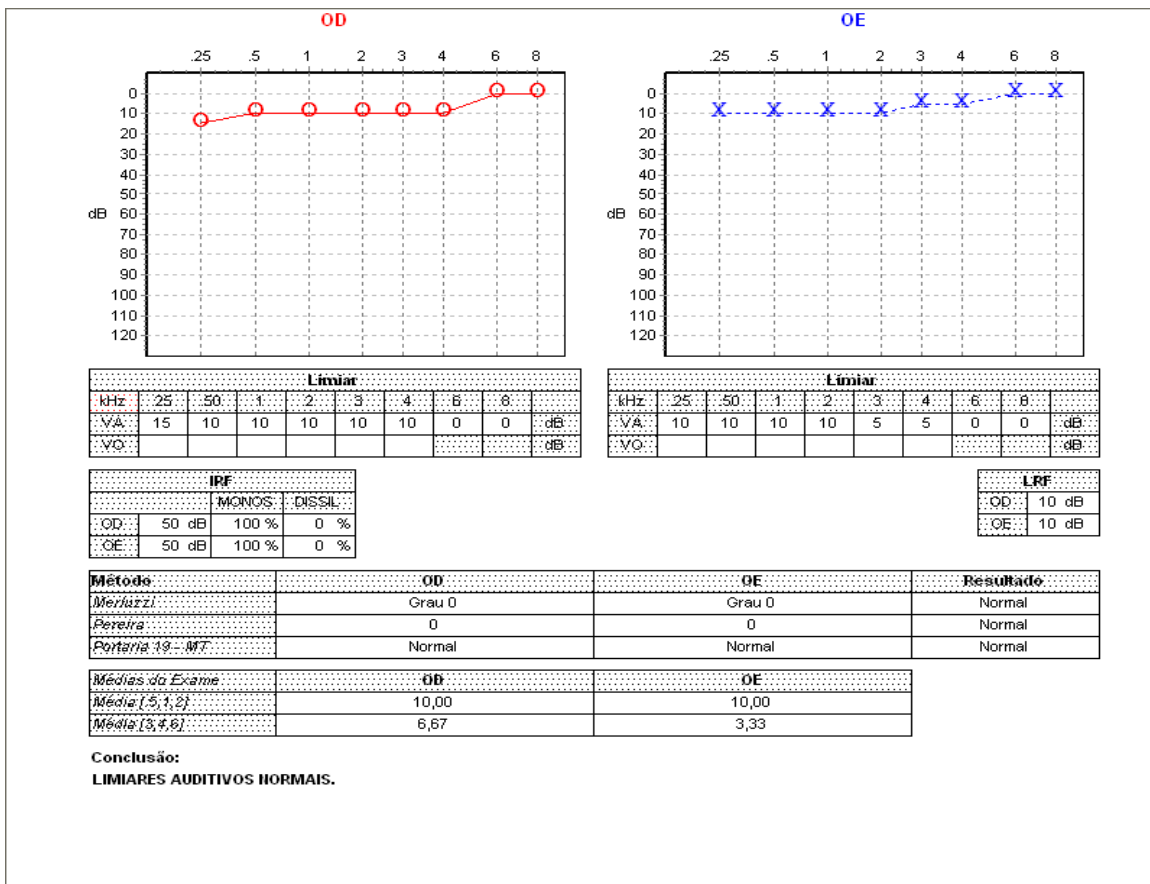
AUDIOMETRIA 5



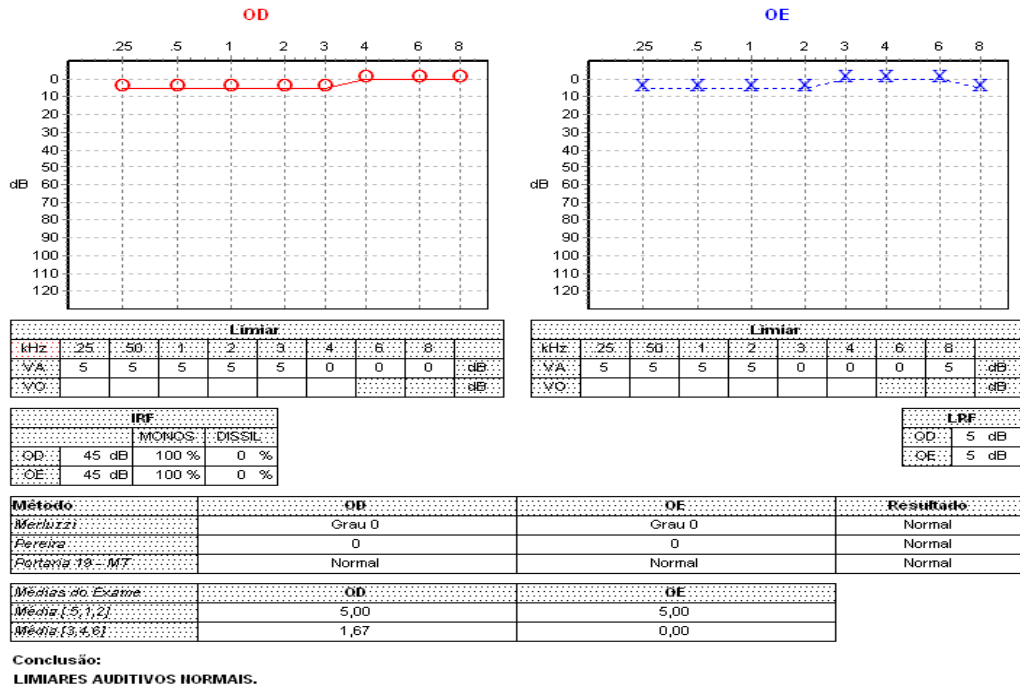
AUDIOMETRIA 6



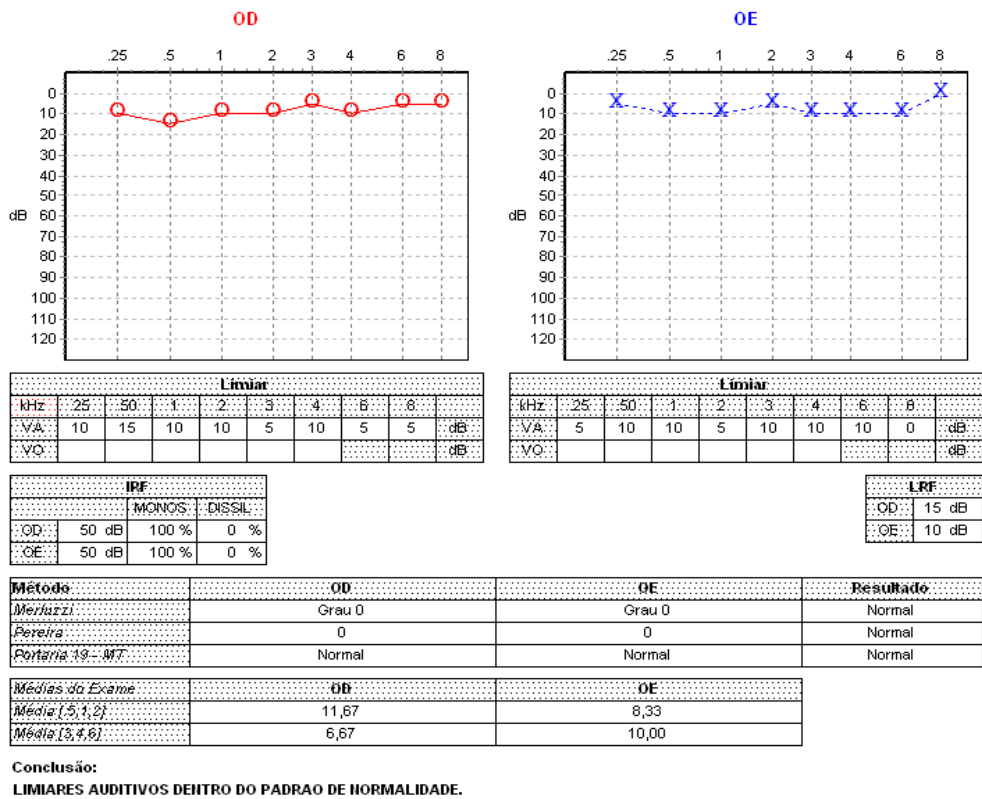
AUDIOMETRIA 7



AUDIOMETRIA 8



AUDIOMETRIA 9



AUDIOMETRIA 10

APÊNDICE E – Publicações

Naves K. F. P; Andrade O.A; Filho, J.B.S, *Análise de Potenciais Evocados Auditivos de Tronco Cerebral Através de Atributos Instantâneos de Séries Temporais*. In : Rev. Brasileira de Otorrinolaringologia. 2007, São Paulo. Artigo submetido em 13 de fevereiro de 2007.

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](#)