

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.

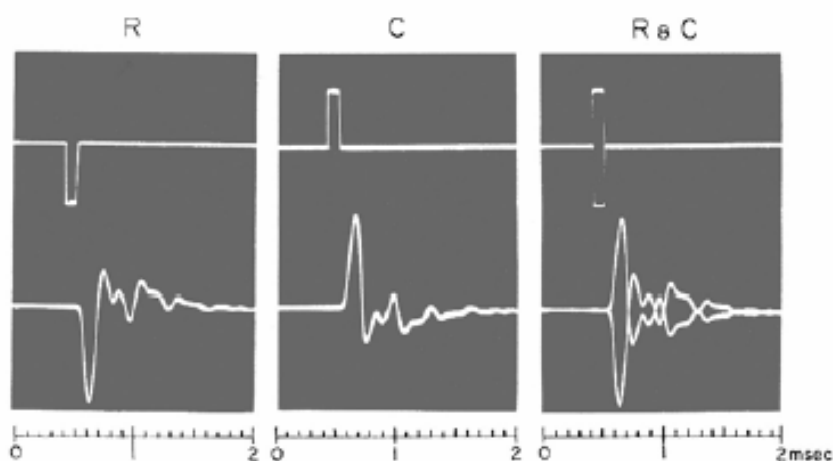


FIGURA 14 - Ilustração dos três tipos de polaridade. R = rarefeita, C= condensada e R e C= alternada.

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.

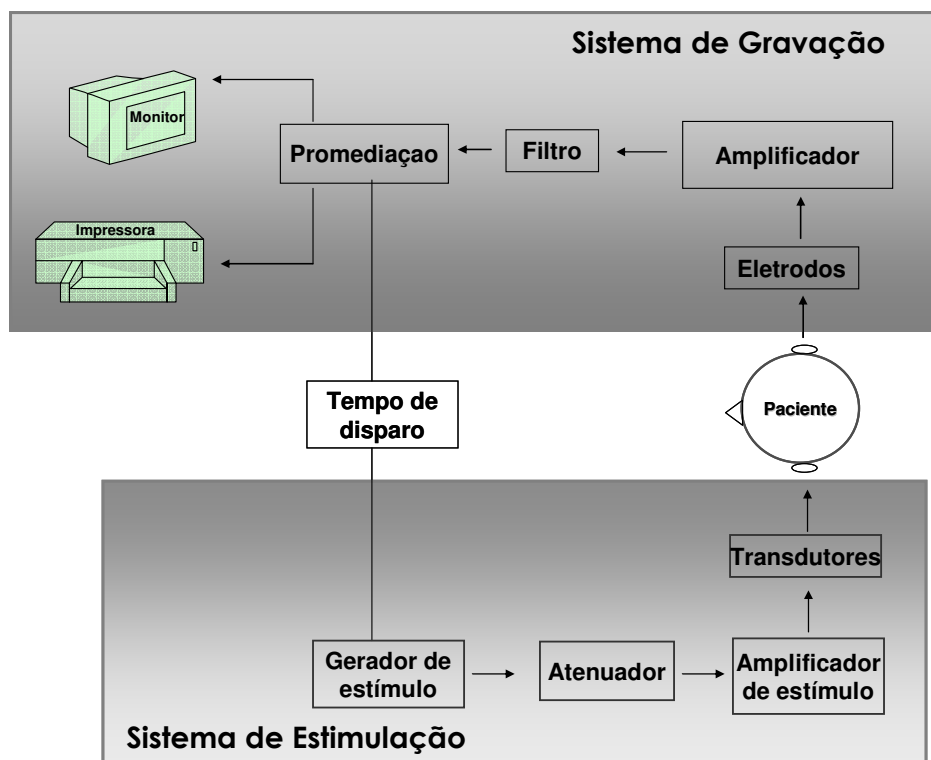


FIGURA 15 - Diagrama do sistema de gravação e sistema de estimulação dos PEATE. Na parte superior, temos o sistema de gravação e na parte inferior, temos o sistema de estimulação.

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.

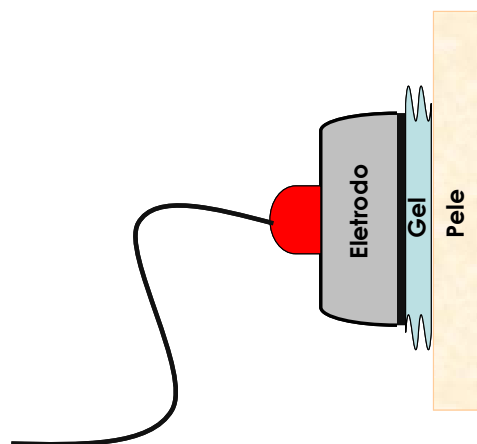


FIGURA 16 - Esquema da interface pele-eletrólito e eletrólito-eletrodo

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.

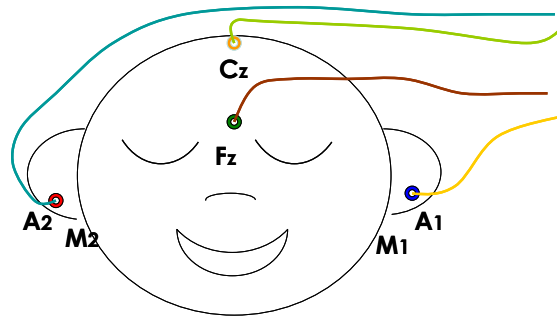


FIGURA 17 - Posicionamento dos eletrodos para a eliciação dos PEATE.

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.

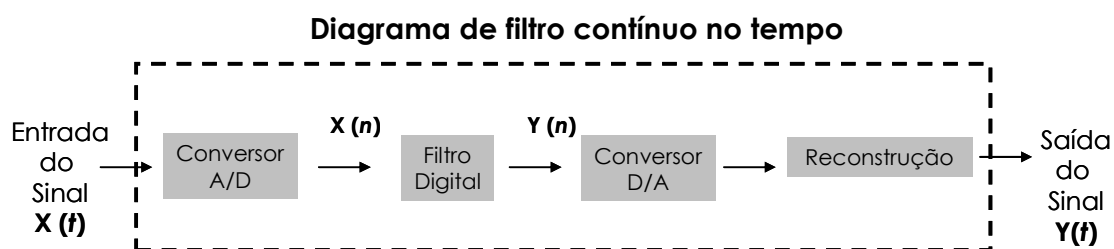


FIGURA 18 - Diagrama que mostra a entrada do sinal seguida da conversão A/D e a passagem pelo filtro digital, conversão D/A e reconstrução do sinal [41] .

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.

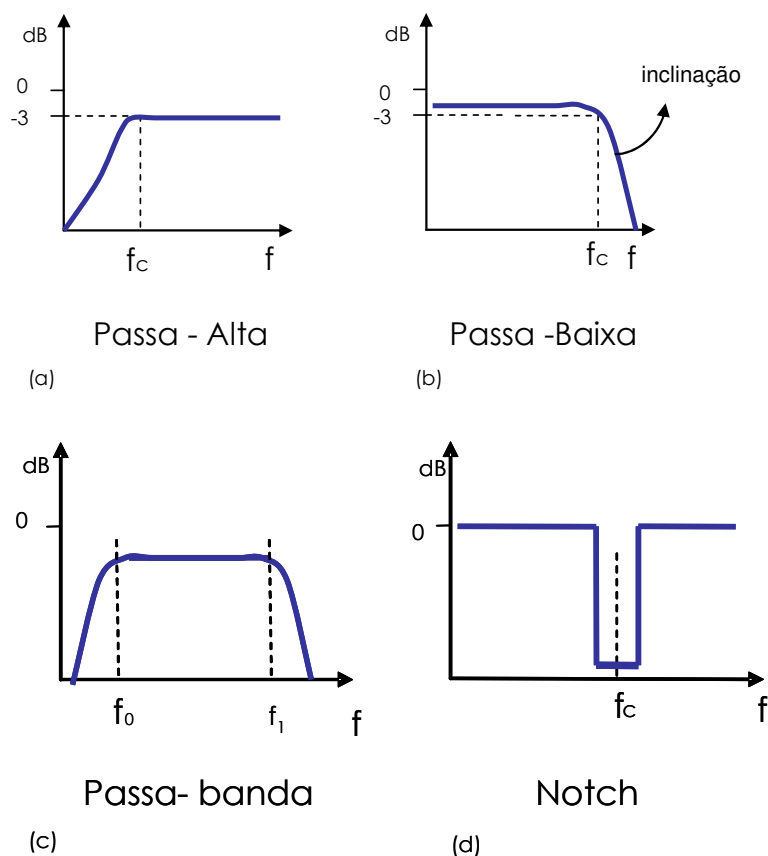


FIGURA 19 - Tipos de filtros. Figura (a) mostra o filtro passa-alta, Figura (b) passa - baixa, Figura (c) passa-banda e Figura (d) mostra o filtro Notch ideal.

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 sequência de amostras instantâneas, dispostas em espaços de tempo pré-fixados, como na Figura 20 (definido pela frequência de amostragem) [42].

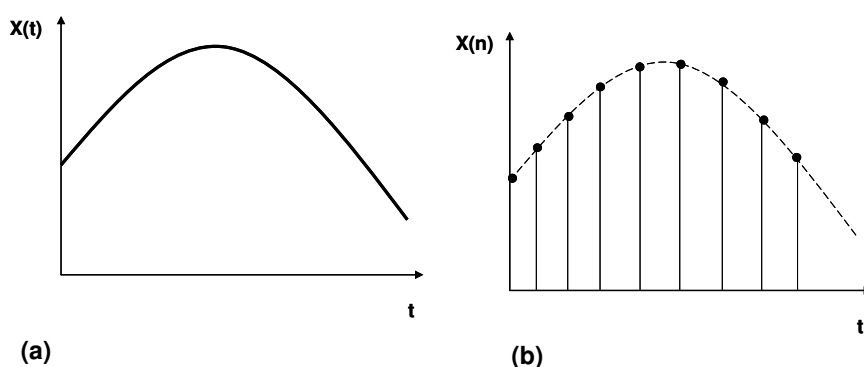


FIGURA 20 - (a) sinal contínuo no tempo e na amplitude e (b) mostra sinal discretizado no tempo e contínuo na amplitude.

Para que o processo de amostragem não conduza à perda de informação, é necessário que a frequência de amostragem seja, pelo menos, duas vezes superior à máxima frequência 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 l Labs	Equipamento multimodal para EMG e potenciais evocados	• 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	• 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	• 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 reinicializarão)
Pathfinder Nicolet	Sistema de eletrodiagnóstico para EEG e potenciais evocados	• 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	• 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	• 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

kstest2 é 1, caso contrário, $H=0$. A hipótese é rejeitada considerando-se o nível de significância de 5 %.

O kstest2 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.

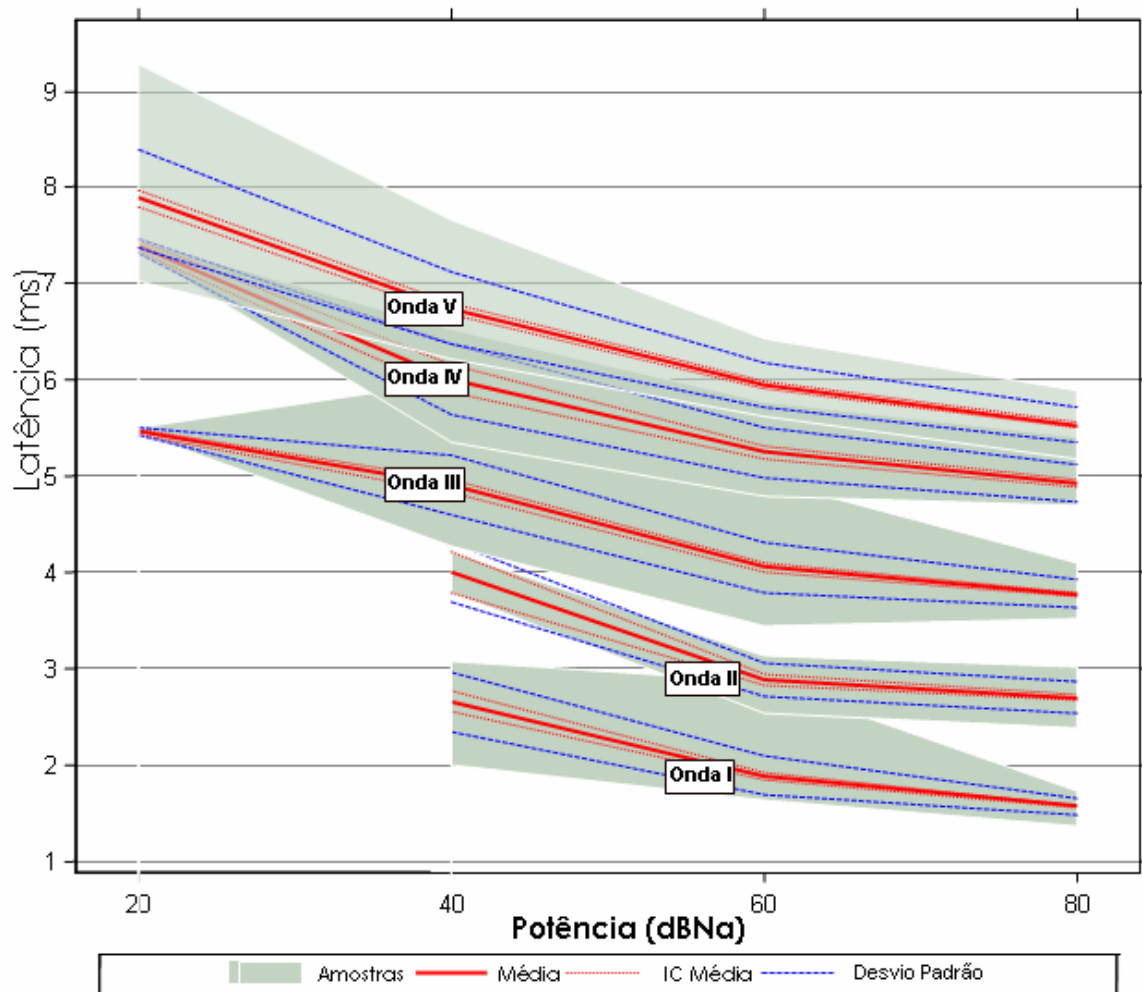


FIGURA 21 - Disposição das ondas por intensidade, considerando os valores de latência avaliados pelos examinadores. O intervalo de confiança da média (IC) e desvio padrão (DP) são apresentados.

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.

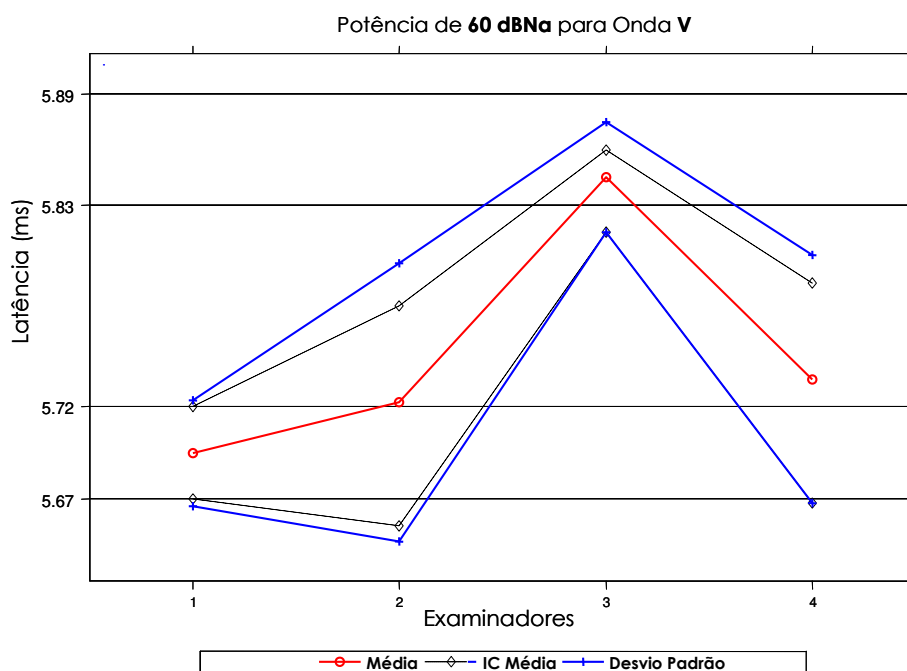


FIGURA 22 - Valores médios com IC (intervalo de confiança) da média e desvio padrão para as latências da Onda V na intensidade 60 dBNa avaliadas pelos examinadores 1, 2, 3 e 4.

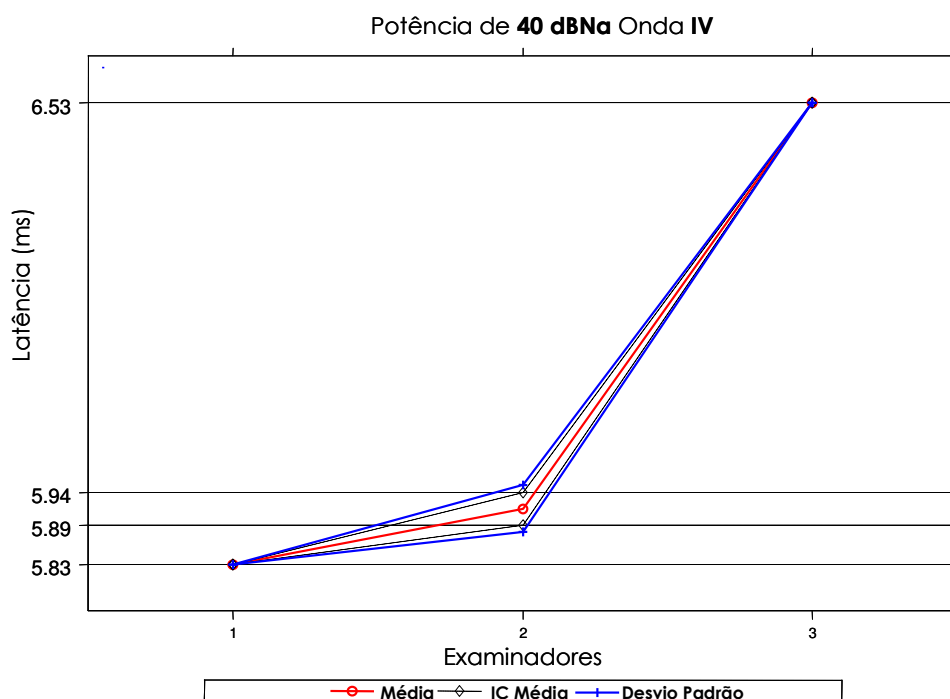


FIGURA 23 - Valores médios com IC (intervalo de confiança) da média e desvio padrão para as latências da Onda IV na intensidade 40 dBNa avaliadas pelos examinadores 1, 2 e 3. Observe a diferença na marcação da latência para a onda IV feita pelo examinador 3. O examinador 4 não realizou a marcação.

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.

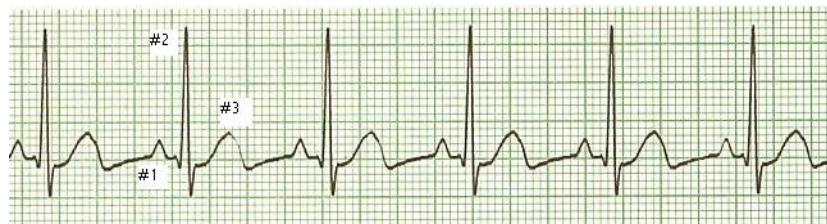


FIGURA 24 - Exemplo de uma série temporal contínua. Registro do sinal de ECG.



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 sequência de passos para o cálculo da Transformada de Hilbert e dos AI a partir do sinal analítico.

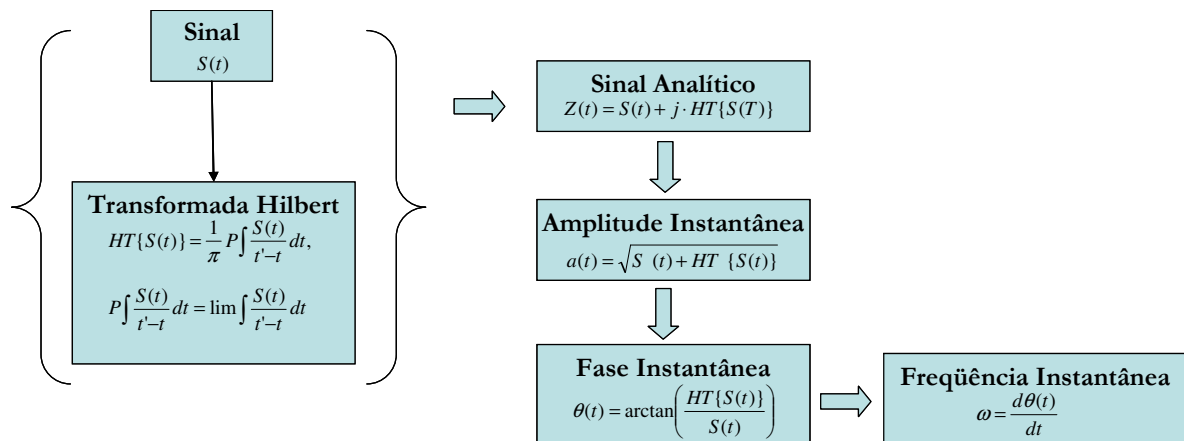


FIGURA 26 - Diagrama com a sequência de uma série temporal para o cálculo dos atributos instantâneos.

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.

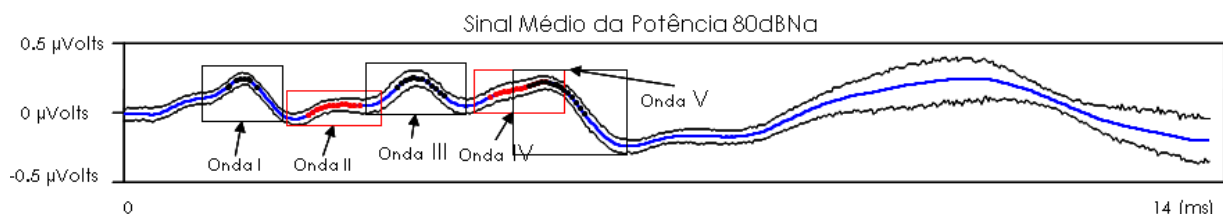


FIGURA 27 - Os pontos em preto e vermelho marcados no sinal é a detecção das ondas I, II, III, IV e V, realizada pelos examinadores dentro das respectivas janelas. As linhas externas, na parte superior e inferior do sinal, são os intervalos de confiança superior e inferior da média.

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 evidência 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 limiares auditivos.

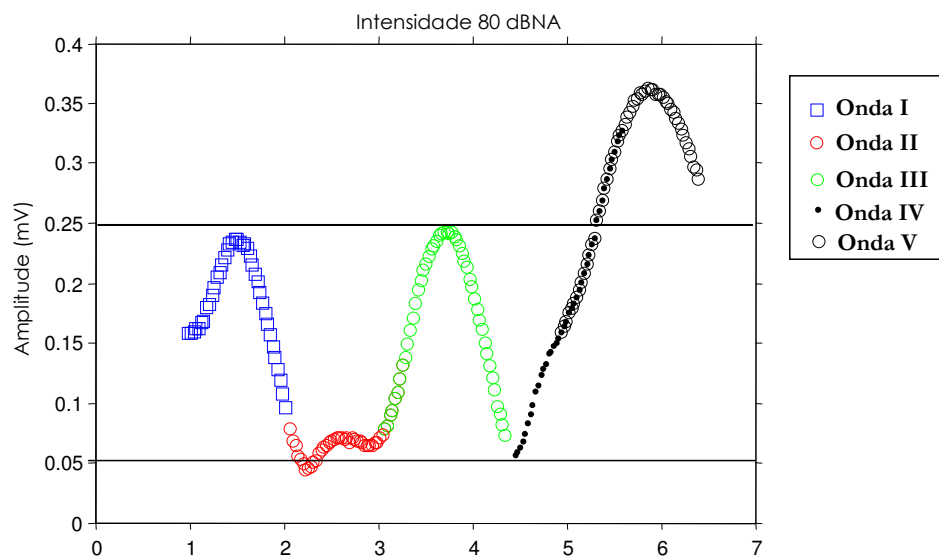


FIGURA 28 - Resultados obtidos para o cálculo da amplitude instantânea para a intensidade de 80 dBNA para o sinal de PEATE, onde se observa a amplitude das ondas II (baixa amplitude) e das ondas IV e V em amplitudes elevadas.

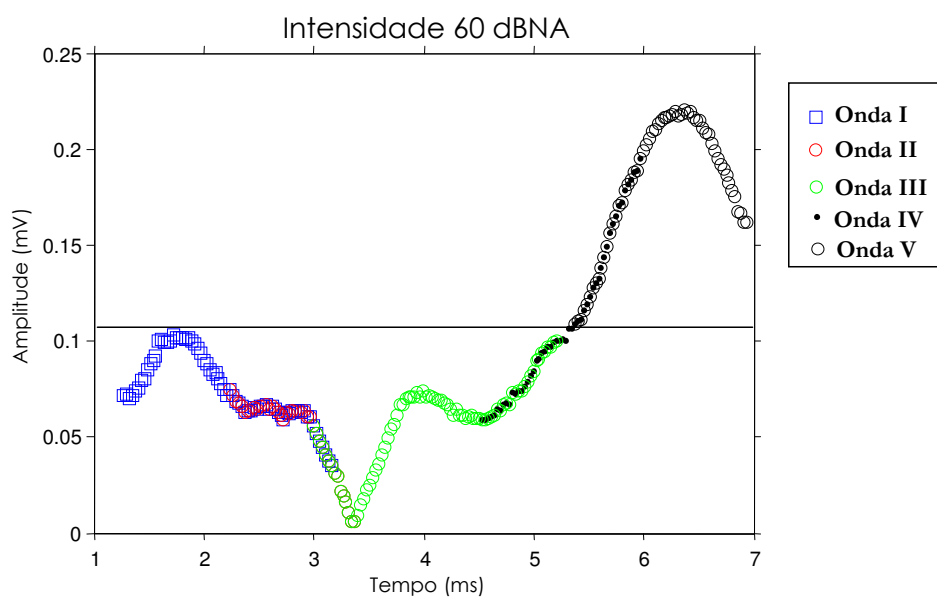


FIGURA 29 - Resultados obtidos para o cálculo da amplitude instantânea para a intensidade de 60 dBNA para o sinal de PEATE, pode se visualizar a separabilidade da onda V em relação as demais ondas do sinal.

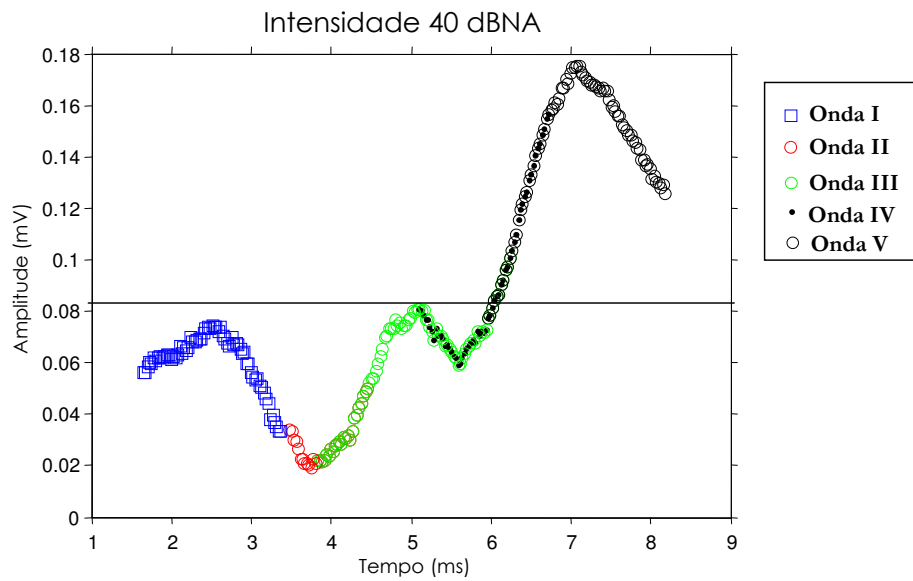


FIGURA 30 - Resultados obtidos para o cálculo da amplitude instantânea para a intensidade de 40 dBNA para o sinal de PEATE, onde observamos a separabilidade das ondas IV e V em relação as demais ondas do sinal.

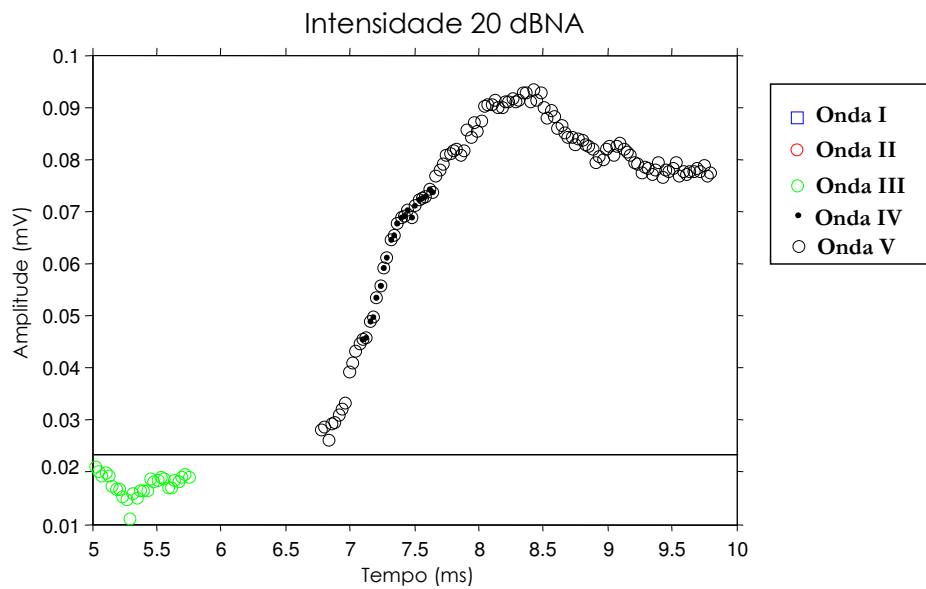


FIGURA 31 - Resultados obtidos para o cálculo da amplitude instantânea para a intensidade de 20 dBNA para o sinal de PEATE. Observe que as ondas III e complexo de ondas IV e V são diferenciadas entre si.

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.

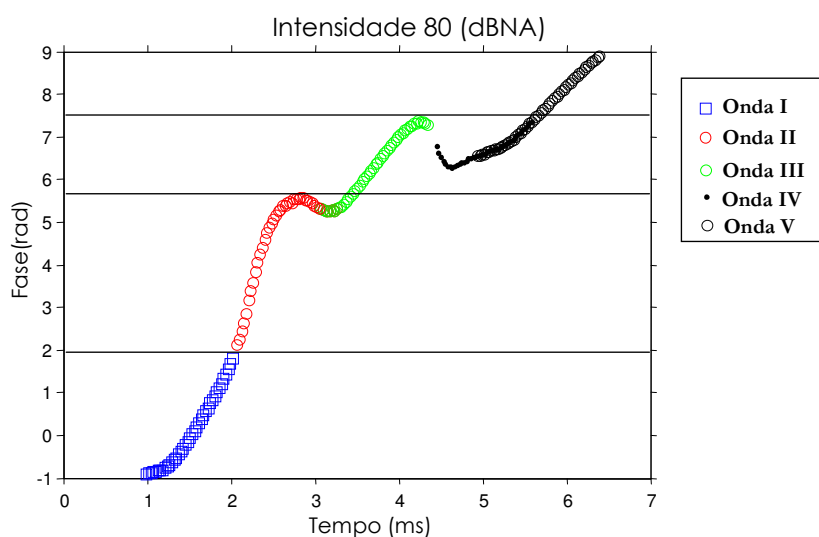


FIGURA 32 - Resultados obtidos para o cálculo da fase instantânea para a intensidade de 80 dBNa.

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.

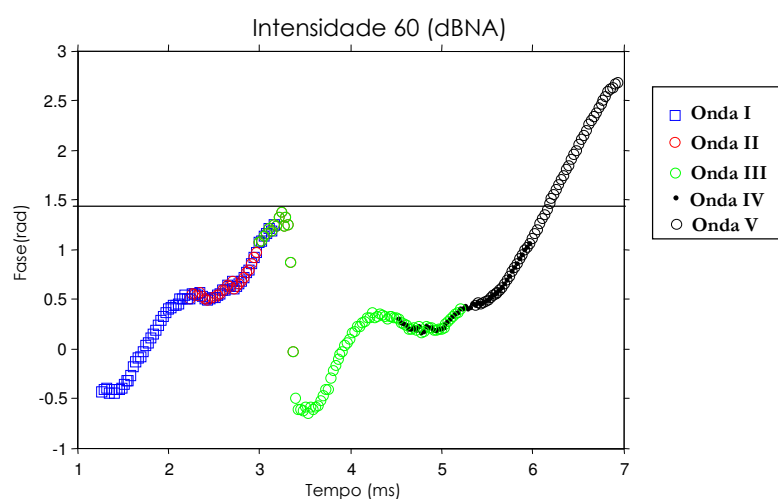


FIGURA 33 - Resultados obtidos para o cálculo da fase instantânea para a intensidade de 60 dBNa.

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.

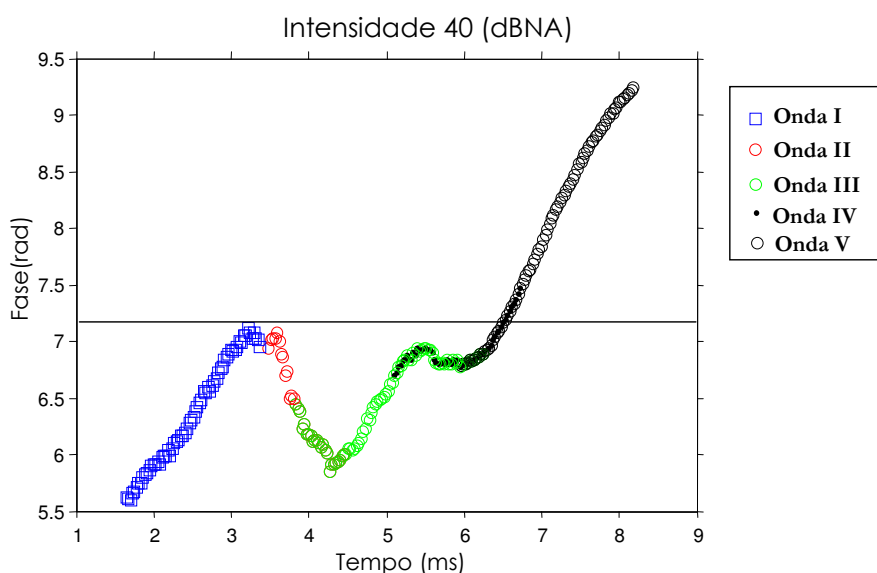


FIGURA 34 - Resultados obtidos para o cálculo da fase instantânea para a intensidade de 40 dBNa.

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

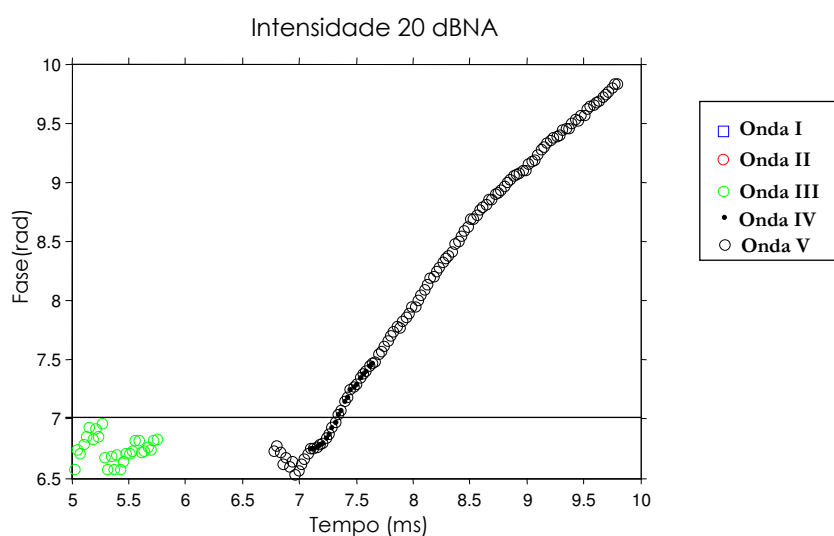


FIGURA 35 - Resultados obtidos para o cálculo da fase instantânea para a intensidade de 20 dBNa.

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 sequência temos os cálculos da frequência instantânea para as intensidades de 60, 40 e 20 dBNA.

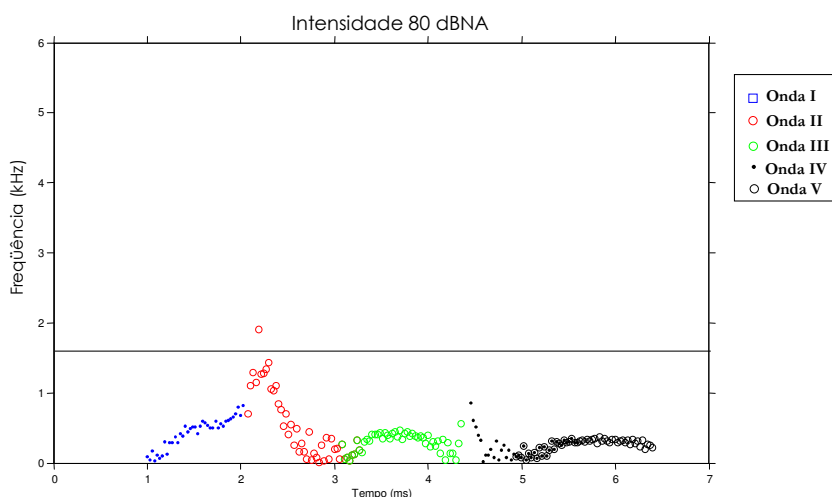


FIGURA 36 - Resultados obtidos para o cálculo da frequência instantânea para a intensidade de 80 dBNa.

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.

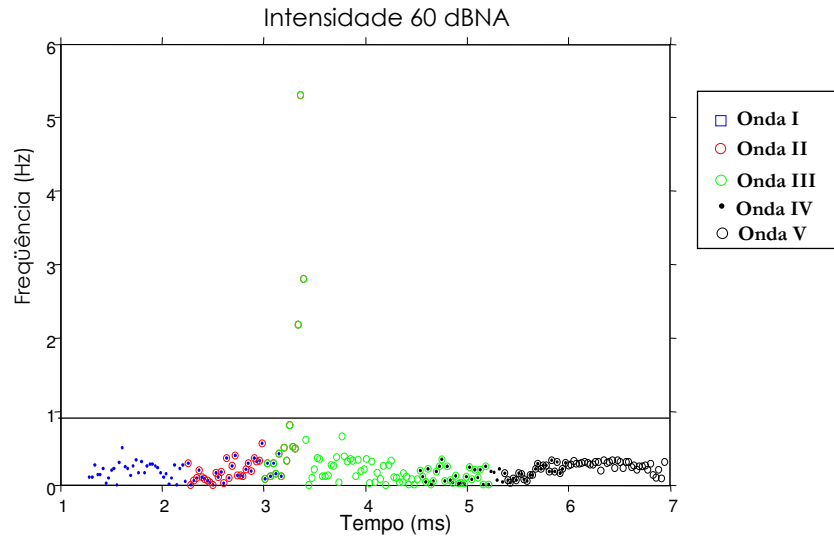


FIGURA 37 - Resultados obtidos para o cálculo da frequência instantânea para a intensidade de 60dBNa.

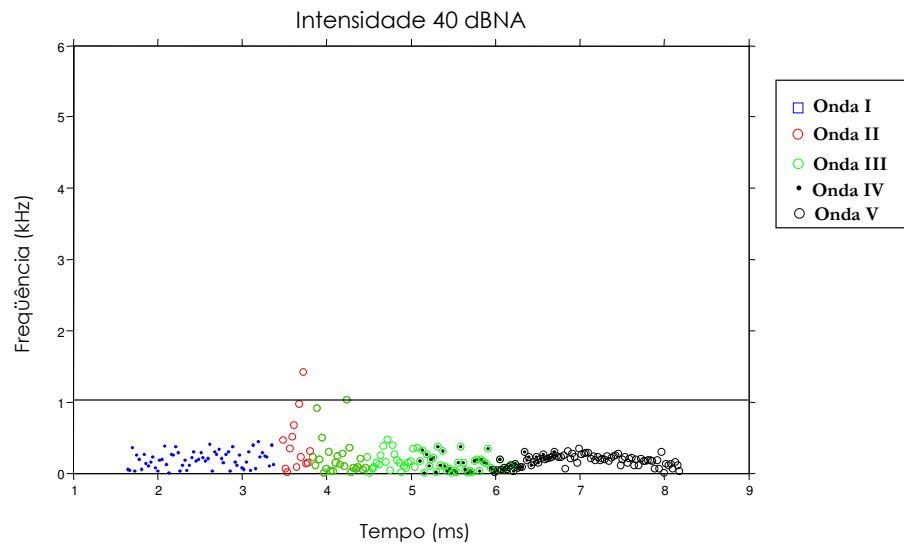


FIGURA 38 - Resultados obtidos para o cálculo da frequência instantânea para a intensidade de 40 dBNa.

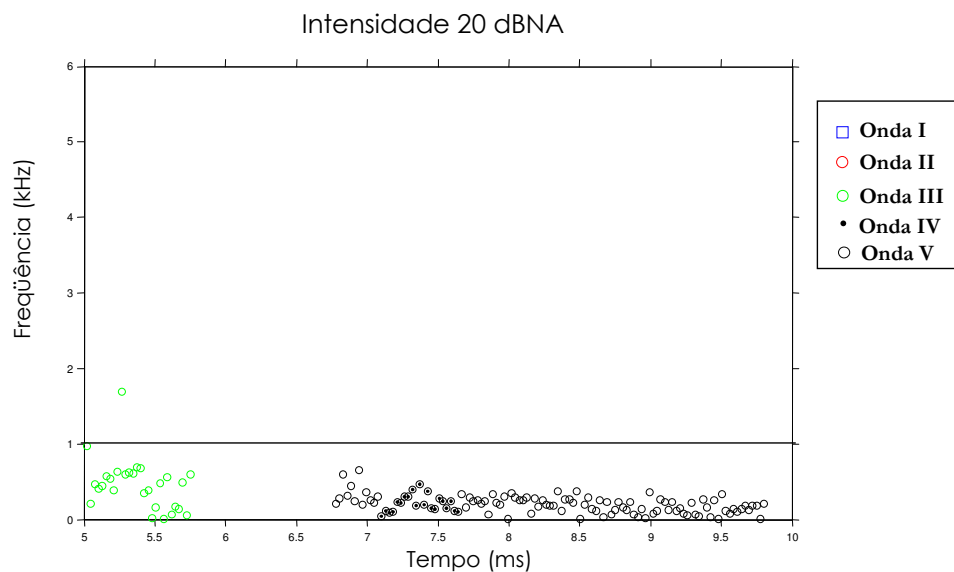


FIGURA 39 - Resultados obtidos para o cálculo da frequência instantânea para a intensidade de 20 dBNa.

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.

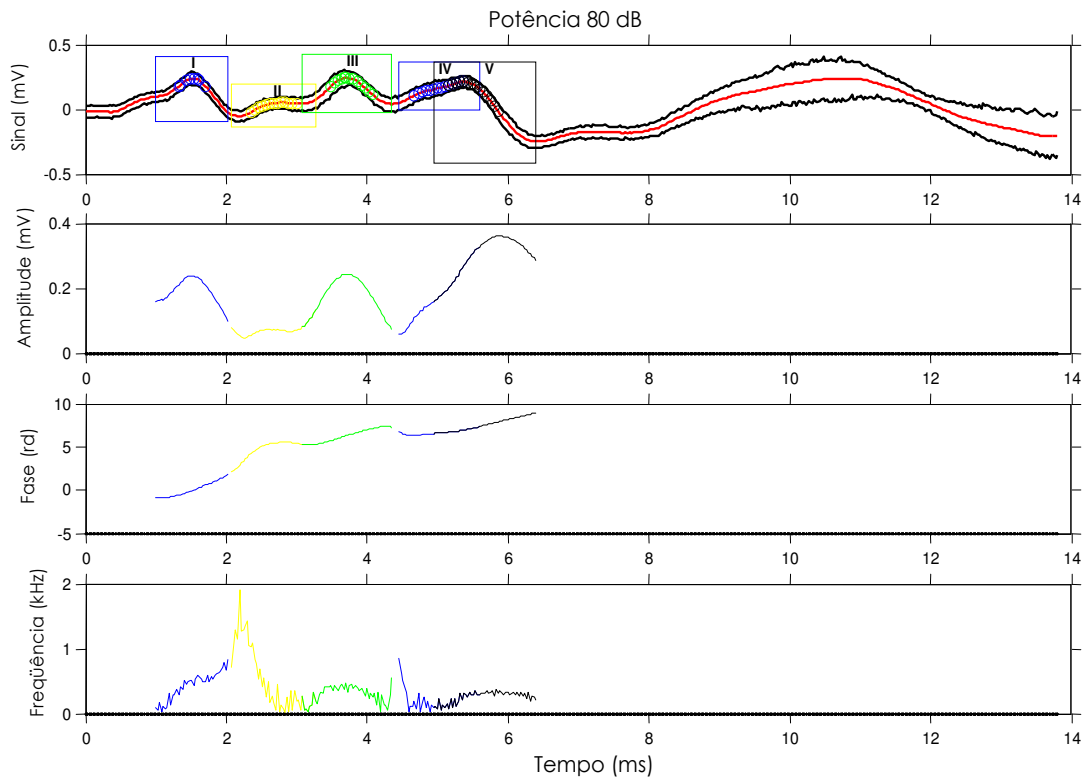


FIGURA 40 - Acima temos o sinal médio de PEATE na intensidade de 80dBNa e o cálculo dos atributos instantâneos. Na parte (b) temos a Amplitude Instantânea, na parte (c) temos a Fase Instantânea e na (d) temos a Frequência Instantânea.

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 sequencial 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 equivoco 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.