

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE MEDICINA DE RIBEIRÃO PRETO
DEPARTAMENTO DE OFTALMOLOGIA, OTORRINOLARINGOLOGIA E
CIRURGIA DE CABEÇA E PESCOÇO

Aline Cabral de Oliveira

Desenvolvimento de um equipamento para avaliação dos potenciais miogênicos evocados vestibulares de amplo controle dos parâmetros

Ribeirão Preto – SP

2008

Livros Grátis

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

Milhares de livros grátis para download.

Aline Cabral de Oliveira

Desenvolvimento de um equipamento para avaliação dos potenciais miogênicos evocados vestibulares de amplo controle dos parâmetros

Dissertação apresentada à Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Ciências Médicas.

Área de Concentração: Mecanismos Fisiopatológicos dos Sistemas Visual e Áudio-vestibular.

Orientador: José Fernando Colafêmina

Ribeirão Preto – SP

2008

AUTORIZO A REPRODUÇÃO E DIVULGAÇÃO TOTAL OU PARCIAL DESTE TRABALHO, POR QUALQUER MEIO CONVENCIONAL OU ELETRÔNICO, PARA FINS DE ESTUDO E PESQUISA, DESDE QUE CITADA A FONTE.

Catálogo na fonte

Universidade Estadual de Ciências da Saúde de Alagoas

Biblioteca Central

- | | |
|------|--|
| O48d | <p>Oliveira, Aline Cabral de.
Desenvolvimento de um equipamento para avaliação dos potenciais miogênicos evocados vestibulares de amplo controle dos parâmetros / Aline Cabral de Oliveira – Ribeirão Preto: USP/ Faculdade de Medicina, 2008.
95f.: il.
Orientador: José Fernando Colafêmina
Dissertação (mestrado) – USP / Faculdade de Medicina/ Departamento de oftalmologia, otorrinolaringologia e cirurgia de cabeça e pescoço, 2008.
1. Audiologia – potencial evocado. 2. Audiologia – teste de audição. 3. Eletromiografia 4. Potencial Miogênico Evocado Vestibular (VEMP)
I. Oliveira, Aline Cabral de. II. Colafêmina, José Fernando. III. Universidade de São Paulo – Faculdade de Medicina – Departamento de oftalmologia, otorrinolaringologia e cirurgia de cabeça e pescoço. IV. Título.
CDU:616.28- 008.5/-072.7</p> |
|------|--|

Aline Cabral de Oliveira

Desenvolvimento de um equipamento para avaliação dos potenciais miogênicos evocados vestibulares de amplo controle dos parâmetros

Dissertação apresentada à Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Ciências Médicas.

Área de Concentração: Mecanismos Fisiopatológicos dos Sistemas Visual e Áudio-vestibular.

Aprovado em / / 2008.

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. José Fernando Colafêmina – FMRP, USP.

Prof. Dr. Osvaldo Massaiti Takayanagui – FMRP, USP.

Prof. Dr. Clemente Isnard Ribeiro de Almeida – FCMSCSP.

Dedico este trabalho ao Prof. Dr. Pedro de Lemos Menezes.

AGRADECIMENTOS

A Deus, por ter guiado meus caminhos, conduzido minhas escolhas e ter colocado em minha vida pessoas especiais e fundamentais para a concretização desta etapa.

Aos meus pais, pelo importante suporte e incentivo no decorrer de toda a minha vida. À Alane, minha irmã, exemplo de luta e determinação. Ao Thiago, meu namorado, pelo apoio e carinho.

Ao Prof. Dr. Pedro de Lemos Menezes, pelos ensinamentos durante toda a minha vida acadêmica e pela oportunidade da pós-graduação. Nunca saberei como lhe agradecer por tudo que fez por mim. Muito obrigada!!!

Ao meu orientador, Prof. Dr. José Fernando Colafêmina, pela confiança e incentivo. Ao Prof. Dr. Túlio César Soares Santandrea, pelas sugestões técnicas.

À Maria Cecília, secretária do departamento de oftamo, otorrino e CCP, pela disponibilidade e auxílio constantes no decorrer de todo o mestrado.

Aos meus amigos da pós-graduação, Abrahão, Rejane e Ricardo, por todo o apoio e amizade. Vocês foram meus verdadeiros “guias” nesse processo.

Às minhas amigas, Alexsandra, Ana Carolina, Anna Maria, Danielly, Edna, Erika, Lourdinha e Ranilde Cristiane, por terem permitido meus momentos de ausência no trabalho, em decorrência das minhas viagens a Ribeirão. Sou uma pessoa abençoada por ter o privilégio de fazer parte de uma equipe de profissionais competentes, responsáveis e, acima de tudo, minhas amigas. Agradeço muito a todas vocês!!!

Às amigas de Ribeirão, Ju, Gi, Fran e Manu, pela amizade, confiança e acolhimento na República FOURmigas. Foi maravilhoso conhecer vocês!!!

Às minhas amigas, Déa, Flavinha e Lara, por terem sido fundamentais no enfrentamento de todos os momentos difíceis. Amo vocês!!!

A todos, o meu muito obrigada!!!

“Quando achamos que temos todas as respostas, vem a vida e muda todas as perguntas”.

(Sócrates)

RESUMO

Os potenciais miogênicos evocados vestibulares são reflexos vestibulo-espinhais, de média latência, decorrentes da estimulação acústica da mácula sacular, com estímulos de alta intensidade. A atividade elétrica dos músculos do pescoço, em especial do músculo esternocleidomastoideo, é captada com o auxílio de eletrodos de superfície. Esse potencial verifica se o órgão vestibular é sensível ao som e se existem alterações na mácula sacular, no nervo vestibular inferior, nas vias eferentes descendentes ou mesmo nas terminações nervosas nos músculos. Atualmente, ainda não existe um instrumento específico para a avaliação dos potenciais miogênicos evocados vestibulares, sendo a mesma realizada por meio de um equipamento desenvolvido para a captação de potenciais evocados auditivos, já disponível no mercado. Assim, as funções de amplificação, filtragem, estimulação, janela de captação, rejeição de artefatos e características de promediação, bem como o próprio *software* de gerenciamento, ficam muito a desejar para a nova função que lhe é atribuída. O presente trabalho, então, teve como objetivo desenvolver e testar um equipamento eficiente para a avaliação dos potenciais miogênicos evocados vestibulares, de amplo controle dos parâmetros do exame pelo pesquisador. Dessa maneira, foi elaborado um equipamento específico, capaz de gerar estímulos e registrar os reflexos vestibulo-espinhais. Após a realização de testes preliminares e da caracterização do dispositivo, foi realizado teste-piloto com onze ouvintes normais, sendo seis mulheres e cinco homens. A partir de estímulos sonoros *tone bursts* de 10 ms (subida: 4 ms, platô: 2 ms, descida: 4 ms), frequência de 500 Hz, apresentados na taxa de 5 Hz, com intensidade de 90 dBNA_n, foram registrados os potenciais miogênicos evocados com janelas de 80 ms. O exame era finalizado após promediação de 200 estímulos. Esse teste foi conduzido com o equipamento desenvolvido e com outro considerado padrão-ouro. As respostas foram analisadas por meio da morfologia, demarcando-se as ondas n13 e p23 pelas latências dos primeiros picos negativo e positivo. Em seguida, foi obtido o índice de assimetria e os resultados comparados entre os dois aparelhos. Aplicando-se o teste de *Wilcoxon*, pode-se constatar ausência de diferenças estatisticamente significativas, quando comparadas as respostas dos dois instrumentos, quanto aos parâmetros de latência e amplitude dos componentes n13 e p23, exceto para a latência de p23, com valor de $p = 0,005$. Pode-se observar maiores valores de assimetria para o aparelho EP25 que para o novo instrumento, no que se refere a componente n13. Quanto a componente p23, esses índices foram maiores na evocação pelo novo equipamento, entretanto o teste Qui-quadrado revelou que não existem diferenças estatisticamente significativas (valores de $p = 0,14$ e $0,60$) para as amplitudes de n13 e p23, respectivamente. O valor do índice de assimetria inter-pico n13-p23, para o novo aparelho (2,10%), foi significativamente menor que o encontrado para o EP25 (30,55%), com p menor que 0,01. Dessa forma, conclui-se que não existem diferenças para as latências e amplitudes do VEMP entre o EP25 e o novo dispositivo desenvolvido, apresentando, esse último, maior proximidade com os valores descritos na literatura e menor índice de assimetria da amplitude inter-pico n13-p23.

Descritores: Audiologia; potencial evocado; teste de audição; eletromiografia; potencial miogênico evocado vestibular.

ABSTRACT

The vestibular evoked myogenic potentials are a sacculo-colic reflexes, of middle latency, resulting from sacculo's acoustic high intensity stimulation. The electromyographic activity of the neck muscles, especially the sternocleidomastoid muscle, is captured with surface electrodes. This potential assess both if the vestibular organ is hypersensitive to sound and if there are alterations in the sacculo (either on the vestibular nerve or on the vestibular nucleus). To date, however, there is no specific device for the assessment of vestibular evoked myogenic potentials. The evaluation of these potentials is currently conducted through an device developed for capturing auditory evoked potentials that is already available in the market. Nevertheless, the use of a non-specific, adapted device means that several important measures such as the function of amplification, filtering, stimulation, windowed, artifacts rejection, and averaging cues are not fully reached. The aim of this paper was to develop and test an efficient device for the assessment of the vestibular evoked myogenic potentials, with a broad control of the examination parameters by the researcher. Thus, a specific device to generate stimuli and register the reflexes vestibule-neck match was developed. After preliminary tests and the characterization of the device, pilot-tests were conducted with eleven normal-listeners, six women and five men. From sound stimuli-tone bursts of 10 ms (rise: 4 ms, plateau: 2 ms, fall: 4 ms), frequency of 500 Hz, presented in 5 Hz rate, with 90 dB HLn of intensity, were recorded 80 ms window of vestibular evoked myogenic potentials. The examination was completed after 200 averages. This test was carried out using both the new device and another considered as the gold-standard (EP25). The responses were analyzed by morphology, observing the waves n13 and p23 latencies firsts peaks. The asymmetry index was then obtained, and the overall results compared between the two devices. Applying the Wilcoxon test, no significant differences were found between the two devices regarding the latency and amplitude parameters for the n13 and p23 components; the only significant ($p = 0.0005$) difference was for for the onset of p23. Higher values of asymmetry for the n13 component were observed for the EP25 when compared with the new instrument, while these indices were higher in the evocation by the new device. However, the Chi-square test showed no significant differences ($p = 0.14$ and 0.60 for the amplitudes of n13 and p23, respectively). The value of the n13-p23 inter-peak asymmetry index, for the new unit (2.10%) was significantly ($p < 0.01$) lower than that found for the EP25 unit (30.55%). Thus, it can be concluded that there were no differences for the VEMP latencies and amplitudes between the EP25 unit and the new device developed. In fact, the new device had stronger correlations with the values described in the literature and lower n13 - p23 inter-peak amplitude asymmetry index.

Keywords: Audiology; evoked potential; hearing test; electromyography; vestibular evoked myogenic potentials.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 3.1 – Potencial de ação no axônio.	4
Figura 3.2 – Exemplos de EEG e ECG.	5
Figura 3.3 – Exemplos de potenciais de curta, média e longa latências	6
Figura 3.4 – Registro da onda do VEMP.	9
Figura 3.5 – Registro dos dois complexos de ondas do VEMP.	10
Figura 3.6 – Caminho neural do VEMP.	12
Figura 3.7 – Colocação dos eletrodos para registro do VEMP	15
Figura 3.8 – A = exemplo de aliasing. B = Taxa de amostragem adequada.	30
Figura 3.9 – Erro de quantização.	32
Figura 3.10 – Eletrodo descartável de Ag-AgCl.	34
Figura 3.11 – Rejeição de modo comum.	36
Figura 4.1 – Foto do equipamento desenvolvido.	42
Figura 4.2 – Esquema do equipamento desenvolvido.	43
Figura 4.3 – Configuração dos parâmetros de geração de estímulos	44
Figura 4.4 – Configuração dos parâmetros de calibração.	45
Figura 4.5 – Configuração dos parâmetros de aquisição.	45
Figura 4.6 – Cadastro dos dados do paciente.	47
Figura 4.7 – Registro e arquivamento dos resultados.	48
Figura 4.8 – Calibração do exame	49
Figura 4.9 – Colocação dos eletrodos para registro do VEMP	53
Figura 4.10 – Indivíduo posicionado para registro do VEMP	54

LISTA DE TABELAS

Tabela 5.1 – Latência para o VEMP evocado no aparelho EP25, por orelha.	57
Tabela 5.2 – Amplitude para o VEMP evocado no aparelho EP25, por orelha.	57
Tabela 5.3 – Comparação das latências e amplitudes de n13 e p23	58
Tabela 5.4 – Latência para o VEMP evocado no novo aparelho, por orelha.	59
Tabela 5.5 – Amplitude para o VEMP evocado no novo aparelho, por orelha.	59
Tabela 5.6 – Comparação das latências e amplitudes de n13 e p23	60
Tabela 5.7 – Latência para o VEMP evocado no novo aparelho e no EP25	61
Tabela 5.8 – Amplitude para o VEMP evocado no novo aparelho e no EP25	61
Tabela 5.9 – Comparação das amplitudes e das latências de n13 e p23	62
Tabela 5.10 – Índices de assimetria	63

LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS

ABR	<i>Auditory Brainstem Response</i>
A/D	Analógico em digital
AER	Resposta Evocada Auditiva
ANSI	<i>American National Standards Institute</i>
AR	Proporção de Assimetria (<i>asymmetry ratio</i>)
BITS	<i>Binary Digits</i>
CMRR	Proporção de Rejeição de Modo-Comum
D/A	Digital em analógico
dB	Decibéis
dBNA	Decibéis de Nível de Audição
dBNPS	Decibéis de Nível de Pressão Sonora
dBNPSpe	Decibéis de Nível de Pressão Sonora Pico Equivalente
dBNA _n	Decibéis de Nível de Audição Normalizado
DSP	Processador Digital de Sinal
ECG	Eletrocardiografia
ECM	Esternocleidomastoideo
EEG	Eletroencefalograma
ENG	Eletronistagmografia
EMG	Eletromiografia
EOG	Eletrooculograma
EP25	Aparelho que avalia potenciais evocados da marca <i>Interacoustic</i>
FMRP	Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto
Hz	Hertz
kHz	Quilohertz
LIA	Laboratório de Instrumentação e Acústica
m	Músculo
ms	Milissegundos
mV	Milivolts
NA	Nível de Audição
n-bit	Número de Bits (<i>Binary Digits</i>)
NPS	Nível de Pressão Sonora Pico Equivalente

PC	Computador Pessoal
PEA	Potencial Evocado Auditivo
PEAs	Potenciais Evocados Auditivos
RB	Ruído Branco = <i>White noise (WN)</i>
RMC	Rejeição de Modo Comum
SPSS	<i>Statistical Package for Social Science</i>
UNCISAL	Universidade Estadual de Ciências da Saúde de Alagoas
USP	Universidade de São Paulo
VBR	Resposta Vestibular de Tronco Encefálico
VEMP	Potencial Miogênico Evocado Vestibular
VNG	Videonistagmografia
VOR	Reflexo Vestíbulo-Ocular
μV	Microvolt
$\text{k}\Omega$	Quilohms
Ω	Ohms

SUMÁRIO

1. Introdução	1
2. Objetivos	3
2.1. Objetivo Geral.....	3
2.1.1. Objetivos específicos.....	3
3. Fundamentação Teórica	4
3.1. Avaliação do Potencial Miogênico Evocado Vestibular.....	4
3.1.1. Origem das respostas de VEMP.....	7
3.1.2. Modelo de ondas e caminho neural do VEMP.....	9
3.1.3. Parâmetros Técnicos para exames de VEMP.....	13
3.1.4. Interpretação do exame de VEMP.....	19
3.1.5. Aplicações Clínicas do VEMP.....	23
3.1.6. Correlações clínicas no exame de VEMP.....	24
3.1.7. Relatório dos resultados do exame de VEMP.....	26
3.2. Padrões de instrumentação para VEMP.....	28
3.2.1. Utilização do PC como conversores A/D e D/A.....	28
3.2.2. Geração de sinais.....	29
3.2.3. Aquisição de sinais biológicos.....	33
3.2.4. Processamento Digital do Sinal.....	38
3.2.5. Programa de gerenciamento.....	39
4. Materiais e Métodos	42
4.1. Caracterização do sistema para a avaliação do VEMP.....	42
4.1.1. Geração de estímulos.....	43
4.1.2. Aquisição de sinais.....	45
4.1.3. Aplicativo para o sistema operacional <i>Windows</i>	47
4.2. Teste piloto com seres humanos.....	49
4.2.1. Procedimentos.....	49
4.2.2. Método estatístico.....	55
5. Resultados	56
5.1. Caracterização da Amostra.....	56
5.2. Teste piloto com seres humanos.....	56
5.2.1. Análise do VEMP por orelha.....	56
5.2.2. Comparação entre os dois instrumentos.....	61
6. Discussão	64
6.1. Discussão do método.....	64
6.1.1. Discussão do método para o equipamento desenvolvido.....	64
6.1.2. Discussão do método para os testes conduzidos.....	64
6.2. Discussão dos resultados.....	66
6.2.1. Latências absolutas e diferenças de latências interaurais.....	66
6.2.2. Amplitudes absolutas e diferenças de amplitudes interaurais.....	67
7. Conclusão	69
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	70
APÊNDICES	83
APÊNDICE A – TERMO DE CONSENTIMENTO (TCLE).....	83
APÊNDICE B – QUESTIONÁRIO UTILIZADO.....	84
APÊNDICE C – EXEMPLO DE EXAME DE VEMP.....	85
ANEXOS	86
ANEXO A – Carta de Aprovação do CEP.....	86

ANEXO B – Nota a respeito do termo de consentimento livre e esclarecido.....	87
ANEXO C – Artigo publicação	88
ANEXO D – Parecer de aprovação do artigo.....	95

1. Introdução

O potencial miogênico vestibular, evocado por som, foi primeiro descrito em 1964, por alguns pesquisadores, os quais investigavam potenciais evocados auditivos de média latência (Bickford, Jacobson e Cody, 1964). Eles verificaram que as respostas do ínon eram altamente afetadas por alterações na tensão da musculatura cervical e, desse modo, eram miogênicas por natureza. A preocupação era em determinar a origem desse reflexo muscular cervical, a qual foi estudada em pacientes com várias lesões no sistema audiovestibular e observaram que essas respostas eram de origem vestibular e não coclear (Cody e Bickford, 1969).

Posteriormente, foram notadas novas evidências de que essas respostas seriam originadas no sáculo como resultado de um somatório de eventos neurais e musculares, constituindo-se um importante instrumento na investigação do sistema vestibular (Cody e Bickford, 1969).

Nas décadas de 70 e 80, existiram muitas discussões a respeito dos parâmetros de estimulação e captação desse potencial (polaridades e filtragens), sempre com ênfase nos componentes neurais descendentes. Algumas nomenclaturas foram utilizadas para denominar o potencial miogênico evocado, por estimulação sonora da mácula sacular, como potencial sonomotor ou potencial do músculo auricular posterior (Almeida, 1999). O termo “potencial miogênico evocado vestibular” (VEMP) foi utilizado, pela primeira vez, em 1994 (Robertson e Ireland, 1994).

Alguns pesquisadores estabeleceram um procedimento útil para a captação de potenciais miogênicos evocados por *clicks*, os quais propuseram a captação desses potenciais, utilizando-se eletrodos de superfície no músculo esternocleidomastoideo, ao invés de colocá-los no ínon e observaram, dessa forma, uma alta reprodutibilidade das respostas, as quais foram denominadas de respostas vestibulo-cervicais evocadas por *clicks*. Assim, a captação do VEMP, por evocação sonora no ínon, caiu em desuso na prática clínica, em decorrência da inconsistência das respostas (Colebatch, Halmagyi e Skuse, 1994).

Em 1980, enfatiza-se o interesse pela utilização clínica do VEMP, sendo documentada, somente em 1994, a possibilidade clínica de mensuração desse potencial, com sugestões de suas aplicações (Colebatch, Halmagyi e Skuse, 1994).

O VEMP tem sido proposto como um teste útil que deve complementar a bateria corrente de testes vestibulares, pelo fornecimento de informações diagnósticas sobre a função do sáculo, nervo vestibular inferior e/ou vias descendentes do reflexo (Young, 2006).

Atualmente, apesar do aumento no número de estudos sobre VEMP (Rauch, 2006), os trabalhos ainda são desenvolvidos com um instrumento adaptado, o que representa limitações quanto a investigação dos parâmetros do exame. O desenvolvimento de um aparelho para a avaliação dos potenciais miogênicos evocados vestibulares, com funções específicas de amplificação, filtragem, estimulação, janela de captação, rejeição de artefatos e características de promediação, bem como o próprio *software* de gerenciamento, permitirá ajuste minucioso e investigação mais aprofundada a respeito do assunto, o que, com um dispositivo adaptado que avalia potenciais evocados auditivos, não é possível.

2. Objetivos

2.1. Objetivo Geral

Verificar se o equipamento eletrônico desenvolvido para registro dos potenciais miogênicos evocados vestibulares (VEMP), que dispõe de maiores recursos de estimulação e análise, apresenta respostas tão fieis quanto os utilizados atualmente.

2.1.1. Objetivos específicos

- 2.1.1.1. Desenvolver amplificadores biológicos, filtros, sistema de proteção elétrica e um sistema lógico com capacidade de registrar adequadamente o potencial miogênico evocado vestibular, que permita um amplo controle dos parâmetros do exame para uma investigação mais aprofundada do referido potencial;
- 2.1.1.2. Caracterizar o sistema desenvolvido, descrevendo suas configurações específicas e principais funções;
- 2.1.1.3. Comparar, através de um teste-piloto, as latências e amplitudes das componentes n13 e p23 e os índices de assimetria, obtidos na aquisição do potencial miogênico evocado vestibular, entre um equipamento considerado padrão-ouro, adaptado para o registro desse potencial, e o equipamento desenvolvido.

3. Fundamentação Teórica

3.1. Avaliação do Potencial Miogênico Evocado Vestibular

Os potenciais evocados são sinais elétricos desencadeados por estímulos. Esses podem ser auditivos, visuais e/ou sensoriais, os quais determinam diferentes tipos de potenciais (Silva, Batista e Carvalho, 1998; Schwanke, 2000; Rocha *et al.*, 2006).

Esses potenciais podem ser decorrentes da atividade elétrica celular, os quais atravessam a membrana plasmática (semipermeável), em função das diferentes concentrações iônicas que existem na região intra e extracelular. Essa membrana separa altas concentrações de íon potássio e baixas concentrações de íon sódio no interior da célula. Algumas células do corpo, quando excitadas, produzem o potencial de ação, o qual é determinado pelo fluxo rápido de íons através da membrana, em resposta a estimulação elétrica ou pela mudança de transiente no gradiente elétrico da célula, que pode ser visto na *figura 3.1* (Hall, 2006).

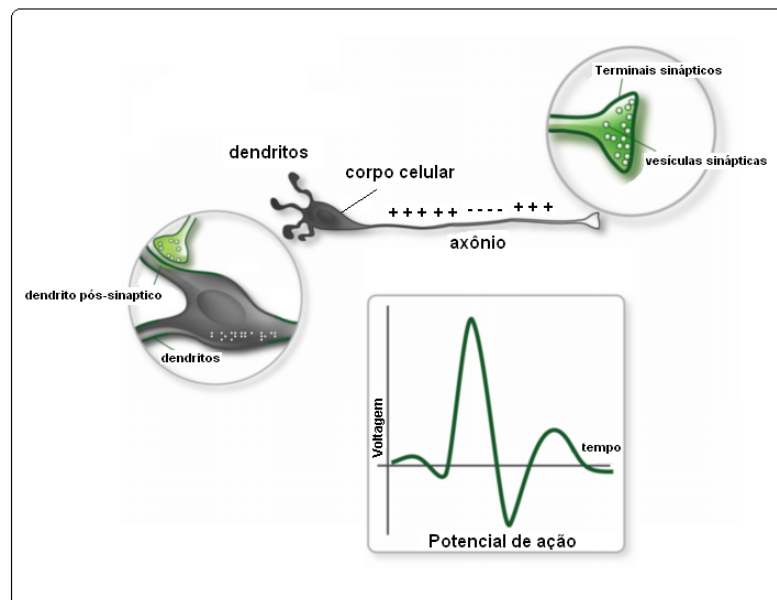


Figura 3.1 – Potencial de ação no axônio.

Muitos órgãos do corpo humano, como o coração, o cérebro, os músculos e os olhos, manifestam suas funções por meio da atividade elétrica. Dessa forma, a

gravação dos sinais produzidos por esses órgãos são denominados, respectivamente, de eletrocardiograma (ECG), eletroencefalograma (EEG), eletromiografia (EMG) e eletrooculograma (EOG) (Schwanke, 2000; Rocha *et al.*, 2006). Exemplos de alguns desses potenciais podem ser visualizados na *figura 3.2*.

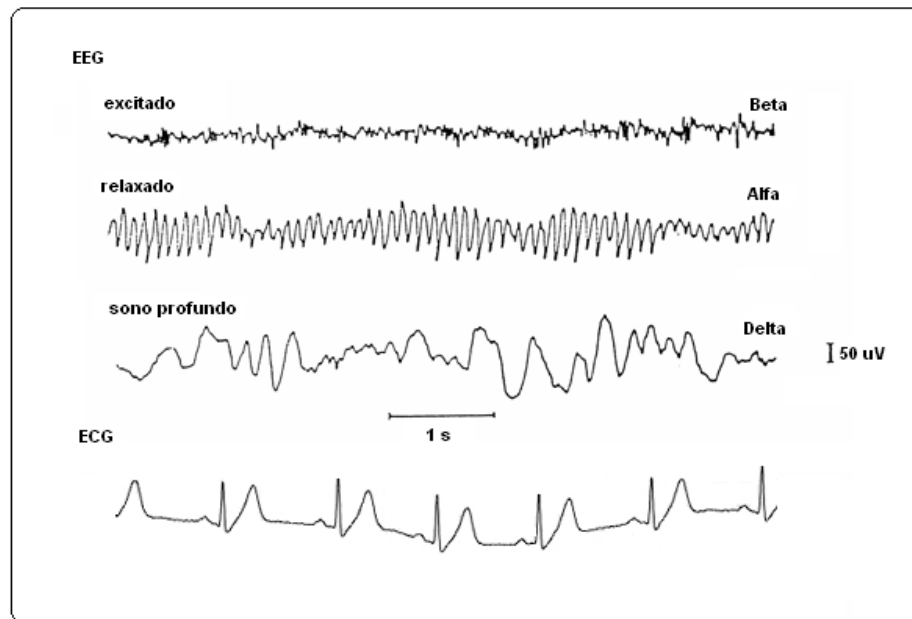


Figura 3.2 – Exemplos de eletroencefalograma (EEG) e eletrocardiograma (ECG).

A avaliação dos potenciais evocados tem como principal objetivo analisar o funcionamento e o grau de integridade dos caminhos neurofisiológicos percorridos pelas correntes eletroquímicas, ao longo dos diversos nervos, até o sistema nervoso central (Silva, Batista e Carvalho, 1998).

Assim sendo, as respostas elétricas geradas a partir de estímulos sonoros são denominadas de potenciais evocados auditivos (PEAs) ou potenciais miogênicos evocados vestibulares (VEMPs), conforme o órgão estudado (Hall, 2006).

Os PEAs fazem parte de uma multiplicidade de eventos elétricos que se originam no ouvido, no nervo auditivo e em diversas estruturas dos sistema nervoso central. Podem ser captados por meio de eletrodos colocados na cabeça e registrados através de EEG. Entretanto, como os PEAs têm baixa amplitude, sendo, em média, 100 vezes menores que os outros eventos elétricos que ocorrem freqüentemente no cérebro, torna-se difícil sua captação, em virtude da interferência ocasionada pelas outras respostas cerebrais. Esse problema foi superado com o

advento da técnica de promediação¹, bastante utilizada na pesquisa desses potenciais e que será descrita posteriormente (Schwanke, 2000).

Os potenciais evocados auditivos, habitualmente, são classificados de acordo com sua latência, que é o intervalo de tempo decorrido entre a apresentação do estímulo sonoro e o pico das ondas. Dessa forma, os PEAs, que ocorrem nos primeiros 10 milissegundos (ms), são denominados de respostas auditivas de tronco encefálico (potenciais de curta latência); os que ocorrem entre 10 e 50 ms são chamados de respostas auditivas de latência média e tem origem no córtex auditivo; e os que acontecem após 50 ms são denominados de respostas auditivas de latências tardias e também se originam no córtex auditivo (Silva, Batista e Carvalho, 1998; Schwanke, 2000). A *figura 3.3* mostra exemplos de PEAs de curta, média e longa latência.

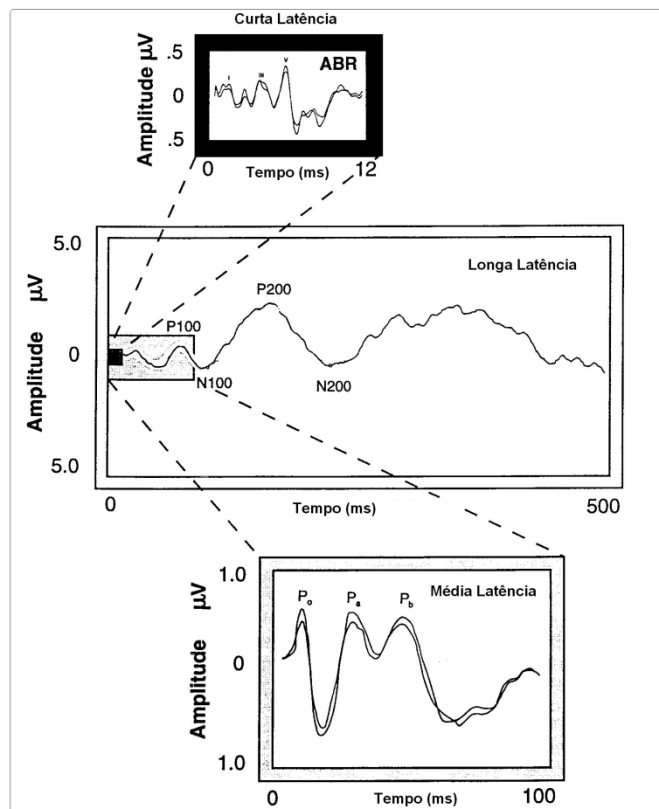


Figura 3.3 – Exemplos de potenciais de curta, média e longa latências

¹ Técnica que visa à eliminação do ruído biológico e ambiental, inerente aos registros de potenciais, por meio do cálculo da média de diversos registros. Uma vez que o potencial biológico está sincronizado com o estímulo e o ruído é aleatório, este último tende a zero.

Os registros de curta e média latências auxiliam na análise do órgão sensorial até as primeiras conexões das vias auditivas no sistema nervoso central. Já as respostas de longa latência estão envolvidas com processos neurofisiológicos mais complexos referentes à interpretação do estímulo pelo cérebro (Schwanke, 2000).

Os VEMPs, por sua vez, são reflexos vestibulo-espinais, de média latência, decorrentes da estimulação acústica, de forte intensidade, da mácula sacular (Rauch, 2006; Sazgar *et al.*, 2006b; Damen, 2007). A atividade eletromiográfica dos músculos do pescoço, em especial do músculo esternocleidomastoideo, é captada por meio de eletrodos de superfície (Akin *et al.*, 2004). Esse potencial investiga a sensibilidade da mácula sacular, do nervo vestibular inferior e das vias vestibulares descendentes (Takeich *et al.*, 2001; Pollak, Kushnir e Stryjer, 2006; Sazgar *et al.*, 2006a).

3.1.1. Origem das respostas de VEMP

3.1.1.1. Origem sacular

No decorrer da evolução humana, todos os órgãos do sistema vestibular preservaram uma sensibilidade ao som (Ferber-Viart, Dubreuil e Duclaux, 1999). Entretanto, alguns estudos demonstram que essa propriedade sonora se restringiu apenas ao sáculo (mácula sacular), visto que esse é o órgão vestibular com maior sensibilidade auditiva (Karino *et al.*, 2005 ; Sazgar *et al.*, 2006a; Sazgar *et al.*, 2006b).

A mácula sacular, localizada no sáculo, é mais sensível ao som em decorrência da sua localização anatômica, a qual permite que as vibrações conduzidas pela endolinfa no labirinto atinjam primeiro esse órgão, antes de alcançarem o utrículo e os canais semicirculares (Welgampola e Colebatch, 2005). Assim, a estimulação acústica da mácula sacular gera potencial, que na fase pós-sináptica, é inibitório no neurônio motor de diversos músculos (Ushino *et al.*, 1997).

A relação do sáculo com o sistema auditivo pode ser observada ainda em estudo recente (Sazgar *et al.*, 2006a) , no qual constatou-se que a cóclea e o sáculo podem ser danificados pelo mesmo agente agressor, simultaneamente. Indivíduos

com perdas auditivas sensorineurais de grau moderado a profundo, nas altas frequências, podem não apresentar sintomas clínicos de alterações vestibulares, podendo o VEMP estar alterado.

A maior sensibilidade do sistema vestibular aos sons de baixa frequência foi comprovada (Sheykholeslami, Kermany e Kaga, 2001), sendo verificadas maiores amplitudes absolutas das ondas n13-p23 nas frequências próximas a 500 Hz, quando comparadas às captações realizadas com estímulos em torno de 100 e 800 Hz, demonstrando que os VEMPs têm resposta com sensibilidade de frequência bem definida, sendo consistente com características de potenciais originados no sáculo.

3.1.1.2. Origem miogênica

Apesar de, inicialmente, existirem controvérsias a respeito da origem vestibular do VEMP, sua origem miogênica foi confirmada desde 1964, por um grupo de pesquisadores, os quais demonstraram que as respostas do ínion eram altamente afetadas pela alteração na tensão dos músculos do pescoço (Bickford, Jacobson e Cody, 1964), sendo observado, em outro estudo (Halmagyi, Colebatch e Curthoys, 1994) o mesmo fenômeno para as respostas de n13-p23, quando na mensuração do nível eletromiográfico.

Anos mais tarde, esse potencial foi pesquisado por meio da captação da atividade eletromiográfica no músculo esternocleidomastoideo (ECM), utilizando-se um grupo estudo, com bloqueio anestésico local, e outro controle, sem uso desse medicamento. Assim, nos indivíduos do grupo estudo, foi verificada diminuição ou ausência das respostas de VEMP (Colebatch e Rothwell, 2004).

A origem muscular do VEMP pode ser confirmada ainda pela alta amplitude de resposta, característica presente em potenciais musculares e não tipicamente observada em potenciais evocados neurogênicos (Halmagyi, Colebatch e Curthoys, 1994). Além disso, em contraste com esses potenciais neurogênicos, o potencial vestibular (onda n13) é resultado da interrupção da atividade muscular e não da descarga de potencial neural sincronizada (Wit e Kingma, 2006).

O VEMP configura mudança reflexiva no tônus do músculo, denominada de reflexo vestibulo-espinal, tendo como objetivo estabilizar a cabeça no momento de uma translação inesperada (Hall, 2006).

Em oposição ao reflexo vestibulo-espinal, o reflexo acústico estapédico pode ser detectado, bilateralmente, com estimulação unilateral e requer presença de integridade coclear. Já o VEMP é uma resposta unilateral, detectada no músculo ECM, no lado ipsilateral à orelha estimulada e pode ser captado em pessoas com perda auditiva sensorineural profunda (Hall, 2006).

3.1.2. Modelo de ondas e caminho neural do VEMP

O VEMP tem duas componentes, configurando uma resposta bifásica (negativa / positiva), na região de latência entre 10 e 50 ms (*figura 3.4*), e reflete a inibição da atividade do músculo ECM, secundária à estimulação acústica da mácula sacular (Hall, 2006).

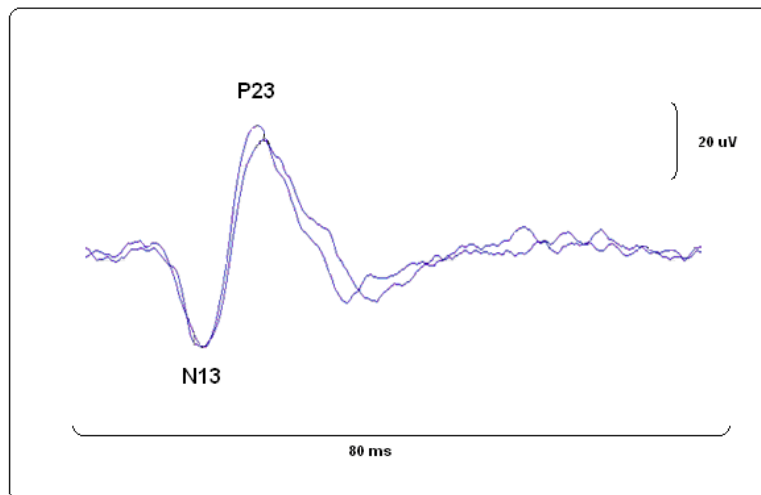


Figura 3.4 – Registro da onda do VEMP.

As ondas eletromiográficas, do registro do potencial de ação, se definem, habitualmente, pelas seguintes características: a) latência: tempo que transcorre desde a estimulação acústica até o aparecimento do valor mais negativo ou positivo das ondas; b) Morfologia da onda; c) Amplitude pico a pico, ou seja, diferença de

valores entre o ponto mais negativo de uma onda e o mais positivo de outra (Guillén *et al.*, 2005).

As formas das ondas do VEMP, nas mensurações ipsilaterais, consistem em dois tipos de respostas, uma componente precoce, bifásica, negativa-positiva (n13/p23) e um ou dois componentes tardios (p34/n44), *figura 3.5*. Para se definir as diferenças entre as ondas, usa-se um “n” inicial, para os valores negativos, e um “p”, para os positivos. As letras são diferenciadas pelos valores 13, 23, 34 e 44, em função do tempo em que aparecem as ondas, contado a partir do estímulo, expressado em milissegundos (Guillén *et al.*, 2005; Damen, 2007).

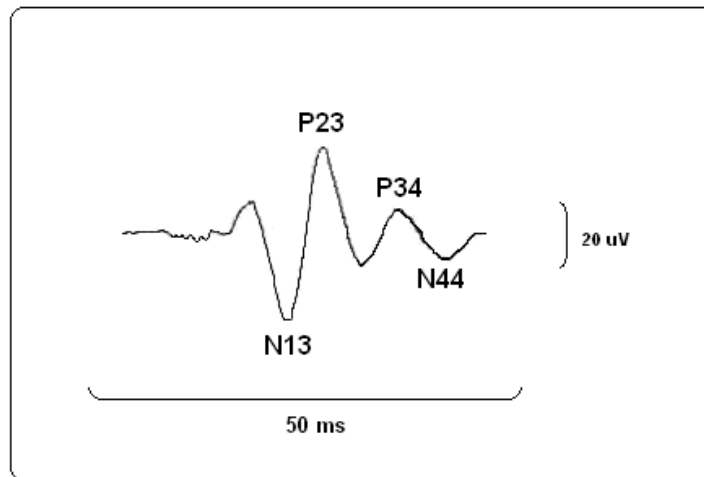


Figura 3.5 – Registro dos dois complexos de ondas do VEMP.

Existem controvérsias na literatura, quanto à classificação do VEMP. Alguns autores classificam os dois componentes com um número (n1) e outros utilizam a designação da latência (n13). Existem também diferenças quanto à designação das polaridades (negativa e positiva) das ondas n13 e p23 (Hall, 2006).

A componente n13/p23 é de origem vestibular (Sheykholeslami e Kaga, 2002; Rosengren e Colebatch, 2006) e independe da integridade do canal semicircular lateral (Halmagyi e Colebatch, 1995; Karino *et al.*, 2005) e os componentes tardios apresentam, provavelmente, origem coclear (Guillén *et al.*, 2005; Welgampola e Colebatch, 2005) e não dependem da integridade do nervo vestibular (Colebatch, Halmagyi e Skuse, 1994).

A primeira componente (ondas n13/p23) mostra-se menos complexa em suas vias polissinápticas que a coclear e depende da integridade do labirinto posterior e nervo vestibular (Guillén *et al.*, 2005). O estímulo atinge o sistema vestibular, na mácula sacular, a qual possui células sensíveis ao som (Karino *et al.*, 2005 ; Sazgar *et al.*, 2006a; Sazgar *et al.*, 2006b). Em torno de 0,9 ms, após o disparo do estímulo, o potencial atinge o VIII nervo craniano, nervo vestibulo-coclear (Murofushi *et al.*, 1995).

Apesar de o sáculo ser innervado por ambos os nervos vestibulares superior e inferior, achados clínicos em pacientes com várias doenças evidenciaram que o VEMP é dependente apenas da integridade da porção vestibular inferior do nervo vestibular, uma vez que a porção superior é responsável pela inervação de outras estruturas vestibulares periféricas, como a ampola dos três canais semicirculares e o utrículo (Hall, 2006).

Assim, o nervo vestibular inferior é a principal via do VEMP (Rauch, 2006), que se divide no tronco encefálico, atingindo diversos núcleos (Halmagyi e Curtíos, 2003).

Os núcleos vestibulares estão localizados na ponte, situados no assoalho do IV ventrículo e se dividem em: medial, inferior, lateral e superior. O trato vestibulo-espinal possui fibras descendentes provenientes, principalmente, do núcleo vestibular lateral (Aidar e Suzuki, 2005). Os neurônios do núcleo vestibular, especialmente os do núcleo vestibular lateral, respondem a *clicks* ipsilaterais de 70 dBNPSpe, com latências em torno de 1,7 a 1,8 ms (Murofushi, Curthoys e Gilchrist, 1996).

O nervo vestibular inferior ramifica-se até os núcleos vestibulares superior e medial contralateral e, também, ao núcleo vestibular lateral do mesmo lado (Didier e Cazals, 1989; Murofushi *et al.*, 1996b; Murofushi, Curthoys e Gilchrist, 1996b). Desenho esquemático do caminho neural do VEMP pode ser visualizado na *figura 3.6*.

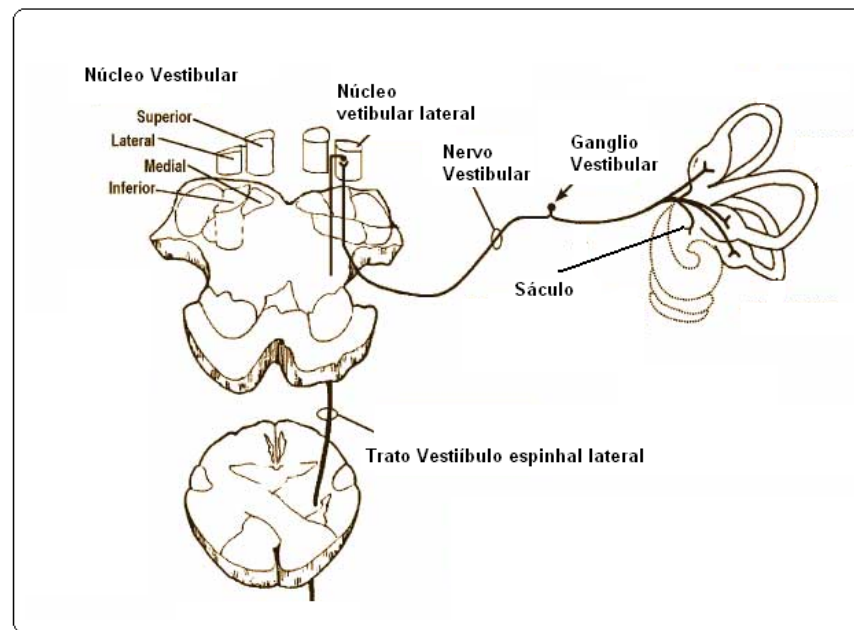


Figura 3.6 – Caminho neural do VEMP.

As ligações comissurais, oriundas desses núcleos, provavelmente, são as responsáveis pela interligação entre as respostas nos músculos do pescoço de ambos os lados (David, 2002).

A segunda componente (n34/p44), mais tardia, nem sempre aparece em sujeitos normais e se apresenta quando a cóclea e a porção coclear do nervo vestibulo-coclear estão intactas (Guillén *et al.*, 2005).

Além dessas componentes do VEMP, outra, descrita na literatura, é a onda N3. A nomenclatura dessa onda é confusa, visto que N3 não é referência à terceira da seqüência de ondas negativas na onda do VEMP; mas sim, configura um pico que surge após o estímulo, na latência de 3 a 4 ms. Na verdade, a onda N3 não é uma resposta vestibular miogênica como o VEMP. Ao contrário, ela parece ser uma resposta eletrofisiológica, talvez originada do núcleo vestibular no tronco. A referida onda, portanto, deve ser descrita como resposta vestibular de tronco encefálico (VBR) ou parte vestibular do ABR. A N3 é uma onda de polaridade negativa, algumas vezes encontrada no ABR, que é evocada com estímulos de alta intensidade, mesmo em pessoas com perda auditiva sensorial profunda. Pelo fato dessa onda ser captada em surdos, alguns autores especularam ser de origem vestibular, particularmente, sacular (Murofushi *et al.*, 2005).

Os caminhos envolvidos na estimulação e captação do VEMP são ipsilaterais. Assim, a estimulação do sáculo direito, por um som de alta intensidade na orelha direita, produz mudança na contração do músculo ECM no lado direito do pescoço (Hall, 2006).

3.1.3. Parâmetros Técnicos para exames de VEMP

3.1.3.1. Variáveis relacionadas com a técnica

O VEMP deve ser realizado em sala silenciosa, com temperatura ambiente amena e constante, e o paciente deverá estar sentando em uma cadeira ou deitado em uma maca (Ferber-Viart *et al.*, 1997; Sakakura *et al.*, 2005). Deve-se orientar o paciente e/ou seus familiares quanto aos procedimentos realizados durante o teste para evitar possíveis tensões físicas e/ou emocionais, as quais podem interferir no registro do potencial.

A apresentação dos estímulos sonoros pode ser realizada utilizando-se fones de ouvido ou fones de inserção, quando as promediações acontecem por via aérea, ou, por meio de vibrador ósseo (colocado no processo mastóideo), quando o estímulo é fornecido por via óssea (Welgampola *et al.*, 2003; Basta, Todt e Ernst, 2005; Kelsch, Schaefer e Esquivel, 2006; Ito, Karino e Murofushi, 2007).

Os estímulos podem ser evocados por meio de *tone bursts*, nas frequências de 250, 500 e 1.000 Hz (Basta, Todt e Ernst, 2005; Sheykholesami *et al.*, 2005; Timmer *et al.*, 2006) ou *clicks* (Huang, Su e Cheng, 2005; Kelsch, Schaefer e Esquivel, 2006), os quais deverão ser aplicados com intensidades superiores a 75 dBNA. Em geral, *tone bursts* são mais efetivos que *clicks* para a elicitación do VEMP. Dentre os estímulos de *tone bursts*, os de baixa frequência (≤ 1.000 Hz) são mais efetivos que os de alta (Murofushi, Matsuzaki e Wu, 1999; Akin *et al.*, 2004), sendo o de 500 Hz, o mais utilizado (Murofushi, Matsuzaki e Wu, 1999; Hall, 2006).

Atualmente, são utilizadas intensidades de estímulos iguais ou superiores a 90 dBNA² (Magliulo *et al.*, 2004; Ribeiro *et al.*, 2005). Estudo realizado recentemente (Damen, 2007), por exemplo, encontrou limiares de VEMP médios em torno de 110 dBNPSpe (desvio-padrão de 7,3 dB) e ausência de relação significativa dos limiares com o gênero ou lados direito e esquerdo, sendo apenas correlacionados significativamente com a idade. No mesmo trabalho, também, foram determinados valores normativos de limiares para diferentes grupos etários: de 20 a 40 anos, os limiares devem estar entre 100 e 120 dBNPSpe, e de 40 a 80 anos, entre 100 e 125 dBNPSpe.

Além da evocação do VEMP por estímulos sonoros, esse potencial pode ser eliciado por meio de estímulo não-acústico, utilizando-se, por exemplo, correntes elétricas distribuídas na região mastóide, denominado de potencial miogênico evocado galvânico (Murofushi *et al.*, 2007) ou, também, leves pancadas na região da frente, utilizando-se um martelo (Halmagyi, Yavor e Colebatch, 1995). Contudo, apenas estímulos acústicos são aplicados na mensuração clínica do VEMP (Hall, 2006).

O registro do VEMP é adquirido pela técnica de promediação e os parâmetros utilizados, na maioria dos estudos, são iguais ou superiores a 200 estímulos (Sakakura *et al.*, 2005; Sazgar *et al.*, 2006b). Em geral, quanto maior o número de estímulos e menor a taxa de aplicação (quantidade de estímulos por segundo), melhor a qualidade do sinal captado.

Os registros, geralmente, são realizados utilizando-se eletrodos de superfície (Basta, Todt e Ernst, 2005; Huang, Su e Cheng, 2005), do tipo circular, com diâmetro superior a 0,9 cm (Wu, Young e Murofushi, 1999). Dessa forma, deve-se realizar a limpeza da pele do paciente com auxílio de algodão embebido em álcool e pasta abrasiva. Em seguida, os eletrodos deverão ser fixados com fita adesiva, após utilização prévia de pasta eletrolítica (Ribeiro *et al.*, 2005) ou, no caso de serem utilizados eletrodos descartáveis, dispensa-se o uso dessa pasta.

Como em todos os protocolos de testes de respostas evocadas, na mensuração do VEMP, a pele deverá ser preparada, previamente, para a colocação do eletrodo, visando produzir impedância menor que 5.000 Ω (5 k Ω), para cada

² Não existe padrão para a unidade de intensidade dos estímulos. Assim, são encontrados trabalhos que utilizam dBNA, dBNPS, dBNA_n e dBNPSpe.

eletrodo, e balanço de impedância, entre os eletrodos, em torno de 2 k Ω (Hall, 2006).

Os eletrodos podem ser colocados em vários músculos do corpo, como no músculo trapézio, no músculo esplênio da cabeça, no vértex ou no ínion, nos músculos dos membros superiores e inferiores, no músculo retroauricular e, mais comumente, no músculo esternocleidomastoideo (Cody e Bickford, 1969; Ferber-Viart *et al.*, 1997; Sakakura *et al.*, 2005).

Para a captação do VEMP no músculo esternocleidomastoideo (*figura 3.7*), o eletrodo ativo deverá ser colocado na sua metade superior, ipsilateral à estimulação (Murofushi, Matsuzaki e Wu, 1999; Basta, Todt e Ernst, 2005). Com relação à colocação do eletrodo de referência, foram relatadas as seguintes posições: na borda superior do esterno (Basta, Todt e Ernst, 2005), no tendão do músculo esternocleidomastoideo (Timmer *et al.*, 2006) ou na metade da borda superior da clavícula (Magliulo *et al.*, 2004). Na maioria dos estudos, o eletrodo terra deve ser posicionado na linha média frontal (Almeida, 2002; Huang, 2005; Sakakura, 2005).

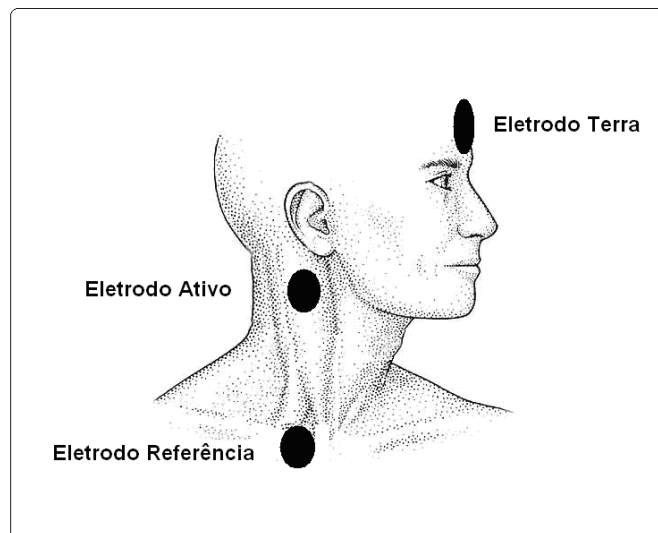


Figura 3.7 – Colocação dos eletrodos para registro do VEMP no músculo ECM.

O paciente deverá permanecer sentado, com rotação lateral máxima de cabeça para o lado contralateral ao estímulo, com a finalidade de ativar o músculo, e com a linha dos olhos paralela ao chão (Guillén *et al.*, 2005; Ito, Karino e Murofushi,

2007). É comum o paciente encostar o queixo no ombro, o que é incorreto (David, 2002).

Alguns autores relatam outra técnica para o registro simultâneo bilateral (nos músculos ipsi e contralaterais), na qual o paciente permanece em posição prona com a cabeça erguida sem apoio (Wu, Young e Murofushi, 1999), propiciando, assim, a tensão muscular necessária para o registro. Outra possibilidade de captação, seria solicitar que o paciente, nessa mesma posição, levantasse a cabeça e realizasse flexão cervical posterior, para obtenção de contração bilateral dos músculos esternocleidomastoideos (Magliulo *et al.*, 2004).

O VEMP pode ser captado com um sistema convencional de respostas evocadas auditivas designado para registrar ABR, sem nenhum *software* opcional especial ou equipamentos adicionais. Ele deve ser adaptado para captação de potenciais de média latência, com janela de 100 ms (10ms por divisão), a qual é padrão na maioria dos estudos (Basta, Todt e Ernst, 2005; Sheykholesami *et al.*, 2005). Entretanto, em alguns casos, foram verificados registros em janelas de 50, 60 ou 80 ms (Murofushi, Matsuzaki e Mizuno, 1998; Almeida, 2002; Huang, Su e Cheng, 2005).

Os filtros fisiológicos devem ser configurados para incluir, relativamente, baixas frequências presentes na atividade miogênica (Hall, 2006). Assim, para a eliminação de artefatos e interferências na captação dos sinais, utilizaram-se, freqüentemente, filtros passa-banda entre 20 e 2.000 Hz (Su *et al.*, 2004; Huang, Su e Cheng, 2005; Sheykholesami *et al.*, 2005). Entretanto, na literatura, foram também relatados os filtros passa-banda configurados entre 10 e 2.500 Hz (Ribeiro *et al.*, 2005); 10 a 3.000 Hz (Kelsch, Schaefer e Esquivel, 2006), 10 e 2.000 Hz (Welgampola e Colebatch, 2005; Timmer *et al.*, 2006), 20 e 1.500 Hz (Basta, Todt e Ernst, 2005), 15 a 2.000 Hz (Magliulo *et al.*, 2004) e 30 a 3.000 Hz (Wu, Young e Murofushi, 1999).

A amplificação necessária para a detecção do VEMP deve ser menor que as 100.000 vezes utilizadas para o registro dos potenciais evocados auditivos (Hall, 2006).

Na clínica, habitualmente, o VEMP é evocado com estimulação monoaural, entretanto, as respostas podem ser captadas, simultaneamente, com estimulação por condução aérea binaural. Esse tipo de captação binaural não proporciona alterações nas latências e amplitudes quando comparada à monoaural e diminui o

tempo de exame, pois as duas orelhas são avaliadas simultaneamente (Wang e Young, 2003). Entretanto, a utilização de estímulo monoaural apresenta vantagem sobre a binaural visto que avalia, separadamente, os receptores periféricos e as vias neurais contralaterais (Ribeiro *et al.*, 2005).

A estimulação acústica monoaural, com captação ipsilateral, pode eliciar maiores amplitudes das componentes n13 e p23; enquanto a estimulação binaural, com captação bilateral, evoca, de maneira mais eficiente, os componentes tardios (p34 e n44). Assim, sugere-se a aplicação do VEMP evocado binauralmente como um procedimento de rastreamento (*screening*) clínico para desordens vestibulares (Wang e Young, 2004).

Pode ser aplicado, ainda, na metodologia do exame de VEMP, o uso de mascaramento contralateral ao estímulo, utilizando-se um ruído passa-banda (Sakakura *et al.*, 2005), do tipo ruído branco (RB), em intensidade relativamente alta (>75 dB). O mascaramento, aplicado à orelha não estimulada, deve resultar em atenuação da amplitude do VEMP, talvez, devido à contração do músculo estapédico, bilateralmente (Hall, 2006).

3.1.3.2. Variáveis relacionadas com o indivíduo

De acordo com a literatura, existem alguns aspectos relacionados com o indivíduo que devem ser considerados no exame de VEMP, como tensão do músculo esternocleidomastoideo, intensidade do estímulo, idade, gênero, posição da cabeça, uso de medicamentos e estado de alerta e concentração do paciente.

Um importante parâmetro, para a adequada interpretação do VEMP, é o monitoramento do estado de contração do músculo esternocleidomastoideo, o qual deve permanecer, durante todo o registro, com nível eletromiográfico elevado. Foi observado nível de tensão EMG ideal em torno de 30 a 50 μ V, em registros uni ou bilaterais (Akin *et al.*, 2004). Outros estudos relatam que 80 μ V seria o mais aconselhado para a captação unilateral (Todd, Cody e Banks, 2000). Dessa forma, ainda não existe um consenso na literatura a respeito do nível ideal de contração da musculatura para a realização do exame de VEMP.

Assim, o nível de tensão do músculo ECM influencia a amplitude do VEMP, na evocação por *clicks* (Lim *et al.*, 1995); contudo, quando o estímulo utilizado é o *tone burst*, em apenas uma pesquisa (Akin *et al.*, 2004) observou-se maior aumento na amplitude com o aumento na tensão EMG. Foi constatado, ainda, que o estímulo *tone burst* necessita de menor intensidade de estímulo que o *click* para produzir amplitudes de VEMP equivalentes.

Além da tensão do músculo ECM, a intensidade do estímulo interfere na amplitude desse potencial; porém, não interfere na latência, a qual permanece constante (Akin *et al.*, 2004).

Outro aspecto que influencia as respostas de VEMP é a idade. Com o processo natural de envelhecimento podem ocorrer mudanças morfológicas no sistema vestibular e na via neural aferente, incluindo perda de células ciliadas, diminuição do número de células do nervo vestibular e perda de neurônios no núcleo vestibular (Ochi e Ohashi, 2003 ; Su *et al.*, 2004; Basta, Todt e Ernst, 2005). Dessa forma, com o avanço da idade, ocorre diminuição nas amplitudes de n13-p23 e aumento na latência de p23 (Su *et al.*, 2004). As mudanças nas amplitudes do VEMP podem ainda ser afetadas pelo declínio no tônus do músculo ECM que acontece com o avançar da idade, o que não interfere nos limiares (Ochi e Ohashi, 2003). A partir desses achados, constata-se a necessidade de que sejam estabelecidos valores de referência das respostas de VEMP, para diferentes faixas etárias, em pacientes com desordens vestibulares (Su *et al.*, 2004).

Não foram relatadas mudanças no VEMP relacionadas com o gênero, utilizando-se o estímulo *tone burst* de 500 Hz, para a latência absoluta das ondas n13 e p23 e diferença de latência interaural entre os dois componentes (Ochi e Ohashi, 2003 ; Guillén *et al.*, 2005).

A posição da cabeça do indivíduo sob teste também é um aspecto que deve ser considerado e monitorado durante o exame, uma vez que foram constatadas influências desta sobre as latências de n13 e p23 e ausência de diferença significativa com relação ao parâmetro amplitude (Ito, Karino e Murofushi, 2007).

Na literatura, não foram observados relatos de alterações nos parâmetros do VEMP com o uso de medicamentos e com o nível de consciência e concentração do paciente. Entretanto, o estado de alerta e o uso de medicamentos que alterem esse estado podem interferir nos resultados do exame, em decorrência da metodologia utilizada na testagem do VEMP exigir que o paciente siga comandos determinados,

como exemplo, manter contração da musculatura cervical durante o tempo do exame.

3.1.4. Interpretação do exame de VEMP

Na análise das respostas de VEMP, devem ser considerados os parâmetros de amplitude, latência e limiar (Hall, 2006; Damen, 2007). Esses fatores são altamente dependentes das configurações do estímulo e, no caso da amplitude, depende ainda da atividade do músculo ECM. Algumas das características do estímulo que influenciam no VEMP são: tipo - *click* ou *tone burst* (Murofushi, Matsuzaki e Wu, 1999), frequência - baixa ou alta do *tone burst* (Murofushi, Matsuzaki e Wu, 1999; Akin *et al.*, 2004) - e intensidade (Ferber-Viart, Dubreuil e Duclaux, 1999).

Além desses parâmetros, deve-se investigar a simetria vestibular, especificamente sacular, por meio da comparação das respostas dos lados direito e esquerdo, visto que assimetria anormal na amplitude do VEMP é um achado clínico associado com disfunção vestibular unilateral, constituindo-se um provável indicativo quanto a lateralidade da patologia (Halmagyi, Colebatch e Curthoys, 1994).

3.1.4.1. Amplitude das ondas n13-p23

As amplitudes absolutas das ondas n13, p23 e da amplitude pico a pico do complexo n13-p23 são consideravelmente maiores que a amplitude dos potenciais neurogênicos (devendo exceder 200 microvolts) e são dependentes de alguns fatores, como idade, intensidade do estímulo e contração tônica do músculo (Hall, 2006).

O aumento da idade pode resultar em declínio bastante acentuado na amplitude do VEMP, sobretudo após os 60 anos, devido a alterações sensorineurais ocasionadas no sistema auditivo (Ochi e Ohashi, 2003 ; Su *et al.*, 2004).

Diversos estudos demonstraram correlação positiva significativa entre intensidade do estímulo e amplitude das ondas do VEMP (Huang, Young e Cheng, 2004).

Além da intensidade do estímulo, outro fator que interfere na amplitude do VEMP é o nível de tensão do músculo ECM, o qual pode ser monitorado por meio de dois procedimentos: manutenção de um nível constante de atividade eletromiográfica e cálculo da assimetria da amplitude. Utilizando-se a equação³ 3.1, pode ser calculada a diferença na amplitude pico a pico entre os lados direito e esquerdo, considerando a onda n13-p23, captadas ipsi e contra-lateralmente (Robertson e Ireland, 1994).

$$\text{Assimetria} = \frac{(\text{IpsiE} + \text{ContraE}) - (\text{IpsiD} + \text{ContraD})}{(\text{IpsiE} + \text{ContraE}) + (\text{IpsiD} + \text{ContraD})} \quad (3.1)$$

Utilizando-se a equação descrita acima, pode ser realizado o cálculo da assimetria entre os lados direito e esquerdo de cada potencial. Os valores obtidos podem ser denominados de proporção de assimetria (AR). ARs negativos sugerem respostas fracas à esquerda, com valores à direita maiores que à esquerda; enquanto as respostas fracas seriam à direita nos ARs positivos. Assim, com base nesses achados, o diagnóstico foi agrupado em quatro categorias: D>E – sugestivo de relativa hipoatividade à esquerda; E>D – sugestivo de relativa hipoatividade à direita; D=E – sugestivo de ausência direcional de hipoatividade e NIL, se nenhuma conclusão confiante puder ser tirada da EMG (Robertson e Ireland, 1994).

Para análise das amplitudes, em indivíduos normais, apenas com registro ipsilateral, foi adotada, em algumas pesquisas (Almeida, 1999; Murofushi, Matsuzaki e Wu, 1999), a razão de amplitude (R%), expressa em porcentagem, calculada por meio da equação 3.2, que representa a subtração da amplitude das respostas do músculo direito pelas do esquerdo, em módulo, dividido pela soma da amplitude dessas respostas para cada indivíduo, multiplicado por 100.

³ Ipsi E = amplitude pico-a-pico (n13-p23) com estimulação ipsilateral esquerda; IpsiD = amplitude pico-a-pico (n13-p23) com estimulação ipsilateral direita; ContraE = amplitude pico-a-pico (n13-p23) com estimulação contralateral esquerda; ContraD = amplitude pico-a-pico (n13-p23) com estimulação contralateral direita.

$$R(\%) = \left(\frac{|AE - AD|}{|AE + AD|} \right) \cdot 100 \quad (3.2)$$

Onde, A= amplitude de VEMP; e E e D em referência aos lados esquerdo e direito.

A razão de amplitude é também utilizada para a análise do VEMP em pacientes com disfunção vestibular unilateral, por meio da comparação do VEMP do lado envolvido ou afetado (“A”) com o lado não-envolvido ou não afetado, U⁴, (Murofushi, Matsuzaki e Wu, 1999). Assim, é utilizada a equação abaixo (3.3):

$$RA(\%) = \left(\frac{|Au - Aa|}{|Au + Aa|} \right) \cdot 100 \quad (3.3)$$

O cálculo da razão de amplitude avalia a simetria entre os dois lados do VEMP. Assim, pequenas diferenças interaurais na amplitude do VEMP produzem pequena razão de amplitude. Em contraposição, altos valores para a razão de amplitude (RA) são decorrentes de grandes discrepâncias nas amplitudes entre os lados, o que pode ser resultante de alta amplitude no lado normal e amplitude reduzida no lado da disfunção vestibular. Dessa forma, menores amplitudes de VEMP em um lado são sugestivas de anormalidade vestibular. Como esperado, as diferenças interaurais devem ser mais consideradas na análise das amplitudes de VEMP que as mensurações de latência (Young e Kuo, 2004). Investigações clínicas evidenciaram que, para sujeitos adultos normais, com menos de 60 anos, $AR \leq 34$ é considerada normal e $AR > 34$ está relacionada com disfunção sacular (Murofushi, Matsuzaki e Wu, 1999).

⁴ U = Unnafeeted

3.1.4.2. Latência de n13 e p23

A latência diz respeito ao atraso para a ativação de receptores, condução para o tronco encefálico e condução central e periférica para as terminações nervosas do músculo ECM. Alguns indivíduos podem apresentar valores de latência da componente n13 em torno de 8 ms, o que é considerado normal (Colebatch, Halmagyi e Skuse, 1994).

A latência é um parâmetro reproduzível da resposta de VEMP, que independe da intensidade do estímulo, do nível de tensão eletromiográfica e da idade (Basta, Todt e Ernst, 2005; Damen, 2007). Com isso, as latências de n13 e p23 são consideradas um parâmetro clínico útil, desde que sejam utilizados valores de normalidade, determinados por um protocolo específico (Damen, 2007).

3.1.4.3. Limiar de VEMP

A menor intensidade de estímulo necessária para evocar resposta de VEMP é denominada de limiar (Timmer *et al.*, 2006). O limiar necessário para evocar a resposta de VEMP é maior que o limiar para evocar potenciais de longa latência (Colebatch, Halmagyi e Skuse, 1994). Contudo, não existe diferença significativa entre a média do limiar para a evocação dos componentes precoces (n13 e p23) e tardios (p34 e n44) do VEMP (Wang e Young, 2004).

O limiar depende do tipo de estímulo utilizado. Assim, a evocação por *tone bursts* apresenta menores limiares que por *clicks* (Akin *et al.*, 2004). Quanto à frequência do *tone burst*, são encontrados menores limiares em 500 e 750 Hz e maiores em 2.000 Hz (Akin *et al.*, 2004).

As pesquisas não foram conclusivas quanto à interferência direta da idade no limiar e demonstra-se a necessidade da utilização dos valores da diferença de limiar interaural para a determinação de doenças unilaterais (Ochi e Ohashi, 2003). Assim,

o limiar de VEMP mostra ser um parâmetro clínico útil, porém, não existem dados disponíveis na literatura sobre reprodutibilidade (Damen, 2007).

3.1.5. Aplicações Clínicas do VEMP

O aumento nas descobertas de aplicações clínicas para o VEMP é decorrente da particularidade das informações fornecidas por ele no diagnóstico de desordens vestibulares. Com esse teste, pode-se avaliar a integridade e disfunção do sáculo e nervo vestibular inferior, informações não obtidas por meio de outras técnicas tradicionais, como a eletroneistagmografia (ENG), que observa, primariamente, o acesso a função do canal semicircular lateral (Hall, 2006).

Dentre as aplicações clínicas do VEMP, podem ser delimitadas: desordens periféricas da orelha interna (neurite vestibular, herpes zoster oticus, doença de *Menière* e síndrome da deiscência do canal semicircular superior), e lesões vestibulares centrais, dentre as quais, pode-se citar: enxaqueca tipo basilar, esclerose múltipla, degeneração espinocerebelar, acidente vascular encefálico e tumor do ângulo pontocerebelar (Young, 2006). O VEMP pode ser utilizado ainda no monitoramento da terapia com gentamicina (Welgampola e Colebatch, 2005).

A utilização clínica do VEMP tem sido demonstrada, principalmente, em três áreas: evolução da Doença de *Menière*, acesso a função do nervo vestibular e diagnóstico da síndrome da deiscência do canal semicircular superior (Rauch, 2006).

Talvez, a maior aplicação desse teste seja em pacientes com doença de *Menière*, visto que esses indivíduos apresentam hidropsia cocleossacular (Ribeiro *et al.*, 2005). Achados divergentes de VEMP podem ser encontrados na doença de *Menière*, o que sugere a possibilidade de envolvimento de mais de um processo ou mecanismo patológico e reflete a variabilidade dos sítios da lesão (Hall, 2006).

O VEMP está ausente em torno de 40% das orelhas afetadas na Doença de *Menière* e as amplitudes desse potencial estão aumentadas nos estágios precoces e atenuadas ou ausentes nos estágios tardios, o que reflete estágios patológicos do sáculo. No curso inicial da doença, isso pode ser explicado por um aumento na sensibilidade do sáculo, decorrente da dilatação sacular. Nos estágios tardios, ocorrem diminuições nas amplitudes do VEMP como resultado da dilatação do

sáculo e atrofia do epitélio sensorial; enquanto a ausência de VEMP pode representar um colapso no epitélio sensorial da membrana sacular (Young, Huang e Cheng, 2003). Dessa forma, o VEMP pode ser útil no diagnóstico precoce e no monitoramento dos estágios da Doença de *Menière* (Young, Huang e Cheng, 2003; Timmer *et al.*, 2006).

O VEMP é bastante útil no diagnóstico do neurinoma do acústico, visto que auxilia na identificação do sítio da lesão, nervo vestibular superior ou inferior (Murofushi, Matsuzaki e Mizuno, 1998). VEMPs ausentes seriam indicativos de lesão no nervo vestibular inferior (Sheykholeslami *et al.*, 2005). Ausência ou diminuição das respostas do VEMP foi observada em 72,2% do lado afetado de 18 sujeitos diagnosticados com neurinoma do acústico (Takeich *et al.*, 2001). Estudo realizado com 170 pacientes (Patko *et al.*, 2003), apresentando diagnóstico de neurinoma do acústico unilateral, demonstrou que, por meio de VEMPs evocados por *clicks* ou *tone bursts* de 500 Hz, observou-se diminuição ou ausência de respostas no lado lesionado em 134 pacientes (78,8%).

Por fim, pacientes com síndrome da deiscência do canal superior apresentam características diferentes do que é, habitualmente, encontrado em outras doenças vestibulares. Assim, nessa doença, os limiares de VEMP são diminuídos, em torno de 70 dBNA_n, com amplitudes aumentadas no lado afetado e morfologia normal da onda (Colebatch *et al.*, 1994). Isso acontece pelo aumento na pressão da transmissão sonora através do vestíbulo e aumento na sensibilidade vestibular (Colebatch *et al.*, 1994; Hall, 2006; Modugno *et al.*, 2006), com conseqüente elevação do nível de estimulação do sáculo.

3.1.6. Correlações clínicas no exame de VEMP

Apesar do aumento nas pesquisas a respeito do VEMP, não existe um protocolo padronizado para a interpretação do exame, entretanto, análises podem ser realizadas utilizando-se alguns parâmetros do teste (latência, amplitude e limiar), o que possibilita sua correlação com a clínica.

Antes da investigação do sistema vestibular, deve-se analisar a presença de algum obstáculo que impeça a condução aérea do som, como, por exemplo, a presença de alterações condutivas nas orelhas externa e média. Essas doenças, mesmo clinicamente insignificantes, devem impedir a mensuração do VEMP por condução aérea, uma vez que é necessária forte intensidade sonora (acima de 90 dBNA) para evocar esse potencial (Colebatch, Halmagyi e Skuse, 1994; Halmagyi, Colebatch e Curthoys, 1994). Entretanto, isso não impede a realização do VEMP na presença de perda auditiva condutiva leve. Para tanto, inicialmente, deve-se tentar evocá-lo com estímulo sonoro de alto nível de intensidade. Caso nenhum potencial vestibular seja detectado, a estimulação deve ser realizada por via óssea, mas apenas na presença de sensibilidade auditiva por condução óssea normal. Dessa forma, não se torna fidedigna a captação do VEMP em portadores de perda auditiva mista, pois estes apresentam a sensibilidade auditiva alterada (Hall, 2006).

Após a investigação do sistema de condução aérea do som, pode-se seguir com a captação do VEMP e análise dos parâmetros da onda. Algumas características das ondas são, habitualmente, consideradas indícios de alteração vestibular como, por exemplo, ausência ou diminuição das ondas do VEMP, latências prolongadas e limiares menores ou maiores que o normal (Damen, 2007).

As ondas do VEMP podem estar ausentes ou diminuídas diante de doenças que comprometam a transmissão sensorineural, o que é verificado nas alterações do sáculo, presente, por exemplo, nos estágios tardios da doença de *Menière* (Young, Huang e Cheng, 2003) e do nervo vestibular inferior, como no neurinoma do acústico (Takeich *et al.*, 2001). Pode também existir aumento na amplitude, como acontece na síndrome da deiscência do canal superior (Colebatch *et al.*, 1994) e nos estágios precoces da doença de *Menière* (Young, Huang e Cheng, 2003), em decorrência da hipersensibilidade vestibular (Hall, 2006). A diminuição ou o aumento na amplitude não é um indício fidedigno de alteração no VEMP, uma vez que ela é bastante variável, depende dos parâmetros do estímulo e do nível de tensão do músculo ECM. Contudo, as diferenças de amplitude das ondas entre os lados direito e esquerdo podem ser úteis para a suposição da presença de alterações unilaterais (Young e Kuo, 2004; Hall, 2006).

Latências prolongadas são sinais característicos de vestibulopatia central ou de lesões no nervo vestibular, tal como esclerose múltipla e neurite vestibular (Damen, 2007).

Os limiares do VEMP indicam que houve ativação das células do sáculo em determinada intensidade sonora. Em sujeitos com audição normal, os limiares de VEMP evocados por *clicks* são, freqüentemente, iguais ou superiores a 85 dBNA. Assim, limiares iguais ou inferiores a 70 dBNA são observados em condições de hipersensibilidade ao som, a qual pode ser decorrente de doenças da orelha interna, como fístulas labirínticas, *hidrops* endolinfática, aqueduto vestibular largo e deiscência do canal superior (Todd, Cody e Banks, 2000). Ao contrário dos limiares obtidos com fracas intensidades sonoras, a presença de reflexo vestibulo-cervical, apenas para fortes intensidades de estímulo, também são indícios de alteração vestibular e pode ser observada em doenças como neurinoma do acústico e nos estágios tardios da Doença de *Menière*.

Por fim, devem ainda ser consideradas as diferenças interaurais das latências e dos limiares no diagnóstico de alterações vestibulares unilaterais. Com isso, o VEMP deve ser utilizado apenas como um exame complementar no diagnóstico de doenças vestibulares, pois é importante sua análise em conjunto com a história clínica do paciente e com dados de outros exames auditivos e vestibulares.

3.1.7. Relatório dos resultados do exame de VEMP

O relatório do exame de potencial miogênico evocado vestibular deve conter informações suficientes para a adequada interpretação do caso a ser estudado. Na apresentação das informações, devem constar, basicamente, os seguintes tópicos: dados de identificação, informações clínicas, dados técnicos, resultados, descrição e interpretação (Schwanke, 2000).

No item dados de identificação, devem ser citadas informações básicas como: nome da instituição; data do teste; identificação do investigador; nome, idade e sexo do paciente.

Nos resultados do exame, sugere-se que sejam descritos ainda os dados clínicos do paciente, de forma concisa, com informações relevantes para o diagnóstico a ser investigado e alguns dados complementares, como, por exemplo, resultados de outros exames audiológicos. Além disso, se torna importante a descrição de alterações no comportamento do paciente que possam afetar a

confiabilidade do teste, a exemplo do cansaço, e também o uso de medicamentos que possam alterar o resultado do exame, como drogas atuantes no sistema nervoso central (hipnóticos, sedativos, etc).

Devem ser relatados ainda os dados técnicos importantes para os resultados do exame, como filtragem, lateralidade do estímulo, taxa de aquisição, intensidade, polaridade, tipo de estímulo e uso de mascaramento. No caso da utilização do estímulo tonal, sua frequência e duração também devem ser informadas. A intensidade do mascaramento contra-lateral deve ser registrada, quando este for utilizado.

Os gráficos com o desenho das ondas de respostas devem estar disponíveis (em anexo), caso sejam solicitados, mas sua impressão é opcional em todos os exames. Caso sejam incluídos, as ondas deverão estar completamente identificadas, com informações sobre resolução horizontal (tempo) e resolução vertical (amplitude) das respostas e identificação das ondas com marcação dos pontos onde foram medidas.

Na descrição dos resultados, formas de onda normais não precisam ser detalhadas, sendo suficiente simples afirmação de que a resposta está em conformidade com a configuração normal para o caso. Nas respostas com desvios em relação aos critérios de normalidade, deve-se descrever as alterações com relação às latências e amplitudes absolutas das ondas n13, p23, p34 e n44 e das latências interpicos dos complexos de ondas (n13-p23 e p33-n44), com inferência se a alteração está, supostamente, a nível vestibular, no caso de alterações nas ondas precoces (Robertson e Ireland, 1994; Halmagyi e Colebatch, 1995; Murofushi *et al.*, 1996a; Sheykholeslami *et al.*, 2000; Sheykholesami e Kaga, 2002; Rosengren e Colebatch, 2006), ou, a nível coclear, nas ondas tardias (Guillén *et al.*, 2005; Welgampola e Colebatch, 2005). E por fim, a interpretação dos resultados deve consistir na opinião do avaliador em relação à normalidade ou anormalidade do teste. Podem ainda ser sugeridos testes complementares para auxiliar no diagnóstico.

3.2. Padrões de instrumentação para VEMP

A importância clínica do VEMP já foi comprovada por diversos estudos (Ribeiro *et al.*, 2005; Welgampola e Colebatch, 2005; Rauch, 2006; Young, 2006); porém, ainda não foi desenvolvido um instrumento específico para a sua avaliação, sendo a mesma realizada por meio de um equipamento adaptado, que é utilizado habitualmente para a captação de potenciais evocados auditivos de curta e média latência, já disponível no mercado. Assim, as funções de amplificação, filtragem, estimulação, janela de captação, rejeição de artefatos e características de promediação, bem como o próprio *software* de gerenciamento, ficam muito a desejar para a nova função que lhe é atribuída.

Os dispositivos empregados na geração de estímulos acústicos e na captação dos potenciais evocados podem ser, segundo sua composição, de dois tipos - analógicos e digitais. Os analógicos, entretanto, são compostos por circuitos muito elaborados e que precisam ser reconstruídos a cada adição de um novo recurso. Razão pela qual, o sistema digital é mais indicado (Chen, 1995). O equipamento para a avaliação do VEMP a ser desenvolvido precisará, então, utilizar conversores de sinais digitais em analógicos (D/A), responsáveis pela geração dos estímulos, e conversores de sinais analógicos em digitais (A/D), com a função de registrar o potencial.

3.2.1. Utilização do PC como conversores A/D e D/A

A geração e a aquisição de sinais biológicos já vêm sendo desenvolvida por meio da utilização de um computador pessoal (PC), desde longa data (Ghose, Ohzawa e Freeman, 1995; Cumming e Wells, 1998). Sinais acústicos dos pulmões e do coração foram registrados, com eficiência, através de uma placa de som, em diversos trabalhos. Potenciais de eletromiografia e de eletrocardiografia também podem ser perfeitamente avaliados por um sistema baseado em um PC (Polat e Güler, 2004; Koksoon *et al.*, 2008).

Poucos autores, entretanto, utilizaram algum tipo de aquisição através do computador para registrar potenciais de EEG. Mais raros ainda são os estudos que utilizam esse sistema na aquisição de potenciais evocados auditivos e, não foram encontradas menções a respeito do seu uso em potenciais evocados vestibulares (Molodavkin, 2001). Porém, os sistemas baseados em PC já são bastante empregados na avaliação auditiva, como por exemplo, na condução de exames de emissão otoacústica (EOA) e de audiometria (Withnell, Shajer e Talmadge, 2003; Goodman *et al.*, 2004).

Os sistemas baseados em PC, todavia, não possuem limitação estrutural para aquisição de potenciais evocados auditivos ou vestibulares. A placa de som, por exemplo, pode, perfeitamente, ser empregada para gerar e adquirir potenciais miogênicos vestibulares, uma vez que os seus conversores (A/D e D/A) possuem, na maioria das vezes, um limite muito superior à capacidade necessária para realizar esses exames, com taxa de amostragem de 128 kHz e resolução de 24 *bits* (Puts *et al.*, 2005; Koksoon *et al.*, 2008).

3.2.2. Geração de sinais

3.2.2.1. Conversor digital em analógico

A maioria dos sinais disponíveis na natureza são contínuos, isto é, possuem valores em qualquer instante no tempo. Conversores A/D ou D/A são sistemas que transformam esses sinais em números discretos ou que realizam o processo inverso, respectivamente (Konrad, 2005).

A geração de estímulos por um computador, para que sejam apresentados em fones de ouvido, necessita da transformação de um sinal digital, ou seja, conjunto determinado de valores para instantes no tempo, em um sinal contínuo de voltagem no formato analógico (Choi *et al.*, 2007).

A determinação da qualidade da conversão depende da taxa de amostragem e da quantização. Assim, sinais digitais serão apresentados em quantidade de pontos por segundo e amplitude limitada e, posteriormente, convertidos em sinais analógicos (Quiroga, 1998; Prutchi e Norris, 2004).

Para que o sistema pudesse representar as mudanças de sinais a todo instante, no tempo, ou em todas as possibilidades de voltagem, ele deveria ter capacidade de armazenamento e de conversão infinita, o que não é possível. Razão por que deverá ser definida a taxa de amostragem e a quantização da amplitude, apropriadas (Webster, 1999).

A amostragem pode ser definida como a leitura de um valor do sinal em certo instante. Assim, a frequência de amostragem ou a taxa de conversão do D/A ou do A/D deverá ser determinante em uma frequência específica para garantir que todos os componentes do sinal sejam reproduzidos (Prutchi e Norris, 2004).

A determinação dessa taxa depende, fundamentalmente, do teorema de *Nyquist*, que, em linhas gerais, demonstra que um sinal contínuo pode ser amostrado, adequadamente, se as seguintes condições forem obedecidas - o sinal contínuo deve ter banda limitada, ou seja, seu espectro de frequências não pode conter nenhuma frequência acima de um dado valor máximo F_{\max} ; e a taxa de amostragem F_a escolhida deverá ser, no mínimo, duas vezes maior que a frequência F_{\max} , ou seja, $F_a \geq 2F_{\max}$ (Quiroga, 1998).

A maior dificuldade com relação à baixa taxa de amostragem (*undersampling*) é o *aliasing* (figura 3.8), o qual acontece sempre que o sinal apresenta componente de entrada com frequência maior que a metade da frequência de amostragem. Quando isso acontece, existe a possibilidade de reprodução de mais de uma onda diferente, o que distorce o sinal de saída (Webster, 1999).

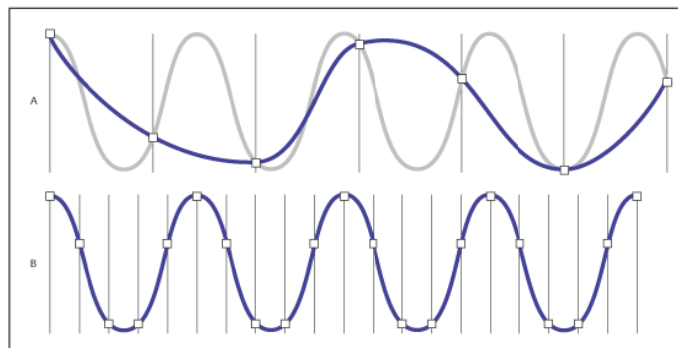


Figura 3.8 – A = exemplo de aliasing, em que duas ou mais ondas podem ser reconstruídas com os mesmos pontos. B = Taxa de amostragem adequada.

Na maioria dos sinais reais é esperado esse tipo de erro. Uma vez que eles não são limitados em banda, e podem, facilmente, conter componentes com frequências maiores que as de interesse, incluindo ruído. Para que isso seja evitado, deve ser realizada pré-filtragem analógica antes da amostragem pelo A/D. Esse filtro passa-baixo, conhecido como *anti-aliasing*, tem como objetivo eliminar a parte indesejada do espectro do sinal, a qual poderia interferir no sinal convertido (Schwanke, 2000).

Enquanto a amostragem acontece no domínio do tempo, a quantização faz no domínio da amplitude. O processo de digitalização não está completo enquanto o sinal amostrado, que ainda está na forma analógica, não for reduzido para um conjunto de números digitais, ou vice-versa. Depois de amostrado, cada amostra com amplitude contínua, isto é, que pode assumir qualquer valor de voltagem, deve ser limitada pelo número máximo de dígitos, definidos pela resolução do conversor (Webster, 1999).

Todos os conversores D/A e A/D possuem resolução fixa em *bits* (dígitos binários) para realizar a quantificação da voltagem do sinal de entrada captado. Frequentemente, são utilizadas as resoluções de 8, 12 e 16 *bits*. A digitalização do sinal analógico é determinada por voltagem de entrada máxima e mínima, as quais especificam um intervalo particular. Esse intervalo é dado pelo esquema de quantização *n-bit*, e a precisão ou resolução do conversor poder ser caracterizada pela equação 3.4 (Prutchi e Norris, 2004).

$$V \text{ resolução} = V \text{ intervalo} / (2^n) \quad (3.4)$$

O erro de quantização (*figura 3.9*) está relacionado com a limitação inerente ao esquema de representação de números discretos, sendo importante a garantia de que esse erro não interfira na acurácia do sinal avaliado (Quiroga, 1998).

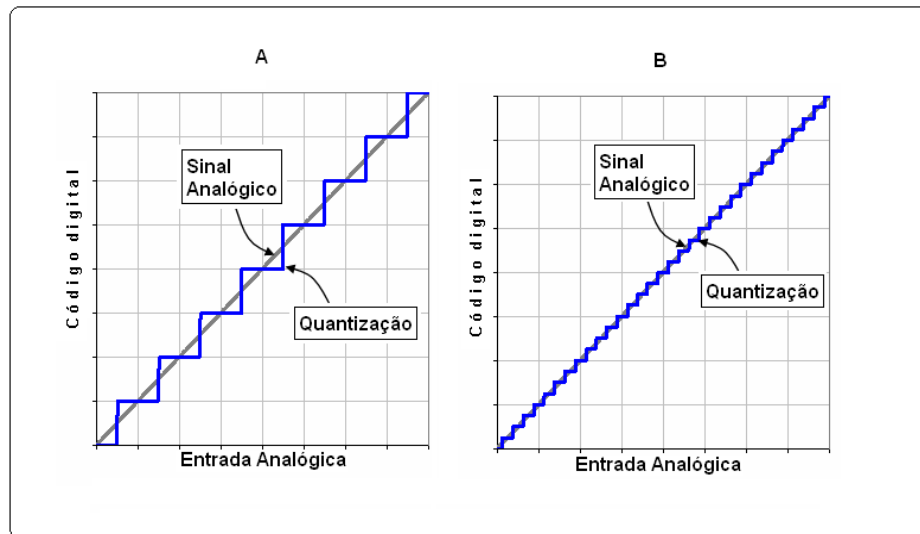


Figura 3.9 – Erro de quantização. A = resolução baixa, erro de quantização grande. B = Resolução alta, erro de quantização pequeno.

Assim, tanto para gerar como para adquirir sinais do VEMP, são necessários que sejam implementados filtros *anti-aliasing* entre 1.500 e 3.000 Hz, taxa de amostragem igual ou superior a 44,1 kHz e resolução igual ou superior a 12 *bits*.

3.2.2.2. Transdutores

Transdutores são dispositivos que convertem uma forma de energia em outra. Assim, transdutores utilizados para a elaboração de estímulo ou captação de resposta evocada auditiva (AER) recebem um sinal elétrico e produzem um som, que é apresentado em forma de estímulo acústico, por condução aérea ou óssea. O sinal elétrico, para o transdutor ósseo, não produz estímulo sonoro; em vez disso, produz oscilações, por meio de um vibrador ósseo, que são transmitidas para os fluidos da orelha interna (Hall, 2006).

A maioria dos estudos com AER utiliza fones de ouvido TDH-39. As razões para o uso desse fone, na pesquisa de AER, são muitas; dentre elas: a disponibilidade e a segurança dele ter sido usado na rotina clínica audiológica e a existência de padronização para audiometria com tom puro e fala. Ele é considerado um fone de ouvido eletrodinâmico, com baixa impedância elétrica. Para altos níveis

de intensidade, esse fone produz um campo eletromagnético que resulta em artefatos elétricos, configurando desvantagem clínica na avaliação de potenciais evocados.

O fone de ouvido TDH-49 é similar ao TDH-39, contudo, é melhor para a mensuração do AER, principalmente, para altas frequências ou para estímulos com amplo espectro, como, por exemplo, o *click*, pois o mesmo apresenta respostas mais uniformes na faixa de frequências entre 1.000 e 4.000 Hz.

Outra possibilidade é a utilização de fones de inserção ER-3A, os quais são enclausurados dentro de pequenas caixas. Essas caixas ficam afastadas da orelha e o sinal acústico é direcionado por meio de um tubo até a entrada do conduto auditivo externo. Eles oferecem inúmeras vantagens, dentre as quais: eliminação do artefato do estímulo pelo tempo de atraso introduzido pelo tubo; prevenção de colapamento do pavilhão auricular; aumento da atenuação sonora entre as orelhas, visto que não existe uma haste entre os fones de cada lado, e maior conforto (Hall, 2006).

Além dos transdutores aéreos, o vibrador de condução óssea também pode ser utilizado no registro de potenciais evocados, a exemplo do B-71, o qual pode ser colocado no osso mastóide ou na frente. Vários autores relatam que a saída do vibrador ósseo diminui na região das altas frequências, com energia predominante em torno de 2.000 Hz. Outros problemas estão relacionados com a distorção excessiva e a variabilidade intersujeitos. A distorção, que é mais pronunciada nas altas frequências, reduz ou deve eliminar frequências específicas da estimulação das respostas evocadas auditivas. Já a variabilidade deve-se as inconsistências na localização do vibrador, na pressão com que o vibrador é colocado no crânio e na diferença de impedância de cada crânio.

3.2.3. Aquisição de sinais biológicos

3.2.3.1. Sensores (eletrodos)

Os eletrodos são sensores que captam a corrente elétrica na superfície da pele e devem ser posicionados o mais próximo possível do músculo, para que possam captar sua corrente iônica. O local de contato eletrodo-pele é denominado

de superfície de detecção, comportando-se como um filtro passa-baixo, cujas características dependem do tipo de eletrodo e do eletrólito utilizado (Luca, 1997).

Eletrodos para a captação de biopotencial são projetados para obter, seletivamente, o sinal de interesse, enquanto reduz a amplitude dos artefatos. Existem vários tipos de eletrodos e, na escolha desses, deve-se levar em consideração o baixo custo financeiro, a qualidade de fabricação e o tempo de uso.

Os eletrodos superficiais são posicionados sobre a pele, configurando uma superfície de aquisição que capta a corrente elétrica, por meio da interface eletrodo-tecido. São, na maioria das vezes, formados por um sistema prata-cloreto de prata (Ag/AgCl) associado a um gel condutor (eletrólito). Entretanto, qualquer combinação metal/gel, que permita reação eletrolítica, pode servir (Luca, 1997; Webster, 1999).

Eletrodos de Ag/AgCl, visualizados na *figura 3.10*, são feitos de discos de prata cobertos, eletronicamente, por cloreto de prata, ou, partes de prata e de cloreto de prata são sintetizadas juntas para formar a estrutura metálica do eletrodo. O eletrodo é aderido a pele por meio de fita adesiva anti-alérgica (Hall, 2006).



Figura 3.10 – Eletrodo descartável de Ag-AgCl.

3.2.3.2. Amplificadores

Os amplificadores têm como função possibilitar a captura de um sinal bioelétrico fraco, aumentando sua amplitude para que ele possa ser, em seguida, processado, visualizado e armazenado (Schwanke, 2000).

Cada instrumento de aquisição biopotencial deve ter configuração de circuito que combine as melhores características desejáveis para medição de biopotencial, como, alto ganho potencial, alta proporção de rejeição de modo comum e alta impedância de entrada (Hall, 2006).

Porém, podem existir fontes de interferência biológica ou ambiental, e dessa forma, alguns cuidados devem ser considerados para que não haja modificação no sinal eletromiográfico (EMG). Assim, devem-se observar os seguintes pontos: ganho, impedância de entrada e rejeição de modo comum (Prutchi e Norris, 2004; Hall, 2006).

Os sinais que resultam de atividade eletrofisiológica, geralmente, têm amplitude muito baixa, na ordem de alguns *microvolts* ou *milivolts*. A voltagem de cada sinal deve ser amplificada a níveis adequados, sendo denominado de ganho a quantidade de amplificação aplicada ao sinal EMG.

A impedância de entrada do amplificador deve ser suficientemente alta para que não haja atenuação do sinal eletrofisiológico mensurado, visto que, baixas impedâncias fariam com que o amplificador consumisse a corrente do próprio sinal avaliado (Prutchi e Norris, 2004; Hall, 2006).

A mensuração da capacidade de um amplificador diferencial em eliminar o sinal de modo-comum denomina-se rejeição de modo-comum (RMC). Como exemplo de sinais de modo-comum, temos a interferência da rede elétrica, os batimentos cardíacos e a contração muscular. Essas interferências no sinal acontecem, pois, o corpo humano é um bom condutor e, portanto, irá funcionar como uma antena para captar radiação eletromagnética presente no ambiente. Tipo comum dessa radiação é a onda de 60 Hz e seus harmônicos, a qual pode provir da rede elétrica, de luzes fluorescentes, de máquinas elétricas e de computadores.

Assim, a RMC é um importante parâmetro de funcionamento dos amplificadores biológicos e representa ferramenta indispensável para a diminuição das interferências fisiológicas ou do meio ambiente nos PEAs. Os amplificadores diferenciais baseiam-se no pressuposto de que dois eletrodos colocados em lugares diferentes da cabeça serão afetados de maneira semelhante pelos diversos tipos de ruídos existentes. Assim, os referidos amplificadores invertem uma das entradas e somam seu resultado com a outra entrada não-invertida e, dessa forma, ocorre rejeição (eliminação) das interferências comuns aos dois eletrodos, *figura 3.11* (Webster, 1999; Prutchi e Norris, 2004).

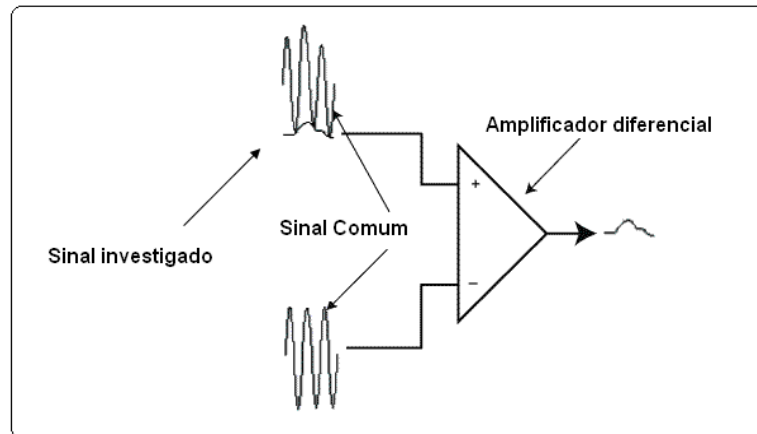


Figura 3.11 – Rejeição de modo comum.

A RMC interfere na análise do VEMP, no que se refere à polaridade da forma da onda, visto que, em seu registro, a onda captada nesse potencial apresenta um pico positivo e outro negativo. Existem inconsistências sobre a polaridade dos dois componentes da onda do VEMP. Essas diferenças, relacionadas com a polaridade, são decorrentes da localização dos eletrodos inversor e não-inversor no músculo ECM. Com o eletrodo inversor localizado no músculo ECM e o não-inversor em uma localização afastada desse músculo (por exemplo, no esterno), a forma da onda do VEMP consiste de um pico positivo (para cima), seguido de um pico negativo. A polaridade dos componentes do VEMP é invertida quando o eletrodo não-inversor é localizado no músculo ECM e o eletrodo inversor é localizado em outro lugar no corpo (Hall, 2006).

Dessa forma, em estudos utilizando-se o eletrodo não-inversor no músculo ECM e o inversor em outra localização, as ondas do VEMP são descritas como n13 e p23, ou seja, com um pico negativo (n13), para baixo, seguido de um pico positivo (p23), para cima (Hall, 2006).

Assim, em linhas gerais, para a avaliação do VEMP é necessário um ganho da ordem de 50.000 vezes, ou 94 dB, e rejeição de modo comum superior a 90 dB. O ganho é calculado para a expressão abaixo:

$$\text{Ganho (dB)} = 20 \log \frac{V_{saída}}{V_{entrada}} = 20 \log \frac{50.000}{1} \cong 94 \quad (3.5)$$

3.2.3.3. Filtros

Os filtros têm como função reduzir ou eliminar as interferências fisiológicas ou do meio externo e evitar o fenômeno de *aliasing* no processo de digitalização do sinal (Webster, 1999; Xua *et al.*, 2007).

Existem quatro tipos de comportamentos pelos quais os filtros podem ser ajustados: filtros passa-alto, em que há atenuação de todas as frequências abaixo da frequência de corte (F_c); filtros passa-baixo, nos quais todas as frequências acima de F_c são atenuadas; filtro rejeita banda, em que ocorre atenuação de todas as frequências maiores que F_{c1} e menores que F_{c2} ; e filtros passa-banda, os quais possibilitam que as frequências menores que F_{c1} e maiores que F_{c2} sejam atenuadas (Webster, 1999).

Os filtros são considerados analógicos ou digitais, conforme eles sejam implementados em circuitos analógicos (variação de voltagem) ou digitais. Nesses últimos ocorre a amostragem e representação dos sinais analógicos por uma matriz numérica (Hall, 2006).

Os filtros analógicos são baratos, rápidos, possuem grande variação dinâmica em amplitude e frequência, são caracterizados como circuitos eletrônicos e seus componentes fundamentais são resistores, capacitores e indutores. Eles estão relacionados ao condicionamento do sinal, antes de qualquer digitalização. A etapa de condicionamento do sinal refere-se a modificação do sinal com o objetivo de facilitar sua interação com outros componentes, circuitos e sistemas. Habitualmente, isso pode envolver a anulação do ruído ou a diminuição do comprimento de banda para simplificar qualquer processo de análise (Hall, 2006).

Existem diversos tipos de filtros, mas, o normalmente utilizado em pesquisas que envolvem condicionamento do sinal EMG é o filtro passa-baixo *butterworth*, o qual possibilita máxima resposta plana na transmissão e atenuação acentuada após a F_c . Para a avaliação do VEMP, esse filtro pode ser configurado entre 1.500 e 3.000 Hz (Webster, 1999; Hall, 2006).

Outro filtro, bastante utilizado para reduzir ruídos provenientes de interferências da rede elétrica, é o filtro *notch*, o qual permite a rejeição de banda de frequência da atividade elétrica na região de 60 Hz. O objetivo é eliminar,

seletivamente, a interferência de 60 Hz da rede elétrica, sem remover outras frequências da resposta. Entretanto, esses filtros não são aconselhados no estudo de EEG e EMG, visto que a banda *notch*, centrada em 60 Hz, pode eliminar algumas informações importantes do sinal (Hall, 2006).

3.2.3.4. Conversor Analógico em Digital

Após o sinal ser amplificado e filtrado, o potencial em estudo é convertido da forma analógica contínua em digital não-contínua. A voltagem da onda do período de análise é amostrada (mensurada como amostra representativa) com certo número de pontos e expressa em valores de amplitude. O número de pontos pode ser determinado, com algumas exceções, pelo examinador. Para uma janela de 10 ms, raramente, são usados menos que 256 pontos de amostra, porém, 512 ou mesmo 1024 são mais apropriados. Os intervalos entre os pontos de amostras são os mesmos para toda a onda. A quantidade mínima de pontos para uma janela de 100 ms, utilizada na pesquisa do VEMP, é de 2.560. Assim, a taxa de aquisição em segundos é de, pelo menos, 25.600 Hz (Hall, 2006).

A resolução da amplitude, ou seja, a quantização nos exames de potenciais evocados vestibulares deverá ser de, no mínimo, 12 *bits*. Essa resolução permite a utilização de 4096 níveis diferentes de tensão, ou seja, precisão de 0,07 μV , para uma janela de 300 μV pico-a-pico (Lins, 2002; Hall, 2006).

3.2.4. Processamento Digital do Sinal

O processamento digital de sinais engloba as técnicas e os algoritmos utilizados para manipular os sinais após esses terem sido convertidos para a forma digital (Schwanke, 2000).

Nos dias de hoje, muitas das aplicações do processamento digital de sinais (DSP) estão relacionadas com a execução eficiente de algoritmos que modelam o filtro. Dessa forma, atuando como um filtro digital, o DSP recebe valores digitais

amostrados por um sinal, calcula o resultado da função de transferência do filtro, operando tais valores, e fornece um valor digital que representa a saída do filtro. Além disso, o processador pode atuar como um microprocessador genérico, controlando o processo de conversão analógico-digital e fornecendo sinais de controle, a partir das propriedades dos valores obtidos, por exemplo.

Os filtros atenuam a intensidade a partir de uma frequência de corte que varia de acordo com a eficiência de cada filtro. Assim, o filtro *Butterworth*, por exemplo, atenua 12 dB por oitava (Hall, 2006).

Além da filtragem digital dos sinais, cada registro deverá ser promediado. A soma dos sinais adquiridos e o cálculo de sua média ajudam na eliminação dos artefatos, e conseqüente diminuição dos ruídos, visto que esse registro estará sincronizado com o estímulo sonoro e os demais ruídos não. O simples cálculo da média aumenta o seu valor em relação às interferências. Assim, um sinal de VEMP é, freqüentemente, promediado cerca de 200 vezes, antes de sua exibição final (Hall, 2006).

3.2.5. Programa de gerenciamento

O programa de gerenciamento é responsável pela configuração dos parâmetros do exame, geração e aquisição (sincronismo), rejeição de artefatos, promediação, filtragem digital, exibição dos resultados na tela e armazenamento dos dados (Schwanke, 2000).

A arquitetura desse programa apresenta três partes: pré-exame, exame e pós-exame. A fase pré-exame é composta pelo cadastro dos pacientes e configuração dos parâmetros do exame (tipo de estímulo, taxa de estimulação, tamanho e amplitude da janela, rejeição de artefatos, intensidade, lados de estimulação, polaridade e mascaramento). Já durante o exame, o programa gerencia o estímulo e sua respectiva resposta, sincronizadamente; faz promediação; rejeita artefatos que, eventualmente, surjam; realiza filtragem digital e exibe os gráficos na tela. Por fim, na fase pós-exame, são realizados ajustes para melhorar a visualização do sinal e arquivamento dos registros, para análise posterior (Schwanke, 2000; Lins, 2002).

O cadastro dos pacientes deve ser composto, basicamente, pelo nome do paciente, idade, sexo, motivo da consulta e estado de saúde geral. Esses dados são importantes para o raciocínio clínico futuro.

Na configuração dos parâmetros do exame, são escolhidos os tipos de estímulos, os quais podem ser *click* ou *tone burst*. O *click* é um pulso de onda quadrada de 100 μ s que, quando executado por meio de fones de ouvido, produz um espectro acústico com frequências entre 1.000 e 4.000 Hz. Os *tone bursts* são envelopes breves de tons puros com forma dependente do algoritmo utilizado (*hamming*, *hanning*, *blackman*, triangular e trapezóide). A duração é variável com tempo de subida, platô e tempo de descida, geralmente, medidas em quantidades de ciclos (4 ciclos ascendentes, 2 ciclos de platô e 4 descendentes). Esse tipo de estímulo pode ter frequências entre 500 e 4.000 Hz. Quanto à intensidade, os estímulos podem variar de 0 a 130 dBNPSpe, com passos de 5 em 5 dB. Existem três tipos de polaridade para os *clicks* (rarefação, condensação ou alternada). A taxa de estimulação pode variar de 1 a 40 clicks por segundo (Hooper, 2000)

O mascaramento é um ruído que deve ser aplicado na orelha não-testada para que ela não interfira nos resultados do exame da orelha testada. Além disso, deve-se realizar a configuração do tamanho da janela, definida como o tempo de registro do exame após a estimulação, a qual pode variar entre 50 e 100 ms para o VEMP. Por fim, as estimulações podem ser unilaterais (lados direito ou esquerdo) ou bilaterais, com apresentação dos estímulos nos dois ouvidos, ao mesmo tempo (Hall, 2006).

O sincronismo é a técnica fundamental para a condução de exames de VEMP no domínio do tempo e consiste na ação sincronizada entre a geração do estímulo e o registro do potencial. Problemas na realização dessa técnica dificultam a visualização do sinal. Após a aquisição, o sinal precisa ser promediado, isto é, os sinais são somados e a média deles é apresentada, com o objetivo de diminuir a presença de ruídos nas aquisições. Como referido anteriormente, os estímulos estão sincronizados com o registro, e os demais ruídos não. Assim, a promediação com, pelo menos, 200 registros, aumentará a intensidade do VEMP e diminuirá os ruídos presentes (Schwanke, 2000; Hall, 2006).

Eventuais artefatos elétricos, que surjam durante os registros, serão eliminados a partir dos parâmetros do exame configurado e técnicas de filtragem digital podem ainda ser empregadas para melhorar a qualidade do potencial

evocado em questão. Posteriormente, o resultado final do exame é apresentado em forma de gráfico na tela.

Quando concluído o exame, após o sinal ser adquirido e exibido na tela, podem ser configurados modos diferentes de exibição para visualização do sinal específico. Assim, a janela de tempo e a amplitude podem ser ampliadas ou diminuídas para melhor enquadrar o registro do potencial. Em seguida, o exame, assim como os dados do paciente, podem ser armazenados em um arquivo de extensão específica para que possam ser recuperados em avaliações futuras. Os exames poderão ainda ser impressos, caso o avaliador deseje.

4. Materiais e Métodos

Inicialmente, foram realizados testes preliminares no laboratório, para avaliar, experimentalmente, a eficiência dos amplificadores, filtros, sistema de proteção elétrica e sistema lógico. Em seguida, o sistema foi caracterizado e foram conduzidos testes com seres humanos.

4.1. Caracterização do sistema para a avaliação do VEMP

O sistema desenvolvido é composto por um computador, um *software* de gerenciamento, uma placa de som (externa), fones de ouvido, eletrodos e um módulo externo de amplificação de potenciais evocados vestibulares. Diferente dos instrumentos utilizados, habitualmente, para a aquisição de potenciais evocados miogênicos vestibulares, apresenta ampla possibilidade de alteração dos parâmetros do exame, com qualquer configuração de filtragem, tamanho da janela, tipo de estímulo e rejeição de artefatos (*figura 4.1*).

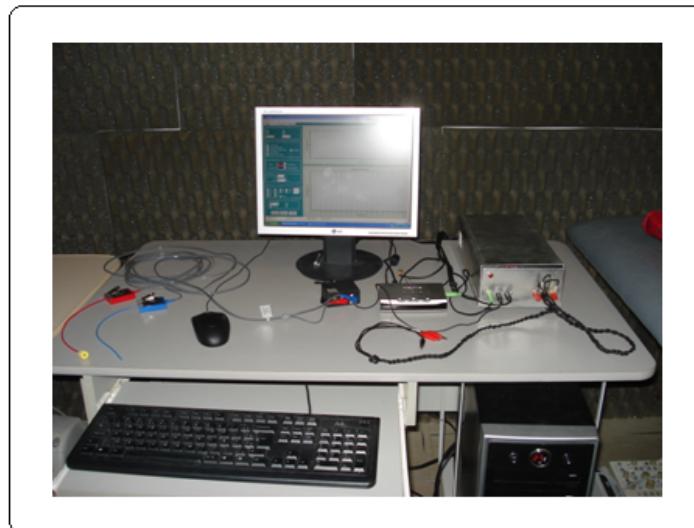


Figura 4.1 – Foto do equipamento desenvolvido.

Como pode ser visto no esquema de funcionamento do aparelho, *figura 4.2*, uma onda digital gerada pelo sistema *software*-computador, transformada pela placa

de som em estímulo elétrico é transduzida em um sinal acústico, pelos fones de ouvido, e apresentada ao sujeito a ser avaliado.

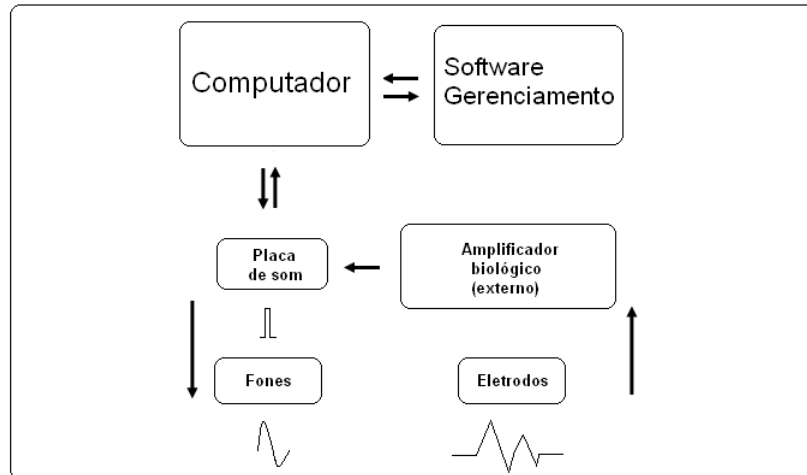


Figura 4.2 – Esquema do equipamento desenvolvido.

O potencial miogênico evocado é, então, adquirido por meio de eletrodos, filtrado e amplificado no módulo externo de amplificação, digitalizado pela placa de som, processado e exibido pelo *software*.

4.1.1 Geração de estímulos

O programa desenvolvido para a avaliação dos VEMPs, baseado no sistema operacional *Windows*, pode gerar *clicks* ou *tone bursts*, nas frequências de 500, 1.000, 2.000 e 4.000 Hz (*figura 4.3a*). Os estímulos são apresentados de forma uni ou bilateral, utilizando-se ou não mascaramento. Caso sejam utilizados *clicks*, esses podem ser pulsos de compressão, rarefação ou alternados (*figura 4.3b*). Uma vez escolhidos *tone bursts*, pode-se optar por diferentes tipos de janela (*hamming*, *hanning*, *blackman*, triangular ou trapezóide) e por sua duração em ciclos (*figura 4.3c*).

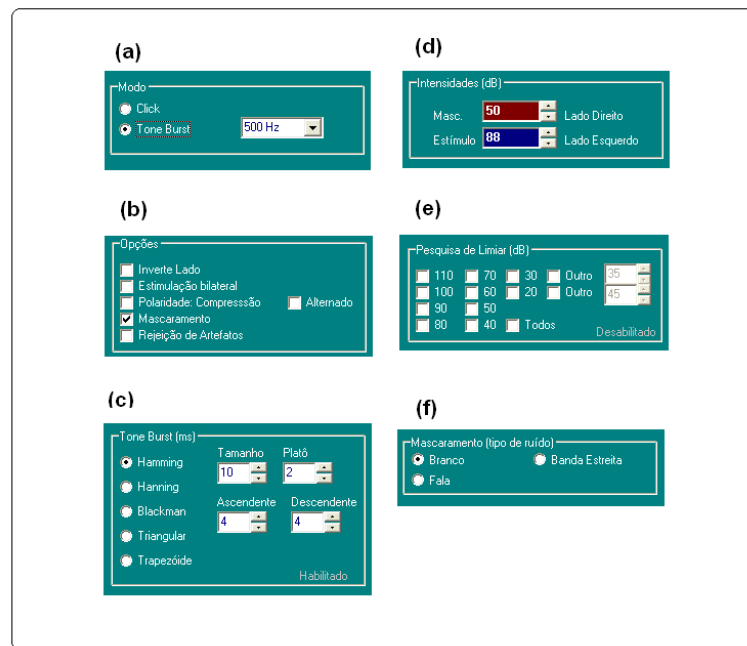


Figura 4.3 – Janelas para a configuração dos parâmetros de geração de estímulos.

As intensidades do estímulo e do mascaramento podem ser configuradas com valores entre 0 e 125 dBNAn⁵ e entre 0 e 100 dB RB (WN), respectivamente, (figura 4.3d) ou pode optar-se pela pesquisa automática do limiar, com valores previamente determinados (figura 4.3e). O mascaramento a ser utilizado pode ser o ruído branco, de fala ou de banda estreita (figura 4.3f).

O estímulo digital configurado e o eventual mascaramento são convertidos para a forma analógica por meio do conversor D/A de uma placa de som *SoundBlaster Creative Live 24-bit*, com 44,1 kHz de taxa de amostragem e 16 bits de resolução. O sinal elétrico será, então, transduzido em estímulo acústico, por meio de um fone de ouvido, que pode ser o TDH-39 ou o fone de inserção ER-A3. A escolha do tipo de fone, entretanto, deve ser configurada no item calibração do software utilizado (figura 4.4).

⁵ Não existe padronização, na literatura, quanto à unidade de intensidade. Assim, no presente estudo optou-se por utilizar a unidade dBNAn, por serem as mais adequadas para espectros complexos utilizados em avaliações eletrofisiológicas.

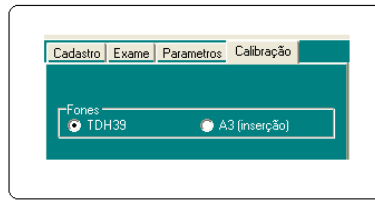


Figura 4.4 – Janela para configuração dos parâmetros de calibração.

4.1.2. Aquisição de sinais

O exame não poderá ser iniciado antes da avaliação da impedância entre os eletrodos e da configuração de alguns parâmetros de aquisição. Assim, é necessário avaliar a impedância entre o eletrodo não-inversor e o terra e entre o eletrodo inversor e o terra (*figura 4.5a*). Posteriormente, precisa-se configurar a quantidade de estímulos por segundo, o tamanho da janela de aquisição (*figura 4.5b*) e a quantidade de promediações (*figura 4.5c*), habitualmente, 5 estímulos por segundo, 80 ms e 200 vezes, respectivamente.

Finalmente, antes do início do exame, clicando-se no botão “iniciar”, é necessário configurar a filtragem do sinal (*figura 4.5d*) e o número de pontos acima de um valor determinado para a rejeição do registro (*figura 4.5e*).



Figura 4.5 – Janela para a configuração dos parâmetros de aquisição.

4.1.2.1. Módulo externo de amplificação

A estimulação sonora desencadeará o potencial miogênico vestibular, que será captado por eletrodos fixados na pele e conduzido para o módulo externo de amplificação. Esse módulo é composto por amplificadores biológicos, filtros analógicos e sistema de proteção elétrica para o paciente.

A amplificação é do tipo diferencial, com alta rejeição de modo-comum, aproximadamente 110 dB. No primeiro estágio, a amplificação é de 1.100 x, o segundo estágio apresenta ganho relativo de 7 x e, mais um estágio, com ganho relativo de 2,5 x. O ganho final do amplificador é de, aproximadamente, 60.000 x, somando-se os ganhos associados do filtro passa-baixo.

O módulo externo apresenta três tipos de filtros. Um passa-alto, composto por um capacitor, para a retirada de correntes contínuas, configurado em 5 Hz; um filtro *notch* de 60 Hz, opcional; e um filtro passa-baixo, *Butterworth*, de 2.200 Hz.

Por fim, a proteção elétrica foi desenvolvida com a implementação de optoacopladores, que impedem a passagem de corrente elétrica no sentido computador-paciente. Assim, é possível apenas a transmissão do sinal adquirido, para ser processado pela placa de som, e não o inverso.

4.1.2.2. Conversão A/D realizada pela placa de som

A conversão dos registros analógicos em sinais digitais é realizada também por uma placa de som *SoundBlaster Creative Live 24-bit*, com 44,1 kHz de taxa de amostragem e 16 *bits* de resolução. Essa escolha deve-se ao baixo custo e alta eficiência desse periférico que poderia, inclusive, converter sinais com maior resolução que a utilizada.

4.1.3. Aplicativo para o sistema operacional *Windows*

Foi desenvolvido um programa para microcomputador, compatível com o sistema operacional *Windows*, capaz de cadastrar pacientes, gerar estímulos, adquirir sinais biológicos amplificados e filtrados, e arquivar os resultados. Esse sistema apresenta possibilidade, ainda, de sincronizar os estímulos com as respostas, por meio de um mecanismo que adquire, em um canal da placa, o próprio *click* ou outro estímulo utilizado, e que desencadeia, no outro canal, o registro do sinal biológico.

4.1.3.1. Procedimentos pré-exames

Vários procedimentos devem ser realizados, antes do início do exame. Dessa forma, dados como nome do paciente, sexo, idade, endereço, telefones e data do teste devem ser arquivados (*figura 4.6*, itens *a*, *b*, *c*, *d*).

(a)

Vemp

Arquivo Ajuda Sair

Cadastro Exame Parametros Calibração

Nome Nº Cadastro

Sexo Idade

Masculino Feminino

(b)

Endereço

Rua Número

Complemento CEP

Bairro Estado

(c)

Telefones

82 Residencial

82 Trabalho

82 Celular

Buscar Salvar

(d)

Exames

Nº	Data	Modo

Novo Salvar Deletar

Figura 4.6 – Janela para cadastro dos dados do paciente.

4.1.3.2. Registro e arquivamento dos resultados

Cada estimulação sonora, deflagrada pelo *software* desenvolvido, evoca um potencial vestibular miogênico que é amplificado, filtrado, digitalizado, processado e apresentado, em forma gráfica, no item “Aquisição”. Esse mesmo estímulo inicia o processo de registro do sinal. Cada aquisição é promediada, filtrada digitalmente e apresentada no item “Promediação” (*figura 4.7*). Após todas as promediações programadas, o exame é arquivado no formato “*dbf*” para que possam ser conduzidas avaliações futuras.

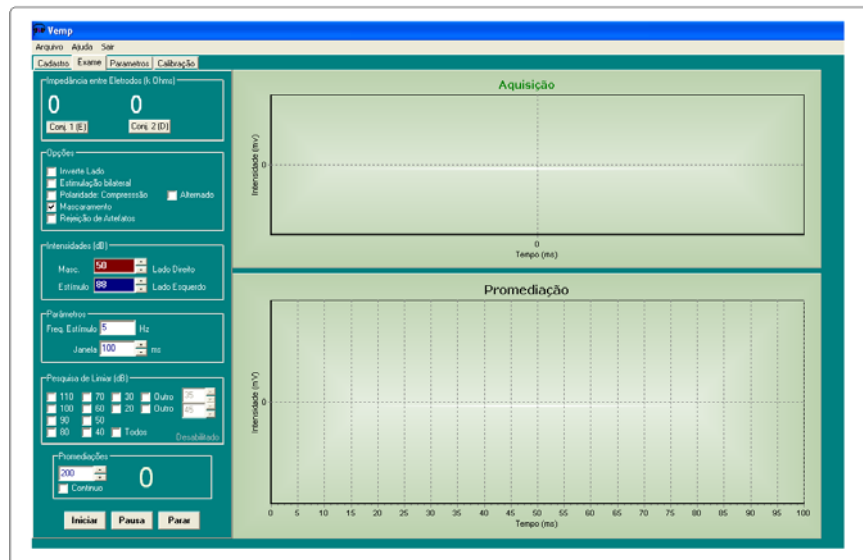


Figura 4.7 – Janela para registro e arquivamento dos resultados.

4.1.3.3 Calibração

Por fim, existe ainda a possibilidade de realização de alguns ajustes, no tópico calibração, como pode ser visto na *figura 4.8*. Dessa forma, podem ser calibradas as saídas dos tipos de fones, o ganho do amplificador e da saída de áudio, para que a amplitude em μV e a intensidade em dB sejam corrigidas, respectivamente (*figura 4.8a* e *4.8b*). Existem, ainda, alguns parâmetros técnicos, que possuem pouca interferência no exame, mas que podem ser investigados, no

futuro, como é o caso do tamanho da memória, denominada *Buffer* (figura 4.8c).

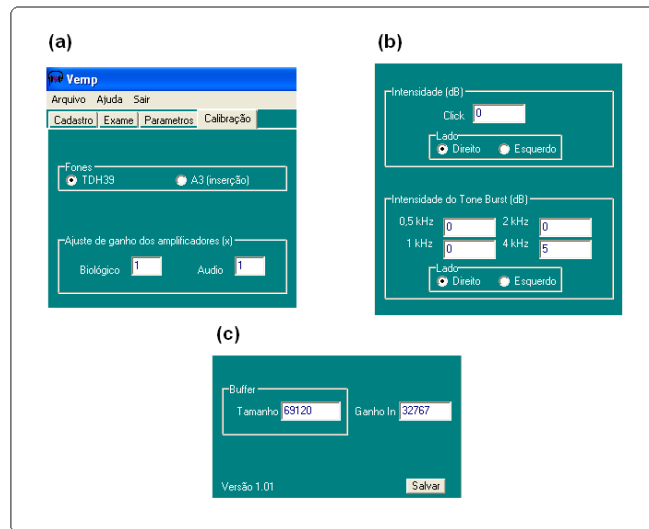


Figura 4.8 – Janela para a calibração do exame

4.2. Teste piloto com seres humanos

O protocolo dessa pesquisa está baseado na legislação pertinente, Resolução Nº 196/96, do Conselho Nacional de Saúde, do Ministério da Saúde, para estudos com seres humanos e foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Estadual de Ciências da Saúde de Alagoas - UNCISAL, com protocolo nº 625, no dia 01 de dezembro de 2006 (Anexo A).

4.2.1. Procedimentos

4.2.1.1. Local de realização da pesquisa

Os exames foram realizados no Laboratório de Instrumentação e Acústica (LIA) e no Laboratório de Audiologia Dr. Marco Antônio Mota Gomes, ambos pertencentes à UNCISAL.

4.2.1.2. Amostra

Foram selecionados 11 indivíduos, sendo seis do gênero feminino e cinco do masculino, considerando-se os critérios de inclusão e exclusão.

4.2.1.2.1. Critérios de inclusão

Idades entre 18 e 35 anos e limiares auditivos iguais ou inferiores a 20 dBNA com diferenças entre as orelhas, por frequência, iguais ou inferiores a 10 dB.

4.2.1.2.2. Critérios de exclusão

Exposição a ruído ocupacional ou de lazer; cirurgias no ouvido; mais de três infecções de ouvido no ano corrente; uso de medicação ototóxica; presença de zumbido, vertigens, tonturas ou outras alterações cócleo-vestibulares; presença de alterações sistêmicas que possam contribuir para doenças cócleo-vestibulares, como diabetes, hipertensão arterial e dislipidemias e/ou alterações hormonais.

4.2.1.2.3. Amostragem

Os participantes compareceram, espontaneamente, e foram escolhidos por conveniência do pesquisador, após divulgação direcionada aos funcionários, professores e alunos residentes na Cidade de Maceió. Os voluntários não receberam qualquer forma de auxílio financeiro para a realização do experimento, contudo obtiveram cópia da avaliação auditiva realizada.

4.2.1.2.4. Consentimento livre e esclarecido

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

4.2.1.3. Coleta de dados

4.2.1.3.1. Grupo estudado

Para o grupo estudado, foi captado o potencial miogênico evocado vestibular (VEMP) em dois equipamentos, no EP25 da *Interacoustics* e no aparelho desenvolvido.

4.2.1.3.2. Análise dos riscos e benefícios

O estudo se fez necessário, pois não existiam equipamentos totalmente adaptados para a obtenção do VEMP. Esses dados servirão como auxiliares no diagnóstico e na observação da evolução de doenças vestibulares, o que representa ganhos científicos e sociais, com o aprofundamento do estudo e a inclusão de um equipamento específico na rotina clínica no futuro.

Os exames realizados nessa pesquisa não ofereceram riscos à saúde dos sujeitos do estudo, visto que são bastante utilizados nas avaliações audiológicas em todo o mundo.

4.2.1.3.3. Verificação da normalidade da audição

Inicialmente, foi aplicado um questionário de triagem, em seguida, o “termo de consentimento livre e esclarecido” (Apêndice B) foi lido, explicado verbalmente e assinado pelos sujeitos que aceitaram participar do estudo. Posteriormente, os seguintes procedimentos foram realizados, com a finalidade de verificar a normalidade da audição dos indivíduos sob teste.

a. Otoscopia

Para a inspeção do meato acústico externo e da integridade da membrana timpânica foi utilizado um otoscópio da marca *Welch Allyn 29090*, com espéculos esterilizados.

b. Audiometria tonal liminar

A audiometria tonal liminar, com tom puro pulsátil, foi realizada no audiômetro AC40 da *Interacoustic*, em cabine acústica. Os limiares foram pesquisados por meio da técnica descendente, com intervalos de 10 dB e a confirmação das respostas pela técnica ascendente, com intervalos de 5 dB. Foram avaliadas as frequências com relação de oitava entre 0,5 e 8 kHz. A cabine acústica seguiu as recomendações da Norma S 3.1 (Ansi, 1991).

4.2.1.3.4. Exame de Potenciais Miogênicos Evocados Vestibulares (VEMPs)

Para a realização dos testes comparativos, os participantes foram submetidos a dois exames de VEMP, um com o aparelho EP25 da *Interacoustics* e outro com o

novo instrumento desenvolvido. Em ambos os casos, os estímulos sonoros foram apresentados por meio de fones de inserção ER-3A.

Inicialmente, os voluntários permaneceram sentados em uma cadeira e foi realizada limpeza da pele dos mesmos, utilizando-se pasta abrasiva, álcool e algodão. Em seguida, foram colocados eletrodos descartáveis do tipo prata e cloreto de prata (Ag/AgCl) para registro do potencial. O eletrodo ativo foi posicionado na metade superior do músculo esternocleidomastoideo, ipsilateral à estimulação; o eletrodo de referência, sobre a borda anterior da clavícula, ipsilateral, e o eletrodo terra, na linha média frontal, *figura 4.9*.

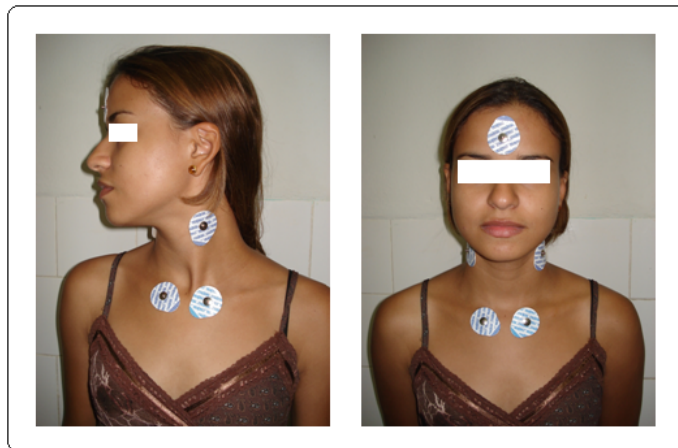


Figura 4.9 – Foto com a colocação dos eletrodos para registro do VEMP no músculo ECM.

Após a colocação dos eletrodos, procedeu-se com a avaliação da impedância entre os eletrodos não-inversor e o terra e entre os eletrodos inversor e o terra. Dessa forma, foi permitida impedância entre os eletrodos de até 3 k Ω .

Para obtenção do registro dos potenciais miogênicos evocados vestibulares, no músculo esternocleidomastoideo, o paciente permaneceu sentado, com rotação lateral máxima de cabeça para o lado contralateral ao estímulo e manteve contração tônica do músculo em torno de 60 μ V (*figura 4.10*). O estímulo foi iniciado pela aferência direita e, posteriormente, repetido na aferência esquerda. As respostas foram replicadas, ou seja, registradas duas vezes no lado direito e duas vezes no lado esquerdo.

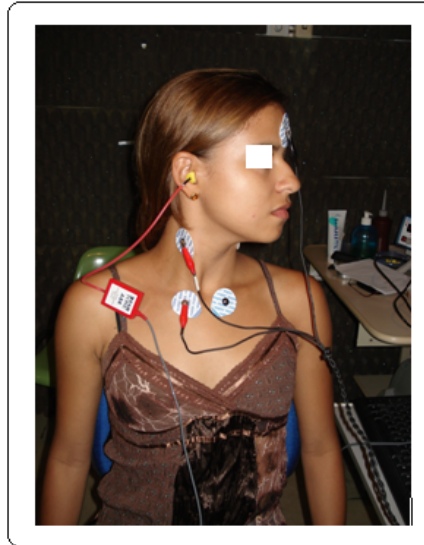


Figura 4.10 – Foto com o indivíduo posicionado para registro do VEMP no músculo ECM à direita.

Na evocação do VEMP pelo equipamento EP25, foram promediados 200 estímulos do tipo *tone burst*, com duração de 10 ms (subida: 4, platô: 2, descida: 4), na frequência de 500 Hz, apresentados em uma taxa de 5 Hz, com intensidade de 90 dB NAn, utilizando-se um filtro passa banda de 5 a 1.200 Hz. Os registros foram realizados em janelas de 80 ms e um canal de registro, uma vez que a captação dos estímulos e a evocação dos potenciais foi ipsilateral. Na evocação pelo novo instrumento, foram utilizados os mesmos parâmetros para o teste, com exceção, apenas para a filtragem, a qual foi de 5 a 2.200 Hz. Os filtros utilizados foram diferentes, visto que, o EP25 da *interacustics*, semelhante aos equipamentos para captação de potenciais auditivos disponíveis no mercado, apresenta limitação quanto a essa configuração. Assim, como o novo equipamento apresenta ampla possibilidade de ajustes, foi utilizada a configuração de filtro mais adequada, de acordo com a literatura.

Para realizar a interpretação dos achados, as respostas foram analisadas por meio da morfologia, demarcando-se as ondas n13 e p23 pelas latências dos primeiros picos negativo e positivo. Em seguida, foi obtido o índice de assimetria (Almeida, 1999; Murofushi, Matsuzaki e Wu, 1999), calculado pela equação 3.3, que poderá ser recordada a seguir.

$$R(\%) = \left(\frac{|AE - AD|}{|AE + AD|} \right) \cdot 100 \quad (3.3)$$

Onde, A= amplitude de VEMP; e D e E em referência aos lados direito e esquerdo, respectivamente.

4.2.2. Método estatístico

Os dados foram tabulados e processados pelo aplicativo para microcomputador *Statistical Package for Social Sciences (SPSS)* versão 16.0. Para a descrição dos dados, fez-se uso da apresentação tabular e gráfica das médias, das medianas, dos desvios-padrão e dos percentis. A normalidade das amostras foi observada através do teste de *Kolmogorov-Smirnov* e *Shapiro-Wilk*.

Após os dados obtidos serem caracterizados com a utilização de técnicas de estatística descritiva, aplicou-se o teste não-paramétrico de *Wilcoxon* para comparação das latências das componentes do VEMP (n13 e p23), evocadas pelos dois equipamentos. O teste de Qui-quadrado foi aplicado para a comparação das freqüências obtidas pelo cálculo do índice de assimetria. Os valores foram considerados significativos para p menor que 0,05 ($p < 0,05$). O valor do erro beta admitido foi de 0,1.

5. Resultados

5.1. Caracterização da Amostra

A amostra estudada foi composta por 11 voluntários, sendo 5 do gênero masculino (45, 45%) e 6 do feminino (54,55%). Verificou-se faixa etária entre 19 e 31 anos, média de idade de 21,18 anos e desvio-padrão de 3,37 anos.

A normalidade das amostras, quanto às latências e amplitudes das ondas n13 e p23, foi observada, utilizando-se os testes de *Shapiro-Wilk* e *Kolmogorov-Smirnov*, entretanto, não foi verificada distribuição normal para as variáveis: amplitudes de n13 e p23 do lado direito, para o novo equipamento, e amplitude de p23, do lado esquerdo, para o aparelho EP25. Dessa forma, foram utilizados os testes não-paramétricos de *Wilcoxon* e de Qui-quadrado, conforme fossem variáveis médias ou freqüências, respectivamente.

5.2. Teste piloto com seres humanos

Em todos os sujeitos, foram captadas as ondas n13 e p23 do VEMP, com morfologia adequada, por meio da estimulação e captação unilateral, independente do aparelho utilizado.

5.2.1. Análise do VEMP por orelha

5.2.1.1. Aparelho EP 25

Quando analisadas as latências absolutas das componentes n13 e p23, no aparelho EP25, observou-se que foi necessário maior tempo para evocar as ondas do VEMP na orelha esquerda que na direita (*tabela 5.1*).

Componentes do VEMP	<i>Média*</i>		<i>Mediana*</i>		<i>Desvio-padrão*</i>	
	Lado Direito	Lado Esquerdo	Lado Direito	Lado Esquerdo	Lado Direito	Lado Esquerdo
n13	16,18	17,51	17,66	17,67	3,44	2,21
p23	26,03	27,09	26,50	27,50	3,48	3,11

*Latências absolutas em milissegundos (ms)

Tabela 5.1 – Medidas de latência para os componentes do VEMP evocados no aparelho EP25, por orelha.

Os valores de p10 e p90, para as amplitudes da componente n13, foram de -28,73 e -4,85 μV , respectivamente; e, para a onda p23, p10 foi igual a 3,14 μV e p90 igual a 39,68 μV . Como pode ser observado na *tabela 5.2*, para o equipamento padrão-ouro, as amplitudes absolutas das ondas n13 e p23 (em módulo) foram maiores no lado esquerdo que no direito.

Componentes do VEMP	<i>Média*</i>		<i>Mediana*</i>		<i>Desvio-padrão*</i>	
	Lado Direito	Lado Esquerdo	Lado Direito	Lado Esquerdo	Lado Direito	Lado Esquerdo
N13	8,96	14,19	8,48	10,71	13,24	8,94
P23	14,60	17,18	9,55	9,90	14,96	13,41

*Valores (módulo) de amplitude em *microvolts*

Tabela 5.2 – Medidas de amplitude para os componentes do VEMP evocados no aparelho EP25, por orelha.

No *gráfico 5.1*, podem ser observados valores de latências e amplitudes dos componentes do VEMP maiores para o lado esquerdo que para o direito, quando captadas no equipamento EP25.

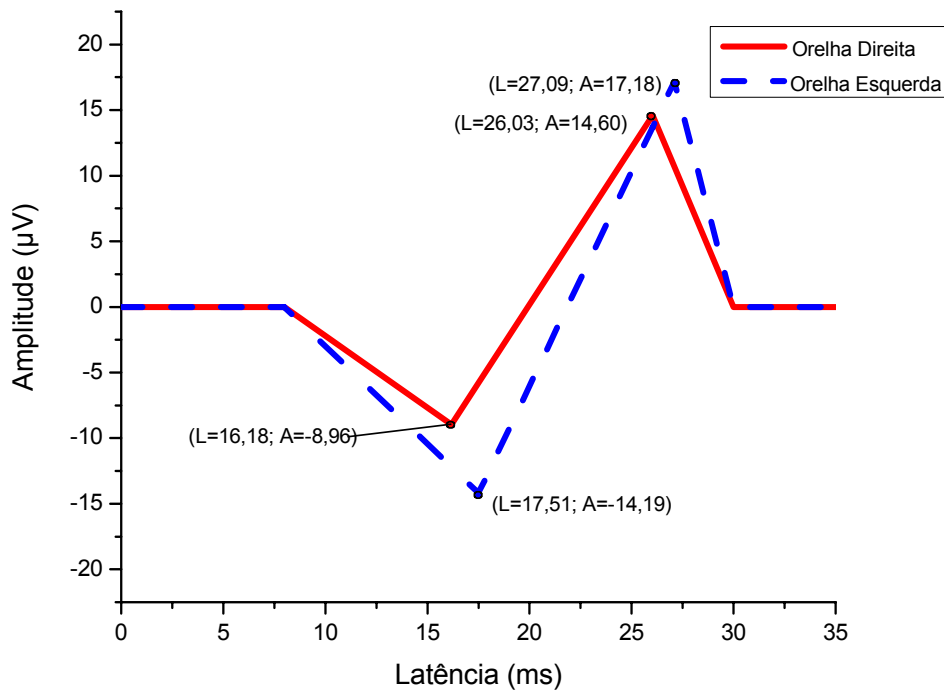


Gráfico 5.1 – Latências (L) e amplitudes (A) médias do VEMP evocado pelo aparelho EP25.

Quando comparadas as médias das latências e amplitudes, com o teste de *Wilcoxon*, das ondas do VEMP, entre as orelhas direita e esquerda, para o equipamento EP25, pode-se constatar ausência de diferenças estatisticamente significativas quando considerados valores de $p < 0,05$ (tabela 5.3).

Variáveis	n13	p23
Latência	0,264	0,213
Amplitude	0,075	0,594

*Valores de p para o teste de *Wilcoxon*

Tabela 5.3 – Valores de p na comparação da média das latências e amplitudes de n13 e p23 entre os lados direito e esquerdo.

5.2.1.2. Aparelho desenvolvido

Quanto ao equipamento desenvolvido, no que se refere às latências, foi observado que os valores absolutos das componentes n13 e p23, do VEMP, foram maiores na orelha esquerda que na direita (*tabela 5.4*).

Componentes do VEMP	Média*		Mediana*		Desvio-padrão*	
	Lado Direito	Lado Esquerdo	Lado Direito	Lado Esquerdo	Lado Direito	Lado Esquerdo
n13	13,62	15,92	15,70	13,10	3,10	2,40
p23	22,93	24,66	25,60	22,85	4,23	2,60

*Valores de latência em milissegundos (ms)

Tabela 5.4 – Medidas da latência para os componentes do VEMP evocados no novo aparelho, por orelha.

Nesse estudo, foram observados valores de percentis 10 e 90 iguais a -29,50 μV e -5,18 μV , respectivamente, para o componente n13. Já para p23, esses valores foram iguais a 9,19 μV e 28,90 μV . Na análise das amplitudes absolutas, para as duas componentes do VEMP, evocadas pelo novo instrumento, o lado esquerdo apresentou maiores valores (em módulo) para a onda p23, enquanto a componente n13 foi maior para o lado direito, *tabela 5.5*.

Componentes do VEMP	Média*		Mediana*		Desvio-padrão*	
	Lado Direito	Lado Esquerdo	Lado Direito	Lado Esquerdo	Lado Direito	Lado Esquerdo
n13	19,27	13,57	10,02	13,23	24,45	8,67
p23	14,84	18,19	11,07	15,50	15,91	12,28

*Valores (módulo) de amplitude em microvolts (μV)

Tabela 5.5 – Medidas da amplitude para os componentes do VEMP evocados no novo aparelho, por orelha.

Os achados referentes às médias das latências e amplitudes de n13 e p23, para o aparelho desenvolvido, podem ser melhor visualizados, por meio de um esquema das ondas, no gráfico 5.2.

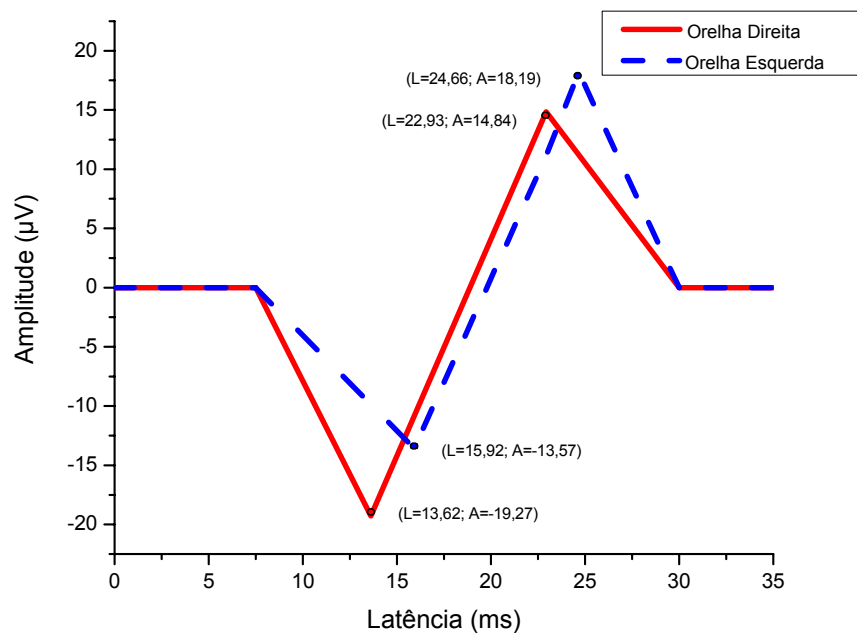


Gráfico 5.2 – Latências (L) e amplitudes (A) médias do VEMP evocado pelo equipamento desenvolvido.

Avaliando-se as ondas evocadas pelo instrumento desenvolvido, não houve diferença estatisticamente significativa, para latências e amplitudes, quando comparadas as orelhas direita e esquerda, *tabela 5.6*.

Variáveis	n13	p23
Latência	0,074	0,333
Amplitude	0,878	0,575

Tabela 5.6 – Valores de p na comparação da média das latências e amplitudes de n13 e p23 entre os lados direito e esquerdo.

5.2.2. Comparação entre os dois instrumentos

5.2.2.1. Comparação das latências e amplitudes

Comparando-se os dois equipamentos em estudo, sem diferenciar os lados direito e esquerdo, constataram-se latências absolutas mais tardias para o equipamento EP 25 (*tabela 5.7*).

Componentes do VEMP	Média		Mediana		Desvio-padrão	
	Aparelho Novo	EP25	Aparelho Novo	EP25	Aparelho Novo	EP25
n13	14,77	16,84	14,40	17,66	2,75	2,83
p23	24,66	26,56	24,22	27,00	3,42	3,30

*Valores de latência em milissegundos (ms)

Tabela 5.7 – Medidas da latência para os componentes do VEMP evocados no novo aparelho e no aparelho EP25

Na *tabela 5.8*, podem ser verificadas maiores amplitudes absolutas (em módulo) para as ondas n13 e p23, evocadas no novo instrumento, quando comparado ao aparelho padrão-ouro.

Componentes do VEMP	Média		Mediana		Desvio-padrão	
	Aparelho Novo	EP25	Aparelho Novo	EP25	Aparelho Novo	EP25
n13	13,38	10,42	11,62	9,59	16,56	11,09
p23	14,70	14,05	13,28	9,72	14,09	14,18

*Valores (módulo) de amplitude em microvolts (μV)

Tabela 5.8 – Medidas de amplitude para os componentes do VEMP evocados no novo aparelho e no aparelho EP25

Os resultados obtidos, quanto às latências e amplitudes, das médias obtidas entre as orelhas esquerda e direita, para os dois instrumentos, podem ser melhores visualizados no *gráfico 5.3*.

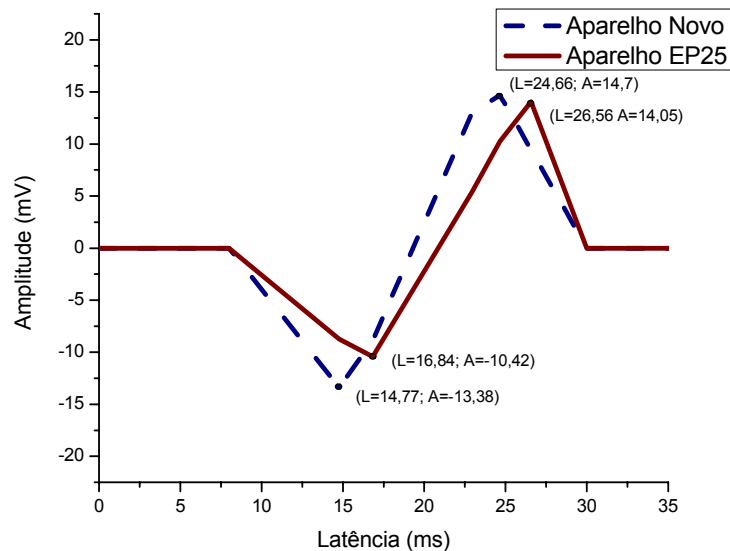


Gráfico 5.3 – Latências (L) e amplitudes (A) médias nos dois instrumentos de avaliação do VEMP.

Aplicando-se o teste de *Wilcoxon*, pode-se constatar ausência de diferenças estatisticamente significativas, quando comparados os dois instrumentos, quanto aos parâmetros de latência e amplitude dos componentes n13 e p23. Apenas para a latência de p23, observou-se diferença significativa com valor de $p = 0,005$ (*tabela 5.9*).

Variáveis	n13	P23
Latência	0,22	0,005*
Amplitude	0,357	0,375

* Valores de p considerado significativo, utilizando-se o teste de *Wilcoxon*.

Tabela 5.9 – Comparação das médias das amplitudes e das latências das componentes n13 e p23 entre o novo equipamento e o aparelho EP25.

5.2.2.2. Cálculo do índice de assimetria por equipamento

Fazendo uso da fórmula para cálculo do índice de assimetria (Almeida, 1999; Murofushi, Matsuzaki e Wu, 1999), em sujeitos normais, pode-se observar maiores valores de assimetria para o aparelho EP25 que para o novo instrumento, no que se refere a componente n13. Quanto a componente p23, esses índices foram maiores na evocação pelo novo equipamento, o que pode ser visto na *tabela 5.10*.

Equipamentos	Componentes do VEMP	
	n13	p23
EP25	22,60%	8,12%
Novo	17,36%	10,14%

Tabela 5.10 – Índices de assimetria, por equipamento, para as amplitudes de n13 e p23.

A diferença não foi estatisticamente significativa, entre o novo equipamento e o padrão ouro de mercado, para o teste de Qui-quadrado, quando comparados os índices de assimetria das amplitudes de n13 e p23, com valores de $p=0,14$ e $0,60$, respectivamente.

Nesse estudo, o valor do índice de assimetria inter-pico n13-p23, para o novo aparelho (2,10%), foi significativamente menor que o encontrado para o EP25 (30,55%), com p menor que 0,01, utilizando-se também o teste Qui-quadrado.

6. Discussão

6.1. Discussão do método

6.1.1. Discussão do método para o equipamento desenvolvido

O aparelho desenvolvido apresentou resultados satisfatórios em testes experimentais e com seres humanos. Entretanto, como pode ser observado no apêndice C, será necessária a implementação de técnicas de processamento digital de sinais, para suavização da onda. Essas técnicas configuram importante ferramenta para a melhoria da qualidade do registro e, sempre que possível, devem ser utilizadas (Webster, 1999; Hall, 2006).

Outro sistema que deverá ser desenvolvido é o de aquisição em dois canais, visto que esta é uma possibilidade utilizada por alguns autores (Wang e Young, 2003; Wang e Young, 2004) e serve para observar melhor, simultaneamente, as componentes n13 e p23, por meio do exame ipsilateral, e as componentes p34 e n44, por meio do exame contralateral, contribuindo para estudos das origens e caminhos neurais relacionados com cada uma dessas componentes (Wang e Young, 2004).

Por fim, será necessário realizar, com o equipamento desenvolvido, a padronização da normalidade e a aplicação de testes de especificidade e sensibilidade para o registro das ondas do VEMP.

6.1.2. Discussão do método para os testes conduzidos

Foi escolhida a faixa etária de 18 a 35 anos (adultos jovens), para que fatores relacionados ao envelhecimento não interferissem nos resultados do exame, visto que, trabalhos demonstram relação dos parâmetros do VEMP com o avanço da idade, como sugestivo de deterioração do sáculo e comprometimento das funções neurais (Su *et al.*, 2004).

Seguindo o que é proposto em todos os protocolos de testes de respostas evocadas, na mensuração do VEMP, a pele foi preparada previamente para a colocação do eletrodo e foi considerada impedância entre os eletrodos menor que 3 k Ω , para início dos exames (Hall, 2006).

Escolheram-se estímulos *tone bursts*, na frequência de 500 Hz, uma vez que eles são mais efetivos que os *clicks*, para a obtenção do VEMP, e, dentre os estímulos *tone bursts*, as baixas frequências (≤ 1.000 Hz) são mais efetivas que as altas (Murofushi, Matsuzaki e Wu, 1999; Akin *et al.*, 2004), sendo, a de 500 Hz, a mais utilizada (Murofushi, Matsuzaki e Wu, 1999; Hall, 2006).

Quanto à intensidade do estímulo, foi escolhido 90 dBNA_n, pois a maioria dos estudos, utiliza intensidades de estímulos iguais ou superiores a 90 dBNA_n (Colebatch, Halmagyi e Skuse, 1994; Ferber-Viart *et al.*, 1997; Magliulo *et al.*, 2004; Ribeiro *et al.*, 2005).

Foram relatados diversos músculos para a captação do VEMP (Cody e Bickford, 1969; Ferber-Viart *et al.*, 1997; Wu, Young e Murofushi, 1999; Sakakura *et al.*, 2005). Nesse trabalho, utilizou-se o músculo ECM, porque é, atualmente, o mais utilizado (Colebatch, Halmagyi e Skuse, 1994; Murofushi, Matsuzaki e Wu, 1999; Basta, Todt e Ernst, 2005). Somado a isto, comparações de resultados do VEMP, no músculo ECM e no músculo trapézio, revelam que as respostas no ECM são mais homogêneas (Almeida, 1999).

Nessa pesquisa, foi utilizado tempo de registro de 80 ms, visto que, como se trata de potencial de média latência, ele deve ser maior que 50 ms para conseguir englobar todas as respostas. Na literatura, não existe tempo padronizado para a captação do VEMP, pois não influencia o traçado. Escolheu-se esse tempo, em detrimento dos 100 ms difundidos na literatura, pois menor tempo de registro facilita a exatidão da mensuração dos elementos de análise dos traçados das respostas (Almeida, 1999).

Nas publicações realizadas com a metodologia do VEMP, existe grande variação no que diz respeito à nomenclatura e à polaridade dos picos do traçado. A maioria dos estudos considera o primeiro pico como sendo de polaridade negativa (Colebatch, Halmagyi e Skuse, 1994; Welgampola e Colebatch, 2005), enquanto, outros o consideram como pico positivo (Sazgar *et al.*, 2006a; Young, 2006). Isso vai depender da localização dos eletrodos inversor e não-inversor. Assim, nesse estudo,

como o eletrodo não-inversor foi colocado no músculo ECM, considerou-se o primeiro pico como negativo, uma vez que configura a descontração do músculo (potencial negativo), como resultado do reflexo vestibulo-cervical (Hall, 2006).

Em relação à nomenclatura das ondas do VEMP, o primeiro pico pode apresentar as seguintes denominações: A, p13, p14 e I. Entretanto, no presente trabalho, como o primeiro pico é negativo, preferimos utilizar a designação de n13. O segundo pico, referido na literatura como n23, n21 ou II, foi denominado, nesse estudo, como p23 (Hall, 2006; Murofushi *et al.*, 2007). A diferença entre as latências e amplitudes de p23 e n13 foi denominada de inter-pico, configurando a expressão da atividade elétrica muscular reflexa à estimulação sonora da mácula sacular.

No presente estudo, foram analisadas apenas as ondas n13 e p23, visto que as ondas mais tardias não estão presentes em todos os indivíduos normais e, portanto, não devem ser levadas em consideração para a interpretação do VEMP (Almeida, 1999).

6.2. Discussão dos resultados

6.2.1. Latências absolutas e diferenças de latências interaurais

A observação da latência absoluta das respostas é importante para a identificação dos picos no traçado e para a observação de problemas que interfiram na velocidade de condução neural (Almeida, 1999), além de ser um parâmetro reprodutível da resposta de VEMP, que independe da intensidade do estímulo e do nível de tensão eletromiográfica (Damen, 2007).

Em estudo realizado com 64 sujeitos normais (Basta, Todt e Ernst, 2005), utilizando-se a mesma metodologia de teste para a evocação do VEMP, foram determinados valores de normalidade, para a latência da onda n13, de até 20,3 ms, e de 28,0 ms, para p23. Entretanto, em outro trabalho (Damen, 2007), os valores de normalidade, para a onda n13, oscilam entre 13,8 e 18,5 ms; enquanto, p23 apresenta variação de 20,6 a 27,4 ms. Dessa forma, independente do parâmetro de normalidade e do equipamento utilizado (EP25 ou aparelho desenvolvido), as latências absolutas, dos dois componentes do VEMP, se encontravam de acordo

com os padrões de normalidade. Entretanto, foi necessário maior tempo de estimulação para serem captadas, cada uma das duas ondas, no aparelho EP25.

Nessa pesquisa, não foram encontradas diferenças interaurais, estatisticamente significativas (Young e Kuo, 2004), para o VEMP evocado pelos dois equipamentos, o que leva a constatar que, os sujeitos em estudo, não apresentavam assimetrias na condução neural (Almeida, 1999).

Os resultados encontrados, nesse trabalho, demonstram que, apesar de não existirem diferenças estatisticamente significativas, em relação à latência absoluta, entre os dois instrumentos utilizados, podem ser encontrados valores de latência mais precoces no novo instrumento, provavelmente, decorrente da utilização de filtros mais específicos, para a captação deste potencial.

Assim, as latências absolutas e as diferenças interaurais são consideradas parâmetros clínicos úteis, para a avaliação da condução neural e para a análise de assimetrias, entre as orelhas, contribuindo no diagnóstico auxiliar de doenças neurológicas, como a esclerose múltipla, por exemplo (Almeida, 1999).

6.2.2. Amplitudes absolutas e diferenças de amplitudes interaurais

Os valores absolutos de amplitude, encontrados nesse estudo, foram bastante variáveis, entre os indivíduos, e no mesmo sujeito, quando captados em momentos distintos, nos dois equipamentos (EP25 e novo instrumento). Esses achados corroboram com a maioria dos estudos sobre VEMP (Ochi, Ohashi e Nishino, 2001; Ochi e Ohashi, 2003 ; Su *et al.*, 2004; Basta, Todt e Ernst, 2005; Hall, 2006).

Apesar de não existirem diferenças significativas, entre as orelhas direita e esquerda, para amplitudes absolutas, com a evocação do VEMP nos dois equipamentos (Young e Kuo, 2004); esses valores foram maiores no novo instrumento. Esses achados configuram aumento quantitativo na atividade do reflexo vestibulo-cervical (Lim *et al.*, 1995). Além disso, valores de desvios-padrão foram, freqüentemente, menores no novo aparelho, o que retrata diminuição das variações nas amplitudes do VEMP, evocadas por tal instrumento.

Dessa maneira, diversos autores concordam que os valores de amplitude não devem ser utilizados na análise desse teste, uma vez que não podem ser reprodutíveis em decorrência da grande variação intersujeito e são dependentes de alguns fatores, como intensidade do estímulo e nível de contração tônica do músculo ECM (Ochi, Ohashi e Nishino, 2001; Ochi e Ohashi, 2003 ; Su *et al.*, 2004; Basta, Todt e Ernst, 2005; Hall, 2006).

Além dessas variáveis, observaram-se valores absolutos de amplitude, para os dois equipamentos, muito diferente dos encontrados em alguns estudos que usaram a mesma metodologia de teste, o que pode ser justificado pela utilização de diferentes ganhos do amplificador. Assim, o ganho seria mais um fator interferente para a amplitude, o que reforça, ainda mais, a não utilização da amplitude absoluta, na análise do VEMP.

Na tentativa de anular esses efeitos interferentes e tornar a amplitude um parâmetro analisável no teste de VEMP, foi utilizado o índice de assimetria (Almeida, 1999; Murofushi, Matsuzaki e Wu, 1999). Com isso, por meio dessa equação, puderam-se observar resultados considerados normais para as componentes n13 e p23 os quais devem ser inferiores a 34% (Murofushi, Matsuzaki e Wu, 1999). Além disso, foi comprovada, estatisticamente, a ausência de assimetrias para essas ondas, captadas nos dois equipamentos.

No presente estudo, o índice de assimetria das amplitudes inter-picos n13-p23 revelou valores bem menores para o novo aparelho (2,10%) que para o aparelho EP25 (35,50%) e também para o encontrado em estudo anterior, 45,00% (Almeida, 1999). Isso mostra que o equipamento desenvolvido tem maior efetividade na captação do VEMP que o EP25.

Assim, para a comparação inter-pessoal da amplitude das respostas, não devem ser utilizados os valores absolutos dessas amplitudes, mas sim, o índice de assimetria, visto que ele reflete a diferença interaural da amplitude, ponderada pela amplitude média dessa resposta.

7. Conclusão

O aparelho desenvolvido, composto por amplificadores biológicos, filtros, sistema de proteção elétrica e um sistema lógico, possibilita a investigação aprofundada do potencial miogênico evocado vestibular.

Os parâmetros de análise do exame de VEMP, adquiridos com um dispositivo considerado padrão-ouro, não se diferenciam dos registrados com o novo instrumento. Contudo, menores índices de assimetria da amplitude inter-pico n13-p23 e maior proximidade da latência absoluta com os valores descritos na literatura sugerem que o aparelho desenvolvido é mais adequado para a condução desse tipo de exame.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

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

AKIN, F.; MURNANE, O.; PANUS, P.; CARUTHERS, S.; WILKINSON, A. ; PROFFITT, T. The influence of voluntary tonic EMG level on the vestibular-evoked myogenic potencial. Journal of Rehabilitation Research & Development v.41, n.3B, p.473-480. 2004.

ALMEIDA, R. R. Potenciais evocados miogênicos vestibulares: Estudo em indivíduos normais Departamento de Oftalmologia e Otorrinolaringologia Universidade de São Paulo, São Paulo, 1999. 181 p.

ALMEIDA, R. R. Potenciais evocados vestibulares. In: C. A. H. D. CAMPOS e H. O. O. COSTA (Ed.). Tratado de otorrinolaringologia. São Paulo, Roca v.1, 2002. Potenciais evocados vestibulares, p.545-554.

ANSI. Maximum permissible ambient noise levels for audiometric test rooms. INSTITUTE, A. N. S. Nova York. S 3.1 1991.

BASTA, D.; TODT, I.; ERNST, A. Normative data for P1/N1 - latencies of vestibular evoked myogenic potentials induced by air- or bone-conducted tone bursts. Clinical Neurophysiology, v.116, p.2216-2219. 2005.

BICKFORD, R.; JACOBSON, J.; CODY, D. Nature of average evoked potentials to sound and other stimuli in man. Ann N Y Acad Sci, v.112, p.204-223. 1964.

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

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

CODY, D.; BICKFORD, R. Averaged evoked myogenic responses in normal man Laryngoscope, v.79, p.400-416. 1969.

COLEBATCH, J. G.; HALMAGYI, G. M.; SKUSE, N. F. Myogenic potentials generated by a click-evoked vestibulocollic reflex Neurol Neurosurg Psychiatry v.57, p.190-197. 1994.

COLEBATCH, J. G.; ROTHWELL, J. C. Motor unit excitability changes mediating vestibulocollic reflexes in the sternocleidomastoid muscle. Clinical Neurophysiology, v.115, July, p.2567-2573. 2004.

COLEBATCH, J. G.; ROTHWELL, J. C.; BRONSTEIN, A.; LUDMAN, H. Click-evoked vestibular activation in the Tullio phenomenon. Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry, v.57, p.1538-1540. 1994.

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

DAMEN, M. M. J. Vestibular evoked myogenic potencial (VEMP), Clinical application of the threshold. Medical Engineering 2007. 60 p.

DAVID, R. Potenciais evocados miogênicos vestibulares: uma modelagem preliminar. Departamento de Física aplicada à medicina Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto 2002. 126 p.

DIDIER, A.; CAZALS, Y. Acoustic responses recorded from the saccular bundle on the eighth nerve of the guinea pig. Hear Res, v.37, p.123-128. 1989.

FERBER-VIART, C.; DUBREUIL, C.; DUCLAUX, R. Vestibular evoked myogenic potentials in humans: a review. Acta Otolaryngol (Stockh), v.119, p.6-15. 1999.

FERBER-VIART, C.; DUCLAUX, R.; COLLEAUX, B.; DUBREUIL, C. Myogenic vestibular-evoked potentials in normal subjects: A comparison between responses obtained from sternomastoid and trapezius muscles. Acta Otolaryngol (Stockh), v.117, p.472-481. 1997.

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

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

GUILLÉN, V. P.; GARCÍA, E. G.; PIÑERO, A. G.; REY, A. P. D.; PÉREZ, C. M. Potencial vestibular miogénico evocado: un aporte al conocimiento de la fisiología y patología vestibular: Patrones cuantitativos en la población normal. Acta Otorrinolaringol Esp v.56, p.349-353. 2005.

HALL, J. Electrically evoked and myogenic responses. EUA, v.3. 2006. 736 p. (New handbook of auditory evoked responses).

HALMAGYI, G.; COLEBATCH, J.; CURTHOYS, I. New test of vestibular function Bailliere's Clinical Neurology, v.3, n.3, November, p.485-500. 1994.

HALMAGYI, G.; CURTÍOS, I. Pruebas de función otolítica. Rev Med Univ Navarra v.47, p.29-37. 2003.

HALMAGYI, G. M.; COLEBATCH, J. G. Vestibular evoked myogenic potentials in the sternomastoid muscle are not of lateral canal origin Acta Otolaryngol (Stockh), v.Suppl 520, p.1-3. 1995.

HALMAGYI, G. M.; YAVOR, R. A.; COLEBATCH, J. G. Tapping the head activates the vestibular system: A new use for the clinical reflex hammer. Neurology, v.45, October, p.1927-1929. 1995.

HOOPER, D. The significance of data weighting windows for accurate parameterisation of MST radar returns signals. International Workshop on Technical and Scientific Aspects of MST Radar. SECR, C. O. S. T. P. Toulouse. 1: 496-499 p. 2000.

HUANG, T.; SU, H.; CHENG, P. Effect of click duration on vestibular-evoked myogenic potentials. Acta Oto-Laryngologica, v.125, p.141-144. 2005.

HUANG, T.; YOUNG, Y.; CHENG, P. Eliciting constant and prominent waves n34-p44 of vestibular-evoked myogenic potentials. Acta Otolaryngol, v.124, n.9, p.1022-1027. 2004.

ITO, K.; KARINO, S.; MUROFUSHI, T. Effect of head position on vestibular evoked myogenic potentials with toneburst stimuli. Acta Oto-Laryngologica, v.127, p.57-61. 2007.

KARINO, S.; ITO, K.; OCHIAI, A.; MUROFUSHI, T. Independent effects of simultaneous inputs from the saccule and lateral semicircular canal. Evaluation using VEMPs. Clinical Neurophysiology v.116, p.1707-1715. 2005

KELSCH, T. A.; SCHAEFER, L. A.; ESQUIVEL, C. R. Vestibular evoked myogenic potentials in young children: test parameters and normative data. The Laryngoscope, v.116, June, p.895-900. 2006.

KOKSOON, P.; CHEN, J.; DAT, T. H.; SHUE, L. Heart sound as a biometric. Pattern Recognition, v.41, p.906 – 919. 2008.

KONRAD, P. The ABC of EMG: A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography. April: Noraxon INC. USA. 2005. 60 p.

LIM, C. L.; CLOUSTON, P.; SHEEAN, G.; YIANNIKAS, C. The influence of voluntary EMG activity and click evoked myogenic potential. Muscle & Nerve v.18, p.1210-1213. 1995.

LINS, O. G. Audiometria fisiológica tonal utilizando respostas de estado estável auditivas do tronco cerebral. Departamento de Medicina Universidade Federal de São Paulo – Escola Paulista de Medicina, São Paulo, 2002. 71 p.

LUCA, C. J. D. The use of surface electromyography in biomechanics Journal of Applied Biomechanics, v.13, p.135-163. 1997.

MAGLIULO, G.; CUIULI, G.; GAGLIARDI, M.; CINIGLIO-APPIANI, G. ; D'AMICO, R. Vestibular evoked myogenic potentials and glycerol testing. The Laryngoscope, v.114, p.338-342. 2004.

MODUGNO, G. C.; MAGNANI, G.; BRANDOLINI, C.; SAVASTIO, G. ; PIRODDA, A. Could vestibular evoked myogenic potentials (VEMPs) also be useful in the diagnosis of perilymphatic fistula? Eur Arch Otorhinolaryngol, v.263, p.552-555. 2006.

MOLODAVKIN, G. M. Using computer sound cards in electrophysiological data processing. Eksp Klin Farmakol, v.64, n.1, Jan-Feb, p.74-76. 2001.

MUROFUSHI, T.; CURTHOYS, I. S.; GILCHRIST, D. P. Response of guinea pig vestibular nucleus neurons to clicks. Exp Brain Res, v.111, p.149-152. 1996.

MUROFUSHI, T.; CURTHOYS, I. S.; TOPPLE, A. N.; COLEBATCH, J. G. ; HALMAGYI, G. M. Response of guinea pig primary vestibular neurons to clicks. Exp Brain Res, v.103, p.174-178. 1995.

MUROFUSHI, T.; HALMAGYI, G. M.; YAVOR, R. A.; COLEBATCH, J. G. Absent vestibular evoked myogenic potentials in vestibular neurolabyrinthitis. Arch Otolaryngol Head Neck Surg, v.122, p.845-848. 1996a.

_____. Absent vestibular evoked myogenic potentials in vestibular neurolabyrinthitis: an indicator of inferior vestibular nerve involvement?. Arch. Otolaryngology and Head Neck Surg, v.122, p.845-848. 1996b.

MUROFUSHI, T.; IWASAKI, S.; OZEKI, H.; USHIO, M.; CHIHARA, Y. Tone burst-galvanic ratio of vestibular evoked myogenic potential amplitudes: A new parameter of vestibular evoked myogenic potential? Clinical Neurophysiology, v.118, June, p.1685-1690. 2007.

MUROFUSHI, T.; IWASAKI, S.; TAKAI, Y.; TAKEGOSHI, H. Sound-evoked neurogenic responses with short latency of vestibular origin Clinical Neurophysiology, v.116, p.401-405. 2005.

MUROFUSHI, T.; MATSUZAKI, M.; MIZUNO, M. Vestibular evoked myogenic potentials in patients with acoustic neuromas. . Arch Otolaryngol Head Neck Surg v.124, p.509-512. 1998.

MUROFUSHI, T.; MATSUZAKI, M.; WU, C. Short tone burst-evoked myogenic potentials on the sternocleidomastoid muscle: are these potentials also of vestibular origin? Arch Otolaryngol Head Neck Surg, v.125, p.660-664. 1999.

OCHI, K.; OHASHI, T. Age-related changes in the vestibular-evoked myogenic potentials. Otolaryngol Head Neck Surg v.129, p.655-659. 2003

OCHI, K.; OHASHI, T.; NISHINO, H. Variance of vestibular-evoked myogenic potentials. The Laryngoscope, v.111, March, p.522-527. 2001.

PATKO, T.; VIDAL, P.; VIBERT, N.; HUY, P. T. B. ; WAELE, C. Vestibular evoked myogenic potentials in patients suffering from an unilateral acoustic neuroma: a study of 170 patients. Clinical Neurophysiology, v.114, p.1344-1350. 2003.

POLAT, H.; GÜLER, I. A simple computer -based measurement and analysis system of pulmonary auscultation sounds. J Med Syst v.28, n.6, Dec, p.665-672. 2004.

POLLAK, L.; KUSHNIR, M. ; STRYJER, R. Diagnostic value of vestibular evoked myogenic potentials in cerebellar and lower-brainstem stroke Neurophysiologie Clinique v.36, p.227-233. 2006.

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

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

QUIROGA, R. Q. Quantitative analysis of EEG signals: Time-frequency methods and Chaos theory. Departamento de Medicina Universidade Médica de Lübeck, Lübeck, 1998. 145 p.

RAUCH, R. D. Vestibular evoked myogenic potenciales. Otology and neuro-otology, v.14, p.299-304. 2006.

RIBEIRO, S.; ALMEIDA, R. R.; CAOVILO, H. H.; GANANÇA, M. M. Dos potenciais evocados miogênicos vestibulares nas orelhas comprometida e assintomática na Doença de Menière unilateral. Rev Bras Otorrinolaringol, v.77, n.1, Jan/Fev, p.60-66. 2005.

ROBERTSON, D.; IRELAND, D. Vestibular evoked myogenic potenciales. The Journal of Otolaryngology, v.24, n.1, p.3-8. 1994.

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

ROSENGREN, S. M.; COLEBATCH, J. G. Vestibular evoked potenciales ((VsEPs) in patients with severe to profund bilateral hearing loss. Clinical Neurophysiology, v.117, p.1145-1153. 2006.

SAKAKURA, K.; TAKAHASHI, K.; TAKAYASU, Y.; CHIKAMATSU, K.; FURUYA, N. Novel method for recording vestibular evoked myogenic potential: Minimally invasive recording on neck extensor muscles. The Laryngoscope, v.115, October, p.1768-1773. 2005.

SAZGAR, A.; DORTJAI, V.; AKRAMI, K.; AKRAMI, S.; YAZDI, A. K. Saccular damage in patients with high-frequency sensorineural hearing loss. Eur Arch Otorhinolaryngol v.263, April, p.608-613. 2006a.

SAZGAR, A. A.; AKRAMI, K.; AKRAMI, S.; YAZDI, A. R. K. Recording of vestibular evoked myogenic potentials Acta Medica Iranica v.44, n.1, p.13-16. 2006b.

SCHWANKE, D. Exame de potenciais evocados auditivos utilizando processador digital de sinais - DSPEA Instituto de informática Universidade Federal do Rio Grande do Sul Porto Alegre, 2000. 102 p.

SHEYKHOLESAMI, K.; KAGA, K.; MEGERIAN, C. A.; ARNOLD, J. E. Vestibular-evoked myogenic potentials in infancy and early childhood. The Laryngoscope, v.115, August, p.1440-1444. 2005.

SHEYKHOLESAMI, K.; KAGA, K. The otolithic organ as a receptor of vestibular hearing revealed by vestibular-evoked myogenic potentials in patients with inner ear anomalies. Hearing Research v.165, p.62-67. 2002.

SHEYKHOLESAMI, K.; KERMANY, M. H.; KAGA, K. Frequency sensitivity range of the saccule to bone-conducted stimuli measured by vestibular evoked myogenic potentials. Hearing Research, v.160, p.58-62. 2001.

SHEYKHOLESAMI, K.; MUROFUSHI, T.; KERMANY, M. H.; KAGA, K. Bone-conducted evoked myogenic potentials from the sternocleidomastoid muscle. Acta Otolaryngol, v.120, p.731-734. 2000.

SHEYKHOLESLAMI, K.; SCHMERBER, S.; KERMANY, M. H. ; KAGA, K. Sacculocollic pathway dysfunction accompanying auditory neuropathy Acta Oto-Laryngologica, v.125, p.786-791. 2005.

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

SU, H.; HUANG, T.; YOUNG, Y.; CHENG, P. Aging effect on vestibular evoked myogenic potencial Otology & Neurotology, v.25, p.977-980. 2004.

TAKEICH, N.; SAKAMOTO, T.; FUKUDA, S.; INUYAMA, Y. Vestibular evoked myogenic potencial (VEMP) in patients with acoustic neuromas. Auris Nasus Larynx, v.28, p.839-841. 2001.

TIMMER, F. C. A.; ZHOU, G.; GUINAN, J. J.; KUJAWA, S. G.; HERRMANN, B. S. ; RAUCH, S. D. Vestibular evoked myogenic potencial (VEMP) in patients with Ménière's Disease with drop attacks. The Laryngoscope, v.116, May, p.776-779. 2006.

TODD, N. P. M.; CODY, F. W. J.; BANKS, J. R. A saccular origin of frequency tuning in myogenic vestibular evoked potentials?: implications for human responses to loud sounds. Hearing Research, v.141, p.180-188. 2000.

USHINO, Y.; SATO, H.; SASAKI, M.; IMAGAWA, M.; IKEGAMI, H.; ISU, N. ; GRAF, W. Sacculocollic Reflex Arcs in Cats J Neurophysiol v.77, p.3003-3012. 1997.

WANG, C.; YOUNG, Y. Earlier and later components of tone burst evoked myogenic potentials. Hearing Research, v.191, p.59-66. 2004.

WANG, S.; YOUNG, Y. Vestibular evoked myogenic potentials using simultaneous binaural acoustic stimulation Hearing Research, v.185, p.43-48. 2003.

WEBSTER, J. G. The Measurement Instrumentation and Sensors Handbook. Sound Parkway. New York CRC Press. 1999. 2608 p.

WELGAMPOLA, M.; COLEBATCH, J. Characteristics and clinical applications of vestibular-evoked myogenic potentials. Neurology, v.64, p.1682-1688. 2005.

WELGAMPOLA, M. S.; ROSEGREN, S. M.; HALMAGYI, G. M. ; COLEBATCH, J. G. Vestibular activation by bone conducted sound. J Neurol Neurosurg Psychiatry, v.74, p.771-778. 2003.

WIT, H.; KINGMA, C. A simple model for the generation of the vestibular evoked myogenic potential (VEMP). Clinical Neurophysiology, v.117, p.1354-1358. 2006.

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

WU, C.; YOUNG, Y.; MUROFUSHI, T. Tone burst-evoked myogenic potentials in human neck flexor and extensor. Acta Otolaryngol (Stockh), v.119, p.741-744. 1999.

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

YOUNG, Y. Vestibular-evoked myogenic potentials: optimal stimulation and clinical application Journal of Biomedical Science v.13, p.745-751. 2006.

YOUNG, Y.; HUANG, T.; CHENG, P. Assessing the Stage of Menière's Disease Using Vestibular Evoked Myogenic Potentials Arch Otolaryngol Head Neck Surg, v.129, Aug, p.815-818. 2003.

YOUNG, Y.; KUO, S. Side-difference of vestibular evoked myogenic potentials in healthy subjects Hearing Research, v.198, September, p.93-98. 2004.

APÊNDICES

APÊNDICE A – TERMO DE CONSENTIMENTO (TCLE)

Título: Desenvolvimento de um sistema para avaliação dos potenciais miogênicos evocados vestibulares

Prezado(a) Sr.(a)

Essa pesquisa tem o objetivo de comparar a eficiência de um novo instrumento de avaliação do potencial miogênico evocado vestibular (que avalia alguns órgãos do equilíbrio e da audição) com um equipamento adaptado, disponível no mercado. Esse estudo é importante porque não existem equipamentos específicos para a realização desse exame.

Será realizada avaliação da audição, por meio dos seguintes procedimentos: audiometria tonal (um exame que testa a capacidade de escutar através de estímulos sonoros que vão diminuindo de intensidade até se chegar ao mínimo capaz de se ouvir), e a captação dos potenciais evocados miogênicos vestibulares (teste que avalia alguns órgãos da audição por meio de eletrodos colocados nos músculos do pescoço). Os exames realizados nessa pesquisa são utilizados nas avaliações da audição em todo o mundo e não existem referências na literatura sobre problemas físicos ou psicológicos associados a eles. Esclarecemos ainda que nenhum dos referidos exames causa dor, a curto ou longo prazo. Pode ocorrer apenas desconforto ou ardor durante a limpeza da pele para a colocação dos eletrodos na captação dos potenciais miogênicos evocados vestibulares. Porém, todas as medidas serão tomadas para eximir ou diminuir tais desconfortos.

A sua participação na pesquisa constará em responder a um resumido questionário de triagem e em seguida você será submetido às avaliações citadas. Essas avaliações deverão ser realizadas em mais de um dia e os resultados das mesmas serão analisados posteriormente.

O voluntário desta pesquisa poderá obter uma cópia de toda a avaliação realizada; e caso seja identificado algum tipo de alteração, este será encaminhado para triagem e tratamento na clínica de fonoaudiologia da UNCISAL, sem nenhum tipo de custo financeiro para o mesmo.

As pessoas que sofrerem alguma forma de dano físico ou mental serão indenizadas conforme seus direitos previstos na lei.

Os participantes da pesquisa não serão remunerados para a realização desses testes, entretanto, serão ressarcidos quanto aos custos de deslocamento para a realização das avaliações citadas.

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

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

Eu.....,RG n°.....declaro ter sido informado, verbalmente e por escrito, a respeito da pesquisa supracitada, e concordo em participar, espontaneamente, dando entrevista e submetendo-me aos procedimentos de avaliação necessários, uma vez que foi garantido meu anonimato.

Maceió, _____ de 2007.

Testemunha

Participante

Pesquisador Responsável: Aline Cabral de Oliveira.
Fone: (82) 33156813.

Pesquisador

CEP da UNCISAL: Rua Jorge de Lima 113, (1º andar),
Trapiche da Barra, CEP 57.010.300- Maceió-AL. Fone: (82)
3315-6772.

Testemunha

APÊNDICE B – QUESTIONÁRIO UTILIZADO

Questionário

Nº.

I – IDENTIFICAÇÃO:

Nº: _____
 DATA: _____
 IDADE: _____
 SEXO: _____

II – PASSADO OTOLÓGICO:

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

III – HEREDITARIEDADE PARA SURDEZ: _____ S() N()

IV – EXPOSIÇÃO A RUÍDO OCUPACIONAL OU LASER _____ S() N()

Em caso afirmativo, Tempo mínimo semanal: _____

V – REPOUSO AUDITIVO MÍNIMO DE 14 HORAS: _____ S() N()

VI – ESTADO DE SAÚDE GERAL:

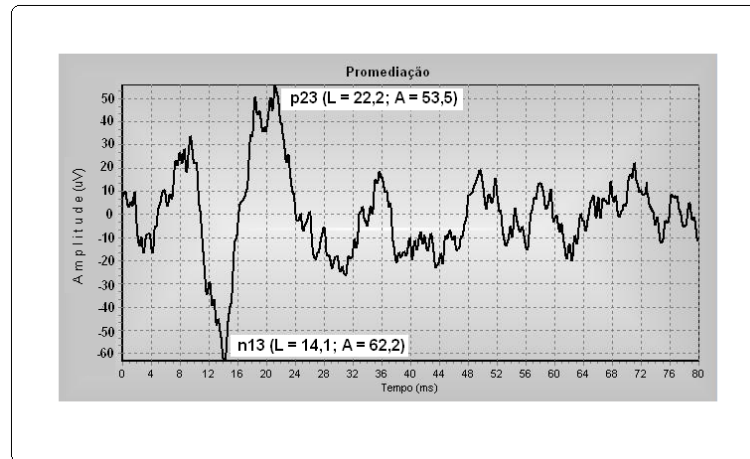
- Doenças _____
- Medicações _____

VII – OTOSCOPIA: _____ normal () ausente ()

VII – AUDIOMETRIA TONAL _____ normal () ausente ()

OBS: _____

APÊNDICE C – EXEMPLO DE EXAME DE VEMP



Exame adquirido com o equipamento desenvolvido.

ANEXOS

ANEXO A – Carta de Aprovação do CEP



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

Protocolo N° 625

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

Maceió, 01 de dezembro de 2006

Sr. Pesquisador,

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

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

Atenciosamente,


GRACILIANO RAMOS ALENCAR DO NASCIMENTO
Coordenador do CEP

ANEXO B – Nota a respeito do termo de consentimento livre e esclarecido

NOTA

Conforme a Resolução Nº 196/96 do Conselho Nacional de Saúde do Ministério da Saúde, relativa à proteção das pessoas que se submetem a pesquisas biomédicas, todos os participantes devem, antes da decisão de inclusão no ensaio clínico, concordar de forma **livre, consciente e por escrito**.

Para tanto, em linguagem acessível, o pesquisador informou, oralmente, ao sujeito da pesquisa:

- O Objetivo da pesquisa
- A metodologia
- A duração
- Os constrangimentos e riscos previsíveis
- O parecer do Comitê de Ética em Pesquisa (CEP)

Deve ainda o pesquisador esclarecer ao sujeito que ele pode, a qualquer momento, se auto-excluir (por decisão própria) do estudo.

ANEXO C – Artigo publicação

Esta é um versão gerada unicamente para visualização dentro do SGP.
 A versão a ser impressa utilizará outros padrões de formatação.
 This is a version generated only for visualization inside of SGP.
 The version to be printed will use other formatting patterns.

Artigo de Revisão

Código de Fluxo: 63

Potenciais evocados miogênicos vestibulares: uma modelagem preliminar

Vestibulo evoked myogenic potentials: a prelusive pattern

Autores (Authors)

Aline Cabral de Oliveira: Pós-graduanda pela Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto - USP - Fonoaudióloga

Ricardo David: Mestre em Física Aplicada à Medicina e Biologia pela USP - Ribeirão Preto - Pós-graduando pela Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto - USP

José Fernando Colafêmina: Livre-docência (USP); Doutorado em medicina Otorrinolaringologia (USP) - Professor assistente doutor da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto (FMRP-USP)

Pedro de Lemos Menezes: Doutor em Física Aplicada à medicina (USP- Ribeirão Preto) - Professor Assistente da Faculdade de Fonoaudiologia de Alagoas

Descritores (Palavras-chave)

Potencial Evocado Motor, Eletromiografia, Audição.

Keywords

Evoked Potentials Motor, Electromyography, Hearing.

Resumo

Objetivo: Realizar uma modelagem conceitual da anatomofisiologia dos potenciais evocados miogênicos vestibulares. **Método:** Realizou-se pesquisa bibliográfica em livros e periódicos específicos da área de otoneurologia e de busca eletrônica nas bases de dados MEDLINE, LILACS, SCIELO e biblioteca COCHRANE, de artigos publicados no período de 1964 a 2007. **Resultados:** A participação do sáculo é comprovada, entretanto, a participação da cóclea e de outras estruturas é controversa. O caminho através do nervo vestibulococlear é confirmado, o que torna óbvia a entrada deste potencial no tronco. Foi confirmada a existência de rotas neurais que se interligam aos núcleos vestibulares e aos núcleos Y, bem como as ligações comissurais e sua ligação com o feixe do nervo acessório. **Conclusões:** A modelagem apresentada não apenas mostra um caminho neural por onde este potencial percorre, como também deixa claro que deve haver outras vias, bem como outros destinos para este potencial, que não apenas a rede miogênica de sustentação do pescoço.

Abstract

Purpose: perform a conceptual modeling of the anatomophysiology of vestibular evoked myogenic potentials. **Method:** A bibliographic search was carried out in books and periodicals in the otoneurological area and an electronic search in the databases of MEDLINE, LILACS, SCIELO AND the COCHRANE library of articles published between 1964 and 2007. **Results:** The participation of the sacculus has been proven; however, the interference of the cochlea in the potential still can be measured. The pathway through the vestibulocochlear nerve has been confirmed, which makes the entry of this potential into the trunk obvious. The existence of neural routes that interconnect to vestibular nuclei and to Y nuclei has also been confirmed, as well as commissural links and their connection with the accessory nerve bundle. **Conclusions:** The modeling presented not only shows a neural pathway through which this potential passes, but also makes it clear that there must be other pathways and other destinations for this potential than only the myogenic network of neck support.

Trabalho submetido em (Article's submission in): 25/2/2008 18:45:27

Instituição (Affiliation):

Correspondência (Correspondence):

Suporte Financeiro (Financial support):

Submetido para (Submitted for): Revista Acta ORL

Artigo numerado no SGP sob código de fluxo (The Article was numbered in SGP for the flux code): 63

1. Introdução

O estudo do potencial miogênico evocado vestibular tem sido bastante apreciado por estudiosos da otoneurologia de todo o mundo, nos últimos tempos. Este potencial, do inglês *Vestibulo Evoked Myogenic Potential* (VEMP), é um teste clínico que avalia a função vestibular através de um reflexo dissináptico vestibulo-cervical inibitório captado em diferentes músculos do pescoço contralateral em resposta à estimulação acústica do sáculo [1-8].

Este reflexo é ativado mediante estimulação sonora e depende da integridade da orelha média para que ocorra a transmissão do som, da anatomia sacular normal e da integridade do nervo vestibular inferior e sistema nervoso central [9, 10, 1].

O reflexo vestibulocervical se origina no sáculo é transmitido para os neurônios do Gânglio de Scarpa, caminha pelo nervo vestibular inferior, núcleo vestibular e tracto vestibuloespinal e chega aos neurônios motores do músculo esternocleidomastóideo [11, 12].

A base fisiológica deste reflexo consiste em que estímulos acústicos breves, acima do limiar auditivo [13, 14] e emitidos de forma repetitiva, produzem um potencial inibitório de grande intensidade (60 a 300 microvolts) e de breve latência no músculo esternocleidomastóideo ipsilateral, quando este está contraído tonicamente (por exemplo, na flexão cervical anterior) [6].

As ondas eletromiográficas do registro do potencial de ação se definem, habitualmente, pelas seguintes características: a) latência (tempo que transcorre desde a estimulação acústica até o aparecimento do valor mais positivo ou negativo das ondas); b) Morfologia da onda; c) Amplitude pico a pico ou a diferença de valores entre o ponto mais positivo de uma onda e mais negativo de outra [10].

Para se definir as diferenças entre as ondas, usa-se um "p" inicial para os valores positivos e um "n" para os negativos. As letras são diferenciadas pelos valores 13, 23, 34 e 44, em função do tempo em que aparecem as ondas, expressado em milisegundos [10, 14-18]. Desta forma, podem ser observados dois complexos de onda bifásica (P13/N23 e P34/N44), onde cada um destes apresenta um pico positivo (p) e outro pico negativo (n) [19].

As características das respostas dependem do tipo de estímulo aplicado. VEMP's evocados por *tone-bursts* necessitam de um menor limiar de estimulação que a evocação por *clicks* [20-23, 1]. O estímulo tone-burst de 500 Hz mostra ser o clinicamente mais apropriado porque esses VEMP's podem ser eliciados por estímulos da menor intensidade possível [8, 23-25].

A pesquisa deste potencial depende apenas de equipamento de registro de potenciais evocados auditivos, muito utilizado na rotina clínica audiológica, de forma que, após bem entendido e desvendado, este potencial poderá ser empregado na investigação complementar de distúrbios otoneurológicos.

A análise deste reflexo vestibulo cervical tem trazido crescente auxílio no diagnóstico de neurinomas do acústico e delimitação de lateralidade e intensidade da doença de Meniere, entre outras possíveis aplicações.

Apesar deste potencial está inserido na rotina clínica das avaliações vestibulares de muitos centros médicos em países desenvolvidos, ainda não existe conhecimento aprofundado a respeito das vias neurais do VEMP. Desta forma, este estudo teve

como objetivo realizar uma modelagem conceitual da anatomofisiologia dos potenciais evocados miogênicos vestibulares.

2. Revisão de Literatura

As formas das ondas do potencial miogênico evocado vestibular em resposta a mensurações ipsilaterais consistem de dois tipos de respostas, uma componente precoce bifásica positiva-negativa (P13-N23) e um ou dois componentes tardios (N34-P44) [2, 26-31]. Neste potencial, a origem sacular é comprovada [3, 5, 19, 32, 18, 23, 33] entretanto, a participação da cóclea e de outras estruturas é, porém, controversa [3, 34, 35].

A primeira componente (ondas P13/N23), de origem vestibular, mostra-se mais complexa em suas vias polissinápticas que a coclear e depende da integridade do sáculo e nervo vestibular. O estímulo atinge o sistema vestibular na mácula sacular, o qual possui células mais sensíveis ao som que à rotação cefálica [2, 10, 11, 31, 36-38]. Entre 0,5 e 0,9 ms após o disparo do estímulo, o potencial atinge o VIII par craniano (nervo vestibulococlear) [39, 40].

Sua via principal é, predominantemente, através do nervo vestibular inferior [1, 9, 37, 41-44, 11, 25, 33], que se divide no tronco encefálico, atingindo diversos núcleos [6]. O potencial é registrado no tronco 1,5 ms após o disparo do estímulo [40].

Os núcleos vestibulares estão localizados na ponte, situados no assoalho do IV ventrículo e se dividem em: **medial, inferior, lateral e superior**. O trato vestibulo-espinhal possui fibras descendentes provenientes, principalmente, do núcleo vestibular lateral [45].

No interior do tronco encefálico, apresentam-se fibras nervosas que atingem o núcleo Y. Este núcleo, provavelmente, possui tarefas de origem comissural entre os dois hemisférios cerebrais [44].

O nervo vestibular inferior ramifica-se até os núcleos vestibulares superior e medial contralateral e, também, até o núcleo vestibular lateral ipsilateral [44, 5, 40].

Apesar dos núcleos vestibulares receberem aferência dos órgãos periféricos ipsilaterais, as conexões comissurais são abundantes, de forma que os núcleos vestibulares direitos e esquerdos funcionam de maneira integrada. Existem duas classes de neurônios comissurais: os que se projetam para regiões correspondentes contralaterais do mesmo núcleo em que têm origem e os que se projetam para outros núcleos vestibulares. O grupo nuclear Y projeta-se bilateralmente para os núcleos oculomotores e para o núcleo vestibular medial [46].

As ligações comissurais, oriundas destes núcleos, em conjunto com as oriundas do núcleo Y, provavelmente, são as responsáveis pela interligação entre as respostas nos músculos cervicais ipsi e contralaterais [44].

As projeções vestibulares para a medula espinhal se dão através do trato vestibulo-espinhal lateral e do fascículo longitudinal medial [44, 46]. Esse trato origina-se exclusivamente no nervo vestibular inferior, e se distribui ao longo de toda a medula espinhal ipsilateral, fazendo conexões excitatórias com os motoneurônios do corno anterior. As projeções dos nervos vestibulares mediais e inferiores são semelhantes, em número, mas distribuídas de forma diferente [46].

Fibras do trato vestibulo-espinhal lateral, bem como dos núcleos vestibulares superior e medial contralaterais, projetam-se distintamente através do nervo acessório (XI par craniano) para atingir a medula espinhal [37, 44].

Os potenciais são encontrados no corno anterior da medula espinhal, nos 5º e 6º segmentos cervicais [37, 44].

A segunda componente (N34/P44), mais tardia, nem sempre aparece em sujeitos normais (apenas em 60% dos indivíduos) e se apresenta quando a cóclea e a porção coclear do nervo vestibulococlear estão intactas [10]. Essa componente dirige-se ao tronco cerebral através das fibras de Hardy, caminha pelo VIII par craniano (gânglio coclear) e chega ao núcleo coclear anteroventral [47], compondo uma via oligossináptica, para, posteriormente, atingir o vértex [26, 27] ou o lóbulo da orelha [28, 48].

As fibras de Hardy, que têm o corpo celular situado no gânglio de Corti, são provenientes da mácula sacular e atingem o tronco cerebral através do nervo coclear [47].

Existe a suposição desta componente ser oriunda da cóclea e de depender da integridade do canal semicircular lateral [3, 10, 35].

Os potenciais miogênicos vestibulares evocados (VEMP) são respostas de média latência [2],[5] e apresentam morfologia dupla, dando formação a um pico seguido de onda bifásica ou de inflexão positiva [30, 2, 40].

O VEMP produz ação inibitória nos motoneurônios dos músculos cervicais ipsilaterais (porção superior do músculo trapézio e esternocleidomastóideo) [26, 27, 43, 48, 44, 2].

Durante a captação deste potencial no músculo trapézio, pode-se verificar aumento da latência (de 3 ms) e da amplitude, quando comparada à captação no músculo esternocleidomastóideo [49].

Nos músculos contralaterais, a ação é contrátil, resultando em uma tendência rotacional da cabeça em direção ao estímulo [2].

Este potencial também pode ser registrado em outros músculos do corpo, notadamente nos membros superiores e inferiores, através de projeção da via cervical [43, 33].

Alguns autores citam o músculo retroauricular como outro local para a captação do VEMP e a participação do nervo trigêmeo (V par craniano) nesta inervação [28]. Já o nervo facial (VII par craniano) estaria relacionado com a inervação dos músculos periorbitulares e do ouvido médio [50].

3. Discussão

O caminho do VEMP através do VIII par craniano é confirmado, o que torna óbvia a entrada deste potencial no tronco. A partir daí, só foi possível confirmar a existência de rotas neurais que se interligam aos núcleos vestibulares e aos núcleos Y, bem como as ligações comissurais e sua ligação com o feixe do nervo acessório (XI par craniano). Entretanto, não se pode afirmar que o VEMP siga exatamente este trajeto.

A presença do VEMP no ímion e nos motoneurônios retroauriculares indica a participação do nervo trigêmeo (V par craniano). O seu registro nos músculos periorbitulares e do ouvido médio indica a participação do nervo facial (VII par craniano). Entretanto, neste estudo, a ligação destes nervos (V e VII pares cranianos) com os núcleos vestibulares não foi encontrada. Isto nos mostra que não existem ligações entre eles, o que sugere, enfaticamente, a existência de outras vias, até agora desconhecidas, e que ligam a mácula sacular e/ou a cóclea às terminações citadas.

A participação da mácula sacular é perfeitamente comprovada, contudo, a interferência da cóclea no potencial não pode ainda ser mensurada ou delineada em componentes claros e distintos. Sabe-se que o sáculo responde apenas a estímulos acima de 75 dBNA, porém, a cóclea responde a todos os níveis de intensidade do estímulo. É óbvio que os destinos da inervação da mácula

sacular e da cóclea são distintos, e, portanto, nestas circunstâncias, fica ainda muito difícil definir qual a participação destes dois órgãos neste potencial, e mesmo qual a sua real finalidade.

4. Conclusão

Por meio desta abordagem, oferecida pela bibliografia referente ao tema, pode-se apresentar uma modelagem conceitual coerente e lógica, mesmo a despeito das inúmeras hipóteses, dúvidas e mistérios que ainda envolvem o VEMP.

A modelagem apresentada não apenas mostra um caminho neural por onde este potencial percorre, desde a apresentação do estímulo até a sua manifestação motora nos músculos, principalmente do pescoço, como também deixa claro que deve haver outras vias, bem como outros destinos para este potencial, que não apenas a rede miogênica de sustentação do pescoço.

Referências

- [1] Welgampola M, Rosengren SM, Colebatch JG. Vestibular activation by bone-conducted sound. *Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry*. 2003;74:771-8.
- [2] Colebatch JG, Halmagyi GM. Vestibular evoked potentials in human neck muscles before and after unilateral vestibular deafferentation. *Neurology*. 1992;42:1635-6.
- [3] Colebatch JG, Halmagyi GM, Skuse NF. Myogenic potentials generated by a click-evoked vestibulocollic reflex. *Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry*. 1994a;57:190-7.
- [4] Mccue MP, Guinan JJ. Spontaneous activity and frequency selectivity of acoustically responsive vestibular afferents in the cat. *Journal of Neurophysiology*. 1995;74:1563-72.
- [5] Murofushi T, Halmagyi GM, Yavor RA, Colebatch JG. Absent vestibular evoked myogenic potentials in vestibular neurolabyrinthitis: an indicator of inferior vestibular nerve involvement? *Arch Otolaryngology and Head Neck Surg*. 1996;122:845-8.
- [6] Halmagyi G, Curfios I. Pruebas de función otolítica. *Rev Med Univ Navarra* 2003;47:29-37.
- [7] Todd N, Cody F, Banks J. A sacular origin of frequency tuning in myogenic vestibular evoked potentials? Implications for human responses to loud sounds *Hear Res*. 2000;141:180-8.
- [8] Rauch SD. Vestibular evoked myogenic potentials *Otology and neuro-otology*. 2006;14:299-304.
- [9] Wale Cd, Huy PTB, Diard J, Freyss G, Vidal P. Saccular dysfunction in Meniere's disease. *Am J Otol*. 1999;20:223-32.
- [10] Guillén VP, García EG, Piñero AG, Rey APD, Pérez CM. Potencial vestibular miogénico evocado: un aporte al conocimiento de la fisiología y patología vestibular. Patrones cuantitativos en la población normal. *Acta Otorrinolaringol Esp* 2005;56:349-53.
- [11] Wu C-L, Young Y-H. Vestibular Evoked Myogenic Potentials in Acute Low-Tone Sensorineural Hearing Loss. *The Laryngoscope*. 2004;114:2172-5.
- [12] Shimizu K, Murofushi T, Sakurai M, Halmagyi M. Vestibular evoked myogenic potentials in multiple sclerosis. *J Neurol*

- Neurosurg Psychiatry 2000;69:276-7.
- [13] Brantberg K, Fransson P. Symmetry measures of vestibular evoked myogenic potentials using objective detection criteria. *Scand Audiol*. 2001;30:189-96.
- [14] Wu C, Young Y, Murofushi T. Tone burst-evoked myogenic potentials in human neck flexor and extensor. *Acta Otolaryngol*. 1999;119:741-74.
- [15] Young Y, Huang T, Cheng P. Vestibular evoked myogenic potentials in delayed endolymphatic hydrops. *Laryngoscope*. 2002;112:1623-6.
- [16] Takegoshi H, Murofushi T. Effect of white noise on vestibular evoked myogenic potentials. *Hear Res*. 2003;176:59-64.
- [17] Zagólski O, Jurkiewicz D. Vestibular-evoked myogenic potentials - the literature review based on recordings in infants with impaired inner ear function
Case Rep Clin Pract Rev. 2005;6:80-4.
- [18] Sheykholesami K, Kaga K, Megerian C, Arnold J. Vestibular-evoked myogenic potentials in infancy and early childhood. *Laryngoscope*. 2005;115:1440-4.
- [19] Feber-Viart C, Dubreil C, Duclaux R. Vestibular evoked myogenic potentials in humans : a review. *Acta Otolaryngol (stockh)* 1999;119:6-15.
- [20] Cheng P, Huang T, Young Y. The influence of clicks versus short tone bursts on the vestibular evoked myogenic potentials. *Ear Hear*. 2003;24:195-7.
- [21] Murofushi T, Matsuzaki M, Wu C. Short tone-burst evoked myogenic potentials on the sternocleidomastoid muscle. Are these potentials also of vestibular origin? *Arch Otolaryngol Head Neck Surg*. 1999;125:660-4.
- [22] Ushio M, Matsuzaki M, Takegoshi H, Murofushi T. Click and short tone burst-evoked myogenic potentials in cerebellopontine angle tumors *Acta Otolaryngol Suppl* 2001;545:133-5.
- [23] Welgampola M, Colebatch J. Characteristics of tone bursts-evoked myogenic potentials in the sternocleidomastoid muscles. *Otol Neurotol* 2001;22(6):796-802.
- [24] Akin F, Murnane O. Vestibular evoked myogenic potentials: Preliminary report. *J Am Acad Audiol* 2001;12:445-52.
- [25] Rauch SD. Vestibular evoked myogenic potentials *Otology and neuro-otology* 2006;14:299-304.
- [26] Cody D, Jacobson J, Walker J, Bickford R. Averaged evoked myogenic and cortical potentials to sound in man. *Ann Otol Rhinol Laryngol* 1964;78:763-77.
- [27] Cody D, Bickford R. Averaged evoked myogenic responses in normal man. *Laryngoscope*. 1969;79:400-16.
- [28] Coats A, Jerger J. Auditory evoked potentials. Course Syllabus - Houston; 1978 4-6 November; The neurosensory Center of Houston; 1978. p. 104.
- [29] Elidan J, Sohmer H, Lev S, Gay I. Short latency vestibular evoked response to acceleration stimuli recorded by skin electrodes. *Ann Otol Rhinol Laryngol*. 1984;93:257-61.
- [30] Ruth R, Lambert P. Auditory evoked potentials. *Otolaryngol Clin North Am*. 1991;24(2):349-70.
- [31] Tousem G, Cody D. The averaged inion response evoked by acoustic stimulation: its relation to the saccule. *Ann Otol Rhinol Laryngol*. 1971;80:121 -32.

- [32] Ochi K, Ohashi T, Nishino H. Variance of vestibular evoked myogenic potencial. *Laryngoscope*. 2001;111:522-7.
- [33] Sakakura K, Takahashi K, Takayasu Y, Chikamatsu K, Furuya N. Novel Method for Recording Vestibular Evoked Myogenic Potencial: minimally invasive recording on neck extensor muscles *The Laryngoscope*. 2005;115:1768-73.
- [34] Guillén VP, García EG, Piñero AG, Rey APD, Pérez CM. Potencial vestibular miogénico evocado: un aporte al conocimiento de la fisiología y patología vestibular. Patrones cuantitativos en la población normal. *Acta Otorrinolaringol Esp* 2005;56:349-53.
- [35] Welgampola M, Colebatch J. Characteristics and clinical applications of vestibular-evoked myogenic potentials *Neurology*. 2005;64:1682-8.
- [36] Cazals Y, Aran J, Erre J, Guilhaume A. Acoustic responses after total destruction of the cochlear receptor: brainstem and auditory cortex. *Science*. 1980;210:83-6.
- [37] Didier A, Cazals Y, Aurossou C. Brainstem connections of the anterior and posterior parts of the saccule of the guinea pig. *Acta Otolaryngol (Stockh)*. 1987;104:385-91.
- [38] Young E, Fernández C, Goldeberg J. Responses of squirrel monkey vestibular neurons to audio-frequency sound and head vibration. *Acta Otolaryngol (Stockh)*. 1977;84:352-60.
- [39] Murofushi T, Curthoys I, Topple A, Colebatch J, Halmagyi G. Response of guinea pig primary vestibular neurons to clicks. *Exp Brain Res*. 1995;103:174-8.
- [40] Murofushi T, Curthoys I, Gilchrist D. Response of guinea pig vestibular nucleus neurons to clicks. *Exp Brain Res*. 1996b;111:149-52.
- [41] Murofushi T, Matsuzaki M, Mizuno M. Vestibular evoked myogenic potentials in patients with acoustic neuromas. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg*. 1998;124:509-12.
- [42] Yoshie N, Okudaira T. Myogenic evoked potential responses to clicks in man. *Acta Otolaryngol (Stockh)*. 1969;252:89-103.
- [43] Bleeker J, Wit H, Segenhout J. Evidence for sound perception with the 48
- [44] Carpenter M. Core text of neuroanatomy In: 4, ed. Baltimore 1991:83-191.
- [45] Aidar I R, Suzuki II F. Potencial evocado miogénico vestibular: novas perspectivas diagnósticas em esclerose múltipla *Rev Bras Otorrinolaringol*. São Paulo 2005.
- [46] Carleton S, Carpenter M. Afferent and efferent connections of the medial, inferior and lateral vestibular nuclei in the cat and monkey *Brain Res* 1983;278 29-51.
- [47] Eyres C, Chouard C, Peytral C. Systematization des voies cochleaires. *Encicl Med Chir*. Paris: Oto-Rhino-Laryngologie 1970:15.
- [48] Conraux C. Les potentiels évoqués semi-precoces. *Les Cahiers d'ORL*. 1979;14:1019-25.
- [49] Wenggren B, Toolanen G, Hildingsson C. Oculomotor dysfunction in rheumatoid patients with upper cervical dislocation. *Acta Otolaryngol (Stockh)*. 1998;118:609-12.
- [50] Colebatch J, Rothwell J, Bronstein A, Ludman H. Click-evoked vestibular activation in the Tullio phenomenon. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*. 1994b;57:1538-40.

ANEXO D – Parecer de aprovação do artigo

From: sgp@icao.com.br
To: fono_aline@hotmail.com
Subject: Artigo Aprovado SGP/ ACTA ORL
Date: Tue, 25 Mar 2008 19:30:30 -0300



Revista ACTA ORL

Rua Machado Bittencourt, nº 190
4º andar - cj. 410 - Vila Mariana
CEP 04044-000
Fone: (55) - (11) 5579-5308, email:
contato@actaorl.com.br

São Paulo, terça-feira, 25 de março de 2008

Ilmo(a) Sr.(a)
Prof(a), Dr(a) Aline Cabral de Oliveira

Referente ao código de fluxo: 63
Classificação: Artigo de Revisão

Temos o prazer de informar que o manuscrito Potenciais evocados miogênicos vestibulares: uma modelagem preliminar foi aprovado pelo Conselho Editorial da Revista ACTA ORL e será publicado em breve. Lembramos que algumas modificações poderão ser solicitadas até a publicação do artigo.

Obrigado por submeter seu trabalho à Revista ACTA ORL .

Atenciosamente,

Dr. Pedro Luis Mangabeira Albernaz
Editor

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](#)