

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE MEDICINA DE RIBEIRÃO PRETO

ALINE CABRAL DE OLIVEIRA

**Estudo dos potenciais evocados miogênicos vestibulares
de estado estável**

Ribeirão Preto – SP

2010

ALINE CABRAL DE OLIVEIRA

**Estudo dos potenciais evocados miogênicos vestibulares
de estado estável**

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

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

Orientador: José Fernando Colafêmina

Ribeirão Preto – SP

2010

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

O48e	Oliveira, Aline Cabral de. Estudo dos potenciais evocados miogênicos vestibulares de estado estável / Aline Cabral de Oliveira – Ribeirão Preto: USP/ Faculdade de Medicina, 2010. 105f.: il. Orientador: José Fernando Colafêmina Tese (doutorado) – USP / Faculdade de Medicina/ Departamento de oftalmologia, otorrinolaringologia e cirurgia de cabeça e pescoço, 2009. 1. Audiologia – potencial evocado. 2. Eletromiografia 3. Potencial evocado miogênico 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
------	--

ALINE CABRAL DE OLIVEIRA

Estudo dos potenciais evocados miogênicos vestibulares de estado estável

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

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

Aprovado em 30/04/ 2010.

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. José Fernando Colafêmina – FMRP USP

Prof. Dr. João Pereira Leite – FMRP USP

Prof. Dr. Mário Sérgio Lei Munhoz

Profa.Dra. Roberta Ribeiro de Almeida

Prof.Dr. Vitor Tumas - FMRP USP

AGRADECIMENTOS

A Deus, por me abençoar em todos os momentos.

Ao prof. Dr Otavio Lins, pela orientação no desenvolvimento das técnicas utilizadas.

Ao prof. Dr. Pedro de Lemos Menezes, pelo auxílio no delineamento deste estudo e na análise dos dados.

Ao prof.Dr. José Fernando Colafêmina, pela confiança e orientação.

Ao prof. Dr. Renato Glauco, pela elaboração do software e ao Hermes, pela ajuda no desenvolvimento do equipamento utilizado. Sem vocês, esse estudo não seria possível.

Às minhas amigas de Ribeirão, Juliana e Gisele, obrigada pelo apoio e acolhimento. Nunca esquecerei de tudo o que vocês fizeram por mim. Muito obrigada mesmo!!!

À Maria Cecília, secretária do departamento de OFTALMO, ORL e CCP, pela prontidão na resolução de todas as questões burocráticas da pós-graduação.

Às minhas amigas, Alexsandra, Anna Maria, Ana Carolina, Ranilde Cristiane, Érika Henriques, Edna, Danielle e Lourdinha, por possibilitar meus momentos de ausência no trabalho, e à minha amiga, Nastássia, pelo auxílio na coleta de dados. Amigas, obrigada por tudo!!!

Ao meu marido, Caio, por compreender meus momentos de ausência e pelo apoio em tudo que proponho a fazer. Aos meus pais e à minha irmã Alane, por estarem sempre presentes. Vocês foram meu exemplo de luta e determinação. Amo vocês!!!

Aos voluntários do estudo e a todos os que contribuíram para a concretização dessa etapa, MUITO OBRIGADA.

RESUMO

OLIVEIRA, A.C. **Estudo dos potenciais evocados miogênicos vestibulares de estado estável**. 2010. 105 f. Tese (doutorado) – Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2010.

A avaliação do potencial evocado miogênico vestibular é realizada por meio da captação de um potencial eletromiográfico, no domínio do tempo, decorrente da estimulação acústica da mácula sacular. Um método promissor, utilizado em outros tipos de potenciais evocados, possibilita a análise dos potenciais no domínio das frequências. A técnica de estado estável, como é conhecida, viabiliza a realização do exame com diferentes tipos de estímulos, simultaneamente, e a análise de cada uma das respostas em separado. O presente estudo teve como objetivo utilizar a técnica de estado estável para a obtenção de potenciais evocados miogênicos vestibulares, comparando a presença de respostas nos exames desses potenciais no domínio do tempo, com as obtidas nos exames, no domínio das frequências. Desse modo, captou-se o potencial evocado miogênico vestibular, no domínio do tempo, em 156 orelhas (78 adultos jovens com audição normal) nas frequências de 250, 500, 1000 e 2000 Hz e seguiu-se com a captação do potencial evocado miogênico de estado estável nessas mesmas frequências portadoras (escolhida uma frequência para cada indivíduo), moduladas em 20, 37, 40, 43, 70, 77 e 80 Hz. Na captação do exame no tempo, observou-se presença de onda em 150 dos 156 exames realizados (96,15%). As respostas encontradas, por frequência modulada, independente da portadora, registraram maiores presenças de picos e amplitudes médias para frequências menores que 43 Hz. A avaliação das respostas, por frequência portadora até 1.000 Hz, teve maior eficiência nas moduladoras de 37, 40 e 43 Hz, com *odds ratio* maior que 6,9. Para a portadora de 500 Hz, modulada a 20 Hz, entretanto, a resposta também esteve presente de maneira significativa e o valor do *odds ratio* igual a 11,5. Em 2.000 Hz, as respostas só foram observadas adequadamente em 37 e 40 Hz, porém com índices baixos de igualdade com as respostas do domínio do tempo (63,3 %). O potencial evocado miogênico vestibular de estado estável possui forte associação com o VEMP no domínio do tempo, sendo as respostas mais adequadas entre 37 e 43 Hz, independente da frequência portadora.

Palavras-chave: Audiologia; potenciais evocados; vestíbulo do labirinto; nervo vestibular; eletromiografia; análise de Fourier.

ABSTRACT

OLIVEIRA, A.C. Study of vestibular evoked myogenic potentials of steady state 2010. 105 f. Tese (doutorado) – Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2010.

The evaluation of vestibular evoked myogenic potential is done by the collect of an eletromiogenic potential, within a certain time, originated from an acoustic stimulation of the saculus. A promising method, used in other kinds of evoked potential, allows an analysis of potentials according to the frequencies. The steady state technique, as we know, allows the execution of this test with different kinds of stimulus, simultaneously, and the analysis of each response separately. This present study aimed using the steady state technique to obtain the vestibular evoked myogenic potentials, comparing the presence of responses in these potentials tests within the time, with the ones obtained according to the frequencies. So, the vestibular evoked myogenic potentials were collected, within the time, in 156 ears (78 subjects) in the frequencies of 250, 500, 1000 and 2000 Hz and after that these potentials were collected in these same frequencies (chosen one frequency for each subject), but the frequencies were modulated in 20, 37, 40, 43, 70, 77 and 80 Hz. In the collection of the responses within the time, it was observed the presence of wave in 150 of the 156 ears tested (96,15%). The found responses, according to the modulated frequencies, independently of which one was, showed more presences of picks and medium amplitudes for frequencies under 43 Hz. In the collection of the responses within the time, it was observed the presence of wave in 150 of the 156 ears tested (96,15%). The found responses, according to the modulated frequencies, independently of which one was, showed more presences of picks and medium amplitudes for frequencies under 43 Hz. In 2000 Hz, the responses were just observed adequately in 37 and 40 Hz, however in low rates of equality with the responses according the time. (36,3%). The vestibular evoked myogenic potentials of steady state has a strong association with VEMP within the time, and more adequate responses are between 37 and 43 Hz, independently of the frequency.

Keywords: Audiology; evoked potentials; vestibule, labyrinth; vestibular nerve; electromyography; Fourier analysis.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 3.1- Estrutura do sistema vestibular periférico.	18
Figura 3.2- Mácula sacular e utricular.	19
Figura 3.3 – Registro dos dois complexos de onda do VEMP.....	24
Figura 3.4 – Núcleo vestibular no assoalho do IV ventrículo.....	26
Figura 3.5 – Caminho neural do VEMP.....	27
Figura 3.6 – Exemplo de conexão central do sistema vestibular.....	28
Figura 3.7 – Colocação dos eletrodos para registro do VEMP no músculo ECM.....	32
Figura 3.8- Exemplo de modulação em amplitude.	47
Figura 3.9- Esquema de modulação de frequências no domínio do tempo e os espectros no domínio das frequências.....	48
Figura 4.1 – Foto com o indivíduo posicionado para registro do VEMP no músculo ECM à direita.....	54

LISTA DE TABELAS

Tabela 1- Latências e amplitudes do VEMP, 250 Hz, por gênero.	58
Tabela 2- Latências e amplitudes do VEMP, 500 Hz, por gênero.	58
Tabela 3- Latências e amplitudes do VEMP, 1.000 Hz, por gênero.	59
Tabela 4- Latências e amplitudes do VEMP, 2000 Hz, por gênero.	59
Tabela 5- Latências e amplitudes do VEMP, por frequência Tone Burst.	60
Tabela 6- Amplitude para VEMP de estado estável, por moduladora.	62
Tabela 7 – Associação entre presença de onda no domínio do tempo e no domínio das frequências do exame de VEMP.	62
Tabela 8 - Valores de amplitude para exames de VEMP de estado estável, na portadora de 250 Hz.	63
Tabela 9 – Associação entre presença de onda no domínio do tempo e no domínio das frequências no exame de VEMP em 250 Hz.	64
Tabela 10- Amplitude para exames de VEMP de estado estável em 500 Hz.	64
Tabela 11 – Associação entre presença de onda no domínio do tempo e no domínio das frequências no exame de VEMP em 500 Hz.	65
Tabela 12 - Amplitude para exames de VEMP de estado estável em 1.000 Hz.	65
Tabela 13 – Associação entre presença de onda no domínio do tempo e no domínio das frequências do VEMP, em 1.000 Hz.	66
Tabela 14 - Amplitude para exames de VEMP de estado estável em 2000 Hz.	67
Tabela 15 – Associação entre presença de onda no domínio do tempo e no domínio das frequências do exame de VEMP em 2000 Hz.	68

LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS

ABR	<i>Auditory Brainstem Response</i>
A/D	Analógico-digital
ANSI	<i>American National Standards Institute</i>
BITS	<i>Binary Digits</i>
CMQ	Coerência de magnitude quadrada
CSM	<i>Component Synchrony Measure</i>
D/A	Digital-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
DM	Doença de <i>Menière</i>
ECM	Esternocleidomastóideo
EEG	Eletroencefalograma
EMG	Eletromiografia
FMRP	Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto
fMRI	Ressonância magnética funcional
Hz	<i>Hertz</i>
kHz	<i>Quilohertz</i>
LIA	Laboratório de Instrumentação e Acústica
MCS	Medida da componente sincrônica
ms	Milissegundos
MSC	<i>Magnitude Squared Coherence</i>
mV	<i>Milivolts</i>
PASW	<i>Statistics data editor</i> (Editor de dados estatísticos)
PEAEEs	Potenciais evocados auditivos de estado estável
PEATE	Potencial evocado auditivo de tronco encefálico
PEATEs	Potenciais evocados auditivos de tronco encefálico
PEMVEE	Potencial evocado miogênico vestibular de estado estável
R%	Razão de amplitude

RB	Ruído Branco = <i>White noise (WN)</i>
SDCSS	Síndrome da deiscência do canal semicircular superior
TRF	Transformada Rápida de Fourier
UNCISAL	Universidade Estadual de Ciências da Saúde de Alagoas
USP	Universidade de São Paulo
VEMP	Potencial evocado miogênico vestibular
VEMPs	Potenciais evocados miogênicos vestibulares
VNG	Videonistagmografia
VOR	Reflexo Vestíbulo-Ocular
μV	<i>Microvolt</i>
$\text{k}\Omega$	<i>Quilohms</i>
Ω	<i>Ohms</i>

SUMÁRIO

1. Introdução.....	13
2. Objetivos	15
2.1. Objetivo Geral	15
2.2. Objetivos específicos	15
3. Fundamentação Teórica	16
3.1. Avaliação dos potenciais evocados no domínio do tempo	16
3.1.1. Potenciais evocados sensoriais	16
3.2. Avaliação dos potenciais evocados no domínio das frequências	44
3.2.1. Potenciais evocados de estado estável	44
4. Materiais e Métodos	50
4.1. Amostra	50
4.1.1. Critérios de inclusão	50
4.1.2. Critérios de exclusão	51
4.1.3. Amostragem	51
4.2. Procedimentos	51
4.2.1. Local de realização da pesquisa	51
4.2.2. Consentimento livre e esclarecido	52
4.2.3. Avaliação da função auditiva	52
4.2.4. Avaliação do potencial evocado miogênico vestibular (VEMP)	53
4.2.5. Análise dos dados	56
5. Resultados	57
5.1. Caracterização da Amostra	57
5.2. Análise do registro do VEMP no domínio do tempo	57
5.3. Análise do registro do VEMP no domínio das frequências	61
6. Discussão	68
6.1. Discussão dos métodos	68
6.2. Discussão dos resultados	71
6.2.1. Avaliação do potencial evocado miogênico vestibular no domínio do tempo	71
6.2.2. Avaliação do potencial evocado miogênico vestibular no domínio das frequências	73
7. Conclusão	74
8. Referências bibliográficas	75
APÊNDICES	85
APÊNDICE A – TERMO DE CONSENTIMENTO (TCLE)	85
APÊNDICE B - QUESTIONÁRIO UTILIZADO	86
APÊNDICE C – EXEMPLOS DE EXAMES DE VEMP	87
ANEXO A – Carta de Aprovação do CEP	90
ANEXO B – Nota a respeito do termo de consentimento livre e esclarecido	91
ANEXO C – Artigo anexo de publicação	92

1. Introdução

Atualmente, o potencial evocado miogênico vestibular (VEMP) é utilizado, em alguns centros especializados, na composição da avaliação vestibular, com a peculiaridade de analisar, especificamente, o sáculo e o nervo vestibular inferior, regiões não observadas pelos exames vestibulares tradicionais.

A avaliação do VEMP é realizada por meio da captação de um potencial eletromiográfico, no domínio do tempo, decorrente da estimulação acústica da mácula sacular com estímulos do tipo *clique* ou *tone-burst*, de forte intensidade. Por meio dessa técnica, pode-se avaliar um reflexo muscular decorrente da estimulação de toda essa via, desde o órgão sensorial, tronco encefálico e vias vestibulo-espinais (HALL, 2006).

Os estímulos do tipo cliques, de breve duração (100 μ s), não são os mais adequados para a obtenção do VEMP. Quando são apresentados por meio de fones de ouvido, na forma de pulso elétrico quadrado ou retangular, originam um componente acústico distorcido, visto que o transdutor não é capaz de reproduzir o sinal elétrico original, de largo espectro. Desse modo, utilizando-se um fone TDH-39, ocorre um estímulo do sistema auditivo na faixa de frequências entre 1000 e 4000 Hz, para sons de forte intensidade (HALL, 2006). Entretanto, essa não seria a melhor faixa de estimulação, uma vez que os VEMPs apresentam resposta de sensibilidade de frequência bem definida e maior sensibilidade aos sons de baixa frequência, entre 250 e 500 Hz (MUROFUSHI, MATSUZAKI e WU, 1999; SHEYKHOLESLAMI, KERMANY e KAGA, 2001; TODD, ROSENGREN e COLEBATCH, 2008; TOWNSEND e CODY, 1971).

Assim, os *tone-bursts* de baixa frequência seriam os estímulos de melhor escolha, uma vez que são envelopes breves de tons puros, e, por isso, específicos por frequência (HALL, 2006). Contudo, os VEMPs estão presentes em uma faixa de frequências ampla, entre 100 e 3200 Hz (SHEYKHOLESLAMI, KERMANY e KAGA, 2001) e, a avaliação, em apenas uma frequência, poderia causar um falso-negativo, ou seja, não identificar a resposta por avaliar uma região muito específica do sáculo, quando este poderia ser captado, se outras frequências fossem utilizadas (SHINJO, JIN e KAGA, 2007).

Uma técnica promissora, e mais recente, já é utilizada em outros tipos de potenciais evocados no domínio das frequências, como auditivos e visuais, por exemplo, e possibilita a análise de diversas frequências, ao mesmo tempo. Tons modulados podem ser apresentados ao sistema sensorial em questão e a *Transformada Rápida de Fourier* (TRF), associada a técnicas estatísticas, revela quais frequências são transmitidas pela via estudada. A técnica de estado estável, como é conhecida, permite a identificação da presença ou ausência de respostas, de forma mais rápida e precisa, independente da habilidade do examinador em identificar as ondas no traçado.

Assim, a implementação da referida técnica para avaliação do VEMP permitirá a identificação desse reflexo vestibulo-cervical; a definição de protocolos de triagem para esse potencial, os quais são inexistentes; além de possibilitar a análise objetiva das suas respostas, o que diminuirá os erros de interpretação do avaliador.

2. Objetivos

2.1. Objetivo Geral

Aplicar a técnica de estado estável para a obtenção de potenciais evocados miogênicos vestibulares.

2.2. Objetivos específicos

- 2.2.1. Comparar a presença de respostas nos exames de VEMP, no domínio do tempo, com as obtidas nos exames de VEMP, no domínio das frequências;
- 2.2.2. Identificar quais as frequências moduladoras são mais eficientes para a obtenção das respostas miogênicas evocadas vestibulares.

3. Fundamentação Teórica

3.1. Avaliação dos potenciais evocados no domínio do tempo

3.1.1. Potenciais evocados sensoriais

Potenciais evocados são respostas elétricas originadas no sistema nervoso (córtex cerebral, tronco cerebral, medula espinhal e nervos periféricos) em resposta a estímulos, os quais podem ser denominados de potenciais motores ou sensitivos e serem registrados por meio de eletroencefalografia (EEG) ou eletromiografia (EMG) (HALL, 2006).

Os potenciais sensoriais são registrados no sistema nervoso central pela estimulação de órgãos sensoriais como, por exemplo, o potencial evocado visual, elicitado por jatos de luz ou alterações padrões em um monitor; o potencial evocado auditivo, por cliques ou *tone-bursts* evocados em fones de ouvidos ou pelo tato; ou o potencial evocado somatossensorial elicitado pelo tato ou estimulação elétrica de um nervo periférico (BURKARD, EGGEMONT e DON, 2007; BURKITT *et al.*, 2000; LINS, 2002).

Esses potenciais têm sido utilizados no diagnóstico clínico desde 1970 e, dentre eles, os mais difundidos clinicamente são: potencial evocado auditivo, geralmente registrado no couro cabeludo originado no tronco encefálico (ABR - *Auditory Brainstem Response*); potencial evocado visual; potenciais evocados somatossensoriais, que são elicitados por estimulação elétrica de nervos periféricos (BURKARD, EGGEMONT e DON, 2007) e potencial evocado miogênico vestibular (VEMP).

O VEMP também foi descrito na década de 70, porém, os primeiros trabalhos que utilizam o registro desses potenciais, na prática clínica, e que o denominam de VEMP, datam de 1992 (ALMEIDA, 1999).

3.1.1.1. Potencial evocado auditivo

O potencial evocado auditivo avalia a atividade elétrica na via auditiva, desde o nervo auditivo até o córtex cerebral, em resposta a um estímulo ou evento acústico, o qual pode ser captado por eletrodos de superfície e ser apresentado na forma de ondas na tela do computador (PERSON *et al.*, 2005).

Os potenciais evocados auditivos podem ser classificados segundo a latência em que ocorrem, ou seja, o intervalo de tempo entre o estímulo apresentado e a resposta originada, os quais podem ser denominados de precoces, médios ou tardios (HALL, 2006; NEVES *et al.*, 2007; SILVA, PINTO e MATAS, 2007).

Os potenciais evocados auditivos precoces ou de curta latência são os mais utilizados clinicamente devido a sua reprodutibilidade e propriedade de localização e ocorrem entre 0 e 10 ms após a apresentação do estímulo. Eles têm origem no nervo acústico e nas vias auditivas do tronco cerebral e são denominados de potenciais evocados auditivos de tronco encefálico (PEATE), também chamado de ABR, *Auditory Brainstem Response* (HALL, 2006).

Já a resposta auditiva de média latência ocorre depois do ABR, num espaço de tempo de aproximadamente 100 ms após a estimulação; seguido do potencial de longa latência, até 300 ms após o estímulo (NEVES *et al.*, 2007; SILVA, PINTO e MATAS, 2007).

3.1.1.2. Potencial evocado miogênico vestibular

3.1.1.2.1. Anatomofisiologia da via sáculo-cólica

O sistema vestibular periférico (*Figura 3.1*) consiste em dois grupos de órgãos sensoriais: três canais semicirculares e dois órgãos otolíticos (sáculo e utrículo) (CUSHING, 2008). Descreveremos, a seguir, apenas a anatomofisiologia do sáculo e das vias vestibulares relacionadas a este órgão, uma vez que, apenas as células ciliadas do sáculo são sensíveis à estimulação sonora.

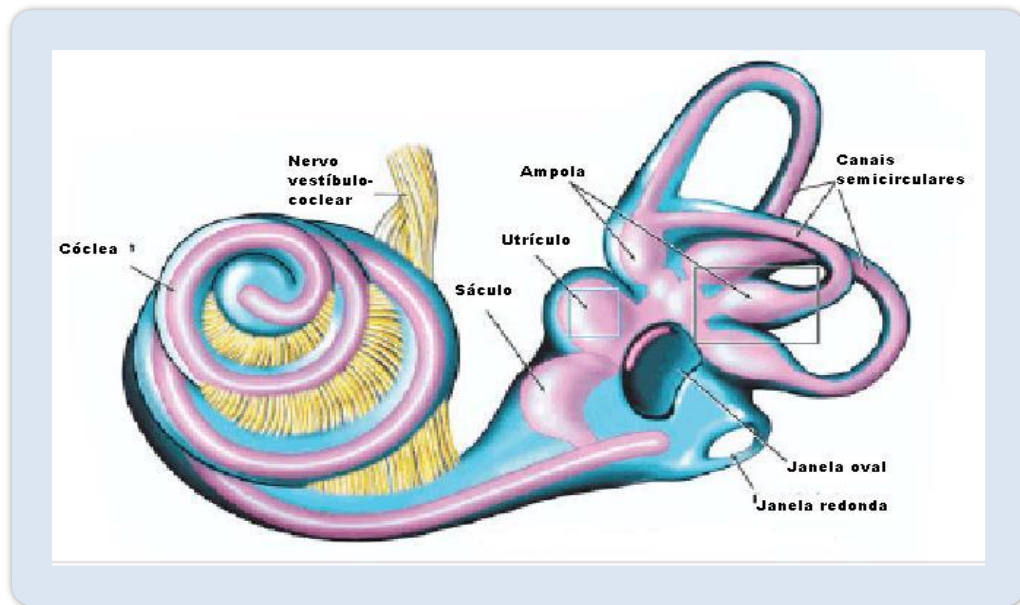


Figura 3.1- Estrutura do sistema vestibular periférico.

As células ciliadas, contidas nos órgãos otolíticos, são sensores biológicos que convertem o deslocamento provocado pelo movimento cefálico em descarga neural. No sáculo e utrículo, as células ciliadas, localizam-se na parede medial do sáculo e no assoalho do utrículo, em regiões de grande sensibilidade, denominadas máculas, *figura 3.2* (BURKARD, EGGERMONT e PHILADELPHIA, 2007; CUSHING, 2008).

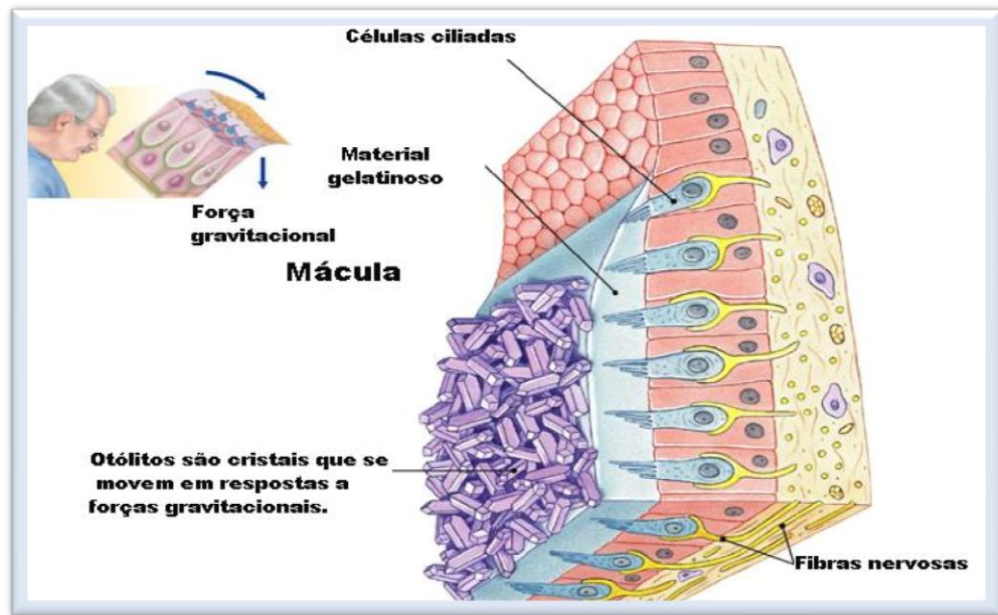


Figura 3.2- Mácula sacular e utricular.

O sáculo e o utrículo são responsáveis pela captação das variações de aceleração linear (vertical e horizontal) e os canais semicirculares pela aceleração angular ou tangencial (BURKARD, EGGERMONT e PHILADELPHIA, 2007).

As terminações nervosas, originadas das cristas ampulares e das máculas do sáculo e do utrículo, compõem o ramo vestibular do nervo vestibulo-coclear ou VIII par craniano. Esse ramo é dividido em nervo vestibular superior, oriundas dos canais semicirculares lateral e anterior e do utrículo e em nervo vestibular inferior, o qual é decorrente de fibras do canal semicircular posterior e do sáculo (HALL, 2006).

Três caminhos primários apresentam conexão com o labirinto: os reflexos vestibulo-ocular, vestibulo-cervical e vestibulo-espinhal. O vestibulo-ocular é o reflexo vestibular mais estudado. Especificamente, existem dois tipos de reflexo vestibulo-ocular: o reflexo compensatório que estabiliza o olhar durante o movimento, permitindo clareza da visão; e o reflexo de orientação que alinha os olhos com o vetor gravitacional (CUSHING, 2008).

A função primária dos reflexos vestibulo-cervical e vestibulo-espinhal é estabilizar a cabeça e o corpo, manter o indivíduo em pé contra a força da gravidade e, em união com o reflexo vestibulo-ocular, ajudar a estabilizar o olhar e o corpo enquanto caminhamos e corremos (COHEN e RAPHAN, 2004).

Os potenciais evocados miogênicos vestibulares (VEMPs) são reflexos vestibulo-cervicais, decorrentes da estimulação do sáculo com sons de forte intensidade (DAMEN, 2007; RAUCH, 2006; SAZGAR, AKRAMI *et al.*, 2006). As respostas são captadas na musculatura cervical, por meio de eletrodos de superfície (AKIN *et al.*, 2004) e podem ser utilizadas na avaliação da função vestibular, especificamente do sáculo, nervo vestibular inferior e/ou núcleo vestibular (POLLAK, KUSHNIR E STRYJER, 2006; SAZGAR, DORTJAI *et al.*, 2006; TAKEICH, 2001).

3.1.1.2.2. Origem das respostas de VEMP

3.1.1.2.2.1. Origem miogênica

Em 1964, alguns pesquisadores, quando investigavam potenciais evocados auditivos de média latência, descreveram um potencial evocado por som, denominado, atualmente, de potencial evocado miogênico vestibular, VEMP (BICKFORD, JACOBSON e CODY, 1964). Verificou-se que as respostas do ílion eram altamente afetadas por alterações na tensão da musculatura cervical e, desse modo, eram miogênicas por natureza (CODY e BICKFORD, 1969).

Anos mais tarde, foi realizado estudo (COLEBATCH e ROTHWELL, 2004), com a captação desse potencial no músculo esternocleidomastóideo (ECM), em dois grupos: indivíduos com bloqueio anestésico local no músculo e sujeitos controle, sem essa intervenção. Com isso, foi constatada diminuição ou ausência das respostas de VEMP no grupo estudo, o que reforça a origem muscular do referido potencial.

Outro aspecto do VEMP que confirma a origem muscular é a alta amplitude de resposta desse potencial, característica presente em potenciais musculares e não tipicamente observada em potenciais evocados neurogênicos (HALMAGYI, COLEBATCH e CURTHOYS, 1994). Além disso, o potencial vestibular, diferente dos potenciais neurogênicos, é resultado de uma interrupção da atividade muscular e não de uma descarga de potencial neural (WIT e KINGMA, 2006).

O VEMP configura uma diminuição no tônus do músculo causada por um som forte, como reflexo fisiológico para possibilitar a estabilização da cabeça, no

momento de uma translação inesperada. Isso é comum em situações como explosões fortes, por exemplo, em que o tônus do músculo é diminuído para que o sujeito possa girar sua cabeça para o lado do som para perceber a origem da fonte sonora. Assim, esse reflexo tem as funções de proteção e localização sonora (HALL, 2006).

3.1.1.2.2.2. Origem sacular

O sáculo é considerado o órgão da audição, em espécies não mamíferas (SISNEROS, 2009), sendo responsável por toda a sensibilidade auditiva em várias espécies de peixes, por exemplo (LU e XU, 2002; WANG e YOUNG, 2007). Na evolução humana, a cóclea passou a ser o órgão auditivo, contudo, todos os órgãos do sistema vestibular mantiveram essa sensibilidade ao som (FERBER-VIART, DUBREUIL e DUCLAUX, 1999), sendo o sáculo o órgão vestibular mais sensível a esse tipo de estímulo (ALMEIDA, 1999; KARINO *et al.*, 2005 ; SAZGAR, AKRAMI *et al.*, 2006; SAZGAR, DORTJAI *et al.*, 2006).

Essa propriedade auditiva do sáculo é justificada pela maior proximidade deste com relação à cóclea, quando comparado ao utrículo e aos canais semicirculares. Isso possibilita que as movimentações mecânicas da endolinfa, na cóclea, primeiro atinjam o órgão sacular (IWASAKI, TAKAI, OZEKI *et al.*, 2005; WELGAMPOLA e COLEBATCH, 2005).

Desde 1969, estudos fornecem evidências de que o VEMP depende da sensibilidade do sáculo (CODY e BICKFORD, 1969) e de funções neurais e musculares, uma vez que pode ser captado em pessoas com perda auditiva sensorineural profunda (HALL, 2006).

3.1.1.2.2.3. Sensibilidade sacular para frequências sonoras

Já existem evidências a respeito da sensibilidade do sáculo, tanto em animais quanto na espécie humana, o que configura uma área auditiva, por frequência sonora, neste órgão otolítico (GOLDBERG e FERNANDEZ, 1975).

Em animais, foi captada a atividade das fibras do nervo vestibular inferior, em resposta à estimulação acústica, o que demonstrou propriedade de seletividade de frequência na região entre 500 e 1000 Hz em gatos (MCCUE e GUINAN, 1995) e 200 e 400 Hz no macaco *squirrel* (YOUNG, FERNANDEZ e GOLDBERG, 1977). Estudo realizado com peixes (*Porichthys notatus*) demonstrou que estes animais apresentam, durante o período reprodutivo, mudanças nos limiares de estimulação do sáculo que varia, diferentemente, nas três regiões (rostral, média e caudal) deste órgão (SISNEROS, 2009).

No homem, os VEMPs têm resposta com sensibilidade de frequência bem definida, com maior sensibilidade aos sons de baixa frequência (MUROFUSHI, MATSUZAKI e WU, 1999; SHEYKHOLESLAMI, KERMANY e KAGA, 2001). Estímulos com frequências próximas a 500 Hz apresentam maiores amplitudes, quando comparadas às captações realizadas com estímulos em 100 e 800 Hz, independente da estimulação ocorrer por via aérea ou óssea (SHEYKHOLESLAMI, KERMANY e KAGA, 2001; TODD, ROSENGREN e COLEBATCH, 2008). Alguns autores (TOWNSEND e CODY, 1971) observaram maior sensibilidade, dessas respostas, entre 250 e 500 Hz.

Pesquisa demonstrou maior sensibilidade do VEMP na estimulação por via óssea, com *tone-bursts* entre 400 e 800 Hz, sendo mais amplas na frequência de 100 Hz, o qual sugeriu ser de origem utricular (TODD, ROSENGREN e COLEBATCH, 2009). Estudo realizado com VEMPs, por via aérea, verificou maiores amplitudes em 400 Hz, o que refletiu o efeito da sensibilidade sacular. Assim, esses dois órgãos otolíticos apresentam diferentes modelos de sensibilidade de frequência, o que sugere que eles têm diferentes propriedades biomecânicas e são estimulados de maneiras diferentes. A ativação do sáculo acontece por condução aérea, enquanto a ativação utricular é realizada por vibração transmastoíde (TODD *et al.*, 2009).

Em baixas frequências de vibração, o sistema vestibular humano excede a capacidade da cóclea quanto à sensibilidade (SHEYKHOLESLAMI, KERMANY e KAGA, 2001; TODD, ROSENGREN e COLEBATCH, 2008). Isso justifica a configuração dos audiogramas de indivíduos com perda auditiva sensorioneural com

curva em rampa ascendente e função vestibular normal, demonstrada por limiares ósseos melhores em 500 Hz, sendo também melhores que os limiares aéreos correspondentes. Esse GAP aéreo-ósseo desaparece em frequências acima de 500 Hz (BOCA e PERANI, 1960).

VEMPs, captados com estímulos de altas frequências, não mostram resultados claros e as ondas p13 e n23 não podem ser bem definidas. Esses autores realizaram estudo que demonstra presença de VEMP para todas as frequências na faixa de 100 a 3200 Hz, com maiores amplitudes de resposta, entretanto, entre 200 e 400 Hz (SHEYKHOESLAMI, KERMANY e KAGA, 2001).

Em humanos, a maior sensibilidade para as frequências graves pode ser decorrente da quantidade de massa no sáculo humano, ser maior que em espécies menores, e, por isso, esses apresentarem sensibilidade sacular maior para frequências mais altas, como o gato, por exemplo (MCCUE e GUINAN, 1995; SHEYKHOESLAMI, KERMANY e KAGA, 2001).

A literatura mostra que existe uma relação linear entre a intensidade do estímulo e as respostas de amplitude (FERBER-VIART, DUBREUIL e DUCLAUX, 1999). Entretanto, cada indivíduo apresenta limiares diferentes para cada frequência de estimulação do sáculo, pois este órgão tem quantidades de massas diferentes, inerentes ao sujeito. Isso se reflete na amplitude do potencial para cada frequência e justifica a utilização de estímulos com frequência específica para cada indivíduo. Contudo, são necessários mais estudos para elucidar melhores explicações, no que se refere à sensibilidade sacular (SHEYKHOESLAMI, KERMANY e KAGA, 2001).

Além da massa do órgão sacular, deve-se, ainda, pensar na contribuição das propriedades de transmissão do vestíbulo para essa sensibilidade, a qual pode ser justificada pela proximidade do sáculo com a janela oval e com o ducto coclear, estando, por isso, tal artefato presente no audiograma normal (SHEYKHOESLAMI, KERMANY e KAGA, 2001). Com isso, a percepção do “volume” dos sons depende do sistema cócleo-vestibular e, em adição, que a percepção de baixas frequências do som, por condução óssea, é mediada por meio do desenlace vestibular no sáculo (BOCA e PERANI, 1960).

O significado da sensibilidade do sáculo à estimulação sonora não está completamente entendida. Uma dessas contribuições está no fato de que a voz humana pertence à faixa de frequência de ressonância do sáculo, estando as vozes masculinas entre 80 e 200 Hz e as femininas em torno de 400 Hz. O primeiro

formante também pertence à faixa de sensibilidade do sáculo. É improvável que a conversação normal, em 60 dB, cause estimulações no sáculo. Entretanto, o trato vocal pode gerar intensidades suficientes para possibilitar essa estimulação individualmente, mas, ela pode ser atingida quando existe um grupo de pessoas falando ao mesmo tempo, como em um coral, por exemplo (SHEYKHOLESLAMI, KERMANY e KAGA, 2001). Assim, o sáculo deve contribuir para a percepção de fontes sonoras naturais, como a vocalização acima de 90 dB.

3.1.1.2.3. Modelo de ondas do VEMP

O VEMP é registrado como uma atividade eletromiográfica inibitória da musculatura, em decorrência da estimulação do sáculo por sons intensos. Como resposta, pode-se observar dois complexos de ondas: um considerado precoce, p13 e n23 e outro tardio, n34 e p44 (*figura 3.3*). Esse é um potencial de média latência, uma vez que acontece entre 10 e 50 ms após o estímulo (HALL, 2006).

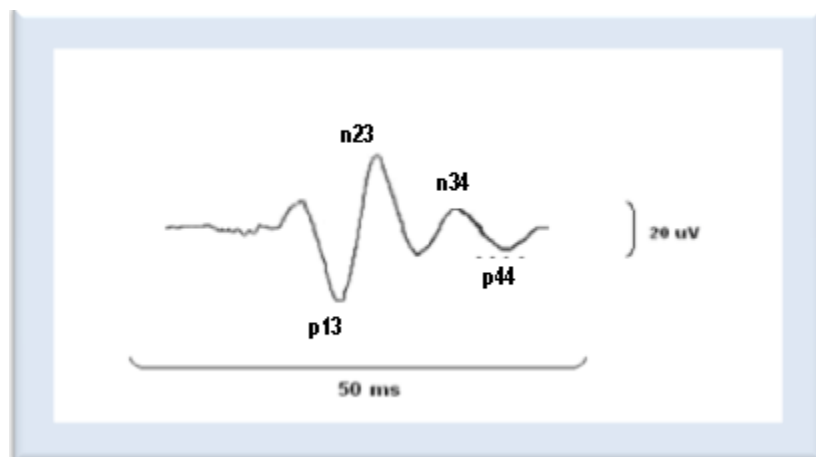


Figura 3.3 – Registro dos dois complexos de onda do VEMP.

Essas ondas (p13/n23 e n34/p44) podem ser definidas pelas seguintes características: latência, tempo que transcorre desde a estimulação acústica até o aparecimento do valor mais negativo ou positivo das ondas; morfologia da onda e

amplitude pico a pico ou diferença de valores entre o ponto mais negativo de uma onda e o mais positivo de outra (GUILLÉN *et al.*, 2005).

Contudo, 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 (p13). Existem também diferenças quanto à designação das polaridades (positiva e negativa) das ondas p13 e n23 (HALL, 2006).

A componente precoce (p13/n23) apresenta origem vestibular, especificamente sacular (ROSENGREN e COLEBATCH, 2006; SHEYKHOLESLAMI e KAGA, 2002) e independe da integridade dos canais semicirculares (HALMAGYI e COLEBATCH, 1995; KARINO *et al.*, 2005). Alguns autores relatam possível contribuição do órgão utricular nessas primeiras ondas. Já n34/p44 são ondas de provável origem coclear (GUILLÉN *et al.*, 2005; WELGAMPOLA e COLEBATCH, 2005) e não dependem da integridade do nervo vestibular (BURKARD, EGGERMONT e PHILADELPHIA, 2007; COLEBATCH, HALMAGYI e SKUSE, 1994).

Para a geração das ondas p13 e n23, o estímulo atinge células sensíveis ao som na mácula do sáculo, órgão vestibular mais próximo da cóclea (KARINO *et al.*, 2005 ; SAZGAR, AKRAMI *et al.*, 2006; SAZGAR, DORTJAI *et al.*, 2006) . Em torno de 0,9 ms, após o disparo do estímulo, o potencial atinge a porção inferior do nervo vestibular, ramo do VIII par craniano, nervo vestibulo-coclear (MUROFUSHI *et al.*, 1995).

Os caminhos envolvidos na estimulação e captação das ondas p13 e n23 do VEMP são ipsilaterais. Assim, a estimulação do sáculo direito, por um som de alta intensidade na orelha direita, produz uma mudança na contração do músculo ECM no lado direito do pescoço, e vice-versa (HALL, 2006). Já as ondas n34 e p44 ocorrem bilateralmente, uma vez que o caminho neural auditivo é bilateral (BURKARD, EGGERMONT e PHILADELPHIA, 2007).

3.1.1.2.4. Caminho neural do VEMP

O nervo vestibular inferior é, predominantemente, a principal via do VEMP (RAUCH, 2006), que atinge os núcleos vestibulares no tronco encefálico, *figura 3.4* (HALMAGYI e CURTÍOS, 2003), o qual está localizado na ponte, no assoalho do IV ventrículo e se divide em: medial, inferior, lateral e superior (AIDAR e SUZUKI, 2005).

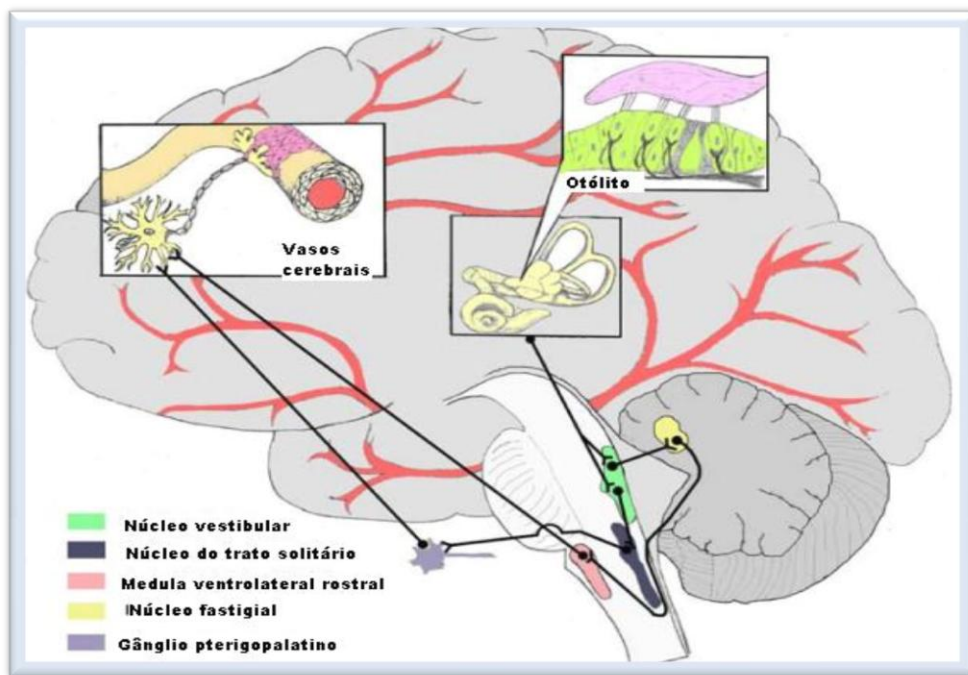


Figura 3.4 – Núcleo vestibular no assoalho do IV ventrículo.

Os núcleos vestibulares superior e medial recebem informações do nervo vestibular inferior, de forma contralateral; enquanto para o núcleo vestibular lateral, as informações são provenientes do mesmo lado (DIDIER e CAZALS, 1989; MUROFUSHI *et al.*, 1996). Essas fibras caminham pelo trato vestibulo espinhal lateral e medial através da medula e seguem para os núcleos motores cervicais para, finalmente, atingir o XI par (nervo acessório), que é o único *input* motor para o músculo ECM (BURKARD, EGGERMONT e PHILADELPHIA, 2007). Desenho esquemático do caminho neural do VEMP pode ser visualizado na *figura 3.5*.

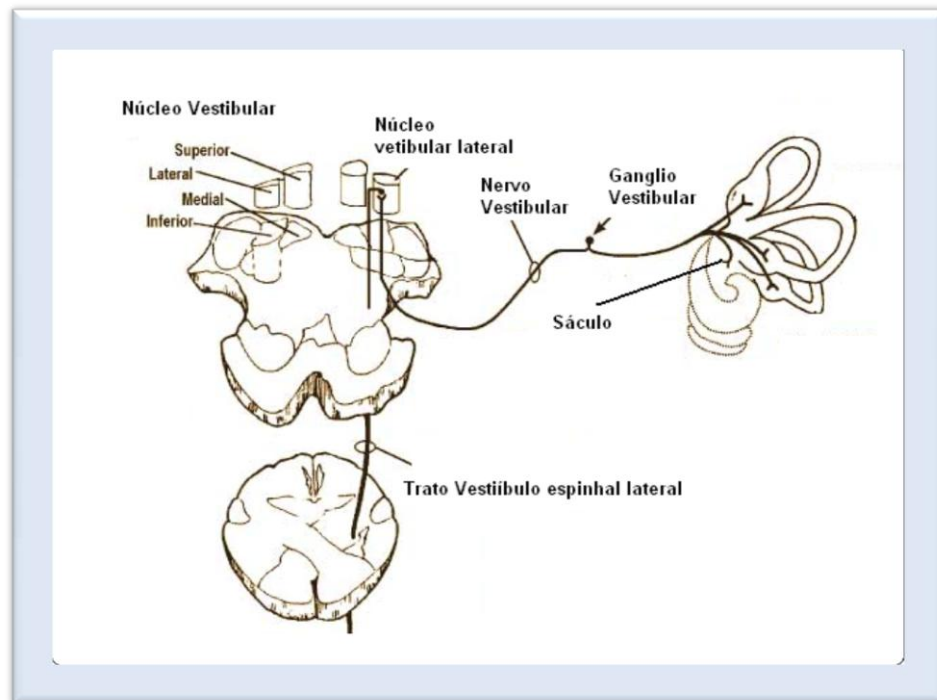


Figura 3.5 – Caminho neural do VEMP.

Várias regiões do cérebro são ativadas em resposta aos estímulos que são utilizados, clinicamente, para evocar o VEMP, as quais são representativas da correlação neural desse potencial. Assim, estímulos *tone-bursts* de 500 Hz, em intensidades 90 a 120 dB NPSpe (nível de pressão sonora pico equivalente), ativam regiões vestibulares do cérebro, especificamente, o córtex pré-motor, o giro temporal inferior e medial, a área de *Brodmann*, e, também, as áreas tipicamente auditivas, como o córtex auditivo primário. A atividade do cérebro para o primeiro pico negativo (p13) localiza-se no córtex visual primário, bem como o precuneo (MCNERNEY, 2007).

Contudo, ainda não existe um consenso em relação às regiões corticais que sofrem estimulação durante a captação do VEMP, o que justifica a necessidade de novos estudos de imagem e com *fMRI*. Abaixo, pode-se observar a *figura 3.6*, a qual demonstra um exemplo de conexão central, na região do tronco cerebral.

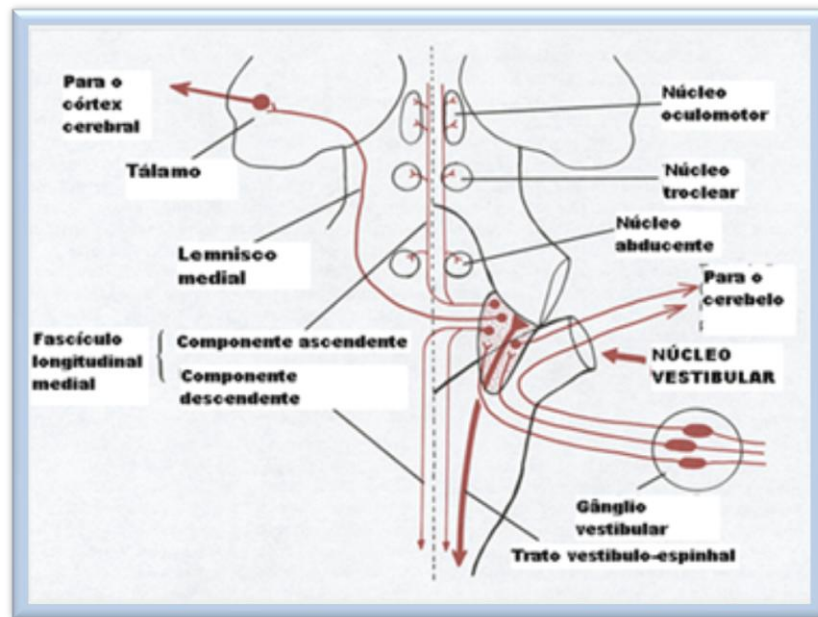


Figura 3.6 – Exemplo de conexão central do sistema vestibular.

3.1.1.2.5. Parâmetros técnicos para exames de VEMP

3.1.1.2.5.1. Variáveis relacionadas com a técnica

3.1.1.2.5.1.1. Estimulação do VEMP

Esse reflexo vestibulo-cervical pode ser desencadeado por meio de estímulos sonoros por via aérea, utilizando-se fones de ouvido ou fones de inserção, ou por via óssea, com colocação do vibrador ósseo no processo mastóideo (BASTA, TODT e ERNST, 2005; ITO, KARINO e MUROFUSHI, 2007; KELSCH, SCHAEFER e ESQUIVEL, 2006; WELGAMPOLA *et al.*, 2003).

Os estímulos sonoros utilizados podem ser do tipo *tone bursts*, nas frequências de 250, 500, 1.000 e 2.000 Hz (BASTA, TODT e ERNST, 2005; BURKARD, EGGERMONT e PHILADELPHIA, 2007; SHEYKHOLESAMI *et al.*, 2005; TIMMER *et al.*, 2006) ou *cliques* (HUANG, SU e CHENG, 2005; KELSCH, SCHAEFER e ESQUIVEL, 2006). Em geral, *tone bursts* são mais efetivos que *cliques* para a obtenção do VEMP. Dentre os estímulos de *tone bursts*, as baixas

frequências (≤ 1.000 Hz) são mais efetivas que as altas (AKIN *et al.*, 2004; MUROFUSHI, MATSUZAKI e WU, 1999), sendo a de 500 Hz, a mais utilizada (BURKARD, EGGERMONT e PHILADELPHIA, 2007; HALL, 2006; MUROFUSHI, MATSUZAKI e WU, 1999). CHENG e MUROFUSHI (2001a; 2001b) sugerem que o tempo de platô, para essa frequência, deve ser de 2 ms e *rise/fall* de 1 ms, os quais reproduzem ondas com morfologia mais constante e delimitada.

Em contraposição, ALMEIDA (1999); CHENG, HUANG e YOUNG (2003) demonstraram que cliques evocam VEMPs com maiores taxas de respostas, menores latências e maiores amplitudes que os *tone-bursts*. Além disso, alguns autores (CHENG, HUANG e YOUNG, 2003) obtiveram VEMPs em 98% das orelhas estimuladas com cliques, em contraposição aos 88% dos estímulos *tone-bursts* de 500Hz, sendo estatisticamente diferente.

Utilizando-se *tone-bursts*, a amplitude do VEMP diminui com o aumento da frequência do estímulo, não havendo interferência da frequência desse estímulo com a latência das respostas (BURKARD, EGGERMONT e PHILADELPHIA, 2007).

AKIN, MURNANE e PROFFITTI (2003) conduziram um estudo comparando dois tipos de estímulos, o clique, intensidade de 80 a 100 dB NAn (nível de audição normalizado), e o *tone-burst*, com intensidade de 100 a 120 dB NPSpe, nas frequências de 250 Hz, 500 Hz, 750 Hz, 1.000 Hz, 1.500 Hz e 2.000 Hz. Os autores encontraram, para o clique, aumento da amplitude com o aumento no nível de estímulo, enquanto a latência do VEMP permaneceu relativamente constante. Já com o *tone-burst*, esses autores observaram respostas mais consistentes e com maiores amplitudes com o aumento no nível de estímulo, e que baixas frequências de *tone-burst* (500 e 750 Hz) produzem maiores amplitudes de VEMP, quando comparado com frequências mais altas e com o clique. Foi verificado que as latências do VEMP tenderam a diminuir com o aumento da frequência do *tone-burst*. Para determinar se esses resultados foram proporcionados pelas mudanças de tempo *rise/fall* inerentes à frequência, os autores obtiveram o VEMP com tempo constante de *rise/fall*, o que demonstrou que a latência manteve-se relativamente constante com o aumento da frequência.

Para a captação do VEMP, os estímulos devem ser apresentados com *tone-bursts* ou cliques de alta intensidade e curta duração. Atualmente, são utilizadas intensidades de estímulos iguais ou superiores a 90 dB NAn¹ (BURKARD, EGGERMONT e PHILADELPHIA, 2007; 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: 20 a 40 anos, os limiares devem estar entre 100 e 120 dB NPSpe e para o grupo etário de 40 a 80 anos, limiares normais estão entre 100 e 125 dB NPSpe.

O registro do VEMP é adquirido pela técnica de promediação e os parâmetros utilizados, na maioria dos estudos, são iguais ou superiores a 100 estímulos (SAKAKURA *et al.*, 2005; SAZGAR, AKRAMI *et al.*, 2006). 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.

3.1.1.2.5.1.1.1. Taxa de estimulação

O efeito da taxa de repetição do estímulo tem sido investigado por inúmeros pesquisadores (BURKARD, EGGERMONT e PHILADELPHIA, 2007; PRESS *et al.*, 1997). WU e MUROFUSHI (1999) avaliaram o efeito de cinco taxas de repetição (1, 5, 10, 15 e 20 Hz) nas características das respostas do VEMP, evocado por cliques, os quais observaram que o VEMP pode ser captado nas taxas de 1 a 5 Hz, e esteve presente em apenas 63% dos sujeitos na taxa de 20 Hz. SHEYKHOLESLAMI, MUROFUSHI, KERMANY e KAGA (2000), ao utilizar cliques por condução óssea, não verificaram diferença significante quanto à latência e amplitude das respostas entre as taxas de 20 e 40 Hz.

¹ Não existe padrão para a unidade de intensidade dos estímulos. Assim, são encontrados trabalhos que utilizam dBNA, dBNPS, dBNAn e dB NPSpe.

Maiores amplitudes de VEMP foram verificadas com taxas de estimulação de 1 e 5 Hz, diminuindo, progressivamente, com o aumento da taxa de estimulação. Dessa forma, o uso da taxa de 5 Hz deve ser escolhida para esse exame, pois possibilita a captação de respostas mais consistentes e necessita de menor tempo de estimulação quando comparada a 1Hz (WU e MUROFUSHI, 1999).

3.1.1.2.5.1.2. Captação do VEMP

Para a captação do VEMP, são utilizados, normalmente, eletrodos de superfície (BASTA, TODT e ERNST, 2005; HUANG, SU e CHENG, 2005), do tipo circular, com diâmetro superior a 0,9 cm, para aumentar a região de captação do sinal (WU, YOUNG e MUROFUSHI, 1999).

Antes da colocação dos eletrodos, deve-se realizar limpeza da pele do paciente com auxílio de algodão embebido em álcool e, em seguida, utiliza-se pasta abrasiva para retirar excesso de células mortas e melhorar a limpeza (RIBEIRO *et al.*, 2005) e, com isso, produzir impedância menor que 5.000 Ω (5 k Ω), para cada eletrodo, e balanço de impedância, entre os eletrodos, em torno de 2 k Ω (HALL, 2006).

Normalmente, os eletrodos ativos são colocados no músculo esternocleidomastóideo; contudo, outros músculos do corpo foram relatados na literatura, como: trapézio, esplênio da cabeça, no vértex ou no ílion, nos músculos dos membros superiores e inferiores e, também, no músculo retroauricular (ALMEIDA, 1999; CODY e BICKFORD, 1969; FERBER-VIART *et al.*, 1997; SAKAKURA *et al.*, 2005).

Para a captação do VEMP no músculo esternocleidomastóideo, o eletrodo ativo deverá ser colocado na metade superior, ipsilateral à estimulação (BASTA, TODT e ERNST, 2005; MUROFUSHI, MATSUZAKI e WU, 1999). Com relação à colocação do eletrodo de referência, ele deve ser colocado em posição eletricamente indiferente e distante do eletrodo ativo, como: na borda superior do esterno (BASTA, TODT e ERNST, 2005), no tendão do músculo esternocleidomastóideo (TIMMER *et al.*, 2006), na metade da borda superior da clavícula (MAGLIULO *et al.*, 2004) ou, até mesmo, no queixo (mento), no ombro ou

no dorso da mão (BURKARD, EGGERMONT e PHILADELPHIA, 2007). Na maioria dos estudos, o eletrodo terra deve ser posicionado na linha média frontal (HUANG, SU e CHENG, 2005; SAKAKURA *et al.*, 2005), *figura 3.7*.

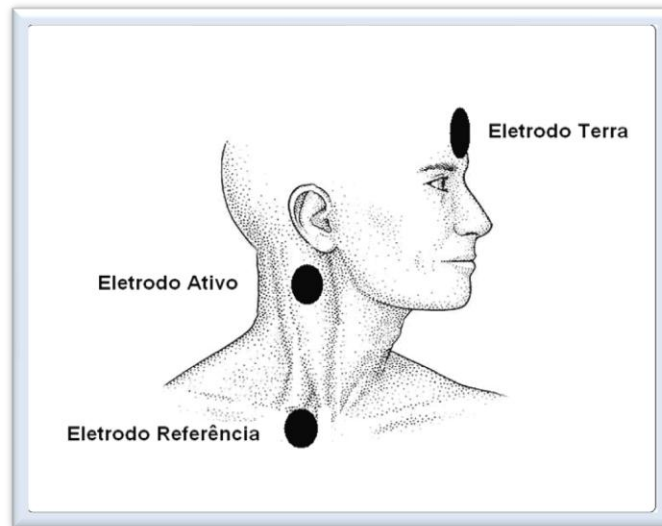


Figura 3.7 – Colocação dos eletrodos para registro do VEMP no músculo ECM.

SHEYKHOLESLAMI, MUROFUSHI e KAGA (2001) avaliaram quinze adultos normais, em que captaram o VEMP com *tone-bursts* de 500 Hz, intensidade de 95 dB NAn, em quatro diferentes localizações do eletrodo ativo no ECM (na parte superior do músculo, na parte média do músculo, imediatamente acima do esterno e na origem clavicular do músculo ECM). Constataram que VEMPs captados com eletrodos na parte superior do músculo apresentam maiores amplitudes quando comparados ao localizado na parte média do ECM. Entretanto, a reprodutibilidade das latências de p13 e n23 foram maiores quando adquiridas na parte média do ECM, o que justifica ser a melhor localização para a colocação do eletrodo ativo no exame de VEMP.

3.1.1.2.5.1.2.1. Filtragem

Para a eliminação de artefatos e interferências na captação dos sinais, utilizam-se, freqüentemente, filtros passa-banda entre 20 e 2.000 Hz (HUANG, SU e CHENG, 2005; SU *et al.*, 2004), uma vez que os filtros fisiológicos devem ser configurados para incluir, relativamente, baixas frequências presentes na atividade miogênica (HALL, 2006).

Na literatura, os filtros passa-banda foram 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 (ALMEIDA, 1999; TIMMER *et al.*, 2006; WELGAMPOLA e COLEBATCH, 2005), 20 e 1.500 Hz (BASTA, TODT e ERNST, 2005), 15 e 2.000 Hz (MAGLIULO *et al.*, 2004) e 30 a 3.000 Hz (WU, YOUNG e MUROFUSHI, 1999).

3.1.1.2.5.1.2.2. Posicionamento do paciente

Para o exame de VEMP, o paciente deverá estar sentando em uma cadeira ou deitado em uma maca e este exame deve ser realizado em uma sala silenciosa, não necessitando de tratamento acústico (FERBER-VIART *et al.*, 1997; SAKAKURA *et al.*, 2005).

O paciente deverá permanecer sentando, 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).

O registro simultâneo bilateral (nos músculos ipsi e contralaterais) diminui o tempo de exame em 50% (BURKARD, EGGERMONT e PHILADELPHIA, 2007). A técnica mais comumente utilizada é 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 esternocleidomastóideos (MAGLIULO *et al.*, 2004).

3.1.1.2.5.1.2.3. Equipamento

Existem equipamentos desenvolvidos, especificamente, para a captação do VEMP, os quais possibilitam resultados de VEMP com valores mais semelhantes aos descritos na literatura, bem como menor índice de assimetria da amplitude inter-pico p13-n23 (OLIVEIRA, 2008).

Entretanto, 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; contudo, ele deve ser adaptado para captação de potenciais de média latência, com janela de 100 ms (10 ms por divisão), a qual é padrão na maioria dos estudos (BASTA, TODT e ERNST, 2005; SHEYKHOLESAAMI *et al.*, 2005). Entretanto, em alguns casos, foram verificados registros em janelas de 50, 60 ou 80 ms (HUANG, SU e CHENG, 2005; MUROFUSHI, MATSUZAKI e MIZUNO, 1998).

3.1.1.2.5.2. Variáveis relacionadas ao indivíduo

Na realização do exame de VEMP, os seguintes aspectos devem ser considerados para cada indivíduo: tensão do músculo esternocleidomastóideo, intensidade do estímulo, idade, gênero, orelha estimulada, posição da cabeça, uso de medicamentos e estado de alerta e concentração do paciente.

Para adequada interpretação do VEMP, o avaliador deve realizar o monitoramento do estado de contração do músculo esternocleidomastóideo, o qual deve permanecer, durante todo o registro, com nível eletromiográfico elevado, 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). Portanto, ainda não existe um consenso na literatura a respeito do nível ideal de contração da musculatura para a realização do exame de VEMP, mas este deve estar entre 18 e 155 μ V (BURKARD, EGGERMONT e PHILADELPHIA, 2007).

O nível de tensão do músculo ECM deve ser monitorado, durante a realização do exame de VEMP, pois, na evocação por cliques, esse estado de contração influencia a amplitude do VEMP (LIM *et al.*, 1995); contudo, quando o estímulo utilizado é o *tone burst*, em apenas uma pesquisa (AKIN *et al.*, 2004), observou-se aumento na amplitude com o aumento da tensão EMG. Foi constatado, ainda, que o estímulo *tone burst* necessita de menor intensidade de estímulo que o clique, para produzir amplitudes de VEMP equivalentes.

AL-ABDULHADI *et al.* (2002) avaliou o VEMP em 32 sujeitos com função vestibular normal e aplicaram o seguinte protocolo de VEMP, em que o teste deveria ser realizado com o sujeito: 1) sem qualquer contração muscular ou apresentação de estímulos sonoros; 2) com contração muscular e sem estímulo sonoro; e 3) com contração muscular e apresentação de estímulo tipo clique. Todos os sujeitos avaliados apresentaram VEMP; contudo, em alguns casos, em que os sujeitos contraíram o músculo ECM e não havia estímulo sonoro, foram encontradas respostas que podem não representar o potencial vestibular, as quais, muitas vezes são utilizadas em pesquisas e na prática clínica, de forma inadequada. Esse tipo de protocolo deve ser utilizado nos casos onde as respostas são pequenas ou pouco claras, em que as ondas devem estar presentes devido, simplesmente, a atividade miogênica, sem relação com a função vestibular.

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), Estudo com cliques (OCHI, OHASHI e NISHINO, 2001), demonstrou que o aumento na intensidade do estímulo (95, 100 e 105 dB NAn) eleva a amplitude (203,96 μ V, 264,10 μ V e 293,35, respectivamente).

A idade também influencia as respostas de VEMP, uma vez que, com o processo natural de envelhecimento (senescência), podem ocorrer mudanças morfológicas na função vestibular, como perda de células ciliadas, decréscimo no número de células do gânglio de Scarpa, diminuição do número de células do nervo vestibular e perda de neurônios no núcleo vestibular (BASTA, TODT e ERNST, 2005; OCHI e OHASHI, 2003; SU *et al.*, 2004). Dessa forma, com o avanço da idade, ocorre diminuição nas amplitudes de p13-n23 e aumento na latência de n23 (Su *et al.*, 2004), entretanto, as diferenças de valores entre os lados direito e esquerdo não são afetadas (OCHI e OHASHI, 2003).

ZAPALA e BREY (2004) avaliaram os efeitos da idade no VEMP em resposta a *tone-bursts* de 250 Hz, em um grupo de indivíduos com idades entre 30 e 85 anos. Eles encontraram que a amplitude diminui, aproximadamente, 40 μ V, as latências ficam 0.49 ms mais tardias e os limiares permanecem entre 60 e 75 dB NAn, com o avançar da idade.

Mudanças no VEMP, quanto ao parâmetro amplitude, podem também ser decorrentes do declínio no tônus do músculo ECM que acontece com o avançar da idade, o que não interfere nos limiares (OCHI e OHASHI, 2003). Com isso, verifica-se a necessidade de que sejam estabelecidos valores de referência das respostas de VEMP, para diferentes faixas etárias (SU *et al.*, 2004).

Quanto ao gênero, utilizando-se estímulo *tone burst* de 500 Hz, não foram relatadas mudanças no VEMP para a latência absoluta e limiares das ondas p13 e n23. Porém, foram observadas diferenças nas amplitudes de p13-n23 (GUILLÉN *et al.*, 2005; OCHI e OHASHI, 2003). Estudo realizado por BRANTBERG e FRANSSON (2001) verificou que existem menores latências de p13, em média 0,73 ms, nas mulheres, quando comparadas aos homens, e não foram constatadas diferenças quanto à amplitude.

JANKY e SHEPARD (2009) observaram ausência de diferença significativa, entre os gêneros, para latências e amplitudes absolutas de p13 e n23, com estímulos *tone-bursts* de 250, 500, 750 e 1000 Hz.

Comparando as orelhas direita e esquerda, observou-se ausência de diferença significativa, com estímulos *tone-bursts* de 1000 Hz, para os parâmetros de latência absoluta de p13 e n23 e amplitude inter-pico p13-n23 (FELIPE, SANTOS e GONÇALVES, 2008), o que também foi observado em VEMPs captados com estímulos *tone-bursts* de 500 Hz (YOUNG e KUO, 2004).

Estudos realizados com estímulos tipo clique demonstraram ausência de diferença significativa, entre as orelhas, para todos os parâmetros do VEMP (GUILLÉN *et al.*, 2005; OCHI, OHASHI e NISHINO, 2001).

No momento da captação do VEMP, a posição da cabeça do sujeito deve ser monitorada, visto que esse aspecto causa influência sobre as latências de p13 e n23, apesar de não modificar a amplitude dessas ondas (ITO, KARINO e MUROFUSHI, 2007).

O uso de medicamentos e o nível de consciência e concentração do paciente não são relatados na literatura como aspectos que influenciam os parâmetros do

VEMP. Contudo, a metodologia utilizada na testagem do VEMP exige que o paciente responda a comandos determinados, como exemplo, manter contração da musculatura cervical durante determinado período de tempo. Assim, o estado de alerta e o uso de medicamentos que alterem esse estado podem interferir nos resultados do exame.

3.1.1.2.5.3. Interpretação do exame de VEMP

Após a estimulação do sistema vestibular por sons intensos, são geradas ondas que demonstram o potencial elétrico nessa região, as quais se constituem de ondas precoces (p13 e n23) e tardias (p33 e n44), sendo apenas as precoces utilizadas clinicamente. Assim, a análise das respostas do VEMP consiste em verificar a latência, a amplitude e o limiar dessas ondas (DAMEN, 2007; HALL, 2006), sendo a latência absoluta da onda p13 o parâmetro clínico mais utilizado (BURKARD, EGGERMONT e PHILADELPHIA, 2007).

Esses parâmetros dependem bastante das configurações do estímulo e, no caso da amplitude, está também relacionada ao nível de atividade do músculo ECM. Algumas das características do estímulo que influenciam os resultados do VEMP são o tipo, clique ou *tone burst* (MUROFUSHI, MATSUZAKI e WU, 1999), a frequência, baixa ou alta frequência do *tone burst* (AKIN *et al.*, 2004 ; MUROFUSHI, MATSUZAKI e WU, 1999) e a intensidade (FERBER-VIART, DUBREUIL e DUCLAUX, 1999).

Além desses parâmetros, deve-se analisar a simetria das respostas entre os lados direito e esquerdo, visto que assimetria anormal é um achado clínico associado com disfunção vestibular unilateral, constituindo-se um provável indicativo da lateralidade da patologia (ALMEIDA, 1999; HALMAGYI, COLEBATCH e CURTHOYS, 1994; ROSEGREN, HALMAGYI, COLEBATCH, 2008; TEIXIDO, ARTZ e KUNG, 2008).

3.1.1.2.5.3.1. Latência de p13 e n23

A latência está relacionada ao tempo decorrente desde a apresentação do estímulo ao ponto mais negativo (p13) ou positivo da onda (n23) e reflete o atraso para a ativação de receptores, condução para o tronco encefálico e condução central e periférica para o núcleo motor do músculo ECM. Alguns indivíduos podem apresentar valores de latência da componente p13 em torno de 8 ms, o que é considerado normal (COLEBATCH, HALMAGYI e SKUSE, 1994) .

A latência independe da intensidade do estímulo, do nível de tensão eletromiográfica e da idade, e apresenta, ainda, alta reprodutibilidade (BASTA, TODT e ERNST, 2005; DAMEN, 2007). Assim, as latências de p13, n23 e interpico p13-n23 são o parâmetro clínico mais utilizado na análise das respostas de VEMP, os quais devem ser considerados a partir de valores de normalidade (BURKARD, EGGERMONT e PHILADELPHIA, 2007; DAMEN, 2007).

3.1.1.2.5.3.2. Amplitude das ondas p13-n23

Quanto ao parâmetro amplitude, devem-se verificar as amplitudes absolutas das ondas p13, n23 e a amplitude inter-pico p13-n23, as quais são dependentes de alguns fatores, como idade, intensidade e frequência do estímulo e contração tônica do músculo (HALL, 2006).

O aumento da idade provoca alterações sensorineurais no sistema auditivo decorrentes do processo natural de envelhecimento, as quais podem causar diminuição acentuada na amplitude do VEMP, principalmente após os 60 anos (OCHI e OHASHI, 2003; SU *et al.*, 2004). Em indivíduos jovens, com presença de integridade auditiva e vestibular, a amplitude do VEMP deve estar entre 21 e 262 μ V (MCNERNEY, 2007).

Diversos estudos demonstraram correlação positiva entre intensidade do estímulo e amplitude das ondas do VEMP (BURKARD, EGGERMONT e PHILADELPHIA, 2007; HUANG, YOUNG e CHENG, 2004) e negativa entre intensidade e frequência do estímulo. Assim, são encontradas maiores amplitudes na faixa de frequência de 200 a 400 Hz (127 e 137 μ V, respectivamente), com

declínio para 103 μV em 800 Hz, chegando a 25 μV em 3200 Hz (BURKARD, EGGERMONT e PHILADELPHIA, 2007; TODD, CODY e BANKS, 2000).

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 pela manutenção de um nível constante de atividade eletromiográfica durante a realização do exame. Além disso, para diminuir a interferência desse aspecto, é importante que seja realizado, no registro ipsilateral, o cálculo da razão de amplitude (R%), expressa em porcentagem, calculada por meio da equação 3.1. Esse índice demonstra a subtração da amplitude das respostas do músculo direito pelas do músculo esquerdo, em módulo, dividida pela soma da amplitude dessas respostas, multiplicadas por 100 (ALMEIDA, 1999; MUROFUSHI, MATSUZAKI e WU, 1999). A amplitude de cada lado do músculo (direito ou esquerdo) deve ser calculada pela amplitude inter-pico p13-n23 (BURKARD, EGGERMONT e PHILADELPHIA, 2007).

$$R(\%) = \left(\frac{|AE - AD|}{|AE + AD|} \right) \cdot 100 \quad (3.1)$$

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

Esse cálculo avalia a simetria entre as respostas dos lados direito e esquerdo do VEMP. Com isso, pequenas diferenças interaurais na amplitude do VEMP produzem uma pequena razão de amplitude. Em contraposição, altos valores para a razão de amplitude (R%) 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 (YOUNG e KUO, 2004). Assim, em sujeitos adultos normais, com menos de 60 anos, uma $R\% \leq 34$ é considerada normal e uma $R\% > 34$ está relacionada com disfunção sacular (MUROFUSHI, MATSUZAKI e WU, 1999).

3.1.1.2.5.3.3. Limiar de VEMP

Limiar é denominado como a menor intensidade de estímulo necessária para evocar uma resposta de VEMP (TIMMER *et al.*, 2006) e não existe diferença significativa entre a média do limiar para a evocação dos componentes precoces (p13 e n23) e tardios (p34 e n44) do VEMP (WANG e YOUNG, 2004).

Esse parâmetro é dependente do tipo de estímulo utilizado, sendo que *tone bursts* apresentam menores limiares que cliques (AKIN *et al.*, 2004). Dentre os *tone bursts*, são encontrados menores limiares nas frequências de 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, assim como na amplitude, demonstra-se a necessidade da utilização dos valores da diferença de limiar interaural para a determinação de patologias unilaterais (OCHI e OHASHI, 2003). Dessa forma, o limiar do VEMP é muito útil clinicamente, contudo, não existem estudos sobre reprodutibilidade (DAMEN, 2007).

3.1.1.2.5.4. Aplicações Clínicas do VEMP

As ondas do VEMP são altamente reprodutíveis, independente da estimulação do ECM ser uni ou bilateral ou da captação ser realizada em momentos diferentes. Em decorrência disso, o VEMP pode ser utilizado clinicamente, com inúmeras aplicações no diagnóstico das desordens vestibulares (MCNERNEY, 2007).

Por meio desse exame, avalia-se a integridade do sáculo e do nervo vestibular inferior, informações não obtidas por meio da avaliação vestibular tradicional, como a vectoeletronistagmografia (VNG), por exemplo, que observa, primariamente, a função do canal semicircular superior (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, como: enxaqueca do tipo basilar, esclerose múltipla, degeneração espinocerebelar, acidente vascular encefálico e tumor do ângulo pontocerebelar (YOUNG, 2006).

O VEMP tem sido utilizado, principalmente, em três áreas: na evolução da Doença de *Menière*, no acesso a função do nervo vestibular e no diagnóstico da síndrome da deiscência do canal semicircular superior (RAUCH, 2006).

A maior aplicação desse teste é em pacientes com doença de *Menière* (DM), visto que esses indivíduos apresentam hidropsia cocleossacular (RIBEIRO *et al.*, 2005), com presença de alterações no sáculo endolinfático que resulta em pressões flutuantes nos espaços preenchidos com fluido na orelha interna. A importância da utilização clínica do VEMP para o diagnóstico da DM está relacionada à ausência de uma técnica neurodiagnóstica confiável, sendo esse diagnóstico confirmado, apenas, pela história clínica do paciente (BURKARD, EGGERMONT e PHILADELPHIA, 2007).

Na DM, existe a possibilidade de envolvimento de mais de um processo ou mecanismo patológico, com variabilidade nos sítios da lesão, o que justifica diferentes achados no VEMP (HALL, 2006). Com isso, podem ser encontradas amplitudes 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 DM (TIMMER *et al.*, 2006; YOUNG, HUANG e CHENG, 2003).

O VEMP auxilia, ainda, na identificação do sítio da lesão, nervo vestibular superior ou inferior, sendo importante no diagnóstico da localização do neurinoma (MUROFUSHI, MATSUZAKI e MIZUNO, 1998), juntamente com o ABR que avalia a parte auditiva do VIII par (nervo vestibulo-coclear) e a prova calórica que acessa a integridade da porção superior das fibras vestibulares (BURKARD, EGGERMONT e PHILADELPHIA, 2007). Com esses exames, pode-se identificar a localização exata do tumor em todo o nervo vestibulo-coclear.

Já indivíduos com síndrome da deiscência do canal semicircular superior (SDCSS) apresentam parâmetros de ondas diferentes do que é, habitualmente, verificado em outras alterações vestibulares. Na SDCSS são observadas ondas com limiares diminuídos (em torno de 70 dB NAn) e amplitudes aumentadas no lado afetado, apesar de morfologia normal (COLEBATCH *et al.*, 1994). Esse achado é decorrente de um defeito na densidade da camada óssea que cobre o canal semicircular superior, em que a mesma está bastante fina, o que causa diminuição da impedância, aumento da transmissão sonora no labirinto e, conseqüente, elevação do nível de estimulação do sáculo e, com isso, maior sensibilidade vestibular (COLEBATCH *et al.*, 1994; HALL, 2006; MODUGNO *et al.*, 2006; MCNERNEY, 2007).

Enquanto as amplitudes e limiares de VEMP são afetados, significativamente, em pacientes com SDCSS, a latência e a morfologia não são, o que indica que o sistema vestibular central não é afetado nessa desordem (MCNERNEY, 2007).

3.1.1.2.5.5. Correlações clínicas no exame de VEMP

Deve-se realizar a análise do VEMP, juntamente com a história clínica do paciente e com outros exames que avaliam o sistema auditivo e vestibular. Assim, inicialmente, devem ser descartadas alterações no sistema de condução do som, como nas orelhas externa e média, uma vez que perda auditiva condutiva de 10 dB, na frequência de 1000 Hz, pode provocar diminuição nas amplitudes das respostas do VEMP (HALMAGYI, COLEBATCH e CURTHOYS, 1994).

Essas patologias condutivas, mesmo com pouca significância clínica, podem impedir a mensuração do VEMP por condução aérea, uma vez que é necessária forte intensidade sonora (acima de 90 dB NAn) para evocar esse potencial e a alteração condutiva provoca atenuação na intensidade desse estímulo (BURKARD, EGGERMONT e PHILADELPHIA, 2007; COLEBATCH, HALMAGYI e SKUSE, 1994; HALMAGYI, COLEBATCH e CURTHOYS, 1994; OCHI, OHASHI e NISHINO, 2001).

Na presença de alterações auditivas condutivas, inicialmente, deve-se tentar evocar o VEMP com estímulo sonoro de alto nível de intensidade. Caso nenhum potencial vestibular seja detectado, a estimulação deve ser realizada por via óssea.

Contudo, não se torna fidedigna a captação do VEMP em portadores de perda auditiva mista, pois estes apresentam sensibilidade auditiva alterada (HALL, 2006).

Após a exclusão de alterações no 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, diminuição ou aumento das amplitudes das ondas do VEMP, latências prolongadas e limiares menores ou maiores que o normal (DAMEN, 2007).

Quando as ondas do VEMP apresentam amplitudes ausentes ou diminuídas, pode-se pensar em patologias que comprometam a transmissão sensorineural, como 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). Já na síndrome da deiscência do canal semicircular superior (COLEBATCH *et al.*, 1994) e nos estágios precoces da doença de *Menière* (YOUNG, HUANG e CHENG, 2003), pode existir aumento na amplitude, o que acontece em decorrência da hipersensibilidade vestibular (HALL, 2006).

Apenas a diminuição ou o aumento na amplitude absoluta do VEMP não é um indício fidedigno de alteração, uma vez que ela é bastante variável, depende dos parâmetros do estímulo e do nível de tensão do músculo ECM. Entretanto, as diferenças de amplitude das ondas entre os lados direito e esquerdo podem ser úteis para a suposição da presença de patologias unilaterais (YOUNG E KUO, 2004; HALL, 2006).

Latências prolongadas sugerem doença retrolabiríntica, afetando, no mínimo, o trato vestíbulo-espinhal (BURKARD, EGGERMONT e PHILADELPHIA, 2007) e são sinais característicos de vestibulopatia central ou de lesões no nervo vestibular, tal como esclerose múltipla e neurite vestibular (DAMEN, 2007).

Limiars evocados por cliques devem ser iguais ou superiores a 85 dB NAn, em sujeitos com audição normal. Assim, limiars iguais ou inferiores a 70 dB NAn 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). Limiars aumentados, ou seja, a captação desse potencial apenas para estímulos de forte intensidade, também são indícios de alteração

vestibular e podem ser observados em patologias como neurinoma do acústico e nos estágios tardios da Doença de *Menière*.

Semelhante ao parâmetro amplitude, devem, ainda, serem consideradas as diferenças interaurais das latências e dos limiares no diagnóstico de patologias vestibulares unilaterais, não sendo apenas realizadas as análises absolutas para cada orelha.

Dessa maneira, observa-se a importância clínica do VEMP no diagnóstico de patologias vestibulares, entretanto, esse deve servir como um exame complementar e ser analisado em conjunto com dados de outros exames auditivos e vestibulares e com a história clínica do paciente.

3.2. Avaliação dos potenciais evocados no domínio das frequências

3.2.1. Potenciais evocados de estado estável

Potencial evocado de estado estável é definido como uma resposta elétrica a estímulos suficientemente rápidos, de maneira que as respostas se sobreponham umas às outras, o qual pode ser registrado com componentes de frequências periódicas e constantes em amplitude (HALL, 2006).

As respostas de estado estável são conhecidas como medida fisiológica da sensibilidade cerebral a estímulos periódicos e têm sido descritas para várias modalidades sensoriais, como visuais, somatossensoriais e auditivas (LINS, 2002).

3.2.1.1. Potencial evocado auditivo de estado estável

Os potenciais evocados auditivos de estado estável (PEAEEs) são respostas eletrofisiológicas a tons modulados em amplitude e/ou frequência, decorrentes da apresentação de estímulo contínuo e estável ao longo do tempo. O estímulo deve ter taxa de apresentação suficientemente rápida, de modo que não haja tempo para o sistema nervoso retornar à condição inicial, gerando, assim, sobreposição de

respostas. Essa resposta neural contínua é denominada de estado estável e, caracteristicamente, segue a mesma forma de onda do estímulo contínuo que está sendo apresentado (HALL, 2006; LINS, 2002; MARKESSIS *et al.*, 2006).

Esses potenciais são captados por meio de eletrodos de superfície, com a configuração utilizada nos potenciais evocados corticais de tronco cerebral (LINS, 2002; MENEZES, 2008). Atualmente, o PEAAE tem sido investigado na metodologia a ser utilizada na detecção e diagnóstico precoce da surdez (HALL, 2006).

O PEAAE pode ser obtido com diferentes frequências de estimulação, as quais foram captadas, inicialmente, em 1981, por Galambos, com estímulos próximos a 40 Hz, as quais são uma versão de estado estável de potenciais evocados auditivos de média latência. Em 1989, Maiste e Picton verificaram que frequências mais baixas de estimulação (poucos ciclos por segundo) evocam versões de estado estável dos potenciais evocados de longa latência (LINS, 2002).

Atualmente, para a análise dos potenciais evocados auditivos de estado estável são utilizadas taxas de modulação entre 70 e 110 Hz, pois não são afetados pelo sono natural ou induzido e ainda contemplam o tamanho da janela necessário para a visualização das respostas de um potencial de curta latência (LINS, 2002; MENEZES, 2008; ROSS *et al.*, 2003; MARKESSIS *et al.*, 2006).

3.2.1.2. Potencial evocado miogênico vestibular de estado estável

Ainda não existem relatos na literatura a respeito da utilização da técnica de estado estável para a detecção do VEMP. Atualmente, o VEMP tem sido realizado no domínio do tempo, por meio de estímulos cliques ou *tone-bursts*, com identificação de ondas no traçado (ALMEIDA, 1999; BASTA, TODT e ERNST, 2005; BURKARD, EGGERMONT e PHILADELPHIA, 2007; HUANG, SU e CHENG, 2005; KELSCH, SCHAEFER e ESQUIVEL, 2006; SHEYKHOLESAAMI *et al.*, 2005; TIMMER *et al.*, 2006).

Estímulos tipo clique apresentam componentes de frequência entre 1.000 e 4.000 Hz, as quais não representam a região de frequências de maior sensibilidade sacular (100 a 800 Hz). *Tone-bursts* seriam os mais indicados para esse tipo de estimulação específica por frequência, contudo, demandaria tempo maior para

realizar exames de VEMP em todas as regiões de sensibilidade do sáculo, 100 a 3.200 Hz (SHEYKHOLESLAMI, KERMANY e KAGA, 2001; TODD, ROSENGREN e COLEBATCH, 2008).

É importante a captação dos VEMPs nas regiões de maior sensibilidade, uma vez que, como acontece na cóclea, apenas algumas regiões específicas desse órgão podem ser danificadas por agentes externos (SHINJO *et al.*, 2007), e assim, apresentar um resultado falso-negativo no exame de VEMP, considerando ausência em apenas uma região específica.

Assim, com a técnica de estado estável, existe a possibilidade de o estímulo ser composto por um grande número de frequências, as quais são moduladas, misturadas e apresentadas simultaneamente. Dessa forma, podem ser moduladas as frequências de 250, 500, 1000 e 2000 Hz, por exemplo, e serem apresentadas ao mesmo tempo, com resposta do órgão para cada frequência específica. As frequências moduladoras devem diferir, entre si, em pelo menos 3 Hz (JOHN e PICTON, 2000). Assim, com a utilização dessa técnica, pode-se denominar esse potencial de potencial evocado miogênico vestibular de estado estável (PEMVEE).

3.2.1.2.1. Parâmetros técnicos para PEMVEE

3.2.1.2.1.1. Estimulação

Semelhante aos potenciais evocados auditivos de estado estável, o PEMVEE também utiliza estímulos sonoros (tons puros) para sua captação, em que os mesmos podem ser modulados em amplitude (*figura 3.8*), frequência ou com modulação mista, em amplitude e frequência (JOSEPH *et al.*, 2003; LINS, 2002).

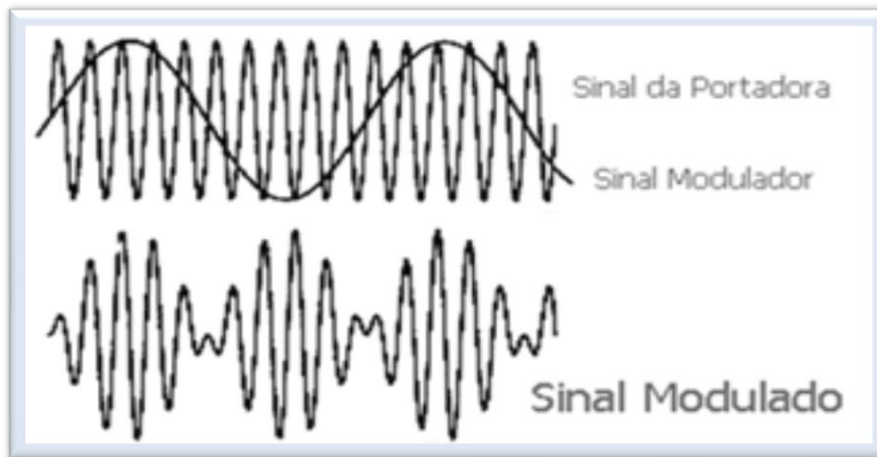


Figura 3.8- Exemplo de modulação em amplitude.

O estímulo, apresentado por meio de fones de ouvido, é constituído por diferentes frequências portadoras, moduladas para potenciais de média latência. O tom puro, modulado em amplitude, irá estimular o sáculo na região correspondente ao envelope, ou seja, frequência portadora (f_p) $\pm$ frequência de modulação ($f_p - f_m$ ou $f_p + f_m$), *figura 3.9* (LINS, 2002). Assim, uma frequência de 500 Hz estimula a região do sáculo específica para essa frequência. Dessa forma, por exemplo, esse tom puro modulado em amplitude na frequência de 40 Hz, estimulará a região de frequência entre 460 e 540 Hz; contudo, os potenciais evocados elétricos terão a mesma frequência que a moduladora, ou seja, 40 Hz.

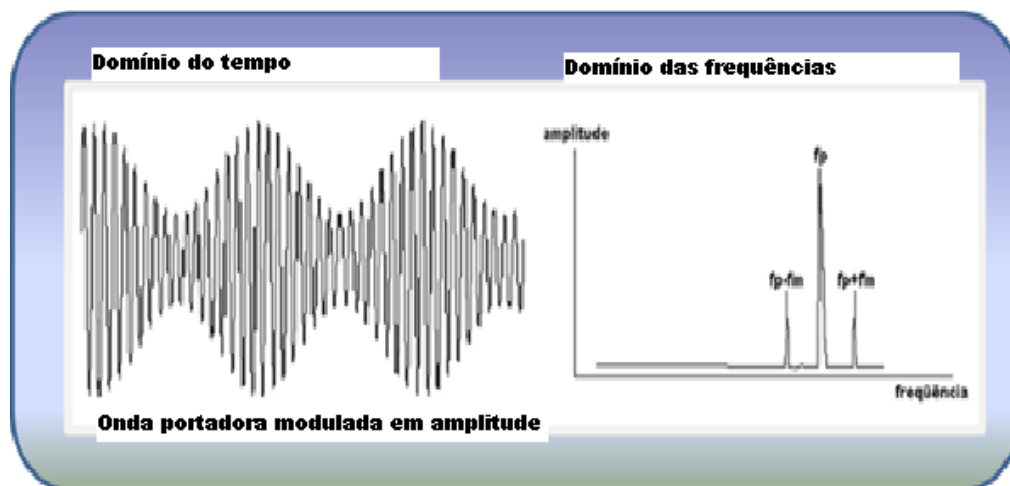


Figura 3.9- Esquema de modulação de frequências no domínio do tempo e os espectros no domínio das frequências.

Devido à análise da resposta ser realizada no domínio das frequências, é possível combinar, em um mesmo estímulo, diferentes frequências, denominadas portadoras (250, 500, 1000 e 2000 Hz, por exemplo), que terão uma frequência modulada diferente para cada uma delas (JOHN e PICTON, 2000). Assim, cada frequência portadora irá estimular uma região específica do sáculo, desencadeando a resposta pelo nervo vestibular inferior e estruturas vestibulares centrais. O sistema vestibular irá responder para a modulação de frequência utilizada e, dessa forma, ser possível identificar a resposta para a frequência portadora correspondente.

Apresentando-se, de uma só vez, estímulo composto por 250 Hz modulado em amplitude na frequência 34 Hz; 500 Hz em 37 Hz; 1.000 Hz em 40 Hz e 2.000 em 47 Hz, estar-se-ia, mecanicamente, estimulando as regiões saculares correspondentes a 250, 500, 1000 e 2000 Hz. A resposta do potencial, assim, seria rotulada pelas frequências moduladoras e a presença, por exemplo, dessa resposta na frequência 40 Hz, significaria resposta evocada miogênica vestibular para estímulos de 1.000 Hz.

3.2.1.2.1.2. Aquisição

Para a captação do PEMVEE, deve-se utilizar a mesma metodologia do exame de VEMP no domínio do tempo. O balanço de impedância entre os eletrodos e a impedância de cada eletrodo isolado devem ser os mesmos, da mesma forma que o sistema de amplificação (HALL, 2006).

Depois que a captação do sinal é realizada, ocorre a digitalização deste com um conversor analógico-digital e, posteriormente, análise com a *Transformada Rápida de Fourier* (TRF), em que o sinal no domínio do tempo é modificado para o domínio das frequências (LINS, 2002).

Com a TRF é possível, a partir de pontos que representam a amplitude da onda no domínio do tempo, observar os componentes de frequência que constituem essa onda. Essa análise é reversível, uma vez que, um registro digital no domínio

das frequências, que consiste em uma série de números complexos representando os componentes espectrais da onda, pode ser revertido para o domínio do tempo (LINS, 2002).

Assim, após a digitalização do potencial, ocorre a transformação deste para o domínio das frequências e, posterior análise. Nessa etapa, são realizadas rotulagens do potencial por meio da modulação da frequência portadora, e, posteriormente, a análise do espectro de potência das componentes (LINS, 2002). A identificação da presença de potencial deve ser realizada na frequência moduladora, e não na portadora. Por exemplo, para a frequência de 250 Hz, modulada em 43 Hz, a resposta é determinada por meio de um pico em 43 Hz (RAMOS *et al.*, 2000).

Diversas vezes, é impossível realizar a identificação do pico a olho nu. Por esse motivo, são aplicados testes estatísticos que consideram a amplitude e/ou fase do sinal em relação à amplitude e/ou fase do ruído (EEG). Com esse recurso, a análise das respostas torna-se objetiva e emprega maior confiabilidade aos resultados que quando interpretada pelo examinador.

Os métodos estatísticos de análise, após a aplicação da TRF, são: o teste T, a coerência de magnitude quadrada (CMQ), conhecida também como MSC (*Magnitude Squared Coherence*) e a medida da componente sincrônica (MCS), em inglês, CSM, *Component Synchrony Measure* (RAMOS *et al.*, 2000; ROSS *et al.*, 2003).

3.2.1.2.1.3. Aplicações clínicas do PEMVEE

Baseado na tonotopia sacular em peixes e outros animais (GOLDBERG e FERNANDEZ, 1975; MCCUE e GUINAN, 1995; YOUNG, FERNÁNDEZ e GOLDBERG, 1977), na distribuição tonotópica do sistema auditivo humano (MUROFUSHI, MATSUZAKI e WU, 1999; SHEYKHOLESLAMI, KERMANY e KAGA, 2001) e também nas semelhanças histológicas entre cóclea e sáculo (SHINJO, JIN e KAGA, 2007), supõe-se que o sistema vestibular humano também apresente essas propriedades em suas fibras. Assim, o VEMP de estado estável (PEMVEE) politonal possibilita a avaliação, de uma só vez, de uma porção maior da via vestibular

inferior, do que o exame no domínio do tempo apenas com um estímulo *tone-burst* monótono.

Além disso, o exame pode ser realizado para uma varredura de respostas, como uma espécie de triagem, para que o teste no domínio do tempo seja realizado com a frequência mais eficiente. Além disso, como a análise das respostas é realizada por meio de testes objetivos, possivelmente, diminuirá os erros de interpretação do avaliador.

4. Materiais e Métodos

O protocolo dessa pesquisa, baseado na Resolução Nº 196/96 do Conselho Nacional de Saúde, foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Estadual de Ciências da Saúde de Alagoas - UNCISAL, no dia 04 de março de 2009, nº 1010 (*Anexo A*).

4.1. Amostra

Fizeram parte do estudo 78 indivíduos (156 orelhas), sendo 40 do gênero feminino (80 orelhas) e 38 do gênero masculino (76 orelhas), os quais foram selecionados considerando-se os critérios de inclusão e exclusão.

4.1.1. 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.

4.1.2. 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 patologias cócleo-vestibulares, como diabetes, hipertensão arterial e dislipidemias e/ou alterações hormonais.

4.1.3. Amostragem

Inicialmente, a pesquisa foi divulgada aos professores, alunos e funcionários de universidades públicas e privadas da cidade de Maceió, Alagoas. Os sujeitos compareceram, espontaneamente, ao local do estudo e não obtiveram nenhuma contribuição financeira para a realização do experimento, entretanto, receberam cópia de toda a avaliação auditiva e vestibular realizada.

4.2. Procedimentos

4.2.1. Local de realização da pesquisa

Toda a avaliação auditiva e vestibular foi realizada no Laboratório de Instrumentação e Acústica (LIA) e no Laboratório de Audiologia Dr. Marco Antônio Mota Gomes, ambos localizados no prédio da UNCISAL.

4.2.2. Consentimento livre e esclarecido

Os sujeitos do estudo deveriam assinar o “termo de consentimento livre e esclarecido”, após a leitura e explicação verbal da pesquisa (*Apêndice A*). Dessa forma, eles permitiam a utilização dos dados coletados a partir das avaliações realizadas, com garantia de sigilo quanto à sua identidade. Eles poderiam, a qualquer etapa da pesquisa, retirar seu consentimento e deixar de participar do estudo (*Anexo B*).

4.2.3. Avaliação da função auditiva

Após a assinatura do “termo de consentimento livre e esclarecido”, os sujeitos responderam ao questionário sobre a história de saúde geral e da função auditiva e vestibular (*Apêndice B*) e, em seguida, os seguintes procedimentos foram realizados, com a finalidade de verificar a normalidade da audição dos indivíduos sob teste e, com isso, realizar uma triagem dos sujeitos.

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. As frequências foram avaliadas com relação de oitava entre 0,5 e 8 kHz. A cabine acústica seguiu as recomendações da Norma S 3.1 (ANSI, 1991).

4.2.4. Avaliação do potencial evocado miogênico vestibular (VEMP)

4.2.4.1. VEMP no domínio do tempo

Os exames de VEMP foram realizados com um aparelho específico para a captação desse potencial, desenvolvido no Laboratório de Instrumentação e Acústica (LIA) da UNCISAL e no Centro de Instrumentação Dosimetria e Radioproteção da FFCLRP-USP (CIDRA), o qual é composto por amplificadores biológicos, filtros, sistema de proteção elétrica e um sistema lógico que possibilita a investigação aprofundada do VEMP (OLIVEIRA, 2008).

O registro foi realizado por meio de eletrodos de superfície descartáveis do tipo prata e cloreto de prata (Ag / AgCl), os quais foram posicionados sobre a pele, após limpeza com pasta abrasiva, álcool e algodão. O eletrodo ativo foi colocado na metade superior do músculo esternocleidomastóideo, ipsilateral à estimulação; o eletrodo de referência, sobre a borda superior do esterno ipsilateral, e o eletrodo terra na linha média frontal.

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 e de cada eletrodo isolado de 5 k Ω .

Para obtenção do registro dos potenciais evocados miogênicos vestibulares no músculo esternocleidomastóideo, o paciente deveria permanecer sentado, com rotação lateral máxima de cabeça para o lado contralateral ao estímulo e deveria manter contração tônica do músculo em torno de 60 a 80 μ V (*figura 4.10*). Os estímulos, apresentados por meio de fones de inserção ER-3A, iniciaram-se pela aferência direita e, posteriormente, repetidos na aferência esquerda. As respostas foram replicadas, ou seja, registradas duas vezes do lado direito e duas vezes do lado esquerdo.

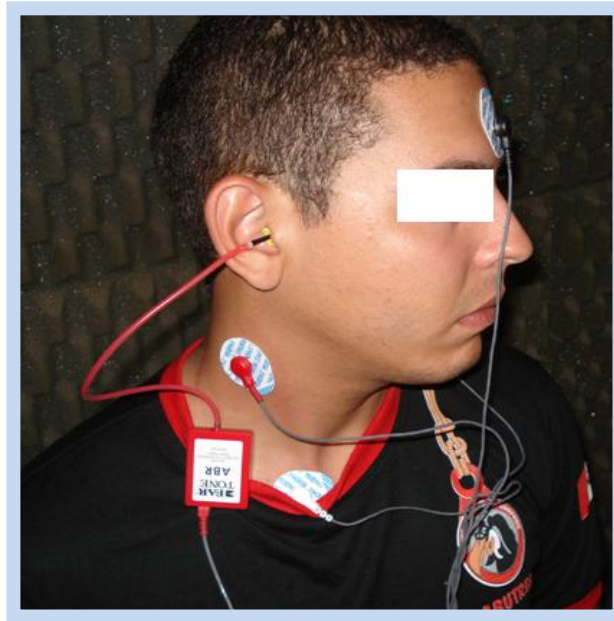


Figura 4.1 – Foto com o indivíduo posicionado para registro do VEMP no músculo ECM à direita.

No exame de VEMP no domínio do tempo, foram promediados 200 estímulos *tone-bursts* nas frequências de 250, 500, 1.000 e 2.000 Hz, taxa de 5 Hz, com duração de 10 ms (subida: 4 ms, platô: 2 ms, descida: 4 ms), na intensidade de 95 dB NAn, utilizando-se um filtro passa banda de 5 a 2.200 Hz. Os registros foram realizados em janelas de 50 ms. A ordem de apresentação dos estímulos, com relação à frequência, foi aleatória. Foi solicitado que o paciente descansasse durante 1 minuto entre cada captação do exame, ou seja, para cada frequência de estimulação, com a finalidade de evitar fadiga da musculatura e habituação do reflexo. O tempo total para a realização do exame, para cada frequência (250, 500, 1000 ou 2000 Hz), foi de, aproximadamente, 3 minutos (por orelha). Dessa forma, foram 12 minutos para que o exame fosse realizado nas quatro frequências, para cada orelha.

4.2.4.2. VEMP no domínio das frequências (PEMVEE)

Após a realização do VEMP no domínio do tempo, seguiu-se com a captação no domínio das frequências, a qual seguiu os mesmos procedimentos do exame anterior, com exceção do tipo de estímulo, mas, mantendo-se a intensidade deste.

Na realização do VEMP no domínio das frequências, o equipamento apresentava as seguintes características fundamentais para o processamento desse tipo de sinal: conversão dos sinais DA, pela placa de som, realizada a uma taxa de amostragem de 44,1 kHz, e resolução de 16 *bits*. Conversão AD conduzida com uma frequência de aquisição de 7,35 kHz, exatamente 1/6 da taxa de geração do sinal, para garantir uma TRF de até 3,6 kHz.

Dessa forma, o exame foi realizado com estímulo e captação ipsilateral do reflexo, no músculo ECM contraído tonicamente. Os estímulos foram apresentados, por meio de fones de inserção, constituídos por pacotes de *tone-burst* de 250, 500, 1.000 e 2.000 Hz (frequência portadora) modulados em 90 % de suas potências de amplitude nas frequências de 20, 37, 40, 43, 70, 77 e 80 Hz. Assim, foram realizados 28 estímulos diferentes, sendo 7 para cada frequência portadora. Ou seja, cada frequência portadora foi modulada por cada uma das frequências moduladoras, configurando um estímulo específico. Exemplo: frequência de 250 Hz modulada em 20 Hz, 250 Hz modulado em 37 Hz, etc.

Todos os sujeitos realizaram o exame de VEMP no domínio do tempo em todas as frequências (250, 500, 1.000 e 2.000 Hz). Entretanto, para evitar cansaço do indivíduo sob teste e, conseqüente, fadiga do músculo ECM, o VEMP no domínio das frequências só foi realizado em uma frequência portadora (250, 500, 1000 ou 2000 Hz), para todas as moduladoras. Com isso, cada pessoa era submetida a sete exames no domínio das frequências. Esses foram realizados em ordem aleatória quanto à escolha da frequência moduladora. O tempo para a realização do exame (para cada orelha), em cada uma das frequências portadoras, foi de, aproximadamente, 2 minutos. É válido salientar que as frequências portadoras foram analisadas, em separado, apenas para a determinação da metodologia do teste; contudo, na prática clínica, deverão ser “misturadas” em apenas um estímulo.

4.2.5. Análise dos dados

Para realizar a interpretação dos achados do VEMP no tempo, as respostas foram analisadas por meio da morfologia, demarcando-se as ondas p13 e n23, pelas latências e amplitudes dos primeiros picos negativo e positivo. Em seguida, foram calculadas as latências e amplitudes inter-picos p13-n23.

Para a análise do VEMP no domínio das frequências, as potências das frequências adquiridas pela TRF foram promediadas 200 vezes e analisadas, posteriormente, pelo método estatístico da coerência de magnitude quadrada (CMQ), para que as suas respostas fossem confirmadas.

Na análise estatística, os dados foram tabulados e processados pelo aplicativo para microcomputador *PASW Statistics data editor*, versão 17.0. Para a descrição dos dados, fez-se uso da apresentação tabular das médias, dos desvios-padrão e dos intervalos de confiança.

A normalidade das amostras, quanto às latências e amplitudes das ondas p13 e n23, foi observada utilizando-se o teste de *Shapiro-Wilk*. Assim, para a comparação dos gêneros, no que se refere às latências e amplitudes das ondas p13 e n23 do VEMP, foram utilizados os testes *T de Student* ou teste de *Mann-Whitney*, a depender das amostras apresentarem curva normal ou não-normal, respectivamente. Para a comparação entre as frequências de estimulação do *tone burst* (250, 500, 1.000 ou 2.000 Hz), quanto a esses parâmetros do VEMP, foi utilizado o teste *Anova*, com comparação entre os pares por meio do teste de *Tukey*. Os valores foram considerados significativos para $p \leq 0,05$ e o valor de alfa admitido foi de 0,1. Por fim, foi realizado o cálculo do risco *odds ratio* e do teste qui-quadrado para a comparação entre as respostas dos dois domínios, por frequência moduladora.

5. Resultados

5.1. Caracterização da Amostra

A amostra estudada foi composta por 78 indivíduos (156 orelhas), sendo 40 do gênero feminino (80 orelhas) e 38 do masculino (76 orelhas). Verificou-se faixa etária entre 18 e 31 anos, média de idade de 21,28 anos e desvio-padrão de 2,90 anos.

5.2. Análise do registro do VEMP no domínio do tempo

O VEMP foi registrado, por meio da estimulação e captação unilateral, com morfologia adequada, em todos os sujeitos nas frequências de 250 Hz e 500 HZ, em 97,5% em 1.000 Hz e, na frequência de 2.000 Hz, em 87% dos sujeitos. Independente da frequência, o VEMP esteve presente em 96,15% (150/156 exames) das orelhas. Foram excluídos aqueles exames que apresentaram indefinição na marcação das ondas no traçado do VEMP.

No traçado do exame de VEMP, foi realizada marcação das ondas p13 e n23, determinando-se as latências e amplitudes absolutas de p13, n23 e inter-pico p13-n23.

As *tabelas de 1 a 4* apresentam dados referentes aos parâmetros do VEMP, por gênero, independente das orelhas. Assim, na *tabela 1*, são apresentados dados da captação do VEMP, realizada com estímulos *tone-bursts* de 250 Hz, em que se observa ausência de diferença significativa entre os gêneros, apesar de existirem maiores valores de amplitude para as mulheres.

Tabela 1- Latências e amplitudes do VEMP, na frequência de 250 Hz, por gênero.

Gênero		Latência			Amplitude		
		P13	N23	P13-N23	P13	N23	P13-N23
Feminino	Média	13,98	23,53	11,85	29,64	43,91	16,04
	DP	1,27	1,79	6,10	23,32	32,57	29,14
Masculino	Média	13,70	23,83	10,13	26,54	35,37	10,88
	DP	1,42	2,05	2,12	12,38	17,98	7,90
Valor de p		0,22*	0,55**	0,14**	0,64**	0,11**	0,67**

*Teste T de *Student* independente; **Teste de *Mann-Whitney*

Como pode ser observado na *tabela 2*, no que concerne a frequência de 500 Hz, as médias das latências e amplitudes de p13, n23 e inter-pico foram maiores para o gênero masculino; contudo, não houve diferença significativa entre os gêneros, quando aplicado o teste T de *Student* ou o de *Mann-Whitney*.

Tabela 2- Latências e amplitudes do VEMP, na frequência de 500 Hz, por gênero.

Gênero		Latência			Amplitude		
		P13	N23	P13-N23	P13	N23	P13-N23
Feminino	Média	14,11	24,02	9,91	24,51	31,99	9,26
	DP	1,36	1,81	1,75	12,48	17,12	8,29
Masculino	Média	14,26	24,22	9,96	25,87	34,05	10,56
	DP	1,29	2,14	1,99	11,81	17,92	8,14
Valor de		0,26**	0,31**	0,85*	0,26**	0,47**	0,14**

*Teste T de *Student* independente; **Teste de *Mann-Whitney*

Na *tabela 3*, frequência de 1.000 Hz, as mulheres apresentaram menores valores médios de latência e maiores amplitudes para as ondas p13, n23 e p13-n23, quando comparadas aos homens. Contudo, existiram valores significativamente

diferentes, para o teste de *Mann-Whitney*, apenas para a latência e amplitude inter-pico, com p valor menores que 0,002.

Tabela 3- Latências e amplitudes do VEMP, na frequência de 1.000 Hz, por gênero.

Gênero		Latência			Amplitude		
		P13	N23	P13-N23	P13	N23	P13-N23
Feminino	Média	13,73	23,47	7,77	15,27	17,74	7,43
	DP	1,95	2,44	5,16	9,72	12,21	4,01
Masculino	Média	13,89	24,67	10,78	12,35	13,81	5,58
	DP	2,36	3,38	3,20	8,50	8,78	3,83
Valor de		0,71**	0,01*	0,002**	0,06**	0,03**	< 0,001**

*Teste T de *Student* independente; **Teste de *Mann-Whitney*

Da mesma forma que na frequência de 1.000 Hz, o estímulo em 2.000 Hz, gera respostas maiores em latência e menores em amplitude para o gênero masculino, constatando-se diferença significativa, apenas, para a amplitude p13-23 ($p < 0,001$), *tabela 4*.

Tabela 4- Latências e amplitudes do VEMP, na frequência de 2000 Hz, por gênero.

Gênero		Latência			Amplitude		
		P13	N23	P13-N23	P13	N23	P13-N23
Feminino	Média	14,08	24,11	6,90	10,00	9,39	6,83
	DP	2,21	2,47	4,15	7,65	7,48	4,76
Masculino	Média	15,01	26,10	11,09	9,41	6,41	5,79
	DP	2,97	3,78	3,13	5,01	3,86	4,39
Valor de		0,34**	0,02*	0,31**	0,88**	0,01**	< 0,001**

*Teste T de *Student* independente; **Teste de *Mann-Whitney*

No *tabela 5*, pode-se visualizar maiores valores médios de latência absoluta de p13 e n23 e menores valores de amplitude de p13, n23 e inter-pico p13-n23 para

a frequência de 2.000 Hz. Maiores amplitudes foram encontradas nas frequências de 250 e 500 Hz. Quando comparadas as frequências de 250, 500, 1.000 e 2.000 Hz, por meio do teste ANOVA, constataram-se diferenças estatisticamente significativas para todos os parâmetros do VEMP.

Tabela 5- Latências e amplitudes do VEMP, por frequência de estimulação do Tone Burst.

Tone Burst		Latência			Amplitude		
		P13	N23	P13-N23	P13	N23	P13-N23
250 Hz	Média	13,84	23,81	10,62	30,35	41,64	14,28
	DP	1,41	1,99	6,56	20,23	29,07	24,02
	IC (95%)						
	Inferior	13,57	23,44	9,40	26,61	36,27	9,84
	Superior	14,09	24,17	11,83	34,08	47,01	18,72
500 Hz	Média	14,15	24,17	9,52	25,90	33,29	10,02
	DP	1,27	2,05	7,88	12,52	17,94	1,88
	IC (95%)						
	Superior	13,92	23,80	8,06	23,59	29,98	9,67
	Inferior	14,39	24,55	10,97	28,22	36,61	10,37
1.000 Hz	Média	13,81	24,14	6,42	14,02	15,87	9,08
	DP	2,12	3,04	4,68	8,96	10,09	4,13
	IC (95%)						
	Superior	13,42	23,58	5,56	12,37	14,01	8,32
	Inferior	14,20	24,70	7,28	15,68	17,74	8,84
2.000 Hz	Média	14,52	25,08	6,42	9,64	7,80	8,96
	DP	2,68	3,34	4,28	6,51	6,17	4,54
	IC (95%)						
	Superior	14,02	24,46	5,63	8,43	6,66	8,12
	Inferior	15,01	25,69	7,21	10,84	8,94	9,79
Valor de p*		0,016	0,003	< 0,001	< 0,001	< 0,001	0,001

*Teste ANOVA

IC= intervalo de confiança

Para a análise entre os pares, utilizando-se o teste *Post Hoc* de Tukey, verificou-se diferença significativa para a latência de p13, entre as frequências de 250 e 2.000 Hz ($p=0,04$) e entre 1.000 e 2.000 Hz ($p=0,03$). Já para a latência de n23, houve diferença, apenas, entre 250 e 2.000 Hz ($p=0,001$). Na latência inter-pico, as diferenças encontradas foram da análise de 250 e 500 com 1.000 e 2.000 Hz, (valores de p menores que 0,001).

Na análise das amplitudes, observou-se que a onda p13 apresentou-se diferente quando comparadas as frequências de 250 e 500 Hz, com 1000 e 2000 Hz, com significância menor que 0,001, bem como entre 1000 e 2000 Hz ($p= 0,04$). Na onda n23, esse parâmetro foi diferente em todas as frequências de estimulação, para valores de p menores que 0,005. No que se refere à amplitude inter-pico, as diferenças encontradas foram na análise de 250 com 500, 1.000 e 2.000 Hz.

5.3. Análise do registro do VEMP no domínio das frequências

Totalizaram 156 exames de VEMP (78 sujeitos), utilizando-se a técnica de estado estável, sendo 50 exames com estímulo na frequência portadora de 250 Hz, 34 em 500 Hz, 42 em 1.000 Hz e 30 em 2.000 Hz.

Na captação do exame no tempo, observou-se presença de onda em 150 dos 156 exames realizados (96,15%), o que vai ser analisado, nesse momento, com a presença de picos nos exames feitos por meio da técnica de estado estável.

Independente da frequência, na *tabela 6*, constata-se maiores valores de amplitude para as moduladoras de 40 Hz, seguido de 37 Hz e 43 Hz, as quais também apresentaram maior índice de presença de pico na presença de onda no tempo, como visto na *tabela 7*.

Tabela 6- Valores de amplitude para exames de VEMP de estado estável, de acordo com a frequência moduladora, independente da portadora.

Frequência moduladora	Média	Desvio padrão	Intervalo de confiança	
			Inferior	Superior
20 Hz	113,88	28,06	102,99	124,76
37 Hz	165,40	52,60	145,00	185,80
40 Hz	175,40	56,34	153,55	197,24
43 Hz	162,59	49,49	143,40	181,78
70 Hz	128,80	62,42	104,60	153,01
77 Hz	106,40	54,71	85,19	127,62
80 Hz	108,24	47,36	89,88	126,60

*Valores de amplitude em μV

Além disso, na *tabela 7*, é constatada maior associação entre presença de onda de VEMP no domínio do tempo e presença de pico no exame de estado estável na frequência moduladora de 40 Hz, com valor de *odds ratio* igual a 10,63, ou seja, na presença de onda no tempo, existe 10,63 mais chances de também existir presença de pico no exame de estado estável.

Tabela 7 – Investigação sobre associação entre presença de onda no domínio do tempo e no domínio das frequências do exame de VEMP, independente da portadora.

Frequência moduladora	Associação entre pico e onda	Igualdade		Odds Ratio	Intervalo de confiança	
		Sim	Não		Inferior	Superior
20 Hz	71,05 %	104	04	1,51	0,41	5,60
37 Hz	82,23 %	118	07	8,60	2,10	35,16
40 Hz	85,54 %	123	07	10,63	2,58	43,76
43 Hz	76,97 %	110	07	6,94	1,71	28,21
70 Hz	56,57 %	79	07	2,71	0,67	10,89
77 Hz	48,02 %	66	07	1,92	0,48	7,74
80 Hz	48,68 %	64	10	0,56	0,48	0,65

Na análise dos exames realizados na frequência portadora de 250 Hz, visualizam-se (*tabela 8*) valores médios e intervalos de confiança maiores do parâmetro amplitude do pico, no exame de estado estável, para as frequências moduladoras de 37, 40 e 43 Hz.

Tabela 8 - Valores de amplitude para exames de VEMP de estado estável, de acordo com a frequência moduladora, na portadora de 250 Hz.

Frequência moduladora	Média	Desvio padrão	Intervalo de confiança	
			Inferior	Superior
20 Hz	117,36	0,95	93,18	141,54
37 Hz	149,29	38,27	121,91	176,67
40 Hz	158,95	55,80	119,03	198,86
43 Hz	158,15	59,12	115,85	200,44
70 Hz	67,29	0,42	66,99	67,59
77 Hz	68,54	13,96	58,55	78,52
80 Hz	86,16	32,33	63,03	109,30

*Valores de amplitude em μV

É válido salientar que, nas frequências de 250 e 500 Hz, todas as ondas no tempo estavam presentes, e, portanto, a associação entre pico e onda só foi realizada com a presença de ambos, ou seja, presença de pico e presença de onda.

Utilizando-se estímulos de 250 Hz, foi constatada maior associação entre presença de onda de VEMP no domínio do tempo e presença de pico no exame de estado estável na frequência moduladora de 40 Hz (seguido de 37 e 43 Hz), com 4,88 mais chances de também existir presença de pico no exame de estado estável, na presença de onda no tempo (*Tabela 9*).

Tabela 9 – Investigação sobre associação entre presença de onda no domínio do tempo e no domínio das frequências no exame de VEMP, para estímulos tone-bursts de 250 Hz.

Frequência moduladora	Associação entre pico e onda	Odds Ratio
20 Hz	61,50%	1,60
37 Hz	76,90%	3,35
40 Hz	82,70%	4,88
43 Hz	74,50%	2,92
70 Hz	52,90%	1,13
77 Hz	36,00%	0,57
80 Hz	46,00%	0,85

Estímulos *tone-bursts* de 500 HZ originam maiores valores de amplitude em 37, 40 e 43 Hz (*tabela 10*), com maior quantidade de respostas nas moduladoras de 20, 37, 40 e 43 HZ (*Tabela 11*). As respostas foram mais coincidentes entre presença de onda e presença de pico, quando os estímulos foram fornecidos nessas mesmas frequências moduladoras, havendo mais chances dessa associação para a frequência de 40 Hz, com risco relativo igual a 18,8, *Tabela 11*.

Tabela 10- Valores de amplitude para exames de VEMP de estado estável, de acordo com a frequência moduladora, para estímulos de 500 Hz.

Frequência moduladora	Média	Desvio padrão	Intervalo de confiança	
			Inferior	Superior
20 Hz	114,75	29,81	95,80	133,69
37 Hz	187,42	65,31	145,92	228,91
40 Hz	195,10	62,87	155,15	235,05
43 Hz	166,72	50,37	134,71	198,72
70 Hz	157,34	78,93	107,19	207,49
77 Hz	115,75	56,93	79,58	151,93
80 Hz	132,08	56,66	96,08	168,08

*Valores de amplitude em μV

Tabela 11 – Investigação sobre associação entre presença de onda no domínio do tempo e no domínio das frequências do exame de VEMP, na frequência de 500 Hz.

Frequência moduladora	Associação entre pico e onda	Odds Ratio
20 Hz	91,7%	11,5
37 Hz	86,1%	6,14
40 Hz	94,4%	18,8
43 Hz	88,6%	7,82
70 Hz	54,3%	1,2
77 Hz	42,9%	0,76
80 Hz	58,8%	1,41

Para a frequência portadora de 1.000 Hz, as médias das amplitudes foram maiores em 37, 40 e 43 Hz, com intervalos de confiança (inferior e superior) maiores em 40 e 43 Hz, como pode ser visto na *tabela 12*.

Tabela 12 - Valores de amplitude para exames de VEMP de estado estável, de acordo com a frequência moduladora, em 1.000 Hz.

Frequência moduladora	Média	Desvio padrão	Intervalo de confiança	
			Inferior	Superior
20 Hz	106,33	12,09	93,64	119,01
37 Hz	148,21	29,76	116,98	179,45
40 Hz	163,41	34,55	127,16	199,67
43 Hz	161,73	35,63	124,34	199,12
70 Hz	128,11	33,63	92,82	163,41
77 Hz	150,81	56,88	91,11	210,51
80 Hz	97,35	26,17	69,89	124,82

*Valores de amplitude em μV

Visualizando a *tabela 13*, para estímulos de 1.000 Hz, da mesma forma que em 500 Hz, as frequências com maior percentual de aparecimento de pico foram 37, 40 e 43 Hz. Além disso, encontraram-se maiores valores de associação, entre pico no estado estável e na onda no tempo, para essas mesmas frequências. As moduladoras com maior risco de acontecer essa associação foram 37 e 40 Hz, com *odds ratio* iguais a 6,6 e 5,33. Para o teste qui-quadrado, existiram diferenças entre a presença de associação entre onda e pico e ausência de pico na presença de onda, com exceção da moduladora de 80 Hz, p valor igual a 0,31.

Tabela 13 – Investigação sobre associação entre presença de onda no domínio do tempo e no domínio das frequências do VEMP, em 1.000 Hz.

Frequência moduladora	Igualdade		Associação entre pico e onda	Odds Ratio	Intervalo de confiança		Teste Qui-quadrado (p)
	Sim	Não			Inferior	Superior	
20 Hz	29	01	71,43%	1,07	0,1	11,65	0,002
37 Hz	33	02	83,33%	6,60	0,75	58,03	<0,001
40 Hz	32	02	80,95%	5,33	0,62	45,56	<0,001
43 Hz	32	01	78,57%	1,78	0,16	20,10	<0,001
70 Hz	28	02	71,43%	3,11	0,38	25,38	<0,001
77 Hz	30	01	73,81%	1,43	0,13	15,87	<0,001
80 Hz	19	04	35,71%	0,50	0,36	0,69	0,31

Em análises com estímulos *tone-bursts* de 2.000 Hz (*tabela 14*), foram verificadas maiores amplitudes médias nas mesmas moduladoras da captação com estímulos em 250, 500 e 1.000 Hz (37, 40 e 43 Hz).

Tabela 14 - Valores de amplitude para exames de VEMP de estado estável, de acordo com a frequência moduladora, em 2000 Hz.

Frequência moduladora	Média	Desvio padrão	Intervalo de confiança	
			Inferior	Superior
20 Hz	100,67	16,42	94,42	106,92
37 Hz	127,60	27,57	117,11	138,09
40 Hz	124,61	30,64	112,96	136,27
43 Hz	117,29	25,27	107,68	126,91
70 Hz	73,07	16,84	66,67	79,48
77 Hz	63,25	27,59	52,75	73,74
80 Hz	58,19	15,68	52,22	64,15

*Valores de amplitude em μV

Para essa frequência portadora (2.000 Hz), a presença de pico foi menor, na maioria das moduladoras, que as encontradas nas outras três frequências portadoras (250, 500 e 1.000 Hz), não ultrapassando 63,33%, sendo maiores em 37 e 40 Hz. Observamos pouca associação entre presença de pico e de onda, para estímulos em 2.000 Hz, com presença de diferença significativa para as moduladoras de 37 e 40 Hz (p iguais a 0,013), e presença de riscos relativos mais fortes para essas frequências, com valor igual a 7, ou seja, 7x mais chances de ter a onda e o pico, *tabela 15*.

Tabela 15 – Investigação sobre a associação entre presença de onda no domínio do tempo e no domínio das frequências do exame de VEMP, na frequência de 2000 Hz.

Frequência moduladora	Igualdade		Associação entre pico de onda	Odds Ratio	Intervalo de confiança		Teste Qui-quadrado (p)
	Sim	Não			Inferior	Superior	
20 Hz	10	03	43,33%	0,71	0,12	4,30	0,53
37 Hz	14	05	63,33%	7,00	0,70	69,49	0,013
40 Hz	14	05	63,33%	7,00	0,70	64,49	0,013
43 Hz	09	06	50,00%	0,61	0,44	0,84	0,14
70 Hz	05	05	33,33%	1,32	0,12	13,97	0,66
77 Hz	03	06	30,00%	0,87	0,75	1,02	0,50
80 Hz	02	06	26,66%	0,91	0,80	1,04	0,62

6. Discussão

6.1. Discussão dos métodos

Como esse foi um estudo para o delineamento de uma nova técnica, era importante que não existissem interferências auditivas e vestibulares que comprometessem os resultados do exame. Assim, foi determinada faixa etária entre 18 e 35 anos (adultos jovens), uma vez que a idade influencia as respostas do VEMP, pois, no processo natural de envelhecimento, pode ocorrer deterioração do sáculo e comprometimento das funções neurais (BASTA, TODT e ERNST, 2005; OCHI e OHASHI, 2003; SU *et al.*, 2004).

Antes da captação do VEMP, era realizada preparação da pele do paciente para que a impedância fosse igual ou menor que 3 kΩ e 5 kΩ, no balanço entre os eletrodos e para cada eletrodo isolado, respectivamente (HALL, 2006).

Escolheram-se estímulos *tone-bursts*, nas frequências de 250, 500, 1.000 e 2.000 Hz, visto que, em estudos anteriores (SHEYKHOSLESLAMI, KERMANY e KAGA, 2001), observou-se que o VEMP pode estar presente entre 100 e 3.200 Hz,

e, assim, desejava-se realizar análise do VEMP na maior parte das frequências presentes em sua tonotopia. Apesar de serem verificadas respostas mais efetivas para estímulos *tone bursts* em baixas frequências, ≤ 1.000 Hz (AKIN *et al.*, 2004; HALL, 2006; MUROFUSHI, MATSUZAKI e WU, 1999), optou-se por realizar ainda em 2.000 Hz, pois, em alguns comprometimentos específicos do sistema audiovestibular, podem ser encontradas ausências de respostas apenas em baixas frequências e se tornar importante a análise em frequências mais altas. Além disso, não existem estudos com indivíduos normais que favoreçam a padronização para essa frequência específica.

A intensidade dos estímulos era igual a 95 dB NAn, como preconizado pela maioria dos estudos, que utiliza intensidades iguais ou superiores a 90 dB NAn (COLEBATCH, HALMAGYI e SKUSE, 1994; FERBER-VIART *et al.*, 1997; MAGLIULO *et al.*, 2004; RIBEIRO *et al.*, 2005).

O ECM foi o músculo escolhido para a captação do VEMP, visto que as respostas são mais homogêneas que as captadas em outros músculos (ALMEIDA, 1999) e é o mais utilizado, atualmente (BASTA, TODT e ERNST, 2005; COLEBATCH, HALMAGYI e SKUSE, 1994; MUROFUSHI, MATSUZAKI e WU, 1999).

A colocação dos eletrodos foi semelhante à utilizada na maioria dos estudos (BASTA, TODT e ERNST, 2005; HUANG, SU e CHENG, 2005; MUROFUSHI, MATSUZAKI e WU, 1999; SAKAKURA *et al.*, 2005) e, durante a captação do potencial, o paciente deveria manter contração tônica do músculo em torno de 60 a 80 μ V, para que não existissem interferências no parâmetro amplitude (AKIN *et al.*, 2004).

Para o registro do potencial, foram utilizadas janelas de 50 ms, apesar de a literatura difundir tempo de janelas de 100 ms. Além de a janela utilizada apresentar tempo suficiente para englobar todas as respostas, visto que é um potencial de média latência, melhora a exatidão da mensuração nos traçados (ALMEIDA, 1999).

Na captação do VEMP, como o eletrodo inversor foi posicionado no músculo ECM, considerou-se o primeiro pico como positivo (p), uma vez que configura a descontração do músculo (potencial negativo), como resultado do reflexo vestibulo-cervical (HALL, 2006). Assim, apesar de existir grande variação na nomenclatura das ondas do VEMP, as mesmas foram designadas como p13 e n23 (COLEBATCH, HALMAGYI e SKUSE, 1994; HALL, 2006; WELGAMPOLA e COLEBATCH, 2005).

Nesse estudo, optou-se por analisar apenas o primeiro complexo de ondas p13/n23, uma vez que a componente p34/n44 nem sempre aparece em sujeitos normais e são mais bem estimuladas por meio da captação contralateral (WANG e YOUNG, 2004).

Vale ressaltar, ainda, o motivo da escolha da frequência de aquisição para a avaliação do potencial no domínio das frequências. Assim, foi escolhida uma taxa de 7.350 Hz que, para uma janela de aquisição de 8.192 pontos, representava uma resolução na transformada de *Fourier* de 1,11 pontos para cada *Hertz* de frequência. Esta resolução poderia ser considerada pobre, porém como o filtro passa-baixo estava configurado em 2.200 Hz com atenuação 12 dB/oitava, a taxa de 7.350 Hz permitia a leitura de sinais com até 3.675 Hz, sem *aliasing*. Então, a taxa está adequada, uma vez que supera o sinal permitido para que não ocorram problemas de digitalização (PRESS *et al.*, 1997).

Por fim, é necessário comentar a escolha das frequências moduladoras para o exame no domínio das frequências. Assim, seguindo o modelo dos potenciais evocados auditivos de estado estável, optou-se, inicialmente, por estímulos com taxas de modulação em torno de 40 Hz, pois já são utilizados na avaliação de potenciais auditivos de média latência. Além disso, estímulos na faixa de frequências entre 70 e 110 Hz (usados na captação de potenciais de curta latência, como o PEAAE), não permitiriam a visualização dos componentes iniciais do VEMP, pois esse é um exame de média latência, o que necessita de uma observação temporal maior (HALL, 2006).

Entretanto, uma vez que esse teste ainda não havia sido realizado para a avaliação do potencial evocado miogênico vestibular, foi necessário realizar uma varredura de frequências (entre 20 e 80 Hz), para que fosse possível observar quais as mais adequadas para o método proposto. Assim, uma frequência de 20 Hz observaria potenciais presentes em uma janela de 50 ms (equação 3.2), conseguindo, com isso, captar os dois complexos de ondas do VEMP no domínio do tempo, p13-n23 e p33-n44. Já em 80 Hz, a janela seria de 12,5 ms ($T = 1000/80$), captando apenas a onda p13. Dessa forma, todas as possibilidades de captação das ondas seriam observadas (12,5 a 50 ms) (JOSEPH *et al.*, 2003; LINS, 2002).

$$T(ms) = \frac{1000}{F} = \frac{1000}{20} = 50ms \quad (3.2)$$

Dessa forma, em analogia ao sistema auditivo, possivelmente, com a utilização das referidas frequências moduladoras, realiza-se uma varredura da função sacular, pela resposta em frequência, desde o órgão periférico até as vias centrais, inclusive, com a participação de áreas corticais.

6.2. Discussão dos resultados

6.2.1. Avaliação do potencial evocado miogênico vestibular no domínio do tempo

Não foram verificadas diferenças significativas nos parâmetros do VEMP, entre os gêneros, para estímulos *tone-bursts* de 500 Hz, concordando com BASTA, TODT e ERNEST (2005), que verificou valores médios de latência de p13 e n23, no gênero feminino, iguais a $16,3 \pm 2,3/23,9 \pm 2,0$ ms e, no masculino, iguais a $15,9 \pm 1,9/23,6 \pm 2,4$ ms, em que os valores de p13 são maiores que nosso estudo, enquanto os relacionados à onda n23 são menores.

BRANTBERG e FRANSSON (2001) verificaram que existem menores latências de p13, em média de 0,73 ms, nas mulheres, quando comparadas aos homens, o que foi observado no presente estudo (média de 0,41 ms para frequências de 500, 1.000 e 2.000 Hz), com exceção da frequência de 250 Hz.

Para estímulos na frequência de 1.000 Hz, foram verificadas diferenças significativas entre homens e mulheres para latências e amplitudes de n23 e latências e amplitudes inter-pico, com exceção da latência e amplitude de p13. Observou-se, em estudo anterior (FELIPE, SANTOS e GONÇALVES, 2008), que apenas o parâmetro amplitude apresentou-se diferente entre os gêneros, com semelhança para as latências.

Na literatura consultada, não foram verificadas análises comparando os dois gêneros para as frequências de 250 e 2.000 Hz, em sujeitos normais. A maioria das pesquisas é feita com estímulos tipo cliques, com ausência de diferença significativa,

entre os gêneros, para a maior parte dos parâmetros do VEMP (GUILLÉN *et al.*, 2005; KELSCH *et al.*, 2006).

Analisando-se os resultados do VEMP, observou-se que 96,15% das orelhas estimuladas apresentaram respostas; contudo, separando esses exames por frequência, verificamos que a ausência das respostas foi restrita a *tone-bursts* de 1.000 (97,5%) e 2.000 Hz (87%). Assim, como todos os indivíduos apresentavam ausência de alterações auditivas e/ou vestibulares, podemos verificar que existe maior sensibilidade sacular para as frequências mais graves (TODD, 2008; TOWNSEND e CODY, 1971) e que VEMPs captados com estímulos de frequências altas, podem não mostrar resultados claros e as ondas p13 e n23 não serem bem definidas (SHEYKHOSLESLAMI, KERMANY e KAGA, 2001).

Observou-se diferença significativa entre VEMPs captados com estímulos nas frequências de 250, 500, 1.000 e 2.000 Hz, com maiores amplitudes de p13 e n23 nas frequências de 250 e 500 Hz, concordando com SHEYKHOSLESLAMI, KERMANY e KAGA (2001); TODD, ROSENGREN e COLEBATCH (2008); TOWNSEND e CODY (1971), os quais confirmam que estímulos próximos a 500 Hz são mais efetivos que *tone-bursts* em 100 e 800 Hz na captação do VEMP.

Esses resultados confirmam que VEMPs podem ser captados por estímulos *tone-bursts* entre 250 e 2000 HZ (SHEYKHOSLESLAMI, KERMANY e KAGA, 2001), sendo mais efetivas as frequências graves (SHEYKHOSLESLAMI, KERMANY e KAGA, 2001; TODD *et al.*, 2008; TOWNSEND e CODY, 1971). Dessa forma, é importante que a avaliação seja realizada em todas as frequências, pois a análise das respostas de VEMP para apenas uma frequência poderia demonstrar um falso-negativo, confirmando apenas a ausência do VEMP em uma região muito específica, e com isso, não demonstrar a atividade elétrica em todo o sáculo e nervo vestibular inferior. Assim, a avaliação do VEMP com estímulos de diferentes frequências pode demonstrar lesões seletivas desse órgão sensorial (SHINJO, JIN e KAGA, 2007).

6.2.2. Avaliação do potencial evocado miogênico vestibular no domínio das frequências

As respostas encontradas por frequência modulada, independente da portadora, registraram maiores presenças de picos e amplitudes médias para frequências menores que 43 Hz, ou seja, para observações de janelas temporais maiores que 23,23 ms. Fato já esperado, uma vez que essas janelas contemplam os dois componentes principais do VEMP, que se estendem, exatamente, até 23 ms. A frequência moduladora de 20 Hz foi menos eficiente, uma vez que representa uma janela temporal de 50 ms, onde existe maior probabilidade de encontrar ruídos (LINS, 2002; MENEZES, 2008).

A avaliação das respostas, por frequência portadora até 1.000 Hz, seguiu a mesma lógica descrita anteriormente e teve maior eficiência nas moduladoras de 37, 40 e 43 Hz. Para a portadora de 500 Hz modulada a 20 Hz, entretanto, a resposta também esteve presente de maneira significativa. Achado possivelmente explicado por sua maior latência e menor ruído na aquisição. Já a presença de resposta em 1.000 Hz, modulada em 70 Hz (janela de 14,3 ms), possivelmente, deve-se ao fato de sua menor latência (13,81 ms), o que permitiria a observação completa do seu primeiro componente. Por fim, em 2.000 Hz, as respostas só foram observadas adequadamente em 37 e 40 Hz, porém com índices baixos de igualdade com as respostas do domínio do tempo (63,3 %). Esse fato é, provavelmente, explicado por sua menor presença no domínio do tempo e, sobretudo, por sua menor amplitude média, também nesse domínio (LINS, 2002; MARKESSIS *et al.*, 2006; MENEZES, 2008).

Para finalizar a discussão, uma vez que existem indícios fortes da tonotopia sacular (MUROFUSHI, MATSUZAKI e WU, 1999; SHEYKHOLESLAMI, KERMANY e KAGA, 2001), faz-se necessário ressaltar a importância da utilização do exame do potencial evocado miogênico vestibular de estado estável (PEMVEE), o qual pode abranger simultaneamente frequências de 250, ou menos, até 2.000 Hz, ou mais. Assim, ter-se-ia a possibilidade de detecção de acometimentos do nervo vestibular inferior em estágios iniciais, justamente pela observação de uma porção maior desta fibra. Muito mais do que a avaliação isolada de frequências, já realizadas no domínio do tempo para detectar qual seria a mais eficiente, a técnica de estado estável

poderia analisar particularidades individuais e realizar um diagnóstico mais preciso, em um intervalo de tempo menor e independente da interpretação do avaliador.

7. Conclusão

A técnica do domínio das frequências possui forte associação com o domínio do tempo para a captação dos potenciais evocados miogênicos vestibulares, sendo mais adequadas quando o estímulo for modulado em amplitude por frequências entre 37 e 43 Hz, independente da frequência portadora (250, 500, 1.000 e 2.000 Hz).

8. 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; PROFFITT, T. The Effects of Click and Tone-Burst Stimulus Parameters on the Vestibular Evoked Myogenic Potential (VEMP). Journal of the American Academy of Audiology. v. 14, p. 500-509. 2003.

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.

AL-ABDULHADI, K.; ZEITOUNI, A.; AL-SEBEIH, K.; KATSARKAS, A. Evaluation of Vestibular Evoked Myogenic Potentials. Journal of Otolaryngology v. 31, p. 93-96. 2002.

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.

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.

BRANTBERG, K.; FRANSSON, P.A. Symmetry measures of vestibular evoked myogenic potentials using objective detection criteria. Scan Audiol. v. 30, p. 189-196. 2001.

BURKARD, R.F.; EGGERMONT, J.J.; DON, M. Auditory evoked potentials: Basic principles and Clinical Application. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2007.

BURKITT, G.R.; SILBERSTEIN, R.B.; CADUSCH, P.J.; WOOD, A.W. Steady-state visual evoked potentials and travelling waves. Clinical Neurophysiology. v. 111, p. 246-258. 2000.

CHENG, P. W.; HUANG, T.W.; YOUNG, Y.H. The influence of clicks versus short tone bursts on the vestibular evoked myogenic potentials. Ear & Hearing. v.24, p. 195-197. 2003.

CHENG, P.; MUROFUSHI, T. The effect of plateau time on vestibular-evoked myogenic potentials triggered by tone bursts. Acta Otolaryngol. v. 121, p. 935-938. 2001a.

CHENG, P.; MUROFUSHI, T. The effect of rise/fall time on vestibular-evoked myogenic potential triggered by short tone bursts. Acta Otolaryngol. v. 121, p. 696-699. 2001b.

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

COHEN, B.; RAPHAN, T. The Physiology of the Vestibuloocular Reflex (VOR). In: HIGHSTEIN, S; FAY, R.; POPPER, A. The Vestibular System. New York: Springer, 2004. v. 19, p. 235-285.

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.

CUSHING, S. L. Relationship between sensorineural hearing loss and vestibular and balance function in children. Institute of medical sciences. 109 f. Thesis. University of Toronto, (2008).

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

FELIPE, L.; SANTOS, M. A. R.; GONÇALVES, D. U. Potencial evocado miogênico vestibular (Vemp): avaliação das respostas em indivíduos normais. Pró-fono revista de atualização científica, v. 20, n. 4, p.249-254. 2008.

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.

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

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.

GOLDBERG, J. M.; FERNÁNDEZ, C. Vestibular mechanisms. Annu Rev Physiol. v. 37. p. 129-162. 1975.

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

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

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

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.

IWASAKI, S.; TAKAI, Y.; OZEKI, H.; ITO, K.; KARINO, S.; MUROFUSHI, T. Extent of lesions in idiopathic sudden hearing loss with vertigo. Arch Otolaryngol head neck surg. v. 131, p. 857-862. 2005.

JANKY, K. L.; SHEPARD, N. Vestibular evoked myogenic potential (VEMP): Normative threshold response curves and effects of age. J Am Acad Audiol, v. 20, n. 8, September, p. 514-522. 2009.

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

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

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.

LIM, C. L.; CLOUSTON, P.; SHEEAN, G.; YIANNIKAS, C. The influency of voluntary EMG activity and click evoked myogenic potencial. 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.

LU, Z.; XU, Z. Effects of saccular otolith removal on hearing sensitivity of the sleeper goby (*Dormitator latifrons*). J Comp Physiol A. v. 188, p. 595-602. 2002.

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.

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

MCCUE, M.; GUINAN J. Spontaneous Activity and Frequency Selectivity of Acoustically Responsive Vestibular Afferents in the Cat. Journal of Neurophysiology v.74, p. 1563-1572. 1995.

MCNERNEY, K. S.. The use of 64-channel electroencephalography and positron emission tomography to study vestibular evoked myogenic potentials. Department of Communicative Disorders and Sciences. 181 f. Thesis. New York, State University of New York, 2007.

MENEZES, P.L. Desenvolvimento e avaliação de um dispositivo capaz de registrar e analisar potenciais evocados auditivos no domínio do tempo e no domínio das frequências por meio de uma placa de som para computador pessoal. Departamento de Física e matemática da Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2008. 91 f.

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.

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. 1996.

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.

NEVES, I. F.; GONÇALVES, I. C.; LEITE, R. A.; MAGLIARO, F. C. L.; MATAS, C. G. Estudo das latências e amplitudes dos potenciais evocados auditivos de média latência em indivíduos audiológicamente normais. Rev Bras Otorrinolaringol, v. 71, n. 1, P. 75-80. 2007.

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, p. 522-527. 2001.

OLIVEIRA, A. C. Desenvolvimento de um equipamento para avaliação dos potenciais evocados mioelétricos vestibulares de amplo controle dos parâmetros. Departamento de oftalmo, otorrino e cirurgia de cabeça e pescoço da Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2008. 95 f.

PERSON, O. C.; MARONE, M. R.; JARDIM, M.; RAPOPORT, P. B. A utilização dos potenciais evocados auditivos como método diagnóstico em medicina. Arq. Med. ABC. v. 30, n. 1, Jan/Jun, P. 5-10, 2005.

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.

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

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

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

RIBEIRO, S.; ALMEIDA, R. R.; CAOVIALLA, 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.

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

ROSENGREN, S. M.; HALMAGYI, G. M.; COLEBATCH, J. G. Vestibular hypersensitivity to sound in superior canal dehiscence: Large evoked responses in the legs produce little postural sway. Clinical Neurophysiology, v. 119, p. 1674-1682. 2008.

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

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

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. 2006.

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

SHEYKHOLESLAMI, K.; MUROFUSHI, T.; KAGA, K. The effect of sternocleidomastoid electrode location on vestibular evoked myogenic potential. Auris Nasus Larynx. v. 28, p. 41-43. 2001.

SHEYKHOLESLAMI, 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.

SHINJO, Y.; JIN, Y.; KAGA, K. Assessment of vestibular function of infants and children with congenital and acquired deafness using the ice-water caloric test rotational chair test and vestibular-evoked myogenic potential recording. Acta Oto-Laryngologica. v. 127, p. 736-747. 2007.

SILVA, A.C.; PINTO, F.R.; MATAS, C.G. Potenciais evocados auditivos de longa latência em adultos com HIV/Aids. Pró-Fono Revista de Atualização Científica. v. 19, n. 4, p 352-356. 2007

SISNEROS, J. A. Seasonal plasticity of auditory saccular sensitivity in the vocal plainfin midshipman fish, *Porichthys notatus*. J Neurophysiol. v. 102, p. 1121-1131. 2009.

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.

TEIXIDO, M. T.; ARTZ, G. J.; KUNG, B. C. Clinical experience with symptomatic superior canal dehiscence in a single neurotology practice. Otolaryngology-Head and Neck Surgery. v. 139, p. 405-413. 2008.

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.

TODD, N. P. M.; ROSENGREN, S. M; COLEBATCH, J. G. Tuning and sensitivity of the human vestibular system to low-frequency vibration. Neuroscience letters. v. 444, p. 36-41. 2008.

TODD, N. P. M.; ROSENGREN, S. M; COLEBATCH, J. G. A utricular origin of frequency tuning to low-frequency vibration in the human vestibular system? Neuroscience letters. v. 451, p. 175-180. 2009.

TOWNSEND, G.; CODY, D. The average inion response evoked by acoustic stimulation: its relation to the sacculus. Ann Otol Rhinol Laryngol. v. 80, p. 121-131.1971.

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

WANG, Y.; YOUNG, Y. Vestibular evoked myogenic potentials in chronic noise-induced hearing loss. Otolaryngology–Head and Neck Surgery. v.137, p. 607-611. 2007.

WELGAMPOLA, M.; COLEBATCH, J. Characteristics and clinical applications of vestibular-evoked myogenic potenciales. 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 potencial (VEMP). Clinical Neurophysiology, v.117, p.1354-1358. 2006.

WU, C.; MUROFUSHI, T. The effect of click repetition rate on vestibular evoked myogenic potencial. Acta Otolaryngol (Stockh). v. 119, p. 29-32. 1999.

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

YOUNG, E.; FERNÁNDEZ, C.; GOLDBERG. Responses of squirrel monkey vestibular neurons to audio-frequency sound and head vibration. Acta Otolaryngol. v.84, p. 352-360. 1977.

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.

ZAPALA, D.; BREY, R. Clinical Experience with the Vestibular Evoked Myogenic Potential. Journal of the American Academy of Audiology. v.15, p.186-203. 2004.

APÊNDICES

APÊNDICE A – TERMO DE CONSENTIMENTO (TCLE)

Título: Estudo dos potenciais evocados miogênicos vestibulares no domínio do tempo e das frequências

Prezado(a) Sr.(a)

Essa pesquisa tem o objetivo de fazer o exame de potencial evocado miogênico vestibular (que avalia alguns órgãos do equilíbrio e da audição) de uma forma diferente, em que serão observados os órgãos do equilíbrio e da audição de forma mais completa e com um tempo mais reduzido que o exame feito atualmente. Além disto, o exame atual só observa uma parte desses órgãos. Este estudo é importante porque essa nova forma de fazer o exame fará com que este teste possa ser realizado em menor tempo, o que possibilitará seu uso em triagens (avaliações rápidas).

Será realizada avaliação da audição, por meio dos seguintes procedimentos: triagem da normalidade do limiar auditivo 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 nesta 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 evocados miogênicos vestibulares. Porém, todas as medidas serão tomadas para eximi 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. Estas 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 destes 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 este documento fica livre para, a qualquer momento, retirar o seu consentimento e deixar de participar do estudo em andamento. Uma vez concluído, é permitido ao autor do estudo realizar publicações em revistas, jornais, livros e eventos sócio-científicos, desde que não haja a quebra do anonimato do participante.

Eu....., RG nº.....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 2009.

Testemunha

Participante

Pesquisador

Testemunha

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

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

APÊNDICE B - QUESTIONÁRIO UTILIZADO

Nº.

1. IDENTIFICAÇÃO

Nome: _____

Data: _____

Idade: _____

Sexo: _____

2. PASSADO OTOLÓGICO

- Infecções de ouvido (mais de três episódios/ano): S() N()
- Uso de medicação ototóxica:S() N()
- Cirurgias de ouvido: S() N() Tipo: _____
- Presença de zumbido, vertigens, tonturas ou outras alterações cócleo-vestibulares: S()
N()

3. HEREDITARIEDADE PARA SURDEZ:S() N()

4. EXPOSIÇÃO A RUÍDO OCUPACIONAL OU DE LAZER:..... S() N()

Em caso afirmativo, tempo mínimo semanal: _____

5. REPOUSO AUDITIVO MÍNIMO DE 14 HORAS:.....S() N()

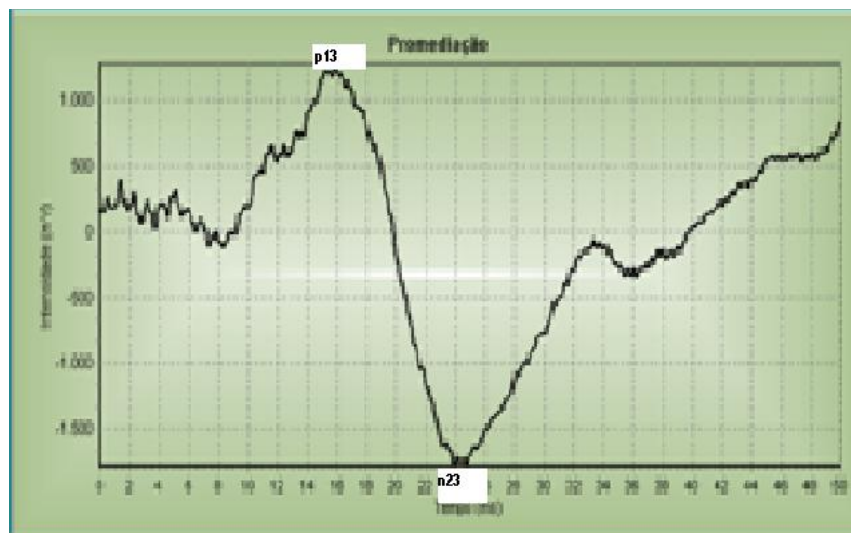
6. ESTADO DE SAÚDE GERAL

- Doenças: _____
- Medicções: _____
- Alterações hormonais: S() N()

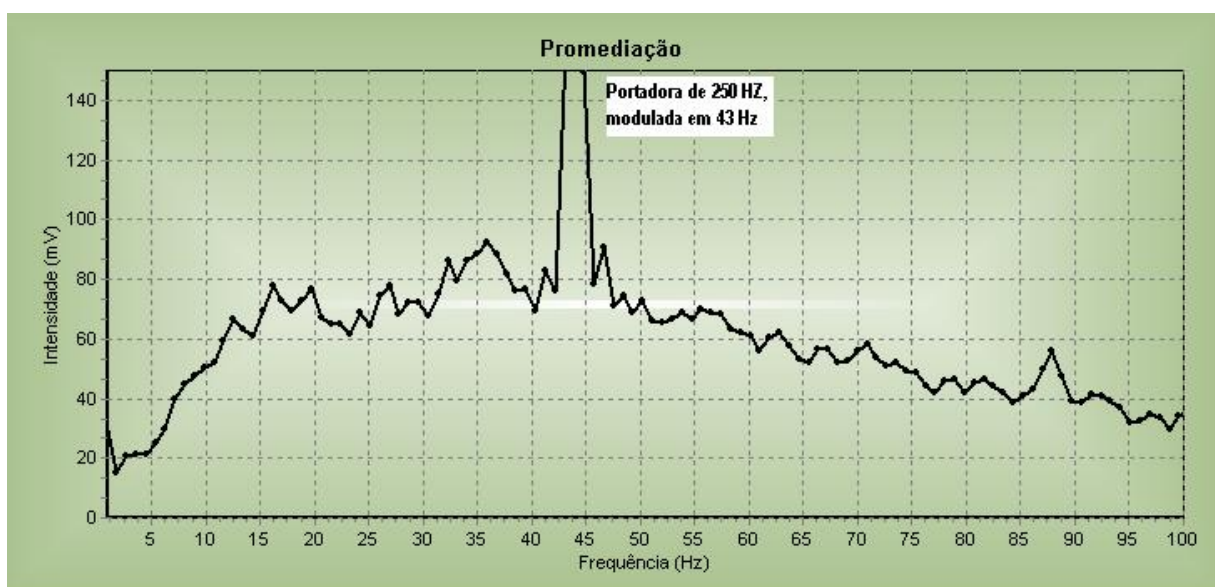
7. MEATOSCOPIA.....() Normal () Alterada

8. AUDIOMETRIA TONAL: () normal () alterada

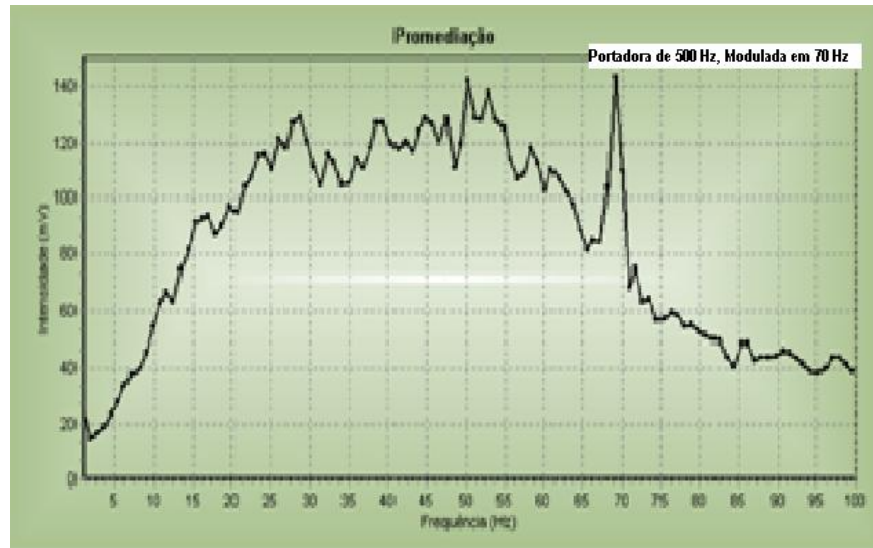
APÊNDICE C – Exemplos de exames de VEMP



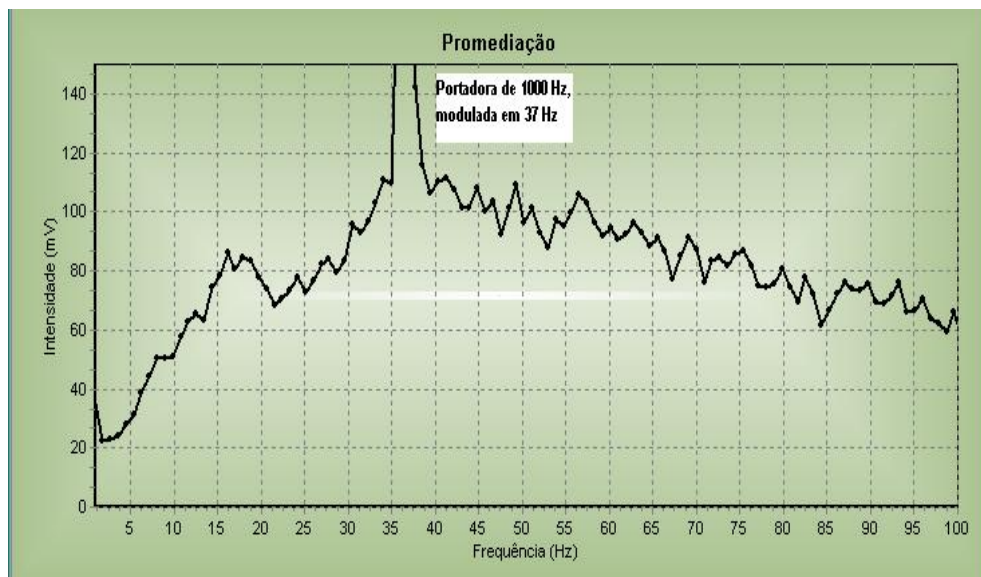
Exame de VEMP captado com estímulos tone-bursts de 500 Hz, no domínio do tempo.



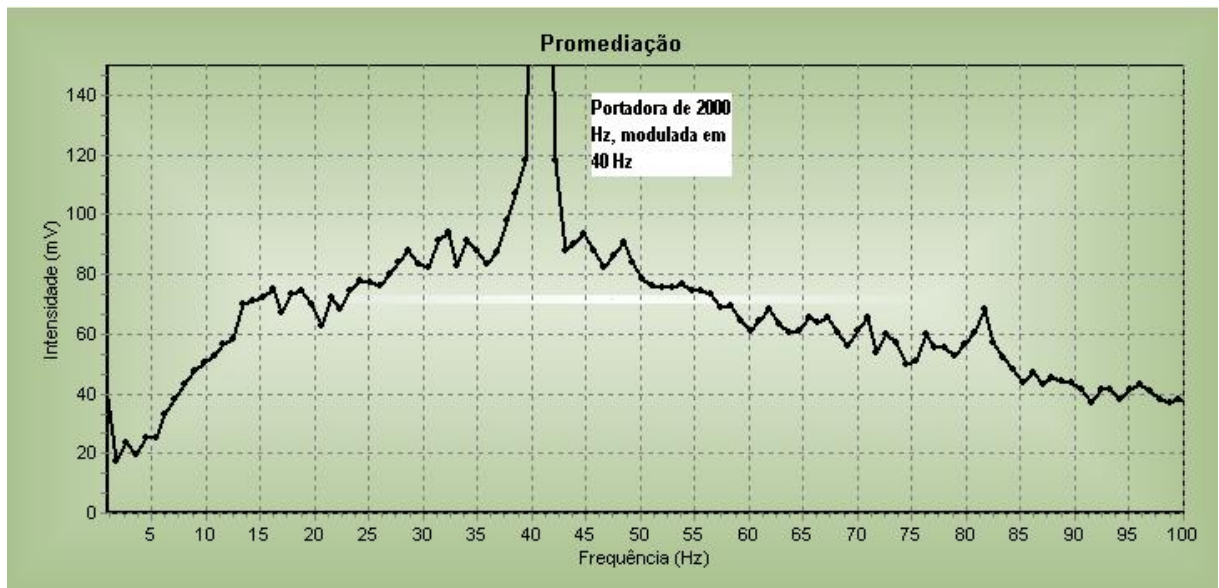
Exame de VEMP com a técnica de estado estável, captado com estímulos na portadora de 250 Hz, modulada em 43 Hz.



Exame de VEMP com a técnica de estado estável, captado com estímulos na portadora de 500 HZ, modulada em 70 Hz.



Exame de VEMP com a técnica de estado estável, captado com estímulos na portadora de 500 HZ, modulada em 37 Hz.



ANEXOS

ANEXO A – Carta de Aprovação do CEP

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CIÊNCIAS DA SAÚDE DE ALAGOAS – UNCISAL
Transformada pela lei nº 6.669 de 28 de dezembro de 2005
Campus Governador Lameira Filho
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA – CEP/UNCISAL
Rua Jorge da Lima 113, Trapiço da Barra,
Cidade 57.010-200 - Maceió - AL

Protocolo N° 1010

Título: "Estudo dos potenciais miogênicos evocados vestibulares no domínio do tempo e das frequências"

Maceió, 06 de março de 2009

Sr(ª). Pesquisador(a),

Conforme deliberação em plenária ordinária do CEP/UNCISAL ocorrida no dia 04/03/09 foi de consenso a **aprovação** do protocolo n° 1010, intitulado: "Estudo dos potenciais miogênicos evocados vestibulares no domínio do tempo e das frequências", 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 autoexcluir (por decisão própria) do estudo.

ANEXO C – Artigo anexo de publicação

Sensibilidade sacular para estímulos *tone-bursts* mensurados pelo potencial evocado miogênico vestibular

Oliveira, A.C; Menezes, P.L; Colafêmima, J.F.

Resumo

Existem evidências a respeito da sensibilidade do sáculo a estímulos sonoros, tanto em animais quanto na espécie humana, por frequência. Estudos demonstram que os VEMPs estão presentes em uma faixa de frequências ampla, entre 100 e 3200 Hz. Contudo, poucos estudos referem a sensibilidade de frequências específica do sáculo. Dessa forma, o presente trabalho teve como objetivo analisar os parâmetros de latência e amplitude de p13 e n23 de VEMPs captados com *tone-bursts* nas frequências de 250, 500, 1000 e 2000 Hz. Desse modo, captou-se o potencial evocado miogênico vestibular em 156 orelhas (78 sujeitos), registrado no músculo esternocleidomastóideo por meio da promediação de 200 estímulos *tone-bursts* nas frequências de 250, 500, 1.000 e 2.000 Hz, taxa de 5 Hz, com duração de 10 ms (subida: 4 ms, platô: 2 ms, descida: 4 ms), na intensidade de 95 dB NAn. Os registros foram realizados em janelas de 50 ms. Observou-se presença de onda em 150 dos 156 exames realizados (96,15%). Verificaram-se menores latências de p13 nas mulheres, quando comparadas aos homens (média de 0,41 ms para frequências de 500, 1.000 e 2.000 Hz), com exceção da frequência de 250 Hz. Para estímulos na frequência de 1.000 Hz, foram verificadas diferenças significativas entre homens e mulheres para latências e amplitudes de n23 e latências e amplitudes inter-pico, com exceção da latência e amplitude de p13. Observaram-se maiores valores médios de latência absoluta de p13 e n23 e menores valores de amplitude de p13, n23 e inter-pico p13-n23 para a frequência de 2.000 Hz. Maiores amplitudes foram encontradas nas frequências de 250 e 500 Hz. Quando comparadas as frequências de 250, 500, 1.000 e 2.000 Hz, por meio do teste ANOVA, constataram-se diferenças estatisticamente significativas para todos os parâmetros do VEMP, para $p \leq 0,005$. As respostas do potencial miogênico vestibular estavam presentes quando evocadas por estímulos *tone-bursts* de 250, 500, 1.000 e 2.000 Hz, entretanto foram mais efetivas quando estes eram graves.

Descritores: potenciais evocados; vestíbulo do labirinto; nervo vestibular; eletromiografia.

Introdução

O sáculo é considerado o órgão da audição, em espécies não mamíferas (SISNEROS, 2009), sendo responsável por toda a sensibilidade auditiva em várias espécies de peixes, por exemplo (LU e XU, 2002; WANG e YOUNG, 2007). Na evolução humana, a cóclea passou a ser o órgão auditivo, contudo, todos os órgãos do sistema vestibular mantiveram essa sensibilidade ao som (FERBER-VIART, DUBREUIL e DUCLAUX, 1999), sendo o sáculo o órgão vestibular mais sensível a esse tipo de estímulo (KARINO *et al.*, 2005; SAZGAR, AKRAMI *et al.*, 2006; SAZGAR, DORTJAI *et al.*, 2006).

Essa propriedade auditiva do sáculo é justificada pela maior proximidade deste com relação à cóclea, quando comparado ao utrículo e aos canais semicirculares. Isso possibilita que as movimentações mecânicas da endolinfa, na cóclea, primeiro atinjam o órgão sacular (IWASAKI, TAKAI, OZEKI *et al.*, 2005; WELGAMPOLA e COLEBATCH, 2005).

Já existem evidências a respeito da sensibilidade do sáculo, tanto em animais quanto na espécie humana, o que configura uma área auditiva, por frequência sonora (GOLDBERG e FERNANDEZ, 1975).

Em animais, foi captada a atividade das fibras do nervo vestibular inferior, em resposta à estimulação acústica, o que demonstrou propriedade de seletividade de frequência na região entre 500 e 1000 Hz em gatos (MCCUE e GUINAN, 1995) e 200 e 400 Hz no macaco *squirrel* (YOUNG, FERNANDEZ e GOLDBERG, 1977).

No homem, os VEMPs têm resposta com sensibilidade de frequência, com maior efetividade para os sons de baixa frequência (MUROFUSHI, MATSUZAKI e WU, 1999; SHEYKHOLESLAMI, KERMANY e KAGA, 2001). Estímulos com frequências próximas a 500 Hz apresentam maiores amplitudes, quando comparadas às captações realizadas com estímulos em 100 e 800 Hz, independente da estimulação ocorrer por via aérea ou óssea (SHEYKHOLESLAMI, KERMANY e KAGA, 2001; TODD, ROSENGREN e COLEBATCH, 2008). Alguns autores (TOWNSEND e CODY, 1971) observaram maior sensibilidade, dessas respostas, entre 250 e 500 Hz.

Estudo anterior demonstra que os VEMPs estão presentes em uma faixa de frequências ampla, entre 100 e 3200 Hz. Contudo, poucos estudos demonstram a sensibilidade de frequências específica do sáculo (SHEYKHOLESLAMI, KERMANY e KAGA, 2001).

Dessa forma, esse estudo teve como objetivo analisar os parâmetros de latência e amplitude de p13 e n23 de VEMPs captados com *tone-bursts* de 250, 500, 1000 e 2000 Hz, para testar a sensibilidade do sáculo para as frequências.

Material e Método

O protocolo dessa pesquisa, baseado na Resolução Nº 196/96 do Conselho Nacional de Saúde, foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade onde foram coletados os dados, no dia 04 de março de 2009, nº 1010.

Fizeram parte do estudo 78 indivíduos (156 orelhas), sendo 40 do gênero feminino (80 orelhas) e 38 do gênero masculino (76 orelhas), os quais foram selecionados considerando-se os seguintes 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. Os critérios de exclusão adotados foram: 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 patologias cócleo-vestibulares, como diabetes, hipertensão arterial e dislipidemias e/ou alterações hormonais

Inicialmente, foi aplicado um questionário de triagem, em seguida a pesquisa foi explicada verbalmente e um termo de consentimento livre e esclarecido foi entregue e assinado antes do início do experimento pelos sujeitos que aceitaram participar do estudo.

Antes da captação do VEMP, foram realizados os seguintes procedimentos para verificação da normalidade da audição: a) Otoscopia para a inspeção do meato acústico externo e da integridade da membrana timpânica com um otoscópio da marca Welch Allyn 29090, com espéculos esterilizados; b) 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. As frequências foram avaliadas com relação de oitava entre 0,5 e 8 kHz. A cabine acústica seguiu as recomendações da Norma S 3.1 (ANSI, 1991).

Os exames de VEMP foram realizados com um aparelho específico para a captação desse potencial, desenvolvido no Laboratório de Instrumentação e Acústica (LIA) da UNCISAL e no Centro de Instrumentação Dosimetria e Radioproteção da FFCLRP-USP (CIDRA), o qual é composto por amplificadores biológicos, filtros, sistema de proteção elétrica e um sistema lógico que possibilita a investigação aprofundada do VEMP (OLIVEIRA, 2008).

O registro foi realizado por meio de eletrodos de superfície descartáveis do tipo prata e cloreto de prata (Ag / AgCl), os quais foram posicionados sobre a pele, após limpeza com pasta abrasiva, álcool e algodão. O eletrodo ativo foi colocado na metade superior do músculo esternocleidomastóideo, ipsilateral à estimulação; o eletrodo de referência, sobre a borda superior do esterno ipsilateral, e o eletrodo terra na linha média frontal.

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 e de cada eletrodo isolado de 5 k Ω .

Para obtenção do registro dos potenciais evocados miogênicos vestibulares no músculo esternocleidomastóideo, o paciente deveria permanecer sentando, com rotação lateral máxima de cabeça para o lado contralateral ao estímulo e deveria manter contração tônica do músculo em torno de 60 a 80 μ V. Os estímulos, apresentados por meio de fones de inserção ER-3A, iniciaram-se pela aferência direita e, posteriormente, repetidos na aferência esquerda. As respostas foram replicadas, ou seja, registradas duas vezes do lado direito e duas vezes do lado esquerdo.

No exame de VEMP no domínio do tempo, foram promediados 200 estímulos *tone-bursts* nas frequências de 250, 500, 1.000 e 2.000 Hz, taxa de 5 Hz, com duração de 10 ms (subida: 4 ms, platô: 2 ms, descida: 4 ms), na intensidade de 95 dB NAn, utilizando-se um filtro passa banda de 5 a 2.200 Hz. Os registros foram realizados em janelas de 50 ms. A ordem de apresentação dos estímulos, com relação à frequência, foi aleatória. Foi solicitado que o paciente descansasse durante 1 minuto entre cada captação do exame, ou seja, para cada frequência de estimulação, com a finalidade de evitar fadiga da musculatura e habituação do reflexo.

Para realizar a interpretação dos achados do VEMP no tempo, as respostas foram analisadas por meio da morfologia, demarcando-se as ondas p13 e n23, pelas latências e amplitudes dos primeiros picos negativo e positivo. Em seguida, foram calculadas as latências e amplitudes inter-picos p13-n23.

Na análise estatística, os dados foram tabulados e processados pelo aplicativo para microcomputador *PASW Statistics data editor*, versão 17.0. Para a descrição dos dados, fez-se uso da apresentação tabular das médias, dos desvios-padrão e dos intervalos de confiança.

A normalidade das amostras, quanto às latências e amplitudes das ondas p13 e n23, foi observada utilizando-se o teste de *Shapiro-Wilk*. Assim, para a comparação dos gêneros, no que se refere às latências e amplitudes das ondas p13 e n23 do VEMP, foram utilizados os testes *T de Student* ou teste de *Mann-Whitney*, a depender das amostras apresentarem curva normal ou não-normal, respectivamente. Para a comparação entre as frequências de estimulação do *tone burst* (250, 500, 1.000 ou 2.000 Hz), quanto a esses parâmetros do VEMP, foi utilizado o teste *Anova*, com comparação entre os pares por meio do teste de *Tukey*. Os valores foram considerados significativos para $p \leq 0,05$ e o valor de alfa admitido foi de 0,1.

Resultados

A amostra estudada foi composta por 78 indivíduos (156 orelhas), sendo 40 do gênero feminino (80 orelhas) e 38 do masculino (76 orelhas). Verificou-se faixa etária entre 18 e 31 anos, média de idade de 21,28 anos e desvio-padrão de 2,90 anos.

O VEMP foi registrado, por meio da estimulação e captação unilateral, com morfologia adequada, em todos os sujeitos nas frequências de 250 Hz e 500 Hz, em 97,5% em 1.000 Hz e, na frequência de 2.000 Hz, em 87% dos sujeitos. Independente da frequência, o VEMP esteve presente em 96,15% (150/156 exames) das orelhas. Foram excluídos aqueles exames que apresentaram indefinição na marcação das ondas no traçado do VEMP.

No traçado do exame de VEMP, foi realizada marcação das ondas p13 e n23, determinando-se as latências e amplitudes absolutas de p13, n23 e inter-pico p13-n23.

As *tabelas de 1 a 4* apresentam dados referentes aos parâmetros do VEMP, por gênero, independente das orelhas. Assim, na *tabela 1*, são apresentados dados da captação do VEMP, realizada com estímulos *tone-bursts* de 250 Hz, em que se observa ausência de diferença significativa entre os gêneros, apesar de existirem maiores valores de amplitude para as mulheres.

Tabela 1- Latências e amplitudes do VEMP, na frequência de 250 Hz, por gênero.

Gênero		Latência			Amplitude		
		P13	N23	P13-N23	P13	N23	P13-N23
Feminino	Média	13,98	23,53	11,85	29,64	43,91	16,04
	DP	1,27	1,79	6,10	23,32	32,57	29,14
Masculino	Média	13,70	23,83	10,13	26,54	35,37	10,88
	DP	1,42	2,05	2,12	12,38	17,98	7,90
Valor de p		0,22*	0,55**	0,14**	0,64**	0,11**	0,67**

*Teste T de *Student* independente; **Teste de *Mann-Whitney*

Como pode ser observado na *tabela 2*, no que concerne a frequência de 500 Hz, as médias das latências e amplitudes de p13, n23 e inter-pico foram maiores para o gênero masculino; contudo, não houve diferença significativa entre os gêneros, quando aplicado o teste T de *Student* ou o de *Mann-Whitney*.

Tabela 2- Latências e amplitudes do VEMP, na frequência de 500 Hz, por gênero.

Gênero		Latência			Amplitude		
		P13	N23	P13-N23	P13	N23	P13-N23
Feminino	Média	14,11	24,02	9,91	24,51	31,99	9,26
	DP	1,36	1,81	1,75	12,48	17,12	8,29
Masculino	Média	14,26	24,22	9,96	25,87	34,05	10,56
	DP	1,29	2,14	1,99	11,81	17,92	8,14
Valor de		0,26**	0,31**	0,85*	0,26**	0,47**	0,14**

*Teste T de *Student* independente; **Teste de *Mann-Whitney*

Na *tabela 3*, frequência de 1.000 Hz, as mulheres apresentaram menores valores médios de latência e maiores amplitudes para as ondas p13, n23 e p13-n23, quando comparadas aos homens. Contudo, existiram valores significativamente diferentes, para o teste de *Mann-Whitney*, apenas para a latência e amplitude inter-pico, com p valor menores que 0,002.

Tabela 3- Latências e amplitudes do VEMP, na frequência de 1.000 Hz, por gênero.

Gênero		Latência			Amplitude		
		P13	N23	P13-N23	P13	N23	P13-N23
Feminino	Média	13,73	23,47	7,77	15,27	17,74	7,43
	DP	1,95	2,44	5,16	9,72	12,21	4,01
Masculino	Média	13,89	24,67	10,78	12,35	13,81	5,58
	DP	2,36	3,38	3,20	8,50	8,78	3,83
Valor de		0,71**	0,01*	0,002**	0,06**	0,03**	< 0,001**

*Teste T de *Student* independente; **Teste de *Mann-Whitney*

Da mesma forma que na frequência de 1.000 Hz, o estímulo em 2.000 Hz, gera respostas maiores em latência e menores em amplitude para o gênero masculino, constatando-se diferença significativa, apenas, para a amplitude p13-23 ($p < 0,001$), *tabela 4*.

Tabela 4- Latências e amplitudes do VEMP, na frequência de 2000 Hz, por gênero.

Gênero		Latência			Amplitude		
		P13	N23	P13-N23	P13	N23	P13-N23
Feminino	Média	14,08	24,11	6,90	10,00	9,39	6,83
	DP	2,21	2,47	4,15	7,65	7,48	4,76
Masculino	Média	15,01	26,10	11,09	9,41	6,41	5,79
	DP	2,97	3,78	3,13	5,01	3,86	4,39
Valor de		0,34**	0,02*	0,31**	0,88**	0,01**	< 0,001**

*Teste T de *Student* independente; **Teste de *Mann-Whitney*

No *tabela 5*, pode-se visualizar maiores valores médios de latência absoluta de p13 e n23 e menores valores de amplitude de p13, n23 e inter-pico p13-n23 para a frequência de 2.000 Hz. Maiores amplitudes foram encontradas nas frequências de 250 e 500 Hz. Quando comparadas as frequências de 250, 500, 1.000 e 2.000 Hz, por meio do teste *ANOVA*, constataram-se diferenças estatisticamente significativas para todos os parâmetros do VEMP.

Tabela 5- Latências e amplitudes do VEMP, por frequência de estimulação do *Tone Burst*.

Tone Burt			Latência			Amplitude		
			P13	N23	P13-N23	P13	N23	P13-N23
250 Hz	Média		13,84	23,81	10,62	30,35	41,64	14,28
	DP		1,41	1,99	6,56	20,23	29,07	24,02
	IC (95%)	Inferior	13,57	23,44	9,40	26,61	36,27	9,84
		Superior	14,09	24,17	11,83	34,08	47,01	18,72
500 Hz	Média		14,15	24,17	9,52	25,90	33,29	10,02
	DP		1,27	2,05	7,88	12,52	17,94	1,88
	IC (95%)	Superior	13,92	23,80	8,06	23,59	29,98	9,67
		Inferior	14,39	24,55	10,97	28,22	36,61	10,37
1.000 Hz	Média		13,81	24,14	6,42	14,02	15,87	9,08
	DP		2,12	3,04	4,68	8,96	10,09	4,13
	IC (95%)	Superior	13,42	23,58	5,56	12,37	14,01	8,32
		Inferior	14,20	24,70	7,28	15,68	17,74	8,84
2.000 Hz	Média		14,52	25,08	6,42	9,64	7,80	8,96
	DP		2,68	3,34	4,28	6,51	6,17	4,54
	IC (95%)	Superior	14,02	24,46	5,63	8,43	6,66	8,12
		Inferior	15,01	25,69	7,21	10,84	8,94	9,79
Valor de p*			0,016	0,003	< 0,001	< 0,001	< 0,001	0,001

*Teste ANOVA

IC= intervalo de confiança

Para a análise entre os pares, utilizando-se o teste *Post Hoc* de *Tukey*, verificou-se diferença significativa para a latência de p13, entre as frequências de 250 e 2.000 Hz ($p=0,04$) e entre 1.000 e 2.000 Hz ($p=0,03$). Já para a latência de n23, houve diferença, apenas, entre 250 e 2.000 Hz ($p=0,001$). Na latência inter-pico, as diferenças encontradas foram da análise de 250 e 500 com 1.000 e 2.000 Hz, (valores de p menores que 0,001).

Na análise das amplitudes, observou-se que a onda p13 apresentou-se diferente quando comparadas as frequências de 250 e 500 Hz, com 1000 e 2000 Hz, com significância menor que 0,001, bem como entre 1000 e 2000 Hz ($p= 0,04$). Na onda n23, esse parâmetro foi diferente em todas as frequências de estimulação, para valores de p menores que 0,005. No que se refere à amplitude inter-pico, as diferenças encontradas foram na análise de 250 com 500, 1.000 e 2.000 Hz.

Discussão

Escolheram-se estímulos *tone-bursts*, nas frequências de 250, 500, 1.000 e 2.000 Hz, visto que, em estudos anteriores (SHEYKHOSLESLAMI, KERMANY e KAGA, 2001), observou-se que o VEMP pode estar presente entre 100 e 3.200 Hz, e, assim, desejava-se realizar análise do VEMP na maior parte das frequências presentes em sua tonotopia. Apesar de serem verificadas respostas mais efetivas para estímulos *tone bursts* em baixas frequências, ≤ 1.000 Hz (AKIN *et al.*, 2004; HALL, 2006; MUROFUSHI, MATSUZAKI e WU, 1999), optou-se por realizar ainda em 2.000 Hz, pois, em alguns comprometimentos específicos do sistema audiovestibular, podem ser encontradas ausências de respostas apenas em baixas frequências e se tornar importante a análise em frequências mais altas. Além disso, não existem estudos com indivíduos normais que favoreçam a padronização para essa frequência específica.

A intensidade dos estímulos era igual a 95 dB NAn, como preconizado pela maioria dos estudos, que utiliza intensidades iguais ou superiores a 90 dB NAn (COLEBATCH, HALMAGYI e SKUSE, 1994; FERBER-VIART *et al.*, 1997; MAGLIULO *et al.*, 2004; RIBEIRO *et al.*, 2005).

O ECM foi o músculo escolhido para a captação do VEMP, visto que as respostas são mais homogêneas que as captadas em outros músculos (ALMEIDA, 1999) e é o mais utilizado, atualmente (BASTA, TODT e ERNST, 2005; COLEBATCH, HALMAGYI e SKUSE, 1994; MUROFUSHI, MATSUZAKI e WU, 1999).

A colocação dos eletrodos foi semelhante à utilizada na maioria dos estudos (BASTA, TODT e ERNST, 2005; HUANG, SU e CHENG, 2005; MUROFUSHI, MATSUZAKI e WU, 1999; SAKAKURA *et al.*, 2005) e, durante a captação do potencial, o paciente deveria manter contração tônica do músculo em torno de 60 a 80 μ V, para que não existissem interferências no parâmetro amplitude (AKIN *et al.*, 2004).

Para o registro do potencial, foram utilizadas janelas de 50 ms, apesar de a literatura difundir tempo de janelas de 100 ms. Além de a janela utilizada apresentar tempo suficiente para englobar todas as respostas, visto que é um potencial de média latência, melhora a exatidão da mensuração das nos traçados (ALMEIDA, 1999).

Na captação do VEMP, como o eletrodo inversor foi posicionado no músculo ECM, considerou-se o primeiro pico como positivo (p), uma vez que configura a descontração do músculo (potencial negativo), como resultado do reflexo vestíbulo-cervical (HALL, 2006). Assim, apesar de existir grande variação na nomenclatura das ondas do VEMP, as mesmas foram designadas como p13 e n23 (COLEBATCH, HALMAGYI e SKUSE, 1994; HALL, 2006; WELGAMPOLA e COLEBATCH, 2005).

Nesse estudo, optou-se por analisar apenas o primeiro complexo de ondas p13/n23, uma vez que a componente p34/n44 nem sempre aparece em sujeitos normais e são mais bem estimuladas por meio da captação contralateral (WANG e YOUNG, 2004).

Nesse estudo, não foram verificadas diferenças significativas nos parâmetros do VEMP, entre os gêneros, para estímulos *tone-bursts* de 500 Hz, concordando com BASTA, TODT e ERNEST (2005), que verificou valores médios de latência de p13 e n23, no gênero feminino, iguais a $16,3 \pm 2,3/23,9 \pm 2,0$ ms e, no masculino, iguais a $15,9 \pm 1,9/23,6 \pm 2,4$ ms, em que os valores de p13 são maiores que nosso estudo, enquanto os relacionados à onda n23 são menores.

BRANTBERG e FRANSSON (2001) verificaram que existem menores latências de p13, em média de 0,73 ms, nas mulheres, quando comparadas aos homens, o que foi observado no presente estudo (média de 0,41 ms para frequências de 500, 1.000 e 2.000 Hz), com exceção da frequência de 250 Hz.

Para estímulos na frequência de 1.000 Hz, foram verificadas diferenças significativas entre homens e mulheres para latências e amplitudes de n23 e latências e amplitudes inter-pico, com exceção da latência e amplitude de p13. Observou-se, em estudo anterior (FELIPE, SANTOS e GONÇALVES, 2008), que apenas o parâmetro amplitude apresentou-se diferente entre os gêneros, com semelhança para as latências.

Na literatura consultada, não foram verificadas análises comparando os dois gêneros para as frequências de 250 e 2.000 Hz, em sujeitos normais. A maioria das pesquisas é feita com estímulos tipo *cliques*, com ausência de diferença significativa, entre os gêneros, para a maior parte dos parâmetros do VEMP (GUILLÉN *et al.*, 2005; KELSCH *et al.*, 2006).

Analisando-se os resultados do VEMP, observou-se que 96,15% das orelhas estimuladas não apresentaram respostas; contudo, separando esses exames por frequência, verificamos que a ausência das respostas foi restrita a *tone-bursts* de 1.000 (97,5%) e 2.000 Hz (87%). Assim, como todos os indivíduos apresentavam ausência de alterações auditivas e/ou vestibulares, podemos verificar que existe maior sensibilidade sacular para as frequências mais graves (TODD, 2008; TOWNSEND e CODY, 1971) e que VEMPs captados com estímulos de frequências altas, podem não mostrar resultados claros e as ondas p13 e n23 não serem bem definidas (SHEYKHOSLESLAMI, KERMANY e KAGA, 2001).

Observou-se diferença significativa entre VEMPs captados com estímulos nas frequências de 250, 500, 1.000 e 2.000 Hz, com maiores amplitudes de p13 e n23 nas frequências de 250 e 500 Hz, concordando com SHEYKHOSLESLAMI, KERMANY e KAGA (2001); TODD, ROSENGREN e COLEBATCH (2008); TOWNSEND e CODY (1971), os quais confirmam que estímulos próximos a 500 Hz são mais efetivos que *tone-bursts* em 100 e 800 Hz na captação do VEMP.

Esses resultados confirmam que VEMPs podem ser captados por estímulos *tone-bursts* entre 250 e 2000 HZ (SHEYKHOSLESLAMI, KERMANY e KAGA, 2001), sendo mais efetivas as frequências graves (SHEYKHOSLESLAMI, KERMANY e KAGA, 2001; TODD *et al.*, 2008; TOWNSEND e CODY, 1971).

Torna-se importante a avaliação do VEMP com estímulos que demonstrem regiões de frequências graves e mais agudas do sáculo, pois algumas alterações podem lesionar determinadas regiões desse órgão, permanecendo respostas em algumas frequências, como acontece com a cóclea, por exemplo (SHINJO, JIN e KAGA, 2007).

Somado a isto, existem limiares diferentes para cada frequência de estimulação do sáculo, os quais são específicos para cada sujeito, pois esse órgão tem quantidades de massas diferentes para cada indivíduo. Isso se reflete na amplitude do potencial, para cada frequência, e justificaria a utilização de estímulo com frequência específica para cada indivíduo. Contudo, são necessários mais estudos para elucidar melhores explicações no que se refere à sensibilidade sacular (SHEYKHOSLESLAMI, KERMANY e KAGA, 2001).

Conclusão

As respostas do potencial miogênico vestibular estavam presentes quando evocadas por estímulos tone-bursts de 250, 500, 1.000 e 2.000 Hz, entretanto foram mais efetivas quando estes eram graves.

Referências bibliográficas

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.

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.

BRANTBERG, K.; FRANSSON, P.A. Symmetry measures of vestibular evoked myogenic potentials using objective detection criteria. Scan Audiol. v. 30, p. 189-196. 2001.

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

FELIPE, L.; SANTOS, M. A. R.; GONÇALVES, D. U. Potencial evocado miogênico vestibular (Vemp): avaliação das respostas em indivíduos normais. Pró-fono revista de atualização científica, v. 20, n. 4, p.249-254. 2008.

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.

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

GOLDBERG, J. M.; FERNÁNDEZ, C. Vestibular mechanisms. Annu Rev Physiol. v. 37. p. 129-162. 1975.

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. W. New Handbook for Auditory Evoked Responses. Boston: Pearson Education. 2006. 736p.

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

IWASAKI, S.; TAKAI, Y.; OZEKI, H.; ITO, K.; KARINO, S.; MUROFUSHI, T. Extent of lesions in idiopathic sudden hearing loss with vertigo. Arch Otolaryngol head neck surg. v. 131, p. 857-862. 2005.

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 potenciales in young children: test parameters and normative data. The Laryngoscope, v.116, June, p.895-900. 2006.

LU, Z.; XU, Z. Effects of saccular otolith removal on hearing sensitivity of the sleeper goby (*Dormitator latifrons*). J Comp Physiol A. v. 188, p. 595-602. 2002.

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

MCCUE, M.; GUINAN J. Spontaneous Activity and Frequency Selectivity of Acoustically Responsive Vestibular Afferents in the Cat. Journal of Neurophysiology v.74, p. 1563-1572. 1995.

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

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.

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. 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. 2006.

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. 2006.

SHEYKHOLESLAMI, 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.

SHINJO, Y.; JIN, Y.; KAGA, K. Assessment of vestibular function of infants and children with congenital and acquired deafness using the ice-water caloric test rotational chair test and vestibular-evoked myogenic potential recording. Acta Oto-Laryngologica. v. 127, p. 736-747. 2007.

SISNEROS, J. A. Seasonal plasticity of auditory saccular sensitivity in the vocal plainfin midshipman fish, *Porichthys notatus*. J Neurophysiol. v. 102, p. 1121-1131. 2009.

TODD, N. P. M.; ROSENGREN, S. M; COLEBATCH, J. G. Tuning and sensitivity of the human vestibular system to low-frequency vibration. Neuroscience letters. v. 444, p. 36-41. 2008.

TOWNSEND, G.; CODY, D. The average inion response evoked by acoustic stimulation: its relation to the sacculus. Ann Otol Rhinol Laryngol. v. 80, p. 121-131. 1971.

WANG, Y.; YOUNG, Y. Vestibular evoked myogenic potentials in chronic noise-induced hearing loss. Otolaryngology-Head and Neck Surgery. v.137, p. 607-611. 2007.

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

YOUNG, E.; FERNÁNDEZ, C.; GOLDBERG. Responses of squirrel monkey vestibular neurons to audio-frequency sound and head vibration. Acta Otolaryngol. v.84, p. 352-360. 1977.