UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE BAURU

GABRIELA ROSITO ALVAREZ BERNARDEZ-BRAGA

Comparação das medidas com microfone sonda realizadas face a face e via
teleconsulta

BAURU
2008

Gabriela Rosito Alvarez Bernardez-Braga

**COMPARAÇÃO DAS MEDIDAS COM MICROFONE SONDA REALIZADAS FACE A
FACE E VIA TELECONSULTA**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Fonoaudiologia.

Orientadora: Profª Drª Deborah Viviane Ferrari

BAURU

2008

B456c Bernardez-Braga, Gabriela Rosito Alvarez
Comparação das medidas com microfone sonda
realizadas face a face e via teleconsulta / Gabriela Rosito
Alvarez Bernardez-Braga. -- Bauru, 2008.
182 p.: il. ; 30 cm.

Dissertação (Mestrado) -- Faculdade de Odontologia de
Bauru. Universidade de São Paulo.

Autorizo, exclusivamente para fins acadêmicos e científicos, a
reprodução total ou parcial desta dissertação/tese, por processos
fotocopiadores e outros meios eletrônicos.

Assinatura:

Data:

Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Odontologia de Bauru
/USP:

Data de aprovação: 29/11/2006.

Protocolo Nº: 112/2006

GABRIELA ROSITO ALVAREZ BERNARDEZ - BRAGA

23 de dezembro de 1982

Araraquara - SP

Nascimento

2002-2005

Curso de Graduação em Fonoaudiologia – Faculdade de Odontologia de Bauru, USP – Bauru – SP.

2006-2007

Curso de Especialização em Audiologia Clínica – Instituto de Comunicação e Audição – Bauru – SP.

2006-2008

Curso de Mestrado em Fonoaudiologia – Faculdade de Odontologia de Bauru – USP – SP.

Dedicatória

Dedicatória

A *Deus* pela força inexplicável, pela calma e discernimento a mim concedidos nos momentos mais difíceis, e pelo imenso amor! Agradeço por me carregar no colo quando achei que não fosse conseguir!

Aos meus pais, *Maria Clélia* e *Paulo*, pela confiança, apoio, educação e carinho ao longo de toda a minha vida. Obrigada pelo esforço e dedicação em me fazer uma vencedora! Vocês foram fundamentais para que eu chegasse até aqui!

Ao meu marido *Frederico*, pelo amor e apoio incondicionais, pelo companheirismo e paciência nos momentos difíceis e por compreender a minha ausência nas etapas decisivas. Sem você ao meu lado a batalha teria sido muito mais árdua. É maravilhoso viver com você e desfrutar do seu amor!

Agradecimientos

Agradecimentos

À *Faculdade de Odontologia de Bauru*, Universidade de São Paulo, referência em competência e Educação, pelo ensino de qualidade a mim proporcionado durante minha formação profissional.

À *Prof^a Dr^a Maria Inés Pegoraro-Krock*, pela dedicação e excelente coordenação do Programa de Pós Graduação ao nível de Mestrado em Fonoaudiologia da FOB-USP. Obrigada pela compreensão em um momento difícil em minha vida.

À *Prof^a Dr^a Deborah Viviane Ferrari*, que além do apoio e formação profissional, foi mais que orientadora compreendendo e oferecendo seu ombro amigo em decisões particulares. Espero poder continuar com essa amizade e parceria por longos anos!

Ao *Prof Dr José Roberto Pereira Lauris*, pela ajuda na análise estatística e disponibilidade nos vários momentos de dúvidas. Obrigada pelas exceções abertas em sua agenda.

À *Prof^a Dr^a Andrea Cintra Lopes*, pelo carinho, conselhos e orientações durante uma fase muito importante em minha vida. Obrigada por você ter ficado ao meu lado e ter me ajudado a enfrentar os problemas.

Às *fonoaudiólogas da Clínica de Amplificação Sonora Individual da FOB-USP*, *Patrícia, Joseli e Sushila* que me apoiaram nos momentos mais difíceis de minha coleta de dados. Obrigada pelo carinho e pela preciosa ajuda!

Ao *Eliton Galeli*, pelo socorro nas horas de sufoco, e por ter sempre conseguido solucionar os problemas durante a coleta piloto desse estudo.

A todos os *fonoaudiólogos voluntários*, pela disposição e carinho em me ajudar, participando do estudo e colaborando com sua concretização. Vocês foram essenciais para a execução dessa pesquisa.

A todas da segunda turma de *Mestrado da FOB-USP*, pelos momentos passados juntas. Pelas gargalhadas e descontrações durante as reuniões de trabalho. Vocês fizeram essa etapa ficar mais colorida!

Ao *João* e à *Sônia*, pela compreensão e paciência durante a conclusão desse trabalho.

Soninha, obrigada pelo incentivo nos momentos difíceis!

Aos *funcionários* do Departamento e da Clínica de Fonoaudiologia da FOB-USP, sempre prontos a auxiliar e facilitar o nosso cotidiano.

À funcionária da Clínica de Fonoaudiologia da FOB-USP, *Luzia Orestes*, pela paciência e compreensão em dividir a sua sala comigo em alguns momentos de necessidade.

Aos demais *professores* do *Departamento de Fonoaudiologia* da FOB-USP, peças-chaves na minha formação técnica, científica e profissional.

A todos os demais, que de alguma forma, contribuíram com o desenvolvimento desse trabalho e com minha formação, meus mais sinceros agradecimentos.

Muito Obrigada!

Epígrafe

Epígrafe

*Pede e receberás, busca e encontrarás, bata e a
porta se abrirá,*

*Pois todo o que pede recebe,
o que busca encontra,
e, a quem bate, abrir-se-lhe-á.*

(Mateus 7: 7-8)

Resumo

RESUMO

Avaliou-se a eficácia de um procedimento de teleconsulta baseado na internet para a verificação do aparelho de amplificação sonora individual (AASI) por meio da realização de medidas com microfone sonda em adultos deficientes auditivos. Foram comparados os valores da amplitude da resposta de ressonância da orelha externa (REUR), resposta de ressonância da orelha externa com uso da amplificação (REAR) e o ganho de inserção (REIG) realizados face a face (F) e à distância (D). O erro casual das medidas da REUR, REAR e REIG realizadas pelos dois métodos foi analisado. Participaram do estudo: grupo A: sessenta adultos (média de idade de 67 anos) com deficiência auditiva unilateral (n=15) ou bilateral (n=45), totalizando 105 orelhas; grupo B: 19 adultos (média de idade de 28 anos) sem queixas auditivas (19 orelhas). Os AASIs utilizados foram do tipo mini-retroauricular e não possuíam microfone direcional ou algoritmos de cancelamento de retroalimentação e/ou redução de ruído. Para o grupo B foi feito ajuste do AASI resultando na menor saída possível. Cinco fonoaudiólogos voluntários auxiliaram na coleta dos dados à distância. O procedimento face a face foi realizado pela pesquisadora em todos os participantes, utilizando-se o equipamento Unity PC Probe Mic (Siemens) conectado a um computador pessoal. Para realização das medidas à distância esse computador foi conectado à LAN (10 Mpbs). O participante e o fonoaudiólogo voluntário se posicionaram na sala junto ao equipamento (ambiente de teste). A pesquisadora posicionou-se em outra sala denominada “ambiente remoto” juntamente com um notebook também conectado à LAN. Webcams e headsets foram utilizados para a captura de áudio e vídeo, transmitidas em tempo real pelo software Polycom PVX, o qual também foi utilizado para compartilhamento de aplicativos. Por meio desse compartilhamento a pesquisadora realizava as medidas diretamente no participante, com auxílio do fonoaudiólogo voluntário. Quatro repetições das medidas da REUR, REAR e REIG foram obtidas apenas para o grupo B. Correlações (Pearson) muito fortes e significativas foram obtidas entre as medidas realizadas face a face (F) e à distância (D). O teste t pareado revelou diferenças pequenas, porém significativas entre as medidas F e D para a REUR e REAR. A ANOVA mostrou diferenças significativas entre as repetições realizadas. Diferenças entre os métodos F e D foram obtidas apenas na frequência de 2000 Hz. Os erros causais obtidos pelas medidas face a face e à distância foram muito semelhantes. As diferenças e variações encontradas entre as medidas face a face e à distância não foram maiores do que a magnitude de variabilidade do próprio procedimento de medidas com microfone sonda. É possível realizar medidas de microfone sonda confiáveis via teleconsulta / telessaúde baseada na internet. Outras investigações são necessárias para validar esse procedimento.

Palavras-chaves: medidas com microfone sonda. teleconsulta. internet. audiologia. telemedicina.

Abstract

ABSTRACT

COMPARISON OF FACE TO FACE AND TELECONSULTATION PROBE MICROPHONE MEASURES

The efficacy of an internet based teleconsultation for hearing aid probe microphone measures in hearing impaired adults was evaluated. The amplitudes of face to face (F) and remote (R) real ear unaided response (REUR), real ear aided response (REAR) and real ear insertion gain (REIG) were compared. The measurement error for repeated measures of REUR, REAR and REIG was analyzed. Participated in this study: group A: 60 adults (mean age: 67 years), with unilateral (n=15) or bilateral (n=45) hearing loss, totalizing 105 ears; group B: 19 normal hearing adults (mean age: 28 years) totalizing 19 ears. Behind the ear hearing aids with no directional microphone, noise reduction and/or feedback cancellation were used. For group B these hearing aids were adjusted as to produce the least amount of gain and output. Five audiologists volunteers helped the data collection. The Unity PC Probe Mic (Siemens) coupled to a personal computer were used by the researcher to carry out face to face measures. For the remote measures this equipment was connected to a local area network (LAN – 10 Mbps). The volunteer and the participant were located in this room (test site). At the remote site the researcher used a notebook connected to the LAN. Webcams and headsets were used for audio and video capture which was transmitted in real time by the Polycom PVX software, which was also used for application sharing. By means of remote controlling of the PC Probe Mic equipment the researcher could perform the remote real ear measurements in the participants. Four repeated measures of REUR, REAR and REIG were obtained for group B only. Strong and significant correlations (Pearson) were obtained between face to face and remote real ear measures. Paired t tests revealed small but significant differences between face to face and remote REUR and REAR. Analysis of variance showed significant differences between repeated measures. Measurement errors for face to face and remote real ear measures were very similar. The differences as well as errors found between face to face and remote measures were never higher than the reported variability for probe microphone measures themselves. It is possible to carry out probe microphone measures by means of teleconsultation / telehealth. Further investigations to validate this procedure are necessary.

Keywords: probe tube microphone measures. teleconsultation. internet. audiology. telemedicine.

Lísta de Ilustrações

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

FIGURAS

Figura 1 -	Nível de pressão sonora para um tom puro de 1350 Hz em função da distância da caixa acústica em uma cabina audiométrica. A linha pontilhada indica a função predita a partir da lei do inverso do quadrado da distância	54
Figura 2 -	AASI na posição correta para ser medido no acoplador de 2 cc	58
Figura 3 -	Manequim Kemar	59
Figura 4 -	Equipamento Unity PC Probe Mic (Siemens)	117
Figura 5 -	Posicionamento do tubo sonda para calibração	118
Figura 6 -	Posicionamento do tubo sonda em relação ao molde auricular	119
Figura 7 -	Posicionamento do tubo sonda no conduto auditivo externo	119
Figura 8 -	Configuração dos ambientes remoto e de teste	121
Figura 9 -	Tela do software Polycom PVX	123
Figura 10 -	Tela visualizada pelo computador do ambiente remoto (controle da área de trabalho do ambiente de teste)	124

QUADROS

Quadro 1 -	Comparativo entre as medidas com microfone sonda e a audiometria em campo livre	77
Quadro 2 -	Modalidades de telessaúde	81
Quadro 3 -	Infra-estrutura de telecomunicação	92

GRÁFICOS

Gráfico 1 -	Correlação e cálculo de probabilidade obtida para a REUR realizada face a face e a distância (n= 105)	133
Gráfico 2 -	Correlação e cálculo de probabilidade obtida para a REAR realizada face a face e a distância (n= 105)	133
Gráfico 3 -	Correlação e cálculo de probabilidade obtida para a REIG realizada face a face e a distância (n= 105)	133
Gráfico 4 -	Médias das medidas com microfone sonda realizadas face a face (REUR F, REAR F e REIG F) e à distância (REUR D, REAR D e REIG D) (n = 105)	134

Lista de Tabelas

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Propriedades acústicas da orelha externa e orelha média	63
Tabela 2 - Correlações entre a REUR, REAR e REIG realizadas face a face e a distância e resultante do cálculo de probabilidade (n=105).....	134
Tabela 3 - Média e desvio padrão (dB NPS) da REUR realizada face a face e a distância, diferença entre as duas médias e probabilidade (n=105).....	135
Tabela 4 - Média e desvio padrão (dB NPS) da REAR realizada face a face e a distância, diferença entre as duas médias e probabilidade (n=105).....	135
Tabela 5 - Média e desvio padrão (dB) da REIG realizada face a face e a distância, diferença entre as duas médias e probabilidade (n=105).....	136
Tabela 6 - Média e desvio padrão para a REUR realizadas face a face (F) e a distância (D) e resultado da análise de variância a dois critérios para medidas repetidas (n=19)	137
Tabela 7 - Média e desvio padrão para a REAR realizadas face a face (F) e a distância (D) e resultado da análise de variância a dois critérios para medidas repetidas (n=19)	138
Tabela 8 - Média e desvio padrão para a REIG realizadas face a face (F) e a distância (D) e resultado da análise de variância a dois critérios para medidas repetidas (n=19)	139
Tabela 9 - Médias dos erros encontrados nas quatro repetições para as medidas REUR, REAR e REIG (n=19) obtidos por meio da comparação casual proposto por Dahlberg.....	140

Lísta de Abreviaturas

LISTA DE ABREVIATURAS

AASI-	Aparelho de amplificação sonora individual
AASIs-	Aparelhos de amplificação sonora individuais
ANOVA-	Análise de variância
ANSI-	American National Standards Institute
ASHA-	American Speech-Language-Hearing Association
CAE-	Conduto auditivo externo
cc-	centímetro cúbico
cm-	Centímetro
D-	distância
dB-	Decibel
EOA-PD-	Emissões otoacústicas por produto de distorção
F-	face a face
FOB-	Faculdade de Odontologia de Bauru
HINT-	Hearing in noise test
Hz-	<i>Hertz</i>
IBGE-	Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística
IEC-	International Electroacustical Commission
IP-	<i>Internet Protocol</i>
k Hz-	kilo Hertz
LAN-	<i>Local Area Network</i> (rede de área local)
mm-	milímetro
NPS-	Nível de pressão sonora
PEATE-	Potenciais evocados auditivos de tronco encefálico
REAG-	Ganho de ressonância da orelha externa com uso da amplificação / <i>Real ear aided gain</i>
REAR-	Resposta de ressonância da orelha externa com uso da amplificação / <i>Real ear aided response</i>
RECD-	Diferença entre a medida obtida em acoplador e na orelha do usuário / <i>Real ear to coupler difference</i>
REIG-	Ganho de inserção / <i>Real ear insertion gain</i>
REOG-	Ganho da oclusão da orelha externa / <i>Real ear occluded gain</i>
REOR-	Resposta de oclusão da orelha externa / <i>Real ear occluded response</i>
RESR-	Resposta de saturação da orelha externa / <i>Real ear saturation response</i>
REUG-	Ganho de ressonância da orelha externa / <i>Real ear unaided gain</i>
REUR-	Resposta de ressonância da orelha externa / <i>Real ear unaided response</i>
SUS-	Sistema Único de Saúde
USP –	Universidade de São Paulo

Sumário

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	46
2	REVISÃO DE LITERATURA	50
2.1	VERIFICAÇÃO DOS APARELHOS DE AMPLIFICAÇÃO SONORA INDIVIDUAIS: VISÃO GERAL	52
2.2	AUDIOMETRIA EM CAMPO LIVRE	53
2.3	MEDIDAS EM ACOPLADOR.....	57
2.4	MEDIDAS COM MICROFONE SONDA.....	61
2.4.1	Propriedades acústicas da orelha externa e média	61
2.4.2	Equipamentos necessários para a realização das medidas com microfone sonda.....	63
2.4.3	Ambiente de teste e calibração.....	65
2.4.4	Características do estímulo utilizado para teste.....	66
2.4.5	Preparação do paciente para realização das medidas com microfone sonda	68
2.4.6	Principais medidas utilizadas na prática clínica	69
2.4.6.1	Resposta de ressonância da orelha externa (REUR - <i>Real Ear Unaided Response</i>) / Ganho de ressonância da orelha externa (REUG - <i>Real Ear Unaided Gain</i>)	69
2.4.6.2	Resposta de oclusão da orelha externa (REOR - <i>Real Ear Ocluded Response</i>) ou Ganho da oclusão da orelha externa (REOG - <i>Real Ear Ocluded Gain</i>).	70
2.4.6.3	Resposta de ressonância da orelha externa com uso da amplificação (REAR - <i>Real Ear Aided Response</i>) ou Ganho de ressonância da orelha externa com uso da amplificação (REAG - <i>Real Ear Aided Gain</i>).	71
2.4.6.4	Ganho de inserção (REIG - <i>Real Ear Insertion Gain</i>).....	72
2.4.6.5	Resposta de saturação da orelha externa (RESR - <i>Real Ear Saturation Response</i>).	73
2.4.6.6	Diferença entre a medida obtida em acoplador e na orelha do usuário (RECD - <i>Real Ear to Coupler Difference</i>).	74
2.4.7	Confiabilidade das medidas com microfone sonda	74
2.4.8	Comparação entre a audiometria em campo livre e as medidas com microfone sonda	77
2.5	TELESSAÚDE E AUDIOLOGIA.....	78
2.5.1	Telessaúde: definição e principais projetos no país	78
2.5.2	Telessaúde e infra-estrutura	89
2.5.3	Telessaúde e aplicações na audiologia	95
3	PROPOSIÇÃO.....	108

4	MATERIAS E MÉTODOS	112
4.1	PARTICIPANTES	114
4.1.1	Grupo A	114
4.1.2	Grupo B	115
4.2	PROCEDIMENTOS	115
4.2.1	Grupo A	115
4.2.1.1	Inspeção otológica	115
4.2.1.2	Inspeção do aparelho de amplificação sonora individual	116
4.2.1.3	Medidas com microfone sonda via procedimento padrão (face a face)	116
4.2.1.4	Medidas com microfone sonda via procedimento remoto (distância)	121
4.2.2	Grupo B	126
4.2.2.1	Otoplástica (pré-moldagem)	126
4.2.2.2	Ajuste do Aparelho de Amplificação Sonora Individual 143 AGCI	127
4.2.2.3	Realização de medidas repetidas realizadas face a face e a distância.	127
4.3	FORMA DE ANÁLISE DOS RESULTADOS	128
5	RESULTADOS	130
5.1	COMPARAÇÃO ENTRE AS MEDIDAS COM MICROFONE SONDA REALIZADAS FACE A FACE E A DISTÂNCIA	132
5.2	ANÁLISE DAS MEDIDAS REPETIDAS REALIZADAS FACE A FACE E A DISTÂNCIA	136
6	DISCUSSÃO	142
6.1	MEDIDAS DE CORRELAÇÃO E COMPARAÇÃO DAS AMPLITUDES DA REUR, REAR E REIG OBTIDAS FACE A FACE E À DISTÂNCIA	146
6.2	MEDIDAS REPETIDAS E MEDIDA DO ERRO CASUAL	150
6.3	CONSIDERAÇÕES FINAIS	153
7	CONCLUSÃO	156
	REFERÊNCIAS	160
	GLOSSÁRIO	170
	APÊNDICES	174

1 Introdução

1 INTRODUÇÃO

O Brasil pode ser caracterizado por sua ampla extensão territorial, desigualdade na distribuição de recursos e níveis contrastantes de desenvolvimento de uma região para outra. Estima-se que 17 milhões de brasileiros possuem deficiência auditiva incapacitante, necessitando da utilização de dispositivos eletrônicos como os aparelhos de amplificação sonora individuais (AASIs) para a reabilitação auditiva. Grande parte dessa população possui renda mensal inferior a um salário mínimo e vive em áreas distantes dos grandes centros, o que dificulta o acesso aos serviços de audiologia, públicos ou privados.

A equiparação da performance eletroacústica do AASI com as necessidades de um indivíduo em particular é um fator crítico para o sucesso da adaptação. A interação entre a amplificação fornecida pelo AASI e as características específicas da orelha externa e do molde auricular (ou cápsula) geram efeitos acústicos distintos de um indivíduo para o outro. Devido a isso é determinante que seja realizada a verificação do AASI.

A verificação é o processo para determinar se o(s) AASI(s) selecionado(s) se equipara(m) a um conjunto de medidas padronizadas que inclui, dentre outras, a performance eletroacústica obtida com o AASI *in situ*, ou seja, posicionado na orelha do usuário. As medidas com microfone sonda constituem um método rápido, objetivo, não invasivo e confiável para verificação da performance do AASI *in situ*, sendo seu uso amparado em evidência científica e recomendado em diferentes protocolos clínicos nacionais e internacionais.

Embora sejam de importância fundamental no processo de verificação, as medidas com microfone sonda ainda não são ampla e rotineiramente utilizadas. Fatores que contribuem significativamente para este cenário são a não familiaridade do profissional com o procedimento e existência de concepções errôneas sobre a validade de outras práticas clínicas já enraizadas como, por exemplo, as medidas comportamentais. Estudos demonstram que o treinamento profissional adequado pode aumentar o uso das medidas com microfone sonda.

No Brasil existe fragilidade na formação profissional oferecida pelos cursos de graduação em Fonoaudiologia para atuação na área dos aparelhos de amplificação sonora

individuais, fato que já vem sendo discutido pelas sociedades científicas e órgãos regulamentadores dessa profissão. Existe ainda desigualdade de acesso à educação e treinamento continuado no país, que geram diferenças importantes na qualificação profissional de uma região para outra e, por consequência, torna problemático o acesso a serviços de qualidade.

A teleconsulta ou teleprática é definida de maneira ampla como a utilização das tecnologias da informação e comunicação para prestação de serviços de saúde à distância os quais podem ocorrer entre dois profissionais (por exemplo, para a segunda opinião especializada ou formativa) ou entre profissional e paciente. Os serviços podem ser fornecidos por meio de protocolos assíncronos (armazenar e enviar) ou síncronos (tempo real).

Por meio do uso de equipamentos audiológicos computadorizados, pesquisadores vêm empregando protocolos síncronos para a realização de audiometria tonal, logaudiometria, emissões otoacústicas evocadas, potenciais auditivos evocados de tronco encefálico e programação de AASI. Tais pesquisas demonstram concordância entre os resultados obtidos com os procedimentos padrão e de teleconsulta. Estudos indicam ainda que a teleconsulta, por envolver poucos participantes (paciente, profissional no local de teste e profissional no local remoto), pode representar um análogo ao preceptorado clínico tradicional para capacitação em muitas profissões de saúde.

A teleconsulta pode ser vista como uma importante ferramenta para melhorar a qualidade e aumentar a eficiência dos serviços de audiologia e reduzir custos com a assistência tanto no que se refere ao deslocamento de pacientes ou profissionais como ainda na diminuição de desperdícios e das consequências devido a condutas errôneas.

Diante do contexto apresentado, esta dissertação vem buscar dados sobre a eficácia da realização das medidas com microfone sonda à distância, por meio de teleconsulta baseada na internet.

2 Revisão de Literatura

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 VERIFICAÇÃO DOS APARELHOS DE AMPLIFICAÇÃO SONORA INDIVIDUAIS: VISÃO GERAL

A verificação é uma etapa do processo de adaptação do AASI na qual se determina qual(is) AASI(s) se enquadra(m) em uma série de medidas padronizadas que incluem: controle de qualidade, adaptação física e performance. (AMERICAN ACADEMY OF AUDIOLOGY, 1998). A verificação deve ser vista como um processo ao invés de um evento que resulte em uma ótima adaptação para o paciente. (AMERICAN ACADEMY OF AUDIOLOGY, 2006).

Para o controle de qualidade, recomenda-se a realização das medidas em acoplador de 2cc com o objetivo de avaliar a confiabilidade técnica do mesmo. Além das medidas em acoplador, nessa etapa o profissional deve também inspecionar as condições do molde auricular ou cápsula do AASI, as modificações acústicas realizadas, bem como ouvir o sinal amplificado pelo AASI observando se há ruídos em excesso ou outra alteração indevida de funcionamento.

Outra verificação importante é a da adaptação física que engloba vários aspectos: satisfação do paciente com a estética e conforto físico, capacidade do paciente de inserir e remover o molde e/ou aparelho de sua orelha bem como da manipulação de seus controles, retenção do molde na orelha e ausência de microfonia.

A terceira etapa indispensável e insubstituível é verificar a performance eletroacústica do dispositivo eletrônico “*in situ*”. Nesse momento avaliam-se a equiparação da resposta do AASI em relação a um ou mais *targets* de ganho e/ou saída prescritos na etapa de seleção. Também são verificadas se a resposta de frequência é suave e a largura de banda adequada. Além disso, verifica-se a audibilidade para sons de intensidade fraca, média e forte - ou seja, se os sons fracos são audíveis, se os sons de intensidade média são confortáveis e sons fortes toleráveis. (ASHA, 1998).

Ao longo do tempo, diferentes procedimentos vêm sendo utilizados na clínica para verificação da performance eletroacústica *in situ*, sendo eles a audiometria em campo livre, as medidas em acoplador e medidas com microfone sonda.

2.2 AUDIOMETRIA EM CAMPO LIVRE

A audiometria em campo livre é um procedimento cujo sinal de teste é apresentado por meio de uma caixa de som ao invés de fones de ouvido. É geralmente utilizada para estimar limiares auditivos de crianças pequenas e também de outros pacientes que não toleram o uso dos fones de ouvido. (WALKER, 2000). A audiometria em campo livre também é utilizada no processo de seleção e avaliação do aparelho de amplificação sonora individual.

Vários fatores podem influenciar o resultado da audiometria em campo livre como o tipo de estímulo utilizado para o teste, o tipo de ambiente (campo livre, quase-livre, difuso), níveis de pressão sonora presentes no ambiente, o método para determinação do limiar, entre outros fatores. (ARLINGER, 1988).

Os equipamentos necessários para a audiometria em campo livre são um gerador do estímulo sonoro (audiômetro), uma caixa sonora e um equipamento de calibração. (AMERICAN SPEECH LANGUAGE AND HEARING ASSOCIATION, 1991).

A audiometria em campo livre sofre a influência das características acústicas do ambiente de teste. Uma situação ideal seria realizar essas medidas em uma câmara anecóica. (ASHA, 1991). Isso seria mais adequado porque em condições anecóicas o nível de pressão sonora (NPS) varia suavemente em relação à distância da caixa sonora, ou seja, o campo sonoro se estende por toda a câmara. Isso permite que o sujeito seja posicionado longe do alto falante e que pequenos movimentos de cabeça tenham pouco efeito no NPS na orelha. Infelizmente, as câmaras anecóicas são muito caras para uso clínico e por isso, a maioria dos procedimentos em campo livre é realizada em salas com diferentes graus de absorção acústica. (WALKER; DILLON; BYRNE, 1984).

O paciente deve permanecer posicionado a um metro de distância do alto-falante, a 0° azimuth, sem poder movimentar a cabeça durante todo o teste. O centro da cabeça do sujeito deve estar alinhado e na mesma altura que o centro da caixa sonora. (WALKER; DILLON; BYRNE, 1984).

É solicitado ao indivíduo que indique cada vez que ouvir o estímulo sonoro. A pesquisa do limiar é realizada por meio de estratégia ascendente-descendente. De acordo com as respostas do indivíduo, o fonoaudiólogo reduz gradativamente a intensidade do estímulo sonoro em degraus de 10 dB, até que o indivíduo deixe de responder. Em seguida, aumenta a intensidade do estímulo em 5 dB até que o paciente responda novamente.

Como se trata de um método subjetivo, que requer a participação ativa do sujeito, o mesmo deve estar mentalmente alerta e apto para cooperar e se concentrar no exame. (ARLINGER, 1988).

Com relação ao tipo de estímulo utilizado, o tom puro, conhecido como estímulo audiométrico tradicional, não é o ideal para testes em campo livre.

Fonte: WALKER; DILLON; BYRNE, 1984.

Figura 1 - Nível de pressão sonora para um tom puro de 1350 Hz em função da distância da caixa acústica em uma cabina audiométrica. A linha pontilhada indica a função predita a partir da lei do inverso do quadrado da distância

Como pode ser observado na Figura 1 a partir de uma distância de 0.6 metros o nível de pressão sonora é influenciado tanto pelo som direto, como pelas reverberações do ambiente, gerando uma curva do nível de pressão sonora em função da distância com muitos picos e vales. Como dificilmente é possível posicionar o indivíduo muito próximo da caixa acústica (campo direto), pequenas movimentações do indivíduo no ambiente de teste resultariam em diferentes níveis de pressão sonora ao nível da orelha. Um outro problema é que a calibração do audiômetro pode estar sujeita a pequenas alterações de frequência entre o momento da calibração e o momento de teste, que podem causar erros devido à posição e magnitude dos picos e vales na curva do NPS em função da distância, especialmente se houver reverberação. Dessa forma é necessário utilizar um estímulo que seja adequado para os campos direto e reverberante. (WALKER; DILLON; BYRNE, 1984).

Para a audiometria em campo livre é sugerida a utilização do tom puro modulado (*warble*) e ruído de banda estreita (*narrow band*) já que esses apresentam especificidade de frequência suficiente para definir satisfatoriamente o status da audição do paciente, produzem nível de pressão sonora uniforme no campo e produzem limiar capaz de ser comparado com os resultados da audiometria tonal. (AMERICAN SPEECH LANGUAGE AND HEARING ASSOCIATION, 1991).

A especificidade de frequência e acurácia do procedimento vão depender do paradigma do teste e do estímulo utilizado. Existe uma concessão entre a acurácia, especificidade e tempo de teste. (HASKELL, 1987). Quanto maior a acurácia e especificidade desejadas, maior será o consumo de tempo para a realização do teste. Como na prática clínica o consumo de tempo é um fator importante a ser considerado, um protocolo extenso de avaliação é inviável. Assim, nesse procedimento, é pesquisada uma faixa de frequências em que os limiares auditivos de indivíduos normais não diferem dos limiares dos mesmos encontrados com estímulos tonais. (ASHA, 1991). Tradicionalmente, os limiares são determinados a 250 e 500 Hz e nos pontos de semi-oitavas entre 1 e 8 kHz. (WALKER; DILLON; BYRNE, 1984).

Em uma situação clínica o limiar obtido com o uso da amplificação representa o nível mais fraco de intensidade, determinado pelo dial do audiômetro, que produz uma entrada no microfone do AASI que, quando somado ao ganho *in situ*, resulta em uma saída na membrana timpânica capaz de produzir uma resposta de detecção. A obtenção de limiares em campo livre com o uso da amplificação tem sido utilizada como um método de verificação

comportamental desde o início da década de 60 a fim de documentar a melhora da sensibilidade auditiva com o uso do AASI. Os profissionais analisam se esses limiares se equiparam a um determinado *target* prescrito. (KUK; LUDVIGSEN, 2003).

Um outro conceito importante, quando se trata da aplicação da audiometria em campo livre para a verificação do AASI, é o “ganho funcional”. Esse é definido como a diferença em decibels entre os limiares de audibilidade em campo livre obtidos com e sem o AASI, quando ambos são pesquisados nas mesmas condições de campo livre, em uma frequência específica. (PASCOE, 1988).

Como o teste do ganho funcional é realizado em campo livre, considerável atenção deve ser dispensada à calibração do estímulo sonoro, e ao mascaramento da orelha não testada para eliminar a influência da mesma nos resultados. Por exemplo, no caso de perdas unilaterais, a exposição do indivíduo ao campo livre estaria fornecendo as respostas da melhor orelha. (HASKELL, 1987).

Os limiares de audibilidade em campo livre podem ser influenciados por diversos fatores e assim resultar em medidas não fidedignas. Os limiares obtidos com amplificação são sensíveis ao ruído interno do próprio AASI. Isso ocorre especialmente quando o indivíduo tem limiares normais ou próximos do normal em algumas frequências (baixas e médias principalmente). O ruído interno do AASI pode ser audível e, nesse caso, os limiares obtidos com o AASI podem ser piores do que aqueles obtidos sem o uso desse dispositivo. (PASCOE, 1988).

Como na rotina clínica apenas as inter-oitavas são avaliadas, isso faz com que somente as características gerais da resposta de frequência sejam obtidas, enquanto picos e vales são desprezados. (NORTHERN, 1992).

Como se trata de um método subjetivo, que requer a participação ativa do sujeito, o tempo para realização do exame é maior. O mesmo acontece com a variabilidade teste-reteste. (HASKELL, 1987; HAWKINS, 1987).

Outra questão importante é o tipo de processamento do sinal que o AASI realiza. O uso de processamento não linear pode alterar a interpretação dos limiares obtidos com amplificação (e do ganho funcional) feita no contexto dos AASIs lineares. Nos aparelhos não

lineares o resultado obtido depende da natureza do estímulo utilizado para a medição. (KUK; LUDVIGSEN, 2003).

Devido às questões apresentadas, a audiometria em campo livre não é o melhor método de verificação do AASI, sendo reservada para fins de avaliação para usuários de aparelhos de condução óssea, aparelhos implantáveis e implante coclear. (STELMACHOWICZ et al., 2002).

2.3 MEDIDAS EM ACOPLADOR

A ANSI (American National Standards Institute) e a IEC (International Electroacoustical Commission) são as normas mais conhecidas que especificam como os aparelhos de amplificação sonora individuais (AASIs) devem ser testados. Os dois conjuntos de normas têm muitas coisas em comum e algumas diferenças. A principal diferença é que a ANSI S3.22 especifica que os AASIs devem ser medidos em acopladores de 2cc, e a IEC 118-0 especifica que eles devem ser medidos em um simulador de ouvido. (DILLON, 2001).

Os equipamentos necessários para a medida das características eletroacústicas do AASI são compostos, além do acoplador, por uma caixa teste, que inclui um gerador de ruído, um amplificador, um alto falante e um microfone controle, ou de referência. Esse é colocado próximo ao microfone do AASI e controla o nível de pressão sonora vindo do alto falante e irá atingir o aparelho de amplificação sonora. (FRYE, 2002).

O acoplador de 2cc é composto por uma peça de metal com um tubo que simula o molde na orelha do usuário, e uma cavidade cilíndrica de volume 2 centímetros cúbicos. Esse volume foi escolhido porque é uma aproximação do volume médio restante (volume residual) no conduto auditivo externo, de um adulto, após a inserção do molde auricular do AASI. Infelizmente, esse valor não é uma boa aproximação do volume médio do CAE, e ainda pior é a aproximação à impedância acústica da orelha nas altas frequências. Todo esse sistema deve permanecer dentro de uma câmara anecóica (caixa de teste) para atenuar o ruído ambiental e a reflexão do som. (DILLON, 2001).

A resposta eletroacústica do AASI medida em acoplador não é a mesma medida em orelha real. No entanto, ela é confiável e reaplicável e fornece um bom ponto de partida para a verificação do desempenho do AASI. (LYBARGER; LYBARGER, 2000; FRYE, 2002).

Fonte: Arquivo pessoal da pesquisadora

Figura 2 - AASI na posição correta para ser medido no acoplador de 2 cc

O simulador de ouvido, teoricamente, é capaz de reproduzir de maneira mais fidedigna as características de uma orelha humana ocluída pelo molde auricular. Ele foi desenhado para simular as mesmas características de impedância da orelha humana. Essa impedância varia conforme a frequência, fazendo a orelha parecer menor nas altas frequências, e assim, aumentando o ganho efetivo do AASI. (FRYE, 2002). O simulador de ouvido é constituído por uma cavidade principal, com volume de 0,6 cc, e outras quatro cavidades com volumes de 0,10 a 0,22 cc, conectadas a cavidade principal por pequenos tubos, em que três deles possuem filtros. (DILLON, 2001) para simularem melhor a impedância da orelha humana.

Posteriormente, o simulador de ouvido foi inserido dentro de um manequim com as medidas antropométricas de um homem adulto para que assim pudesse oferecer mais realismo às medidas realizadas. (HARFORD, 1980). Dessa forma, tentou-se diminuir os outros fatores que podem interferir na interação entre o AASI e a orelha do usuário, como: difração e absorção do som provocados tanto pelo efeito sombra da cabeça, quanto pelo corpo

do usuário e localização do microfone do AASI em relação à incidência do som. As medições com o manequim são realizadas em uma câmara anecóica.

Para citar um exemplo, o KEMAR (Knowles Electronics Manikin for Acoustic Research) foi construído no início da década de 70, para simular o tamanho médio da cabeça, tronco e conduto auditivo de adultos (Figura 3). O KEMAR possui um pavilhão auricular removível e no lugar onde estaria a membrana timpânica encontra-se um pequeno microfone de meia polegada que capta o som para a realização da mensuração. Este manequim geralmente utiliza o acoplador ou um conduto auditivo chamado acoplador Zwislocki (simulador de ouvido). Esse é um cilindro de metal de 21,5 mm de comprimento que possui, dependendo do tipo, dois ou quatro ressonadores laterais. Essa combinação do comprimento do conduto (21,5 mm) e do microfone de meia polegada resulta em uma ressonância de 2700 a 3000 Hz, igual à da orelha humana. (CHASIN, 2005).

Fonte: <http://www-users.york.ac.uk/~dtm3/RS/dummy2.jpg>. 2008.

Figura 3 - Manequim Kemar

As medidas em acoplador de 2 cc ou no simulador do ouvido servem para verificação de funcionamento para controle de qualidade e também para estimar qual seria o desempenho do AASI na orelha do usuário. Apesar do simulador de ouvido fornecer uma informação um pouco mais precisa em relação à adaptação do AASI quando comparado ao acoplador de 2cc, ele é uma peça mais delicada, de manuseio mais difícil, mais caro e exige uma maior atenção quanto à calibração, por isso é menos utilizado e encontrado nas clínicas. No entanto, ambos os sistemas são medidas incapazes de mostrar ao fonoaudiólogo o desempenho exato do AASI na orelha de um paciente específico porque não conseguem reproduzir a orelha humana, com suas características físicas e acústicas individuais.

Em alguns protocolos, o ajuste do AASI para se equiparar a um determinado *target* é realizado por meio do acoplador de 2cc. No entanto, é difícil prever o ganho em ouvido real (*in situ*) a partir do ganho no acoplador para um determinado paciente, pois as medidas em acoplador subestimam as respostas em ouvido real. (HAWKINS, 1987). Isso ocorre devido às diferenças da ressonância da orelha externa entre os indivíduos e também em virtude do acoplador não levar em consideração os efeitos acústicos produzidos pelo pavilhão auricular, cabeça e tronco do paciente e, principalmente, as propriedades de ressonância do CAE. Também não consideram os efeitos do posicionamento do microfone do AASI. (MUELLER, 2001). As medidas em acoplador também não levam em consideração os efeitos acústicos de um determinado tipo de molde auricular e suas modificações acústicas.

Essas variabilidades podem ser diminuídas por meio da realização da medida da diferença entre a resposta em orelha real e no acoplador (*Real Ear to Coupler Difference - RECD*). A RECD representa um fator de correção personalizado entre as diferenças acústicas da orelha do indivíduo e o acoplador de 2cc. Essa medida tem uma função fundamental nos procedimentos de seleção e verificação do AASI em bebês e crianças, possibilitando ao clínico, a adaptação mais precisa e segura do AASI nessa população. A RECD também pode ser utilizada para avaliação da saída máxima do AASI em adultos. Outras informações sobre essa medida serão dadas posteriormente.

2.4 MEDIDAS COM MICROFONE SONDA

As medidas com microfone sonda foram introduzidas para uso clínico no início da década de oitenta e constituem um método objetivo, não invasivo, rápido e confiável para a avaliação da performance eletroacústica do aparelho de amplificação sonora individual *in situ*. Quando se deseja saber como o dispositivo eletrônico adaptado está conduzindo a amplificação para o paciente, mensurações individuais devem ser realizadas. (HAWKINS; COOK, 2003).

Para se compreender melhor as medidas realizadas com microfone sonda será dada uma breve explanação a respeito das características anátomo-fisiológicas das orelhas externa e média, bem como a interpretação adequada de suas respostas aos estímulos sonoros, quando mensurados no conduto auditivo externo.

2.4.1 Propriedades acústicas da orelha externa e média

A orelha externa é composta pelo pavilhão auditivo, pelo conduto auditivo externo (CAE) e pela membrana timpânica. A função do pavilhão auditivo é a de uma corneta acústica, capaz de dar um acoplamento de impedâncias entre o espaço exterior e o CAE, possibilitando uma melhor transferência de energia. Essa corneta, tendo uma certa característica diretiva, ajuda a localização da fonte sonora. Em média, o CAE tem 25 mm de comprimento e é fechado ao fundo pela membrana timpânica. Deve ficar claro, que o tímpano assemelha-se a um cone rígido sustentado em sua periferia por um anel de grande elasticidade, que lhe permite oscilar como uma unidade, sem sair do seu eixo. (FERNANDES, 1999a).

O pavilhão auricular modifica significativamente a entrada dos sons, principalmente os de alta frequência e é importante na habilidade de localização sonora. (MOORE, 2004). A concha é uma cavidade que constitui a entrada para o CAE. Essas duas estruturas têm propriedades complementares, seu efeito combinado resulta em amplificar a onda sonora sobre uma ampla gama de frequências. (ROSENBERG, 1982).

As ondas sonoras percorrem o conduto auditivo e incidem sobre a membrana timpânica (MT), fazendo-a vibrar com a mesma frequência e amplitude da energia do som. As ondas sonoras (pressão) são transformadas em vibração (FERNANDES, 1999a). A vibração da MT é transmitida aos ossículos (martelo, bigorna e estribo) que é transmitida à janela oval atingindo assim, a orelha interna.

Wiener e Ross (1946) definiram a orelha externa como um amplificador acústico natural. O conduto auditivo tem a função de proteção da membrana timpânica, de absorção do som e de ressonância da condução do som aumentando a onda sonora e transmissão pelo conduto.

Ressonância é a coincidência de frequências entre estados de vibração de dois ou mais corpos. Sabe-se que todo corpo capaz de vibrar, sempre o faz em sua frequência natural. Quando se tem um corpo vibrando na frequência natural de um segundo corpo, o primeiro induz o segundo a vibrar. Diz-se então que eles estão em ressonância. (FERNANDES, 1999b).

O conduto auditivo externo, por ser um tubo aberto em uma extremidade e fechado na outra pela MT, é chamado de ressonador de um quarto de comprimento de onda. (CHASIN, 2005). É chamado assim porque o conduto produz vários picos de ressonância em diferentes frequências, sendo a frequência mais importante a que ocorre quando um quarto do comprimento da onda sonora for igual ao comprimento do conduto. (SIMONETTI, 2001). A frequência em que essa ressonância ocorre é a velocidade do som (340 m/seg) dividida por quatro vezes o comprimento do tubo ($F = V / 4L$). A média do comprimento do canal auditivo humano é de 28 mm e a compliância da membrana timpânica acrescenta mais alguns milímetros de comprimento acústico em relação ao comprimento inicial medido, tornando o CAE com 31 milímetros de comprimento. Como o canal da orelha é um ressonador de um quarto de onda, tem-se que a primeira ressonância seja de 2700 Hz, calculada pela equação $F = V / 4L$ ($F = 340000 \text{ mm/seg}$ dividido por 4 vezes 31 mm de comprimento do canal = 2700 Hz). Alguns indivíduos com MT flácida apresentam ressonância na ordem de 2500 e 2600 Hz, desde que, nesses casos, a MT proporcione um comprimento acústico mais longo. (CHASIN, 2005).

Segundo Minitti et al. (1993 apud SALES, 2005) a ressonância natural da orelha média (OM) é de 500 a 3000 Hz. Ela responde a várias frequências, fazendo com que mais da metade da energia que penetra pela OM seja transmitida à cóclea de forma linear.

Tabela 1 - Propriedades acústicas da orelha externa e orelha média

ESTRUTURA	EFEITOS GERAIS	MAGNITUDE
Pavilhão	Ressonância concha 5-6 KHz	~10 dB
CAE	Ressonância tubo 2.5-2.7 KHz	~13 dB
MT	Área relativa ao estribo: ganho de pressão	~15-20 dB
Ossículos	Alavanca martelo/estribo	~ 2-3 dB

CAE: conduto auditivo externo e MT: membrana timpânica

Fonte: DILLON, 2001.

Quando um indivíduo é exposto a um campo sonoro, a propagação do som em direção a membrana timpânica será independente da direção de incidência do som. (HAMMERSHOI; MOLLER, 1996). No entanto, a magnitude da ressonância de um quarto de onda é altamente dependente do ângulo da posição da caixa sonora. (CHASIN, 2005).

Com a mensuração individualizada da ressonância da orelha externa, mediante as medidas com microfone sonda, é possível levar em consideração as diferenças individuais e a acústica dos moldes auriculares a fim de averiguar objetivamente a adequação do AASI, frente aos valores determinados pelas regras prescritivas. (ZENKER, 2001).

2.4.2 Equipamentos necessários para a realização das medidas com microfone sonda.

As medidas com microfone sonda foram conduzidas em laboratório pela primeira vez no início dos anos 40 resultando em um estudo clássico publicado por Wiener e Ross (1946).

Em 1970 Earl Harford desenvolveu um sistema para teste do AASI em ouvido real utilizando um microfone miniaturizado (dimensões aproximadas de 4 mm x 5 mm x 2mm) posicionado próximo à membrana timpânica do usuário. Esse microfone estava acoplado a um sistema de casamento de impedância que poderia ser utilizado com os analisadores de aparelhos de amplificação sonora individuais já existentes. (HARFORD, 1980).

No início da década de oitenta, o primeiro equipamento de medidas com microfone sonda computadorizado (Rastronics CCI-10, desenvolvido na Dinamarca por Steen Rasmussen) foi introduzido no mercado norte americano. Esse equipamento tinha um tubo de silicone conectado ao microfone, eliminando a necessidade de posicionar o microfone dentro do conduto auditivo. No ano de 1985, outros três ou quatro fabricantes introduziram seus equipamentos no mercado. (MUELLER, 2005).

Atualmente existe uma variedade de sistemas para medidas com microfone sonda disponíveis no mercado. Embora, os mesmos possam apresentar características diferentes, todos irão possuir os seguintes itens:

- Tubo sonda de silicone: tubo de silicone flexível inserido dentro do canal da orelha para registrar o NPS próximo à membrana timpânica. (DILLON, 2001; REVIT, 2002).
- Microfone de referência: todos os sistemas fabricados atualmente utilizam um outro microfone para equalização e calibração do campo sonoro, chamado de microfone de referência ou microfone de controle. A equalização serve para controlar o sinal acústico fornecido ao longo de toda a faixa de frequências avaliada. É o microfone de referência que controla o sinal de teste e ajusta o nível de pressão sonora mantendo-o constante. Esse microfone elimina as influências criadas pelo movimento de cabeça do paciente e por pobres condições do ambiente; o que elimina a necessidade do teste ter que ser obrigatoriamente realizado em sala acusticamente tratada. (NORTHERN, 1992; REVIT, 2002).
- Gerador de sinal: alto falante que entrega o estímulo ao campo sonoro, com apenas um radiador ou um radiador coaxial. Apenas um radiador significa que o alto falante deve ter apenas um elemento para projetar todas as frequências.

Já o radiador coaxial significa que dois ou mais radiadores enviam som ao longo do mesmo eixo no campo sonoro. (REVIT, 2002).

O tubo de silicone (tubo sonda) é posicionado no conduto auditivo externo (CAE) a uma distância de, aproximadamente, 5 mm da membrana timpânica. Um sinal acústico, geralmente um tom puro ou ruído de banda ampla, é emitido em uma intensidade específica (por exemplo, 65 dB NPS) de um alto falante posicionado normalmente em 0° ou 45° azimuth e, aproximadamente, a 30 cm de distância do usuário. O tubo sonda é acoplado a um microfone que permite o registro e análise dos níveis de pressão sonora gerados no conduto auditivo externo. (MARTIN, 2000; PUMFORD; SINCLAIR, 2001).

2.4.3 Ambiente de teste e calibração

As medidas com microfone sonda podem ser realizadas tanto em ambientes tratados acusticamente como em ambientes não tratados. As salas com tratamento acústico são ideais, pois oferecem menor reverberação do som, baixos níveis de ruído e poucas superfícies refletoras. No entanto, é possível realizar as medidas com microfone sonda em salas não tratadas acusticamente, com a mesma validade e replicabilidade que na sala com tratamento acústico, desde que: o alto-falante esteja em uma distância apropriada do paciente; o nível de ruído na sala de teste não seja superior ao nível de saída da caixa sonora e não haja superfícies refletoras próximas do local da medição. (HAWKINS; MUELLER, 1992).

O usuário do AASI deve permanecer a uma distância de aproximadamente 30 centímetros da caixa acústica do equipamento, posicionada a 0° ou 45° azimuth da caixa sonora. (MARTIN, 2000; PUMFORD; SINCLAIR, 2001). Deve ser lembrado, no entanto, que cada equipamento traz a recomendação própria quanto à posição do indivíduo em relação à caixa de som.

Os sistemas de medidas em ouvido real requerem a calibração do tubo sonda antes de se iniciar a medição. O tubo de silicone é considerado parte do microfone, desse modo, os efeitos acústicos que o som produz ao passar por esse tubo devem ser levados em consideração. Por ser fino e comprido, esse tubo causa uma resposta não plana no microfone sonda. O equipamento de medida com microfone sonda deve corrigir isso, por meio da

calibração, ou pela aplicação de uma correção previamente gravada na memória do equipamento. (PUMFORD; SINCLAIR, 2001).

O propósito da calibração é tornar o tubo sonda acusticamente invisível (“transparência acústica”). A calibração do tubo sonda deve ser repetida toda vez que o tubo for trocado (PUMFORD; SINCLAIR, 2001). Para realizar a calibração do tubo sonda, a ponta do mesmo deve ser posicionada próxima à entrada do microfone de referência, o qual tem uma resposta plana. (DILLON, 2001). Esse conjunto deve ficar posicionado a aproximadamente 50 cm de distância da fonte sonora. Ao sair o som do alto falante, o sistema de mensuração em orelha real compara automaticamente as respostas de frequência entre estímulo e conjunto composto por microfone de referência mais tubo sonda, equalizando a resposta do microfone sonda para que ela corresponda à resposta do microfone de referência. (REVIT, 2002).

2.4.4 Características do estímulo utilizado para teste

Vários tipos de estímulos podem ser utilizados nas medidas com microfone sonda sendo que a seleção desses dependerá do que se quer avaliar. A escolha do estímulo depende também do processamento do sinal utilizado no AASI (linear ou não linear), bem como da existência de algoritmos especiais como, por exemplo, sistemas de redução de ruído e de feedback.

Os estímulos sonoros mais utilizados são descritos a seguir.

- Tom puro: um tom contínuo com uma mesma frequência e com amplitude mantida constante durante um único teste de frequência. (FRYE, 2002; FRYE, 2006).
- Varredura de tom puro: os níveis de intensidade variam em função da frequência, demonstrando menores desvios nos resultados de bandas largas. (LEIJON, 2004).

- Varredura curta (*short sweep*): alguns equipamentos utilizam uma varredura de tom puro curta e rápida, que fornece uma quantidade de energia em cada frequência audiométrica em aproximadamente dois segundos. Devido à sua curta duração esse estímulo é geralmente utilizado para avaliação da saída máxima do AASI *in situ*. (ROBSON, 2001).
- *White Noise*: ou ruído branco, é um ruído de banda larga que contém energia na faixa de frequência de 100 a 10.000 Hz. Esse ruído possui a mesma quantidade de energia para todas as frequências audíveis. (RUSSO, 1999).
- *Speech Noise*: é uma filtragem do ruído branco, destinado a mascarar o espectro de longo termo dos sons da fala. É produzido pelo uso de um filtro passa-baixo, tendo uma frequência de corte de 1000 Hz. (RUSSO, 1999).
- *Narrow Band*: um ruído de banda estreita, também definido como sendo uma filtragem do ruído branco com o uso de vários filtros eletrônicos ativos, de forma que gere um ruído diferente para cada largura de banda. (RUSSO, 1999).
- *Composite noise*: um estímulo sonoro que apresenta 80 tons puros apresentados simultaneamente. (FRYE, 2002).
- ICRA: há um total de nove sinais ICRA. Três deles são ruídos aleatórios não modulados de sinais de fala masculinos, enquanto os outros seis tipos são todos sinais de fala moduladas com três discursos femininos e três discursos masculinos, e as seis vozes alterando o nível de intensidade em forte, média e fraca. Esses seis "ruídos" são os mais adequados para avaliar os AASIs com processamento digital de sinais, devido ao seu discurso com características moduladas. (LESIECK; MAJEST; REDINGER, 2001).
- Sinal de fala real: um sinal de fala real digitalizado com quatro diferentes passagens de fala. Cada uma tem a duração de 10-15 segundos e podem ser apresentadas sozinhas ou em uma volta contínua. (BASC, 2005).

O nível de apresentação do estímulo também depende do que se deseja avaliar, devendo ser selecionado uma intensidade que esteja acima do nível do ruído ambiental e que não cause desconforto ao indivíduo testado. A escolha do nível de apresentação do estímulo

também se baseia no tipo de processamento do sinal do AASI. Por exemplo, para aparelhos não lineares ao invés de um único nível de entrada são utilizadas diferentes medições utilizando um nível fraco (por exemplo, 50 dB NPS), médio (65 dB NPS) e forte (80 dB NPS).

Se o objetivo do teste for equiparar a resposta do AASI com valores do *target*, deve ser levada em consideração a fórmula prescritiva utilizada. Por exemplo, o procedimento NAL-R (BYRNE; DILLON, 1986) prescreve um *target* para o nível de intensidade de 65 dB NPS, portanto, essa intensidade deve ser utilizada na verificação. Já a formula NAL-NL1 (DILLON, 1999) prescreve diferentes *targets* para intensidades de 40, 50, 60, 65, 70, 80, e 90 dB.

2.4.5 Preparação do paciente para realização das medidas com microfone sonda

O primeiro passo para a realização das medidas com microfone sonda é a realização da inspeção otológica. Isso é feito para verificar as condições anatômicas e/ou fisiológicas do conduto auditivo externo e identificar alterações que possam dificultar ou impedir a realização do exame, como, por exemplo, perfurações da membrana timpânica, cerume em excesso, presença de secreções ou alterações de orelha média. A inspeção otológica também facilita a inserção do tubo sonda, pois permite ao fonoaudiólogo observar a direção do conduto CAE.

Como se trata de um teste objetivo não é necessário a participação ativa do indivíduo no exame. A única cooperação solicitada é que o indivíduo não se movimente e permaneça em silêncio durante a avaliação.

O tubo sonda deve ser inserido no conduto auditivo externo do paciente de modo que não atinja a membrana timpânica. Revit (2002) propõe em seu estudo que a sonda fique posicionada a 6 mm da membrana timpânica (MT). Outros autores sugerem que o melhor posicionamento seria entre 1 e 3 mm de distância da MT, para que o erro das medidas seja reduzido e a validade teste-reteste seja melhorada (HELLSTROM; AXELSSON, 1993). Essa medida pode ser calculada utilizando o molde como guia, os milímetros desejados devem ser

deixados à frente da ponta do molde e o anel marcador deve ser posicionado no tragus do paciente.

2.4.6 Principais medidas utilizadas na prática clínica

As normas ANSI S3.46-1997 apresentam a terminologia e definição de diferentes medidas possíveis de realização por meio desse procedimento.

2.4.6.1 Resposta de ressonância da orelha externa (REUR - *Real Ear Unaided Response*) / Ganho de ressonância da orelha externa (REUG - *Real Ear Unaided Gain*)

“Resposta obtida em dB NPS, em função da frequência, medida em um ponto determinado do conduto auditivo externo, quando apresentado um estímulo sonoro específico, em um campo sonoro específico, com a orelha sem amplificação.” (ANSI S3.46-1997).

Essa medida é obtida com o microfone sonda colocado no conduto auditivo externo aberto, isto é, não ocluído pelo posicionamento do molde auricular ou AASI. Nesse caso os registros refletem, principalmente, os efeitos acústicos do pavilhão auricular e do próprio conduto auditivo.

A REUR típica de um adulto humano apresenta pouca ressonância ou reflexão para as frequências abaixo de 1500 Hz cujos valores da amplitude encontrados são de 0 a 5 dB. Na região de 2600 a 3000 Hz, onde ocorre o primeiro pico de ressonância, os valores da amplitude são de 14 a 18 dB. Já para a região do segundo pico de ressonância, de 4000 a 5000 Hz a amplitude encontrada varia de 10 a 15 dB. O segundo pico está presente devido às propriedades de ressonância e captação da concha. (VALENTE; VALENTE; GOEBEL, 1991; HALL; MUELLER, 1998).

A REUR pode ser influenciada pelas variações individuais da acústica do conduto auditivo (SAUNDERS; MORGAN, 2003), pela colocação do tubo sonda, pela movimentação da cabeça ou corpo do paciente. (DIRKS; KINCAID, 1987; SAUNDERS; MORGAN, 2003).

A má inserção do tubo sonda na orelha do paciente durante a REUR, pode ter um efeito significativo nas outras medidas realizadas durante a verificação do AASI. O mau posicionamento da sonda causa maior variabilidade nas respostas de altas frequências e a amplitude de suas respostas aparece aquém da amplitude real.

O uso clínico mais comum da REUR é na obtenção do ganho de inserção. No entanto, o traçado da REUR, quando incomum, pode indicar alterações na membrana timpânica como a presença de perfurações. (BERNARDEZ et al., 2005).

A REUG é definida como sendo a “diferença em decibel entre o NPS, em função da frequência, num ponto específico do CAE e entre o sinal de entrada, para um estímulo sonoro específico, em um campo aberto, com a orelha não ocluída”. (ANSI S3.46-1997).

A REUG reflete o ganho fornecido pelas propriedades acústicas da orelha externa sendo calculada a partir da medida da REUR. Para isso é feita a subtração do nível do sinal de entrada (dB) utilizado para a medida do nível absoluto (em dB NPS) mensurado no conduto. Por exemplo, se a apresentação de um tom puro de 3000 Hz com 65 dB NPS de intensidade gera no conduto auditivo externo de um indivíduo um nível de pressão sonora igual a 80 dB NPS, então se diz que a REUG nessa frequência é igual a 15 dB ($80 - 65 \text{ dB} = 15 \text{ dB}$).

2.4.6.2 Resposta de oclusão da orelha externa (REOR - *Real Ear Ocluded Response*) ou Ganho da oclusão da orelha externa (REOG - *Real Ear Ocluded Gain*).

A REOR é definida como “o nível de pressão sonora, em função da frequência, em um ponto de mensuração específico do CAE, para um campo livre específico, com o AASI (e seu acoplamento acústico) posicionado na orelha e desligado”. (ANSI S3.46-1997).

Por sua vez a REOG é definida como a “diferença em decibels entre o nível de pressão sonora, em função da frequência, em um ponto de mensuração específico do CAE e o nível de pressão sonora, para um campo livre específico, com o AASI (e seu acoplamento acústico) posicionado na orelha e desligado”. (ANSI S3.46-1997).

Pelo fato de que na medida da REOR/REOG o AASI está desligado e ocluindo o conduto auditivo vai ocorrer a perda da ressonância natural da orelha. Dessa forma, quando um molde ocluído for utilizado, os valores de REOR/REOG, nas diferentes frequências, serão menores do que os REUR/REUG. (ZENKER, 2001).

Clinicamente a medida da REOR/REOG é utilizada para determinar as características da ventilação do molde auricular e/ou cápsula do AASI e se essas geram algum efeito acústico indesejável, isto é, ressonâncias associadas que possam modificar a resposta final da amplificação. (MUELLER, 1992).

2.4.6.3 Resposta de ressonância da orelha externa com uso da amplificação (REAR - *Real Ear Aided Response*) ou Ganho de ressonância da orelha externa com uso da amplificação (REAG - *Real Ear Aided Gain*).

A resposta de ressonância da orelha externa com uso da amplificação é “o nível de pressão sonora, em função da frequência, em um ponto de mensuração específico do CAE, para um campo livre específico, com o AASI (e seu acoplamento acústico) posicionado na orelha e ligado”. (ANSI S3.46-1997).

Por meio da REAR consegue-se avaliar os níveis de pressão sonora (saída), em função da frequência, obtidos com a utilização do AASI ligado e posicionado no conduto auditivo externo. Nesse caso, os registros refletem os efeitos acústicos da orelha e do molde auricular e os efeitos eletroacústicos do AASI.

Para a medição da REAR algumas decisões importantes devem ser tomadas. Primeiramente, devem ser selecionados o tipo de estímulo e o nível de apresentação, tendo em mente as considerações já apresentadas no item 2.4.4. Uma outra decisão é a posição do controle de volume do AASI, quando existente e ativado. Para isso não há uma regra

específica. Alguns profissionais deixam o controle de volume na posição intermediária, enquanto outros o posicionam de forma a propiciar maior conforto para o paciente. No caso da avaliação de usuários experientes de AASI, o controle de volume pode permanecer na posição de uso diário. (MUELLER, 1992; VALENTE, 1994; PUMFORD; SINCLAIR, 2001).

A REAG é a “diferença em decibel, em função da frequência, entre o NPS em um ponto específico de medição no CAE e o NPS de um ponto de referência do campo livre, com o AASI (e seu acoplamento acústico) posicionado na orelha e ligado”. (ANSI S3.46-1997).

Para o cálculo da REAG é necessário, em cada frequência testada, realizar a subtração do nível de pressão sonora (dB NPS) absoluto medido no conduto auditivo externo, ou seja, a REAR, e o nível do sinal de entrada utilizado para a medição.

Tanto a REAR como a REAG servem como referência para o cálculo do ganho de inserção (REIG). (ZENKER, 2001; PUMFORD; SINCLAIR, 2001).

2.4.6.4 Ganho de inserção (REIG - *Real Ear Insertion Gain*)

“Diferença em decibel, em função da frequência, entre a REAG e a REUG, obtida no mesmo ponto de medição do CAE e nas mesmas condições de campo livre”. (ANSI S3.46-1997).

O REIG também pode ser definido como a diferença entre a REAR e REUR. Para o cálculo do REIG, o equipamento com microfone sonda realiza a subtração da REAG e REUG automaticamente, ou seja, o equipamento calcula a diferença entre o nível de pressão sonora gerado no CAE com e sem o uso da amplificação (COSTA; ÍÓRIO; BORGES, 1993; CHASIN, 2005), em cada frequência.

Nesse ponto cabe ressaltar que todo método prescritivo gera um *target* também denominado “objetivo”. O *target* refere-se a um valor ou conjunto de valores de ganho (REIG) ou saída (REAR) que expressa as características de amplificação necessárias para um dado indivíduo, em uma dada região de frequência. As fórmulas para o cálculo do *target*

podem ter como base os limiares audiométricos ou dados supra-liminares. Em uma abordagem prescritiva, o fonoaudiólogo irá ajustar o AASI de modo a contemplar esse *target*.

Nos equipamentos de microfone sonda, o *target* para o REIG e/ou REAR é exibido na tela. Dessa forma, as respostas obtidas na orelha do indivíduo podem ser visuais ou numericamente comparadas ao *target* a fim de verificar se a quantidade de amplificação pré-determinada pela regra prescritiva foi alcançada. (ZENKER, 2001; SOUZA; TREMBLAY, 2006).

Alguns termos não foram definidos pela norma ANSI, porém possuem aplicações clínicas, descritas a seguir.

2.4.6.5 Resposta de saturação da orelha externa (RESR - *Real Ear Saturation Response*).

“Nível de pressão sonora, em função da frequência, em um ponto específico de medição no CAE, para um campo livre específico, com o AASI (e seu acoplamento acústico) posicionado na orelha e ligado, com o controle de volume ajustado no máximo (ou se isto não for possível, ajustado em uma posição logo abaixo daquele onde há ocorrência de microfonia). O sinal de entrada deve ser intenso o suficiente para fazer com que o AASI opere em sua saída máxima.” (HALL; MUELLER, 1998).

O objetivo da RESR é determinar qual a saída máxima que o AASI está fornecendo na orelha do usuário e, dessa forma, propiciar o ajuste adequado da mesma. Como nessa medida utiliza-se um nível de apresentação de 90 dB NPS é necessária muita cautela para que o nível de desconforto do paciente não seja atingido. (PUMFORD; SINCLAIR, 2001). Preferencialmente, a RESR deve ser realizada em um acoplador com a utilização da RECD como valor de correção. (ZENKER, 2001).

2.4.6.6 Diferença entre a medida obtida em acoplador e na orelha do usuário (RECD - *Real Ear to Coupler Difference*).

“Diferença em decibels, em função da frequência, entre a saída de um AASI (e seu acoplamento acústico) obtida em ouvido real e no acoplador de 2cc, medidas com o mesmo sinal de entrada e posição do controle de volume.” (HALL; MUELLER, 1998).

Em outras palavras, a RECD é um fator de correção individualizado que traduz as diferenças de volume e impedância existentes entre o ouvido real de um indivíduo e o acoplador de 2 cc. Dadas essas diferenças, o valor da RECD geralmente é maior ou igual a zero. (ZENKER, 2001).

2.4.7 Confiabilidade das medidas com microfone sonda

As medidas com microfone sonda apresentam vantagens quando comparadas a procedimentos comportamentais utilizados para verificação do AASI. Uma dessas vantagens é a maior confiabilidade do procedimento, já que estudos demonstram uma variabilidade teste-reteste das medidas com microfone sonda menor do que 6 dB. As principais fontes de variabilidade são o posicionamento do tubo sonda e quebra da vedação acústica ocasionada pela presença do mesmo no conduto auditivo; a distância e o ângulo de posicionamento do alto falante, acústica ambiental e equipamento utilizado para o teste; a presença de cerume no conduto auditivo e condições da orelha média. (BARLOW et al., 1988; HUMES; HIPSKIND; BLOCK, 1988; HAWKINS; MUELLER, 1992; COSTA et al., 1994; DIRKS AHLSTROM; EISENBURG, 1994; STONE; MOORE, 2004; BERNARDEZ et al., 2005).

Hawkins (1987) relata os resultados obtidos para medidas repetidas realizadas em dias diferentes no KEMAR e no mesmo dia em um indivíduo. Em cada situação foram obtidas cinco medidas. Após cada medição o equipamento era desligado e recalibrado. Para o KEMAR a diferença entre as medidas variou de 0 (500 Hz), 1 dB (2 kHz) a 2.4 dB (6kHz), sendo isso indicativo de alta confiabilidade. No caso do indivíduo, seis audiologistas experientes realizaram, cada um, cinco medições no mesmo sujeito com o mesmo AASI e

molde. A diferença média entre as medições do ganho de inserção entre os seis audiologistas variou 2,2 dB em 1000 Hz a 7dB em 6000 Hz. O autor conclui que existe variabilidade associada com essa medição e que o principal cuidado a ser tomado para diminuir tal variabilidade é com a posição do tubo sonda.

Alguns anos depois Hawkins e Mueller (1992) também realizaram um estudo para verificar a variabilidade teste-reteste encontrada ao se realizar uma segunda medição, quando o AASI é retirado da orelha do paciente e o tubo sonda é recolocado para, então, dar início a uma nova seqüência de medições. Eles encontraram diferenças entre as duas medidas realizadas de aproximadamente 2-3 dB em 3000 Hz e aproximadamente 4-5 dB em 4000 e 5000 Hz. Já, quando medidas a REAR e a REIG, a diferença encontrada foi de aproximadamente 2-3 dB para as freqüências abaixo de 1000 Hz, aproximadamente 3 dB na região de 1000 a 2000 Hz, e aproximadamente 4 dB nas freqüências iguais ou acima de 3000 Hz.

A posição do tubo sonda no canal da orelha é um dos mais importantes aspectos na realização das medidas com microfone sonda. É particularmente importante no estabelecimento da REUR e da REAR, onde medidas absolutas do nível de pressão sonora são determinadas no conduto auditivo externo. Quanto mais distante o tubo sonda estiver posicionado da membrana timpânica, maior será o erro encontrado nas medidas com microfone sonda, principalmente em altas freqüências. (DIRKS; KINCAID, 1987).

De acordo com Dillon (2001), contanto que o tubo sonda esteja posicionado após a ponta do molde auricular ou cápsula do AASI, alterações em seu posicionamento não serão de relevância para as medidas até a freqüência de 2 kHz. Nessas freqüências o comprimento de onda é muito maior do que as dimensões do conduto auditivo externo, dessa forma, o mesmo nível de pressão sonora será produzido em todo espaço residual do CAE. No entanto, para as freqüências acima de 2 kHz, o posicionamento do tubo sonda se torna mais crítico em função das ondas estacionárias no espaço residual do CAE. Para diminuir erros de medição em virtude da presença dessas ondas estacionárias, conforme a freqüência aumenta e o comprimento de onda diminui, torna-se necessário o posicionamento do tubo cada vez mais próximo da membrana timpânica.

Hawkins e Mueller (1992) relatam que quando o tubo sonda é posicionado a 10 mm de distância da membrana timpânica, o erro é aproximadamente 10 dB em 8000 Hz, 5 dB

em 6000 Hz, 3 dB em 4000 Hz, 2 dB em 3000 Hz, 1 dB em 2000 Hz e menos de 1 dB em 1000 Hz. Já quando localizado a cinco milímetros da membrana timpânica, a acurácia das medidas com microfone sonda é maior, apresentando erro menor que 2 dB ao redor de 8000 Hz.

Devido às diferenças encontradas nas altas frequências, é fundamental que durante as medições o tubo sonda fique posicionado no mesmo lugar. A posição ideal do tubo sonda é de 5 mm a 8 mm de distância da membrana timpânica. (Dirks; KINCAID, 1987; MARTIN, 2000). Além disso, é necessário que o tubo sonda seja posicionado além do campo de transição do molde auricular, ou seja, a ponta do tubo sonda deve estar 4 a 5mm além da ponta do molde auricular. (DIRKS; KINCAID, 1987).

Além do posicionamento do tubo sonda, outro fator influencia as medidas obtidas como o posicionamento da caixa acústica em relação ao indivíduo testado. É recomendado que a caixa acústica seja posicionada aproximadamente 30 cm de distância do paciente. (MARTIN, 2000; PUMFORD; SINCLAIR, 2001). Quanto ao ângulo de posicionamento da caixa, alguns fabricantes recomendam 0° ou 45° azimuth. A REUR é a medida que mais sofre variação em função do azimuth escolhido pelo avaliador. Porém, diferenças nas outras duas medidas (REAR e REIG) também podem ocorrer devido à mudança de localização da caixa sonora. (HAWKINS; MUELLER, 1992; VALENTE, 2002).

A condição da orelha média também pode influenciar as respostas nas medidas com microfone sonda, sobretudo a resposta de ressonância da orelha externa (REUR). A perfuração de membrana timpânica é uma das patologias que causa grande variabilidade nas medidas avaliadas. Há uma redução das respostas da REUR nas orelhas com perfuração de membrana timpânica. (GOODE; FRIEDRICH; FALK, 1977; ZENKER, 2001, PUMFORD; SINCLAIR, 2001; BERNARDEZ, 2005). Quando há uma perfuração relativamente grande a REUR típica apresenta dois picos. (MORYL; DANHAUER; DIBARTOLOMEO, 1992; BERNARDEZ, 2005), sendo que o primeiro pico é freqüentemente localizado ao redor de 2700 Hz, enquanto o segundo pico encontra-se ao redor de 4000 e 5000 Hz. (ZENKER, 2001).

Por fim, deve ser ressaltada que a presença de cerume entupindo o tubo sonda impossibilita a realização do teste. Se as medidas com microfone sonda forem iniciadas e houver cerume bloqueando o tubo sonda, será facilmente observado e identificado porque

aparecerá uma REUR atípica, com valores negativos ou ganho negativo para o aparelho auditivo. (HAWKINS; MUELLER, 1992). O mesmo ocorre quando o tubo sonda é direcionado contra a parede do conduto auditivo do paciente, ou quando ele se encontra pressionado pelo molde auricular.

2.4.8 Comparação entre a audiometria em campo livre e as medidas com microfone sonda

Para finalizar, o quadro abaixo apresenta um comparativo entre as medidas com microfone sonda e a audiometria em campo livre.

AUDIOMETRIA EM CAMPO LIVRE	MEDIDAS COM MICROFONE SONDA
<ul style="list-style-type: none"> ▪ Teste subjetivo, comportamental 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Teste objetivo
<ul style="list-style-type: none"> ▪ As respostas obtidas estimam o desempenho do paciente com AASI 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ As respostas obtidas demonstram o desempenho do aparelho na orelha (in situ) do usuário
<ul style="list-style-type: none"> ▪ Alta variabilidade teste-reteste 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Baixa variabilidade teste-reteste
<ul style="list-style-type: none"> ▪ Sofre influência da orelha não testada 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Não sofre influência da orelha não testada
<ul style="list-style-type: none"> ▪ Mede a detecção auditiva 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Mede o NPS no conduto auditivo externo
<ul style="list-style-type: none"> ▪ Avalia as inter-oitavas (não tem especificidade de frequência) 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Avalia resposta de frequência
<ul style="list-style-type: none"> ▪ Pode ser utilizada com qualquer tipo de AASI 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Apenas pode ser utilizado com AASI de condução aérea
<ul style="list-style-type: none"> ▪ Mede de 5 em 5 dB 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Capta variações de 1 em 1 dB
<ul style="list-style-type: none"> ▪ Sofre mais interferência do ruído externo 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Sofre menos interferência do ruído externo
<ul style="list-style-type: none"> ▪ Não avalia a resposta do AASI para diferentes níveis de entrada 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Avalia a resposta do AASI para diferentes níveis de entrada

Quadro 1 - Comparativo entre as medidas com microfone sonda e a audiometria em campo livre

Frente a esses fatos as normas da American Speech-Language-Hearing Association (1998) e da Academia Americana de Audiologia (2006) para adaptação de AASI em adultos indicam que as medidas com microfone sonda devem ser empregadas como método primário na etapa de verificação.

Embora de importância fundamental no processo de verificação dos AASIs, as medidas com microfone sonda ainda não são ampla e rotineiramente utilizadas. Mueller (2005) relata que nos Estados Unidos somente um terço dos profissionais utilizam essa técnica na rotina clínica. A dificuldade de acesso ao equipamento devido ao custo do mesmo não é o único responsável pela baixa porcentagem de realização dessas medidas na prática clínica já que aproximadamente 45% dos profissionais que possuem o equipamento para realização das medidas com microfone sonda quase nunca utilizam esse procedimento. O autor relata que a não familiaridade do profissional com os procedimentos e importância das medidas com microfone sonda bem como a existência de outras práticas já enraizadas para a verificação do AASI podem desencorajar sua utilização. Finalmente, o autor sugere que o treinamento profissional adequado pode aumentar o uso desse procedimento em aproximadamente 20%.

2.5 TELESSAÚDE E AUDIOLOGIA

2.5.1 Telessaúde: definição e principais projetos no país

Os avanços nas tecnologias de informação e comunicação vêm apresentando impactos significativos na sociedade, incluindo a área da saúde, com potencial para melhorar a qualidade de vida dos indivíduos.

“Telemedicina” é um termo bastante difundido nos dias de hoje e, de maneira ampla, se refere aos serviços médicos de cuidados à saúde realizados à distância. Mais de 104 diferentes definições de “telemedicina” foram registradas em periódicos revisados por pares, organizações e sociedades científicas no período de 1970 até 2006. As diferenças entre as definições são dadas pela ênfase em uma ou mais perspectivas da telemedicina, sendo elas: médica, tecnológica, geográfica / espacial e dos benefícios advindos de seu uso. (SOOD et al., 2007).

Foram vários os esforços para se chegar a uma definição que abrangesse a totalidade e fizesse jus às amplas possibilidades de aplicação da telemedicina tanto no

diagnóstico e tratamento de doenças como na educação e pesquisa em saúde. Na verdade, o termo “telemedicina” em si foi considerado bastante limitante por enfatizar apenas o cuidado médico. Já em 1978, o escopo e definição da telemedicina foram expandidos para incluir o conceito de “telessaúde”. (BASHSHUR; REARDON; SHANNON, 2000; STANBERRY, 2000).

A telessaúde inclui sistemas de suporte ao processo de cuidado à saúde pelo fornecimento de meios mais efetivos e eficientes de troca de informações. Tal conceito incorpora uma ampla extensão de atividades relacionadas à saúde que vão além do cuidado ao paciente, englobando também a promoção de saúde, a educação ao paciente e profissional, a prevenção de doenças, a vigilância epidemiológica, o gerenciamento de serviços de saúde e a proteção ambiental, dentre outras. (BASHSHUR; REARDON; SHANNON, 2000).

Tanto a telemedicina como a telessaúde envolvem a transferência eletrônica das informações médicas e de saúde entre locais e participantes distantes. A tecnologia de informação eletrônica é utilizada como um substituto para o contato pessoal entre os participantes ou entre as unidades de saúde envolvidas no atendimento. Frequentemente o termo telemedicina e telessaúde são utilizados como sinônimos. (LIMA et al., 2007). No entanto, Sood et al. (2007) e Bashshur, Reardon e Shannon (2000) indicaram a necessidade de uma definição mais moderna sobre telemedicina que revelasse sua relação com a telessaúde - ou seja, a telemedicina vista como um subconjunto da telessaúde.

Em grande parte dos países europeus é mais utilizado o conceito de “telemática” o que reflete a ênfase na perspectiva tecnológica - tecnologia da informação de modo geral e na telemetria em particular (Bashshur, Reardon e Shannon, 2000). O termo “telemática em saúde” foi utilizado pela Organização Mundial da Saúde (OMS, 1998) em referência às atividades, serviços e sistemas relacionados à saúde, desenvolvidos à distância por meio das tecnologias de informação e comunicação, para a promoção de saúde global e controle de doenças, bem como educação, gerenciamento e pesquisa em saúde. Atualmente a OMS está adotando o termo “e-Saúde” (*e-Health*) em substituição à “telemática em saúde”. (WORLD HEALTH ORGANIZATION, 2008)

Com a expansão da internet nos anos 90 vários “e-termos” (por exemplo, “e-mail” ou “e-comércio”) surgiram e começaram a se proliferar, dentre eles o termo e-Saúde que compreende uma série de conceitos incluindo saúde, tecnologia e comércio. (OH et al., 2005).

A definição mais utilizada é a de que a e-Saúde é uma área emergente na intersecção da informática médica, saúde pública e negócios e se refere aos serviços de saúde e de informação fornecidos ou enfatizados por meio da Internet e outras tecnologias relacionadas. Em um contexto mais amplo o termo caracteriza não só um desenvolvimento tecnológico, mas também um estado de espírito, uma forma de pensamento, uma atitude e um compromisso com um pensamento de rede global para melhorar a saúde em nível local, regional e mundial via utilização das tecnologias de informação e comunicação. (EYSENBACH, 2001).

Com o número crescente de aplicações de tecnologias de comunicação e informação eletrônica em áreas relacionadas à saúde (as quais também se expandem continuamente) torna-se difícil chegar a um consenso sobre qual a terminologia mais apropriada para identificar esta área – telemedicina, telessaúde, e-saúde, telemática em saúde ou todas as mencionadas. De fato a existência de várias terminologias demonstra a evolução dinâmica e contínua bem como o interesse de diferentes pesquisadores na área. (BASHSHUR, 2000). Para o propósito desse estudo o termo “telessaúde” será utilizado.

Diferentes modalidades de telessaúde foram definidas por Ibañez, Cadena e Zea (2007) e encontram-se no quadro 2.

TELECONSULTA	Busca de informação médica ou assessoramento por parte de pessoal de saúde local ou externo, utilizando tecnologias de informação e telecomunicação. Esta pode ser desenvolvida tanto entre pacientes e profissionais da saúde como somente entre os profissionais.
TELE-EDUCAÇÃO	É a utilização das tecnologias de informação e telecomunicação para a prática da educação à distância. As tecnologias baseadas na internet e em videoconferências, são os meios mais freqüentes utilizados. Traz oportunidades de treinamento, aumento das experiências educativas por meio das consultas com especialistas e assistência virtual a rondas acadêmicas.
TELEMONITORAMENTO (TELEVIGILÂNCIA)	Uso das tecnologias de informação e telecomunicação para obter informação de rotina em relação a condição dos pacientes. Permite aos profissionais da saúde obter e monitorar as variáveis fisiológicas, resultados de exames, imagens provenientes dos pacientes com a finalidade de decidir como e quando se deve realizar o tratamento do paciente. Pode ser realizado desde a casa do paciente ou em enfermarias de hospitais.
TELECIRURGIA	É uma cirurgia em que o cirurgião não atua diretamente no paciente e a visualização e manipulação é realizada à distância, utilizando dispositivos tele-eletrônicos e alta tecnologia em telecomunicações. A telecirurgia é praticada por meio de duas vias: (a) tele-educação, onde o cirurgião que vai desenvolver os procedimentos tem assistência de um especialista à distância; (b) cirurgia telepresencial desenvolvida por cirurgiões qualificados, por meio da utilização de braços robóticos, entre outros instrumentos de alta resolução e tecnologia de ponta em telecomunicações.

Quadro 2 - Modalidades de telessaúde

No âmbito da Fonoaudiologia, a American Speech-Language-Hearing Association (AMERICAN SPEECH LANGUAGE AND HEARING ASSOCIATION, 2005a) adotou o termo “teleprática” como sendo a aplicação da tecnologia para enviar serviços de saúde à distância conectando profissional e paciente ou profissional e profissional, provendo qualquer ou todos os seguintes serviços: (a) treinamento, aconselhamento, educação; (b) avaliação para estabelecer a condição de um dado paciente; (c) intervenção e (d) fornecer assistência remota para treinamento de profissionais. Nesse mesmo documento a ASHA afirma ainda que a teleprática está dentro do escopo e prática dos audiologistas.

Atualmente, dois formatos são utilizados para o fornecimento de serviços de um local ao outro: síncrono e assíncrono.

O formato síncrono (em tempo real) permite que profissionais interajam com pacientes ou outros profissionais de saúde utilizando áudio e/ou vídeo em tempo real ou,

ainda, por meio do controle remoto de aplicativos de um computador e seus periféricos. (KRUMM; RIBERA; SCHMIEDGE, 2005). Esse formato é o que mais se aproxima das consultas tradicionais (face a face).

O formato assíncrono (armazenamento e envio) utiliza a captura de sinais de áudio, videoclips, imagens estáticas ou qualquer outro dado para que seja transmitido/recebido depois de algum tempo. Nesse formato não há necessidade de que os usuários estejam conectados ao mesmo tempo. Modos comuns para a transmissão de dados incluem a internet (via arquivos anexados a e-mails ou formulários), *modems* ou mesmo uma máquina de fax. (AMERICAN SPEECH LANGUAGE AND HEARING ASSOCIATION, 2005b). No âmbito da audiolgia uma outra aplicação assíncrona, embora controversa e não usual, é a auto-avaliação da acuidade auditiva. (KRUMM, 2007).

Tanto as soluções assíncronas como as síncronas apresentam vantagens e desvantagens quando comparadas entre si e a opção por uma ou outra deve partir da análise da situação que se configure como problema a ser enfrentado. Soluções assíncronas comumente priorizam menor requisito tecnológico em detrimento de maior abrangência. Por exemplo, em uma consulta assíncrona entre profissional e cliente podem ser oferecidas diretrizes necessárias e pertinentes ao diagnóstico, tratamento, seguimento, prevenção, entre outros aspectos. Já as situações que demandem respostas imediatas impõem limites ao uso desse formato. Nos sistemas em tempo real em virtude da interação entre as partes ser instantânea, pode-se, por meio de uma rede, fornecer treinamentos à distância, permitindo o fluxo de informações de forma instantânea e fisicamente abrangente. A desvantagem diz respeito às questões financeiras restritivas a seu emprego em larga escala. No entanto, cabe salientar que os custos necessários para aquisição de equipamentos para realização de videoconferências seguem uma tendência de queda, à semelhança do que ocorre com todos os sistemas eletrônicos. (MIOT; PAIXÃO; WEN, 2005)

Acredita-se que a telessaúde possa melhorar a assistência e a equidade da distribuição dos serviços ao permitir a acessibilidade, especialmente em áreas remotas. (ROINE; OHINMAA; HAILEY, 2001). Pode ser capaz também de contribuir na melhoria com os cuidados à saúde para um número maior de pacientes por um menor custo. (BLAKESLEE et al., 1997). Em uma perspectiva educacional a telessaúde oferece a oportunidade para as universidades irem ao encontro da comunidade gerando benefícios como (a) melhora do acesso à informação; (b) melhora da educação profissional; (c) melhor

controle de qualidade; (d) fornecimento de serviços previamente não disponíveis e (e) o maior envolvimento em atividades de pesquisa. A telessaúde apresenta uma oportunidade para associar, como nunca antes, a pesquisa, o ensino e a extensão. (BROOKS, 2001).

Por reconhecer as potencialidades da telessaúde para melhoria da saúde da população a Organização Mundial de Saúde publicou em 2008, durante a 58ª. Assembléia Mundial de Saúde, um relatório que chama os estados membros a considerar a elaboração de um plano estratégico de longo prazo para desenvolver e implementar os serviços por meio da telessaúde, nas diversas áreas do setor, incluindo a administração sanitária e incentivos públicos e privados. Também são chamados a promover a equidade, confidencialidade das informações, privacidade, custos acessíveis, e o acesso universal aos benefícios oferecidos pela telessaúde, além de tentar alcançar as comunidades e adequar o serviço às suas necessidades (WORLD HEALTH ORGANIZATION, 2002).

No Brasil, devido ao extenso território e à má distribuição de recursos, as vantagens da telessaúde podem ser muito grandes. Entre elas, pode-se citar a facilitação do acesso a protocolos sistematizados, a educação à distância, a pesquisa colaborativa entre centros de ensino, sessões de segunda opinião, além da melhor assistência à população, principalmente em regiões remotas ou deficientes, onde o acesso aos serviços médicos é precário. (LIMA et al., 2007).

Embora muito se fale sobre a utilização da telessaúde para melhorar a eficiência de um sistema de saúde, cabe lembrar que as novas tecnologias somente obtêm o máximo do seu potencial quando existe um comprometimento dos recursos humanos no seu uso e uma efetiva integração entre as instituições participantes, no sentido de somar os esforços para multiplicar os resultados. (WEN; HADDAD, 2008.)

Ainda no tocante aos recursos humanos a AMERICAN SPEECH LANGUAGE AND HEARING ASSOCIATION (2005c) publicou um documento sobre o conhecimento e habilidades necessárias para o profissional que desejar conduzir serviços de telessaúde / teleprática. Dentre os itens desse documento afirma-se que o profissional necessita conhecer detalhadamente os modelos de teleprática de modo a implementar tecnologias apropriadas para avaliação e intervenção. Também afirma que os profissionais devem ter conhecimentos aprofundados sobre a necessidade de treinamento adequado dos facilitadores e pessoal de apoio, da documentação dos serviços realizados, bem como da avaliação dos resultados e a

efetividade dos mesmos. Finalmente, questões de ordem profissional (por exemplo: ética, privacidade, segurança, licença para realização e pagamento pelos serviços de acordo com as regulamentações vigentes) devem ser plenamente compreendidas.

No Brasil, incentivos governamentais à telessaúde vêm sendo oferecidos nos últimos anos. No âmbito acadêmico, por meio do Ministério de Ciência e Tecnologia e da Rede Nacional de Ensino e Pesquisa (RNP), redes de alta velocidade (remavs) dedicadas estão sendo instaladas pelo País, formadas por operadoras de telecomunicações, institutos de pesquisa e universidades, com apoio de empresas privadas. Dessa forma, projetos como a Rede Ipê, o Projeto Giga e, mais recentemente, o Projeto Rute – Rede Universitária em Telemedicina, vêm interligando centros de excelência. (LIMA et al., 2007).

A Rede Nacional de Ensino e Pesquisa (RNP), através da rede Ipê, provê serviço de internet com facilidades de trânsito nacional, trânsito internacional, em uma infra-estrutura com alta largura de banda e suporte a aplicações avançadas. A rede Ipê possui enlaces internacionais próprios e conexão com outras redes acadêmicas do mundo, tais como Clara (América Latina), Internet2 (Estados Unidos) e Géant (Europa). Há 27 pontos de presença (PoPs) instalados em todas as capitais do país, interligando cerca de 400 unidades de ensino e pesquisa. Em 2005, a capacidade de comunicação entre os PoPs começou a ser ampliada com o uso de tecnologia óptica (WDM), o que elevou a capacidades desses a 10 Gbps¹.

Outro projeto, uma parceria da RNP e do Centro de Pesquisa e Desenvolvimento em Telecomunicações (CPqD), com financiamento da Finep e recursos do Fundo para o Desenvolvimento Tecnológico das Telecomunicações (Funttel) do Ministério das Comunicações, é o Projeto Giga. Este desenvolve tecnologia de redes e de serviços de telecomunicações diretamente sobre rede óptica, em banda larga. A rede desenvolvida com essa tecnologia oferece a seu usuário uma taxa de acesso 400 vezes maior que a capacidade dos serviços de banda larga normalmente oferecidos na internet comercial. O Projeto Giga dispõe de uma rede de 735 km de fibra óptica e capacidade de 2,5 Gbps, podendo chegar até 10 Gbps, ligando as cidades de Campinas, São Paulo, São José dos Campos, Cachoeira Paulista, Rio de Janeiro, Niterói e Petrópolis. (REDE NACIONAL DE ENSINO E PESQUISA, 2004).

¹ <http://www.esr.rnp.br/aescola/rnp/>. Acesso em: 20 ago. 2008.

Criada em 2005 a Rede Universitária de Telemedicina (RUTE) é uma iniciativa do Ministério da Ciência e Tecnologia, apoiada pela Financiadora de Estudos e Projetos (Finep), pela Associação Brasileira de Hospitais Universitários (Abrahue) e coordenada pela Rede Nacional de Ensino e Pesquisa (RNP). A RUTE tem como participantes universidades e hospitais em diferentes estados do país e tem por objetivo apoiar projetos em telemedicina já existentes e incentivar o surgimento de futuros trabalhos interinstitucionais. Essa iniciativa vai prover a infra-estrutura de serviços de comunicação, assim como parte dos equipamentos de informática e comunicação para os grupos de pesquisa, promovendo integração e conectividade e disseminando atividades de pesquisa e desenvolvimento das instituições participantes. A utilização de serviços avançados de rede deverá promover o surgimento de novas aplicações e ferramentas que explorem mecanismos inovadores na educação em saúde, na colaboração à distância para pré-diagnóstico e na avaliação remota de dados de atendimento médico. Em um segundo momento, a RUTE poderá levar os serviços desenvolvidos nos hospitais universitários do país a profissionais que se encontram em cidades distantes, por meio do compartilhamento de arquivos de prontuários, consultas, exames e segunda opinião. Com sua implantação são esperados impactos científicos, tecnológicos, econômicos e sociais para os serviços médicos já existentes, permitindo a adoção de medidas simples e de baixo custo que podem contribuir muito para diminuir a carência de especialistas, além de proporcionar treinamento e capacitação de profissionais da área médica sem deslocamento para os centros de referência².

Ainda no âmbito do Ministério da Ciência e Tecnologia uma importante soma de recursos financeiros foi alocada para financiamento de pesquisa científica e desenvolvimento tecnológico na telemedicina, área considerada prioridade estratégica nacional. O projeto “Estação Digital Médica - Estratégia de Implementação e Ampliação da Telemedicina no Brasil” é desenvolvido por um consórcio de nove instituições, coordenadas pela Faculdade de Medicina da USP, e prevê a expansão e fortalecimento da telemedicina, unindo hospitais, universidades, empresas, órgãos governamentais e outras instituições por meio das telecomunicações, informática e demais soluções tecnológicas. Os objetivos dessa rede são fomentar a prática da assistência e educação à distância no Brasil, otimizando o sistema de saúde. Suas ações incluem programas de aprimoramento profissional, capacitação técnica,

² <http://rute.rnp.br/sobre/rute/>. Acesso em: 01 ago. 2008.

informação e prevenção, segunda opinião médica especializada, discussões clínicas, entre outras³.

Outros projetos de importância na área de telessaúde/telemedicina existem no Brasil, em sua maioria envolvendo redes universitárias e com apoio das Secretarias Estaduais de Saúde.

O Projeto Minas Telecardio é uma iniciativa da Secretaria de Estado da Saúde de Minas Gerais em parceria com diferentes universidades mineiras que formam a Rede Mineira de Telecardiologia, e tem sua coordenação no Hospital das Clínicas da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG). O objetivo principal é a implantação de um sistema de telecardiologia em 82 cidades de Minas Gerais e a realização de estudo clínico-epidemiológico e econômico, buscando investigar os determinantes das doenças cardiovasculares e seu curso clínico a partir da intervenção, bem como o custo e efetividade do sistema. A finalidade do projeto é o apoio às equipes de saúde da família e à atenção primária por meio de atividades de teleassistência, teleconsultoria e tele-educação, em um programa de educação permanente destinado aos profissionais da atenção básica, além da melhoria do acesso da população às consultas especializadas.

A Rede Catarinense de Telemedicina (RCTM) é um projeto desenvolvido pela Universidade Federal de Santa Catarina em parceria com a Secretaria de Estado da Saúde de Santa Catarina, que possibilita a disponibilização em rede, de imagens, sinais e laudos médicos gerados a partir de estabelecimentos de saúde geograficamente distribuídos pelo Estado. Atualmente, a rede suporta os serviços de telediagnóstico e regulação interligando as 32 Regionais de Saúde do Estado, conectando aproximadamente 60 municípios e seus respectivos estabelecimentos de saúde, de Unidades Básica de Saúde e pronto-atendimentos aos hospitais⁴.

A Universidade Federal de Santa Catarina integra também desde 1997 o Projeto Cyclops. Esse projeto surgiu inicialmente na Alemanha, em 1993, como um grupo de pesquisa para análise inteligente de imagens voltado à área médica. Posteriormente, as atividades do projeto foram diversificadas passando a desenvolver tecnologia de suporte para os setores médicos relacionados à radiologia, oncologia e obstetrícia. Atualmente, o Projeto Cyclops conta com a participação de grupos de pesquisa em sete universidades brasileiras,

³ <http://www.estacaodigitalmedica.com.br/edm/institucional/institucional.aspx>. Acesso em: 01 ago. 2008.

⁴ <http://www.telessaudebrasil.org.br/php/level.php?lang=pt&component=33&item=9>. Acesso em: 20 ago. 2008.

quatro universidades alemãs, além de três hospitais universitários, três clínicas privadas e dois hospitais públicos, distribuídos entre Brasil e Alemanha. A colaboração é financiada pelo CNPq, Sociedade Alemã de Pesquisas Aeroespaciais (DLR) e Sociedade Alemã para Matemática e Processamento de Dados (GMD). A proposta do projeto é tornar viável o uso de tecnologias avançadas pelos hospitais públicos e pequenas clínicas, que mais se beneficiariam desses serviços em virtude da agilidade e redução de custos das atividades médicas resultantes (REDE NACIONAL DE ENSINO E PESQUISA, 2004).

O Núcleo de Telessaúde (Nutes) tem a missão de coordenar e executar as ações relacionadas com as tecnologias da informação em saúde, bem como desenvolver os projetos de telessaúde da Universidade Federal de Pernambuco, contribuindo para o fortalecimento do sistema de saúde através da pesquisa e desenvolvimento de soluções tecnológicas inovadoras. O Nutes compromete-se a elaborar e executar projetos de desenvolvimento e de pesquisa na área da saúde, visando a melhoria da qualidade de vida do ser humano, por meio dos recursos das tecnologias da informação e das comunicações, principalmente o atendimento remoto (telessaúde), apoiar as pesquisas desenvolvidas pelos diversos departamentos da UFPE, além de contribuir para a formação de recursos humanos nas áreas da sua atuação e divulgar os resultados das pesquisas científicas desenvolvidas⁵.

No que se refere ao Ministério da Saúde diferentes ações foram desenvolvidas a fim de investir na telessaúde do Brasil. Entendendo a necessidade da participação multi-institucional, de unir a expertise da academia com as necessidades governamentais de saúde pública, de somar recursos através de um envolvimento interministerial e de envolver gestores estaduais e municipais, o Ministério da Saúde fez um grande esforço de integração e desenvolveu várias iniciativas sendo as mais importantes:

- Criação da Comissão Permanente de Telessaúde do Ministério da Saúde com representantes de diversas instituições, órgãos, universidades e Ministérios (Portaria 561 de 16 de Março de 2006).

⁵ <http://www.nutes.ufpe.br>. Acesso em: 01 ago. 2008.

- Criação do Comitê Executivo de Telessaúde, para coordenar e acompanhar o projeto, e incentivar os trabalhos integrados entre os diversos núcleos em (Portaria nº 8 de 11 de agosto de 2006)⁶.
- A assinatura do Protocolo de Intenções entre os Ministérios da Saúde, da Ciência e Tecnologia e da Educação, que viabilizará a aplicação da RNP (Rede Nacional de Ensino e Pesquisa) para interligar 32 pontos, para fins de Telemedicina e Telessaúde, no final de outubro de 2006. Notícia divulgada pela agência Fapesp, em 23 de outubro de 2006⁷.
- Aprovação da Portaria nº 35, de 04 de janeiro de 2007, que Institui, no âmbito do Ministério da Saúde, o Programa Nacional de Telessaúde⁸.

Em janeiro de 2007, no âmbito do Ministério da Saúde, foi instituído o Projeto Nacional de Telessaúde. Este objetiva desenvolver ações de apoio à assistência à saúde e, sobretudo, de educação permanente de Saúde da Família, visando à educação para o trabalho e, na perspectiva de mudanças de práticas de trabalho, que resulte na qualidade do atendimento da Atenção Básica do SUS. Por meio desse projeto procura-se diminuir gastos com saúde por meio da qualificação profissional, redução da quantidade de deslocamentos desnecessários de pacientes e aumento das atividades de prevenção de doenças. A implantação do Telessaúde Brasil inicia-se com o Projeto-Piloto e a criação de nove Núcleos de Telessaúde, situados nos estados do Amazonas, Ceará, Pernambuco, Goiás, Minas Gerais, Rio de Janeiro, São Paulo, Santa Catarina e Rio Grande do Sul. Cada Núcleo de Telessaúde estará conectado a 100 Pontos (900 pontos ao todo) instalados em Unidades Básicas de Saúde (UBS), distribuídos por todo território desses Estados, contemplando aproximadamente 2.700 equipes de Saúde da Família e beneficiando cerca de 11 milhões de habitantes. Os pontos participantes do projeto recebem toda infra-estrutura de informática e telecomunicação necessárias para promover a integração e a valorização dos profissionais envolvidos em atividades de saúde. (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2007).

⁶ ftp://ftp.saude.sp.gov.br/ftpseesp/bibliote/informe_eletronico/2006/iels.agosto.06/iels156/U_PT-SGTES-8_110806.pdf. Acesso em: 20 ago. 2008.

⁷ <http://www.agencia.fapesp.br/materia/6252/noticias/rede-avancada-com-saude.htm>. Acesso em: 20 ago. 2008.

⁸ <http://www.telessaudebrasil.org.br/php/level.php?lang=pt&component=42&item=7>. Acesso em: 20 ago. 2008.

2.5.2 Telessaúde e infra-estrutura

A telessaúde pode ser vista como um sistema de cuidados à saúde composto por seis elementos essenciais: (1) a separação geográfica entre os participantes, (2) o uso da tecnologia de informação como um substituto da interação face a face, (3) a necessidade de pessoal qualificado para exercer as funções necessárias (médicos, assistentes e técnicos), (4) uma estrutura adequada para o desenvolvimento do sistema e implementação da rede, (5) protocolos clínicos para o tratamento e triagem dos doentes e, (6) normas referindo-se a qualidade dos atendimentos médicos e de administradores, bem como a confidencialidade dos dados dos pacientes. (BASHSHUR; REARDON; SHANNON, 2000).

Tulu, Chatterjee e Maheshwari (2007) propuseram três dimensões e respectivas subdivisões para caracterizar os programas de telessaúde:

- Dimensão médica: subdivida em propósito e área de aplicação.
 - ✓ O propósito da aplicação é a razão para uso da telessaúde, podendo ser clínica (consultas, avaliações iniciais, segunda opinião, monitoramento, entre outros) ou não clínica (educação, administração ou pesquisas).
 - ✓ A área de aplicação deve ser cuidadosamente analisada já que as diferentes áreas da saúde possuem modos distintos de fornecimento de serviços e, portanto, necessidades também distintas.
- Dimensão de fornecimento de serviço: modo de fornecimento de serviço que irá substituir o modelo “face a face”. Essa dimensão é subdividida em:
 - ✓ Ambiente: instalações utilizadas pelos programas de telemedicina que variam desde hospitais e clínicas até prisões.
 - ✓ Infra-estrutura de comunicação: disponibilidade de infra-estrutura de comunicação para transmissão, recepção ou emissão de dados ou informação, em qualquer formato. Na atualidade inúmeras tecnologias oferecidas pelos prestadores de serviços tanto com fio como sem fio.

- ✓ Opções de fornecimento de serviços: as opções de fornecimento são inúmeras, podendo ser síncronas ou assíncronas, baseado em textos, ou áudio e vídeo, entre outras.
- Dimensão organizacional: refere-se às questões de recursos humanos especializados, de gerenciamento da tecnologia de informação, questões orçamentárias bem como procedimentos legais e regulatórios.

A telessaúde inclui a transferência de informações clínicas, processos de diagnóstico, tratamentos, monitoramento e educação, por meio da utilização e transmissão de diferentes tipos de informação. A viabilidade de implantação desses processos na prática clínica depende diretamente da utilização de recursos tecnológicos especiais (equipamentos e softwares), do uso adequado de sistemas de telecomunicação, e da capacitação de recursos humanos para sua instalação, utilização e manutenção. A infra-estrutura tecnológica necessária varia de acordo com a complexidade do processo, podendo-se utilizar desde sistemas de telefonia convencional até sistemas de redes digitais de alta velocidade, permitindo a troca de grandes volumes de informações em tempo real entre os usuários do sistema. (TELESAÚDE, 2007).

A infra-estrutura de comunicação utilizada para propósitos da telessaúde passou por consideráveis transformações nas últimas décadas e continua a modificar-se. De maneira ampla a história da tecnologia para a telessaúde pode ser caracterizada em três eras: era das telecomunicações, era digital e era da internet. (BASHSHUR; REARDON; SHANNON, 2000).

- Era das telecomunicações (década de 70): dependente de broadcast e tecnologias de televisão na qual os dados visuais e de áudio não eram integrados com outros dados clínicos e nem facilmente armazenados ou acessados.
- Era digital (final da década de 80 e década de 90): a digitalização em telecomunicação facilitou a integração desta com computadores e permitiu a transmissão de maior número de informação em uma banda limitada. Linhas de telefonia dedicadas (T1) eram frequentemente utilizadas. A era digital foi sustentada pela rede digital de serviços integrados (ISDN - *integrated services digital network*), um serviço de telefonia digital oferecido em boa parte do

mundo, que transmite grandes quantidades de dados, como áudio e vídeo em velocidade alta. Oferece alta qualidade de linha, baixo tempo para a conexão e permite a utilização de voz simultaneamente na outra linha. (LIMA et al., 2000).

- Era da internet: a maior integração da telecomunicação e dos computadores foi associada com protocolos padronizados e ferramentas para facilitar a conectividade de modo acessível. A internet permite acesso aberto a um ambiente de comunicação global no qual um amplo e heterogêneo conjunto de atividades e interações pode ser realizado. A era da internet representa uma mudança significativa em vários aspectos: a tecnologia tem menor custo e maior penetração sendo acessível para grande parte da população.

Atualmente a infra-estrutura de telecomunicação varia de acordo com a velocidade de transferência de informação conforme mostra o resumo do quadro 3.

SISTEMA	DEFINIÇÃO	TAXA DE TRANSFERÊNCIA	VANTAGENS	DESVANTAGENS
PSTN	<i>Public Switched Telephone Network.</i> Rede telefônica pública: transmite áudio, vídeo e dados.	56 Kbps	Baixo custo	Lento e não apropriado para altas resoluções
ISDN	<i>Integrated Services Digital Network.</i> Rede digital de serviços integrados: transmite voz, dados, textos, imagens, músicas, vídeos e outros.	128 Kbps	Flexível. Conexão estabelecida em curto tempo.	Tarifação dos pulsos utilizados. Lento com disponibilidade irregular.
Satélite	Utilizam as redes baseadas em ondas eletromagnéticas, por meio de antenas parabólicas.	< 2 Mbps	Estabelece comunicação entre ambientes remotos e proporciona a tele-educação e alta qualidade	alto custo
Sem fio	Uso da tecnologia sem fio para navegar pela internet, com tecnologia de infravermelho ou de rádio.	< 2 Mbps	Comodidade, permite livre movimentação	nova tecnologia, lugares limitados
Linhas dedicadas	Linha de telecomunicações, normalmente digital, destinada a assegurar uma ligação permanente entre dois pontos.	64 Kbps – 50 Mbps	Confiáveis	alto custo e pouca flexibilidade
ATM, ADSL	<i>Asynchronous Transfer Mode</i> forma de tecnologia baseada na transmissão de pequenos pacotes de tamanho fixo e estrutura definida denominados células. <i>Asymmetric Digital Subscriber Line</i> Trata-se de uma tecnologia que permite a transferência digital de dados em alta velocidade por meio de linhas telefônicas comuns.	155 Mbps	Usada quando altas taxas de transferência de dados são necessárias, baixa latência na transmissão dos dados	alto custo

Fonte: RUIZ IBAÑEZ; ZULUAGA DE CADENA; TRUJILLO ZEA, 2007, ACKERMAN et al., 2002, GUTIERREZ et al., 2003, TELECO INFORMAÇÕES EM TELECOMUNICAÇÃO, 2008⁹.

Quadro 3 - Infra-estrutura de telecomunicação

⁹ http://www.teleco.com.br/tutoriais/tutorialmeiosip/pagina_5.asp. Acesso em: 23 ago. 2008.

A capacidade de distribuir informações médicas entre instituições de saúde está limitada pela capacidade disponível, ou largura de banda, dos meios físicos dos quais essas instituições dependem (par metálico, cabo coaxial e fibra óptica). A complexidade e os custos envolvidos para instalação e manutenção dos meios de comunicação são diretamente proporcionais à largura de banda disponível. Se a informação a ser compartilhada contém imagens com alta resolução espacial e elevado número de quadros por segundo, é necessária uma alta largura de banda e uma eficiente infra-estrutura de comunicação. (BASHSHUR; REARDON; SHANNON, 2000; GUTIERREZ et al., 2003).

Por exemplo, no caso de sistemas síncronos voltados para o diagnóstico remoto de doenças são características desejáveis: fidelidade sonora, boa resolução de imagem e de velocidade de transmissão da informação. Para algumas aplicações assíncronas como, por exemplo, o envio de imagens para obtenção de segunda opinião especializada, a fidelidade sonora pode não ser tão importante. De qualquer forma é necessário que a tecnologia escolhida propicie sustentabilidade, devendo também ser levados em consideração os avanços tecnológicos tanto de equipamentos como de rede. (GUTIERREZ et al., 2003).

De acordo com Bashshur, Reardon e Shannon (2000) a telessaúde entrou na era da internet. No Brasil a internet encontra-se bastante difundida, no entanto, não existem estatísticas precisas sobre a quantidade de usuários. A pesquisa realizada pelo IBGE, 2007 indicou que há 32,1 milhões de usuários da rede (21% da população) com idade igual ou superior a 10 anos e que esses acessam a internet em diferentes locais (domicílio, local de trabalho, estabelecimento de ensino, centros públicos de acesso gratuito ou pago, domicílio de outras pessoas ou outros)). A conexão discada à Internet mostrou-se mais difundida que a banda larga. (INSTITUTO BRASILEIRO DE GEOGRAFIA E ESTATÍSTICA, 2007).

Em pesquisa realizada com 17.000 domicílios entrevistados em áreas urbanas sobre o uso das Tecnologias de Comunicação e Informação no Brasil (TICs, 2007) verificou-se que 83% dos brasileiros não tinham acesso à internet de suas casas. Foi verificado ainda que 42% das conexões à internet eram realizadas por meio de acesso discado via linha telefônica, enquanto 50% utilizavam banda larga. Dos usuários de internet banda larga utilizam modem digital via linha telefônica (DSL), 16% utilizam modem via cabo, 8% conexão via rádio e 1% conexão via satélite. Quarenta e cinco por cento dos internautas utilizam velocidade de 128 Kbps, 18% utilizam velocidade de 128-300 Kbps, 11% de 300-600 Kbps, 4% de 600 Kbps-1 Mbps, 4% de 1-2 Mbps, 2% mais de 2 Mbps e 16% não

souberam responder. Cinquenta e sete por cento dos brasileiros demonstraram interesse em adquirir conexão à internet com maior velocidade. (COMITÊ GESTOR DA INTERNET NO BRASIL, 2007).

Outra pesquisa, publicada pelo Ibope/NetRatings, 2008 indicou que 41,56 milhões de pessoas com 16 anos ou mais declararam ter acesso à internet em qualquer ambiente (casa, trabalho, escola, cybercafés, bibliotecas, entre outras possibilidades), sendo esta a primeira vez que o número de pessoas com acesso à internet em nosso país ultrapassou a barreira de 40 milhões de pessoas¹⁰.

Há no Brasil, atualmente, 8,1 milhões de conexões por banda larga o que ainda não atinge todas as regiões brasileiras. (CISCO SYSTEMS BRASIL, 2008). No entanto, o Departamento de Inclusão Digital do Ministério das Comunicações informou que mais de 20 mil pontos de banda larga via satélite serão instalados no país até junho de 2009. Dessa forma, a medida vai permitir que regiões aonde a banda larga terrestre não chega sejam beneficiadas¹¹.

O Conselho Diretor da Agência Nacional de Telecomunicações (Anatel) aprovou uma proposta em que as empresas de telefonia fixa terão que implantar infra-estrutura de banda larga em todos os municípios brasileiros até 2010. Com isso, 3.570 municípios sem banda larga passarão a contar com o serviço até 2010. No calendário estabelecido pela Anatel, 40% dos municípios terão banda larga em 2008, outros 40% receberão o serviço em 2009 e o restante será concluído em 2010. Quanto à velocidade da rede, a capacidade mínima de transmissão deverá ser proporcional ao número de habitantes variando de 8 (população até 20 mil habitantes) até 64 Mbps (população superior a 60 mil pessoas)¹².

A sociedade brasileira precisa ficar alerta e cobrar os acessos de alta velocidade à rede mundial de dados, pois a falta de internet banda larga em vários pontos do Brasil torna-se uma barreira para a disseminação dos serviços de teleassistência e prejudica a qualidade nos serviços de saúde pública à população¹³. A realização do Programa Nacional de Telessaúde em apoio à Atenção Básica, devido a sua abrangência de territórios, é muito importante para a disseminação da internet no país.

¹⁰ <http://www.ibope.com.br/calandraWeb/servlet/CalandraRedirect?temp=5&proj=PortalIBOPE&pub=T&db=cald&comp=Noticias&docid=F0BA65FF8A513A48832574750050527E>, Acesso em: 01 ago. 2008.

¹¹ Plantão Info, 2008 <http://info.abril.com.br/aberto/infonews/032008/31032008-1.shl>).

¹² <http://g1.globo.com/Noticias/Brasil/0,MUL236292-5598,00.html>, Acesso em: 23 ago. 2008.

¹³ <http://rute.rnp.br/midia/?noticia=90>, Acesso em: 01 ago. 2008.

2.5.3 Telessaúde e aplicações na audiologia

De acordo com as estimativas da Organização Mundial da Saúde, 278 milhões de pessoas no mundo têm perda auditiva de grau moderado a profundo em ambas as orelhas. Oito por cento dessas pessoas vivem em países de baixa ou média renda. (ORGANIZAÇÃO MUNDIAL DE SAÚDE, 2005). Embora seja estimado que 50% das perdas auditivas possam ser tratadas, pode ser difícil garantir os serviços de cuidado à saúde auditiva devido a um financiamento inadequado, falta de planejamento, pobre monitoramento do paciente e insuficiência de conhecimentos por parte dos profissionais. Para ultrapassar esses obstáculos, novos modelos de serviços como a telessaúde devem ser considerados. (KRUMM; RIBERA; KLICH, 2007).

Desde o final da década de 90 a *American Speech and Hearing Association* (ASHA) tem examinado a viabilidade e o sucesso da telessaúde para os serviços de audiologia. Em 1998, essa associação publicou um documento relatando as atividades de telessaúde que vinham sendo realizadas até então. Posteriormente, entre 2001 e 2003, um dos objetivos da ASHA foi aumentar o conhecimento e acesso dos seus membros a produtos, informação, e atividades relacionadas ao uso da teleprática na Fonoaudiologia. (ASHA, 2005b).

Para atingir esses objetivos um Escritório Nacional de Teleprática foi estabelecido com a finalidade de desenvolver e disseminar um plano estratégico e relatar avanços no uso da teleprática que incluísse o desenvolvimento de relatórios técnicos, declarações, diretrizes, considerações de questões éticas, legais, de privacidade de licença e credenciamento bem como sistemas de pagamento e provisão de serviços em regiões rurais. Essas informações foram publicadas em 2001. (AMERICAN SPEECH LANGUAGE AND HEARING ASSOCIATION, 2001).

Em 2002 foi conduzido um levantamento com 1.667 membros para determinar o conhecimento e experiência dos mesmos com a teleprática em fonoaudiologia. Cerca de 11% desses indivíduos relataram já ter prestado serviços via teleprática. No caso dos audiologistas, a teleprática foi utilizada para oferecer assistência direta ao paciente (50%), consultas a outros profissionais (35%), educação (5%) e supervisão (5%). No tocante aos serviços prestados aos pacientes os procedimentos mais comuns foram o aconselhamento (83%), acompanhamento

(68%), verificação de equipamentos (47%), e tratamento (14%). (AMERICAN SPEECH LANGUAGE AND HEARING ASSOCIATION, 2002).

A ASHA também vem desenvolvendo diferentes atividades de educação profissional para seus membros sob forma de *workshops*, seminários e apresentações em eventos científicos. Vem, ainda, apoiando financeiramente alguns projetos executados nessa área. (ASHA, 2005b).

A *Canadian Association of Speech-Language Pathologists and Audiologists* (CASLPA) também publicou em 2006 uma declaração endossando o uso da teleprática por audiologistas e patologistas da fala e linguagem como forma de melhorar o acesso aos serviços fornecidos por profissionais qualificados. (CALSPA, 2006).

Uma das preocupações que permeiam as discussões acerca da telessaúde em audiologia diz respeito aos aspectos éticos, ou seja, se a prestação de serviços por meios eletrônicos é considerada prática ética bem como se o profissional que utiliza a telessaúde estaria violando o código de ética. (WAGUESPACK, 2005).

Nos Estados Unidos a ASHA revisou seu código de ética em 2001 para incluir que “indivíduos podem fornecer serviços via telecomunicações (por exemplo, telessaúde/e-saúde) quando não proibida por lei”. (AMERICAN SPEECH LANGUAGE AND HEARING ASSOCIATION, 2001).

O código de ética da CALSPA revisado em 2005 também inclui artigo a respeito da teleprática, consentindo sua utilização, de acordo com as diretrizes publicadas por essa mesma associação, quando não proibido por lei¹⁴.

Sant’Anna, Cardoso e Sant’Anna (2005) relatam que os argumentos desfavoráveis ao uso da telemedicina / telessaúde referem-se ao fato de que as regras éticas e legais para seu uso são insuficientes ou inexistem e que essa pode representar uma ameaça para a relação médico-paciente tradicional, constituindo assim uma prática insegura. Dentre os princípios éticos envolvidos nessa área os autores destacam a privacidade, confidencialidade, segurança, consentimento informado, responsabilidade, jurisdição, competência, remuneração por serviços e padrões tecnológicos. No tocante aos aspectos legais os autores relatam que há vasta jurisprudência nos países desenvolvidos, nos quais a telemedicina tem uma importância

¹⁴ CODIGO DE ÉTICA DA CALSPA. Disponível em <http://www.caslpa.ca/PDF/code%20of%20ethics.pdf>.

crecente e é praticada pelos sistemas de saúde. No Brasil, a legislação ainda é restrita e o uso da telemedicina acarreta grande responsabilidade ao profissional que está prestando o serviço.

Denton e Gladstone (2005) apresentaram uma breve discussão, sob a forma de casos hipotéticos, a respeito de questões éticas e legais associadas ao uso da teleprática em audiologia: licenciamento e credenciamento, privacidade e confidencialidade, má-prática, competência, consentimento esclarecido e uso de facilitadores (assistentes). No tocante ao licenciamento e credenciamento nos EUA, os audiologistas devem estar licenciados no estado onde reside o indivíduo que está recebendo os serviços e no estado de onde eles estão fornecendo os serviços. Quanto à privacidade e confidencialidade, os profissionais devem obedecer os requerimentos do *Health Insurance Portability and Accountability Act* (1996) que, dentre outros, requer o desenvolvimento de padrões para as transações nacionais de saúde por meios eletrônicos e que seja salvaguardado a privacidade de informações de saúde individualmente identificáveis geradas ou transmitidas eletronicamente. Quanto ao consentimento esclarecido, o Código de Ética da ASHA exige que os audiologistas informem seus pacientes sobre a natureza e os possíveis efeitos do serviço oferecido e que seja dado direito aos pacientes de expressar as suas escolhas de métodos de serviços prestados pelos profissionais, dessa forma isso se aplica também na teleprática.

Do ponto de vista regulatório, ainda nos EUA, ainda não existe uma prática uniforme e as normas variam de estado para estado, mas todos partilham da premissa de proteger o consumidor independente do modo de prestação de serviço. (WAGUESPACK, 2005).

No Brasil grande parte das profissões de saúde e áreas correlatas já utilizam a tecnologia da informação e comunicação para o desenvolvimento de práticas a distância. No que se refere à teleconsulta / teleprática em audiologia os primeiros projetos surgiram no ano de 2003 no Departamento de Fonoaudiologia da Faculdade de Odontologia de Bauru – Universidade de São Paulo.

O tema ganhou reconhecimento em abril de 2004, com um fórum “Telessaúde em Audiologia” realizado durante o XIX Encontro Internacional de Fonoaudiologia quando o Conselho Brasileiro de Telemedicina e Telessaúde (CBTms) lançou oficialmente o “Departamento de Teleaudiologia” tendo os seguintes objetivos: (1) reunir profissionais interessados na aplicação da tecnologia de comunicação e informação para a educação e

assistência em Audiologia; (2) propor e analisar diretivas técnicas, éticas e profissionais para a teleaudiologia; (3) desenvolver protocolos para a aplicação e avaliação da teleaudiologia; (4) promover treinamento para profissionais na área de telessaúde; (5) promover a educação continuada em Audiologia; (6) certificar a informação referente a Audiologia na Internet; (7) organizar reuniões, conferências e simpósios para promover o intercâmbio do conhecimento; (8) promover a conscientização do público no que se refere à natureza, aplicação, vantagens e riscos do uso da teleaudiologia; (9) desenvolver ações em conjunto com instituições governamentais e grupos do setor privado para melhorar o acesso e qualidade dos serviços de saúde auditiva e (10) fomentar associações com entidades nacionais e internacionais que ajudem a promover a teleaudiologia.

O Fórum “Telessaúde em Audiologia” repetiu-se nas edições de 2005, 2006 e 2008 do Encontro Internacional de Audiologia, sendo realizadas discussões acerca das perspectivas para a Fonoaudiologia na telessaúde bem como questões éticas e legais, de sigilo do paciente e de competência profissional voltados para a teleassistência em audiologia.

Deve ser ressaltado, porém, que ainda não existe, no Brasil, uma regulamentação para a aplicação da telessaúde em Fonoaudiologia. O Código de Ética da Fonoaudiologia aprovado pela resolução CFFa nº 305/2004 descreve em sua Seção II, artigo 21, parágrafo II que consiste em infração ética “consultar, diagnosticar ou prescrever tratamento por quaisquer meios de comunicação de massa”. (CÓDIGO DE ÉTICA DE FONO, 2004). No entanto, o Conselho Federal de Fonoaudiologia, em conjunto com os seus Conselhos Regionais, estão discutindo as questões relacionadas com a telessaúde e suas implicações para o fonoaudiólogo e a população atendida por esse profissional. (JORNAL DO CONSELHO FEDERAL DE FONOAUDIOLOGIA, 2008).

A seguir serão apresentados os resultados dos estudos em telessaúde na área audiológica. O interesse do presente estudo concentra-se no uso da telessaúde para o cuidado à saúde em um ambiente clínico. Desta forma, referências a estudos sobre o impacto destas tecnologias na gestão, cuidados, comportamento e educação em saúde não serão incluídas nesta parte do capítulo.

BLASKELEE et al., 1997 demonstraram a utilidade de três sistemas para prestação de serviços de teleconsulta em otorrinolaringologia sendo dois sistemas fixos (Optel e GSTP) e um móvel (Picasso). Um total de 57 teleconsultas foram realizadas em um período

de 24 meses. Foi verificado que a teleconsulta permitiu maior acesso de um hospital rural aos médicos especialistas, maior troca de informações entre os profissionais, reforço na relação médico-paciente e na continuidade dos cuidados à saúde, aumento da retenção de pacientes dentro da comunidade e a diminuição de custos. Os médicos indicaram uma experiência positiva e alta aceitação pelos novos equipamentos utilizados. Todos os atendimentos foram concluídos sem a ocorrência de nenhuma falha no sistema de transmissão dos dados, apenas houve, poucas vezes, alguns minutos de atraso durante a transmissão de áudio ou vídeo. Mesmo assim, todos os centros de ensino que participaram do estudo concluíram que as consultas foram satisfatórias e as comunicações áudio visuais reforçaram a capacidade médica de diagnosticar corretamente e melhor tratar os doentes.

Eikelboom e Atlas (2005) verificaram qual a atitude dos pacientes de audiologia frente à telessaúde e qual era a disposição destes para usá-la. Foi aplicado um questionário em 116 pacientes, sendo que 75% destes nunca tinham ouvido falar sobre telessaúde. O questionário era dividido em três partes: uma sobre o encontro, outra sobre a telemedicina e a terceira parte explorava as informações pessoais. Os fatores mais encontrados para a disposição em usar a telessaúde foram redução no tempo de espera e no custo das consultas. A maior barreira encontrada foi a preferência por consultas face-a-face. Os resultados obtidos foram que aproximadamente 42% tinham algum grau de disposição para o uso da telessaúde, 28% estavam incertos e 30% não tinham disposição para este uso.

Estudos verificaram a possibilidade de uso de métodos assíncronos (armazenar e enviar) na reabilitação audiológica. Kaldo-Sandström, Larsen e Andersson, (2004) avaliaram os efeitos da terapia de cognição-comportamento aplicada pela internet no tratamento do zumbido. Nesse trabalho, 77 indivíduos com zumbido responderam questionários acerca das características ao zumbido, das condições pré-tratamento do zumbido, bem como a escala de ansiedade e depressão e índice de severidade de insônia. Uma *home page* foi utilizada para aplicação do tratamento, dividido em seis módulos a serem completados de seis a dez semanas. O terapeuta monitorou o progresso dos participantes por meio de um diário apresentado ao final de cada sessão, o qual era completado em formulário da própria *home page* ou enviado por e-mail. Os resultados foram analisados tendo como base a intenção de tratar e mostraram uma significativa redução do stress nos questionários de reação ao zumbido bem como nas escalas de ansiedade, depressão e insônia. O nível de desistência dos participantes foi de 30% sendo esta maior do que a observada para o tratamento face a face.

No entanto, não houve diferença entre os julgamentos de credibilidade do tratamento aplicado tradicionalmente e pela internet.

Laplane-Lévesque, Pichora-Fuller e Gagné, (2006) em um estudo qualitativo avaliaram a aplicação da comunicação via email para atividades de aconselhamento para novos usuários de aparelho de amplificação sonora individual (AASI). Três adultos com perdas auditivas de leve a severa, sem experiência prévia com amplificação e que utilizavam e-mail regularmente, participaram do estudo. Foi utilizado um programa baseado na internet (e-mail) para aconselhamento audiológico para novos usuários de AASI durante o primeiro mês de adaptação. Cada e-mail enviado pelo pesquisador continha informações sobre a audição, a comunicação e o AASI e quatro a seis questões para identificação dos benefícios e limitações do AASI bem como as reações emocionais frente ao uso deste dispositivo. Também continha espaço para comentários sobre a experiência diária do usuário. Os autores concluíram que o programa de aconselhamento na forma de e-mails diários pode ser útil para o fonoaudiólogo explorar as experiências do dia-a-dia de novos usuários de AASI e permite a observação na mudança de comportamento e percepção dos mesmos nos períodos iniciais de adaptação. Além disso, foi observado que a resposta imediata dos e-mails possibilita tirar dúvidas que poderiam estar restritas a um encontro marcado com o fonoaudiólogo.

Uma forma de serviço síncrono utilizado na audiologia incorpora o controle remoto de computadores. Equipamentos audiológicos modernos são frequentemente computadorizados e, portanto, podem ser controlados via softwares de compartilhamento remoto, já existentes no mercado. Nesse caso um facilitador (não necessariamente um fonoaudiólogo) pode atuar no local onde está o paciente a fim de prepará-lo para o teste. A partir do controle remoto do computador o clínico, localizado remotamente, pode então testar o paciente diretamente.

Givens e Elangovan (2003) compararam a audiometria tonal limiar por via aérea e óssea obtidos pelos métodos convencional e remoto. No ambiente remoto um audiológico, com seu computador pessoal ou *palmtop* conectado a internet e via conexão IP, podia acessar o audiômetro localizado no ambiente de teste, onde também estava o participante. Para isso foi utilizado o controle remoto do equipamento. Os limiares de via aérea foram testados em 45 adultos. Destes, 25 também realizaram a pesquisa de limiar por de via óssea. Não foram observadas diferenças entre os resultados da audiometria realizada convencional e remotamente. Correlações altas e significativas foram encontradas entre os limiares obtidos

via estes dois procedimentos. A realização de medidas repetidas da audiometria realizada à distância mostrou diferenças de 1,3 dB para a condução aérea e 1,2 para a óssea, não sendo significativas.

Ribera (2005) estudou a aplicação do teste de percepção de fala no ruído (*Hearing in Noise Test – HINT*) via procedimento de teleassistência em 20 jovens estudantes universitários com audição normal. O equipamento ViGO, sistema completo de vídeo interativo que permite inclinação de câmera e *zoom*, foi utilizado. O HINT foi aplicado de duas formas, a primeira um audiologista estava na sala com o paciente e por meio do computador e câmeras, comunicava-se com outro em outra sala, porém no mesmo prédio; a segunda, um audiologista estava com um paciente em uma sala e comunicava-se com outro que se encontrava em outro estado. Na segunda forma observou-se que quando o tráfego na rede da internet era intenso o sinal de áudio ficou prejudicado. Para resolver este problema foi utilizado o telefone para troca de informações. Os resultados obtidos foram comparados e concluiu-se que a diferença entre os testes foi da ordem de 1 dB, o que demonstra a confiabilidade do HINT administrado face-a-face ou via internet. Também foram obtidos fortes coeficientes de confiabilidade entre juízes (coeficiente Kappa) para as duas condições de aplicação do HINT.

Krumm, Ribera e Schmiedge, 2005 descrevem os resultados obtidos com as emissões otoacústicas por produto de distorção (EOA-PD) realizadas remotamente em estudantes universitários ouvintes normais. A inserção e inspeção do posicionamento da oliva na orelha dos participantes foram realizadas por um audiologista licenciado. Registros nas frequências entre 1000 e 4000 Hz foram obtidos. O equipamento de EOA-PD foi conectado a um computador com um modem conectado a uma rede local (LAN). Outro computador também com modem e conectado à LAN foi utilizado para controlar o equipamento de EOA remotamente. Para acesso e controle remoto foi utilizado o software Timbuktu Pro v.3.0 (Netopia). Os examinadores encontravam-se no mesmo prédio, porém, em salas distintas. Três condições de medição da EOA-PD foram avaliadas: convencional (face a face) e remotamente, via modem e via LAN. Os resultados mostraram variabilidade mínima nas amplitudes das EOA-PD realizadas face a face ou remotamente nas avaliações teste e reteste, em todas as condições mensuradas. Correlações altas foram obtidas entre as condições face a face e modem ($r=0,85$ em 1kHz; $r=0,93$ em 4 kHz) e face a face e LAN ($r=0,89$ em 1kHz; $r=0,88$ em 4 kHz). No entanto, problemas foram encontrados ocasionalmente no que se refere à transmissão dos dados. Por exemplo, a informação enviada pelo computador remoto não

chegava consistentemente no local de teste, provavelmente em função do fluxo de tráfego na rede. Em resultado disso, o software da EOA-PD continuava processando as informações mesmo quando havia essa pausa na transmissão de dados, levando a interpretação errônea do resultado. O autor sugeriu modificações no equipamento a fim de ser otimizado o uso da teleprática.

Elangovan (2005) desenvolveu um sistema baseado na internet para aplicação em tempo real das emissões otoacústicas por produto de distorção (EOA-PD) em 10 orelhas de 5 adultos ouvintes normais. Na interface remota permaneceu o audiologista utilizando um computador ou *palmtop* conectados à internet e no ambiente de teste ficaram o equipamento e o paciente avaliado. Correlações altas ($r=0,93$) e significativas foram obtidas entre as amplitudes das EOA-PD obtidas face a face e via teleassistência. A análise das medidas repetidas revelou que não houve diferença da amplitude das EOA-PD registradas por meio dos diferentes sistemas (face a face e remoto).

Towers et al. (2005) verificaram a viabilidade da obtenção de potenciais auditivos de tronco encefálico (PEATE) com click ou estímulo específico por frequência (500 e 3 kHz) via telessaúde em 15 adultos ouvintes normais. A comunicação entre o computador do ambiente remoto e o equipamento computadorizado para obtenção e registro do PEATE no ambiente de teste foi feita com o hardware e software VCON VIGO. A conexão à internet foi feita via rede T1. Os resultados do PEATE obtidos face a face e via telessaúde foram comparados, não sendo encontradas diferenças significativas entre eles. Correlações fortes e significativas ($r=0,98$) foram encontradas entre as medidas face a face e à distância. Os autores relataram a ocorrência de problemas quanto à transmissão de áudio e vídeo e dados do PEATE ao mesmo tempo em virtude da largura de banda disponível. Também foram encontrados problemas com o sistema VCON VIGO que “congelava” em momentos de grande quantidade de tráfego na rede (horários de pico).

Krumm, Ribera e Klich (2007) realizaram audiometria tonal (ATL) e EOA-PD à distância, em 30 adultos ouvintes normais. Os equipamentos audiológicos estavam conectados a um computador e a uma rede local (LAN). Um examinador localizado a 1.100 km de distância realizou o controle remoto dos equipamentos via um computador conectado à internet. Em ambos locais os computadores estavam configurados com o sistema de vídeo interativo (VIGO, Emblaze-Vcon) e software Meeting Point 4.6. Para cada participante três respostas para a audiometria tonal limiar e EOA-PD, em cada frequência avaliada, foram

obtidas face-a-face e à distância. Tanto para a ATL como para a EOA-DP não foram encontradas diferenças entre os procedimentos realizados face a face e à distância. A análise de variância não revelou diferença. A análise de medidas repetidas revelou boa concordância entre os limiares obtidos face a face e distância.

Krumm et al. (2008) realizaram triagem auditiva remota em 30 bebês (11 a 45 dias de idade) por meio das EOA-DP e potenciais auditivos de tronco encefálico (PEATE) automático. O examinador estava distante 200 Km do local de teste. Os dois pontos foram conectados via sistema de videoconferência (VIGO, Emblaze-Vcon) e a internet banda larga foi usada para conexão. Em cada bebê, duas medidas do PEATE e EOA-PD foram obtidas face a face e uma obtida via teleprática. As frequências analisadas na EOA-PD foram 2000, 2800, 3500, 4200 e 5000 Hz para cada sujeito e na coleta do PEATE foi utilizado estímulo *click* apresentado a 35 dB. Resultados idênticos foram obtidos para a triagem auditiva realizada face-a-face e via teleassistência. A amplitude das EOA-PD foi avaliada em cada uma das três medidas realizadas, sendo que a variância observada foi compatível com os dados da literatura sobre a variabilidade destes exames. Estes resultados indicam que a teleaudiologia utilizada para triagem auditiva neonatal, com emissões otoacústicas por produto de distorção e PEATE, é um método viável de prestação de serviços para os recém-nascidos nas comunidades rurais.

O monitoramento remoto intra-operatório de sistemas de implante coclear foi demonstrado por Shapiro et al. (2008). Um notebook (Intel Pentium 4, 1.3 GHz; sistema operacional Windows XP) que continha o software para telemetria e mapeamento do implante coclear foi posicionado na sala cirúrgica. Uma conexão intranet protegida por um firewall foi utilizada para conectar este notebook ao computador do audiologista examinador, o qual localizava-se em outro prédio. Para acesso e controle remoto ao notebook foi utilizado o software Tridia VNC (*shareware*). Um profissional na sala cirúrgica entrava em contato com o audiologista quando estavam prontos para início da sessão. O audiologista tomava controle do computador do centro cirúrgico e dava início a sessão de monitoramento. Em média, o tempo decorrido entre o início do contato do audiologista com o centro cirúrgico e o término da sessão de monitoramento foi de nove minutos. Esse tempo foi inferior ao geralmente necessário para contato e deslocamento do audiologista até o centro cirúrgico e realização dos procedimentos. Os autores relatam a necessidade de um período inicial treinamento dos usuários do sistema. Relataram também que ocasionalmente ocorreram dificuldades do computador do audiologista “enxergar” o endereço IP do computador do centro cirúrgico,

sendo isto facilmente corrigido por meio da inserção manual do endereço IP. Os autores concluíram que o monitoramento a distância é viável, prático, economiza tempo e não requer equipamentos adicionais.

Ramos et al. (2008) avaliaram a viabilidade técnica, os riscos e as dificuldades da programação de implantes cocleares realizadas remotamente. Na unidade local encontravam-se o paciente, um profissional e o equipamento (Notebook, interface e software de programação do implante coclear). O notebook estava conectado a uma linha ADSL com um endereço IP público e fixo. A velocidade de conexão era igual a 10 Mbps. Na unidade remota, localizada a 300 metros de distância, encontrava-se o profissional programador o qual utilizava um notebook com conexão independente à internet de alta velocidade (ADSL WiFi, velocidade de conexão de 10 Mbps). O software Skype 2.5 foi utilizado para transmissão de áudio e vídeo. O software Ultra VNC foi utilizado para acesso e compartilhamento remoto do computador. Participaram do estudo 5 sujeitos adultos com quatro a 12 semanas de experiência com implante coclear. O conjunto de parâmetros obtidos para ajustar o implante coclear (“mapa”) foi obtido no modo face a face e à distância, foram comparados. Para avaliar a percepção que os sujeitos tiveram sobre as sessões de programação foi aplicado um questionário ao final de cada sessão. Três meses após a realização da programação a performance do indivíduo com o mapa obtido face a face e à distância também era avaliada por meio da audiometria em campo livre e por teste de fala com palavras dissílabas. Os profissionais também responderam um questionário quanto aos aspectos técnicos, os riscos e as dificuldades encontradas na programação remota dos implantes cocleares. Não foram encontradas diferenças significativas entre os mapas realizados face a face e remotamente e nem entre as performances do sujeito com a utilização destes dois mapas. As respostas dos questionários de percepção quanto ao atendimento indicaram que os sujeitos ficaram satisfeitos com ambas as maneiras de programação. Quanto ao questionário aplicado nos profissionais pôde-se perceber que a comunicação entre os dois locais ocorreu sem dificuldades. A programação remota demorou apenas um minuto a mais que a local (20 minutos).

Na área dos aparelhos de amplificação sonora individuais os primeiros relatos de aplicação da telessaúde são da década de 90, na Mayo Clinic Rochester, Minnesota (EUA).

Um programa piloto foi desenvolvido para permitir que audiologistas utilizassem computadores com conexão à internet que permitisse o ajuste de AASIs remotamente. No

ambiente remoto o operador conectava o aparelho auditivo do paciente no Hi-Pro (interface para a programação de aparelhos) e iniciava o software de programação. Na Mayo Clinic o audiologista iniciava o mesmo software em seu computador pessoal e assumia o controle do computador localizado no ambiente remoto. Uma linha telefônica auxiliar era usada para a comunicação entre o audiologista e o paciente. Diferentes sons, como música e ruído de tráfego, foram apresentados ao paciente por meio das caixas de som do computador. Dessa forma os ajustes podiam ser efetuados nos AASIs de acordo com as respostas fornecidas pelo paciente em relação aos sons ouvidos. (MAYO HEALTH SYSTEM, 2005).

Wesendahl (2003) descreveu uma aplicação da telemedicina para a adaptação inicial dos aparelhos auditivos programáveis, ajustes finos e acompanhamento. O aparelho auditivo do paciente foi remotamente conectado ao computador via cabo de telefone ou por conexão sem fio. O telefone ou outro meio foi utilizado para permitir a comunicação entre o paciente e o especialista. Um dispositivo portátil (combinação de telefone móvel e programador de AASI) podia também ser utilizado a fim de permitir a realização de ajuste fino no ambiente acústico real do paciente.

No Brasil, Ferrari (2006) avaliou a programação remota do aparelho de amplificação sonora individual, em 30 candidatos ao uso da amplificação (15 para o grupo experimental e 15 para o grupo controle) e 10 audiologistas não treinados. Também comparou a verificação por meio das medidas com microfone sonda realizadas face a face e a distância. Um profissional especialista em audiologia, do ambiente remoto, obtinha controle do computador localizado no ambiente de teste em que se encontravam um audiologista não treinado e um participante, e realizava a programação do AASI, bem como a verificação com medidas com microfone sonda. Ao final de cada programação e verificação do AASI foi aplicado um questionário que avaliava a) a confiança no procedimento, b) a qualidade de interação com o especialista, c) a qualidade da orientação fornecida, d) a qualidade da comunicação durante a sessão e e) a satisfação geral com o procedimento. A pesquisadora não encontrou diferenças significativas entre o procedimento de programação de AASIs realizado via teleassistência e via consultas “face a face” no que se refere à confiança e satisfação do paciente com o serviço prestado, qualidade de interação com o especialista e da orientação fornecida. O erro encontrado entre as repetições foi de 0,7 (250 Hz) a 1,44 dB (4 kHz). A variabilidade teste-reteste obtida por meio das medidas com microfone sonda realizadas à distância foi similar ao descrito pela literatura para o procedimento padrão (face a face). A pesquisadora revelou que na grande parte do tempo o equipamento utilizado funcionou

corretamente, apresentando boa qualidade de áudio e vídeo. No entanto, em alguns momentos do teste realizado à distância houve problemas na comunicação entre os dois ambientes, já que a presença do *feedback* acústico causado pela proximidade entre as caixas de som e o microfone, obrigou que o volume fosse baixado, na sala de teste, evitando o fenômeno. Essa estratégia dificultava o entendimento, pelo paciente, das orientações do fonoaudiólogo especialista.

A telessaúde aplicada a audiologia parece promissora, mas ainda se encontra em um estágio inicial de desenvolvimento e muitas áreas requerem investigações mais aprofundadas sobre a eficácia e efetividade dos procedimentos bem como a relação custo/benefício e a aceitação pelo paciente.

Até o presente momento não existem estudos nacionais ou internacionais que avaliaram a viabilidade e eficácia da realização das medidas com microfone sonda via telessaúde. Dado o fato que inúmeros AASIs possuem circuitos de processamento do sinal que modificam a resposta de frequência ou saída dos mesmos frente à análise das características de amplitude, espectro e/ou duração do sinal de entrada é possível que pequenas instabilidades durante a realização do procedimento causadas, por exemplo, pela perda de informação devido ao excessivo tráfego ou reduzida largura de banda para transmissão de dados alterem os resultados obtidos. Além disso, devem ser verificadas se a transmissão de áudio e vídeo via videoconferência baseada em computador propicia uma interação efetiva entre o ambiente de teste e o especialista localizado remotamente.

Além das potenciais facilidades de acesso e redução de custos e tempo de tratamento a viabilidade de um procedimento para realização de medidas com microfone sonda via telessaúde pode representar um análogo ao preceptorado clínico tradicional para capacitação de fonoaudiólogos na utilização deste imprescindível procedimento de verificação dos aparelhos de amplificação sonora individuais.

3 Proposição

3 PROPOSIÇÃO

O presente estudo tem por objetivo avaliar a eficácia de um procedimento de teleassistência baseado na internet para a realização de medidas com microfone sonda em adultos deficientes auditivos por meio da:

- Comparação dos valores obtidos na realização das medidas da resposta de ressonância da orelha externa (REUR), resposta de ressonância da orelha externa com uso da amplificação (REAR) e o ganho de inserção (REIG) realizados face a face e à distância.
- Avaliação das medidas repetidas da resposta de ressonância da orelha externa (REUR), resposta de ressonância da orelha externa com uso da amplificação (REAR) e o ganho de inserção (REIG) realizados face a face e à distância.

4 Materias e Métodos

4 MATERIAL E MÉTODOS

O presente estudo foi realizado na Clínica de Fonoaudiologia da Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo, Campus de Bauru, sendo aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da FOB-USP sob processo número 112/2006 (Apêndice A) e ofício 026/2008 (Apêndice B). Todos os participantes concordaram em participar voluntariamente do estudo mediante assinatura dos termos de Consentimento Livre e Esclarecido (Apêndices C e D), conforme Resolução 196/96-CNS/MS.

4.1 PARTICIPANTES

Participaram deste estudo 79 indivíduos divididos em dois grupos.

4.1.1 Grupo A

Formado por 60 adultos deficientes auditivos (30 do sexo masculino e 30 do sexo feminino), com idades variando entre 18 a 84 anos (média de 67 anos). Quinze participantes apresentavam perda auditiva unilateral e 45 apresentavam perda bilateral. No total, foram avaliadas 105 orelhas, sendo 92 orelhas com perda auditiva neurossensorial e 13 orelhas com perda auditiva mista. Quanto à experiência com o uso do AASI, 21 participantes eram candidatos ao uso da amplificação e 39 utilizavam o AASI há pelo menos um mês. No caso dos usuários foram selecionados apenas aqueles que utilizassem AASI do tipo retroauricular e que não apresentassem os seguintes recursos: (a) microfone direcional; (b) algoritmo digital de redução de ruído; (c) algoritmo digital de redução ou supressão do feedback e (d) algoritmo digital de destaque espectral.

Todos os voluntários foram convidados a participar do estudo quando da realização de suas consultas de rotina na Clínica e Fonoaudiologia da FOB-USP durante o período de 19 de junho de 2007 a 20 de novembro de 2007.

4.1.2 Grupo B

Formado por 19 indivíduos sem queixas auditivas (10 do sexo masculino e 09 do sexo feminino), com idades variando entre 17 a 52 anos (média de 28 anos). Para estes indivíduos apenas uma orelha foi avaliada (direita) perfazendo um total de 19 orelhas. Estes voluntários eram funcionários da Clínica de Fonoaudiologia da FOB-USP ou alunos do Curso de Fonoaudiologia da Faculdade de Odontologia de Bauru.

4.2 PROCEDIMENTOS

4.2.1 Grupo A

4.2.1.1 Inspeção otológica

Foi realizada a inspeção otológica a fim de verificar as características anatômicas do conduto auditivo externo dos participantes bem como presença de alterações que impedissem a realização das medidas com microfone sonda.

4.2.1.2 Inspeção do aparelho de amplificação sonora individual

Anteriormente à coleta de dados era realizada a inspeção do aparelho de amplificação sonora individual utilizado a fim de verificar se as condições de funcionamento e conservação encontravam-se adequadas, de modo a não comprometer o exame.

4.2.1.3 Medidas com microfone sonda via procedimento padrão (face a face)

Inicialmente deve ser salientado que a ordem de realização das medidas com microfone sonda (padrão e a distância) foi aleatória.

O procedimento padrão ou face a face foi realizado pela pesquisadora em todos os participantes, em uma sala acusticamente tratada com paredes e porta revestidas de cortiça, piso de borracha e janelas com persianas. O equipamento Unity PC Probe Mic (Siemens) foi utilizado. Este é composto de uma unidade central, uma unidade microfônica, uma caixa sonora e um monitor de vídeo (figura 4). A unidade central tem uma interface para que os dados de mensuração coletados possam ser transmitidos para um computador pessoal externo e uma impressora.

Figura 4 - Equipamento Unity PC Probe Mic (Siemens)

Calibração do sistema:

A calibração do sistema foi realizada antes do posicionamento do paciente no ambiente de teste e de acordo com as instruções do manual do Unity PC Probe Mic. (Siemens). O tubo sonda foi posicionado de forma que sua ponta permanecesse aproximadamente 1 mm de distância do microfone de referência (figura 5). A unidade microfônica, contendo o tubo sonda de silicone e o microfone de referência foi posicionada a uma distância de 50 centímetros da caixa acústica do equipamento. Em seguida, foi ativada a função “calibração da sonda” (*probe calibration*) presente no software do equipamento.

Figura 5 - Posicionamento do tubo sonda para calibração

Posicionamento do paciente no ambiente de teste

O participante foi posicionado no ambiente de teste sentado em uma cadeira localizada a 50 cm de distância da caixa sonora posicionada a 0° azimuth. Durante todo o teste foi solicitado ao participante que permanecesse em silêncio, sem movimentar a cabeça, com os braços ao longo do corpo e mãos apoiadas nas coxas.

O molde auricular do participante foi utilizado para mensurar a profundidade de inserção do tubo sonda no conduto auditivo externo. A ponta do tubo sonda foi posicionada a uma distância de aproximadamente três milímetros da ponta do molde auricular (figura 6). O tubo sonda foi então cuidadosamente inserido no conduto auditivo externo, permanecendo nesta posição durante toda a avaliação (figura 7).

Figura 6 - Posicionamento do tubo sonda em relação ao molde auricular

Figura 7 - Posicionamento do tubo sonda no conduto auditivo externo

Para registro das respostas, as seguintes opções de configuração do equipamento foram seleccionadas no menu “ajustes” / “preferências gerais”: (a) suavização da curva em 7

pontos; (b) opção de gravação acionada e (c) máximo de intensidade permitida igual a 130 dB NPS.

Resposta de ressonância da orelha externa (REUR)

A REUR é definida como a resposta obtida em dB nível de pressão sonora (NPS), em função da frequência, obtida em um ponto específico do conduto auditivo externo, frente à apresentação de um estímulo sonoro apresentado em campo livre, sem a utilização do AASI.

Para a realização da REUR foi utilizado o estímulo do tipo *speech noise*, definido pelo manual do equipamento como “sinal de banda larga: ruídos pseudo-aleatórios moldados como a fala humana”. O nível de apresentação foi igual a 65 dB NPS.

Resposta de ressonância com uso da amplificação (REAR)

A REAR é definida como sendo a resposta obtida em dB NPS, em função da frequência, obtida em um ponto específico do conduto auditivo externo, frente à apresentação de um estímulo sonoro apresentado em campo livre, com o AASI em funcionamento e o molde auricular inserido na orelha. Durante essa avaliação, o controle de volume do AASI foi mantido na posição costumeira de uso pelo paciente. Para a realização da REAR foi utilizado o estímulo do tipo *speech noise* com nível de apresentação igual a 65 dB NPS.

Ganho de inserção (REIG)

O ganho de inserção (REIG) é a diferença em decibel, em função da frequência, entre a REAR e a REUR obtida em um mesmo ponto do conduto auditivo externo e nas

mesmas condições de campo livre. Para medida do REIG foi utilizado o estímulo do tipo *speech noise* com nível de apresentação igual a 65 dB NPS.

4.2.1.4 Medidas com microfone sonda via procedimento remoto (distância)

A configuração esquemática para a realização das medidas com microfone sonda remotamente encontra-se na figura 8.

Figura 8 - Configuração dos ambientes remoto e de teste

A sala onde se encontrava o paciente, o fonoaudiólogo voluntário e o equipamento Unity PC Probe Mic foi denominada “ambiente de teste”. O computador pessoal (Pentium IV, 256 Mb, Windows XP), onde estava instalado o Unity PC Probe Mic, foi conectado à internet (local area network – LAN USP com 10 Mbps), a uma *webcam* Logitech QuickCam Orbit e a um fone de ouvido com microfone (*headset* Bright). Cinco fonoaudiólogos voluntários atuaram como facilitadores.

A pesquisadora posicionou-se em uma sala denominada “ambiente remoto”. Essa sala localizava-se também na Clínica de Fonoaudiologia da FOB USP, a aproximadamente 20 metros de distância do ambiente de teste. A pesquisadora utilizou-se de um notebook (Core 2

Duo, 1 Gb, Windows XP), também com fone de ouvido e microfone tipo *headset* (Logitech), conectado à *webcam* LG WebPro e à LAN USP.

O aplicativo Polycom PVX *Version 8.0.2* (Video Voice Data Web) encontrava-se instalado tanto no computador pessoal como no notebook e foi utilizado como software para controle remoto e para transmissão de áudio e vídeo entre os dois ambientes de modo a permitir que a pesquisadora fornecesse as instruções necessárias ao fonoaudiólogo voluntário em tempo real.

Início da sessão – compartilhamento de dados

Os dois profissionais iniciavam o software Polycom PVX. O fonoaudiólogo voluntário inseria manualmente o número IP* da pesquisadora e clicava na tecla “chamar” para dar início à sessão. A pesquisadora aceitava a chamada, sendo então possível a interação por áudio e vídeo, em tempo real, entre os indivíduos do ambiente remoto e o de teste.

O fonoaudiólogo voluntário acessava as seguintes funções no software Polycom PVX: (1) controles de chamada, (2) compartilhar dados, (3) escolher aplicativo e (4) ligado, tal como mostra a figura 9.

* Internet Protocol, conjunto de números que representa o local de um determinado computador ligado na internet e o identifica em uma rede privada ou pública

Figura 9 - Tela do software Polycom PVX

Por meio dessas operações, o fonoaudiólogo voluntário permitia ao pesquisador o controle da área de trabalho do computador localizado no ambiente de teste (figura 10). A partir desse momento, a pesquisadora dava início ao procedimento de realização das medidas com microfone sonda à distância.

Figura 10 - Tela visualizada pelo computador do ambiente remoto (controle da área de trabalho do ambiente de teste)

Toda a interação entre os fonoaudiólogos no ambiente de teste e no ambiente remoto foi realizada por meio de áudio e vídeo em tempo real, utilizando fone de ouvido e microfone. A presença da *webcam* no ambiente de teste permitia que a pesquisadora monitorasse tanto o participante quanto o fonoaudiólogo voluntário.

Para registro das respostas, as opções de configuração do equipamento foram as mesmas selecionadas para as medidas face a face: (a) suavização da curva em 7 pontos; (b) opção de gravação acionada e (c) máximo de intensidade permitida 130 dB NPS.

Calibração do sistema

Após ser obtida a permissão do compartilhamento de dados entre os computadores dava-se início à calibração do sistema a qual foi realizada também de acordo com o disposto no manual do Unity PC Probe Mic. (Siemens).

Por meio de áudio e vídeo a pesquisadora transmitia as seguintes instruções para o fonoaudiólogo voluntário, no ambiente de teste:

- Posicionar o tubo sonda de modo que sua ponta permanecesse aproximadamente 1 mm de distância do microfone de referência.
- Posicionar a unidade microfônica a uma distância de 50 centímetros da caixa acústica do equipamento.

Ao término da execução destas ações pelo fonoaudiólogo voluntário a pesquisadora ativava a função “calibração da sonda” (*probe calibration*), presente no software do equipamento, dando início ao procedimento. A pesquisadora monitorava a curva da calibração que aparecia, em tempo real, na tela de seu computador no ambiente remoto. Assim, caso fosse detectada alguma característica atípica na curva de calibração era possível interromper o teste e solicitar nova calibração do sistema.

Posicionamento do paciente no ambiente de teste

Por meio de áudio e vídeo a pesquisadora instruía o fonoaudiólogo a orientar o participante a posicionar-se sentado em uma cadeira localizada a 50 cm de distância da caixa sonora posicionada a 0° azimuth. Solicitava ao fonoaudiólogo que o participante permanecesse em silêncio, sem movimentar a cabeça, com os braços ao longo do corpo e mãos apoiadas nas coxas. Quando necessário o fonoaudiólogo voluntário reforçava as orientações da pesquisadora.

A pesquisadora instruía o fonoaudiólogo com relação ao posicionamento do tubo sonda no conduto auditivo do participante. Novamente o molde auricular do participante foi utilizado para mensurar a profundidade de inserção do tubo sonda no conduto auditivo externo. A ponta do tubo sonda foi posicionada a uma distância de aproximadamente três milímetros da ponta do molde auricular. Por meio da transmissão de vídeo era possível verificar se as orientações estavam sendo seguidas corretamente e, caso necessário, permitir correções nos procedimentos executados pelo fonoaudiólogo voluntário.

Resposta de ressonância da orelha externa (REUR), resposta de ressonância com uso da amplificação (REAR) e ganho de inserção (REIG)

Inicialmente deve ser ressaltado que durante todo o procedimento de obtenção das medidas da REUR, REAR e REIG uma janela com as respostas registradas era visível em tempo real, tanto para a pesquisadora como para o fonoaudiólogo voluntário. Assim, com base na análise dessas respostas e na observação do ambiente de teste, por meio da *webcam*, era possível detectar erros como a má inserção do tubo sonda ou movimentação do participante. Com isso, as orientações eram repetidas para que o fonoaudiólogo voluntário pudesse recomeçar o procedimento.

Foram realizadas as medidas da resposta de ressonância da orelha externa (REUR), seguida da resposta de ressonância com uso da amplificação (REAR), e por último, o ganho de inserção (REIG). Todas as medidas foram realizadas com o mesmo estímulo (speech noise) e nível de apresentação (65 dB NPS) utilizados para as medições face a face.

4.2.2 Grupo B

4.2.2.1 Otoplástica (pré-moldagem)

Inicialmente foi realizada a inspeção otológica para verificar as condições anatômicas e funcionais da orelha de cada um. Em seguida, um tampão de algodão foi inserido no conduto auditivo externo do participante, sendo posicionado na região da segunda curva do conduto (posicionamento para impressão padrão). Por meio de uma seringa injetora para moldagem da orelha foi inserido o material a base de silicone para impressão (Otoform AK da marca Dreve Otoplastik GmbH, silicone vulcanizável por adição para pré molde de ouvido na proporção 1:1).

A partir da pré-moldagem da orelha foi confeccionado o molde auricular do tipo invisível simples em material acrílico, com tubo padrão e sem modificações acústicas. O valor da confecção dos moldes auriculares foi custeado pela pesquisadora.

4.2.2.2 Ajuste do Aparelho de Amplificação Sonora Individual 143 AGCI

O aparelho de amplificação sonora individual modelo 143 AGCI (GN Resound), foi utilizado para todos os participantes. O AASI, em questão, era do tipo mini-retroauricular e não possuía os seguintes recursos: (a) microfone direcional; (b) algoritmo digital de redução de ruído; (c) algoritmo digital de redução ou supressão do feedback e (d) algoritmo digital de destaque espectral.

Adicionalmente foram feitos ajustes nas regulagens de modo a proporcionar amplificação mínima, evitando o desconforto acústico ou possíveis danos à audição:

- Saída máxima (controle P) redução de 20 dB
- Compressão (controle A): limiar de compressão em 65 dB
- Tonalidade (corte de grave, controle H): não foi reduzida a resposta de frequência do aparelho.
- Controle de volume: posição 1,0.

4.2.2.3 Realização de medidas repetidas realizadas face a face e a distância.

Para os participantes do grupo B foi realizada a medida da REUR, REAR e REIG, realizadas face a face e à distância de maneira idêntica à descrita para os participantes do grupo A, com exceção do posicionamento do controle de volume que foi sempre mantido na posição 1.

No entanto, para esse grupo, as medidas face a face e à distância foram coletadas repetidamente (quatro repetições), ao longo do tempo de duas semanas.

4.3 FORMA DE ANÁLISE DOS RESULTADOS

A correlação entre os valores da REUR, REAR e REIG nas frequências de 0,25 a 8 kHz obtidas com o procedimento realizado face a face e à distância foi verificada por meio do coeficiente de correlação de Pearson.

O teste t pareado foi utilizado para comparar os valores da REUR, REAR e REIG nas frequências de 0,25 a 8 kHz obtidas quando realizadas as medidas face a face e à distância.

A partir das medidas repetidas foi calculado o erro casual proposto por Dahlberg para verificar o erro obtido nas quatro medidas da REUR, REAR e REIG, nas frequências de 0,25 a 8 kHz, realizadas face a face e à distância.

A análise de variância a dois critérios para medidas repetidas (ANOVA) foi utilizada para verificar se existia diferença entre as quatro repetições ou entre os procedimentos realizados.

Os softwares utilizados para as análises estatísticas foram o Programa Pacotico (Pacotinho Estatístico) versão 4.4.8, Microsoft Visual FoxPro (correlações e teste t pareado), e Statistica for Windows versão 5.1, StatSoft Inc., Tulas, USA (medida dos erros e análise de variância). Para todas as análises foi adotado um nível de significância de 5%.

5 Resultados

5 RESULTADOS

5.1 COMPARAÇÃO ENTRE AS MEDIDAS COM MICROFONE SONDA REALIZADAS FACE A FACE E À DISTÂNCIA

Inicialmente deve ser ressaltado que o tempo para realização das medidas com microfone sonda realizadas a distância para os pacientes em adaptação unilateral durou, em média, 5 minutos e 20 segundos (máximo de 16 minutos e 51 segundos e mínimo de 2 minutos e 34 segundos). Já o tempo para os pacientes com adaptação bilateral durou em média 8 minutos (máximo de 19 minutos e 30 segundos e mínimo de 4 minutos e 20 segundos).

Os gráficos 1, 2 e 3 mostram as correlações (Pearson) obtidas entre os procedimentos realizados face a face (F) e à distância (D), respectivamente, para a REUR, REAR e REIG. Foram obtidas correlações altas e significativas entre REUR F e REUR D ($r = 0,857$, $p = 0,00$), REAR F e REAR D ($r = 0,938$, $p = 0,00$) e entre REIG F e REIG D ($r = 0,927$, $p = 0,00$).

Gráfico 1 - Correlação e cálculo de probabilidade obtida para a REUR realizada face a face e à distância (n= 105)

Gráfico 2 - Correlação e cálculo de probabilidade obtida para a REAR realizada face a face e à distância (n= 105)

Gráfico 3 - Correlação e cálculo de probabilidade obtida para a REIG realizada face a face e à distância (n= 105)

Para o grupo A, os valores da REUR, REAR e REIG nas frequências de 250, 500, 1k, 2k, 3k, 4k, 6k e 8k Hz obtidos face a face e à distância foram comparados. A tabela 2 mostra os valores do coeficiente de correlação de Pearson em cada frequência analisada.

Tabela 2 - Correlações entre a REUR, REAR e REIG realizadas face a face e à distância e resultante do cálculo de probabilidade (n=105)

Variáveis	Correlação (r) REUR	Correlação (r) REAR	Correlação (r) REIG	Probabilidade (p) REUR, REAR e REIG
F250 x D250	0,80	0,93	0,92	0,0
F500 x D500	0,78	0,94	0,97	0,0
F1000 x D1000	0,70	0,95	0,97	0,0
F2000 x D2000	0,80	0,92	0,93	0,0
F3000 x D3000	0,81	0,89	0,89	0,0
F4000 x D4000	0,76	0,83	0,87	0,0
F6000 x D6000	0,72	0,80	0,79	0,0
F8000 x D8000	0,68	0,76	0,68	0,0

Legenda: F – face a face , D – distância

O gráfico 4 mostra as médias da REUR F e REUR D, REAR F e REAR D e REIG F e REIG D nas frequências de 250, 500, 1k, 2k, 3k, 4k, 6k e 8k Hz obtidos face a face e à distância.

Gráfico 4 - Médias das medidas com microfone sonda realizadas face a face (REUR F, REAR F e REIG F) e à distância (REUR D, REAR D e REIG D) (n = 105)

As médias da REUR, REAR e REIG nas frequências de 250, 500, 1k, 2k, 3k, 4k, 6k e 8k Hz obtidos face a face e à distância foram comparadas por meio do teste “t” pareado e se encontram respectivamente nas tabelas 3, 4 e 5.

Tabela 3 - Média e desvio padrão (dB NPS) da REUR realizada face a face e à distância, diferença entre as duas médias e probabilidade (n=105)

Frequências (Hz)	face a face		distância		Diferença de médias face a face e distância	Probabilidade P
	$\bar{x}$	dp	$\bar{x}$	dp		
250	56,56	6,35	55,50	6,21	1,06	0,00
500	60,06	4,54	59,13	4,47	0,92	0,00
1000	62,47	4,19	61,18	4,19	1,29	0,00
2000	69,72	6,61	68,70	6,40	1,02	0,01
3000	73,64	8,12	72,06	7,99	1,58	0,00
4000	70,09	8,65	68,03	8,69	2,07	0,00
6000	60,25	9,44	58,04	9,68	2,22	0,00
8000	53,99	9,94	50,92	10,46	3,07	0,00

Legenda: $\bar{x}$ – média, dp – desvio padrão.

Tabela 4 - Média e desvio padrão (dB NPS) da REAR realizada face a face e a distância, diferença entre as duas médias e probabilidade (n=105)

Frequências (Hz)	face a face		distância		Diferença de médias face a face e distância	Probabilidade P
	$\bar{x}$	dp	$\bar{x}$	dp		
250	62,43	12,95	62,33	14,11	0,09	0,85
500	75,07	13,76	74,80	13,77	0,27	0,57
1000	89,00	12,88	87,99	12,98	1,02	0,01
2000	95,33	11,51	95,00	11,29	0,32	0,46
3000	91,07	11,15	89,60	11,64	1,46	0,00
4000	84,23	10,93	82,68	11,83	1,55	0,02
6000	71,81	12,26	70,08	13,46	1,72	0,03
8000	61,04	12,43	59,47	13,79	1,57	0,08

Legenda: $\bar{x}$ – média, dp – desvio padrão.

Tabela 5 - Média e desvio padrão (dB) da REIG realizada face a face e a distância, diferença entre as duas médias e probabilidade (n=105)

Frequências (Hz)	face a face		distância		Diferença de médias face a face e distância	Probabilidade P
	$\bar{x}$	dp	$\bar{x}$	dp		
250	6,55	10,76	6,31	10,93	0,24	0,58
500	14,93	12,89	14,71	12,58	0,22	0,49
1000	25,81	12,65	25,40	12,57	0,41	0,18
2000	24,72	9,97	24,51	10,38	0,21	0,56
3000	16,08	9,18	15,16	9,09	0,91	0,03
4000	12,54	8,32	12,31	8,79	0,23	0,59
6000	10,36	9,18	10,36	9,12	0,00	1,00
8000	5,36	9,30	6,13	9,85	-0,77	0,30

Legenda: $\bar{x}$ – média, dp – desvio padrão.

5.2 ANÁLISE DAS MEDIDAS REPETIDAS REALIZADAS FACE A FACE E À DISTÂNCIA

As tabelas 6, 7 e 8 apresentam, respectivamente, as médias da REUR, REAR e REIG realizadas face a face e à distância para as quatro medições efetuadas nas 19 orelhas dos participantes do grupo B bem como os resultados da análise de variância (ANOVA) a dois critérios.

Tabela 6 - Média e desvio padrão para a REUR realizadas face a face (F) e à distância (D) e resultado da análise de variância a dois critérios para medidas repetidas (n=19)

Frequência (Hz)	Repetição	F		D		ANOVA
		$\bar{x}$	dp	$\bar{x}$	dp	
250	1	61,26	4,16	60,16	5,82	p repetição = 0,002* p F e D = 0,678 p interação = 0,758
	2	63,32	0,75	63,32	1,42	
	3	61,79	4,34	62,00	3,97	
	4	63,53	0,96	63,79	1,22	
500	1	63,23	3,72	62,47	4,15	p repetição = 0,005* p F e D = 0,536 p interação = 0,847
	2	64,74	0,81	64,84	0,60	
	3	64,11	2,88	64,05	3,22	
	4	64,84	0,50	64,74	0,81	
1000	1	65,74	3,75	65,05	3,34	p repetição = 0,038* p F e D = 0,656 p interação = 0,536
	2	66,58	1,17	67,05	1,54	
	3	65,53	3,20	66,00	2,96	
	4	66,84	1,01	67,05	1,27	
2000	1	73,00	4,45	71,79	5,06	p repetição = 0,003* p F e D = 0,303 p interação = 0,811
	2	75,63	1,95	75,21	2,44	
	3	74,00	3,93	74,00	4,52	
	4	75,21	1,44	74,95	2,12	
3000	1	77,26	5,63	75,95	6,46	p repetição = 0,010* p F e D = 0,364 p interação = 0,810
	2	79,32	2,19	79,26	3,05	
	3	78,58	5,39	78,11	4,40	
	4	79,48	2,01	79,42	2,46	
4000	1	74,79	6,88	72,63	7,12	p repetição = 0,049* p F e D = 0,240 p interação = 0,383
	2	76,84	2,52	75,74	2,94	
	3	75,42	5,74	75,84	4,37	
	4	76,11	2,92	76,05	2,57	
6000	1	64,11	10,13	63,16	8,16	p repetição = 0,236 p F e D = 0,911 p interação = 0,696
	2	65,63	5,61	65,16	5,05	
	3	65,16	8,60	66,05	7,78	
	4	66,26	3,71	67,11	5,51	
8000	1	58,21	10,03	59,11	9,17	p repetição = 0,685 p F e D = 0,639 p interação = 0,574
	2	61,21	5,86	59,58	7,19	
	3	58,63	8,25	60,11	6,38	
	4	59,95	4,62	60,74	5,58	

Legenda: F – face a face, D – distância, $\bar{x}$ – média, dp – desvio padrão, * p < 0,005 estatisticamente significativa.

Tabela 7 - Média e desvio padrão para a REAR realizadas face a face (F) e à distância (D) e resultado da análise de variância a dois critérios para medidas repetidas (n=19)

Frequência (Hz)	Repetição	F		D		ANOVA
		$\bar{x}$	dp	$\bar{x}$	dp	
250	1	61,26	5,06	60,53	5,60	p repetição = 0,000* p F e D = 1 p interação = 0,612
	2	63,84	0,76	63,53	1,39	
	3	61,68	3,97	62,74	3,40	
	4	63,68	1,53	63,68	1,34	
500	1	63,86	4,08	64,00	4,51	p repetição = 0,007* p F e D = 0,612 p interação = 0,835
	2	66,84	1,61	66,00	1,67	
	3	64,79	4,14	64,79	3,17	
	4	66,05	2,46	65,84	2,43	
1000	1	73,84	3,75	74,42	3,81	p repetição = 0,458 p F e D = 0,837 p interação = 0,750
	2	74,21	3,77	74,58	3,75	
	3	73,16	4,52	72,68	4,45	
	4	73,89	3,50	73,79	4,04	
2000	1	84,89	4,77	83,53	5,86	p repetição = 0,766 p F e D = 0,062 p interação = 0,732
	2	85,47	2,87	84,95	3,94	
	3	85,05	5,45	83,79	4,71	
	4	84,53	3,04	84,53	5,26	
3000	1	85,84	6,29	84,84	5,91	p repetição = 0,434 p F e D = 0,650 p interação = 0,696
	2	86,16	3,44	86,68	3,86	
	3	86,16	5,98	85,68	4,83	
	4	86,79	3,51	86,89	4,88	
4000	1	77,95	6,01	76,37	6,19	p repetição = 0,975 p F e D = 0,202 p interação = 0,137
	2	77,37	3,89	77,32	4,07	
	3	77,89	5,38	76,00	4,83	
	4	76,53	4,71	77,42	5,72	
6000	1	60,32	8,38	58,79	7,39	p repetição = 0,171 p F e D = 0,121 p interação = 0,670
	2	62,42	4,45	61,89	5,65	
	3	63,32	7,09	61,21	8,21	
	4	61,89	5,15	62,11	6,14	
8000	1	53,74	7,65	53,79	8,55	p repetição = 0,067 p F e D = 0,867 p interação = 0,926
	2	57,68	5,77	57,21	4,88	
	3	57,84	7,84	56,95	7,83	
	4	56,58	6,56	57,42	4,00	

Legenda: F – face a face, D – distância, $\bar{x}$ – média, dp – desvio padrão, * p < 0,005 estatisticamente significante.

Tabela 8 - Média e desvio padrão para a REIG realizadas face a face (F) e à distância (D) e resultado da análise de variância a dois critérios para medidas repetidas (n=19)

Frequência (Hz)	Repetição	F		D		ANOVA
		$\bar{x}$	dp	$\bar{x}$	dp	
250	1	-0,37	1,74	-0,26	2,13	p repetição = 0,107 p F e D = 0,711 p interação = 0,275
	2	0,79	1,36	0,26	1,10	
	3	0,16	1,57	0,53	1,50	
	4	-0,05	1,78	-0,26	1,85	
500	1	0,37	2,27	1,05	1,90	p repetição = 0,355 p F e D = 0,618 p interação = 0,127
	2	1,58	1,30	0,95	1,72	
	3	0,79	2,07	0,37	1,86	
	4	0,84	1,95	0,74	2,70	
1000	1	7,95	1,87	8,63	2,11	p repetição = 0,030* p F e D = 0,838 p interação = 0,258
	2	7,11	3,38	6,53	3,26	
	3	6,58	2,69	6,16	2,99	
	4	6,63	2,61	7,21	2,59	
2000	1	11,05	3,67	11,00	4,32	p repetição = 0,026* p F e D = 0,210 p interação = 0,003*
	2	9,42	3,11	9,21	4,05	
	3	9,89	3,98	9,68	3,32	
	4	8,37	4,06	7,21	2,59	
3000	1	7,84	4,59	8,05	4,92	p repetição = 0,196 p F e D = 0,277 p interação = 0,755
	2	6,53	3,31	6,74	4,46	
	3	6,74	3,54	7,16	3,58	
	4	6,58	4,32	7,53	4,78	
4000	1	1,84	4,07	2,47	4,38	p repetição = 0,114 p F e D = 0,257 p interação = 0,032*
	2	0,37	2,75	1,42	4,14	
	3	1,32	2,80	0,16	3,17	
	4	-0,37	4,50	1,53	5,04	
6000	1	-4,11	4,98	-4,16	6,87	p repetição = 0,673 p F e D = 0,370 p interação = 0,340
	2	-2,89	5,13	-3,26	4,91	
	3	-2,63	4,92	-4,95	4,62	
	4	-4,74	4,63	-4,11	4,52	
8000	1	-3,63	6,66	-5,47	7,56	p repetição = 0,273 p F e D = 0,378 p interação = 0,422
	2	-3,05	6,09	-1,53	6,77	
	3	-2,58	7,93	-3,68	4,51	
	4	-1,58	5,09	-3,63	5,18	

Legenda: F – face a face, D – distância, $\bar{x}$ – média, dp – desvio padrão, * p < 0,005 estatisticamente significativa.

A análise post hoc (Teste de Tukey) para a comparação entre os procedimentos utilizados (face a face e distância) revelou diferença estatisticamente significativa ($p < 0,005$) para a REIG na frequência de 2000 Hz, na quarta medição.

Os resultados das médias dos erros encontrados nas quatro repetições realizadas face a face e via teleassistência, em cada frequência pesquisada obtidos por meio da comparação casual proposto por Dahlberg, encontram-se na tabela 9.

Tabela 9 - Médias dos erros encontrados nas quatro repetições para as medidas REUR, REAR e REIG (n=19) obtidos por meio da comparação casual proposto por Dahlberg

Frequência (Hz)	REUR (dB)		REAR (dB)		REIG (dB)	
	F	D	F	D	F	D
250	2,92	3,73	3,01	3,38	1,40	1,40
500	2,12	2,63	3,02	2,88	1,40	1,63
1000	2,35	2,36	3,16	3,52	2,45	2,42
2000	3,13	3,51	3,24	4,00	2,48	2,10
3000	3,15	3,94	3,23	3,79	2,23	2,33
4000	3,71	4,01	3,60	3,55	2,72	2,79
6000	5,03	5,58	5,17	5,27	4,09	4,46
8000	5,57	6,55	6,75	5,74	5,04	5,38

Legenda: F –face a face , D – distância.

6 Discussão

6 DISCUSSÃO

Primeiramente faz-se necessário esclarecer que o presente trabalho integra um conjunto de pesquisas realizadas no Departamento de Fonoaudiologia da Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo, na área de telessaúde em audiolgia. Assim, um amplo esforço de pesquisa já vinha sendo conduzido anteriormente a esse estudo, visando o delineamento de protocolos para procedimentos audiológicos realizados à distância, o que justifica algumas das escolhas metodológicas aqui efetuadas. Essas informações serão expostas a seguir.

No tocante à transmissão de áudio e vídeo entre o ambiente de teste e remoto (videoconferência) foi dada preferência pelo uso do computador e *codecs* de software devido à maior facilidade de acesso e menor custo. Em videoconferências dessa natureza podem ocorrer limitações quanto à qualidade da imagem e número de quadros transferidos por segundo, sendo isso, também, um produto do tipo de câmera utilizado. Algumas *webcams* com resolução de vídeo de 640 x 480 pixels foram testadas sendo obtida melhor qualidade com os modelos Logitech QuickCam Orbit e a LG WebPro, empregadas neste estudo. As *webcams* possuíam o sistema de “*face tracking*” (rastreamento da face do indivíduo), porém, foi verificado que as sessões de videoconferência tiveram melhor andamento quando esse recurso foi desativado e o enquadramento realizado de forma manual.

Também de grande importância foi a iluminação das salas do ambiente de teste e ambiente remoto a qual foi difusa a fim de evitar sombras fortes. O computador e a *webcam* foram posicionados de forma a não ficar direcionado à luz das janelas ou outra luz de fundo. A utilização de mobília de cor fosca (sem superfícies lustrosas) também favoreceu a qualidade de transmissão da imagem.

Embora as câmeras testadas tivessem microfone embutido, a fim de melhorar a relação sinal/ruído foi dada preferência pelo uso de *headsets* que continham microfone tipo “boom” (posicionados próximo à boca do falante). O uso de salas com tratamento acústico minimizou o efeito da reverberação e do ruído, permitindo melhor qualidade do sinal de áudio. O uso de fones também evitou a ocorrência de retroalimentação no ambiente. Como

nesse estudo a interação acontecia entre o fonoaudiólogo especialista e o voluntário, e nunca diretamente entre especialista e paciente, esse tipo de tecnologia pôde ser utilizada com sucesso.

No que se refere aos softwares para transmissão de áudio, vídeo e compartilhamento de dados foram testados o MSN Messenger, o NetMeeting e o Polycom PVX. Os testes com o MSN demonstraram qualidade de áudio e vídeo muito aquém da desejável para o tipo de aplicação deste estudo. O NetMeeting e o Polycom PVX têm como vantagens a utilização de padrões (protocolo H.323, que permite comunicação com outros softwares ou sistemas de videoconferência que também utilizem tal protocolo, e protocolo T120 de compartilhamento de aplicações). O NetMeeting tinha ainda a vantagem de estar incluso no sistema operacional Windows. No entanto, embora tenha oferecido boa qualidade de áudio e vídeo, o NetMeeting não superou o desempenho do Polycom PVX (este tem licença no valor aproximado de 170 dólares).

A conexão via IP (*Internet Protocol*) foi utilizada também em virtude da facilidade de acesso e do custo, devendo ser ressaltada a existência de uma LAN com largura de banda suficiente para realização de videoconferência.

Finalmente, o Unity PC Probe Mic foi escolhido por ser um equipamento computadorizado e compatível com softwares de compartilhamento de aplicativos. Equipamentos similares de outros fabricantes estão disponíveis no mercado e poderiam também ser utilizados para tal aplicação.

Até onde se tem conhecimento a presente pesquisa foi uma das primeiras a avaliar a aplicação da telessaúde para a realização de medidas com microfone sonda, sendo encontrada apenas uma publicação internacional exibindo resultados preliminares neste tópico. (FERRARI, 2006). Dessa forma, os dados obtidos serão confrontados com estudos que utilizaram a tecnologia de informação e comunicação para fornecimento de outros serviços audiológicos à distância.

6.1 MEDIDAS DE CORRELAÇÃO E COMPARAÇÃO DAS AMPLITUDES DA REUR, REAR E REIG OBTIDAS FACE A FACE E À DISTÂNCIA

Com relação ao tempo despendido para a realização das medidas com microfone sonda à distância este foi, em média, igual a 5 (adaptação unilateral) e 8 minutos (adaptação bilateral), valores estes semelhantes aos observados na prática clínica para realização do procedimento da forma padrão (face a face). Deve ser observado, no entanto, que em alguns casos aproximadamente 17 (unilateral) a 20 minutos (bilateral) foram necessários para completar a avaliação. O principal fator que influenciou o tempo de execução do procedimento foi a habilidade do fonoaudiólogo voluntário em executar as orientações fornecidas pelo especialista, sobretudo o posicionamento correto do tubo sonda no conduto auditivo. Quando observadas alterações nas respostas registradas em função do mau posicionamento do tubo sonda e/ou molde auricular no conduto auditivo, compressão do tubo sonda pelo molde auricular ou, ainda, presença de cerume obstruindo o tubo sonda, interrupções no exame eram realizadas pelo especialista a fim de orientar o voluntário para sanar tais problemas e recomençar a avaliação. Embora não seja objetivo deste estudo avaliar o impacto da telessaúde no treinamento profissional, é importante ressaltar que, ao longo da coleta de dados, houve diminuição da necessidade de interrupção dos exames por parte do especialista o que pode ser indicativo da ocorrência de aprendizado por parte dos fonoaudiólogos voluntários.

No que diz respeito às correlações entre os procedimentos realizados face a face (F) e à distância (D) (gráficos de dispersão 1, 2 e 3), essas foram muito fortes e significativas para a REUR ($r=0,85$ e $p=0,00$), REAR ($r=0,93$ e $p=0,00$) e REIG ($r=0,92$ e $p=0,00$). Quando consideradas as correlações entre os procedimentos face a face e à distância, calculadas separadamente em cada frequência analisada (tabela 2), verificou-se que os coeficientes de Pearson variaram de 0,68 (8 kHz) a 0,80 (250 e 2000 Hz) para a REUR, de 0,76 (8 kHz) a 0,95 (1 kHz) para a REAR e de 0,68 (8 kHz) a 0,97 (500 e 1000 Hz) para o REIG. Novamente todas estas correlações foram significativas.

Os resultados das correlações indicam que existe uma boa concordância entre as medidas padrão e as realizadas via telessaúde. As fortes correlações observadas no presente estudo também foram encontradas em outras pesquisas que compararam procedimentos

audiológicos realizados face a face e à distância, por meio do compartilhamento de aplicativo para fins de controle remoto do equipamento e avaliação direta do participante. Para as emissões otoacústicas por produto de distorção (EOA-PD) foram encontrados coeficientes de correlação entre 0,83 a 0,99. (ELANGO VAN, 2005; KRUMM; RIBERA; SCHMIEDGE, 2005). Para os potenciais auditivos de tronco encefálico (PEATE) foram obtidas correlações iguais a 0,98 (Towers et al., 2005). Mesmo no caso de procedimentos subjetivos, isto é, que dependem da resposta fornecida pelo participante, correlações fortes e significativas foram encontradas para a audiometria tonal via área ($r=0,92$) e via óssea ($r=0,97$). (GIVENS; ELANGO VAN, 2003). Para o teste de percepção de fala no ruído, os coeficientes que avaliaram a concordância de resposta entre avaliadores localizados em lugares separados foram iguais a 0,98. (RIBERA, 2005).

De particular importância é o fato de que as correlações encontradas entre os procedimentos face a face e à distância foram mais fortes do que as observadas nos estudos que compararam a concordância entre duas medidas repetidas realizadas via procedimento padrão. Os coeficientes de correlação variaram de 0,32 a 0,81 para a REUR. (VALENTE; VALENTE; GOEBEL, 1991) e 0,51 a 0,91 para a REAR. (VALENTE et al., 1990).

Pela comparação entre os estudos de Valente, Valente e Goebel (1991) e Valente et al. (1990) verifica-se que menores correlações foram obtidas entre medidas repetidas da REUR que da REAR, o que também ocorreu no presente estudo conforme mostra a tabela 2. A REUR a mede a clássica função de transferência entre campo livre e ouvido real, ou seja, a medição é feita com o ouvido “aberto”, “não ocluído”. Assim, pode sofrer maior influência das (até certo ponto) inevitáveis alterações de posicionamento do tubo sonda no conduto auditivo externo durante uma dada medição já que não é utilizado o molde auricular e nenhum outro recurso que possa fixar o tubo sonda dentro do CAE.

De modo geral, coeficientes de correlação menores foram obtidos nas frequências acima de 4000 Hz. Tal resultado pode ter ocorrido em virtude das altas frequências sofrerem maior influência da profundidade de inserção do tubo sonda entre as diferentes medições. A maior susceptibilidade das altas frequências pode ser explicada pelo fenômeno das ondas estacionárias. A onda estacionária acontece quando da soma da onda sonora incidente com parte da onda sonora refletida pela membrana timpânica. Quando a distância percorrida pela onda sonora refletida for igual a $1/4$ do comprimento da onda sonora incidente, ocorre o

cancelamento parcial da onda, resultando numa atenuação importante do NPS gerado no CAE.

O comprimento de onda das frequências abaixo de 1kHz é longo em relação ao comprimento médio do conduto auditivo externo de adultos (em média 25 mm) e, portanto, não sofrem interferência das ondas estacionárias geradas no mesmo. Em consequência, no caso das frequências baixas o tubo sonda posicionado em qualquer lugar do CAE irá medir, essencialmente, um nível de pressão sonora igual ao gerado próximo na membrana timpânica. (DIRKS; AHLSTROM; EISENBERG, 1994). As altas frequências, em virtude do seu comprimento de onda, sofrem o efeito das ondas estacionárias e, assim, maior variabilidade será encontrada na dependência da posição do tubo sonda. As variações encontradas nas frequências acima de 3000 Hz variam de 2 a 10 dB. (DIRKS; KINCAID, 1987).

No que se refere à medida da REAR e REIG outro fator que também afeta a medida em alta frequência e, por conseguinte, sua variabilidade, é a existência da turbulência que ocorre na região da abertura do molde auricular. (DILLON, 2001). Quando um som irradia de um tubo pequeno (abertura do molde) para um ducto maior (conduto auditivo) ondas radiais e longitudinais se desenvolvem nessa área de transição. A interação entre essas ondas pode causar variação de 5 a 12 dB no NPS nas frequências entre 2k e 8 kHz caso o tubo sonda fique próximo a esta zona de turbulência. (DIRKS; KINCAID, 1987; DIRKS, AHLSTROM; EISENBERG, 1994). No presente estudo o molde auricular foi utilizado como guia para o posicionamento da ponta do tubo sonda após esta área de transição, no entanto, durante a própria inserção do molde auricular na orelha externa do participante pode ter ocorrido deslocamento do tubo para “dentro” desta região de turbulência.

Hawkins e Mueller (1992) relatam também que movimentações da cabeça no plano horizontal, em relação à posição da fonte sonora, durante a realização do teste podem alterar o nível de pressão sonora fornecido pelo AASI no conduto auditivo em até 7 dB. Tais movimentos afetam principalmente as altas frequências.

Neste estudo também foram comparadas as amplitudes da REUR, REAR e REIG obtidas face a face e à distância. A tabela 3 mostra que a amplitude média da REUR realizada face a face foi significativamente maior do que a obtida à distância em todas as frequências analisadas. No entanto as diferenças encontradas entre estas amplitudes variaram de 0,9 (500 Hz) a 3,07 dB (8000 Hz).

Para a REAR a amplitude média obtida face a face foi significativamente maior do que a obtida à distância para as frequências de 1, 3, 4, 6 e 8 kHz (tabela 4). As diferenças entre estas amplitudes variaram de 0,09 (250 Hz) a 1,72 dB (6000 Hz).

Já para a medida do REIG (tabela 5) não houve diferença significativa entre as amplitudes médias obtidas face a face e à distância, com exceção da frequência de 3 kHz sendo esta igual a 0,91 dB.

As maiores diferenças entre as médias das amplitudes das medidas com microfone sonda obtidas face a face e à distância encontram-se nas regiões de alta frequência (acima de 3 kHz). Este dado sugere que tais diferenças provavelmente são produtos da variação do posicionamento do tubo sonda no conduto auditivo externo entre uma medida e outra e não do uso da telessaúde.

Os resultados obtidos para o REIG reforçam esta hipótese já que segundo Hawkins (1987) e Dirks, Ahlstrom e Eisenberg (1994) a localização exata do tubo sonda não é tão importante quando se mede o ganho de inserção, já que esse reflete um valor relativo (REAR – REUR). Neste caso será de maior importância assegurar que o tubo sonda permaneça no mesmo local quando da realização da medida da ressonância da orelha externa e da amplificação na orelha externa.

Deve ser enfatizado também que o fato de haver diferenças estatisticamente significativas entre as medidas não implica na existência de significância clínica. A magnitude das diferenças encontradas entre as medidas face a face e à distância no presente estudo não ultrapassou os valores descritos na literatura a respeito da variabilidade das medidas com microfone sonda realizadas de acordo com o procedimento padrão. Valente, Valente e Goebel (1991) relataram que a média da variabilidade teste-reteste da REUR é da ordem de 3.95 dB. Esses autores também encontram diferenças pequenas, porém estatisticamente significativas, para as médias das amplitudes da REUR obtidas em duas medições. Valente et al. (1990) relataram que a média da variabilidade teste-reteste da REAR é da ordem de 3.3 dB e ainda encontraram diferenças entre 0,2 a 0,7 dB entre duas medidas do REIG, não sendo essas significativas.

6.2 MEDIDAS REPETIDAS E MEDIDA DO ERRO CASUAL

No que se refere às quatro medidas realizadas da REUR, REAR e do REIG, para os participantes do grupo B, a ANOVA revelou diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$) entre as repetições nas frequências de 250 a 4000 Hz para a REUR (tabela 6), 250 e 500 Hz para a REAR (tabela 7) e 1000 e 2000 Hz para o REIG (tabela 8). O teste de Tukey não identificou um momento consistente em que essas diferenças significativas ocorreram. Por exemplo, ora estas foram encontradas entre a primeira e segunda medição, ora entre a segunda e quarta medição e assim por diante. Devido a isto e também pelo fato da magnitude das diferenças encontradas não ser superior à variabilidade esperada para as medidas com microfone sonda, os resultados da análise post hoc para as repetições não foram apresentados neste trabalho.

Somente para o REIG na frequência de 2000 Hz (tabela 8) a análise post hoc revelou diferença significativa entre os procedimentos face a face e distância quando da realização da quarta repetição. No momento não foi encontrada nenhuma explicação plausível para esse resultado isolado.

Foi também calculada a média dos erros casuais ou aleatórios entre as quatro medições realizadas (tabela 9). Considerando a REUR, o erro para medidas face a face variou de 2,12 dB (500 Hz) a 5,57 dB (8 kHz) e à distância variou de 2,36 dB (1 kHz) a 6,55 dB (8 kHz). Os erros obtidos para as medidas face a face foram menores do que os obtidos à distância em todas as frequências analisadas, no entanto, a diferença entre estes erros não foi superior a 0,98 dB. Erros maiores foram obtidos para as frequências acima de 4 kHz. Esses dados corroboram os resultados de Barlow et al. (1988), que verificaram o aumento da variabilidade das medidas da REUR com o aumento da frequência, e de Valente, Valente e Goebel (1991) que encontraram diferenças entre medidas repetidas da REUR variando de 1 (250 Hz) a 3,41 dB (4 kHz).

Para a REAR o erro para medidas face a face variou de 3,01 dB (250 Hz) a 6,75 dB (8 kHz) e à distância variou de 2,88 dB (500 Hz) a 5,74 dB (8 kHz). O erro para as medidas face a face foi em média, apenas, 0,1 dB menor do que o das medidas à distância. Resultados semelhantes foram descritos por Hawkins e Mueller (1992) nas medidas da

REAR, com erros de aproximadamente 2-3 dB para as frequências abaixo de 1 kHz, 3 dB na região de 1 a 2 kHz e 4 dB nas frequências iguais ou acima de 3 kHz.

Finalmente para o REIG o erro para medidas face a face variou de 1,40 dB (250 e 500 Hz) a 5,04 dB (8 kHz) e à distância variou de 1,40 dB (250 Hz) a 5,38 dB (8 kHz). O erro para as medidas face a face foi em média apenas 0,08 dB menor do que o das medidas à distância. Os erros verificados para a medida do ganho de inserção provavelmente estão relacionados ao deslocamento do tubo sonda para a realização da medida da REAR em relação à posição inicial utilizada para a medida da REUR. Quando isto ocorre observam-se variações nos registros do REIG para frequências acima de 2000 Hz sendo estas menores do que 4 dB. (HAWKINS, 1987).

Os resultados do presente estudo estão em concordância com a literatura. Valente et al. (1990) relataram diferenças entre duas repetições da REIG variando de 1,6 (250 Hz) a 2,1 dB (3 kHz). Hawkins (1987) também encontrou erros na REIG em torno de 2,2 dB em 1 kHz. Para a frequência de 6 kHz o autor encontrou erros ainda maiores do que o do presente estudo, na ordem de 7 dB.

No tocante às medidas realizadas à distância, os dados da tabela 9 corroboram o estudo de Ferrari (2006) que verificou que a média do erro casual para três repetições do ganho de inserção realizado via controle remoto do equipamento variou entre 0,7 (250 Hz) a 1,44 dB (4 kHz).

Além da variabilidade causada por alterações no posicionamento do tubo sonda no conduto auditivo externo e da localização do participante em relação à caixa sonora, já anteriormente explicados, outros fatores podem ter contribuído para os erros encontrados.

O padrão das ondas estacionárias produzidas no conduto auditivo pode ser alterado por modificações da impedância da orelha média, o que, por sua vez provoca mudanças de até 6,5 dB no NPS absoluto medido na região de frequência entre 2 a 4 kHz. (DIRKS; KINCAID, 1987). No presente estudo foi realizada a inspeção otológica dos participantes anteriormente à realização de cada medida, no entanto, embora a probabilidade seja pequena, podem ter ocorrido alterações no status da orelha média ao longo do tempo em que foram realizadas as repetições que não foram observadas pelo avaliador.

No tocante à REAR e REIG outra hipótese diz respeito ao ajuste do controle de volume do AASI utilizado. Em virtude do AASI 143 AGCI possuir volume manual pode não ter ocorrido a replicação exata do posicionamento do mesmo nas diferentes repetições. Alterações da posição do controle de volume acarretam modificações no ganho fornecido pelo aparelho e, por conseguinte, na amplitude das medidas da REAR e do REIG.

Deve também ser ressaltado que neste estudo cinco voluntários participaram como facilitadores para a realização das medidas no ambiente de teste. Assim, os erros aqui apresentados podem também estar relacionados às variações das habilidades dos facilitadores em executar os procedimentos solicitados pelo especialista.

De qualquer forma, como os erros casuais das medidas realizadas à distância são muitos similares aos obtidos face a face, é possível concluir que não houve influência importante da realização das medidas com microfone sonda por meio do controle remoto do equipamento. A viabilidade e confiabilidade da telessaúde para realização de consultas e procedimentos audiológicos à distância foi verificada também em outros estudos (BLASKELEE et al., 1997; WESENDAHL, 2003; FERRARI, 2006; KRUMM; RIBERA; KLICH, 2007; KRUMM et al., 2008; SHAPIRO et al., 2008; RAMOS et al., 2008).

Uma das preocupações com relação à telessaúde é a consistência e qualidade do envio das informações de um local ao outro. Ribera (2005), Krumm, Ribera e Schmiedge (2005) e Towers et al. (2005) relataram episódios de falhas no sinal de áudio e na transmissão dos dados do teste realizado à distância, em momentos de pico na rede, quando o tráfego na internet era intenso, fazendo com que a informação enviada pelo computador remoto não chegasse de maneira ótima no ambiente de teste. No caso de exames audiológicos realizados via compartilhamento remoto de aplicativos, estas falhas de transmissão podem levar a registros ou interpretações errôneas de resultados.

Assim, cuidado deve ser tomado quando da utilização de redes como a internet já que o compartilhamento da largura de banda com outros tipos de dados pode fazer com que haja uma perda significativa da qualidade dos sinais de áudio e vídeo transmitidos.

A largura de banda é o requisito fundamental para que haja espaço suficiente para que todos os seus pacotes de informação sejam transmitidos. É comum na videoconferência por IP a utilização de largura de banda por volta de 384 a 768 Kbps. No presente estudo a taxa de transmissão utilizada foi de 384 Kbps. É importante ainda que os pontos envolvidos na

videoconferência sejam capazes de enviar e receber a mesma quantidade de dados para a chamada, ou seja, que exista simetria. Quando a largura de banda não é suficiente pode ocorrer a perda de pacotes da informação, o que resulta na interrupção do sinal de áudio bem como em alterações na imagem (por exemplo, congelamento, imagem em “blocos” ou áreas em branco dentro da janela de vídeo).

Como os dados relativos a áudio e vídeo são sensíveis ao tempo, a sincronização é de grande importância. O processo de codificação e decodificação da informação (dependente tanto do equipamento utilizado como do tempo de tráfego dos pacotes na rede) pode introduzir um atraso ou latência na videoconferência. Se esse atraso for excessivo o processo de comunicação fica bastante prejudicado tanto pela falta de sincronia entre o movimento de lábios com o sinal de áudio como também pelo fato de uma pessoa “falar sobre a outra”.

Neste estudo a largura de banda da LAN foi suficiente para evitar que estes fenômenos ocorressem. Assim, durante a coleta não houve queda da conexão utilizada, atrasos na transferência dos dados, bem como falhas na transmissão de áudio e vídeo. O software utilizado, Polycom PVX, permitiu ótima qualidade de imagem entre os dois ambientes (remoto e de teste). Por meio desse software e das câmeras foi possível ver o paciente e o fonoaudiólogo voluntário sem dificuldades e assim, orientar o profissional em suas tarefas para permitir a realização das medidas necessárias. No entanto, não é possível garantir o mesmo desempenho em redes com largura de banda menores.

6.3 CONSIDERAÇÕES FINAIS

No Brasil, no que se refere aos centros de audiologia credenciados no SUS, as diretrizes constantes no Anexo IV da Portaria MS/SAS 587¹⁵ recomendam a utilização de medidas com microfone sonda na seleção e verificação do benefício do AASI em caso de adultos e, sobretudo, crianças. De fato a Portaria 587 reconhece a importância desse procedimento à medida que a disponibilidade de um equipamento para realização das medidas com microfone sonda (ganho de inserção) é uma das exigências estruturais para o

¹⁵MINISTÉRIO DA SAÚDE. Portaria MS/SAS 587. Disponível em: <<http://dtr2001.saude.gov.br/sas/PORTARIAS/Port2004/PT-587.htm>>. Acesso em: 19 set. 2006.

credenciamento e habilitação dos serviços de atenção à saúde auditiva em alta e/ou média complexidade.

No entanto, quando considerados os serviços de Audiologia do SUS verifica-se que as medidas com microfone sonda foram realizadas em aproximadamente 10% dos 4089 procedimentos de seleção e verificação do benefício do AASI apresentados em julho de 2006 (DATASUS, 2006)¹⁶. Este cenário pode ser modificado por meio da capacitação adequada e continuada do fonoaudiólogo, tendo reflexos no aumento da qualidade e eficiência dos serviços públicos de seleção e adaptação de aparelhos de amplificação sonora.

O presente estudo mostrou que a realização de medidas com microfone sonda via telessaúde fornece resultados confiáveis e similares aos obtidos pelo procedimento padrão. A realização dessas medidas à distância pode representar um análogo ao preceptorado clínico tradicional e ser utilizada como estratégia para facilitar o treinamento e a capacitação continuada do profissional.

¹⁶ Informações de Saúde. Disponível em <http://tabnet.datasus.gov.br/cgi/defthtm.exe?sia/cnv/pauf.def>. Acesso em: 20 set. 2006.

7 Conclusão

7 CONCLUSÃO

O presente estudo mostrou:

- Correlações muito fortes e significativas entre a resposta de ressonância da orelha externa (REUR), resposta de ressonância da orelha externa com uso da amplificação (REAR) e o ganho de inserção (REIG) realizados face a face e à distância.

- Diferenças pequenas, porém significativas, das amplitudes das respostas realizadas face a face e à distância nas frequências de 250 a 8000 Hz (REUR), 1000, 3000, 4000, 6000 e 8000 Hz (REAR) e 3000 Hz (REIG). No entanto, estas diferenças não foram clinicamente significantes.

- Diferenças estatisticamente significativa entre as respostas obtidas em diferentes momentos de medição (medidas repetidas) da REUR (250 a 4000 Hz), REAR (250 e 500 Hz) e REIG (1k, 2k e 4k Hz). Diferença significativa entre os métodos face a face e à distância foi observada apenas para a REIG (2000 Hz).

- Médias dos erros casuais da REUR, REAR e REIG obtidas face a face e à distância bastante similares.

As diferenças e variações encontradas entre as medidas face a face e a distância não foram maiores do que a magnitude de variabilidade do próprio procedimento de medidas com microfone sonda. A realização de medidas com microfone sonda via telessaúde, em adultos deficientes auditivos, fornece resultados confiáveis e similares aos obtidos pelo procedimento padrão. Outras investigações são necessárias para validar este procedimento.

Referências

REFERÊNCIAS

ACKERMAN, M. et al. Telemedicine technology. **Telemed J E Health**, v. 8, n. 1, p. 2002, cap. 6, New York: Mary Ann Liebert,

AMERICAN ACADEMY OF AUDIOLOGY. Guidelines for the audiological management of adult hearing impairment. **Audiol Today**, v. 18, n. 5, 2006. Disponível em: <<http://www.audiology.org/NR/rdonlyres/haguidelines.pdf>>. Acesso em: 13 fev. 2008.

AMERICAN NATIONAL STANDARDS INSTITUTE. Methods of measurement of real-ear performance characteristics of hearing aids. **ANSI S3.46-1997**. New York: American National Standards Institute Inc. 1997.

AMERICAN SPEECH LANGUAGE AND HEARING ASSOCIATION. Sound field measurement tutorial. **Asha**, v. 33, p. 25–37, 1991. Supplement 3,

AMERICAN SPEECH LANGUAGE AND HEARING ASSOCIATION. Guidelines for hearing aid fitting for adults. **Am J Audiol**, v. 7, n. 1, p. 5-13, Mar. 1998.

AMERICAN SPEECH LANGUAGE AND HEARING ASSOCIATION. Knowledge and skills needed by audiologists providing clinical services via telepractice. **Am Speech Lang Hear Assoc**, p. 1-7, 1998. Disponível em: <<http://www.asha.org/members/deskref-journals/deskref/default>>. Acesso em: 12 dez. 2006.

AMERICAN SPEECH-LANGUAGE-HEARING ASSOCIATION. Code of ethics (revised). **ASHA**, v. 23, . 13-15, 2001. Supplement.

AMERICAN SPEECH LANGUAGE HEARING ASSOCIATION. Audiologists providing clinical services via telepractice: technical report. **ASHA**, 2005. Supplement 25.

AMERICAN SPEECH-LANGUAGE-HEARING ASSOCIATION. Audiologists Providing Clinical Services via Telepractice: Technical Report. Disponível em: <<http://www.asha.org/docs/html/TR2005-00152.html>>. Acesso em: 12 dez. 2006.

ANDERSON, G. Social, ethical and legal barriers to e-health. **Int J Med Inform**, v. 76, n. 5/6, p. 480-483, May/June 2007.

ARLINGER, S. Functional gain: investigation of sound field audiometry. In: JENSEN, J. H. (Ed). Hearing aid fitting. theoretical and practical views. **13th Danavox Symposium**. Odense, 1988. p. 53-66.

BARLOW, N. L.; et al.. Probe-tube microphone measures in hearing-impaired children and adults. **Ear Hear**, v. 9, n. 5, p. 243-247, Oct. 1988.

BASC, B. C. Audionote 2: verifit test signals. **Audioscan**. 2005. Disponível em: <<http://www.audioscan.com/verifit>>. Acesso em: 12 fev. 2008.

- BASHSHUR, R. L.; REARDON, T. G.; SHANNON, G. W. Telemedicine: a new health care delivery system. **Annu Rev Public Health**, v. 21, p. 613-637, 2000.
- BERNARDEZ, G. R. A.; et al. Efeito da otite média crônica sobre a ressonância da orelha externa. In: ENCONTRO INTERNACIONAL DE AUDIOLOGIA, 20., 2005, São Paulo. **Anais...** São Paulo: 2005.
- BLAKESLEE, D.B.; et al. Practice of otolaryngology via telemedicine. 1997. **Triological Society Papers**. Disponível em: <gateway.ut.ovid.com/gw1/ovidweb.cgi#toc>. Acesso em 19 set. 2006.
- BRASIL. Ministério da Saúde. Portaria n35. Diário Oficial da União, 2007. Disponível em <<http://www.in.gov.br/materias/xml/do/secao1/2511788.xml>>. Acesso em: 16 jan. 2008.
- BROOKS, P. Successful telehealth: a university perspective. **J Telemed Telecare**, v. 7, 2001. Supplement 2:2.
- BYRNE, D.; DILLON, H. The National Acoustic Laboratories (NAL) new procedure for selecting the gain and frequency response of a hearing aid. **Ear Hear**, v. 7, n. 4, p. 257-265, Aug. 1986.
- CASLPA. Position paper on the use of telepractice for CASLPA speech-language pathologists and audiologists. Position paper on the use of telepractice for CASLPA S-LPs and Auds. Jan. 2006.
- CHASIN, M. The etiology of the REUG: Did we get it completely right? **Hear J**, v. 58, n. 12, p. 22-24, dez. 2005.
- CISCO SYSTEMS BRASIL. Disponível em: http://oglobo.globo.com/economia/mat/2008/03/05/cisco_systems_projeta_15_milhoes_de_coxoes_de_banda_larga_no_brasil_ate_2010-426092095.asp). Acesso em: 20 Ago. 2008.
- Código de Ética de FONO. 2004. Disponível em: <<http://www.fonosp.org.br/publicar/conteudo.php?id=288>>. Acesso em 20 ago. 2008.
- COMITÊ GESTOR DA INTERNET NO BRASIL. **Pesquisa sobre o uso das tecnologias da informação e da comunicação no Brasil: TIC domicílios e TIC empresas 2007**. São Paulo, 2007. Disponível em: <<http://www.cetic.br/tic/2007/indicadores-cgibr-2007.pdf>>. Acesso em: 27 ago. 2008.
- CONSELHO FEDERAL DE FONOAUDIOLOGIA. **Código de Ética da Fonoaudiologia**. Aprovado pela Resolução CFFa nº 305/2004. Brasília, DF: CFF, 2004. Disponível em: <<http://www.fonoaudiologia.org.br/discovirtual/site/codeport.pdf>>. Acesso em: 26 ago. 2008.
- COSTA, M. J. et al. Influência do ângulo de incidência da onda sonora sobre o ganho acústico resultante dos efeitos de ressonância da orelha externa. **Acta Awho**, v. 13, n. 2, p. 63-67, maio/ago. 1994.
- COSTA, M. J.; IÓRIO, M. C. M.; BORGES, A. C. L. de C. Ganho funcional X ganho de inserção: estudo comparativo. **Acta Awho**, v. 12, n. 1, p. 19-23, jan./abr. 1993.

- DENTON, D. R.; GLADSTONE, V. S. Ethical and legal issues related to telepractice. **Semin Hear**, v. 26, n. 1, p. 43-52, 2005.
- DILLON, H. Electroacoustic Performance and Measurement. In: DILLON, H. **Hear Aids**. Nova York: Thieme, 2001. cap. 4, p. 74-113.
- DILLON, H. NAL-NL1: a new procedure for fitting nonlinear hearing aids. **Hear J**, v. 52, n. 4, p. 10-16, 1999.
- DIRKS, D. D.; AHLSTROM, J. B.; EISENBERG, L. S. Effects of probe insertion depth on real ear measurements. **Otolaryngol Head Neck Surg**, v. 110, n. 1, p. 64-74, Jan. 1994.
- DIRKS, D. D.; KINCAID, G. E. Basic acoustic considerations of ear canal probe measurements. **Ear Hear**, v. 8, p. 60S-67S, Oct. 1987. Supplement 5.
- EIKELBOOM, R. H.; ATLAS, M. D. Attitude to telemedicine, and willingness to use it, in audiology patients. **J Telemed Telecare**, v. 11, p. S22-S25, 2005, Supplement 2.
- ELANGO VAN, S. Telehearing and the Internet. **Semin Hear**, v. 26, n. 1, p. 19-25, 2005.
- EYSEN BACH, G. What is e-health? **J Med Internet Res**, v. 3, n. 2, p. E-20, Apr./June 2001.
- FABRY, D. A. Nonlinear hearing AIDS and verification of fitting targets. **Trends Amplif**, v. 7, n. 3, p. 99-115, 2003.
- FERNANDES, J. C. O ouvido humano e a audição. In: _____. **Acústica e ruídos**. Bauru: Unesp, 1999b. cap. 4, p. 36-40. Apostila desenvolvida para a disciplina Acústica e Ruídos do curso de especialização em Engenharia de Segurança do Trabalho da Faculdade de Engenharia.
- FERNANDES, J. C. Princípios do som. In: _____. **Acústica e ruídos**. Bauru: Unesp, 1999a. cap. 3, p. 26-35. Apostila desenvolvida para a disciplina Acústica e Ruídos do curso de especialização em Engenharia de Segurança do Trabalho da Faculdade de Engenharia.
- FERRARI, D. V. Remote programming and verification as a mean to improve quality of hearing aid fitting. In: RASMUSSEN, A.N. et al. (Org.). **Hearing aid fitting**. Centertryk: Danavox, v. 1, p. 531-544, 2006.
- FRYE ELETRONICS. **Fonix FP35 Analizador de audífonos**: manual del operador. 2006.
- FRYE, G. J. Electroacoustic testing of hearing aids and standards. In: VALENTE, M. (Ed.) **Hearing aids**: standards, options, and limitations. 2th ed. New York: Thieme, 2002. cap. 3, p.1-63.
- GIVENS, G. D.; ELANGO VAN, S. Internet application to tele-audiology: “nothing but net”. **Am J Audiol**, v. 12, p. 59-65, Dec. 2003.
- GOODE, R. L.; FRIEDRICH S, FALK S. Effect on hearing thresholds of surgical modification of the external ear. **Ann Otol Rhinol Laryngol**, v. 86, n. 4 (Pt 1), p. 441-450, July/Aug. 1977.

- GRUPO DE TECNOLOGIA DA INFORMAÇÃO EM SAÚDE. **Tele o quê?** Recife, c2007. Disponível em: <<http://www.telesaude.org.br/oquee.htm>>. Acesso em: 16 jan. 2008.
- GUTIERREZ, M. A. et al. Aplicações de telemedicina em redes de alta velocidade. **Rev Soc Cardiol Estado de São Paulo**, v. 13, n. 6, p. 774-780, dez. 2003.
- HALL, J. W.; MUELLER, H. G. Probe microphone measures. In: _____. **Audiologists desk reference**, v. 2. United States: Singular, 1998.
- HAMMERSHOI, D.; MOLLER, H. Sound transmission to and within the human ear canal. **J Acoust Soc Am**, v. 100, n.1, p. 408-427, July 1996.
- HARFORD, E. R. The use of a miniature microphone in the ear canal for the verification of hearing aid performance. **Ear Hear**, v. 1, n. 6, p. 329-337, Nov./Dec. 1980.
- HASKELL, G. B. Functional gain. **Ear Hear**, v. 8, p. 95-99S, 1987. Supplement 5.
- HAWKINS, D. B. Clinical ear canal probe tube measures. **Ear Hear**, v. 8, n. 5 Supplement, p. 74-81, 1987.
- HAWKINS, D. B.; COOK, J. A. Hearing aid software predictive gain values: how accurate are they? **Hear J**, v. 56, n. 7, p. 26-34, July, 2003.
- HAWKINS, D. B.; MUELLER, H. G. Procedural considerations in probe-microphone measurements. In: MUELLER, H. G.; HAWKINS, D. B.; NORTHERN, J. L. **Probe microphone measurements: hearing aid selection and assessment**. San Diego: Singular, 1992. cap. 4, p. 67-90.
- HELLSTROM, P. A.; AXELSSON, A. Miniature microphone probe tube measurements in the external ear canal. **J Acoustic Soc Am**, v. 93, n. 2, p. 907-919, Feb. 1993.
- HUMES, L. E.; HIPSKIND, N. M.; BLOCK, M. G. Insertion gain measured with three probe tube systems. **Ear Hear**, v. 9, n. 3, p. 108-112, June 1988.
- INSTITUTO BRASILEIRO DE GEOGRAFIA E ESTATÍSTICA. **Censo Demográfico 2000**. Rio de Janeiro, 2000. Disponível em: <http://www.ibge.gov.br/home/estatistica/populacao/censo2000/tabelagrandes_regioes211.shtm>. Acesso em: 19 set. 2006.
- KALDO-SANDSTRÖM, V.; LARSEN, H. C.; ANDERSSON, G. Internet-based cognitive-behavioral self-help treatment of tinnitus: clinical effectiveness and predictors of outcome. **Am J Audiol**, v. 13, n. 2, p. 185-192, Dec. 2004.
- KRUMM, M. Audiology telemedicine. **J Telemed Telecare**, v. 13, n. 5, p. 224-229, 2007.
- KRUMM, M.; RIBERA, J.; KLICH, R. Providing basic hearing tests using remote computing technology. **J Telemed Telecare**, 13, n. 8, p. 406-410, 2007.
- KRUMM, M.; RIBERA, J.; SCHMIEDGE, J. Using a telehealth medium for objective hearing testing: implications for supporting rural universal newborn hearing screening programs. **Semin Hear**, v. 26, n. 1, p. 3-12, 2005.

- KRUMM, M. et al. Telemedicine for audiology screening of infants. **J Telemed Telecare**, v. 14, n. 2, p. 102-104, 2008.
- KUK, F.; LUDVIGSEN, C. **Changing with the times**: choice of stimuli in hearing aid verification. **Hear Rev**, v. 10, n. 8, p. 22-28, 57-58, 2003.
- LAMÔNICA, D. A. C. et al. Fonoaudiólogos debatem no EIA recursos tecnológicos da Telessaúde. **Jornal CFFa - Conselho Federal de Fonoaudiologia**, v. 9, n. 37, p. 12-14, abr./jun. 2008.
- LAPLANTE-LÉVESQUE, A.; PICHORA-FULLER, M. K.; GAGNÉ, J. P. Providing an internet-based audiological counselling programme to new hearing aid users: a qualitative study.. **Int J Audiol**, v. 45, n. 12, p. 697-706, Dec. 2006.
- LEIJON, A. Can pure tone real measurements be used to predict hearing aid gain for speech? KTH Signals Sensors and Systems, Stockholm, Sweden, 2004.
- LESIECKI, W.; MAJEST, B.; REDINGER, B. Universal REM-link and ICRA signals-high-tech fitting tools for high-tech hearing instruments. **Trends Amplif**, v. 5, n. 2, p.73-77, 2001.
- LIMA, C. M. A. O. et al. Videoconferências: sistematização e experiências em telemedicina. **Radiol Bras**, v. 40, n. 5, set./out. 2007. Disponível em: <http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0100-39842007000500012&lng=pt&nrm=iso>. Acesso em: 27 ago. 2008.
- LUDVIGSEN, C. Strategies for verification of non-linear hearing aid fitting. In: RASMUSSEN, A.N. et al. **Hearing aid fitting**. Centertryk: Danavox, 2006. p. 199-212.
- LYBARGER, S. F.; LYBARGER, E. H. A historical overview. In: SANDLIN, R. E. **Textbook of hearing aid amplification**. 2th ed. California: Singular, 2000. cap. 1, p. 1-36.
- MARTIN, R. Hearing aid measurements and clinical applications. In: SANDLIN, R. (Ed). **Textbook of hearing aid amplification: technical and clinical considerations**. San Diego: Singular, 2000.
- MATAS, C. G.; IORIO, M. C. M. Verificação e validação do processo de seleção e adaptação de próteses auditivas. In: ALMEIDA, K. de; IORIO, M. C. M. **Próteses auditivas: fundamentos teóricos e aplicações clínicas**. 2. ed. São Paulo: Lovise, 2003. cap. 13, p. 305-334.
- MAYO HEALTH SYSTEM. New Mayo hearing program provides hearing aid adjustment to patients in remote locations. 1996. Disponível em: <www.mayo.edu/comm/mhs/news_225.html>.
- MIOT, H. A.; PAIXÃO, M. P.; WEN, C. L. Teledermatologia - Passado, presente e futuro. **An Bras Dermatol**, v. 80, n. 5, p. 523-32, 2005.
- MOORE, B. C. J. The nature of sound and the structure and function of the auditory system. In: _____. **An introduction to the psychology of hearing**. 5th ed. London: Elsevier, 2004. cap. 1, p. 1-52.

- MORYL, C. L.; DANHAUER, J. L.; DIBARTOLOMEO J. R. Real ear unaided responses in ears with tympanic membrane perforations. **J Am Acad Audiol**, v. 3, n. 1, p. 60-65, Jan. 1992.
- MUELLER, H. G. Terminology and procedures. In: MUELLER, H. G.; HAWKINS, D. B.; NORTHERN, J. L. **Probe microphone measurements: hearing aid selection and assessment**. San Diego: Singular, 1992. cap. 3, p. 41-66.
- MUELLER, H. G. Probe mic measurements: hearing aid fitting's most neglected element. **Hear J**, v. 58, n. 10, p. 21-30, Oct. 2005.
- MURAMOTO, M.L.; CAMPBELL, J.; SALAZAR, Z. Provider training and education in disease management: current and innovative technology. **Dis Manag Health Outcomes**, v. 11, n. 10, p. 633-645, 2003.
- NORTHERN, J. L. Probe-microphone instrumentation. In: MUELLER, H. G.; HAWKINS, D. B.; NORTHERN, J. L. **Probe microphone measurements: hearing aid selection and assessment**. San Diego: Singular, 1992. cap. 2, p. 21-40.
- OH, H.; et al. What is eHealth (3): a systematic review of published definitions. **J Med Internet Res**, v. 7, n. 1, p. e1, Feb. 2005.
- PASCOE, D. P. Functional gain measurements. In: JENSEN, J. H. (Ed). **Hearing aid fitting: theoretical and practical views**. 1988, p. 53-66. Presented at **13th Danavox Symposium**. Odense, 1988.
- PUMFORD, J.; SINCLAIR, S. Real ear measurement: basic terminology and procedures. 2001. Disponível em: <<http://www.artigo20completo/norma/ansi>>. Acesso em: 13 fev. 2008.
- RAMOS, A. et al. Use of telemedicine in the remote programming of cochlear implants. **Acta Otolaryngol**, v. 22, p. 1-8, July, 2008.
- REDE NACIONAL DE ENSINO E PESQUISA. **Projeto Cyclops: popularização de avançadas tecnologias na medicina**. Rio de Janeiro: RNP, 2004. Disponível em: <<http://www.rnp.br/noticias/2004/not-040630b.html>>. Acesso em: 27 ago. 2008.
- REVISTA PANAMERICANA DE SAÚDE PÚBLICA (INSTANTÂNEAS). **Pan Am J Public Health**, v.10, n.4, p. 257-262, 2001.
- REVIT, L. J. Real ear measures. In: VALENTE, M. **Strategies for selecting and verifying hearing aid fittings**. 2th ed. New York: Thieme, 2002. cap. 3, p. 66-124.
- RIBERA, J. E. Interjudge reliability and validation of telehealth applications of the hearing in noise test. **Semin Hear**, v. 26, n. 1, p. 13-18, 2005.
- ROBSON, H. Using a variety of signals to improve real ear testing. **Trends Amplif**, v. 5, n. 2, p. 77-80, 2001.
- ROINE, R.; OHINMAA, A.; HAILEY, D. Assessing telemedicine: a systematic review of the literature. **CMAJ**, v. 165, n. 6, p. 765-77, Sept. 2001.

- ROSENBERG, M. E. Transmission of sound waves in the ear. In: ROSENBERG, M. E. **Sound Hear**. Londres: Edward Arnold, 1982. cap. 3, p. 22-31.
- RUIZ IBAÑEZ, C.; ZULUAGA DE CADENA, A.; TRUJILLO ZEA, A. TELEMEDICINA: Introducción, aplicación y principios de desarrollo telemedicine: introduction, application and principles of development. **CES Med**, v. 21, n. 1, p. 77-92, ene./jun. 2007.
- RUSSO, I. C. P. **Acústica e psicoacústica aplicadas à fonoaudiologia**. São Paulo: Lovise, 1999. 263 p.
- SALES, R. **Manobra de valsalva relacionada ao volume da orelha média**. 2005. 94 f. Dissertação (Mestrado em Promoção de Saúde) – Universidade de Franca, Franca, 2005.
- SANT'ANNA, R. T.; CARDOSO A. K.; SANT'ANNA, J. R. M. Aspectos éticos e legais da telemedicina aplicados a dispositivos de estimulação cardíaca artificial. **Reblampa**, v. 18, n. 3, p. 103-110, 2005.
- SAUNDERS, G.; MORGAN, D. Impact on hearing aid targets of measuring thresholds in dB HL versus dB SPL. **Int J Audiol**, v. 42, n. 6, p. 319-326, Sept. 2003.
- SHAPIRO, W. H. et al. Remote intraoperative monitoring during cochlear implant surgery is feasible and efficient. **Otol Neutotol**, v. 29, n. 4, p. 495-498, June 2008.
- SIMONETTI, P. **Características morfofisiológicas da orelha externa e suas implicações na seleção do aparelho de amplificação sonora individual para bebês**. 2001. 122 f. Dissertação (Mestrado em Fonoaudiologia) – Pontifícia Universidade Católica de São Paulo, São Paulo, 2001.
- SOOD, S. et al. What Is Telemedicine? A Collection of 104 peer-reviewed perspectives and theoretical underpinnings. **Telemed J E Health**, v. 13, n. 5, p. 573-590, Oct. 2007
- SOUZA, P. E.; TREMBLAY, K. L. New perspectives on assessing amplification effects. **Trends Amplif**, v. 10, n. 3, p. 119-43, Sept. 2006.
- STANBERRY, B. Telemedicine: barriers and opportunities in the 21st century. **J Intern Med**, v. 247, n. 6, p. 615-628, Jan. 2000.
- STELMACHOWICS, P. et al. Is functional gain really functional? **Hear J**, v. 55, n. 11, p. 38-42, Nov. 2002.
- STONE, M. A.; MOORE, B. C. J. Estimated variability of real-ear insertion response (REIR) due to loudspeaker type and placement. **Int J Audiol**, v. 43, n. 5, p. 271-275, May 2004.
- TELECO INFORMAÇÕES EM TELECOMUNICAÇÃO. Disponível em: http://www.teleco.com.br/tutoriais/tutorialmeiosip/pagina_5.asp. Acesso em: 23 ago. 2008.
- TELEPRACTICES AND ASHA: Report of the telepractices team. Dec. 2001. 50 p.
- TOWERS, A. D. et al. The reliability of click evoked and frequency specific auditory brainstem response testing using telehealth technology. **Semin Hear**, v. 26, n. 1, p. 26-34, Feb. 2005.

- TULU, B.; CHATTERJEE, S.; MAHESHWARI, M. Telemedicine taxonomy: a classification tool. **Telemed J E Health**, v. 13, n. 3, p. 349-358, June 2007.
- VALENTE, M. et al. Intersubject variability of real ear sound pressure level: conventional and insert earphones. **J Am Acad Audiol**, v. 5, n. 6, p. 390-398, Nov. 1994.
- VALENTE, M.; VALENTE, M.; GOEBEL, J. Reliability and intersubject variability of the real ear unaided response. **Ear Hear**, v. 12, n. 3, p. 216-220, June 1991.
- WAGUESPACK, G. M. The Regulation of Telepractice in the Profession of Audiology. **Semin Hear**, v. 26, n. 1, p. 53-55, 2005.
- WALKER, G. Technical considerations for sound field audiometry. In: SANDLIN, R. E. **Textbook of hearing aid amplification**. 2th ed. California: Singular, 2000. cap. 9, p. 323-342.
- WALKER, G.; DILLON, H.; BYME, D. Sound field audiometry: recommended Stimuli and procedures. **Ear Hear**, v. 5, n. 1, p. 13-21, Jan./Feb. 1984.
- WALLACE, P. et al. Design and performance of a multi-centre randomized controlled trial and economic evaluation of joint tele-consultations. **BMC Fam Pract**, v.3, n.1, p. 1-8, Jan. 2002.
- WEN, C. L.; HADDAD, A. E. Telemática e telemedicina em apoio à atenção primária no Brasil: ação nacional é parceria entre ministérios da saúde e da ciência e tecnologia. Disponível em: <<http://www.telessaude.org.br/telessaude/artigo.aspx>> Acesso em: 01 ago. 2008.
- WESENDAHL, T. Hearing aid fitting: application of telemedicine in audiology. **Int Tinnitus J**, v. 9, n. 1, p. 56-58, 2003.
- WIENER, F. M.; ROSS, D. A. The pressure distribution in the auditory canal in a progressive sound field. **J Acoust Soc Am**, v. 18, p. 401-498, 1946.
- WORLD HEALTH ORGANIZATION. **A Health telematics policy**. Geneva: WHO, 1998.
- WORLD HEALTH ORGANIZATION. Disponível em: <<http://www.who.int/goe/en/>>. Acesso em: 30 jul. 2008.
- ZENKER, F. Medidas en oído real mediante sonda microfónica. Definición y aplicaciones. **Rev Electr Audiol**, v. 1, n. 1, p. 10-15, Sept. 2001. Disponível em: <<http://www.auditio.com/revista/pdf/vol1/1/040101.pdf>>. Acesso em: 11 nov. 2006.

Glossário

GLOSSÁRIO

Principais termos utilizados no texto:

Target: Calculado a partir de fórmulas matemáticas específicas o target refere-se a um valor ou conjunto de valores de ganho (dB) ou saída (dB NPS) que expressa as características de amplificação necessárias para um dado indivíduo, em uma dada região de frequência. As fórmulas para o cálculo do target (fórmulas prescritivas) podem ter como base os limiares audiométricos ou dados supra-liminares.

Azimuth: direção medida em graus, de 0° a 360°, no sentido horário, em que se encontra o avaliado em relação à caixa de som.

In situ: expressão latina que significa no seu local normal, na posição habitual.

Ressonância: prolongação de um som causada por sua reflexão quando as frequências entre as vibrações de um corpo e outro se coincidem.

REUR: Resposta de ressonância da orelha externa

REAR: Resposta de ressonância da orelha externa com uso da amplificação

REIG: Ganho de inserção

Apêndices

APÊNDICE A – Carta de aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa, da Faculdade de Odontologia de Bauru/USP

**Universidade de São Paulo
Faculdade de Odontologia de Bauru**

Al. Dr. Octávio Pinheiro Brisolla, 9-75 – Bauru-SP – CEP 17012-901 – C.P. 73
PABX (0XX14)3235-8000 – FAX (0XX14)3223-4679

Comitê de Ética em Pesquisa

Processo nº 112/2006

Bauru, 04 de dezembro de 2006.

Senhora Professora,

O projeto de pesquisa encaminhado a este Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos, denominado **"Comparação das medidas com microfone sonda realizadas face a face e via teleassistência"**, de autoria de Gabriela Rosito Alvarez Bernardez, que será desenvolvido sob sua orientação, foi enviado ao relator para avaliação.

Na reunião de 29 de novembro de 2006 o parecer do relator, **aprovando o projeto**, foi aceito pelo Comitê, considerando que não existem infrações éticas pendentes.

Informamos que após o envio do trabalho concluído, este Comitê enviará o parecer final, que será utilizado para publicação do trabalho.

Atenciosamente,

Prof. Dr. José Henrique Rubo
Coordenador

Profª Drª Deborah Viviane Ferrari
Docente do Departamento de Fonoaudiologia

APÊNDICE B – Ofício do Comitê de Ética em Pesquisa, da Faculdade de Odontologia de Bauru/USP. (Of.nº CEP/026_2008/FOB).

Universidade de São Paulo
Faculdade de Odontologia de Bauru
Al. Dr. Octávio Pinheiro Brisolla, 9-75 – Bauru-SP – Brasil – CEP 17012-901 – C.P. 73
PABX (0XX14)3235-8000 – FAX (0XX14)3223-4679

Comitê de Ética em Pesquisa (3235-8356)
e-mail: mferrari@fob.usp.br

Of.nº CEP/026_ 2008/FOB

Processo nº 112/2006

Bauru, 03 de julho de 2008.

Senhora Professora,

Em atenção ao encaminhamento de Vossa Senhoria das alterações do projeto de pesquisa **“Comparação das medidas com microfone sonda realizadas face a face e via teleassistência”**, de autoria de Gabriela Rosito Alvarez Bernardez, sob sua orientação, informamos que o mesmo foi enviado para um Relator para avaliação ética e apreciado em reunião deste Colegiado realizada no dia 25 de junho de 2008.

Referido parecer, descrito abaixo, foi considerado **APROVADO COM RECOMENDAÇÃO**:

“Consoante verifica-se às fls. 46/47, referido projeto fora analisado em reunião de 29/11/2006 e considerado APROVADO por este comitê.

Porém, a pesquisadora, em relatório detalhado às fls. 49 achou por bem alterar os grupos de sujeitos da pesquisa, incluindo na amostra indivíduos com perdas auditivas mistas, bem como informou que deseja excluir o Centro de Estudo e Tecnologia da FOB do projeto, tendo em vista que toda pesquisa foi realizada apenas na Clínica de Fonoaudiologia.

Por fim, deseja alterar ainda o aplicativo a ser utilizado para compartilhamento dos dados entre computadores.

Foi anexado ao processo mudança realizada no projeto bem como TCLE do novo grupo de sujeitos, e, da análise dos documentos, verifica-se que estão de acordo com as normas estabelecidas por este comitê bem como pela CONEP, porém, faz-se necessário a retificação da FOLHA DE ROSTO quanto ao número de sujeitos da pesquisa, razão pela qual considero referido projeto de pesquisa APROVADO COM RECOMENDAÇÃO.

Da análise do presente caso, é o parecer.

Ressaltamos que, de acordo com o estabelecido pela Resolução nº 196/96, no Conselho Nacional de Saúde: **APROVADO COM RECOMENDAÇÃO**, considerando que o quesito a ser atendido não é impeditivo para o início da pesquisa, devendo o pesquisador encaminhar as modificações sugeridas ou documentos solicitados, para complementação de análise do Projeto.

Atenciosamente,

Profª Drª Ana Lúcia Álvares Capelozza
Vice-Coordenadora, em exercício

Profª Drª Deborah Viviane Ferrari
Docente do Departamento de Fonoaudiologia

APÊNDICE C – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Universidade de São Paulo
Faculdade de Odontologia de Bauru

Al. Dr. Octávio Pinheiro Brisolla 9-75-Bauru-SP-CEP 17012-901-C.P.73
PABX (0XX14)3235-8000-FAX (0XX14)3223-4679

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Prezado(a) Senhor(a),

Vimos convidá-lo a participar do estudo "Comparação das medidas com microfone sonda realizadas face a face e via teleassistência" de autoria de Gabriela Rosito Alvarez Bernardez sob orientação da Profa. Dra. Deborah Viviane Ferrari, sendo desenvolvida na Clínica de Fonoaudiologia da Faculdade de Odontologia de Bauru – USP. Este estudo tem como objetivo verificar se é possível realizar o procedimento de medidas com microfone sonda ("ganho de inserção") do aparelho auditivo pela internet. Isto ajudará os deficientes auditivos que vivem distantes de clínicas de audiolgia e que não possuem acesso a atendimento profissional especializado.

Caso o(a) senhor(a) concorde em participar do estudo, os seguintes procedimentos serão realizados: (1) visualização da orelha com otoscópio; (2) colocação de um tubo de silicone, flexível, dentro da orelha; (3) colocação do aparelho auditivo na orelha; (4) apresentação de diferentes sons que serão captados pelo tubo de silicone. O único tipo de cooperação solicitado é que o(a) senhor(a) não se movimente durante o exame. A colocação deste tubo de silicone não lhe causará nenhuma dor ou desconforto. A duração total do exame é de, aproximadamente, 20 minutos. Os resultados lhe serão informados ao final dos procedimentos. Todos os procedimentos serão realizados durante a sua sessão regular de atendimento na Clínica de Fonoaudiologia, não lhe será solicitado vindas adicionais devido à participação neste estudo.

Todas as informações obtidas serão CONFIDENCIAIS, podendo ser publicadas apenas para fins científicos. Desta forma, não haverá nenhum tipo de identificação como, por exemplo, nome, endereço, telefone, etc.

Esclarecemos que a pesquisadora estará disponível para esclarecer quaisquer dúvidas ou responder quaisquer perguntas que o(a) senhor(a) tenha a respeito do procedimento e outros assuntos relacionados com esta pesquisa e com o seu tratamento. Esclarecemos também que sua participação é VOLUNTÁRIA sendo que o(a) senhor(a)

poderá a qualquer momento retirar seu consentimento e deixar de participar desta pesquisa.

Caso o(a) senhor queira apresentar reclamações em relação a sua participação na pesquisa, poderá entrar em contato com o Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos, da FOB-USP, pelo endereço da Al Dr. Octávio Pinheiro Brisolla, 9-75 (sala no prédio da Biblioteca, FOB-USP), ou pelo telefone (14) 3235-8356. Em caso de dúvidas ou informações adicionais entrar em contato com a pesquisadora Gabriela Rosito Alvarez Bernardez, pelo telefone (14) 3227-6512.

Pelo presente instrumento que atende às exigências legais, o Sr. (a)

portador da cédula de identidade _____, após leitura minuciosa das informações constantes neste **TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO**, devidamente explicada pelos profissionais em seus mínimos detalhes, ciente dos serviços e procedimentos aos quais será submetido, não restando quaisquer dúvidas a respeito do lido e explicado, firma seu **CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO** concordando em participar da pesquisa proposta.

Fica claro que o sujeito da pesquisa ou seu representante legal, pode a qualquer momento retirar seu **CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO** e deixar de participar desta pesquisa e ciente de que todas as informações prestadas tornaram-se confidenciais e guardadas por força de sigilo profissional (Art. 29º do Código de Ética do Fonoaudiólogo).

Por estarem de acordo assinam o presente termo.

Bauru-SP, _____ de _____ de 200_____.

Assinatura do Sujeito da Pesquisa

Assinatura do Autor

APÊNDICE D – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

53

**Universidade de São Paulo
Faculdade de Odontologia de Bauru**

Al. Dr. Octávio Pinheiro Brisolla 9-75-Bauru-SP-CEP 17012-901-C.P.73
PABX (0XX14)3235-8000-FAX (0XX14)3223-4679

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Está sendo desenvolvida no curso de Pós-Graduação, ao nível de Mestrado em Fonoaudiologia da Universidade de São Paulo, uma pesquisa intitulada "Comparação das medidas com microfone sonda realizadas face a face e via teleassistência". Este estudo tem por objetivo analisar se procedimentos de avaliação dos aparelhos auditivos podem ser realizados a distância, via internet.

Já foram avaliados 60 indivíduos adultos com perda de audição. O estudo necessita agora incluir indivíduos sem problemas auditivos a fim de realizar medidas repetidas (várias medições ao longo de um determinado tempo).

Os procedimentos a que se submeterão tais indivíduos que aceitem participar do estudo serão: (1) realização de moldagem de um dos ouvidos para confecção do molde auricular; (2) realização de medidas com microfone sonda face a face e a distância na orelha que foi moldada: o tubo sonda será inserido no canal auditivo do indivíduo e, em seguida, será colocado o molde e um aparelho auditivo de baixíssima potência, desta forma não haverá desconforto auditivo quando estímulos sonoros forem apresentados. O participante deve permanecer em silêncio e não precisa dar nenhuma resposta. Este procedimento será repetido de maneira idêntica por quatro vezes.

Nenhum dos procedimentos são considerados invasivos nem trarão prejuízos ao participante. A avaliação será realizada na Clínica de Fonoaudiologia da Faculdade de Odontologia de Bauru, em período concordado pelo participante.

Os participantes serão informados sobre o resultado das avaliações. Todas as informações são CONFIDENCIAIS, podendo ser publicadas apenas para fins científicos, portanto, sem identificação do indivíduo, como nome e endereço.

Os participantes receberão respostas a qualquer pergunta, ou esclarecimento a qualquer dúvida acerca dos procedimentos, riscos, benefícios e outros assuntos relacionados com a pesquisa.

O participante pode a qualquer momento retirar seu consentimento e deixar de participar desta pesquisa. A pesquisadora compromete-se a proporcionar informação

atualizada, obtida durante o estudo, ainda que esta possa afetar a vontade do indivíduo em continuar participando. Em casos de danos comprovadamente causados pela pesquisa, a Universidade de São Paulo garante tratamento médico e a indenização a que legalmente o participante tem direito.

Gastos adicionais serão absorvidos pelo orçamento da pesquisa. Caso o sujeito da pesquisa queira apresentar reclamações em relação a sua participação na pesquisa, poderá entrar em contato com o Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos, da FOB-USP, pelo endereço: Alameda Dr. Octávio Pinheiro Brisolla, 9-75 (sala no prédio da Biblioteca, FOB-USP, telefone (14)3235-8356 ou ainda pelo telefone (16) 3627.4226, com Gabriela Rosito Alvarez Bernardez-Braga.

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Pelo presente instrumento que atende às exigências legais, o Sr. (a)

_____,
portador da cédula de identidade _____, após leitura minuciosa das informações constantes neste **TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO**, devidamente explicada pelos profissionais em seus mínimos detalhes, ciente dos serviços e procedimentos aos quais será submetido, não restando quaisquer dúvidas a respeito do lido e explicado, firma seu **CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO** concordando em participar da pesquisa proposta.

Fica claro que o sujeito da pesquisa ou seu representante legal, pode a qualquer momento retirar seu **CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO** e deixar de participar desta pesquisa e ciente de que todas as informações prestadas tornaram-se confidenciais e guardadas por força de sigilo profissional (Art. 29º do Código de Ética do Fonoaudiólogo).

Por estarem de acordo assinam o presente termo.

Bauru-SP, _____ de _____ de 200 ____.

Assinatura do Sujeito da Pesquisa

Assinatura do Autor