

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
HOSPITAL DE REABILITAÇÃO DE ANOMALIAS CRANIOFACIAIS

DESEMPENHO DOS DEFICIENTES AUDITIVOS UTILIZANDO APARELHO DE
AMPLIFICAÇÃO SONORA INDIVIDUAL COM ALGORITMO DE REDUÇÃO DE
RUÍDO. –

**JERUSA ROBERTA MMASSOLA DE
OLIVEIRA**

Dissertação apresentada ao Hospital
de Reabilitação de Anomalias
Craniofaciais da Universidade de
São Paulo, para obtenção do título
de MESTRE em Ciências.

Área de Concentração: Distúrbios da
Comunicação Humana.

BAURU

2002

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
HOSPITAL DE REABILITAÇÃO DE ANOMALIAS CRANIOFACIAIS

DESEMPENHO DOS DEFICIENTES AUDITIVOS UTILIZANDO APARELHO DE
AMPLIFICAÇÃO SONORA INDIVIDUAL COM ALGORITMO DE REDUÇÃO DE
RUÍDO. –

JERUSA ROBERTA MASSOLADE OLIVEIRA

Orientador: Prof. Dr. EYMAR SAMPAIO LOPES

Dissertação apresentada ao Hospital
de Reabilitação de Anomalias
Craniofaciais da Universidade de
São Paulo, para obtenção do título
de MESTRE em Ciências.

Área de Concentração: Distúrbios da
Comunicação Humana.

BAURU

2002

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
HOSPITAL DE REABILITAÇÃO DE ANOMALIAS CRANIOFACIAIS

Rua Sílvio Marchione, nº 3-20

Caixa Postal: 1501

17043-900 - Bauru - SP - Brasil

Telefone: (0xx14) 235-8000

Prof. Dr. Adolpho José Melfi – Reitor da USP

Prof. Dr. José Alberto de Souza Freitas – Superintendente do HRAC – USP

Autorizo, exclusivamente, para fins acadêmicos e científicos a reprodução total ou parcial desta dissertação.

Jerusa Roberta Massola de Oliveira

Bauru, 09 de Abril de 2002.

Oliveira, Jerusa Roberta Massola de Oliveira

O 4d Desempenho dos deficientes auditivos utilizando aparelho de amplificação sonora individual com o algoritmo de redução de ruído / Jerusa Roberta Massola de Oliveira. – Bauru, 2002

106 p.: il.; 30 cm

Cópia revisada

Dissertação (Mestrado - Distúrbios da Comunicação Humana)–HRAC-USP

Orientador: Prof. Dr. Eymar Sampaio Lopes.

Descritores: 1. Deficiência auditiva. 2. Percepção de fala. 3. Redução de ruído.

JERUSA ROBERTA MASSOLA DE OLIVEIRA

18/06/72	Data de Nascimento
1991-1995	Graduação em Fonoaudiologia – Universidade do Sagrado Coração/USC – Bauru/SP
1991-1995	Bolsista do CNPq (Conselho Nacional do Desenvolvimento da Pesquisa Científica e Tecnológica)
1996-1998	Curso de Especialização na área de Audiologia Educacional, promovido pelo HPRLLP – USP – Bauru/SP
1998 – até presente data	Fonoaudióloga contratada pelo HRAC – USP/Bauru, atuando no setor de seleção, indicação e adaptação de AASI
1998 – até presente data	Supervisão para estagiárias, bolsistas da Funcraf e especializandas do curso de Especialização do HRAC-USP/Bauru
1999 – até presente data	Co-orientadora de bolsistas da Funcraf e especializandas do curso de Especialização do HRAC-USP/Bauru.

**NO MOMENTO DE FINALIZAÇÃO DESTE TRABALHO,
QUESTIONO-ME....**

Tive tristezas? Poucas, mas elas proporcionaram maior significado aos meus momentos felizes.

Desilusões? Algumas, por que não? Mas elas fortaleceram a esperança que mantém acesa a chama da vida.

Cansaços? Muitos, mas fizeram-me valorizar ainda mais os momentos de descanso.

Desesperos? Pouquíssimos, só quando esqueci de me aconchegar perto do Senhor.

Dúvidas? Infinitas, mas só assim descobri a nobreza da sabedoria divina.

Solidão? Às vezes, mas nessas horas é que pude conversar melhor com meu Senhor.

Recompensas? Muitas, as quais me fizeram lembrar a infinita bondade do Senhor.

Conquistas? Diversas, a cada nova amizade adquirida durante este trabalho.

Vitórias? Muitas, entre elas, este TRABALHO.

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho

Ao meu orientador, Prof. Dr **Eymar Sampaio Lopes**, pelas sugestões bem vindas;

Aos MESTRES, Prof. Dr. **Orozimbo Alves Costa Filho** e a Ms. **Deborah Viviane Ferrari**, que juntos modelaram minhas limitações e exaltaram minhas potencialidades;

À minha **família**, por contribuir para as minhas conquistas, impulsionando-me sempre;

Ao meu namorado e amigo, **Pedro Alonso Neto**, expressão do meu amor.

Ao tio **Gastão** e à tia **Sueli**, por terem me propiciado esta vitória e principalmente pelo privilégio de conhecê-los e, conhecendo, admirá-los.

AGRADECIMENTO ESPECIAL

Compartilho este trabalho com o Prof. **Alceu Ferreira Alves**, merecedor de um reconhecimento especial, pois com sua generosa colaboração, tornou-o certamente mais valioso. Obrigada pelo apoio dispensado!

À amiga **Valdéia Vieira Oliveira**, por estar presente nos momentos mais difíceis deste estudo, apoiando-me sempre e ajudando-me a crescer cientificamente.

AGRADECIMENTOS

Nesse trabalho, recebi muitas colaborações e todas igualmente importantes. Agradeço nominalmente àqueles que minha memória recorda, mas consciente de que, involuntariamente, poderei omitir alguns, aos quais antecipo meu pedido de perdão;

Às amigas **Wanderléia Quinhoneiro Blasca, Amarilis Barreto, Ana Paula Perpétuo Ferro, Daniela Rossini Dora, Carolina Farhud de Andrade, Sônia Valéria Zanardi Creppe, Elisangela Pires do Prado, Márcia Cristina Dias e Alessandra Vinokurovas**, as quais compartilharam os momentos difíceis da realização deste trabalho, trazendo palavras de incentivo;

À amiga **Mari Mançano Lima**, pela disponibilidade de me ajudar;

À Prof^ª. Dra **Maria Cecília Martinelli Iório**, pelo direcionamento na fase inicial deste trabalho, delineando as diretrizes a serem seguidas;

À **Telma Flores Genaro Motti**, pela compreensão em minhas ausências e importantes sugestões;

À empresa **Siemens**, na pessoa dos senhores **João Bosco e Pedro Stern**, por viabilizarem o empréstimo do Aparelho de Amplificação Sonora Digital utilizado neste estudo;

Às fonoaudiólogas **Marilisa Fitipaldi e Mara Sé**, pelas generosas informações científicas sobre o AASI Prisma;

Ao amigos Prof. Dr. **Wilson D’Aurea Grigolli** e Prf^a. Dra. **Ana Gomes Grigolli**, por suas valiosas orientações metodológicas;

Ao Prof. Dr. **João Cândido Fernandes**, pela generosidade em realizar os procedimentos de calibração do equipamento utilizado neste estudo;

À **Denise Giacheti**, pela imprescindível colaboração na revisão técnica e normalização bibliográfica;

À Prof^a. **Silvanira Bramante**, pela excelente revisão gramatical;

E sobretudo aos indivíduos deficientes auditivos, que se dispuseram a colaborar neste estudo.

SUMÁRIO

LISTA DE SIGLAS	
LISTA DE FIGURAS	
LISTA DE TABELAS	
GLOSSÁRIO	
RESUMO	
SUMMARY	
1 INTRODUÇÃO.....	2
2 REVISÃO DA LITERATURA.....	6
2.1. Deficiência Auditiva Neurossensorial.....	6
2.1.1. Implicações fisiológicas e perceptuais da deficiência auditiva.....	6
2.1.2. Percepção de Fala.....	11
2.2. Ruído: características gerais.....	23
2.3. Aparelho de amplificação sonora individual (AASI).....	28
2.3.1. Considerações a respeito da tecnologia digital.....	29
2.4. Redução de ruído.....	34
3 OBJETIVO.....	61
4 MATERIAL E MÉTODO.....	63
4.1 Material.....	63
4.1.1 Casuística.....	63
4.1.2 Ambiente de teste.....	65
4.1.3 Equipamento.....	66
4.1.4 Calibração do ambiente de teste.....	67

4.1.4 Material de fala e ruído competitivo.....	68
4.2 Método.....	69
4.2.1 Método estatístico.....	74
5 RESULTADOS.....	76
6 DISCUSSÃO.....	81
7 CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	88
8 CONCLUSÃO.....	93
9 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	95
ANEXOS	

LISTA DE SIGLAS

AASI -	Aparelho de Amplificação Sonora Individual
A/D -	Analógico/Digital
AGC -	Automatic Gain Control - Controle Automático de Ganho
ANSI -	American National Standards Institute- Instituto Americano Nacional de Padrões
APHAB -	Abbreviated Profile of Hearing Aid Benefit – Questionário Abreviado do Benefício do Aparelho Auditivo
ASP -	Automatic Signal Processing - Processamento Automático do Sinal
BILL -	Bass Increases at Low Leves - Aumento da Frequência Baixa em Níveis Fracos
BIT -	Binary Digit - Dígito Binário
CD -	Compact disk- Disco Compacto
CEDALVI -	Centro de Atendimento aos Distúrbios da Audição, Linguagem e Visão
D/A -	Digital/Analógico
dB -	Decibel
dba -	Nível de Pressão Sonora medido na escala A
dBNA -	Nível de Audição
dBNPS -	Nível de Pressão Sonora
DSL I/O -	Desired Signal Level Input/Output - Nível de Sinal Desejado Entrada/Saída
DSP -	Digital Signal Processing - Processamento Digital do Sinal

FFR -	Fixed Frequency Response - Resposta de Frequência Fixa
HINT -	Hearing in Noise Test - Teste de audição no ruído
HRAC -	Hospital de Reabilitação de Anomalias Craniofaciais
Hz -	Hertz
IRF -	Índice de Reconhecimento de Fala
K-AMP -	K-Amplifier - Amplificador K
kHz -	Quilohertz
LDFR -	Level Dependent Frequency Response - Resposta de Frequência Dependente do Nível
LRSR -	Limiar de Reconhecimento de Sentença no Ruído
m -	Metro
OD -	Ouvido Direito
OE -	Ouvido Esquerdo
RMS -	Root Mean Score - Raiz do Resultado Médio
s -	Segundos
SPIN -	Speech Perception in Noise – Percepção da fala no ruído
S/R -	Sinal/Ruído
SSP -	Speech Sensitive Processing
P1 -	Programação 1
P2 -	Programação 2
PILL -	Programmable Increases at Low Levels - Aumento Programável em Níveis Fracos
TILL -	Treble Increases at Low Levels - Aumento das Frequências Altas em Níveis Fracos
UCL -	Uncomfortable Level - Nível de Desconforto

USP -	Universidade de São Paulo
W -	Watt
WDRC -	Wide Dynamic Range Compression
ZNB -	Zeta Noise Blocker

LISTA DE FIGURAS

<p>Figura 1 – (a) Apresentação do sinal senoidal, onde a máxima da senóide possui amplitude constante durante todo o tempo.....</p>	57
<p>Figura 1 – (b) Apresentação do sinal modulado, onde a máxima da senóide varia com o tempo.....</p>	57
<p>Figura 2 – (a) Apresentação do espectro de modulação do ruído.....</p>	59
<p>Figura 2 – (b) Apresentação do espectro de modulação da fala</p>	59
<p>Figura 3 - Demonstração do ambiente de teste em que realizou-se o procedimento da pesquisa do limiar de reconhecimento de sentenças no ruído (LRSR)</p>	65
<p>Figura 4 –Apresentação do valor da média da relação sinal/ruído na condição com SSP ativado e condição com SSP não ativado, para o grupo estudado</p>	79

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Apresentação dos valores da relação S/R (dB), do grupo estudado na condição com SSP ativado e na condição com SSP não ativado.....77

Tabela 2 – Estatística descritiva dos valores de relação S/R nas condições com SSP ativado e com SSP não-ativado para o grupo estudado, considerando a média, mediana, valor máximo, valor mínimo e o número de casos.....78

RESUMO

Oliveira JRM. Desempenho dos deficientes auditivos utilizando aparelho de amplificação sonora individual com algoritmo de redução de ruído [dissertação]. Bauru: Hospital de Anomalias Craniofaciais, Universidade de São Paulo; 2002.

Objetivo: O objetivo deste estudo foi avaliar clinicamente o desempenho dos indivíduos adultos com deficiência auditiva neurossensorial, com relação à percepção da fala, utilizando o aparelho de amplificação sonora individual digital Prisma, da empresa Siemens, com o algoritmo de redução de ruído denominado *Speech Sensitive Processing* (SSP), ativado e desativado na presença de um ruído competitivo.

Material e Método: Este estudo foi realizado no CEDALVI, no período de 1998 a 2000, em 32 indivíduos com deficiência auditiva neurossensorial de graus leve, moderado ou leve a moderado, de ambos os sexos. Foi realizada a avaliação dos indivíduos por meio de um teste de percepção de fala, onde se pesquisou o reconhecimento de sentenças na presença de um ruído, para obter a relação sinal/ruído (S/R) dos indivíduos, utilizando o AASI digital Prisma.

Descrição dos resultados: Neste estudo, o algoritmo SSP pôde proporcionar benefício para a maioria dos indivíduos deficientes auditivos, na pesquisa da relação S/R e os resultados apontaram diferença estatisticamente significativa ($p=0,0021$) na condição em que o SSP encontrava-se ativado, em comparação à condição em que o SSP não se encontrava ativado.

Conclusão: Com os resultados, pode-se afirmar que o uso clínico do algoritmo de redução de ruído SSP deve ser pensado como outra alternativa clínica, pois observamos a eficácia desse sistema na redução do ruído, melhorando a percepção da fala.

Unitermos: Deficiência auditiva, percepção da fala, redução de ruído.

SUMMARY

Oliveira JRM. Performance of hearing impaired people using a hearing aid with a noise suppression algorithms [dissertação].Bauru: Hospital de Anomalias Craniofaciais, Universidade de São Paulo; 2000.

Objective: It was the aim of this study to assess the performance of adult individuals with a neurosensorial hearing loss, related to speech perception, using a Prisma digital individual sound amplification appliance, made by Siemens Enterprise, with the algorithm of sound reduction called *Speech Sensitive Processing (SSP)*, activated and non activated, in the presence of a competing noise.

Material and Method: This study was performed at CEDALVI, during the period from 1998 to 2000, with 32 both sexes individuals with a neurosensorial hearing loss of light, moderate or light to moderate grade. An assessment has been made of the individuals through a speech perception test, where the recognition of sentences in the presence of a noise was investigated, in order to get a signal/noise rate (S/R), using Prisma Digital AASI.

Result Description: **In this study, SSP algorithm could afford a benefit for most hearing impaired individuals, in the investigation of S/R rate and the results pointed to a statistically significant difference ($p = 0.0021$) in the condition of activated SSP, compared to the condition where SSP was not activated.**

Conclusion: Based on results one may state that clinical use of sound reduction algorithm. SSP must be considered as another clinical alternative, as we observed the efficacy of noise reduction, increasing speech perception.

GLOSSÁRIO

Algoritmo: Fórmula ou conjunto de regras para a resolução de um problema, não podendo ser ambíguo. Os aparelhos de amplificação sonora individuais (AASI) digitais ou híbridos, precisam dessas relações matemáticas, de caráter variado, para determinar ou calcular as propriedades de reprodução sonora, a fim de compensar uma determinada perda auditiva. Os algoritmos também são utilizados para especificar como o processador deve modificar suas características, de acordo com os diferentes sons de entrada.

Analógico: Representação contínua de uma variável física por outra variável física.

Azimuth: Distância angular, medida sobre o horizonte, a partir de um ponto de origem, geralmente o sul, no sentido dos ponteiros do relógio ou no sentido inverso, até o círculo vertical que passa por um dado astro.

Babble: Tipo de ruído composto pelas vozes de dois ou mais falantes.

Bit: Abreviação de Binary Digit (dígito binário), consiste na menor unidade que contém informação de um sistema digital, podendo apresentar os valores “0” ou “1”. Vários bits combinados formam o byte.

Cafeteria: Tipo de ruído composto por ruídos de vozes e não vozes.

Chip: Material semicondutor (geralmente o silício), sobre o qual é construído o circuito integrado. Pode conter milhões de componentes eletrônicos em um pequeno espaço ($\frac{1}{4}$ de polegada quadrada).

Conversor Analógico/Digital: Dispositivo que converte um sinal analógico em sinal digital.

Conversor Digital/Analógico: Dispositivo que converte um sinal digital em sinal analógico.

CPU: Abreviatura de *Central Processing Unit* (Unidade de Processamento Central). É utilizada como sinônimo de processador ou processador central e corresponde ao local onde os cálculos matemáticos são realizados. A CPU é a unidade mais importante de um computador, podendo estar armazenada em um único *chip*, denominado microprocessador.

Digital: Sistema baseado em dados ou eventos descontínuos, tornando-os mais fáceis de armazenar e manipular eletronicamente.

DSL I/O: Abreviatura de *Desired Signal Level* (Nível de Sinal Desejado). É uma regra de prescrição de ganho acústico, sendo uma variação da regra original DSL, desenvolvida para AASI com compressão, visando posicionar a fala amplificada dentro da área dinâmica residual, sem exceder o nível de desconforto. A principal diferença entre essa e as outras regras de prescrição de ganho acústico, utilizadas com AASI linear, é que esta irá produzir várias metas, na dependência do sinal que incide no

microfone, visto que o AASI pode automaticamente produzir um ganho diferente para sinais de entrada distintos.

DSP: Abreviatura de *Digital Signal Processing* (Processamento Digital do Sinal).

Relaciona-se à manipulação da informação analógica convertida para o formato digital.

Hardware: Componentes eletrônicos de um computador.

Loudness: Designa a sensação auditiva, sendo que os sons podem ser classificados de acordo com uma escala que varia de fraco a forte.

Processamento do sinal: Qualquer manipulação do sinal que altera suas características, aumentando, extraíndo ou modificando-o.

Realimentação acústica: A realimentação acústica ou feedback acústico é um processo que ocorre quando o som liberado pelo receptor é captado novamente pelo microfone do AASI, desencadeando um “apito” audível tanto para o usuário de AASI (em alguns casos) como para aqueles que estão ao seu redor. Esse mesmo fenômeno é conhecido como “microfonia”.

Relação Sinal/Ruído: Termo que designa a diferença entre o nível de energia do sinal, em relação ao nível de energia do ruído.

Software: Programas que controlam os circuitos eletrônicos e às instruções computadorizadas, específicas de um programador.

Upward Spread of Masking: Fenômeno no qual a energia de baixa frequência mascara e interfere na região das frequências altas, dificultando a detecção dos sons.

Wide-Dynamic-Range compression (WDRC): A finalidade da compressão WDRC é restaurar a audibilidade para sons de fraca intensidade, bem como restaurar a percepção do crescimento da intensidade sonora, a qual é perdida com o recrutamento devido a lesão da células cliadas externas. Este circuito de compressão caracterizado por apresentar um limiar de compressão baixo(entre 40 e 50 dB), razão de compressão baixa (menor que 5:1) e tempo de ataque rápido e recuperação rápido. A compressão atua para uma grande variedade de sinais de entrada. Os aparelhos com esse tipo de compressão normalmente fornecem maior ganho para sons de entrada fracos e menor ganho para sons de entrada fortes, se comparados aos AASI lineares, mesmo quando os sinais de entrada estão em torno de 65 dBNPS.

1 INTRODUÇÃO.

Para o indivíduo compreender a fala é necessária a integridade anatomofuncional do sistema auditivo periférico e central, bem como uma situação de comunicação acústicamente adequada. Entretanto, a maioria das situações de comunicação é caracterizada pela presença de algum tipo de ruído, que dificulta a compreensão da fala, pois reduz a probabilidade das informações acústicas necessárias para essa tarefa estar disponível.

A música, o barulho do ar-condicionado e a voz são exemplos de diferentes tipos de sons que podem ser ruídos e interferir no reconhecimento de outro som desejável. Um exemplo é quando estamos seguindo uma conversa em ambiente com música. Nesta situação, a música interfere na compreensão da fala. Sob outro prisma, quando desejamos relaxar, a música pode se tornar um som agradável. Portanto, qualquer som pode se tornar ruído, desde que seja indesejável no momento.

É crescente a tendência de existir ambientes cada vez mais ruidosos, apresentando diferentes tipos de ruídos e diferentes níveis de intensidade de ruído, sendo alguns elevados.

Sobre esse assunto, Agnew (1999) discorre que o termo ruído é genérico e abrange várias situações, como, por exemplo, o ouvinte experimentar compreender a fala na presença do ruído de muitas pessoas falando ou na presença de ruído ambiental, como ruídos de pratos. Essas situações representam diferentes problemas para a compreensão da fala, pois o tipo de ruído é diferente.

Todos os indivíduos são, em graus variados, suscetíveis ao ruído, quanto à sua interferência na compreensão da fala e esse problema apresenta-se acentuado nos deficientes auditivos, em decorrência de alterações fisiológicas e/ou funcionais do sistema auditivo periférico e central. Para esses indivíduos, as situações em que o sinal desejado (fala) e o sinal não desejado (ruído) competem ao mesmo tempo, propiciam maiores problemas quando comparados aos indivíduos ouvintes. Em um ambiente silencioso, os indivíduos deficientes auditivos compensam a perda de informações acústicas com pistas visuais, contextuais, estrutural, fonêmicas e situacionais, enquanto que nos ambientes com ruído competitivo, essas pistas estarão prejudicadas.

O controle do ruído pode ser realizado de diferentes maneiras, entre elas o controle do seu nível de intensidade no ambiente. Também podem ser utilizadas estratégias no aparelho de amplificação sonora individual (AASI), como microfone direcional e filtros acústicos, com a finalidade de reduzir o ruído ambiental, proporcionando, conseqüentemente, melhora do desempenho na compreensão da fala.

No passado, os AASI propunham a redução de ruído por meio da atenuação de energia, especificamente na faixa de frequências baixas, pois pensava-se que o ruído concentrava-se nessa região. Porém, percebeu-se que nem sempre o ruído é composto por energia de frequência específica e que nas regiões de frequências baixas também estão presentes componentes necessários à compreensão da fala, sendo que qualquer redução nessa faixa de frequência acarreta prejuízo ao entendimento da fala.

Ao longo do tempo, o interesse crescente em amenizar o problema do ruído propiciou o aperfeiçoamento eletrônico dos circuitos do AASI e das formas de redução do ruído. Atualmente, podem ser utilizados algoritmos de redução de ruído, o que tornou-se possível com a disponibilidade da tecnologia digital e o desenvolvimento de circuitos integrados (*chips*), específicos para essa aplicação.

Nesta perspectiva, o algoritmo *Speech Sensitive Processing* (SSP), presente no AASI digital Prisma, realiza a análise da envoltória do sinal de entrada. Se as frequências de modulação, características da fala, são detectadas, o ganho acústico é aumentado na proporção do referido grau da deficiência auditiva e, conseqüentemente, a fala é amplificada. Se as frequências de modulação, características da fala, não existirem no sinal, o ganho acústico naquele canal de frequência é reduzido automaticamente (Powers et al, 1999).

O objetivo deste estudo foi avaliar clinicamente o desempenho dos indivíduos adultos com deficiência auditiva neurossensorial, quanto à percepção da fala, utilizando um aparelho de amplificação sonora individual digital, com o algoritmo de redução de ruído denominado *Speech Sensitive Processing* (SSP) ativado, comparado à condição desativado, na presença de um ruído competitivo.

2 REVISÃO DA LITERATURA.

2.1. Deficiência Auditiva Neurosensorial.

2.1.1. Implicações fisiológicas e perceptuais da deficiência auditiva

O processo normal de audição é baseado na conversão do som de entrada em um código neural, nas células sensoriais do órgão de Corti. Esse processo é realizado pela interação de dois tipos de células sensoriais ciliadas: as células ciliadas externas e as células ciliadas internas (Ludvigsen, 1997).

Killion (1997b) esclarece que as células ciliadas externas são responsáveis por fornecer a sensibilidade para os sons de intensidade fraca, por isso, quando essas células estão comprometidas, há rebaixamento do limiar auditivo. As células ciliadas internas têm a responsabilidade de transmitir informação ao cérebro. Quando essas células apresentam algum comprometimento, os sons de intensidade forte perdem a clareza e há dificuldade de compreensão da fala em ambiente silencioso, assim como dificuldade acentuada em ambiente ruidoso. O comprometimento das células ciliadas externas ou internas gera a deficiência auditiva do tipo neurosensorial.

Ludvigsen (1997) e Moore (2001) explicam que as células ciliadas internas são verdadeiras células sensoriais, haja visto que são elas que, durante a estimulação acústica, transformam o movimento mecânico do estímulo sonoro em impulsos

nervosos, transmitindo-os ao córtex. As células ciliadas externas são responsáveis por alterar o padrão de movimento da membrana basilar e tectória (mecanismo de servocontrole), em função de mudanças em sua forma, porém não codificam a mensagem sonora. Pelo mecanismo de servocontrole, um estímulo sonoro de intensidade fraca é capaz de movimentar as células ciliadas externas e a membrana basilar, a qual estimula as células ciliadas internas e assim sucessivamente. A membrana basilar também tem a função de compressão não linear da cóclea, ou seja, se níveis mais intensos são fornecidos às células, esses não serão transmitidos na mesma amplitude, proporcionando à membrana basilar movimentação não linear. Desta forma, para sons fracos, a vibração será maior e para sons fortes, menor.

Os autores acrescentam que a perda de células ciliadas externas propicia o mau funcionamento do mecanismo de servocontrole e conseqüentemente, ocorre a diminuição da audibilidade para sons de fraca intensidade, ao passo que os sons de forte intensidade são percebidos com intensidade normal, gerando o fenômeno de recrutamento. Quando são perdidas células ciliadas internas, ocorre a diminuição da sensibilidade e a perda de seletividade de frequência em todos os níveis de intensidade de entrada. A reduzida seletividade de frequência pode gerar o *upward spread of masking*, prejudicando a habilidade de comunicação no ruído.

De acordo com Oliveira (1993), o mecanismo de servocontrole apresenta implicações audiológicas importantes, como a proteção contra a superestimulação acústica, funcionando como um amortecedor e um alerta, na presença de ruído intenso.

Moore (1996, 2201) complementa que com a perda das células ciliadas, o mecanismo de servocontrole da célula tende a diminuir sua função, ou mesmo cessar.

assim, têm-se a diminuição da sensibilidade para os sons fracos, sendo necessários sons mais intensos para produzir determinada resposta na membrana basilar, acarretando a elevação do limiar auditivo. Também observa-se, como consequência fisiológica da perda auditiva coclear, uma diminuição da seletividade de frequência.

Segundo Ludvigsen (1997), o *upward spread of masking* é o efeito no qual a presença de um som pode tornar outro som inaudível, ou seja, um tom de uma determinada frequência pode mascarar um tom de outra frequência apresentada ao mesmo tempo, ou até 200 milissegundos depois. Sons intensos de baixa frequência, como o ruído, podem mascarar componentes fracos da fala. Os deficientes auditivos experimentam esse efeito, pois o mascaramento é maior para a região das altas frequências.

Para Cook et al (1997), o *upward spread of masking* é relativo a um dano nas células ciliadas internas, fenômeno que pode ocasionar maior diminuição da habilidade de comunicação, à medida que os elementos de baixa frequência, como vogais ou o ruído de fundo, que apresentam maior intensidade, podem mascarar os sons de alta frequência, como as consoantes, que são menos intensas, prejudicando a percepção da fala.

Ross (1992) e Schum (1996) afirmam que a maior suscetibilidade do indivíduo deficiente auditivo ao ruído, em comparação aos indivíduos audiologicamente normais, é consequência da perda de discriminação dos sons, dificuldade de percepção de padrões temporais e *upward spread of masking*.

Para Killion (1997b), um indivíduo com média de 30 dBNA (Nível de Audição) de limiar de tom puro difere de outro com média de 60 dBNA. Espera-se que o último apresente maior dificuldade de compreender a fala em ambiente ruidoso, porém, segundo o autor, pode haver um engano. O primeiro indivíduo requer +16 dB (deciBel) na relação sinal/ruído (S/R) para compreender a fala; o segundo requer +4 dB na relação S/R, enquanto os indivíduos normais requerem +2 dB na relação S/R. Tal informação é importante para selecionar o aparelho de amplificação sonora individual (AASI) e esse fato provavelmente ocorre em virtude do tipo de células ciliadas lesionadas.

Para os autores Killion e Fikret-Pasa (1993) existem três tipos de deficiência auditiva neurossensorial e cada tipo é necessária a utilização de diferentes circuitos do processamento do AASI:

Tipo I – Indivíduos que apresentam deficiência auditiva de grau leve a moderado, com maior dificuldade para os sons de fraca intensidade, porém com a sensação de intensidade normal para os sons fortes (recrutamento completo), resolução de frequência e habilidade normal ou próxima do normal, para entender a fala no ruído (sons fortes);

Tipo II – Indivíduos que apresentam deficiência auditiva de grau moderado a severo, mas com sensibilidade alterada para sons fracos e fortes, sensação de intensidade para os sons fortes pouco abaixo do normal (recrutamento parcial), resolução de frequência e habilidade de entender a fala prejudicada no ruído (sons fortes);

Os autores recomendam, para os dois tipos de perda auditiva acima citados, o uso de circuito com compressão dinâmica de faixa ampla.

Tipo III – Nesse tipo, os indivíduos apresentam perda auditiva de grau moderadamente severo a severo, sensibilidade para os sons fracos e fortes afetada e redução da área dinâmica (recrutamento);

Nesses indivíduos (do tipo III), a limitação por compressão é o circuito mais indicado para fornecer o ganho necessário e prevenir o desconforto. No entanto, para as perdas auditivas severas a profundas (Tipo IV), o melhor circuito é a limitação por corte de pico.

Arlinger (1997) reforça que o efeito da deficiência auditiva é multidimensional, ocorrendo a perda de sensibilidade para ouvir os sons e a diminuição da clareza, sendo esta menos acentuada nas situações de silêncio e mais acentuada em situações de ruído.

Segundo vários autores (Dempsey 1987, Tyler e Kuk 1989, Bronkhorst e Plomp, 1990, Crandell, 1991, Agnew, 1999, Valente et al, 1999 e Williams, 2001), a queixa mais freqüente dos indivíduos deficientes auditivos é a dificuldade de compreender a fala na presença de ruído. Para Tyler e Kuk (1989), há grande interesse em desenvolver aparelhos de amplificação sonora individuais (AASIs) que reduzam o ruído.

Para os autores Killion e Villchur (1993), a deficiência auditiva neurosensorial priva o cérebro da redundância nas informações necessárias para evidenciar a fala do ruído competitivo, embora os indivíduos deficientes auditivos estejam protegidos do ruído pela própria deficiência auditiva, ao mesmo tempo não estarão recebendo as pistas necessárias à compreensão da fala.

A deficiência auditiva neurosensorial pode distorcer ou reduzir a informação acústica disponível para o indivíduo, com conseqüente redução na compreensão da fala,

em todos os ambientes acústicos. Somada a esse fato, está a maior suscetibilidade ao ruído, experimentada por esses indivíduos, como efeitos perceptuais da deficiência auditiva (Gordo, 1998 e Ferrari, 1999).

Ludvigsen (1997) salienta que em ambiente silencioso, a presença de pistas visual, contextual, estrutural, situacional e fonêmica, pode compensar a perda de informações acústicas causadas pela deficiência auditiva, apesar de que problemas podem ocorrer quando essas pistas adicionais não estão disponíveis, em razão do mascaramento ocasionado pelo ruído.

Scharlach (1998) mencionou que, freqüentemente, quanto maior o grau da deficiência auditiva, maior o comprometimento da habilidade do indivíduo deficiente auditivo em detectar e reconhecer a fala. Acrescido a esse fato, outro problema do indivíduo é quando este se encontra em ambiente ruidoso, pois a habilidade de separar a fala do ruído estará comprometida.

2.1.2. Percepção de fala.

Boothroyd (1993) informa que a capacidade auditiva, ou seja, a capacidade de detectar e diferenciar os padrões sonoros é composta por três componentes básicos: limiar de audibilidade, área dinâmica e resolução de freqüência. Sobre o limiar de audibilidade, o autor menciona que estes podem expressar o grau de perda auditiva de um indivíduo, tornando possível ter uma idéia geral da inteligibilidade e extensão do dano causado às estruturas do ouvido interno.

A área dinâmica, segundo o autor, é a diferença entre o limiar da audibilidade e do desconforto. Geralmente os indivíduos audiológicamente normais possuem área dinâmica aproximadamente em torno de 90 decibels (dB), mas nos indivíduos deficientes auditivos essa área pode estar reduzida para 30 dB ou menos, restringindo os sons confortáveis ao indivíduo.

Finalmente, sobre a resolução auditiva, o autor define-a como a habilidade da estrutura da orelha interna e seus sistemas nervosos associados refletirem a diferença espectral e temporal entre os estímulos sonoros. Se esta habilidade estiver prejudicada nos indivíduos deficientes auditivos, pode ocorrer prejuízo na percepção da fala no ruído, pois terá um efeito direto na habilidade de lidar com a interferência dos efeitos do ruído.

As autoras Bentler e Dittberner (1998) informaram que a audibilidade do sinal é o primeiro determinante da correta percepção da fala.

A audibilidade é primordial para a inteligibilidade da fala, pois se a fala apresentar-se parcial ou totalmente abaixo do limiar de audição, ou mascarada pelo ruído, acarreta perda de informação e, conseqüentemente, prejudica a inteligibilidade da fala (Ferrari, 1999).

Agnew (1999) informa que os indivíduos com deficiência auditiva não conseguem compreender totalmente os componentes da fala, pois perdem a audibilidade para os sons mais agudos e menos intensos, relacionados às consoantes, como também perdem pistas do tempo de duração das vogais. Adicionada a esses fatores, está a presença de ruído competitivo, que prejudica o entendimento da fala.

Para Schum (1996), o efeito do ruído na percepção da fala pode ser explicado pela audibilidade, como, por exemplo, na presença de um ruído com característica de baixa frequência, o indivíduo tem a possibilidade de obter pistas para o entendimento da fala na região de alta frequência. Porém, quando há rebaixamento do limiar auditivo nessa região, os indivíduos não têm essa opção e, além disso, o ruído atua como mascarador na região das altas frequências.

Outra explicação provável para o problema do ruído na percepção da fala é o efeito *squelch* binaural, em que o cérebro compara o estímulo sonoro que incide em cada ouvido separadamente e utiliza as diferenças do conteúdo espectral desse som para identificar e diferenciar a fala do ruído. Na presença de deficiência auditiva, a possibilidade de separar fala de ruído fica comprometida.

Em indivíduos cuja deficiência auditiva é maior nas frequências agudas, nas quais encontram-se principalmente os sons responsáveis pela percepção da fala, o ruído torna-se uma importante agravante, pois seu espectro mascarante atua sobre essas frequências, prejudicando, em maior proporção, a percepção da fala (Blasca, 1994).

Ludvigsen (1997) relatou que a consoante é mais fraca, em energia acústica, que a vogal e que a percepção da fala requer a detecção de vogal e consoante. Se o ruído está presente, a habilidade para detectar o componente de alta frequência é mais difícil para o indivíduo deficiente auditivo do que para o indivíduo normal. Esse problema, acrescido ao fato do limiar auditivo estar rebaixado, resulta em dificuldade de compreender a fala.

Segundo Wolf et al (1999), o sinal da fala é constituído de múltiplas frequências, sendo que as vogais apresentam maior concentração de energia abaixo da frequência de 1 kHz. Já as consoantes, na sua maioria, concentram-se em frequências altas e o ruído que está concentrado dentro de uma mesma frequência dos sons da fala pode interferir na percepção desses sons. Outra agravante é que o ruído de baixa frequência mascara as frequências médias e este é o tipo de ruído mais encontrado no dia-a-dia.

De acordo com Agnew (1999), quando em ambiente ruidoso, o indivíduo tem a tendência de aumentar o volume de seu AASI para melhorar a percepção da fala e, conseqüentemente, aumenta também a intensidade do ruído.

O autor esclarece que uma das maneiras de melhorar a inteligibilidade de fala no ruído é aumentar a quantidade pela qual o nível da fala excede o nível do ruído, melhorando a relação S/R. O termo relação S/R refere-se ao nível de intensidade de apresentação da fala, comparado ao nível de intensidade de apresentação do ruído, sendo essa relação expressa em deciBel (dB). Exemplifica que uma relação S/R positiva é quando o nível do sinal (fala) é mais alto que o do ruído e uma relação S/R negativa denota que o nível do ruído excede o nível do sinal de fala desejado.

O autor esclarece que uma situação favorável é quando a fala ocorre em 70 dBNPS e o ruído, em 40 dBNPS, sendo a relação S/R de + 30 dB. Porém, uma situação complicada é quando o nível de fala encontra-se em 85 dBNPS, com o ruído tipo *babble* a 83 dBNPS, ou seja, a relação S/R de + 2 dB.

Quando a relação S/R é desfavorável, pode haver prejuízo na percepção da fala, sendo mais acentuado no indivíduo deficiente auditivo (Nabelek e Nabelek, 1989).

Smriga et al (1989) afirmam que a percepção da fala no ruído tem sido a limitação para o sucesso do AASI e que a relação S/R e a frequência que contém o ruído constituem os fatores que influenciam nessa tarefa.

Os ouvintes normais, avaliados em uma relação S/R de - 5 dB, reconhecem aproximadamente 50% do material da fala (vocábulos) ou 95% das sentenças utilizadas em uma conversação normal (Killion, 1993).

A opinião dos autores Lurquin e Rafhay (1996) é que ouvintes normais, quando estão diante de uma relação S/R de 0 dB, têm inteligibilidade de fala perfeita, porém quando a relação S/R é de -5 dB, a inteligibilidade da fala é reduzida para 50 % de reconhecimento de vocábulos e 95% de reconhecimento de sentenças utilizadas em conversação normal.

Para Dirks et al (1982), os indivíduos que apresentam deficiência auditiva neurossensorial de grau leve a moderado necessitam de uma relação S/R maior que 15 dB, em comparação à relação S/R, que os indivíduos normais utilizam. Portanto, uma relação S/R favorável para o deficiente auditivo estaria em torno de +10 dB.

Killion (1997a) declarou que as pesquisas realizadas em indivíduos com perda auditiva neurossensorial de grau leve a moderado necessitam de um aumento na relação sinal/ruído (S/R) de +5 a +6 dB, quando comparado com o indivíduo com audição normal, para a conversação.

Tal fato explica que o AASI ajuda as pessoas deficientes auditivas a ouvirem melhor no ruído, o que, sem um dispositivo de amplificação, não seria possível, quando

a fala normal está aproximadamente em torno de 65 decibels em nível de pressão sonora (dBNPS) (50 decibels em nível de audição - dBNA). Quando o ruído é fraco, com aproximadamente 55 ou 65 dBNPS, os indivíduos com perdas auditivas moderadas não são capazes de ouvir nem o ruído (Killion, 1997a).

Agnew (1999) acrescenta que os indivíduos normais podem entender a fala em uma relação S/R de -6 dB para -10 dB, ao passo que os deficientes auditivos necessitam de $+6$ a $+10$ dB adicionais, na relação S/R da requerida pelo indivíduo normal, para entender a fala.

Wolf et al (1999) relatam que a audibilidade dos sinais é essencial para algumas situações de audição, porém é a relação sinal/ruído que determina a inteligibilidade da fala. A melhora na relação S/R não pode ser utilizada para predizer diretamente qual será a melhora na inteligibilidade da fala. Por exemplo: para algumas situações de audição, nas quais o ouvinte compreende cerca de 25% do sinal de fala, uma melhora de 3 dB na relação S/R pode resultar numa melhora de 40% na inteligibilidade da fala. Entretanto, quando a intensidade do ruído é superior à da fala, a melhora de 3 dB na relação S/R pode propiciar pouco ou nenhum benefício para a inteligibilidade de fala. Além disso, alguns indivíduos possuem perda auditiva neurossensorial que os impede de alcançar os níveis de inteligibilidade preditos.

Valente et al (1999) ressaltam que indivíduos deficientes auditivos precisam de aumentos de 4 a 18 dB na relação S/R, para atingir os resultados de reconhecimentos de palavras, similares aos indivíduos com audição normal.

Killion (1993) informou que pequenas diminuições na relação sinal/ruído podem ocasionar grande decréscimo na inteligibilidade da fala para o indivíduo deficiente auditivo. De maneira geral, o decréscimo de 1 dB na relação S/R proporciona diminuição de 12% na inteligibilidade da fala.

Teste de percepção da fala na presença do ruído

Segundo Duarte (1998), nas décadas de 40 e 50 surgiram os testes de reconhecimento da fala no ruído, com o objetivo de avaliar a capacidade dos indivíduos normais e deficientes auditivos em discriminar a fala nas várias situações de vida diária.

Os autores Levitt e Rabiner (1967) desenvolveram um teste de percepção da fala no ruído por meio de uma estratégia, a qual permite determinar o nível mínimo de intensidade do sinal e é obtida de forma eficiente, com grande rapidez, em 50% de inteligibilidade de fala. A estratégia baseia-se em um simples procedimento ascendente–descendente, onde o estímulo sonoro é apresentado ao indivíduo em uma determinada relação S/R. Caso o indivíduo identifique o material de fala corretamente, a intensidade do estímulo é diminuída, mas se a resposta for incorreta, então a intensidade do estímulo é aumentada em passos de 2 em 2 dB. Das respostas sucessivas, que determinavam a relação S/R, 50% dos estímulos foram respondidos corretamente.

Segundo Kalikow et al (1977), como a situação de audição do dia-a-dia geralmente ocorre na presença de ruído, o objetivo dos testes de fala, que são realizados na presença de ruído, é fornecer uma medida da habilidade do deficiente auditivo de compreender a fala em uma situação similar à do dia-a-dia.

Esses autores desenvolveram o teste *Speech Perception in Noise* (SPIN), composto por 2 listas com 50 sentenças de alta previsibilidade (palavra chave previsível) e baixa previsibilidade (onde o final da sentença não é previsível), apresentadas unilateralmente, com ruído mascarador do tipo ruído branco. Concluíram que quanto maior a previsibilidade, maior a inteligibilidade e que o efeito do ruído é mais evidente em indivíduos com problemas no sistema auditivo periférico, pois o ruído mascara alguns sons, reduzindo a informação acústica do sinal da fala e promovendo maior esforço para entender a mensagem.

Bronkhorst e Plomp (1990) aplicaram um teste para avaliar a percepção da fala no ruído, utilizando 130 sentenças curtas, representativas das situações do dia-a-dia e igual nível de inteligibilidade, em 10 indivíduos com audição normal e 18 com deficiência auditiva do tipo neurosensorial bilateral de grau leve a moderado, sem comprometimento retrococlear. As medidas foram obtidas em campo livre, com a fala e o ruído posicionados sob vários ângulos, em duas distâncias entre as fontes e o indivíduo. O procedimento empregado foi o proposto por Levitt e Rabiner (1967) e o nível de ruído foi fixado em 60 dBA (nível de pressão sonora medido na escala A), apresentando espectro semelhante ao das sentenças. Os resultados revelaram que os indivíduos com deficiência auditiva apresentam piores limiares de reconhecimento da fala no ruído, menor benefício com a separação das fontes sonoras e menos vantagens com relação à flutuação do ruído, em comparação aos indivíduos com audição normal.

Os autores sugerem que, em relação ao tipo de material para os testes de percepção de fala, as sentenças são as mais indicadas, pois simulam fielmente as condições do dia-a-dia, necessitando serem apresentadas a zero grau azimute e que a própria fala seja utilizada como ruído mascarador. Os testes de percepção da fala no

ruído fornecem informações a respeito das desvantagens que os indivíduos deficientes auditivos irão experimentar em situações do dia-a-dia e que este teste pode ser utilizado na prática clínica.

Os autores Soli e Nilsson (1994) desenvolveram um teste de fala com ruído competitivo denominado *Hearing in Noise Test* (HINT), para avaliar a habilidade dos indivíduos de ouvir no ruído, considerando ser essa habilidade um forte indicador do problema de comunicação causado pela deficiência auditiva.

O teste, composto por 240 sentenças, com aproximadamente o mesmo número de sílabas (seis a oito) e igual dificuldade foi aplicado em três situações que diferiam quanto à localização da fonte sonora. As sentenças do HINT foram apresentadas também na condição de separação espacial, a fim de avaliar os efeitos da audição direcional biaural, visto que, em pesquisas anteriores, os autores encontraram que a separação espacial da fonte de fala da fonte de ruído competitivo propiciava uma melhora de $-6,7$ dB na relação S/R nos limiares de recepção da fala, correspondendo a melhoras de 50 a 60% na inteligibilidade de fala.

Para a pesquisa foram avaliados 100 indivíduos jovens, de ambos os sexos, com audição normal. O nível de intensidade do ruído, que possuía um espectro similar ao das sentenças, foi fixado em 65 dBNPS. O nível de intensidade de apresentação das sentenças, em campo livre, foi variável, com a fala fixa em 0° e o ruído a 0° e 90° , para a direita e para a esquerda. Os limiares de reconhecimento de sentenças com ruído competitivo foram obtidos, em média, em uma relação S/R de 2,8 dB para indivíduos normais, quando fala e ruído foram apresentados ipsilateralmente, enquanto o melhor desempenho foi conseguido com a separação espacial, sendo que o limiar de reconhecimento de sentenças foi obtido em uma relação S/R de $-9,8$ dB.

Para avaliar o prejuízo na comunicação, associado à perda auditiva, foram avaliados através de testes, 33 indivíduos deficientes auditivos, nas mesmas condições dos indivíduos normais, somente incluindo mais outro nível de ruído, estabelecido em 25 dB acima do limiar obtido com o HINT, no silêncio, obtido com os indivíduos normais. Como resultados, constataram que os indivíduos deficientes auditivos apresentaram limiares aumentados de 6 a 8 dB, em comparação aos indivíduos normais, na condição onde fala e ruído foram apresentados ipsilateralmente. Quando ocorreu separação espacial, a diferença foi de 11 a 16 dB, demonstrando que a deficiência auditiva reduz os benefícios de audição direcional biaural, na presença de ruído e aumenta a dificuldade de comunicação.

Blasca (1994) aponta vários materiais lingüísticos empregados para avaliação da percepção da fala, como sílabas sem sentido e sentenças. A autora lembrou que para a percepção de fala, Machado (1988) propôs a utilização de palavras espondeicas e, posteriormente, Oliveira (1992) estudou a utilização de sentenças do dia-a-dia, comprovando sua efetividade.

No Brasil, Costa (1997) elaborou um teste constituído por sete listas de 10 sentenças do dia-a-dia, na Língua Portuguesa, com o objetivo de avaliar, em ambiente clínico, a habilidade de reconhecimento da fala e estabelecer as relações S/R, nas quais seriam obtidos os limiares de reconhecimento da fala para indivíduos normais.

Para a elaboração das listas, a autora considera que todas as sentenças devem ser: curtas, familiares, afirmativas, fáceis de serem repetidas, com período simples e formadas por, no máximo, sete palavras, não conter nomes próprios, devendo representar situações de conversa do cotidiano, mas sem gírias, provérbios ou estruturas

estereotipadas. As sentenças devem apresentar balanceamento fonético, com conteúdo apropriado para adultos e baixos níveis de abstração.

As sentenças elaboradas eram diferentes, mas as listas permaneceram similares, tanto no conteúdo fonético como na estrutura das sentenças, a fim de que houvesse equivalência no desempenho do indivíduo diante das diferentes listas (Costa, 1997).

A apresentação das listas de sentenças junto com o ruído competitivo deu-se em campo livre, para 30 indivíduos com audição normal, na faixa etária de 18 a 35 anos, observando a relação sinal/ruído, na qual os indivíduos reconheciam 50% das sentenças apresentadas. O nível de ruído foi fixado em 65 dB e o espectro era similar ao das sentenças, sendo que os indivíduos foram posicionados de frente para o alto falante, a uma distância de 1m, a zero grau azimuth. O ruído e a fala foram apresentados do mesmo alto-falante, utilizando a estratégia ascendente-descendente, num intervalo estabelecido de 2 dB.

Os resultados encontrados por Costa, em 1997, mostraram que os indivíduos testados foram capazes de reconhecer corretamente 50% do material de fala, em relação S/R, em torno de -11 dB. Quanto às listas de sentenças, houve alto índice de similaridade em cinco das sete listas elaboradas, com diferença estatisticamente significativa em duas. Para a autora, esse teste constitui um instrumento prático, útil e confiável para avaliar a habilidade de reconhecimento de fala do indivíduo em situação clínica.

A autora sugeriu alguns cuidados na aplicação de testes da fala na presença de ruído, como: instruir o indivíduo corretamente, certificando-se de que o mesmo possui condições físicas e psicológicas adequadas; estabelecer e manter ângulos de incidência

do sinal e do ruído; realizar a calibração do campo livre e do material de fala gravado e realizar a testagem em ambientes tratados acusticamente.

Valente (1998), em seu estudo, teve como objetivo desenvolver listas de sentenças usadas na avaliação da percepção da fala de indivíduos adultos com deficiência auditiva neurossensorial de grau severo a profundo, a partir da língua portuguesa falada no Brasil, aproximando o conteúdo das sentenças do vocabulário usado no cotidiano dos indivíduos. Foram elaboradas 16 listas, contendo 10 sentenças, com 50 palavras-chave. Para a elaboração dessas listas, utilizou-se gravação espontânea da conversação de adultos, em locais convencionais de fala do dia-a-dia e sempre entre dois ou mais indivíduos. As listas de sentenças, gravadas por um locutor masculino, mantinham um espaço de tempo de 10 segundos entre o fim de uma sentença e o começo da seguinte. Alguns critérios foram utilizados para a elaboração das sentenças:

- Conteúdo das sentenças retirado de situações de conversação do dia-a-dia, excluindo gírias ou provérbios e evitando estruturas estereotipadas;
- Vocabulário apropriado para adultos;
- Exclusão de nomes próprios;
- Sentenças com baixo nível de abstração;
- Palavras trabalhadas enquanto vocábulos fonológicos;
- Listas formadas por 10 sentenças curtas, familiares, de fácil repetição e com 50 palavras-chave cada;
- Sentenças afirmativas com período simples, compostas por até oito palavras (vocábulo fonológico).

2.2. Ruído: características gerais

Schum (1996) declara que, no passado, os audiologistas definiam o ruído como um som composto de várias frequências, que envolvem mudanças aleatórias na amplitude ou na frequência. Todavia, de modo simplificado, os indivíduos deficientes auditivos definem o ruído como o ambiente com muitas pessoas conversando, mas certamente a definição mais convincente deles é de que o ruído é um som indesejável, ou que interfere na audição.

Para Ross (1992), a diferenciação do que é considerado fala e o que é considerado ruído baseia-se em julgamentos pessoais, variando com o momento.

Ludvigsen (1997) lembra que as células ciliadas do ouvido* funcionam como filtros acústicos e estes encontram-se, com maior espaço, nos indivíduos com deficiência auditiva neurossensorial, do que nos indivíduos normais e, portanto, mais ruído irá percorrer por meio dos filtros acústicos.

Lebo et al (1994) realizaram um estudo medindo o nível de intensidade do ruído presente em restaurantes. Observaram que o nível de intensidade do ruído ambiental apresenta grande variabilidade, podendo proporcionar mínima interferência ou mascaramento total dos sons da fala. Verificaram que o efeito do ruído pode prejudicar tanto os indivíduos normais como os indivíduos com deficiência auditiva.

*A palavra ouvido será utilizada no texto como sinônimo da palavra orelha.

O principal efeito do ruído na compreensão da fala é o de mascarar os sons, reduzindo a informação acústica do estímulo da fala e promovendo maior esforço para o ouvinte entender a mensagem falada (Kalikow et al, 1977). O mascaramento depende de parâmetros como a extensão da faixa de frequência do ruído, a flutuação de sua intensidade no tempo e a intensidade média relativa à intensidade da fala.

De acordo com Schum (1996), o ruído ambiental pode ser de vários tipos, diferindo quanto à sua constante de tempo e seu espectro de longo termo. Mesmo que o ruído não apresente características de fala, ele ocupa área de frequência que interfere na fala, sendo que muitas situações do cotidiano podem incluir fala e não fala.

Para Killion (1993), a presença do ruído acarreta perda de pistas da fala, diminuindo a redundância da mensagem necessária para que o indivíduo deficiente auditivo processe a informação. Segundo o autor, os AASI, na tentativa de reduzir o ruído, reduzem também as pistas da fala.

Schum (1996) lembra que quando um ruído apresenta característica modulada, o desempenho do indivíduo deficiente auditivo é melhor, pois ele aproveita os intervalos, durante a diferença de amplitude do ruído, para perceber informações da fala.

O autor declarou que a situação em que o indivíduo está se comunicando, próximo ao ar-condicionado, por exemplo, o qual gera um ruído do tipo estável e contínuo, com características de baixa frequência, difere da situação na qual o indivíduo tenta acompanhar um ou mais falantes em um grupo de pessoas conversando, pois a conversação varia de um falante para o outro. Nesses casos, o indivíduo deficiente auditivo apresenta grande desvantagem, pois a tecnologia disponível pode resolver o

problema do ruído do ar-condicionado, porém não há tecnologia que solucione o problema do ruído originado de várias pessoas conversando.

Schum (1996) ainda esclarece que o indivíduo pode não ter controle sobre os ruídos ambientais, mesmo não sendo da fala, como por exemplo, o ruído de tráfego, pois estes são igualmente complexos e difíceis de serem minimizados como a fala, podendo apresentar uma significativa quantidade de energia, na área das frequências da fala. Outro fato é que quando o ruído apresenta amplitude constante, a possibilidade de aproveitar pistas, nas diferenças de amplitude do mesmo, para auxiliar o entendimento da fala, estará reduzida. Em ambas as situações, espera-se acentuada quantidade de mascaramento do ruído para a percepção da fala.

Teder (1990) mediu o nível da intensidade do ruído e comparou-o ao nível de intensidade da fala, em vários ambientes acústicos, encontrando, em média, a relação S/R de +4,8 deciBels (dB), quando a fala estava em um nível de 65 dBNPS e constatou que o nível da fala eleva-se para 8 dBNPS a cada aumento de 10 dBNPS no nível de ruído.

De acordo com Agnew (1999), o som possui três dimensões físicas, como: a amplitude, a frequência e a duração, sendo que o AASI pode diferenciar os vários sons, considerando essas dimensões físicas.

A amplitude relaciona-se com a intensidade sonora (*loudness*), que incide no microfone do AASI. A amplitude da fala de um único falante é frequentemente a mesma amplitude do ruído de fundo e, quando a amplitude da fala é maior que a amplitude do ruído, é possível compreender a mensagem. Porém, se a amplitude da fala

é menor, em relação ao ruído e este tem o mesmo espectro da fala, torna-se difícil distinguir a fala do ruído (Agnew, 1999).

Sobre a frequência, Agnew (1999) comenta que a fala é composta por múltiplas frequências, definidas em um instante de tempo. Quando o ruído competidor é do tipo *babble*, a fala e o ruído apresentam o mesmo espectro de longo termo, não fornecendo base para diferenciar a fala pela diferença espectral. O autor ainda comenta que conforme aumenta o número de vozes competitivas, torna-se mais difícil distinguir fala de ruído.

A duração do som é a grandeza que relaciona quando e como o som existe no tempo. Se a fala e o ruído não estiverem concorrendo ao mesmo tempo, não haverá problema para o entendimento da fala, porém a situação mais comumente encontrada é aquela na qual a fala e o ruído são recebidos pelo microfone do AASI, com idêntica resposta de frequência de longo termo, mesma amplitude e ao mesmo tempo. Quando isto ocorre, restringe-se a possibilidade de utilizar diferenças no longo termo entre fala e ruído (Agnew, 1999).

Os autores Stein e Dempsey-Hart (1984) avaliaram o desempenho de reconhecimento de palavras monossílabas, apresentadas em um nível de 68 dBNPS, em 15 indivíduos deficientes auditivos, os quais utilizavam um AASI na presença de 5 tipos de ruído de fundo (ruído *babble*, cafeteria, ruído de alta frequência, ruído branco e ruído contínuo de baixa frequência). Concluíram que o tipo de ruído interfere muito no desempenho dos indivíduos e que o melhor resultado foi conseguido nos ruídos do tipo cafeteria e de baixa frequência.

Wolinsky (1986) avaliou o desempenho de 18 indivíduos deficientes auditivos, quanto ao reconhecimento de palavras monossílabas, com um AASI que incorporava um circuito de redução de ruído. O material da fala foi apresentado no nível de 68 ou 72 dBNPS, na presença de quatro tipos de ruído mascarador: o *babble*, o *cafeteria*, o de alta frequência e o ruído de baixa frequência. Novamente os resultados indicaram que o desempenho varia de acordo com o ruído utilizado, sendo que o melhor desempenho foi conseguido com o ruído de baixa frequência e o pior, com o tipo *babble*.

Hygge et al (1992) compararam o desempenho de 24 indivíduos deficientes auditivos e 24 indivíduos normais, na tarefa de seguir uma conversação, na presença de três tipos de ruído: o ruído de espectro da fala randômico, o de voz masculina e o ruído de voz masculina ao inverso. Os resultados encontrados demonstram que os indivíduos deficientes auditivos são igualmente prejudicados pelos três ruídos, enquanto os indivíduos normais são menos prejudicados pelo ruído de espectro de fala randômico.

Esses autores comentam que o mascaramento de um falante ou ruído modulado é menos mascarante que o ruído estacionário, mas quando a fala competitiva adquire mais caracteres contínuos pela adição de mais falantes, o efeito do mascaramento do ruído modulado torna-se mais efetivo que o ruído estacionário.

Killion e Villchur (1993) aplicaram o *Speech In Noise Test* (SIN) em 3 indivíduos usuários de AASI. O teste consistiu da apresentação de sentenças, de forma que a relação S/R diminuísse de 15 dB para 10 dB, de 5dB até 0 dB, com o ruído competitivo de múltiplos falantes, apresentado em dois níveis de intensidade: 80 dBNPS, o qual representa o ruído da fala intensa em ambientes como o de festas e 55 dBNPS, que representa a fala a 10 dB abaixo do nível normal da conversação. Foi

solicitado aos indivíduos que repetissem as sentenças. Os autores concluíram que a maioria dos AASI reduzem a inteligibilidade da fala intensa na presença de ruído intenso, mas aumentam consideravelmente a compreensão da fala para a condição de fala e ruído pouco intensos. Finalmente, concluíram que os circuitos lineares com corte de pico até pioram o desempenho do indivíduo, na presença do ruído intenso.

Os autores Souza e Turner (1994), ao verificarem a influência de vários tipos de ruído sobre o reconhecimento da fala para jovens com audição normal e jovens e idosos com deficiência auditiva, observaram que o grupo de indivíduos com deficiência auditiva apresentou resultados menores que os indivíduos normais, no reconhecimento da fala, porém ouvintes e indivíduos deficientes auditivos são afetados igualmente pelo ruído, quando este apresenta característica constante. No estudo, houve a tendência de resultados piores para o reconhecimento da fala à medida que o mascaramento se assemelhava à tagarelice, porém a diferença não foi significativa.

2.3. Aparelho de Amplificação Sonora Individual (AASI).

Ferrari (1999) salienta que os problemas desencadeados pela deficiência auditiva podem ser minimizados pelo uso do AASI, cuja função é amplificar os sons, permitindo ao indivíduo utilizar sua audição remanescente de modo mais efetivo.

Para Killion (1997b), os AASI podem proporcionar benefício para seus usuários, solucionando o problema da audibilidade, gerado pela perda de células ciliadas externas, de forma que seus usuários podem se beneficiar, mesmo em situação de ruído.

Por outro lado, segundo o autor, esse instrumento às vezes não soluciona o problema desencadeado pelo comprometimento de células ciliadas internas e, portanto, a dificuldade de percepção da fala no ruído irá persistir.

Sandlin (1988) relaciona as características que os AASI devem apresentar para compensar os efeitos perceptuais da deficiência auditiva neurosensorial, como o ajuste da resposta de frequência, o mapeamento do espectro da fala e dos sons ambientais, dentro da área dinâmica, a manipulação do sinal da fala e a redução do ruído.

2.3.1 Considerações a respeito da tecnologia digital

Sweetow (1998) declarou que a tecnologia digital dos AASI vem crescendo rapidamente e enfatizou que sua potencial superioridade é importante para desmistificar a crença de que os instrumentos auditivos são ineficazes em certos ambientes.

Os AASI com tecnologia digital utilizam o circuito digital tanto para o processamento do sinal como para o controle de suas funções. Esse avanço tecnológico pretende ser a alternativa para os problemas, como dificuldade na compreensão da fala no ruído, que a tecnologia, até então disponível, falhava total ou parcialmente em resolver (Ludvigsen, 1997 e Ferrari, 1999).

Segundo Preves (1990), Hall e Sandlin (1997), Powers et al (1999), os dois objetivos do AASI com tecnologia digital são: melhorar a inteligibilidade da fala na presença do ruído, favorecendo a relação S/R e melhorar a qualidade geral do sinal, a fim de torná-lo mais confortável para o usuário.

A flexibilidade do AASI digital concentra-se nos tipos de algoritmo de processamento do sinal, que podem ser implementados e sua sofisticação está na complexidade de operações a serem realizadas (Hecox e Punch, 1988).

A resolução de problemas e tomadas de decisões são as importantes características dos AASI com tecnologia digital, citadas por Preves (1990), Hall e Sandlin (1997). Os autores lembram que o AASI, na dependência do contexto espectral do som de entrada, pode alterar suas características eletrônicas de muitas maneiras, de acordo com seu algoritmo, obtendo a melhora do próprio sinal da fala e a redução do ruído.

Caetano et al (1999) enfatizam que os estudos e recursos atuais da engenharia proporcionam a melhora nos esquemas digitais e, conseqüentemente, a melhora do desenvolvimento dos filtros que reduzem o ruído do pré-amplificador no silêncio e diminuem a retroalimentação, enquanto outros avanços estão presentes no campo da medicina, como, por exemplo, o estudo da fisiologia do sistema auditivo da biomecânica e bioeletricidade celular e molecular. O avanço tecnológico pode contribuir para a melhora da recepção da fala e da inteligibilidade da fala, em ambientes ruidosos, quando se utiliza os equipamentos de amplificação sonora individual.

Componentes

Em termos de componentes, Agnew (1996) informou que as unidades que constituem os AASI digitais são o *hardware* e o *software*. O *software* é o conjunto de

instruções armazenadas dentro do AASI, determinando como o *hardware* (constituição física do AASI) deve funcionar.

Funcionamento

No AASI com tecnologia digital ocorre a transformação do sinal em valores estabelecidos, em intervalos de tempo específicos, representados por dígitos binários (representações compostas de dois algarismos, 0 e 1). O ajuste de parâmetros do AASI é realizado matematicamente por algoritmos específicos. O algoritmo é uma série de regras ou instruções armazenadas na memória digital, informando ao chip *Digital Signal Processing* - Processamento Digital do Sinal (DSP) como este deve realizar o processamento do sinal (Agnew, 1996).

Basicamente, o processamento do sinal ocorre da seguinte maneira: o microfone capta a onda sonora, converte-a em sinal elétrico e envia ao conversor analógico/digital (A/D), o qual a transforma em sinal numérico, isto é, em dígitos binários. Posteriormente, os dígitos binários são processados pelo DSP e o sinal elétrico digital é enviado ao conversor digital/analógico (D/A), para então ser transferido ao receptor, que o reproduzirá amplificado e irá transformá-lo novamente em onda sonora (Cudahy e Levitt, 1994).

Com os dígitos binários, o processador pode adicionar, subtrair, multiplicar e dividir os dados. Os dígitos binários também podem ser aplicados a diferentes algoritmos e fórmulas, em frações de segundo, realizando um grande número de operações computacionais, em um espaço de tempo reduzido (Boéchat, 1997).

Agnew (2000) explica que os algoritmos caracterizam-se por uma série de instruções ou passos para controlar operações matemáticas utilizadas no desempenho do processamento do sinal.

Vantagens

Ludvigsen (1997) ressalta as vantagens da tecnologia digital como sendo a utilização de poucos componentes com mais operações realizadas e alguns controles externos, obtendo maior disponibilidade de espaço e menor probabilidade de ocorrer inconvenientes, como a entrada de sujeira por tais controles, uso de algoritmos para diferenciar a fala do ruído ambiental e capacidade para detectar e cancelar ruídos internos do AASI, como o ruído de microfone.

Para Coutinho (1997), o processamento digital do sinal, quando comparado à tecnologia analógica, representa, para o usuário de AASI, menor tamanho, melhor desempenho e maior confiabilidade. Já no âmbito da engenharia eletrônica, repercute em maior estabilidade, melhor desempenho e facilidade de atualização.

Almeida (1997) expõe que as vantagens dos AASI digitais sobre os analógicos estão na capacidade de programação, maior precisão no ajuste dos parâmetros eletroacústicos, controle de retroalimentação, utilização de técnicas avançadas de processamento do sinal para redução de ruído ambiental, ajustes auto-adaptativos, em razão de mudanças acústicas ambientais, capacidade de automonitorização e níveis automáticos para o controle do sinal.

A possibilidade de melhorar a fala, em relação ao ruído e o controle de retroalimentação são os resultados comprovados da aplicação dessa nova tecnologia, conforme se lê em Boéchat (1997).

Schweitzer (1998) ressalta que como o som de entrada (ruído ambiental e fala) está na forma de números, ele pode ser manipulado de maneira diferenciada, a fim de aumentar a audibilidade para os sons desejáveis e diminuir a audibilidade para os não desejáveis.

Sweetow (1998) agrupa as vantagens da tecnologia digital e híbrida: disponibilidade de circuitos com nível de ruído baixo, mínima distorção, múltiplos programas, compressão do tipo *Wide Dynamic Range Compression* (WDRC), compressão de múltiplas bandas, flexibilidade, ajuste fino, estratégias para controle de retroalimentação, possibilidade de usar microfones direcionais ou múltiplos microfones e estratégias de redução de ruído ambiental.

Para Popelka (1998), a introdução da tecnologia digital possibilitou a melhora da percepção da fala em comparação ao AASI analógico, da mesma forma que o ruído ambiental pode ser reduzido pelo uso do algoritmo.

Valente et al (1999) consideram que o processamento do sinal digital foi introduzido para melhorar o reconhecimento da fala no ruído.

2.4 Redução de Ruído.

Para Dillon (1996), a redução do ruído implica em aumentar a inteligibilidade da fala e normalizar a *loudness*. O princípio para a redução de ruído é identificar os componentes de frequência que não contribuem para a inteligibilidade da fala ou conforto acústico, atenuando-os e salientando apenas os componentes úteis da fala. A primeira abordagem afirma que a relação S/R varia por causa da frequência e a segunda, que o ruído em uma região de frequência mascara o sinal útil em outras regiões.

Os autores Schum (1990) e Killion (1997a) comentam que a maior dificuldade para o AASI, no que se refere à redução do ruído, é extrair o sinal desejável na situação com vários falantes, possibilidade das mais esperadas pelo usuário de AASI. Essa dificuldade ocorre porque as vozes geralmente são similares quanto ao espectro e amplitude, sendo que o AASI ideal deve ser capaz de identificar as particularidades do sinal desejado e distingui-lo dos outros sinais, tarefa que é facilmente realizada pelo ouvido humano.

Schum (1996) enfatiza que é fácil construir um dispositivo com um microfone que diferencie uma complexa onda de fala do ruído randômico, porém torna-se muito complicado construir um microfone que diferencie uma voz de outra.

Fabry (1998) lembra que o principal problema para a redução do ruído é que a fala pode ser tanto sinal como ruído, na dependência da situação e esse fato dificulta distinguir uma voz de outra.

Killion e Villchur (1993) salientam que há diferença entre a filtragem do ruído e os AASI que ajudam o indivíduo a ouvir a fala no ruído. Os indivíduos audiologicamente normais ouvem o som do ruído e ouvem bem no ruído, sendo que os circuitos que realizam a redução do ruído realizam também a filtragem das pistas da fala, ao invés de restituí-las.

Agnew (1999) cita as formas utilizadas para melhorar a situação de ouvir, como a utilização de AASI com banda ampla, adaptação biaural, algoritmos, microfones direcionais, variação das características da compressão, entre outros.

2.4.1. Estratégias clínicas para redução de ruído

Schum (1996) comenta que foram elaboradas algumas estratégias clínicas para tentar amenizar o problema do entendimento da fala no ruído, como a redução da amplificação de baixa frequência, aumento da saída máxima do AASI e amplificação biaural:

Redução da amplificação de baixa frequência: A utilização dessa estratégia é justificada porque uma grande quantidade de ruído ambiental está distribuída na região de baixa frequência e os indivíduos com deficiência auditiva mostram um excesso de efeito de *upward spread of masking*. Como consequência, a redução da amplificação de baixa frequência reduz também esse efeito.

Aumento da saída máxima do AASI: Com essa estratégia pode-se evitar que os picos da fala sejam cortados e que o som se apresente distorcido. A desvantagem é que, dependendo do nível de desconforto do usuário de AASI ao som, ela pode requerer ajuste freqüente no controle de volume, para evitar desconforto.

Amplificação biaural: O ouvido com funcionamento biaural normal fornece ao indivíduo uma vantagem, por causa do efeito *squelch* biaural. As pesquisas comprovam as vantagens significativas da amplificação biaural sobre a monoaural, apresentadas pelos indivíduos deficientes auditivos.

2.4.2. Abordagens para a redução de ruído

Ferrari (1999) cita que as abordagens mais utilizadas para obter a melhora da inteligibilidade da fala com ruído competitivo incluem abordagens não adaptativas e adaptativas.

ABORDAGENS NÃO ADAPATATIVAS

Preves (1990) comenta que nas abordagens não adaptativas, a melhora da relação S/R é realizada por meio da redução da amplificação das baixas frequências, porém o desempenho básico do AASI não é modificado. Como exemplos de sistemas que utilizam essa abordagem, cita o microfone direcional ou arranjos de microfones, filtragem passa-alta e extensão da resposta de frequência para as frequências altas.

Microfone direcional

Os microfones direcionais estão disponíveis comercialmente desde 1972, com duas entradas de som; uma de frente e outra de trás, divididas por um diafragma. O sensor do diafragma traduz a diferença na pressão aérea entre as duas cavidades,

fornecendo um sinal elétrico de saída. É necessário um tempo de atraso para garantir que a onda sonora de ambas as entradas alcance o diafragma ao mesmo tempo (Valente et al, 1999).

Segundo Fabry (1998), os microfones direcionais e múltiplos microfones fornecem grande benefício aos indivíduos deficientes auditivos, para as situações de comunicação no ruído, estando disponíveis em AASI digitais e analógicos.

Lurquin e Rafhay (1996) compararam o desempenho da inteligibilidade de 50% da fala no ruído, de ouvintes normais e deficientes auditivos de grau leve a moderado. Os resultados revelaram que os indivíduos com audição normal apresentaram uma relação sinal/ruído de $-12,2$ dB e o grupo de deficientes auditivos, de $-4,8$ dB. Quando compararam os deficientes auditivos com AASI e sem AASI convencionais, obtiveram $-4,8$ dB para a situação sem AASI e $-4,9$ dB para a situação com AASI. Compararam o desempenho dos indivíduos deficientes auditivos usando AASI com e sem múltiplos microfones e verificaram um aumento significativo de $6,6$ dB com o uso de múltiplos microfones. Compararam também o desempenho dos indivíduos com audição normal e dos deficientes auditivos usando AASI com múltiplos microfones e encontraram uma relação sinal/ruído de $-12,2$ dB para os indivíduos com audição normal e de $-11,6$ dB para aqueles que usavam AASI com múltiplos microfones.

Os autores concluíram que o avanço tecnológico proporciona melhoras contínuas para o AASI e que o uso de *chips* de alta tecnologia, nesses instrumentos, pode proporcionar o esclarecimento do problema da redução da seletividade de frequência coclear.

Valente et al (1998) verificaram que o AASI com sistema de processamento do sinal digital e microfone omnidirecional favorece a relação S/R em 2 dB. Porém, o mesmo AASI, com microfone direcional, aumenta a vantagem para aproximadamente 8 dB, nas situações mais difíceis de audição, fornecendo uma relação S/R de -7 dB e representando uma diferença significativa.

Segundo Schum (1996) e Wolf et al (1999), o microfone direcional é designado por ser mais eficiente quando a fala desejada está na frente do indivíduo e o ruído não desejável é proveniente do lado do indivíduo, demonstrando fornecer 10 dB de redução no nível de intensidade do ruído, para determinadas regiões de frequência do som, nas situações ótimas de audição, mas o seu efeito é reduzido nas situações com reverberação, ou quando o ruído é proveniente de algum outro ângulo.

Arlinger (1997) e Wolf et al (1999) citaram que é fato comprovado que os microfones direcionais proporcionam um método efetivo e confiável para reduzir o nível de ruído ambiental, melhorando a inteligibilidade da fala na presença do ruído, uma vez que aumentam a relação S/R.

Valente et al (1999) informaram que em numerosos estudos observam-se relatos da efetividade do microfone direcional, em comparação ao microfone omnidirecional, com vantagens de 2 a 4, dB na relação S/R para o microfone direcional. Estudos realizados mostram que a vantagem do microfone direcional aumenta quando a situação de audição torna-se mais difícil. Finalmente, outros estudos registram a preferência pelo microfone direcional, comparado ao omnidirecional, em situações de ruído e pelo omnidirecional, nas situações menos competitivas ou no silêncio.

Filtragem passa-alta

De acordo com Ferrari (1999), há duas lógicas subjacentes à redução do ganho acústico nas frequências baixas, para melhorar o reconhecimento da fala na presença de ruído competitivo; a primeira é que frequentemente o ruído apresenta predominância de energia de baixa frequência, sendo que a redução do ganho acústico, nessa região, proporciona melhora na relação sinal/ruído e a outra lógica é que a redução do ganho acústico, nas frequências baixas, pode diminuir o *upward spread of masking*. Porém, para essas duas lógicas, existem limitações. Uma das limitações é que as frequências baixas também podem conter informações de fala e a outra é que nem sempre o espectro do ruído apresenta componentes de baixa frequência.

De acordo com Preves (1990), a utilização da filtragem passa-alta inclui a escolha de uma resposta de corte de frequência baixa para o microfone e amplificador e o aumento no tamanho do orifício da ventilação o que torna a quantidade de atenuação nas frequências baixas e a fixação da quantidade de atenuação, variáveis.

Em alguns AASI, existe uma chave comutadora externa, acessível ao usuário, que permite atenuação adicional da região das baixas frequências, por meio da manipulação na resposta de frequência, conforme a acústica ambiental (Humes et al, 1997).

Os autores Cook et al (1997) avaliaram o desempenho de reconhecimento de monossílabos com ênfase em alta frequência e sentenças (HINT) com ruído de baixa frequência e outro ruído com espectro da fala, em 4 indivíduos audiologicamente

normais e em 8 indivíduos com deficiência auditiva neurossensorial, com configuração audiométrica descendente de grau leve a severo, utilizando 3 AASI e aplicando diferentes atenuações do ganho acústico nas baixas frequências: o ganho acústico do primeiro AASI era igual a 1/3 do limiar auditivo do indivíduo, para cada frequência, representando uma resposta de frequência linear; o segundo AASI apresentava redução no ganho, para baixa frequência, de 10 dB/oitava e, finalmente, o terceiro AASI apresentava corte na frequência de 800Hz a 1660 Hz .Os resultados encontrados mostraram melhora no reconhecimento da fala, com redução do ganho acústico para baixas frequências, unicamente com o ruído competitivo de baixa frequência. Não observaram correlação entre os resultados de mascaramento e a melhora no reconhecimento da fala, com a redução do ganho nas baixas frequências.

Extensão da resposta de frequência para alta frequência

A importância da utilização da extensão da resposta de frequência para alta frequência é que pistas acústicas do sinal da fala, como as consoantes, concentram-se nessa região de frequência. Além disso, na presença de deficiência auditiva neurossensorial, é nessa região de frequência que encontramos os limites de audição normalmente mais afetados, segundo Ferrari (1999).

Para Killion (1993), utilizar a extensão da resposta do AASI para as frequências altas, sem que haja a diminuição da distorção intermodular dessas frequências, proporciona uma qualidade sonora desagradável, nas situações em que os sons de entrada possuam um nível de intensidade mais forte, como, por exemplo, em ambientes ruidosos, o que não melhora o entendimento da fala.

Schum (1996) cita que fornecer uma ampla extensão da resposta de frequência, especialmente em direção à região de alta frequência, auxilia na percepção da fala.

ABORDAGENS ADAPTATIVAS

Processamento Automático do Sinal (ASP)

Nas abordagens adaptativas, a função de processamento altera o desempenho do AASI, conforme as modificações de frequência e/ou intensidade dos sinais de entrada. Exemplos de abordagens adaptativas são os circuitos de *Automatic Signal Processing* (ASP) - Processamento Automático do Sinal, que têm sido incorporados aos AASI analógicos monocanais e híbridos multicanais, segundo Humes et al (1997).

De acordo com Schum (1996), por volta dos anos 80 foi introduzida a tecnologia de ASP, que reduz a amplificação de baixa frequência quando o sinal de entrada aumenta em intensidade. Dessa forma, muitos ruídos ambientais de baixa frequência são eliminados, assim como o *upward spread of masking*. Esse circuito é também conhecido como resposta de frequência adaptativa, ou *circuito Bass Increases at Low Levels* (BILL).- Aumento de Frequência Baixa em Níveis Fracos.

Agnew (1999) explicou que o circuito ASP foi desenvolvido como uma tentativa de utilizar as diferenças espectrais entre o som desejável e o não-desejável, pois a redução em baixa frequência possibilita a diminuição *do upward spread of masking* e, conseqüentemente, melhora a inteligibilidade da fala. Entretanto, essa estratégia

consegue unicamente proporcionar conforto auditivo e diminuição do esforço para ouvir.

Nas abordagens adaptativas, os circuitos podem ser classificados, segundo a resposta de frequência, como *Fixed Frequency Response* (FFR), quando apresentam a resposta de frequência fixa, ou *Level Dependent Frequency Response* (LDFR), quando apresentam resposta de frequência dependente do nível de entrada do som (Ferrari, 1999).

Segundo Preves (1990), o processamento automático do sinal (LDFR) caracteriza-se pela habilidade de se adaptar ao ambiente pela alteração dos parâmetros eletroacústicos, em função do sinal de entrada. Exemplos desse tipo de sistema são os circuitos *Bass Increases at Low Levels* (BILL) - Aumento de Frequência Baixas em Níveis Fracos, *Treble Increases at Low Levels* (TILL) - Aumento das Frequência Altas em Níveis Fracos ou *Programmable Increases at low Levels* (PILL)- Aumento Programável em Níveis Fracos.

Como circuitos que apresentam resposta de frequência fixa, registram-se os sistemas de compressão ou Automatic Gain Control - Controle Automático de Ganho (AGC). No sistema de AGC de um canal, ocorre a redução da amplificação em toda a faixa de frequência e o indivíduo pode não receber ganho suficiente na região de frequência aguda, prejudicando a percepção da fala (Blasca, 1994).

De acordo com os autores Tyler e Kuk (1989), os sistemas de compressão também podem ser utilizados como proposta para a redução do ruído, além de atuarem

como sistemas de proteção contra a superamplificação. A compressão de banda larga, com tempo de ataque e de recuperação fixos, relaciona-se com a redução da distorção para os níveis elevados de intensidade do sinal de entrada. Nos AASI que utilizam como limitadores de saída o corte de pico, a fala pode resultar em corte nos níveis de maiores energia proporcionando distorção e prejudicando a compreensão da fala. Já nos AASIs que utilizam o sistema de compressão isso pode ser evitado.

A compressão multicanal assegura um acionamento de forma independente, na região de frequência desejada, de acordo com a necessidade audiológica do indivíduo, sem alterar o ganho acústico das outras regiões de frequência (Tyler e Kuk,1989).

Schum (1990) avaliou vários tipos de sistemas de redução de ruído, concluindo que a compressão multicanal, utilizada na tecnologia digital, mostrou-se superior à compressão monocanal do sistema analógico.

Moore (1996) notou que os ouvidos normais apresentam 35 bandas de frequência que processam a informação, enquanto que os indivíduos com deficiência auditiva apresentam os ouvidos prejudicados acusticamente em aproximadamente 10 bandas, o que significa que um menor número de bandas realiza a tarefa de processar a informação. De acordo com o autor, se o AASI apresentar menos que 10 bandas, ele será pouco eficiente para reduzir o efeito do mascaramento do ruído competitivo.

Gordo (1998) informou que Killion desenvolveu um circuito conhecido como K-amp, o qual amplifica mais os sons menos intensos (relacionados à fala), tornando-os mais audíveis, em comparação aos mais intensos (relacionados ao ruído). O objetivo

desse circuito é assegurar uma melhora da inteligibilidade da fala com ruído competitivo.

Segundo Schum (1996), com o amplificador K-Amp, a resposta de frequência do AASI altera-se de acordo com os diferentes níveis de intensidade de entrada do som e para um nível de intensidade suave de entrada, o amplificador fornece uma significativa quantidade de ganho acústico em alta frequência. Já com o aumento do nível de entrada, o amplificador fornece uma ampla resposta de frequência, com diminuição do ganho acústico. Esse amplificador fornece um ganho acústico acima da frequência de 4 kHz, melhorando a percepção das altas frequências e o desempenho do indivíduo no ambiente com ruído.

Van Tassel et al (1988) avaliaram o limiar de reconhecimento da fala utilizando palavras monossílabas e espondaicas, em 10 indivíduos que utilizavam um AASI que incorporava o redutor de ruído Zeta Noise Blocker (ZNB). Os ruídos empregados foram o de espectro da fala e o de baixa frequência, apresentados nos níveis de 69 e 79 dBNPS. Para palavras espondaicas, apresentadas com o ruído com espectro da fala, observaram benefício para 3 indivíduos, no nível de apresentação de 69 dBNPS, mas não foi encontrado benefício para o nível de apresentação de 79 dBNPS. Com palavras monossílabas, apresentadas na presença de ruído com espectro da fala, não foi observado benefício no nível de 69 dBNPS e benefício para um indivíduo no nível de 79 dBNPS, porém quando o ruído de baixa frequência era apresentado junto com monossílabos, foi observado o benefício para um indivíduo no nível de 69 dBNPS e para dois, no nível de 79 dBNPS. Os autores concluíram que a redução do ganho

acústico nas frequências baixas não pode aumentar a relação S/R, pois fala e ruído estariam sendo atenuados na mesma proporção.

Os autores Tyler e Kuk (1989) avaliaram o desempenho de dezesseis indivíduos deficientes auditivos, no reconhecimento de consoantes, utilizando sete tipos de AASI que possuíssem algum tipo de supressão do ruído (compressão de amplitude, circuito (ZNB) e circuito do tipo ASP - BILL). Como resultado, os autores encontraram que apenas alguns se beneficiaram do supressor de ruído e que, em muitos casos, o desempenho com o supressor de ruído foi pior.

Torna-se difícil formar um conceito coerente dos benefícios produzidos pelos AASI com supressores de ruído, do tipo de circuito ASP, pois os estudos apresentam resultados conflitantes: existem diferenças entre os AASI experimentais e as implementações com finalidades comerciais desses circuitos; há dificuldade na comparação dos diferentes estudos, devido às diversas avaliações realizadas e, finalmente, existem diferentes estímulos de fala e ruído utilizados nos estudos.

Schum (1990) realizou um estudo com 16 indivíduos idosos, possuidores de deficiência auditiva do tipo neurossensorial simétrica, com o objetivo de comparar os efeitos de 4 AASI que apresentavam duas técnicas tradicionais (microfone direcional e ênfase para alta frequência) e duas técnicas recentemente introduzidas (circuito ZNB e circuito ASP), comparadas à amplificação linear para reconhecimento de palavras monossilábicas. Utilizou listas de palavras monossílabas, apresentadas no nível de intensidade de 67 dBNPS, a 0 grau azimute e o ruído tipo cafeteria, a 180 graus azimute, apresentado em campo livre. Os resultados confirmam que a técnica ênfase para alta frequência propiciou o melhor desempenho e a condição linear, o pior. As

técnicas foram estatisticamente equivalentes entre elas e significativamente diferentes para a condição linear.

Neste estudo, o autor ressalta que o desempenho variou muito de estratégia para estratégia entre os indivíduos, sendo que para alguns houve uma técnica de redução superior e para outros, não.

Humes et al (1997) realizaram um estudo avaliando 110 indivíduos, agrupados segundo o grau da deficiência auditiva e adaptados com um AASI com circuito linear e outro AASI que incorporava o circuito tipo BILL, alternando os circuitos por meio de teste de percepção da fala de escolha “cega”, com ruído competitivo (cafeteria e *babble*-ruído de fala), nas relações S/R +5 e +10 dB, sendo que a apresentação da fala foi de 60 e 75 dBNPS. A fala e o ruído foram apresentados em um único alto-falante, a zero azimute e um metro de distância. Também realizaram a aplicação de questionários de auto-avaliação. Os resultados revelaram não haver diferença estatisticamente significativa entre o desempenho dos indivíduos com o processamento linear e o tipo BILL.

Verschuure et al (1996) avaliaram os efeitos do AGC convencional e do circuito K-Amp – tipo TILL, sobre o sinal de fala, por meio da comparação das modulações da saída com as modulações da entradas de tais sistemas, utilizando um método teórico para descrever o comportamento dinâmico desses sistemas. Concluíram que o AGC convencional, geralmente é muito lento para afetar o sinal de fala, excetuando-se o padrão de entonação. O circuito K-Amp comprime as diferenças entre palavras e sílabas, mas não entre fonemas, não melhorando a percepção das consoantes e nem melhorando a inteligibilidade da fala.

Scharlach (1998) realizou um estudo, no qual obteve os limiares de reconhecimento de sentenças no ruído (LRSR), de 27 indivíduos usuários de AASI, sendo que 15 utilizavam AASI com circuito K-Amp e 12, circuito de limitação por compressão, por meio do questionário de auto-avaliação (APHAB) Abbreviated Profile of Hearing Aid Benefit. Os resultados indicaram que não houve diferença significativa entre as relações S/R, nas quais foram obtidos o LRSR, para os dois sistemas. No geral, houve melhora no LRSR com o uso dos AASI, em comparação com o sem AASI. O APHAB mostrou benefício do uso dos AASI tanto com o circuito K-Amp como o circuito limitação por compressão, em situações como nos ambientes com facilidade de comunicação, ambientes reverberantes e ambientes com ruído. Concluíram que o AASI auxilia os deficientes auditivos na habilidade de reconhecer a fala em lugares ruidosos.

MÚLTIPLA MEMÓRIA

A múltipla memória utilizada em alguns AASI, digitalmente programáveis e digitais, é outra estratégia para reduzir o ruído. Baseando-se nas necessidades auditivas do indivíduo, em virtude das variações da acústica ambiental, é inviável prover uma única resposta de frequência ideal para os diversos tipos de ambientes. Se o AASI apresentar várias memórias, torna-se possível armazenar distintas programações, sendo que o usuário selecionará a programação conforme seu ambiente acústico (Mangold et al, 1990).

Kuk (1992), em seu artigo, verificou que a possibilidade da escolha da memória mais adequada para cada situação foi responsável, sem dúvidas, pela melhora da percepção da fala no ruído.

Schum (1996) informa que a lógica para a utilização da múltipla memória é que esta pode proporcionar diferentes características eletroacústicas, como redução de baixa frequência, de acordo com o ambiente e o usuário ainda pode escolher a memória preferível, em diferentes situações auditivas.

Mangold et al (1990) avaliaram 14 indivíduos com deficiência auditiva neurossensorial de grau leve a moderado, por meio de teste de percepção da fala com sentenças na presença de ruído, utilizando seus AASI convencionais, um outro AASI de dois canais de compressão e oito memórias. Uma memória foi programada para a bobina telefônica e as outras, para o uso do microfone, divididas em “conforto”, “normal” e “fala no ruído”. Os resultados demonstraram um melhor desempenho para o AASI com múltipla memória, quando utilizaram a memória para “fala no ruído” e a preferência dos indivíduos pelo mesmo, em várias situações de vida diária.

Blasca (1994) comparou o desempenho obtido por 3 indivíduos deficientes auditivos adultos, utilizando seu próprio AASI analógico e as programações 1 e 2 de um AASI digitalmente programável multicanal. Como avaliação subjetiva, foi empregado o teste de reconhecimento de monossílabos, dissílabos e sílabas sem sentido, na presença ou não de ruído competitivo do tipo de festa. Os melhores desempenhos foram obtidos com o AASI digitalmente programável, sendo a programação 1 a mais indicada para ambientes silenciosos e a programação 2, para ambientes ruidosos. Segundo a autora,

esses resultados relacionam-se à possibilidade de programação para diversos ambientes sonoros e melhora na qualidade sonora, acarretando maior satisfação do usuário.

2.4.3. Perspectivas para a redução do ruído na tecnologia digital

Fabry (1998) cita que a redução de ruído na tecnologia digital proporciona muitas vantagens sobre a tecnologia analógica, incluindo a possibilidade do uso da magnitude e fase do som para separação da fala e ruído. O problema é que a fala pode se comportar como sinal e como ruído, portanto, é um mito afirmar que a tecnologia digital resolve o problema de compreender a fala no ambiente ruidoso.

Complementa, informando que é possível que os algoritmos (presentes nos AASI com tecnologia digital) de redução do ruído interpretem a fala próxima como sinal e as outras distantes, como ruído, porém esta não é sempre a realidade de uma situação de comunicação.

Fabry (1998) concorda com Arlinger (1997), enfatizando que no processamento digital do sinal, os algoritmos sofisticados foram projetados para identificar padrões de fala e não-fala, apesar desse desafio não ser fácil de alcançar, pois na maioria das situações, a própria fala é o ruído e não se pode esperar que o AASI saiba distinguir o que se quer ou não ouvir.

Sweetow (1998) declarou que a estratégia de redução de ruído, utilizada nos AASI com tecnologia digital, não se restringe à diminuição no ganho acústico, em função do sinal de entrada, pois alguns destes sistemas utilizam a expansão espectral e

detecção da amplitude do sinal, mas seus algoritmos realizam a análise temporal para a detecção da fala e do ruído.

Knebel e Bentler (1998) compararam o benefício entre o AASI digital Senso, da Widex e o Digifocus, da Oticon, em 20 indivíduos adultos, deficientes auditivos, por meio de testes objetivos, como o ganho de inserção, nível de saturação e inteligibilidade de fala no ruído (*Speech In Noise Test (SIN)*), - *Hearing In Noise Test (HINT)* e o *CUNY Sentence Test*), testes subjetivos como o *The Categorical Rating Scale*, os questionários de auto – avaliação (*Abbreviated Profile of Hearing Aid Benefit (APHAB)*), *the Attitudes Towardas Loss of Hearing Questionnaire (ALHQ)*, o *The Glasgow Benefit Inventory (GBI)* e outro desenvolvido pelos autores. Os resultados da avaliação objetiva mostraram que no ganho de inserção, o Digifocus foi melhor para as altas frequências. Já no *HINT*, o AASI Senso apresentou uma diferença inferior à da Digifocus de 8 dB. Não foi observada diferença significativa entre os aparelhos, nos testes objetivos *SIN* e *CUNY*, no subjetivo *The Categorical Rating Scale*, *ALHQ* e no desenvolvido pelos autores. Tais resultados permitiram concluir que o benefício recebido pelos indivíduos foi maior em ambiente silencioso do que no ruidoso e isto não difere do encontrado na tecnologia analógica, apesar da tecnologia digital empregada.

Gordo (1998) comparou o benefício em 2 grupos de indivíduos, onde 15 indivíduos utilizaram um AASI analógico com circuito K-amp e 10 indivíduos utilizaram o AASI digital Senso, usando medidas objetivas, como o ganho funcional e a pesquisa da relação S/R, para obtenção do limiar de reconhecimento de sentenças propostas por Costa (1997), bem como medidas subjetivas, como o questionário de auto-avaliação *Abbreviate Profile of Hearing Aid Benefit (APHAB)*. Os resultados não

mostraram diferenças significativas entre o benefício obtido pelos usuários de ambos os AASI, com relação ao reconhecimento da fala e o questionário de auto-avaliação. Porém, na medida do ganho funcional, o AASI com tecnologia digital apresentou melhor desempenho, proporcionando maior ganho acústico para as altas frequências.

Agnew (1999) enfatizou que há vários ambientes ruidosos, cada um apresentando diferentes problemas de compreender a fala e que a tecnologia digital não consegue resolver o problema de separar a fala do ambiente ruidoso, porque o tipo de ruído é também diferente. Acrescenta que o AASI pode ser capaz de identificar a fala desejada, ao mesmo tempo que suprime o ruído, quando este é de múltiplos falantes. O problema maior é identificar e extrair um falante desejável em meio a muitos falantes, pois as vozes são similares em espectro e amplitude. O AASI ideal deve identificar as características individuais da fala de um falante desejado e distingui-lo de outros, tarefa facilmente realizada pelo sistema auditivo humano normal, mas que torna-se um problema para o AASI ou algoritmo de processamento.

Valente et al (1999) ressaltam que embora o processamento digital do sinal possa melhorar a flexibilidade da adaptação, as pesquisas não têm conseguido provar que somente o DSP pode melhorar o reconhecimento da fala, quando comparado ao processamento analógico do sinal. No futuro, essa perspectiva será obtida pela utilização de microfones direcionais e não somente pelo DSP, mas pela combinação das duas opções de tecnologia, podendo o indivíduo deficiente auditivo ouvir melhor que os indivíduos normais.

Ferrari (1999) comparou clinicamente o desempenho de 6 indivíduos adultos, com deficiência auditiva neurossensorial, com o AASI digital Senso, da Widex e um AASI digitalmente programável linear, com múltipla memória, realizando avaliações do crescimento da *loudness* e do reconhecimento da fala com dois tipos de ruído competitivo: um ruído branco e ruído de festa, nas condições de relação sinal/ruído +15, +10, +5 dB. Também utilizou o questionário de auto-avaliação (APHAB) como avaliação subjetiva. Como resultado, a autora encontrou que o AASI digital propiciou maior expansão da área dinâmica da audição e melhor reconhecimento da fala na presença dos dois tipos de ruído, em todas as relações S/R. Esses resultados foram significativamente menores quando o ruído competitivo era do tipo ruído de festa, ou seja, o ruído interferiu significativamente menos que o ruído branco. Como no questionário (APHAB), o AASI digital propiciou maiores benefícios, a autora pôde concluir que os AASIs digitais, em virtude do processamento do sinal, podem propiciar benefício na percepção da fala no ruído e maior conforto auditivo.

Boymans e Dreschler (2000) mediram os efeitos de um AASI digital sobre o reconhecimento ou recepção da fala no ruído, por meio de dois sistemas de redução de ruído: redução ativa, por meio de um sistema de processamento de fala (SSP) e microfone direcional, em 16 usuários de AASI. Para avaliar, utilizaram medidas de ganho de inserção, medidas com escala de intensidade, testes de reconhecimento de fala com ruído competitivo (ruído de baixa frequência e ruído de festa) e questionários de auto-avaliação. Constataram um efeito positivo, porém modesto, do SSP, no reconhecimento da fala, mas que para o questionário de auto-avaliação foi significativo. Os melhores resultados encontrados foram no reconhecimento da fala e no questionário de auto-avaliação com o uso do microfone direcional.

Os autores também observaram que a combinação dos dois supressores de ruído não propiciou benefícios adicionais.

Na seqüência, serão apresentados alguns modelos de AASI digitais e a maneira como realizam a redução de ruído.

Senso (Widex)

Sweetow (1998) comentou que o AASI digital Senso, da empresa *Widex*, introduzido no mercado em 1995, apresenta-se com sistema de plataforma fechada, com três canais de compressão e três bandas de frequência e realiza a identificação e diferenciação do sons da fala e de sons ambientais por meio da análise estatística. O DSP detecta, nas 3 bandas de frequência, a distribuição dos componentes da fala e do ruído do sinal de entrada, nas três bandas de frequência definidas como baixa, média e alta. Posteriormente, analisa estatisticamente a amplitude, o espectro e o desenho de modulação, verificando qual predomina em cada uma das bandas, para então aumentar ou diminuir o ganho acústico.

Diva (Widex)

O AASI digital Diva, da empresa *Widex* introduzido no mercado no ano de 2001, apresenta-se com sistema de plataforma fechada com 15 bandas de frequência e 15 canais de compressão um sistema de redução de ruído e intensificação da fala como objetivo de realçar a fala e reduzir o ruído. A redução do ruído do Diva aproveita as diferenças espectrais e temporais entre a fala e o ruído. O sistema de intensificação da

fala faz parte do sistema de redução de ruídos, aumentando a compreensão da fala em ambientes ruidosos (Widex s.d.).

Danalogic (Danavox)

O Analogic é o AASI da empresa Danavox, o qual foi introduzido no mercado no ano de 1998, com sistema de plataforma aberta e com 14 bandas de frequência. Esse AASI realiza a redução do ruído ambiental por meio do algoritmo que analisa o sinal de entrada, verificando através do grau de modulação se o sinal de uma determinada banda é fala ou ruído. Nas bandas que apresentam amplitude de modulação da fala, a amplificação ocorre em sua totalidade, mas nas outras, que contêm ruído, ocorre atenuação do ganho acústicos, sendo atenuação leve (-3dB), média (-5dB) e forte (-7dB) (Danavox s.d.).

Canta (Danavox)

O AASI digital Canta da Danavox foi introduzido no mercado no ano de 2001, com sistema de plataforma aberta e com 14 canais de frequência, sendo que apresenta um algoritmo de redução de ruído, o qual analisa a envoltória do sinal de entrada em todos os canais. Se características de ruído forem detectadas o ganho acústico é atenuado em três proporções: atenuação leve (-5dB), atenuação média (-7dB) ou atenuação forte (-10dB) (Danavox 2001).

D 72 (Philips)

O aparelho de amplificação sonora digital D 72, da empresa *Philips*, foi inicialmente comercializado no ano de 1997, propondo a tecnologia de sistema de plataforma aberta, com quatro memórias e quatro algoritmos, sendo dois ideais para ouvir a fala em ambientes ruidosos (*Comfort 200* e *Clarity 300*) e os outros dois (*Fidelity* e *Equaliser*) com o objetivo de melhorar a qualidade sonora (*Philips s.d.*).

Spice Line (Philips)

Uma outra opção que a *Philips* oferece, em termos de tecnologia digital, mas com plataforma fechada, é a linha *Space Line*, a qual possui um recurso específico para a redução de ruídos suaves dentro do seu algoritmo. Os ruídos, como os de ar-condicionado, computador, ventilador e outros, têm a amplificação suprimida, sem propiciar exagero na amplificação de sons desprezíveis para a comunicação, o que pode gerar, além de desconforto auditivo, uma piora na percepção de sons de fala, nesse tipo de ambiente. O objetivo, na verdade, é reduzir a amplificação de sons de intensidade mais suave (ex.: 40 dBSPL), de forma que não atrapalhem a comunicação em ambientes que apresentem esses tipos de ruídos (*Philips s.d.*).

Prisma (Siemens)

O AASI *Prisma*, do fabricante *Siemens*, foi lançado no mercado no ano de 1998 e está disponível nos modelos retroauricular, intra-auricular, intracanal e microcanal, com área de adaptação que atende perdas auditivas de grau leve a profundo (*Siemens 1998*).

Este AASI apresenta parâmetros eletrocústicos, como: sistema de plataforma fechada com duas programações, sendo a programação 1 (P1) recomendada para ambientes silenciosos e a programação 2 (P2), para ambientes ruidosos; quatro canais de compressão, com vários tipos de compressão; quatro bandas de frequência; algoritmo para identificação da fala na presença de ruído competitivo, o qual atua nas quatro bandas de frequência, denominado *Speech Sensitive Processing* (SSP); controle de realimentação acústica e sistema com dois microfones (omnidirecional e direcional). Esse AASI propõe adaptação automática para sons de diferentes níveis, bem como menor distorção na amplificação dos sons, menor ruído interno do microfone e controle de volume automático (*Siemens 1998*).

Os ajustes nos parâmetros eletroacústicos podem ser realizados independentemente, em banda de frequência, possibilitando o inter-relacionamento desses parâmetros e os canais de compressão (*Siemens 1998*).

O *Prisma* realiza a conversão analógica para digital, por meio do conversor sigma/delta, com resolução de 23 bits. O sinal digitalizado é enviado ao processador DSP, no qual ocorre a separação dele em quatro canais de frequência, sendo que o som é analisado e processado independentemente em cada um desses canais. As frequências delimitam as bandas que podem ser alteradas pelo audiolologista, de acordo com as necessidades audiológicas do usuário (*Siemens 1998*).

A explicação descrita a seguir, sobre a estratégia de redução de ruído, realizada pelo algoritmo SSP presente no AASI *Prisma*, baseou-se em Powers et al (1999).

Um sinal senoidal (figura 1a) é quando a máxima da senóide apresenta a mesma amplitude durante todo o tempo. Quando a máxima da senóide varia sobre o tempo, o

sinal resultante é denominado sinal modulado (figura 1b). A curva formada pelos pontos máximos do sinal modulado é conhecida como envoltória. A envoltória é um traço característico dos sinais, que pode ser utilizado nos instrumentos auditivos, para realizar várias tarefas.

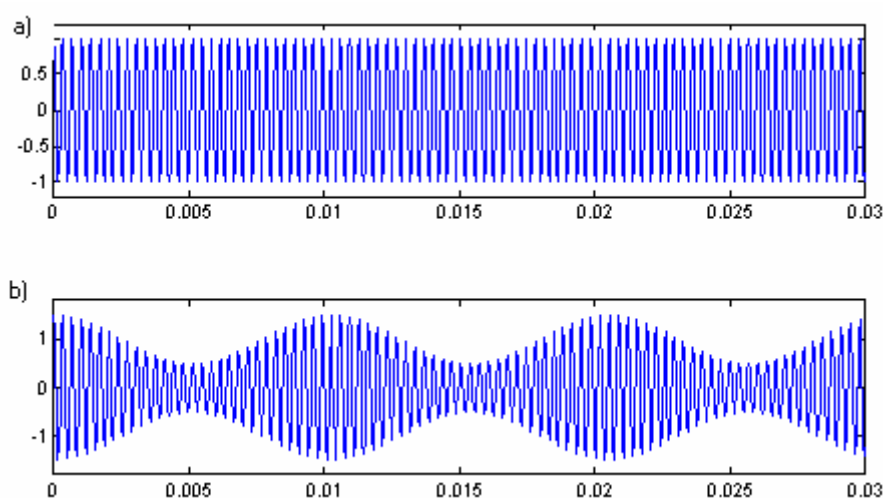


Figura 1a - Apresentação do sinal senoidal, onde a máxima da senóide possui a mesma amplitude durante todo o tempo

Figura 1b - Apresentação do sinal modulado, onde a máxima da senóide varia sobre o tempo

A envoltória fornece a frequência e a profundidade de modulação do sinal. A frequência de modulação denota o quanto a amplitude do sinal da fala varia com o tempo (velocidade da modulação), sendo menor que a frequência do sinal e a profundidade de modulação, a qual relaciona os máximos e mínimos da envoltória.

A figura que ilustra a profundidade de modulação e a modulação de frequência do sinal é denominada de espectro de modulação. A figura 2b mostra o espectro de modulação de fala.

A fala denota uma grande profundidade de modulação, porque a envoltória tem valor mínimo durante as pausas da fala. Pode-se visualizar que a maior concentração de modulação apresenta-se nas frequências de 3 a 4 Hz.

A fala pode ser descrita com relação à sua estrutura temporal, ou sua distribuição de frequência no espectro. Tipicamente, o espectro de fala mostra os componentes das frequências entre 100 Hz e 8 kHz e uma envoltória, determinada pelos fonemas, sílabas, palavras e sentenças, com maior energia na faixa de 4 kHz. A envoltória da fala apresenta um comportamento temporal característico, independentemente da língua falada ou do falante.

O espectro de modulação da fala e do ruído são distintamente diferentes, como pode ser observado nas figuras 2(a) e 2(b). O sinal de ruído também é composto de um grande número de frequências e sua envoltória concentra maior energia na faixa de 30 a 60 Hz (figura 2a). Os espectros de modulação da fala (apresenta variações lentas e portanto não aparecem altas frequências de modulação no espectro) e do ruído (apresenta menos modulações, porém mais rápidas e, portanto, tendo sua máxima modulação em frequências altas) podem ser utilizados para diferenciar a fala do ruído.

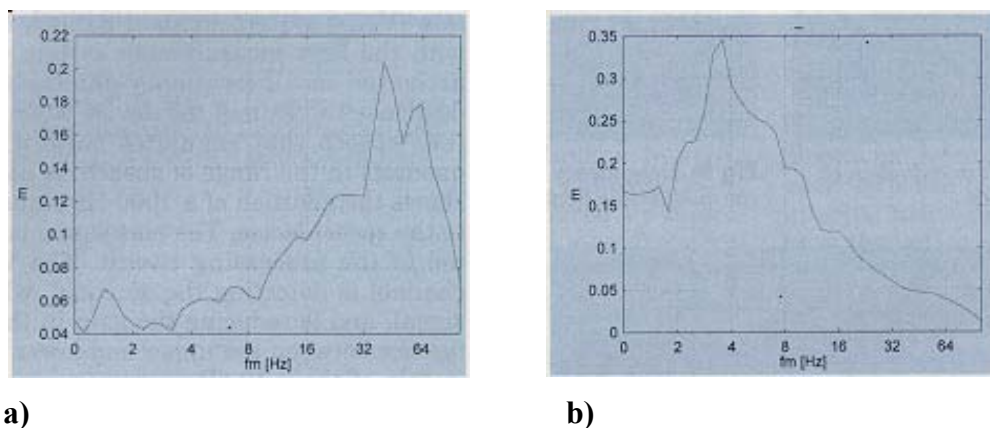


Figura 2a - Apresentação do espectro de modulação do ruído

Figura 2b - Apresentação do espectro de modulação da fala

A lógica de funcionamento do sistema SSP, presente no AASI *Prisma*, é analisar a envoltória do sinal de entrada em quatro bandas de frequência independentes. Se as frequências de modulação, características da fala, são detectadas, o ganho acústico é aumentado na proporção do referido grau da deficiência auditiva e, conseqüentemente, a fala é amplificada. Se as frequências de modulação, características da fala, não existirem no sinal, o ganho acústico naquele canal de frequência é reduzido automaticamente. Essa característica permite ao SSP atenuar os sinais que não sejam da fala, contidos no sinal de entrada. A redução do ganho acústico é maior para as frequências de modulação mais altas e profundidade de modulação mais baixa. A maior redução do ganho acústico é obtida para os sinais estacionários como os ruídos brancos.

O valor da redução do ganho acústico pode ser selecionado independentemente em cada canal de frequência e pode ser melhor ajustado para a posição média (redução de 5 dB) ou máxima (redução de 10 dB). Além disso, é possível desativar o algoritmo SSP nos 4 canais de frequência.

3 OBJETIVO.

O objetivo deste estudo foi avaliar clinicamente o desempenho dos indivíduos adultos com deficiência auditiva neurossensorial, com relação a percepção da fala, utilizando um aparelho de amplificação sonora individual digital com o algoritmo de redução de ruído denominado *Speech Sensitive Processing* (SSP) ativado, comparado à condição desativado, na presença de um ruído competitivo.

4 MATERIAL E MÉTODO.

As etapas da metodologia utilizada no presente estudo serão descritas a seguir, esclarecendo os critérios para a seleção dos indivíduos, as condições do ambiente de teste, os equipamentos usados, o método de calibração do ambiente de teste, o material de fala, o ruído competitivo empregado, o procedimento de avaliação do reconhecimento de fala no ruído e o método estatístico utilizado para a análise dos resultados.

Ressalta-se que um estudo piloto deste trabalho foi apresentado previamente à Comissão Ética do curso de Pós-Graduação em Distúrbios da Comunicação Humana, obtendo parecer favorável para o seu desenvolvimento (anexo 1).

4.1. Material.

4.1.1. Casuística.

Os indivíduos que participaram deste estudo foram selecionados levando-se em consideração alguns critérios. Todos deveriam ser portadores de deficiência auditiva neurossensorial bilateral, adquirida no período pós-lingual, com graus leve, moderado ou leve a moderado, em ambos os ouvidos, com média dos limiares (500 Hertz (Hz), 1 quilohertz (kHz) e 2 kHz) de audibilidade aéreo entre 15 a 60 dBNA (nível de audição), seguindo a classificação proposta por Boothroyd (1989), não apresentarem flutuação desses limiares e não apresentarem recrutamento. Além disso, a perda auditiva deveria

ter configuração plana ou descendente, em ambos os ouvidos, podendo ser simétrica ou não, ou seja, perdas auditivas compatíveis com a extensão de adaptação do aparelho de amplificação sonora individual (AASI), utilizado no estudo (anexo 2).

O índice de reconhecimento de fala (IRF), tanto para monossílabos como para dissílabos, deve ser valores superior a 70% (anexo 3).

Optou-se, neste estudo, pela seleção de indivíduos adultos, na faixa etária de 20 a 64 anos, de acordo com as normas estabelecidas pela Organização Mundial da Saúde, que não tivessem experiência prévia na utilização do AASI, e também que não apresentassem problemas associados, como alterações nos processos cognitivos do tipo alteração de memória, atenção auditiva ou déficit intelectual.

Os indivíduos foram adaptados para o estudo com AASI biauralmente, tendo sido assegurado que seus moldes auriculares não apresentavam modificações acústicas para a atenuação ou ênfase em certas regiões de frequência, como a ventilação e o efeito corneta, para não ocasionar alteração dos resultados.

Assim, de acordo com os parâmetros estabelecidos, o grupo estudado foi composto por 32 indivíduos adultos, sendo 14 do sexo masculino e 18 do sexo feminino, na faixa etária de 21 a 64 anos (anexo 4). Todos eram pacientes regularmente matriculados no Centro de Atendimento aos Distúrbios da Audição, Linguagem e Visão (CEDALVI), do Hospital de Reabilitação de Anomalias Craniofaciais da Universidade de São Paulo (HRAC – USP), Campus – Bauru, onde os procedimentos foram realizados mediante autorização escrita do indivíduo, após a orientação sobre o objetivo da pesquisa (anexo 5).

4.1.2. Ambiente de teste.

Com relação ao ambiente de teste, no que se refere à programação e ao ajuste fino do AASI digital, utilizou-se uma sala convencional adequada. A pesquisa do limiar de reconhecimento de sentenças no ruído (LRSR), obtendo a relação sinal/ruído (S/R), aconteceu em campo livre, em uma cabina acústica, cujas dimensões eram de 3 metros (m) por 1,60 m, sem a presença de superfícies refletoras, tal como mostra a figura 3.

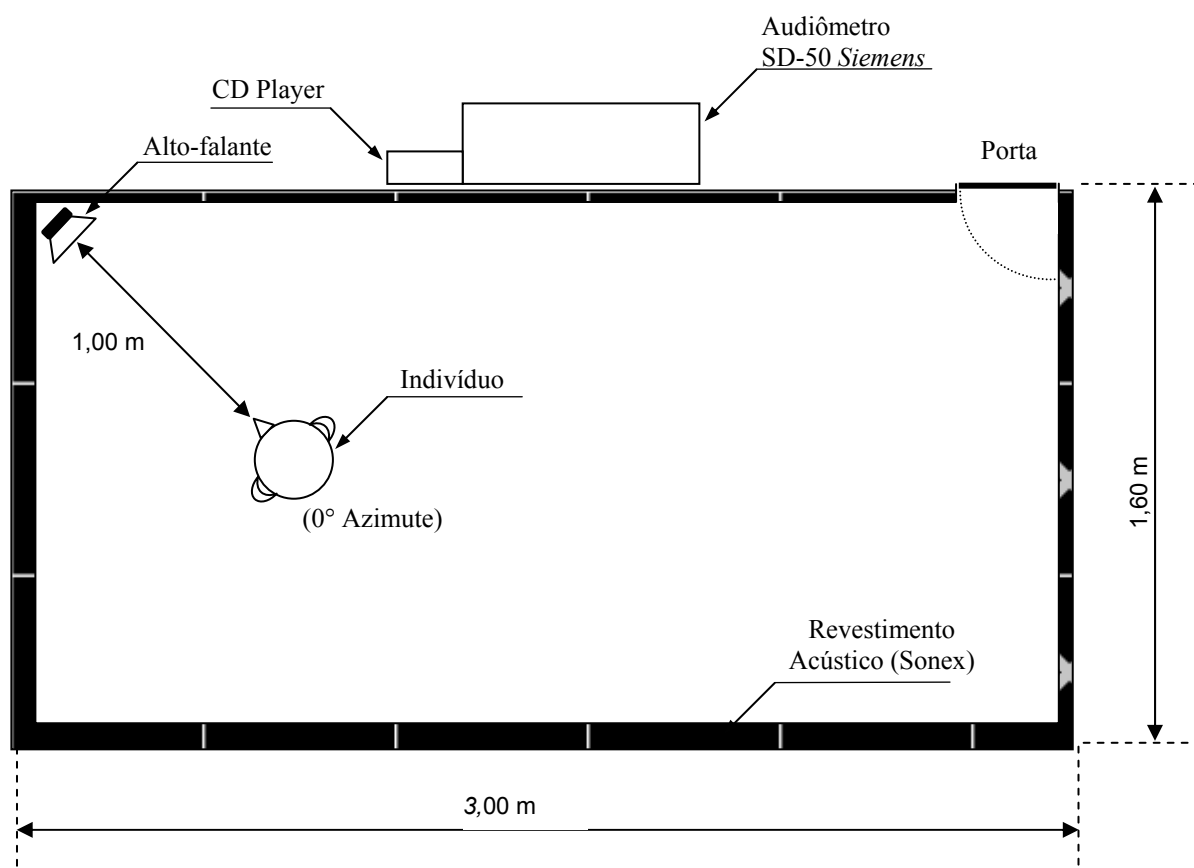


Figura 3 - Demonstração do ambiente de teste em que se realizou o procedimento da pesquisa do limiar de reconhecimento de sentenças no ruído (LRSR)

As condições acústicas da cabina atendem às normas estabelecidas pela American National Standards Institute, ANSI (1991).

4.1.3. Equipamento.

No presente estudo, foi utilizado o AASI digital modelo *Prisma HdO+* ®, da marca *Siemens*, tipo retroauricular. Esse AASI possui dois programas, sendo o programa 1 (P1) indicado para as situações de silêncio e o programa 2 (P2), para as situações com ruído competitivo (anexo 6).

Empregou-se um computador PC, marca *Energy* ®, conectado à interface, modelo *HI PRO* ® e para a programação do AASI Prisma, o programa *CONNEXX* ®, específico da empresa *Siemens*.

Utilizou-se o audiômetro modelo *SD 50*, da marca *Siemens* ®, composto de dois canais de entrada, sendo possível apresentar a fala e o ruído, controlando a intensidade desses estímulos independentemente. Conectados ao audiômetro, estavam o sistema *compact disc* digital audio (*CD player*), da marca *Sony* ®, modelo *S41*, o sistema de amplificação estereofônico *70 W RMS* e a caixa acústica (alto-falante), modelo *B-52 SF 500*, da marca Acústica Orlandi.

O *CD player* foi utilizado para a reprodução do *compact disc* (CD), intitulado *Lista de Sentenças em Português*, produzido por Costa (1997), que continha o material de fala e o ruído empregado no estudo.

Para a gravação do ruído contido no CD- *Lista de Sentenças em Português*, utilizou-se uma fita K-7, modelo MC-60 da marca *Sony* ® e, para sua reprodução, o minigravador portátil, modelo *RN-102*, da marca *Panasonic* ®.

Para medir o nível de pressão sonora dos estímulos (fala e ruído) que incidiam no ouvido do indivíduo e também para medir o nível de ruído de fundo no ambiente, utilizou-se o medidor do nível de pressão sonora, modelo *2260 B*, *Investigator* ®, com

microfone de 1/2 polegada e filtro de 1/3 de oitavas, modelo 4189, da marca *Brüel & Kjaer*®.

4.1.4. Calibração do ambiente de teste.

Realizou-se a calibração do audiômetro, para campo livre, de acordo com a norma do American National Standards Institute, ANSI (1996).

Como a fala e o ruído seriam apresentados em CD, foi necessário estabelecer um valor médio de referência do nível de fala e do ruído, o qual seria percebido pelo indivíduo avaliado, em campo livre.

Sabendo que a fala se comporta como um tipo de estímulo, com faixa dinâmica que oscila de 12 dB (decibels) acima a 18 dB abaixo da média, sendo 30 dB de diferença entre o som mais intenso e o menos intenso, foi necessário estabelecer um valor médio de referência, que representasse o nível de fala a ser percebido pelo indivíduo avaliado campo livre, a fim de que fossem obtidas medidas confiáveis no teste de percepção da fala.

Para a obtenção desse valor de referência, foram registrados os picos de maior amplitude de cada sentença da lista e, em seguida, calculada a média com esses valores.

Para monitorar e garantir que as mesmas condições de apresentação do material fossem mantidas, o medidor da unidade de volume foi ajustado na posição 0 e mantido em todos os procedimentos, usando, como referência, o tom puro de 1 kHz, presente em uma faixa do CD, intitulado *Lista de Sentenças em Português*.

Em seguida à calibração do campo para os estímulos de fala, realizou-se a mensuração do nível de pressão sonora do ruído nas diferentes listas, certificando-se de que este se mantém constante em todas as listas de sentenças.

Mediu-se o nível de pressão sonora (NPS) dos estímulos (fala e ruído) apresentados ao indivíduo, com o medidor do nível de pressão sonora posicionado em um tripé, no interior da cabina acústica, no local da avaliação, na posição que se presumia ser o ponto médio da localização entre os dois ouvidos do indivíduo, a zero grau azimuth, a um metro de distância e de frente para o alto-falante. Nesse procedimento, optou-se pelo uso da escala A, indicada na mensuração de ruídos contínuos e na determinação de valores extremos de ruídos intermitentes.

4.1.5. Material de fala e ruído competitivo.

O material de fala empregado neste estudo foram as listas de sentenças na língua portuguesa, propostas e elaboradas por Costa (1997). O material, que encontra-se comercialmente disponível, é constituído por 7 listas compostas por 10 sentenças afirmativas, curtas, foneticamente balanceadas, formadas por períodos simples e com conteúdo apropriado para adultos. O propósito da escolha desse material foi que as sentenças representam situações mais próximas às do dia-a-dia.

Optou-se, neste estudo, por empregar a lista 1A para treinamento do indivíduo e as listas 2B e 3B para obter LRSR, sendo a 2B aplicada para a condição em que o indivíduo utilizava o AASI com *Speech Sensitive Processing* (SSP) ativado e a lista 3B, para a condição em que o SSP não se encontrava ativado (anexo 7).

O ruído competitivo contido no CD foi elaborado também por Costa (1997), especificamente para ser apresentado adicionado às sentenças, tendo espectro compatível a estas e contendo energia na faixa de frequências de 33 a 6216 Hz, gerado a partir da filtragem de um ruído branco, com base no espectro da gravação das vozes de 12 pessoas falando a lista 1A. Esse ruído contínuo foi desenvolvido para eliminar

qualquer possível diferença entre o espectro de fala e do ruído, tornando-se efetivo para mascarar o sinal de fala (anexo 8).

As sentenças e o ruído foram gravados em estúdio profissional, em canais independentes, o que permitiu a reprodução simultânea dos dois estímulos e a possibilidade de ajustes dos níveis de apresentação da intensidade para cada sinal separadamente.

4.2. Método.

Primeiro momento: programação do AASI digital Prisma HdO+®.

Para o ajuste do AASI digital Prisma HdO+®, foram inseridos os limiares de audibilidade de ambos os ouvidos no software *CONNEXX*®, sendo realizada a programação automática, de acordo com o método de prescrição do *ganho Desired Signal Level Input/Output - DSL I/O* (anexo 9). Utilizou-se, neste estudo, somente o programa 1. É válido ressaltar que não foi utilizado o programa 2, indicado para ambientes ruidosos, pois outras estratégias para redução de ruído estavam presentes, como o microfone direcional e poderia não se ter domínio total sobre essas estratégias e prejudicar a avaliação do algoritmo de redução de ruído.

Em seguida à programação automática, o indivíduo foi orientado a julgar a qualidade sonora do AASI, no programa 1, no que se referia à intensidade e à qualidade sonora de sua própria voz e da voz da avaliadora. Também foi verificada a presença de desconforto para os sons de forte intensidade. Quando os indivíduos apresentavam alguma queixa, foi realizado o ajuste fino, por meio do programa de auxílio a adaptação, presente no *software CONNEXX*®. Esse procedimento foi realizado primeiro,

separadamente para os ouvidos direito e esquerdo e depois, simultaneamente, com ambos.

No que se relaciona ao supressor de ruído SSP, na condição em que este permaneceu ativado, os canais 1 e 4 encontravam-se na posição máxima (redução de 10 dB) e os canais 2 e 3, na posição média (redução de 5 dB), conforme sugestões do fabricante. Ressalta-se que foi utilizada a compressão curvilínea do tipo *dual slow*, em todos os canais de compressão, também seguindo as recomendações do fabricante. O tipo de microfone selecionado foi omnidirecional para todas as condições de teste. Na segunda condição de teste, o SSP permaneceu desativado em todos os 4 canais de frequência.

Todos os parâmetros eletroacústicos do AASI permaneceram idênticos para as duas condições, ou seja, quando o SSP encontrava-se ativado e quando o mesmo não estava ativado, a fim de avaliarmos exclusivamente o desempenho do algoritmo SSP.

Segundo momento: realização da pesquisa do limiar de reconhecimento de sentenças no ruído (LRSR), em campo livre.

Para a realização da pesquisa do LRSR, foram realizados os seguintes procedimentos:

- **Orientação:** a instrução do procedimento foi realizada pela avaliadora, de forma clara e pausada, para assegurar a compreensão da tarefa. O indivíduo foi orientado que lhe seriam apresentadas, concomitantemente, listas de sentenças e um ruído de fundo e que ele deveria repetir as sentenças logo após o término da locução das sentenças, da maneira como entendesse. Houve, então, a verificação quanto à perfeita compreensão da tarefa. Após a instrução, foi realizado o treinamento com a apresentação da lista 1A.

O indivíduo também foi orientado a permanecer imóvel e a não movimentar a cabeça durante o teste.

- **Posicionamento:** posicionou-se o indivíduo no meio da cabina acústica, a um metro de distância da fonte sonora (alto falante), localizada a zero grau azimute do indivíduo. Esse posicionamento reúne as maiores vantagens, sendo uma situação comum da vida diária, especificamente para o indivíduo deficiente auditivo, que aproveita as pistas de leitura orofacial.
- **Apresentação do ruído competitivo:** anteriormente à apresentação das sentenças, o indivíduo foi exposto, durante o tempo de 30 segundos (s), ao mesmo ruído empregado no estudo, gravado em uma fita K 7, para garantir que o algoritmo realizasse a análise espectral da onda sonora e se auto-ajustasse, permitindo que o SSP fosse ativado, já que esse algoritmo apresenta um tempo de ataque que varia de 8 a 12 s. Não houve intervalo entre o fim do ruído reproduzido pelo gravador e o início da apresentação do material de fala com o ruído competitivo.

Finalmente, quando todas as precauções foram tomadas, iniciou-se a pesquisa do limiar de reconhecimento de sentenças no ruído. Assim sendo, o material de fala e do ruído foi apresentado concomitantemente pelo alto-falante. Inicialmente, a primeira sentença e o ruído foram apresentados no nível de 65 decibels medidos na escala A (dBA), portanto, a relação S/R se estabeleceu em 0 dB e depois foi fixado o nível do ruído em 65 dBA, variando o nível de apresentação das sentenças. Utilizou-se, para esse procedimento, a estratégia proposta por Levitt e Rabiner (1967), denominada estratégia seqüencial, adaptativa ou ascendente-descendente.

Essa estratégia permite determinar o limiar de reconhecimento de fala, que é o nível necessário para identificar aproximadamente 50% dos estímulos de fala apresentados, em uma determinada relação S/R. A técnica constitui-se na apresentação

do primeiro estímulo de fala, em uma determinada relação S/R. Caso uma resposta correta seja obtida, ou seja, se o indivíduo reconhecer corretamente a palavra ou a sentença que lhe foi apresentada, o experimentador diminui a intensidade de apresentação do próximo estímulo. Porém, se a resposta for incorreta, o experimentador aumenta a intensidade do próximo estímulo, mantendo a intensidade do ruído constante. Esse procedimento é realizado até o término das sentenças.

Foi adotado um intervalo inicial de 4 dB até a mudança no tipo de resposta, quando então o mesmo foi alterado para 2 dB. Por exemplo, se a resposta à apresentação da primeira sentença foi correta, diminuíram-se 4 dB e apresentou-se a próxima sentença e se a resposta foi novamente correta, diminuíram-se novamente 4 dB. Porém, se a resposta foi incorreta, aumentaram-se 2 dB, passando-se a apresentar as próximas sentenças, com intervalos de 2 dB até o final da lista.

Quando as sentenças foram repetidas de forma completa, com o mesmo padrão fonológico, a resposta foi considerada correta. Por outro lado, quando o indivíduo não manteve esse padrão e repetia parcialmente a sentença, a resposta foi tida como incorreta.

O nível de apresentação de cada sentença foi anotado e ao final foi calculada a média com os valores do nível de apresentação das sentenças, em que houve mudança no tipo de resposta, obtendo-se, assim, o limiar de reconhecimento de sentenças no ruído. Em seguida, esse valor foi subtraído do valor da intensidade do nível de ruído (65 dBA), obtendo-se a relação S/R.

A mesma metodologia foi empregada na pesquisa do LRSR, para se obter a relação S/R dos indivíduos nas duas condições, ou seja, na condição em que o algoritmo SSP encontrava-se ativado e na condição em que não se encontrava ativado.

Para o registro das respostas foi elaborada uma ficha, contendo as informações a respeito da identificação do indivíduo, dados de avaliação audiológica, como os limiares audiométricos e o índice de reconhecimento de fala para ambos os ouvidos, bem como os resultados da relação S/R, obtidos nas condições com SSP ativado e desativado (anexo 10).

Não foi informado aos indivíduos o momento em que o supressor de ruído estava ativado, a fim de evitar qualquer influência no desempenho dos indivíduos no teste.

Com relação à ordem dos procedimentos da pesquisa do LRSR, para a obtenção da relação S/R, utilizou-se sempre a mesma seqüência de condições já mencionada, para todos os indivíduos, a fim de padronizar e controlar o teste, validando-o e tornando confiáveis os resultados obtidos.

Tanto o procedimento de programação do AASI digital, como o de realização da pesquisa do limiar de reconhecimento de sentenças no ruído (LRSR), foram realizados no mesmo dia, com duração aproximada de 1 hora e certificando-se que os indivíduos não apresentassem cansaço e mantivessem durante todo o procedimento, o mesmo desempenho.

4. 2. 1. Método estatístico.

Os valores encontrados com a pesquisa das relações S/R foram tratados estatisticamente, a fim de verificar se houve diferença significativa, para o grupo estudado, (32 indivíduos) entre a condição com AASI digital, no qual o algoritmo de redução de ruído *Speech Sensitive Processing* encontrava-se ativado e a condição onde este supressor não se encontrava ativado.

Os dados de estatística descritiva, incluindo média aritmética, mediana, desvio-padrão, valor máximo e valor mínimo, foram organizados em tabelas e gráficos, para melhor visualização.

Para a análise estatística, utilizou-se o teste de T *Student* para amostras pareadas, empregando a média como medida de tendência central (Curi 1998). O nível de significância utilizado no teste estatístico foi de 5% para teste monocaudal.

5 RESULTADOS.

Os resultados obtidos com indivíduos deficientes auditivos, no teste de percepção de fala, utilizando o procedimento de pesquisa da relação sinal/ruído (S/R), com o AASI digital e nas condições onde o algoritmo de redução de ruído *Speech Sensitive Processing* (SSP) encontrava-se ativado e desativado, são apresentados a seguir.

5.1. Apresentação dos valores da relação S/R, na condição com SSP ativado e na condição com SSP desativado

É válido ressaltar que a relação S/R é expressa em decibel (dB), com valor positivo ou negativo. O valor da relação S/R negativo significa que o nível de intensidade do ruído é superior ao nível de intensidade do sinal (fala), sendo esta uma situação desfavorável para o indivíduo deficiente auditivo reconhecer o material de fala.

O valor positivo da relação S/R significa que o nível de intensidade do ruído é inferior ao nível de intensidade do sinal (fala), estabelecendo uma situação mais favorável para o indivíduo reconhecer o material de fala.

A tabela 1 apresenta os valores da relação S/R (dB) dos 32 indivíduos deficientes auditivos, avaliados que utilizavam bilateralmente AASI digital com o SSP ativado e desativado.

Tabela 1 – Apresentação dos valores da relação S/R (dB) do grupo estudado, na condição com SSP ativado e com SSP desativado

INDIVÍDUOS	RELAÇÃO SINAL/RUÍDO (dB)	
	SSP ATIVADO	SSP DESATIVADO
01(*)	-6,0	-5,7
02(*)	-5,5	-4,0
03(*)	-13,0	-6,2
04(*)	-4,4	-2,6
05(*)	-10,0	-6,5
06(*)	-5,5	-2,0
07(*)	-1,7	-0,8
08(*)	-5,0	-4,4
09(**)	-2,6	-4,4
10(*)	-5,0	-3,1
11(**)	-1,7	-4,0
12(*)	-6,0	-4,4
13(*)	-4,4	-3,5
14(**)	-3,5	-4,0
15(*)	-8,8	-6,5
16(*)	-5,0	-3,5
17(**)	-4,0	-4,4
18(*)	-11,6	-4,0
19(*)	-6,5	-6,0
20(**)	-2,5	-3,5
21(***)	-1,7	-1,7
22(***)	+1,2	+1,2
23(*)	-5,5	-3,1
24(*)	-5,5	-4,8
25(*)	-1,3	+0,8
26(*)	-3,5	-2,6
27(*)	-3,1	-1,3
28(**)	-8,8	-9,4
29(*)	-10,0	-8,5
30(**)	-8,8	-9,3
31(**)	-7,9	-9,3
32(*)	-10,4	-9,7

Legenda: (*): Situação em que o indivíduo obteve o melhor desempenho na relação S/R, na condição onde o algoritmo de redução de ruído (SSP) apresentava-se ativado; (**): Situação em que o indivíduo não obteve o melhor desempenho na relação S/R, onde o algoritmo de redução de ruído (SSP) apresentava-se ativado; (***): Situação em que o desempenho do indivíduo na relação S/R foi idêntico para as situações onde o algoritmo de redução de ruído (SSP) ativado é comparado à situação desativado.

A tabela 2 revela a estatística descritiva aplicada aos valores da relação sinal/ruído, considerando a média, mediana, valor máximo, valor mínimo e o número de casos nas condições com SSP ativado, comparados à condição com SSP desativado, obtido no grupo estudado.

Tabela 2 –Estatística descritiva dos valores de relação S/R nas condições com SSP ativado e com SSP desativado para o grupo estudado, considerando a média, mediana, valor máximo, valor mínimo e o número de casos

Variável	Média	Desvio-Padrão	Mediana	Valor Máximo	Valor Mínimo	Número de Casos
Com SSP ativado	-5,6	3,31	-5,2	+1,2	-13,0	32
Com SSP desativado	-4,4	2,79	-4,0	+1,2	-9,7	32

Diferença de médias = -1.1500

Desvio padrão da diferença = 2.10

Valor de “t”= -3.08

Graus de Liberdade = 31

Probabilidade = 0.0021

Na estatística descritiva, os valores obtidos para a média da relação sinal/ruído, para as duas variáveis (SSP ativado e com SSP desativado), foram -5,6 e -4,4, respectivamente, e para a mediana, foram -5,2 e -4,0. O valor do desvio-padrão foi 3,31 para a condição com SSP ativado e 2,79 para a condição com SSP desativado, como pode ser observado na tabela 2.

O teste de *Student*, realizado com esses dados, resultou em probabilidade de 0,0021, o qual é estatisticamente significativo, pois o nível de significância adotado é 5%.

A figura 4 apresenta o valor da média da relação sinal/ruído, obtido na estatística descritiva, na condição onde o algoritmo de redução de ruído encontrava-se ativado e desativado, para o grupo estudado.

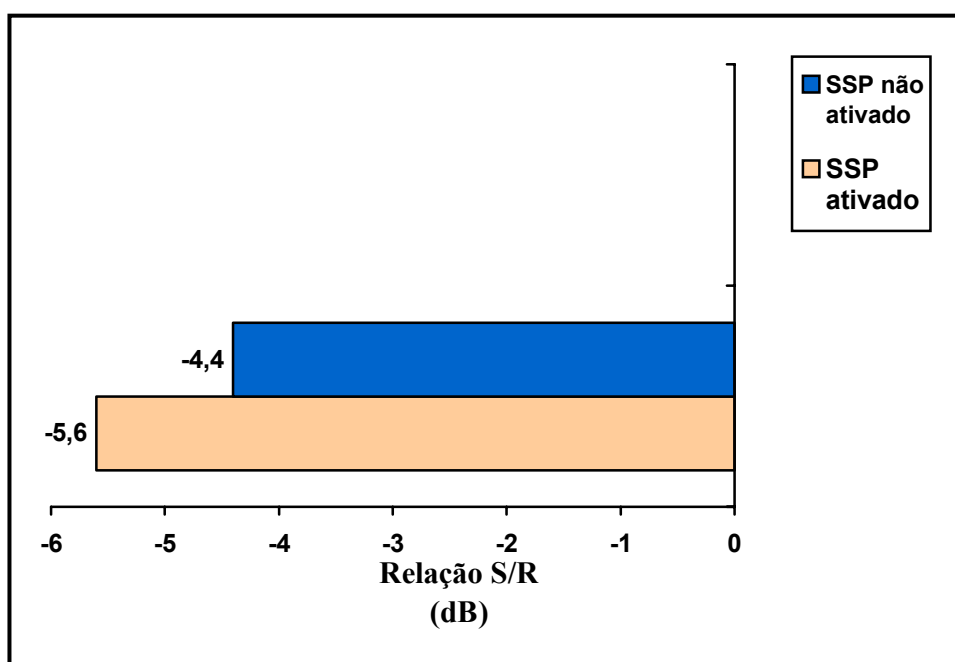


Figura 4- Apresentação do valor da média da relação sinal/ruído, na condição com SSP ativado e condição com SSP desativado, para o grupo estudado

6 DISCUSSÃO.

Neste capítulo, serão discutidos os resultados obtidos com o teste de percepção de fala, pesquisando os limiares de reconhecimento de sentenças no ruído (LRSR), para estabelecer os valores da relação S/R na presença do ruído estabelecido a 65 dBNPS para os indivíduos deficientes auditivos. Este estudo foi realizado em duas condições: na primeira, o indivíduo utilizava o AASI digital Prisma, com o algoritmo *Speech Sensitive Processing* (SSP) ativado nos 4 canais de frequência e na segunda condição, o algoritmo não se encontrava ativado em nenhum dos canais de frequência.

A tabela 1 apresenta os valores da relação S/R (dB) do grupo estudado, na condição com SSP ativado e também os valores da relação S/R (dB), na condição com SSP desativado. Os resultados deste estudo revelam que dos 32 indivíduos deficientes auditivos avaliados, 22 (69%) apresentaram o melhor valor da relação S/R, para a condição em que o algoritmo de redução de ruído SSP encontrava-se ativado. Com relação aos outros indivíduos do estudo, constatamos que em 8 (25%) deles o melhor desempenho na relação S/R foi obtido quando o SSP não se encontrava ativado, enquanto que para 2 (6%) indivíduos, o desempenho foi idêntico para as condições onde o algoritmo SSP encontrava-se ativado e desativado.

Realizou-se a análise estatística com os valores da relação S/R, com a finalidade de verificar estatisticamente se há diferença entre as duas condições de teste, para os 32 indivíduos deficientes auditivos avaliados no teste de percepção de fala, na presença de ruído, com um AASI de tecnologia digital, fazendo uso ou não do algoritmo de redução de ruído SSP.

O teste de T *Student* para amostras pareadas, empregando a média como medida de tendência central, mostrou haver diferença estatisticamente significativa ($p = 0,0021$), entre a condição em que o algoritmo de redução de ruído (SSP) encontrava-se ativado, comparada à condição em que o algoritmo não se encontrava ativado. Esse resultado pode ser claramente observado na figura 4, a qual apresenta o valor da média da relação S/R, quando o algoritmo de redução de ruído (SSP) encontrava-se ativado (-5,6 dB), comparada à condição em que o algoritmo não se encontrava ativado (-4,4 dB), para a maioria dos indivíduos avaliados.

Portanto, esses resultados confirmam nossa hipótese, visto que para a maioria dos indivíduos, o melhor desempenho na relação S/R, provavelmente ocorreu em virtude da utilização do algoritmo SSP, que proporcionou a redução do ruído e, conseqüentemente, melhora na percepção de fala.

Os achados deste estudo nos levam a refletir que o avanço tecnológico possibilitou inovações, como a possibilidade de maior flexibilidade com o uso de algoritmo para redução de ruído, fornecendo benefícios para o indivíduo deficiente auditivo e desmistificando a crença de que os instrumentos auditivos são ineficazes em alguns ambientes sonoros, como lembrado pelo autor Sweetow (1998).

Sabe-se que a deficiência auditiva é multidimensional, mas a queixa mais freqüente e acentuada é quanto à dificuldade de compreender a fala na presença do ruído. Portanto, os resultados apresentados neste estudo evidenciam que os AASI digitais, em virtude do processamento do sinal, podem ser a alternativa para minimizar os problemas desencadeados pela deficiência auditiva, como a compreensão de fala no ruído, onde a tecnologia disponível até então falhava parcialmente ou totalmente em resolver, como salientam os autores Ludvigsen (1997) e Ferrari (1999).

Sem dúvida, a introdução da tecnologia digital possibilitou a melhora na percepção da fala, em comparação ao AASI analógico. Este estudo evidenciou tal vantagem, uma vez que na tecnologia analógica não há possibilidade da utilização de algoritmos.

Popelka (1998) enfatiza que o ruído ambiental pode ser reduzido com a utilização do algoritmo. Para Boéchat (1997) com a aplicação da tecnologia digital, há possibilidade de melhorar a percepção de fala em relação ao ruído. Os achados deste estudo confirmam fortemente tais afirmações, visto que a condição em que o algoritmo encontrava-se ativado foi significativamente melhor para aproximadamente 70% da amostra, quando comparada à condição em que o algoritmo encontrava-se desativado, no teste de percepção da fala.

Muitos autores estudados, como Ludvigsen (1997) e Almeida (1997), Sweetow (1998), Popelka (1998), Valente et al (1999), são unânimes em afirmar que o uso de algoritmos de redução do ruído, com a finalidade de melhorar o reconhecimento de fala no ruído, é uma das vantagens do processamento digital do sinal. Essa vantagem foi estatisticamente comprovada neste estudo clínico ($p = 0,0021$), pois a maioria dos indivíduos avaliados apresentou o melhor desempenho na relação S/R, no momento em que o algoritmo de redução de ruído encontrava-se ativado.

Schweitzer (1998) esclarece que, no processamento digital, o som de entrada (fala e ruído) apresenta-se na forma de números, que podem ser manipulados de maneira diferenciada, esta informação propicia o melhor entendimento de como é o trabalho do algoritmo SSP. O algoritmo realiza a análise da envoltória do sinal de entrada e com isso, detecta os canais onde a fala está presente, aumentando o ganho acústico neste canais e diminuindo o ganho acústico nos canais onde há ruído, ou seja,

aumenta a audibilidade para os sons desejáveis (fala) e diminui a audibilidade para os não desejáveis (ruído).

Schum (1996) informou que muitos estudos sobre a efetividade de circuitos, desenvolvidos para a compreensão da fala no ruído, revelam ampla variabilidade entre os indivíduos, sendo que pesquisas que não mostram diferença entre o desempenho com um ou outro circuito são comuns. Entretanto, vários desses indivíduos demonstram uma clara preferência ou benefício, usando um tipo particular de circuito. A variabilidade leva o clínico a buscar estratégias para avaliar comparativamente os diferentes circuitos disponíveis. O audiologista deve estar informado sobre o desenvolvimento tecnológico que promete melhor desempenho para um número maior de indivíduos.

Alguns autores, como Schum (1990), Mangold et al (1990), Lurquin e Rafhay (1996), Cook et al (1997) e Scharlach (1998), concluíram, em seus estudos, que a melhora no reconhecimento de fala no ruído foi propiciada por diferentes técnicas de redução do ruído, e diferentes metodologias, porém constataram que todas as técnicas proporcionam bons resultados, no que se refere à redução do ruído e melhora na compreensão da fala. Esses achados estão de acordo com os nossos resultados, pois também observamos que o algoritmo analisado neste estudo proporcionou resultados satisfatórios, no que se refere a redução de ruído e melhora na compreensão da fala.

No estudo realizado por Boymans e Dreschler (2000) que também apresentava como objetivo, verificar a eficácia do SSP presente no AASI digital Prisma e do microfone direcional, em uso isolado e em associação, no que se refere ao reconhecimento da fala na presença do ruído, os resultados revelaram que o efeito do SSP foi positivo, porém modesto, sendo encontrados os melhores resultados com o uso conjunto do SSP e do microfone direcional. Os resultados obtidos em nosso estudo

estão concordantes com os achados dos autores citados, pois também encontramos resultados favoráveis com a utilização do algoritmo de redução de ruído SSP, porém nossos resultados não foram modestos, visto que a diferença estatística foi significativa.

Nossos achados discordam dos encontrados pelos autores Tyler e Kuk (1989), pois estes constataram, em seu estudo, que poucos indivíduos avaliados se beneficiaram com os vários tipos de supressor de ruído utilizados e, em muitos casos, o desempenho dos indivíduos foi pior com os supressores de ruído.

Encontramos, na literatura, alguns estudos que mostraram não haver diferença significativa no desempenho dos indivíduos, quando utilizavam sistema de redução de ruído, como os realizados por Van Tassel et al (1988), Verschuure et al (1996), Humes et al (1997). Estes autores não levantam as hipóteses que explicariam os achados. Em nosso estudo, 2 indivíduos apresentaram o desempenho na relação S/R igual, nas duas condições, ou seja, com o algoritmo de redução de ruído (SSP) ativado e desativado.

Neuman (1987) coloca que embora alguns indivíduos deficientes auditivos se beneficiem de uma forma particular do processamento do sinal, como alternativa para a redução do ruído, outros indivíduos não mostram melhora significativa.

Com relação aos outros 8 indivíduos do estudo, constatamos que o melhor desempenho na relação S/R foi obtido quando o SSP não se encontrava ativado.

Refletindo sobre os possíveis fatores que poderiam explicar o motivo por que alguns indivíduos apresentam o desempenho melhor na relação S/R, para a condição onde o algoritmo encontrava-se desligado, acreditamos que fatores intrínsecos não passíveis de controle poderia explicar tais achados.

Em alguns indivíduos, a diferença no resultado da relação S/R para a condição com algoritmo ativado, comparado à condição com algoritmo desativado, é

significante, como observado no indivíduo 18 (R/S -11,6 SSP ativado e R/S -4,0 SSP desativado), mas em outros indivíduos, a diferença nos resultados entre essas condições é mínima, como no indivíduo 1 (R/S -6,0 SSP ativado e R/S -5,7 SSP desativado). Mesmo assim, acreditamos ser válida a utilização do SSP, pois pode melhorar a compreensão de fala, como também resultar em outros benefícios, como oferecer um som mais confortável e redução do esforço auditivo.

Killion (1993) informou que pequenas diminuições na relação sinal/ruído podem ocasionar grande decréscimo na inteligibilidade de fala, para o indivíduo deficiente auditivo, sendo que o decréscimo de 1 dB na relação S/R proporciona diminuição de 12% na inteligibilidade de fala. Portanto, qualquer melhora proporcionada por sistemas de redução de ruído poderá ser favorável para os indivíduos deficientes auditivos compreender a fala.

Quanto ao material de fala empregado neste estudo, ou seja, as listas de sentenças, elaboradas por Costa (1997), observamos ser adequado para a população estudada, visto que as sentenças são familiares e com conteúdo apropriado para adulto. Portanto, o material apresenta aplicabilidade clínica e confiabilidade, como já foi demonstrado por Costa (1997).

7 CONSIDERAÇÕES FINAIS.

O problema do ruído na percepção de fala, ou sua redução, é certamente assunto exaustivo, suscitando inúmeras dúvidas. O problema do ruído será solucionado? E quando a própria fala é ruído, esse tipo de ruído será atenuado? Como o AASI irá extrair um falante desejado em meio a muitos falantes? Retomando a literatura, constatamos que os autores apresentam opiniões divergentes quanto à perspectiva para solucionar o problema do ruído.

Popelka (1998) é otimista, em sua previsão, ao salientar que entre as inovações nos AASI, para os próximos anos, estará a melhora na percepção de fala, pois se o AASI realizar a análise do som de entrada, irá discriminar a consoante na palavra e posteriormente dobrará sua extensão e localizará a próxima vogal, ou seja, serão implementados algoritmos de reconhecimento de fala no *chip* do AASI. Também salienta que haverá integração dos sinais no ouvido oposto, o que proporcionará a percepção do som em três dimensões, oferecendo melhora na direcionalidade e na relação sinal/ruído e, finalmente, acredita na regeneração de células ciliadas.

Contrariando a opinião otimista de Popelka (1998), os autores Villchur (1996), Killion (1997a) e Agnew (1999) não acreditam que o problema do ruído possa ser resolvido por completo e supõem que as dificuldades na percepção de fala irão persistir.

Villchur (1996) pondera que as tarefas de separar as vozes de diversas pessoas falando ao mesmo tempo, enfatizar uma voz em relação a outra, respondendo para as pistas identificadoras como a qualidade de voz, nuance de fala e seqüências significativas de sílabas e palavras, ou, ainda, a tarefa de não misturar palavras e sílabas

de um falante com outro ou com ruído, só seria possível em um computador com grande capacidade de processamento, atualmente impraticável em um AASI, por questões de tamanho físico.

Para Killion (1997a), não se pode esperar que o instrumento auditivo saiba reconhecer o que desejamos ouvir, em meio a muitos falantes e minutos depois alterar, para ouvir outro falante e desprezar os demais, visto que o computador mais avançado do mundo consegue distinguir uma face em meia hora, enquanto um bebê distingue a face de sua mãe em meio segundo. Para o autor, nem os algoritmos complexos nem mesmo os computadores sofisticados alcançam a maravilha do funcionamento do sistema auditivo normal.

O autor lembra que é possível reduzir o ruído, com conseqüente redução nas pistas de fala, mas, segundo ele, dessa forma, alcançamos uma falsa vitória, com a redução do ruído. Acredita também que o AASI digital pode não fornecer uma diminuição na relação S/R, mas sua flexibilidade proporciona facilidade para entender a fala.

Para Sweetow (1998), os benefícios de um AASI digital concentram-se no algoritmo utilizado, porém, em vista dos resultados experimentais apresentados na literatura até o momento, não se pode afirmar que haja um algoritmo mais adequado, sendo necessário um grande número de diferentes algoritmos para satisfazer uma população heterogênea.

Segundo Agnew (1999), a diversidade dos ambientes ruidosos gera uma variedade de problemas na compreensão da fala, sendo que a tecnologia, caracterizada pelo processamento digital do sinal, ainda não consegue resolver o problema de separar a fala no ambiente ruidoso. Acrescenta que o AASI pode ser capaz de identificar a fala desejada, ao mesmo tempo que suprime o ruído, quando este é de múltiplos falantes. O

problema maior é identificar e extrair um falante desejável, em meio a muitos falantes, pois as vozes são similares em espectro e amplitude. O AASI ideal deve identificar as características individuais de fala de um falante desejado e distingui-lo de outros, tarefa facilmente realizada pelo sistema auditivo humano normal, mas um desafio para o AASI ou algoritmo de processamento.

Sweetow (1998) declarou que é necessário explicar ao usuário de AASI que a eliminação do ruído é igual ao mundo em preto e branco, sendo que mesmo ouvintes com audição normal têm maior dificuldade no ruído do que no silêncio, sendo que eles são apenas mais capazes de extrair a mensagem principal. O autor acrescentou que as características únicas dos AASI digitais podem melhorar a percepção de fala em ambientes ruidosos, mas não eliminar o ruído.

Nossos resultados não confirmam as opiniões dos autores Villchur (1996), Killion (1997a) e Agnew (1999), pois neste estudo comprovamos estatisticamente que o algoritmo de redução de ruído SSP proporcionou melhor desempenho na percepção de fala quando encontrava-se ativado, para a maioria dos indivíduos avaliados. Porém, há necessidade de mais pesquisas com outros indivíduos e esses achados não devem ser generalizados, visto que acreditamos em autores como Fabry (1998) e Valente et al (1999) quando enfatizam que, na verdade, não existe uma estratégia única para o problema do ruído e que essa tarefa seria melhor conseguida pela união de várias estratégias, como a utilização do processamento digital do sinal (DSP) e do microfone direcional, levando em conta que há grande diferença individual.

Neste estudo, não utilizamos o microfone direcional e esse recurso pode ser pensado como outra alternativa para melhorar o reconhecimento de fala no ruído, assim como outras estratégias, como amplificação biuvaral e modificações acústicas nos

moldes auriculares, que também podem ser empregadas associadas aos circuitos desenvolvidos.

Não é nossa intenção depreciar os algoritmos utilizados na redução do ruído, pois acreditamos que realmente houve um avanço tecnológico considerável e eles podem ser pensados como complemento, para auxiliar o indivíduo deficiente auditivo.

Sem dúvida, o desenvolvimento e uso de algoritmos nos AASI digitais, para desempenhar diferentes tarefas, é uma grande vitória, pois os AASIs anteriores chegavam até a prejudicar a inteligibilidade de fala, mesmo para indivíduos normais, sendo que os indivíduos deficientes auditivos, em certas situações, precisavam retirá-lo ou as tentativas anteriores reduziam as regiões específicas, como as frequências graves, que também contém componentes importantes a fala.

Concordamos com Willians (2001) quando salienta que o avanço tecnológico, apesar de ser importante, não é o foco maior, mas sim os reais benefícios proporcionados aos indivíduo.

Com certeza, existe um grande empenho em aperfeiçoar a capacidade do dispositivo de amplificação em diferenciar o ruído do sinal de entrada, porém, é importante ressaltar a necessidade do aconselhamento, aos usuários, sobre os reais benefícios do AASI, para não causar desapontamento. O indivíduo deve estar informado que o recebimento de uma nova tecnologia não significa que todos os seus problemas serão resolvidos, como, por exemplo, ouvir no ruído e que bons hábitos necessitam ser praticados para auxiliar nas situações de difícil audição, como a utilização de estratégias de comunicação.

8 CONCLUSÕES.

Embora os fatores que afetam a percepção de fala na presença de ruído, para os indivíduos deficientes auditivos, sejam obviamente complexos, com os resultados obtidos clinicamente, pôde-se concluir que:

A condição em que o algoritmo de redução de ruído *Speech Sensitive Processing* (SSP) encontrava-se ativado proporciona benefício, para a maioria dos indivíduos deficientes auditivos, na compreensão de fala. Os resultados obtidos com os indivíduos deficientes auditivos, na pesquisa da relação S/R, apontam diferença estatisticamente significativa ($p=0,0021$), na condição em que o algoritmo SSP encontrava-se ativado, em comparação à condição em que o SSP não se encontrava ativado. Os valores de média obtidos foram $-5,6$ quando o SSP encontrava-se ativado e $-4,4$ quando o SSP não se encontrava ativado.

Pode-se afirmar que o uso do algoritmo de redução do ruído SSP deve ser pensado como alternativa clínica para a redução do ruído, pois observamos a eficácia desse sistema, melhorando o desempenho dos indivíduos na percepção de fala, na presença do ruído.

9 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.

Agnew J. Challenges and some solutions for understanding speech in noise. *High Perform Hear Soluc* 1999; 3Suppl :4-9.

Agnew J. Digital hearing aid terminology made simple: a handy glossary. *Hear J* 2000; 53:37-42

Agnew J. Hearing aid adjustments through potentiometers and switch options. In: Valente M. *Hearing aids: standards, options and limitations*. New York: Thieme Medical; 1996. p.10-51.

Almeida K. O processo de seleção e adaptação de aparelhos de amplificação In: Lopes Filho OC, editor. *Tratado de fonoaudiologia*. São Paulo: Roca; 1997. p.463-96.

ANSI S3.1: Maximum permissible ambient noise audiometric testing. New York: American National Standards Institute; 1991.

ANSI S3.6: Specification for audiometers. New York: American National Standards Institute; 1996.

Arlinger S. Recent developments in air-conduction hearing aids. *Ear Nose Throat J* 1997; 76:310-5.

Bentler RA, Dittberner AB. Outcome measures: where should the focus be? *Hear J* 1998; 5:46-50.

Blasca WQ. *O aproveitamento da audição através do uso do aparelho de amplificação sonora individual digitalmente programável* [dissertação]. São Paulo: Pontificia Universidade Católica de São Paulo; 1994.

Boéchat EM. Tecnologia computadorizada aplicada a aparelho de amplificação sonora individual. In: Lopes Filho OC, editor. *Tratado de fonoaudiologia*. São Paulo: Roca 1997;24:543-65.

Boothroyd A. Cochlear implants: audiological foundations. In: Tyler RS, editor *Cochlear Implants: audiological foundations*. San Diego: Singular; 1993.p 1-33.

Boothroyd A. Hearing aids, coclear implants and profoundly deaf children. In: Owens E, Kessler KK, editors. *Cochlear implants in young deaf children*. San Francisco: College Hill; 1989.p.81-91.

Bronkhorst AW, Plomb R. A clinical test for the assessment of binaural speech perception in noise. *Audiology* 1990; 29:275-85.

Boymans M, Dreschler WA. Field Trials a Digital Hearing Aid with active noise reduction and dual-microphone directionality. *Audiology* 2000; 39:260-8.

Caetano MHU, Marone SAM, Ruggieri M. Aparelho de amplificação sonora digital-características e vantagens. *Rev @rquivos Fund Otor* 1999; 3:120-5.

Cook JA, Bacon SP, Sammeth CA. Effect of low-frequency gain reduction on speech recognition and its relation to upward spread of masking. *J Speech Hear Res* 1997; 40:410-22.

Costa MJ. *Desenvolvimento de listas de sentenças em português* [tese]. São Paulo: Escola Paulista de Medicina; 1997.

Crandell CC. Individual differences in speech recognition ability: implications for hearing and selection. *Ear Hear* 1991; 6(Suppl):100-8.

Cudahy E, Levitt H. Digital hearing aids: a historical perspective. In: Sandlin RE, editor. *Understanding digitally programmable hearing aids*. Needham: Heights Allyn Bacon; 1994: p.1-12.

Curi PR. *Método e análise de pesquisa em ciências biológicas*. 2^aed. Tipomic;1998.

Danavox. *A evolução da tecnologia digital inteligente*. São Paulo: Danavox; s.d.

Dempsey JJ. Effect of automatic signal-processing amplification on speech recognition in noise for persons with sensorineural hearing loss. *Ann Otol Rhinol Laryngol* 1987; 96(3Pt1):251-3.

Dillion H. Compression? Yes, but for low or high frequencies, for low or high intensities, and with what response times? *Ear Hear* 1996; 17:114-23.

Dirks DD, Morgan DE, Dubno JR. A procedure for quantifying the effects of noise on speech recognition. *J Speech Hear Disord* 1982; 47:114-23.

Duarte VG. *O efeito do ruído na percepção de fala de ouvintes jovens e idosos* [dissertação]. São Paulo: Pontifícia Universidade Católica de São Paulo; 1998.

Fabry D. Do we really need digital hearing aids? *Hear J* 1998; 51:30-3.

Ferrari DV. *Aparelhos de amplificação sonora individual: características e utilização em adultos com deficiência auditiva neurosensorial* [dissertação]. São Paulo: Pontifícia Universidade Católica de São Paulo; 1999.

Gordo A. *Estudo comparativo do desempenho de próteses auditivas com circuito K-Amp e processamento digital do sinal* [dissertação]. São Paulo: Escola Paulista de Medicina; 1998.

Hall M, Sandlin R. The clinical utility of true DSP hearing instrumente. *Hear J* 1997; 50:34-8.

Hecox KE, Punch JL. The impact of digital technology on the selection and fitting of hearing aids. *Am J Otol* 1988; (Suppl 9):77-85.

Hygge S, Rönnberg J, Larsby B, Arlinger S. Normal-hearing and hearing-impaired subjects' ability to just follow conversation in competing speech, reversed speech, and noise backgrounds. *J Speech Hear Res* 1992; 35:208-15.

Humes LE, Christensen LA, Bess FH, Hedley-Williams A. A comparison of the benefit provided by well fit linear hearing aids and instruments with automatic reductions of low frequency gain. *J Speech Hear Res* 1997; 40:666-85.

Kalikow DN, Stevens KN, Elliott LL. Development of a test of speech intelligibility in noise using sentence materials with controlled word predictability. *J Acoust Soc Am* 1977; 61:1337-51.

Killion MC. Hearing aids: past, present, future: moving toward normal conversations in noise. *Br J Audiol* 1997a; 31:141-8.

Killion MC. The K-amp hearing aid attempt to present high fidelity for persons with impaired hearing. *Am J Audiol* 1993; 2:52-74.

Killion MC. The SIN report: circuits haven't solved the hearing-in-noise. *Hear J* 1997b; 50:28-32.

Killion MC, Fikret-Pasa S. The 3 types of sensorineural hearing loss: loudness and intelligibility considerations. *Hear J* 1993; 46:1-7

Killion MC, Villchur E. Kessler was right—partly: but SIN test shows some aids improve hearing in noise. *Hear J* 1993; 46:31-5.

Knebel SBH, Bentler RA. Comparison of two digital hearing aids. *Ear Hear* 1998; 19:280-289.

Kuk FK. Evaluation of the efficacy of a multimemory hearing aid. *J Am Acad Audiol* 1992; 3:338-48.

Lebo CP, Smith MF, Mosher ER, Jelonek SJ, Schwind DR, Decker KE et al.. Restaurant noise, hearing loss and hearing aids. *West J Med* 1994;161:45-9.

Levitt H, Rabiner LR. Use of a sequential strategy in intelligibility testing. *J Acoust Soc Am* 1967; 42:609-12.

Ludvigsen C. *Senso*: audiological background sl.: Widexpress; 1997.

Lurquin PH, Rafhay S. Intelligibility in noise using multimicrofone hearing aids. *Acta Otorhinolaryngol Bel* 1996; 50:103-9.

Machado SF. *A lista de espondáicos e outros estímulos de fala na logaudiometria* [dissertação]. São Paulo: Pontifícia Universidade Católica de São Paulo; 1988.

MacLeod A, Summerfield Q. A procedure for measuring auditory and audio-visual speech-reception thresholds for sentences in noise: rationale, evaluation and recommendations for use. *Br J Audiol* 1990; 24:29-43.

Mangold S, Eriksson-Mangold M, Israelsoon B, Leijon A, Ringdahl A. Multi-programmable hearing aid. *Acta Otolaryngol Suppl* 1990; 469:70-5.

Moore BCJ. Perceptual consequences of cochlear hearing loss and their implications for the design of hearing aids. *Ear Hear* 1996; 17:133-61.

Moore BCJ Regiões mortas na cóclea diagnóstico para a adaptação de aparelhos auditivos. *Audiol Insight* 2001; 4-6.

Nabelek AK, Nabelek IV. Acústica ambiental e percepção de fala. In: Katz J, editor. *Tratado de audiologia clínica*. 3 ed. São Paulo: Manole; 1989. p.844-56.

Neuman AC. Digital technology and clinical practice: the outlook for the future. *J Rehabil Res Dev* 1987; 24:1-6.

Oliveira JAA. O mecanismo eletrobiomecânico ativo da cóclea. *Rev Bras Otorrin* 1993;59:236-46.

Oliveira ST. *Avaliação da percepção de fala utilizando sentenças do dia a dia* [dissertação]. São Paulo: Pontifícia Universidade Católica de São Paulo; 1992.

Philips *Spaceline in depth*. São Paulo: Philips; s.d.

Preves DA. Approaches to noise reduction in analog, digital and hybrid hearing aids. *Semin Hear* 1990; 1:39-67.

Popelka GR. Computers and hearing aids: a prediction of the future. *Hear J* 1998; 51:52-62.

Powers TA, Holube I, Wesselkamp M. The use of digital features to combat background noise. *High Perform Hear Soluc* 1999; 3:36-9.

Ross M. Room acoustics and speech perception. In: _____, editor. *Fm auditory training systems, characteristics, selection and use*. Baltimore: York Timonium; 1992. p. 21- 43.

Sandlin RE. Observation and future considerations. In: _____, editor. *Handbook of hearing aid amplification*. Boston: College Hill; 1988.v.1.p299-307.

Soli S.P, Nilsson M. Assessment of communication handicap with the HINT *Hear instrum* 45(2):14-16,1994.

Scharlach RC. *Estudo comparativo do desempenho de próteses auditivas com circuito K-Amp e limitação por compressão* [dissertação] São Paulo: Escola Paulista de Medicina; 1998.

Schochat E. *Percepção de fala entre indivíduos portadores de perda auditiva induzida pelo ruído* [dissertação]. São Paulo: Faculdade de Filosofia, Letras e Ciências Humanas;1991.

Schochat E. *Percepção de fala entre indivíduos portadores de perda auditiva induzida pelo ruído* [dissertação]. São Paulo: Faculdade de Filosofia, Letras e Ciências Humanas;1997.

Schum DJ. Noise reduction strategies for elderly, hearing-impaired listeners. *J Am Acad Audiol* 1990; 1:31-6.

Schum DJ. Speech understanding in background noise. In: Valente M, editor. *Hearing aids: standards, options and limitations*. New York: Thieme Medical; 1996. p.369-406.

Schweitzer C. It's about numbers: a primer on the digitalization of hearing aids. *Hear J* 1998; 51:15-27.

Siemens. *Not just Digital. Siemens Digital: Prisma*. Piscataway: Siemens Hearing Instruments;1998.

Smriga DJ, Huber TP, Paparella MM. Developments in hearing aid fitting and delivery: a decade of revolution. *Otolaryngol Clin North Am* 1989; 22:105-27.

Souza PE, Turner CW. Masking of speech in young and elderly listeners with hearing loss. *J Speech Hear Res* 1994; 37:655-61.

Stein LK, Dempsy–Hart D. Listener assessed intelligibility of a hearing aid self adaptative noise filter. *Ear Hear* 1984; 5:199-204.

Sweetow RW. Selection considerations for digital signal processing. *Hear J* 1998; 51:35-42.

Teder H. Noise and speech levels in noise environments. *Hear Instr* 1990; 41:32-3.

Tyler RS, Kuk FK. The effects of “noise suppression” hearing aids on consonant recognition in speech-babble and low frequency noise. *Ear Hear* 1989; 10:243-9.

Valente M, Fabry DA, Potts LG, Sandlin RE. Comparing the performance of Widex Senso digital hearing aid with analog hearing aids. *J Am Acad Audiol* 1998;9:342-60.

Valente M, Sweetow R, May A. Using microphone technology to improve speech recognition. *High Perform Hear Soluc* 1999; 3:10-3.

Valente S.L. *Elaboração de listas de sentenças construídas na língua portuguesa* [dissertação]. São Paulo: Pontifícia Universidade Católica de São Paulo;1998.

Van Tassel DJ, Larsen SY, Fabry DA. Effects of on adaptive filter hearing aid on speech recognition in noise by hearing impaired subjects. *Ear Hear* 1988; 9:15-21.

Verschuure H, Maas AJJ, Stikvoort E, Jong RM de, Goedegebure A, Drechler WA. Compression and its effects on the speech signal. *Ear Hear* 1996; 17:162-74.

Villchur F. Multichannel compression in hearing aids. In: Berlin C, editor. *Hair cells and hearing aids*. San Diego: Singular; 1996. p.113-24.

Williams M Predizendo o futuro. *Audiol Insight* 2001; 10-1.

Wolf RP, Hohn W, Martin R, Powers T. Directional microphone hearing instruments: how and why they work. *High Perform Hear Soluc* 1999; 3:14-25.

Wolinsky S. Clinical assessment of a self adaptative noise filtering system. *Hear J* 1986; 10:29-32.

**Anexo 1 – Pesquisa realizada e aprovada pelo “Comitê de Ética em Pesquisa ”da
Universidade de São Paulo**

Anexo 2 – Caracterização dos limiares de audibilidade (dBNA) para o ouvido direito (OD) e ouvido esquerdo (OE) nas frequências de 250 Hertz (Hz) a 8 quilohertz (kHz) dos indivíduos que participaram do estudo

Indivíduo	Orelha	Frequência (Hz)							
		250	500	1000	2000	3000	4000	6000	8000
1	C	25	35	40	45	50	55	55	60
	D	35	35	40	45	55	60	65	60
2	OE								
	OD	30	35	35	40	50	50	50	60
3	OD	10	15	10	25	40	45	35	35
	OE	10	10	05	25	35	55	40	45
4	OD	40	40	45	60	60	65	75	75
	OE	40	40	40	55	65	65	85	90
5	OD	35	30	40	45	50	50	50	60
	OE	30	30	35	40	50	45	40	40
6	OD	30	40	50	55	50	60	70	70
	OE	35	50	50	60	60	55	70	75
7	OD	50	55	60	65	65	60	70	75
	OE	45	50	55	60	65	65	75	75
8	OD	20	20	20	60	60	60	60	60
	OE	30	25	30	60	60	55	70	75
9	OD	40	35	45	45	50	60	60	65
	OE	40	35	35	35	45	40	50	60
10	OD	45	35	40	35	45	55	55	65
	OE	40	45	50	45	50	55	70	65
11	OD	55	60	60	65	65	65	70	70
	OE	55	60	60	65	65	70	70	80
12	OD	25	40	45	50	45	55	45	60
	OE	25	40	45	45	50	55	50	50
13	OD	20	30	40	45	45	45	65	65
	OE	25	25	45	55	50	55	60	55
14	OD	50	55	70	70	65	65	75	75
	OE	60	60	60	65	65	65	65	65

continua

Continuação

Indivíduo	Orelhas	Frequência (Hz)							
		250	500	1000	2000	3000	4000	6000	8000
15	OD	35	40	50	45	50	60	45	45
	OE	35	35	40	60	60	70	75	55
16	OD	40	50	55	60	65	70	80	70
	OE	40	50	50	60	65	65	75	60
17	OD	70	65	55	65	60	70	85	85
	OE	50	50	55	60	65	75	75	80
18	OD	50	45	45	45	55	55	45	55
	OE	45	40	45	50	55	55	45	45
19	OD	20	40	40	40	45	45	55	60
	OE	25	35	40	45	50	50	50	45
20	OD	35	55	60	55	50	55	60	40
	OE	40	45	50	50	50	55	40	40
21	OD	25	40	50	50	55	60	70	70
	OE	30	40	50	50	55	60	70	70
22	OD	70	65	55	55	65	60	70	85
	OE	50	50	50	55	60	65	70	70
23	OD	15	25	40	50	50	50	55	50
	OE	35	35	40	50	50	50	75	70
24	OD	15	25	30	35	50	60	60	30
	OE	20	25	40	45	55	55	55	40
25	OD	40	50	50	50	55	60	60	70
	OE	55	60	55	55	55	60	65	65
26	OD	40	45	35	40	40	45	65	55
	OE	30	30	40	40	35	35	55	45
27	OD	40	40	50	50	50	55	60	50
	OE	35	35	45	50	45	50	45	50
28	OD	05	15	45	55	40	35	35	10
	OE	10	15	45	50	45	35	35	25
29	OD	35	30	45	45	50	55	55	65
	OE	35	35	40	45	55	55	60	65
30	OD	40	40	40	45	55	55	60	60
	OE	35	40	40	40	50	55	60	60
31	OD	30	35	45	45	45	50	60	60
	OE	30	45	45	50	45	55	65	65
32	OD	40	45	50	50	55	55	55	65
	OE	45	45	55	50	55	60	65	65

Anexo 3 – Distribuição dos índices percentuais de reconhecimento de fala de monossílabos e dissílabos do ouvido direito e ouvido esquerdo dos indivíduos que o participaram do estudo

INDIVÍDUOS	IRF(OE)			
	IRF (OD)		Monossílabos	Dissílabos
	Monossílabos	Dissílabos	Monossílabos	Dissílabos
1	72%	88%	80%	84%
2	76%	84%	76%	88%
3	84%	100%	80%	96%
4	76%	92%	92%	-----
5	100%	-----	96%	-----
6	92%	-----	84%	92%
7	72%	84%	68%	80%
8	80%	92%	92%	-----
9	84%	92%	80%	92%
10	92%	-----	96%	-----
11	64%	72%	56%	80%
12	88%	92%	88%	100%
13	88%	96%	88%	96%
14	88%	96%	88%	100%
15	96%	-----	80%	88%
16	80%	88%	76%	80%
17	64%	84%	68%	96%
18	92%	-----	92%	-----
19	88%	96%	88%	100%
20	64%	84%	80%	84%
21	68%	80%	76%	84%
22	64%	84%	68%	96%
23	76%	80%	64%	72%
24	80%	100%	88%	-----
25	84%	96%	72%	92%
26	80%	84%	84%	92%
27	92%	-----	96%	-----
28	88%	92%	88%	100%
28	92%	-----	96%	-----
29	92%	-----	92%	-----
30	76%	84%	76%	88%
31	88%	92%	92%	-----
32	96%	-----	88%	-----

Anexo 4 – Caracterização dos indivíduos que participaram do estudo, com relação ao sexo e faixa etária

<u>INDIVÍ</u>	NOME	SEXO	IDADE (anos)
<u>DUO</u>			
1	M.T	F	56
2	N.T	M	57
3	S.M.F.P	F	37
4	A.F.S	M	48
5	V.A.C	F	58
6	A.F.S	M	59
7	C.A	M	56
8	I.A.O	M	54
9	A.C.C	M	51
10	A.F.X	M	43
11	A.C.S.	F	59
12	I.A	F	63
13	H.G.D	F	24
14	D.C.S	F	57
15	C.F.M	M	49
16	O.D	M	50
17	R.S	F	67
18	B.R	F	45
19	A.G	M	59
20	J.A.S	F	38
21	M.P.S	M	21
22	O.T.G	M	56
23	T.Z	F	68
24	N.J.C	M	59
25	M.I.G.S	F	51
26	R.O	M	23
27	E.L.P	F	50
28	E.D.S	F	46
29	S.E.S.	F	58
30	T.G.R.	F	47
31	V.D.	F	60
32	L.V.º	F	54

Anexo 5 – Folha de autorização para a participação no estudo

Declaração

Eu.....anos,
portador do documento de identidade de n °....., matriculado no CEDALVI
sob o RG n °....., declaro estar de acordo em auxiliar na pesquisa científica na
perspectiva de novas descobertas.

Autorizo a apresentação do meu desempenho nos exames realizados, em
qualquer instância, no meio científico.

Estou ciente, que no término da pesquisa não poderei usufruir do Aparelho de
Amplificação Sonora Individual adaptado para a pesquisa.

Por ser verdade, firmo o presente.

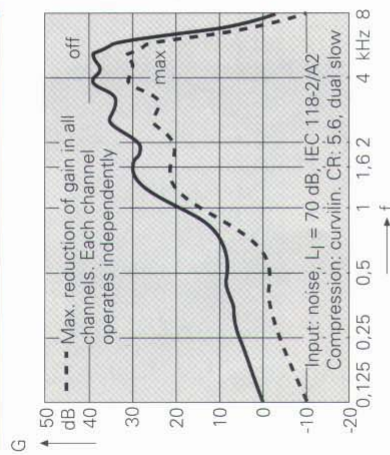
Bauru, de de 1999.

Anexo 6 – Características técnicas do aparelho de amplificação sonora individual digital Prisma HdO+®

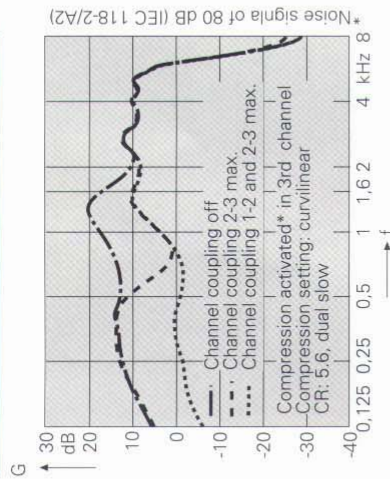
PRISMA

Ear simulator IEC 118-0

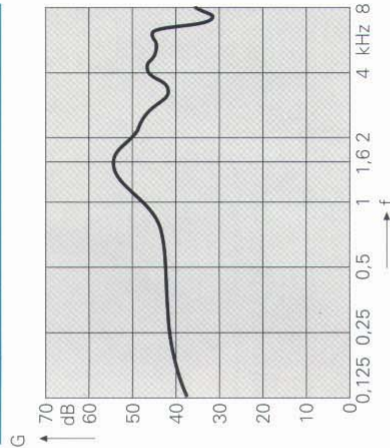
Voice Activity Detection



Cross channel coupling

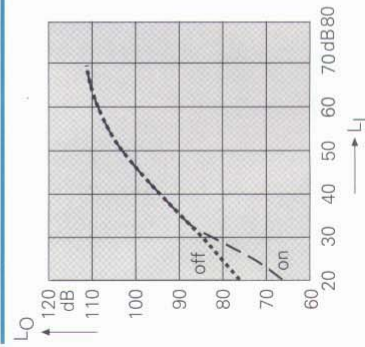


Insertion gain



2cc ANSI S3.22 1987

Microphone noise reduction



Dual and Syllabic compression

Type	Attack time	Release time
Syllabic compression	5 ms	100 ms
Dual Compression (slow) ¹⁾		
fast level detection	5 ms	50 ms
slow level detection	500 ms	5000 ms
Dual Compression (fast) ²⁾		
fast level detection	1 ms	50 ms
slow level detection	500 ms	5000 ms

1) Used with voice activity detection
2) not possible with voice activity detection

Directional Microphone

Switchable by pushbutton
Program 1: omnidirectional mode
Program 2: directional mode (Default setting)

Voice Activity Detector

Attack time	8 - 12 s
Release time	500 ms

Microphone Noise Reduction System

Attack time	32 ms
Release time	7 ms

Bauru,.....de.....de 1999.

Anexo 7 – Apresentação das listas de sentenças utilizadas no estudo

Lista 1A

- 01- Não posso perder o ônibus.
- 02- Vamos tomar um cafezinho.
- 03- Preciso ir ao médico.
- 04- A porta da frente está aberta.
- 05- A comida tinha muito sal.
- 06- Cheguei atrasado para a reunião.
- 07- Vamos conversar lá na sala.
- 08- Depois liga para mim.
- 09- Esqueci de pagar a conta.
- 10- Os preços subiram ontem.
- 11- O jantar está na mesa.
- 12- As crianças estão brincando.
- 13- Choveu muito nesse fim de semana.
- 14- Estou morrendo de saudade.
- 15- Olhe ao atravessar a rua.
- 16- Preciso pensar com calma.
- 17- Guardei o livro na primeira gaveta.
- 18- Hoje é meu dia de sorte.
- 19- O sol está muito quente.
- 20- Sua mãe acabou de sair de carro.
- 21- Ela vai viajar nas férias.
- 22- Não quero perder o avião.
- 23- Eu não conheci sua filha.
- 24- Ela precisa esperar na fila.
- 25- O banco fechou sua conta.

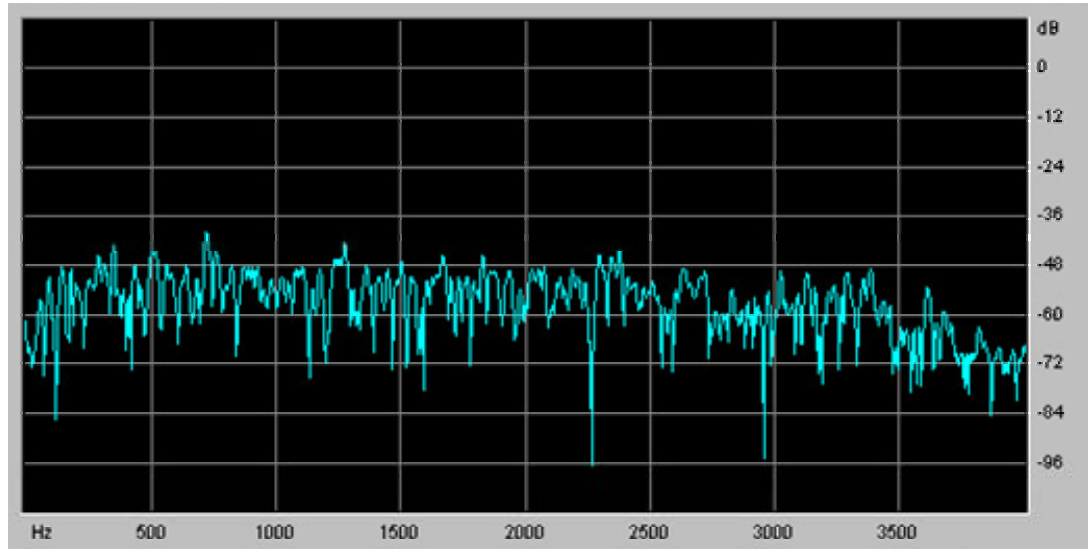
Lista 2B

- 1- Acabei de passar um cafezinho.
- 2- A bolsa está dentro do carro.
- 3- Hoje não é meu dia de folga.
- 4- Encontrei seu irmão na rua.
- 5- Elas viajaram de avião.
- 6- Seu trabalho está pronto amanhã.
- 7- Ainda não está na hora.
- 8- Parece que agora vai chover.
- 9- Esqueci de comprar o pães.
- 10- Ouvi uma música linda.

Lista 3B

- 1- Ela acabou de bater o carro.
- 2- É perigoso andar nessa rua.
- 3- Não posso dizer nada.
- 4- A chuva foi muito forte.
- 5- Os preços subiram na Segunda.
- 6- Esqueci de levar a bolsa.
- 7- Os pães estavam quentes.
- 8- Ela já alugaram uma casa na praia.
- 9- Meu irmão viajou de manhã.
- 10- Não encontrei meu filho.

Anexo 8 – Apresentação do espectrograma do ruído competitivo utilizado no estudo



Anexo 9 – Apresentação da regra de prescrição de ganho Desired Signal Level

Input/Output (DSL/IO)

Método: **TG=AIR (UCL+TS-I)/UCL**

TG= Ganho

AIR= Limiar aéreo

UCL= Limiar de desconforto

I= Nível de entrada em dB

TS= 250 Hz 16.7

500 Hz 13.3

750 Hz 6.9

1000 Hz 7.2

1500 Hz 4.9

2000 Hz 4.9

3000 Hz 1.4

5000 Hz 0.3

6000 Hz 10.4

Anexo 10 - Apresentação da folha de registro dos dados coletados dos indivíduos

Data: _____ Avaliadora: _____

Nome: _____ RG: _____

DN: _____ Sexo: _____

Grau da deficiência auditiva: OD: _____ OE: _____

Tipo de deficiência auditiva: OD: _____ OE: _____

Observação: _____

Limiar de audibilidade

Ouvido	Frequência (Hz)							
	250	500	1000	2000	3000	4000	6000	8000
OD								
OE								

Índice de reconhecimento de fala (%)

Ouvido	Monossílabos (%)	Dissílabos (%)
OD		
OE		

Relação sinal/ruído (dB)

Sem AASI	SSP acionado	SSP não acionado

