

Matheus Rodrigues de Souza

Estudo sobre aparelhos auditivos
digitais: Princípios dos circuitos
essenciais de projeto e visão geral das
tecnologias atuais.

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado à
Escola de Engenharia de São Carlos, da
Universidade de São Paulo

Curso de Engenharia Elétrica com ênfase em Eletrônica

Orientador: José Carlos Pereira

São Carlos

2009

Dedicatória

Dedico este trabalho a minha mãe, Ana, por todo seu esforço na caminhada até este momento importantíssimo de minha vida.

Dedico este trabalho também a meu pai, Sérgio; à minha irmã Fernanda e a meu irmão Victor.

Agradecimentos

Agradeço aos amigos Ana e Pascoal Bianco, por todo o apoio durante o ensino médio e também durante a graduação.

Agradeço ao professor José Carlos Pereira, pelo suporte prestado durante a realização deste trabalho.

Tenho muito a agradecer a todos os meus grandes amigos e companheiros de graduação, em especial Stevan Manzan, Rodolfo Maciel, Rodson Heringer, Débora Aumiller, Amós Costa, Mateus Gomez, Gabriel Ferrarezi, Felipe Gomes, Alex Watanabe, Larissa Zeid, Fabio Hirono e Bruno Andreani.

Meus agradecimentos também a todos os amigos que fiz durante as gestões do Centro Acadêmico Armando de Salles Oliveira entre 2006 e 2008, em especial Celly Mannocci, parte fundamental do CAASO e vencedora na luta contra o câncer.

Por fim, agradeço aos amigos da Moradia estudantil do Campus de São Carlos (o Aloja – USP).

Resumo

Souza, M.R. **Estudo sobre aparelhos auditivos digitais: Princípios dos circuitos essenciais de projeto e visão geral das tecnologias atuais.** Escola de engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2009

A evolução da eletrônica levou os aparelhos auditivos do modelo em que se amplificava o som com uma corneta até poderosos processadores digitais do som que chega aos ouvidos.

Para o entendimento dos parâmetros utilizados nos projetos dos aparelhos auditivos, é preciso compreender o caminho do som no ouvido humano, bem como os tipos e intensidades de perda auditiva existentes.

O trabalho objetiva apresentar os componentes básicos do conjunto de um aparelho auditivo digital que influenciam de forma considerável em seu funcionamento, passando pelos componentes de captura e entrega do som (microfones, amplificadores de potência e alto falantes) até o núcleo principal, o processador digital, responsável por operações como: Controle automático de ganho, equalização do som ao longo da faixa de freqüências e redução de realimentação acústica. Com os circuitos básicos e seus princípios em mente, faz-se então uma relação com alguns recursos presentes nos modelos de aparelho atualmente no mercado e verifica-se a aplicação dos mesmos princípios.

As operações e circuitos aplicam os conceitos de filtros digitais, amplificadores operacionais, transformada de Fourier e métodos numéricos, desenvolvidos durante o curso de graduação em engenharia elétrica.

Palavras-chave: Aparelho auditivo digital, perda auditiva.

Abstract

Souza, M.R. **Study on digital hearing aids: Principles of essential circuits design and an overview of current technologies.** Escola de engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2009

The evolution of electronic circuits brought the hearing aids from the cornet model to powerful digital signal processors.

In order to understand the parameters used in hearing aids design, it's necessary to comprehend the sound path in human ear, as well the types and levels of existing hearing loss.

The objective of this work is to present the basic components of a digital hearing aid that influence on its operation, since the sound capture and delivery components (microphones, power amplifiers and loudspeakers) up to the main core, the digital processor, responsible for operations like: Automatic gain control, sound equalization through the frequency band and acoustic feedback reduction. With the basic circuits and their principles in mind, a relation is done between them and some present resources on current art models of digital hearing aids to verify their application.

The operations and circuits apply the concepts of digital filters, operational amplifiers, Fourier transform and numerical methods, studied during the graduation course.

Key-words: digital hearing aids,

Lista de figuras

FIGURA 1 – O OUVIDO HUMANO (SCHAUB, 2008).....	14
FIGURA 2 – VARIAÇÃO DA INTENSIDADE SONORA DE ACORDO COM A DISTÂNCIA DA FONTE EMISSORA	15
FIGURA 3 – NÍVEIS SONOROS EM μPa E dB	15
FIGURA 4 – LIMIAR AUDITIVO HUMANO	16
FIGURA 5 – VISUALIZAÇÃO DA PERDA AUDITIVA SENSORINEURAL DE ACORDO COM A IDADE DO INDIVÍDUO.....	18
FIGURA 6 – AUDIOGRAMAS DE DIFERENTES FORMAS DE PERDA AUDITIVA	20
FIGURA 7 - MODELO ACÚSTICO DE PRÓTESE AUDITIVA E SUA RESPOSTA EM FREQÜÊNCIA	21
FIGURA 8 – APARELHO DA ERA DO CARBONO, SEM SUA BATERIA	22
FIGURA 9 – EVOLUÇÃO DOS COMPONENTES DE ELETRÔNICA – DA VÁLVULA AO TRANSISTOR	23
FIGURA 10 – UMA DAS PRIMEIRAS VERSÕES DO APARELHO RETRO-AURICULAR	24
FIGURA 11 – DIAGRAMA DE BLOCOS SIMPLIFICADO DE UM APARELHO AUDITIVO DIGITAL	25
FIGURA 12 – RESPOSTA EM FREQÜÊNCIA DE UM MICROFONE DE ELETRETO USADO EM PRÓTESES AUDITIVAS	27
FIGURA 13 – RESPOSTAS TÍPICAS DE MICROFONES DIRECIONAIS	28
FIGURA 14 – AMPLIFICADOR CLASSE D COM MODULAÇÃO POR LARGURA DE PULSO	29
FIGURA 15 – ETAPAS DO PROCESSAMENTO DIGITAL DA ONDA SONORA NOS APARELHOS DE AJUDA AUDITIVA	32
FIGURA 16 – DIAGRAMA DE BLOCOS DO PROCESSAMENTO DO SINAL NOS APARELHOS AUDITIVOS DIGITAIS	33
FIGURA 17 – SINAL DE ENTRADA AMOSTRADO E QUANTIZADO	34
FIGURA 18 – ENTRADA E SAÍDA TÍPICA DE UM CONTROLADOR AUTOMÁTICO DE GANHO	35
FIGURA 19 – COMPONENTES DE UM CONTROLADOR AUTOMÁTICO DE GANHO	35
FIGURA 20 – AMPLIFICADOR DE GANHO VARIÁVEL	36
FIGURA 21 – CIRCUITO DETECTOR DE PICOS E SUA SAÍDA TÍPICA	36
FIGURA 22 - POSICIONAMENTO DO CONTROLE AUTOMÁTICO DE GANHO. (A) AGCI E (B) AGCo	38
FIGURA 23 – RESPOSTA DE UM BANCO DE FILTROS COM ESPAÇAMENTO NÃO UNIFORME.....	40
FIGURA 24 – RESPOSTA DE UM BANCO DE FILTROS IGUALMENTE ESPAÇADO.....	40
FIGURA 25 – PROCESSO DE ANÁLISE E SÍNTESE DE BANCO DE FILTROS DIGITAIS OPERANDO DO DOMÍNIO DA FREQÜÊNCIA.....	42
FIGURA 26 – RESPOSTA EQUALIZADA COM CONTROLE DE LOUDNESS DO SINAL DE FALA	43
FIGURA 27 – FILTRO ADAPTATIVO E SISTEMA DE REDUÇÃO DE FEEDBACK ACÚSTICO.....	45
FIGURA 28 - SISTEMA IDEAL DE GERENCIAMENTO DE RUÍDO COMBINANDO VÁRIAS TÉCNICAS DE REDUÇÃO DE RUÍDO	47
FIGURA 29 – FUNÇÃO DE DISTRIBUIÇÃO DE IMPORTÂNCIA DE UMA BANDA NA TIV (ANSI S3.5, 1997)	48
FIGURA 30 – RESPOSTA DO OTIMIZADOR DO SINAL DE FALA DA WIDEX	49
FIGURA 31 - ESPECTROGRAMA DO REDUTOR DE RUÍDO DISPONÍVEL EM ALGUNS MODELOS DE APARELHOS.....	49
FIGURA 32 - ÍNDICE DE DIRETIVIDADE DO SISTEMA DE 3 MICROFONES DIRECIONAIS	50
FIGURA 33 - CARACTERÍSTICA POLAR DOS MICROFONES DIRECIONAIS DE ACORDO COM CADA FAIXA DE FREQÜÊNCIA.....	50
FIGURA 34 - CHIP INTEGRADOR DINÂMICO DA WIDEX.....	51
FIGURA 35- MODELO BTE	58
FIGURA 36 - MODELO INTRA-CANAL (ITE)	58
FIGURA 37 - MODELO COMPLETAMENTE INTRA-CANAL (CIC)	58
FIGURA 38 - IMPLANTE COCLEAR, COMPONENTES EXTERNO E INTERNO	59

Sumário

1	Introdução	11
2	O sistema auditivo humano.....	13
2.1	O ouvido humano	13
2.1.1	O caminho do som no sistema auditivo humano	13
2.2	Níveis sonoros	14
2.3	Faixa de freqüências	16
3	Tipos de perda auditiva	17
3.1	Causas	17
3.2	Intensidades	18
3.3	Visualização da perda auditiva	19
3.3.1	Conceito de <i>Loudness</i>	20
4	Histórico dos aparelhos auditivos	21
4.1	Período Acústico.....	21
4.2	Período do carbono	21
4.3	Período da válvula eletrônica.....	22
4.4	Período do transistor	22
4.5	Período Digital.....	24
5	Componentes de captação e entrega do som	27
5.1	Microfone.....	27
5.2	O Amplificador de saída	28
6	O aparelho auditivo digital	31
6.1	Etapas do processamento digital do som	31
6.1.1	Conversão Analógico-Digital e Digital-Analógico.....	33
6.1.2	Controle automático de ganho:.....	34
6.1.3	O banco de filtros digitais:.....	38
6.1.4	O cancelamento de feedback acústico	43
7	Visão geral dos produtos atualmente no mercado.....	47
8	Conclusão	53
9	Referências	55
	Apêndice A – Tipos de prótese auditiva.....	57
	Apêndice B – Implante coclear	59

1 Introdução

A audição, um dos mais importantes sentidos, possibilita a comunicação, uma das primeiras necessidades da humanidade para seu desenvolvimento.

Dessa forma, o impacto de uma privação sensorial auditiva na vida de um indivíduo traz consequências que vão além da dificuldade em compreender corretamente as informações sonoras. Problemas de relacionamento, psicológicos e sociais podem surgir em maior ou menor intensidade, dependendo de fatores como: surdez pré ou pós-lingüística (antes ou após a aquisição da linguagem oral) e do meio em que está inserido o indivíduo, isto é, se possui apoio médico, familiar e de amigos.

Ao falar em números, a Federação Internacional de Otorrinolaringologia (IFOS) estima que haja cerca de 10% da população mundial com perdas auditivas. O *Better Hearing Institute* afirma que 10% da população dos EUA apresentam algum tipo de perda auditiva e o Censo brasileiro de 2000 identificou 5.735.099 como portadores de perdas auditivas, o que significa um contingente maior que o dos portadores de deficiência física ou mental e ligeiramente inferior ao contingente de portadores de deficiência motora.

As próteses auditivas têm papel muito importante na melhoria da qualidade de vida de quem possui dificuldades em ouvir e são o tipo de tratamento mais realizado e eficaz. Além disso, os casos operáveis são mínimos.

As perdas auditivas apresentam diversos níveis de intensidade e também dependem da freqüência sonora. Por isso, cada indivíduo apresenta um audiograma diferente de perda nos exames de audiometria.

Até certo tempo atrás, os médicos tinham problemas em encontrar aparelhos que conseguissem tratar os variados tipos e intensidades de perdas auditivas de seus pacientes. O avanço da tecnologia digital na fabricação dos aparelhos inverteu a situação: hoje, há uma grande variedade de opções disponíveis com ajustes muito individuais ao tipo de perda de cada usuário. Há modelos com recursos extras, capazes de melhorar ainda mais a sensação sonora experimentada pelo usuário. Vários acessórios, como o controle remoto de volume e das programações de ambiente, também são encontrados.

Essa individualidade surge devido aos circuitos digitais aplicados nos projetos dos aparelhos auditivos digitais. Mesmo naqueles em que o sinal analógico é tratado sem ser convertido para digital já houve melhora significativa no desempenho por causa dos circuitos chaveados e de alguns recursos programáveis. Porém, a grande vantagem da tecnologia está no processamento digital de sinal, presente nas próteses totalmente digitais.

Através desse tipo de processamento consegue-se controlar de forma muito mais eficaz os parâmetros necessários para o tratamento da perda auditiva do paciente. Com sua alta taxa de operações realizadas por segundo, os processadores digitais conseguem aplicar métodos matemáticos e algoritmos capazes de realizar a decomposição do sinal em muitos canais de freqüência, equalizar cada canal de acordo com o formato da perda auditiva e produzir uma saída amplificada e enquadrada na faixa em que o usuário está possibilitado de ouvir, sua faixa dinâmica.

De forma paralela, o processador realiza ainda a identificação e redução dos níveis de ruído, o controle de ganho para não saturar a saída do som nos alto-falantes e para evitar que alguns sons saiam da faixa dinâmica do usuário, como algumas variações silábicas nas conversações. O controle de realimentação acústica também passa a ser realizado pelo circuito. Isto significa que o zumbido encontrado nos aparelhos por causa do som que vaza pelo alto-falante e é re-amplificado pelo microfone não se controla mais apenas de forma mecânica, com a necessidade de perfeição no molde da peça que se encaixa no ouvido do paciente.

O preço de toda essa tecnologia comprimida em pequenas peças ainda é elevado, tanto no Brasil quanto no exterior, podendo variar de mil a dez mil reais por peça, dependendo dos níveis de conforto, qualidade do processamento e quantidade de recursos presentes. A maioria dos aparelhos digitais adquiridos atualmente é importada, encarecendo o produto também. O mercado nacional deste tipo de aparelho ainda não está desenvolvido, mas há pesquisas e projetos de desenvolvimento de próteses digitais com baixo custo, como o projeto ‘Manaus’ (Penteado e Bento, 2008), que objetiva a construção de próteses de ajuda auditiva sob um circuito eletrônico genérico e com “*recursos eletroacústicos não inferiores aos aparelhos hoje comercializados no mercado brasileiro*”.

2 O sistema auditivo humano

2.1 O ouvido humano

A audição humana é sensível ao ponto de detectar variações muito pequenas de pressão do ar. Quando um objeto vibra, o ar em torno dele é comprimido de maneira rítmica. Essa compressão percebida pelo ouvido resulta na experiência do som. A seguir, tem-se um melhor entendimento do sistema auditivo humano.

2.1.1 O caminho do som no sistema auditivo humano

O ouvido divide-se em externo, médio e interno – Figura 1. Ao atingir o ouvido, as ondas de pressão são conduzidas pela orelha e pelo canal auditivo até o tímpano, no ouvido médio, fazendo-o vibrar rítmicamente. Ao vibrar, o tímpano capta as ondas de pressão sonora e três ossículos – martelo, bigorna e estribo – são responsáveis por conduzir as vibrações até o vestíbulo da cóclea, no ouvido interno. A cóclea é uma estrutura óssea na forma de ‘caracol’ e repleta de um líquido. Seu interior é dividido em duas metades por duas membranas, uma flexível, chamada membrana basilar, e uma mais rígida, a membrana tectorial. Unindo as membranas há milhares de células receptoras sensoriais, denominadas células ciliares, que encontram-se mergulhadas no líquido do interior da cóclea. O vestíbulo da cóclea contém duas janelas, uma oval e outra redonda. As janelas são fechadas por membranas flexíveis. O estribo funciona como um êmbolo e faz contato com a membrana flexível da janela oval. Quando o pé do estribo se move, ele pressiona a membrana da janela oval, a pressão do líquido no interior da cóclea varia e isso faz vibrar membrana ciliar. Com as células ciliares distorcidas, as vibrações mecânicas da membrana basilar convertem-se em impulsos elétricos, conduzidos pelo nervo auditivo até o cérebro, que os interpreta como som.

Diferentes freqüências sonoras fazem com que diferentes partes da membrana basilar vibrem. As freqüências mais elevadas produzem vibrações na base da membrana; já as mais baixas, em sua extremidade apical mais profunda. Assim é organizada a membrana basilar – tonotopicamente, como o teclado de um piano, em que diferentes segmentos são responsáveis por diferentes tons ao longo de uma escala.

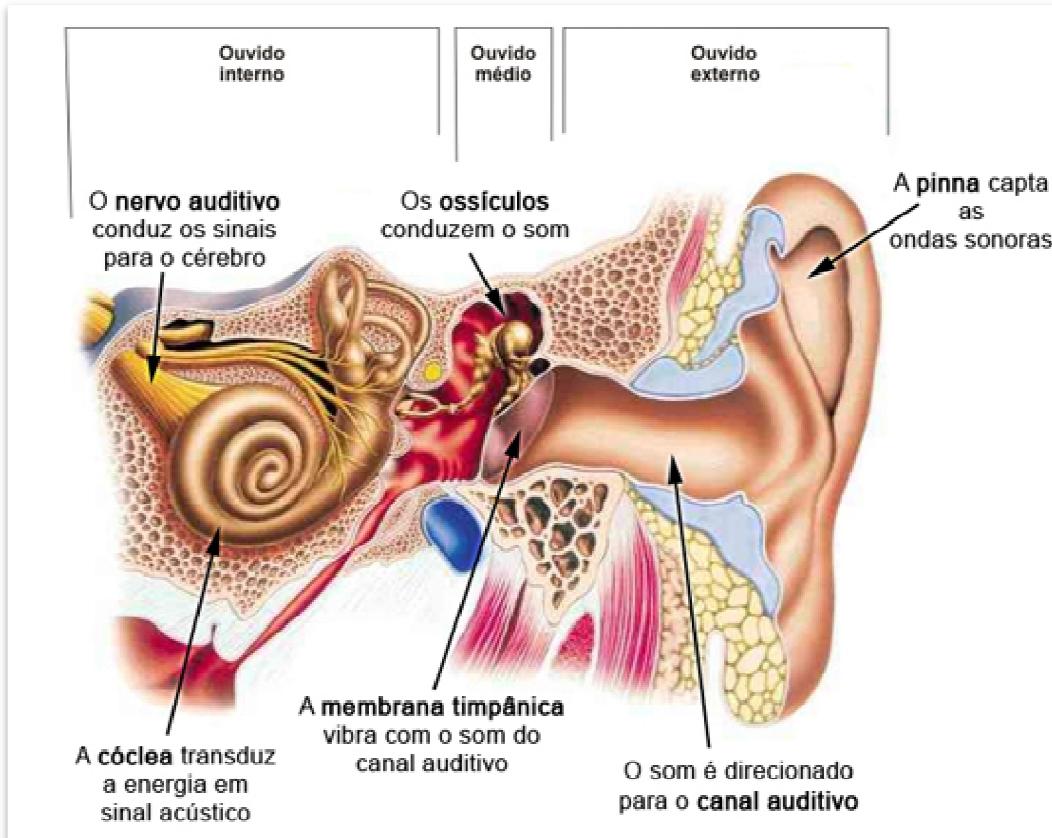


Figura 1 – O ouvido humano (Schaub, 2008)

2.2 Níveis sonoros

A pressão sonora no ar, medida em Pascal (Pa) representa a variação da pressão atmosférica em relação a um valor de referência, percebido pelo ouvido. Pascal é uma unidade de pressão sonora definida como força por unidade de área (Newton por metro quadrado, em unidades do SI). O nível de 20 µPa representa o limiar de audição humana, a menor variação de pressão capaz de ser percebida pelo ouvido.

Como o ouvido humano responde a uma larga faixa de intensidade acústica, desde o limiar da audição até o limite da dor como, por exemplo, na frequência de 1000 Hz, onde a intensidade acústica capaz de causar a sensação de dor é de 10^{14} vezes a intensidade capaz de causar sensação de audição, o Pascal não é o melhor método para visualizar a intensidade sonora. O decibel é então utilizado como medida de nível de pressão sonora – uma vez que a escala logarítmica fica mais adequada a essa medição que possui grande variação na ordem de grandeza. O decibel de nível auditivo – dB(A) – é medido com relação ao valor de referência do limiar auditivo humano citado acima: 20µPa para referenciar o valor de 0 dB(A).

Um decibel corresponde a $10^{0,1} = 1,26$, ou seja, é igual à variação na intensidade de 1,26 vezes. Uma mudança de 3 dB corresponde a $10^{0,3} = 2$, ou seja, ao se dobrar a

intensidade sonora, observa-se um acréscimo de 3 dB. Sempre que se observar esse acréscimo no nível de pressão sonora, pode-se dizer que se tem um risco duplicado.

O nível sonoro que chega ao ouvinte também é afetado pela distância em que este se encontra da fonte emissora. Ao duplicar esta distância, há um decréscimo de 6 dB na intensidade (Figura 2)

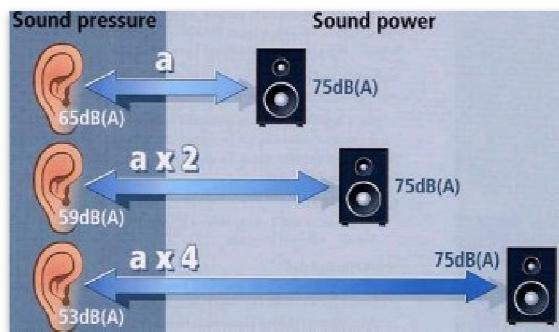


Figura 2 – Variação da intensidade sonora de acordo com a distância da fonte emissora

Uma associação dos níveis de pressão sonora com a sonoridade perceptível é mais facilmente compreendida com um exemplo de som característico encontrado em cada nível, como, por exemplo, um martelo de ar comprimido gera um nível próximo a 100 dB, considerado alto e próximo do limiar de dor, ou ainda uma conversação normal, na casa dos 60 dB (Figura 3).

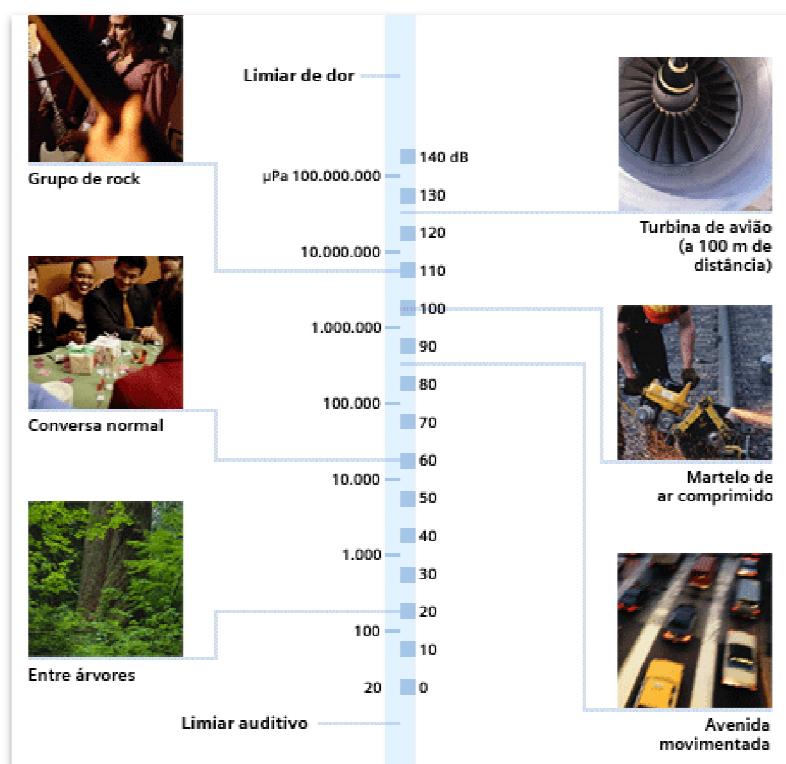


Figura 3 – Níveis sonoros em μPa e dB

2.3 Faixa de freqüências

O ouvido humano pode perceber freqüências na faixa de aproximadamente 20Hz a 20 kHz, mas não é igualmente sensível a todas elas. A sensibilidade auditiva é maior na faixa de freqüências entre 1 kHz e 4 kHz, assim, faixas de tons superiores ou inferiores requerem uma maior intensidade para serem ouvidas. Um ouvido normal pode diferenciar tons tão próximos quanto uma diferença de 5Hz em torno de 1kHz, ou seja, possui um índice de discriminação de aproximadamente 0,5%.

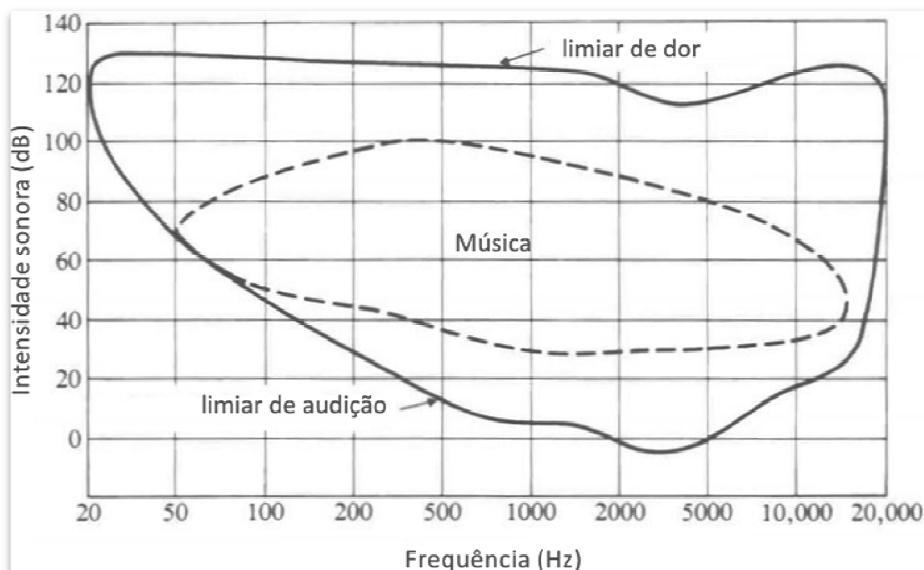


Figura 4 – Limiar auditivo humano

3 Tipos de perda auditiva

Há diversos tipos de perdas auditivas, classificadas de acordo com o local onde se encontra a lesão, ou localização topográfica (Lopes Filho, 1997):

Condutiva: Quando as ondas sonoras não alcançam a orelha interna, por problemas na orelha externa ou na orelha média determinando uma redução da acuidade auditiva. Este tipo de deficiência caracteriza-se pela diminuição da audição aos sons graves e alguma conservação da audição aos sons agudos.

Neurosensorial: No tímpano, os ossículos e as membranas encontram-se intactos, mas as células ciliares encontram-se danificadas ou reduzidas. Assim, elas não podem estimular as células ganglionares espirais do nervo auditivo (aqueles que ainda não se atrofiaram devido à ausência de estímulos). É o tipo de deficiência comum à maioria das pessoas.

Central: Certos pacientes, embora apresentem audição normal, não conseguem entender o que lhes é dito e quanto mais complexa a mensagem sonora, maior a dificuldade de compreensão.

Mista: A perda auditiva apresenta tanto características condutivas como sensoriais.

3.1 Causas

A audição pode ser afetada por uma série de fatores. Perdas auditivas podem ser produzidas por idade ou fatores genéticos, doenças metabólicas, o uso de drogas ototóxicas, traumas acústicos, excesso de ruído, neoplasias diversas, infecções e danos vasculares.

A mais comum entre todas as deficiências auditivas é denominada presbiacusia, que é do tipo sensorineural e causada pelo avanço da idade. De fato, a audição começa a deteriorar-se por volta dos 18 anos, mas seus efeitos são percebidos apenas por volta dos 60- 65 anos (na maioria dos casos), quando a capacidade de ouvir sons corriqueiros e a compreensão de diálogos é afetada. O gráfico abaixo, na forma de um exame de audiometria, ilustra esse tipo de perda auditiva aos vinte (20), quarenta (40), sessenta (60) e noventa (90) anos de idade de uma pessoa considerada ouvinte normal, que naturalmente perde a capacidade de ouvir de forma mais acentuada as freqüências mais elevadas.

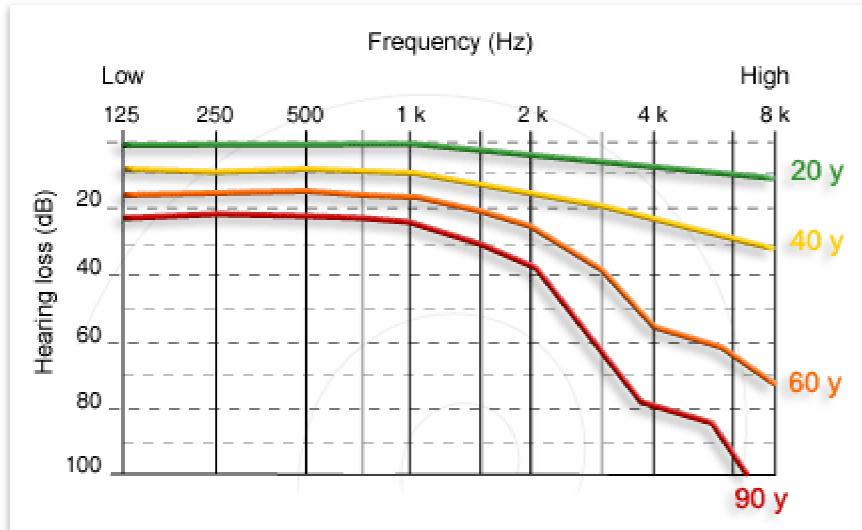


Figura 5 – Visualização da perda auditiva sensorineural de acordo com a idade do indivíduo

A PAIR – *Perda Auditiva Induzida por Ruído* é uma diminuição gradual da acuidade auditiva, decorrente da exposição continuada a níveis elevados de pressão sonora – Sons com magnitude acima de 120dB podem produzir a perda auditiva em poucos minutos. Sendo sempre sensorineural, irreversível e geralmente bilateral, muito raramente provoca perdas profundas, situando-se no máximo entre 40 e 75 dB(A) (decibéis nível auditivo). Daí vem a importância de proteção em ambientes ruidosos como fábricas e construções.

3.2 Intensidades

A gravidade de uma deficiência auditiva é dividida, de acordo com a intensidade de atenuação do limiar auditivo.

O limiar auditivo é a menor intensidade sonora capaz de produzir a experiência auditiva de tons puros e da fala. Para medir a intensidade da perda auditiva através deste limiar, basta notar que quanto maior o limiar, maior a perda. As seguintes faixas, usadas inclusive pela Organização Mundial da Saúde, definem a intensidade das perdas sonoras (Lopes Filho, 1997) (Schaub, 2008):

- É considerado ouvinte normal o indivíduo que apresenta 25 dB(A) ou melhor índice auditivo, sendo este, capaz de ouvir sussurros.
- Há uma perda auditiva de **grau leve** quando o indivíduo apresenta limiar de 26 a 40 dB(A). Ele pode ouvir e repetir palavras faladas em intensidade normal, com o falante estando a 1 metro ou menos de distância e acompanhar uma conversação normalmente.

- É considerada **perda moderada** uma atenuação de 41 a 60 dB(A). O indivíduo é capaz de ouvir e repetir palavras que surgem em nível de ruído da voz do falante apenas quando este estiver próximo. Ainda assim há atrasos na linguagem e alguns distúrbios como a omissão de consoantes. Para este nível de perda é recomendado o aparelho de amplificação sonora.
- A **perda severa** acontece quando o indivíduo apresenta perda de 61 a 80 dB e capacidade de ouvir algumas palavras com intensidade bem alta (gritada), próximas da orelha. Crianças raramente desenvolvem a fala sem que haja um treino especializado e a linguagem torna-se severamente defeituosa. O aparelho auditivo é necessário para este nível de perda e, quando este é inviável, faz-se necessário o uso de leitura labial e sinais lingüísticos para o entendimento da fala.
- Apresenta **perda profunda** o indivíduo com um limiar auditivo de 81 dB ou pior, ele é incapaz de ouvir e entender qualquer palavra em intensidade muito alta, mesmo as gritadas. Alguns deficientes auditivos podem entender palavras apenas com a ajuda do aparelho auditivo. Pessoas que nascem com deficiência profunda nunca aprendem a falar se não tiverem uma ajuda especial, mas ainda assim a linguagem tende a ser pobre. Leitura labial, gestos e sinais linguísticos são essenciais para a comunicação.

3.3 Visualização da perda auditiva

Lembrando que a perda auditiva é função não só da intensidade sonora, mas também da freqüência do som que chega aos ouvidos, conclui-se que a correção da deficiência não se dá apenas com a amplificação geral (amplificação linear) do som que chega aos ouvidos do indivíduo. É necessário conhecer em qual faixa de freqüências há maiores danos em sua audição através de um audiograma. Estes exames mostram o limiar auditivo do paciente e indicam, além do nível de perda, conforme já apresentado, a ‘forma’ desta, ou seja, em qual região de freqüências é mais acentuada e com que taxa ocorre o decaimento da percepção dos sons. Dentre várias, quatro situações possíveis são mostradas no gráfico a seguir (Schaub, 2008):

- (a) O gráfico representa uma perda de grau leve (~37 dB) com forma decrescente (aumento da perda maior que 20dB na faixa);
- (b) indica uma perda moderada com forma plana (variação inferior a 20dB);
- (c) A perda é de grau moderado-severo com forma ascendente (limiar diminui mais de 20dB na faixa)

(d) apresenta uma perda severa em forma de precipício (a variação crescente da intensidade da perda é maior que 20 dB em apenas uma oitava – de 1 a 2 kHz.)

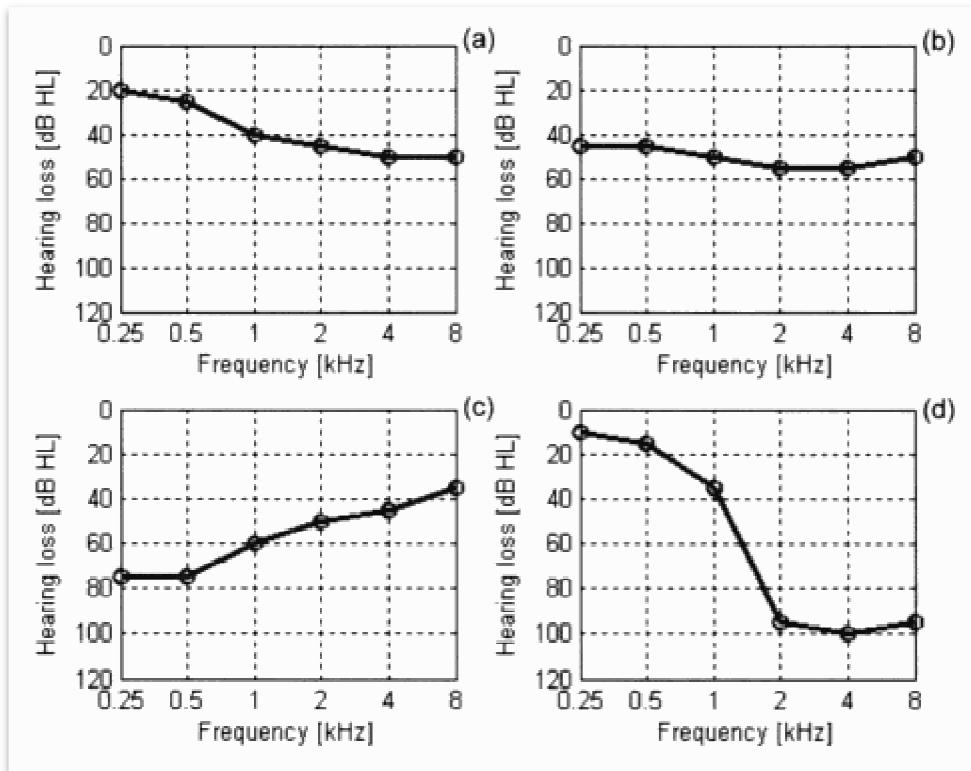


Figura 6 – Audiogramas de diferentes formas de perda auditiva

3.3.1 Conceito de *Loudness*

Associado ao audiograma, outro fator importante, embora mais subjetivo, no diagnóstico da faixa dinâmica de um indivíduo com perda auditiva é o “*Loudness*”, que pode ser traduzido e interpretado como sonoridade ou sensação sonora. Transmite um conceito de uma percepção subjetiva do som por cada indivíduo. Um dos questionamentos feitos é “o que acontece acima do limiar de perda de um paciente? Como ele ‘sente’ os sons que ouve”. A resposta vem do próprio paciente – através de um exame no qual níveis de ruído são classificados subjetivamente para se ter uma ideia da “sensação” que o som, na intensidade exibida, produz no usuário (suave, confortável, alto, muito alto).

O ajuste de *loudness* é o que se busca compensar com uma prótese auditiva, deve-se levar a faixa de áudio não detectável pelo portador da deficiência para um patamar em que este compreenda os sons a sua volta sem se confundir ou sentir desconforto com o que está ouvindo. A esse ajuste dá-se o nome de **compressão da faixa dinâmica**.

4 Histórico dos aparelhos auditivos

A evolução das próteses auditivas vem com o desenvolvimento de novas tecnologias e métodos que se aliam às pesquisas com os pacientes para a melhor compreensão de suas necessidades. Pode ser dividida em cinco principais períodos: acústico, do carbono, da válvula eletrônica, do transistor e digital (Sandlin, 2000) e (Mioni, 2007).

4.1 Período Acústico

Uma das primeiras tentativas de amplificação auditiva acústica tenha sido simplesmente a mão em concha posicionada atrás da orelha, que coleta e reflete os sons ao redor do pavilhão auricular. Esse procedimento permite uma amplificação útil de até 10 dB na faixa de banda de 1 a 3 kHz.

O início dos “aparelhos auditivos” veio com a utilização de cornetas acústicas no século XIII, mais desenvolvidas e utilizadas nos dois séculos seguintes. Tiveram de passar por várias modificações físicas para que se tornassem socialmente aceitável pelos pacientes. Esse tipo de corneta apresentava um pequeno ganho, definido pelo diâmetro de sua abertura frontal, em torno de 10 dB, em apenas parte da faixa de freqüência de voz (Figura 7).

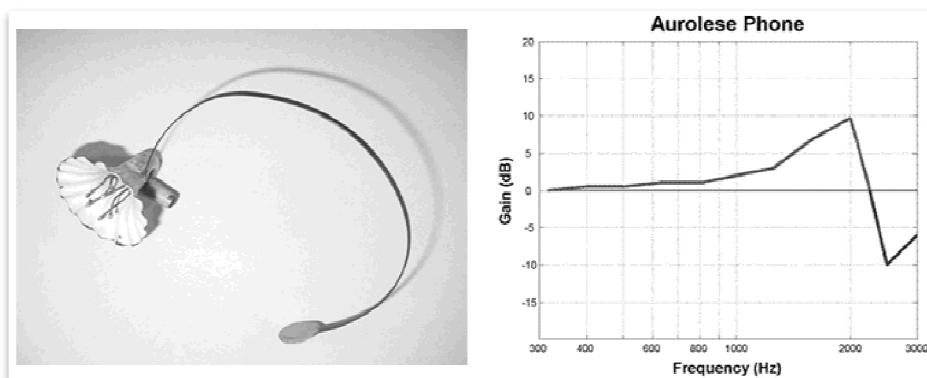


Figura 7 - Modelo acústico de prótese auditiva, o Floral Aurolese Phone, desenvolvido por volta de 1802 por F. C. Rein e sua resposta em freqüência.

Devido as suas limitações acústicas, as cornetas não podiam atender a todas as necessidades de audição.

4.2 Período do carbono

O século XX marca a transição das próteses auditivas acústicas para as elétricas com o uso de uma fonte de energia, resultando em maior amplificação do som e consequente tratamento de perdas mais graves. No final do século XIX, Alexander Graham Bell, descobriu o funcionamento do microfone de carbono, motivado pelos estudos sobre

comunicação e telefonia. O microfone foi utilizado para produzir os primeiros aparelhos auditivos com princípio elétrico (Figura 8)

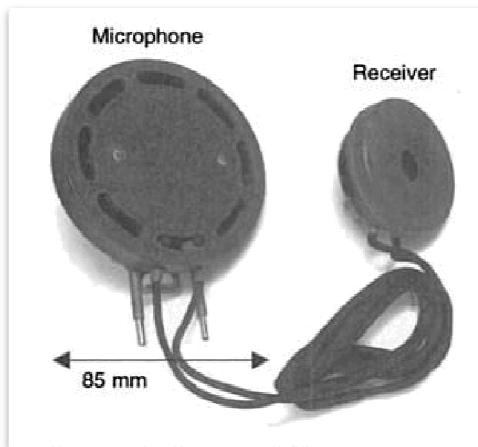


Figura 8 – Aparelho da era do carbono, sem sua bateria

Apesar da maior amplificação, estes aparelhos possuíam altos níveis de ruído provenientes de fontes externas ou ruídos térmicos, que tornavam seu uso prolongado muito desagradável. As baterias utilizadas eram incomodas e o carbono presente no microfone era altamente sensível ao calor e ao frio.

4.3 Período da válvula eletrônica

Em 1920, a criação das válvulas eletrônicas proporcionou novos caminhos para o desenvolvimento de aparelhos auditivos. Surgiram os primeiros circuitos eletrônicos de amplificadores de sinais, como o amplificador Classe A – primeiro modo de amplificação desenvolvido. Por sua característica de alta impedância de saída, as válvulas precisavam de casadores de impedâncias para acionar um transdutor com impedância menor, como o alto-falante de saída.

Começou, também, uma grande busca pela evolução dos aparelhos auditivos no que diz respeito à miniaturização. Mas até o final da década de 40, os aparelhos ainda incomodavam com suas baterias grandes e pesadas.

4.4 Período do transistor

O transistor, desenvolvido nas décadas de 1950 e 1960, trouxe redução de tamanho e aumento da eficiência no desenvolvimento das próteses, o tamanho das baterias pode ser reduzido devido a seu baixo consumo, além da redução no custo dos produtos. Próteses de bolso já estavam bastante reduzidas e o modelo de prótese embutida em armação de óculos chegava aos mercados – os componentes eram montados dentro das hastes dos óculos, e o microfone ganhou uma posição mais favorável, próxima ao pavilhão auricular, evitando vários tipos de ruído.

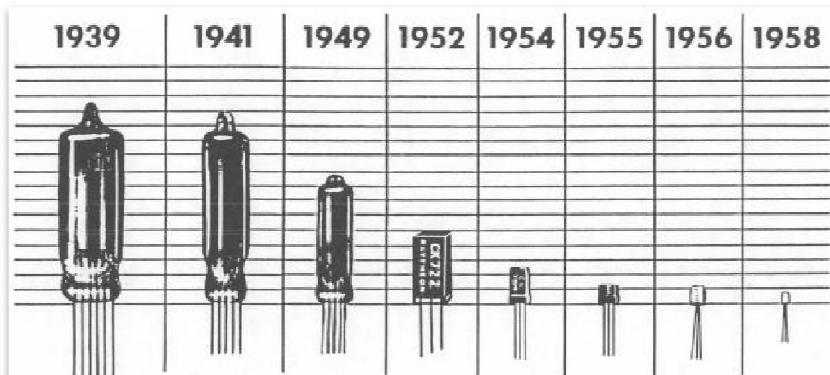


Figura 9 – evolução dos componentes de eletrônica – da válvula ao transistor

A introdução dos circuitos eletrônicos possibilitou enfatizar altas e baixas freqüências, limitar o ganho e a saída máxima dos aparelhos. Com dois conjuntos independentes, um para cada ouvido, interligados em uma prótese com molde de óculos criou-se o CROS (Contralateral Routing of Signal) idealizado por Harford e Barry em 1965 para controlar individualmente o ganho em cada conjunto, ajustando-o para perdas diferentes em cada ouvido.

O uso dos dois conjuntos sincronizados de amplificação possibilitou também a introdução da **audição binaural**, que permite a identificação da origem de um som que chega aos ouvidos: o ouvido humano percebe a localização da fonte sonora pela diferença de tempo entre a chegada do som em cada ouvido. Quando a fonte está exatamente na frente do ouvinte, o som chega ao mesmo tempo aos dois ouvidos e o cérebro reconhece o som como vindo da frente ou de trás com o auxílio da concha da orelha. Qualquer outro ângulo significa que a fonte encontra-se mais próxima do ouvido atingido primeiro pelo som.

A contínua miniaturização dos componentes das próteses trouxe a prótese retro auricular (Figura 10) que ainda é um dos modelos mais usados até hoje, mesmo com o surgimento de modelos que se posicionam completamente dentro do canal do ouvido, modelos que aumentam o desempenho principalmente em freqüências altas, porém têm um custo mais elevado.

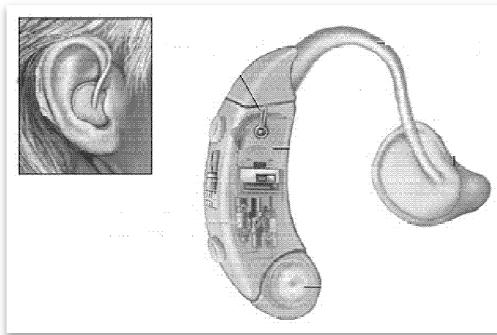


Figura 10 – Uma das primeiras versões do aparelho retro-auricular

Avanços de destaque dessa época foram:

- O microfone de eletreto, pois apresenta resposta em freqüência mais ampla, constante e menos sensível a variações de temperatura. Outra característica importante é sua menor sensibilidade a vibrações mecânicas, fundamental nas próteses retro e intra-auriculares, uma vez que o microfone e o falante situam-se no mesmo compartimento.
- A redução de distorção para sinais de entrada intensos e circuitos com ganhos de ênfase nas altas freqüências para sons de baixa intensidade com configurações ajustáveis.

O final da década de 80 e o começo da década de 90 foram marcados por uma revolução tecnológica que trouxe o processamento digital de sinais para o desenvolvimento de próteses auditivas.

4.5 Período Digital

Com a introdução da tecnologia digital, os aparelhos analógicos sofreram modificações, tornando-se aparelhos híbridos num primeiro momento. Tais próteses, essencialmente analógicas, possuem componentes e circuitos digitais incorporados de forma a melhorar o desempenho do sistema analógico. O sinal sonoro não é convertido em bits, mas todos os controles e chaveamentos de comandos são digitais. Possui uma memória externa na qual os ajustes de resposta em freqüência, ganho e outros parâmetros são armazenados e podem ser reprogramados sempre que necessário.

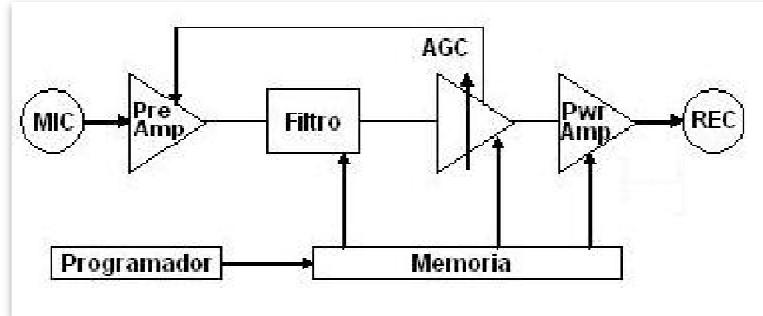


Figura 11 – Diagrama de blocos simplificado de um aparelho auditivo digital

Nos aparelhos híbridos ou nos totalmente digitais, a remoção dos controles mecânicos tornou os aparelhos menores, com mais parâmetros eletroacústicos possíveis de se controlar, assim, o trabalho de adaptação ficou mais individual.

Os aparelhos totalmente digitais incorporam ainda um microprocessador (DSP) que faz todo o processamento digital do sinal de áudio como filtragens múltiplas do sinal, amplificadores multi-canais, ajustes seletivos dos níveis de saída máxima, controle automático de ganho, sistema de compressão refinado e uma ampla variedade de recursos.

Outra técnica, que vem se desenvolvendo ao longo das eras dos aparelhos auditivos é o implante coclear, que pode ser relacionado com um ‘ouvido biônico’. Ele é composto de dois componentes, um interno e um externo. O componente externo possui um microfone, um processador e um transmissor situados acima do ouvido externo com o transmissor conectado ao couro cabeludo diretamente do lado externo onde o receptor interno está implantado sob a pele (ato cirúrgico). Além do receptor, o componente interno possui também um arranjo de eletrodos que corre do receptor até o interior da cóclea.

O microfone capta o som e o envia para o processador de som, que traduz o som em informações digitais e as envia para o receptor implantado, ele converte esse sinal digital em sinal elétrico e depois transmite o sinal para o arranjo de eletrodos. O arranjo de eletrodos envia esses sinais para o nervo auditivo, que então os passa para o cérebro. A técnica acaba com qualquer resíduo natural de audição presente no indivíduo antes da cirurgia, por isso é indicada para alguns pacientes com níveis profundos de perda auditiva. (ver Anexo B).

5 Componentes de captação e entrega do som

Para que haja maior eficiência no desempenho dos aparelhos de ajuda auditiva, estão sempre em desenvolvimento, além dos métodos de processamento digital (ou analógicos), os componentes de captação e entrega do som ao usuário, os microfones e os “receivers”.

5.1 Microfone

O microfone de eletreto é o mais utilizado na confecção de aparelhos auditivos. Ele é o componente transdutor do som em sinal elétrico. A relação entre a saída de tensão e o nível de pressão sonora fica em torno de 16 mV por Pascal, traduzindo, cerca de 70 dB de pressão sonora resultam em 1 mV de tensão na saída.

Fisicamente, o som entra por uma abertura e faz vibrar uma fina peça metálica chamada de diafragma. A distância variável entre o diafragma e uma peça mais rígida envolvida por um tipo de teflon – o eletreto – induz uma corrente no circuito em que o diafragma está inserido. Há ainda um amplificador para deixar as correntes que entram e saem do diafragma de uma grandeza razoável para ser trabalhada pelo amplificador principal do aparelho auditivo.

Microfones de eletreto possuem resposta em freqüência praticamente igual em toda a faixa. Porém, aqueles utilizados na montagem de próteses auditivas sofrem uma alteração de desenho, um corte físico que resulta em atenuação nas baixas freqüências (Figura 12) a fim de evitar que haja um ganho muito elevado dos muitos ruídos presentes nessa faixa, incomodando os usuários.

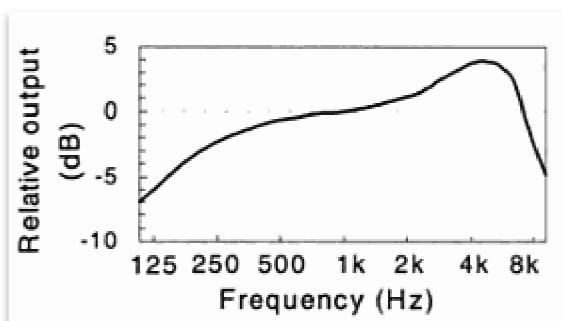


Figura 12 – Resposta em freqüência de um microfone de eletreto usado em próteses auditivas

Ao logo da década de 1990 os microfones direcionais foram aprimorados e passam a ser cada vez mais utilizados nas próteses auditivas. Este tipo de microfone atenua o som que vem de algumas direções através de duas aberturas na capsula do diafragma.

Aproveitando o princípio de propagação do som, uma das entradas possui um filtro para atrasar o som que chega primeiro nela de tal forma que quando o som atinge a outra entrada do diafragma, ele possui o mesmo atraso do som na primeira abertura, assim o diafragma não vibra e o som é cancelado.

Os microfones direcionais melhoram a relação sinal-ruído de forma considerável (até 50% (Dillon, 2001)) no momento do processamento pelo aparelho auditivo. A resposta de direitividade de um microfone é apresentada em forma de um digrama polar (Figura 13).

A quantidade e o posicionamento dos microfones também são estudados para melhor desempenho do aparelho auditivo. Na maioria dos casos de aparelhos digitais, são dois microfones localizados no próprio encapsulamento da prótese.

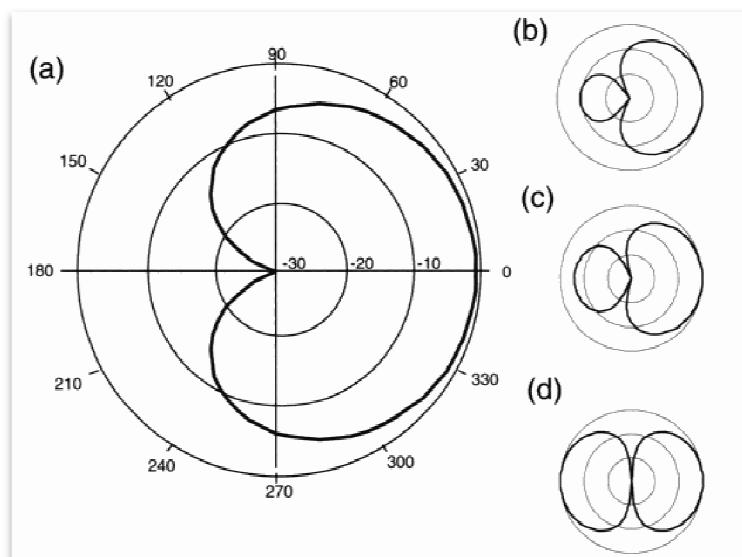


Figura 13 – Respostas típicas de microfones direcionais: (a) cardióide, (b) super-cardióide, (c) hiper-cardióide, (d) bipolar

5.2 O Amplificador de saída

Além dos outros amplificadores presentes no circuito dos aparelhos auditivos, o de saída é especialmente importante, pois é o responsável por amplificar o sinal – e por isso aumentar o consumo de corrente – mais do que qualquer outro amplificador presente no projeto. Há quatro tipos de amplificadores empregados nos aparelhos auditivos: Classe A, Classe B, Classe D e Classe H.

O amplificador classe B compreende dois amplificadores, ambos com corrente quiescente muito pequena ou quase nula. Um deles é alimentado com uma entrada inversa do sinal e exerce a função de puxar o diafragma do falante em um sentido enquanto o outro empurra o diafragma em outra direção. Este amplificador é também chamado de “*push-pull*”.

Embora seja bom para alta potência, apesar de um rendimento energético de aproximadamente 80%, este tipo de amplificador precisa de componentes externos grandes e volumosos, portanto não se enquadra muito bem na aplicação de aparelho auditivo.

O amplificador classe D é o que mais ganha espaço nos projetos digitais: Ao invés de amplificar diretamente o sinal, este amplificador usa um sinal de alta freqüência juntamente com o sinal de áudio na entrada de um comparador, produzindo assim uma saída modulada, com a largura do pulso variando de acordo com a amplitude do sinal de entrada. Após a amplificação do sinal, um filtro passa-baixa é utilizado para retornar o valor amplificado à forma de áudio no falante do sistema. A eficiência energética desses amplificadores fica próxima a 90%, este é um dos motivos de sua maior aplicação nos aparelhos auditivos.

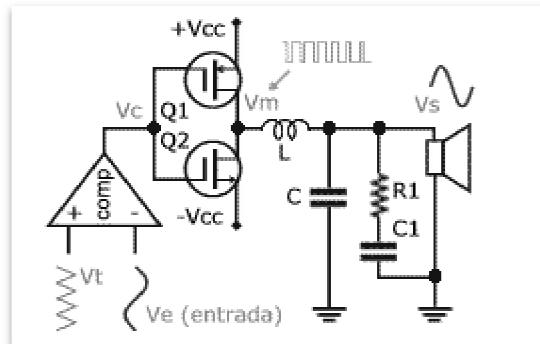


Figura 14 – Amplificador classe D com modulação por largura de pulso (PWM)

6 O aparelho auditivo digital

Os principais componentes de um aparelho auditivo são, portanto: microfone, amplificador, controle de ganho, falante para entregar o som amplificado ao ouvido e a bateria.

No caso dos aparelhos digitais, há ainda o processador de sinal com conversores A/D e D/A – graças aos métodos matemáticos realizados de forma muito rápida fica muito simples a implementação de filtros digitais – ele permite a incorporação das inúmeras funções encontradas atualmente nas próteses auditivas; não realizadas ou com pouca eficiência nos aparelhos analógicos:

- Processamento superior do sinal, reduzindo consideravelmente as fontes de ruído ou reforçando sons específicos para proporcionar inteligibilidade da fala mesmo sob ambientes ruidosos.
- Processamento binaural, possibilitando a identificação da fonte sonora pelo usuário.
- Muita flexibilidade com a adaptação de freqüências na adequação do aparelho de acordo com as características únicas de perda auditiva de cada usuário.
- Redução de ruídos internos através de redução de reverberação, supressão acústica, e cancelamento de feedback.

Os desafios de construção para que essas características sejam atingidas incluem ainda: circuitos integrados de área muito pequena, pouco consumo energético (para resultados estéticos e de portabilidade), em geral, consumo da ordem de mAh e baterias de tamanho pequeno com 1,1 a 1,4 V.

6.1 Etapas do processamento digital do som

Primeiramente o microfone converte a onda sonora em um sinal elétrico analógico que, depois de amostrado e quantizado pelo conversor analógico-digital está pronto para ser trabalhado matematicamente pelo processador digital. Para tanto, os valores das amostras são armazenados em um buffer, constituindo o *bloco de amostras* utilizado para o processamento. Por fim, o sinal é devolvido em forma sonora ao usuário da prótese através do caminho reverso da entrada, ou seja, o sinal digital torna-se analógico após passar pelo conversor D/A e volta a ser som depois da bobina do falante.

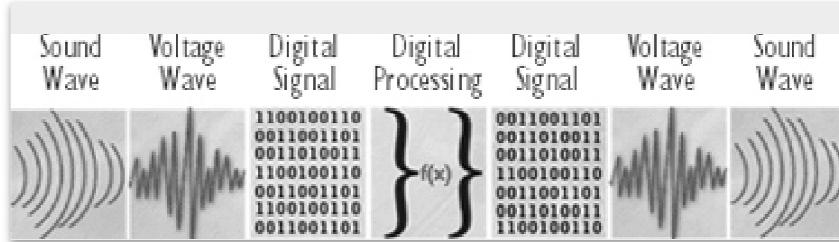


Figura 15 – etapas do processamento digital da onda sonora nos aparelhos de ajuda auditiva

Além das exigências dos projetos analógicos, os projetos digitais aparelhos de ajuda auditiva necessitam de algumas especificações adicionais, tais como frequência de amostragem, quantidade de bits de precisão e taxa de instruções por segundo do processador.

Nestes aparelhos, a equalização para a compensação de loudness é realizada por um banco de filtros digitais do processador, o controle automático de ganho evita saturações ou transientes e mantém a saída dentro da faixa dinâmica do paciente, e a redução de feedback acústico causado pela reverberação do som no ambiente.

Tudo isso deve ser realizado atendendo ainda requisitos de projeto que dizem respeito às características de construção física e consumo energético do modelo já que parâmetros acústicos são alterados de forma expressiva de acordo com o modelo da prótese, bem como com o tamanho e tempo de vida útil da bateria. Por exemplo, os modelos que se posicionam no interior do canal do ouvido (intra-canal ou totalmente intra-canal) possuem projetos mais adequados a perdas não muito graves.

O diagrama a seguir mostra o modelo de um sistema completo de um aparelho auditivo digital.

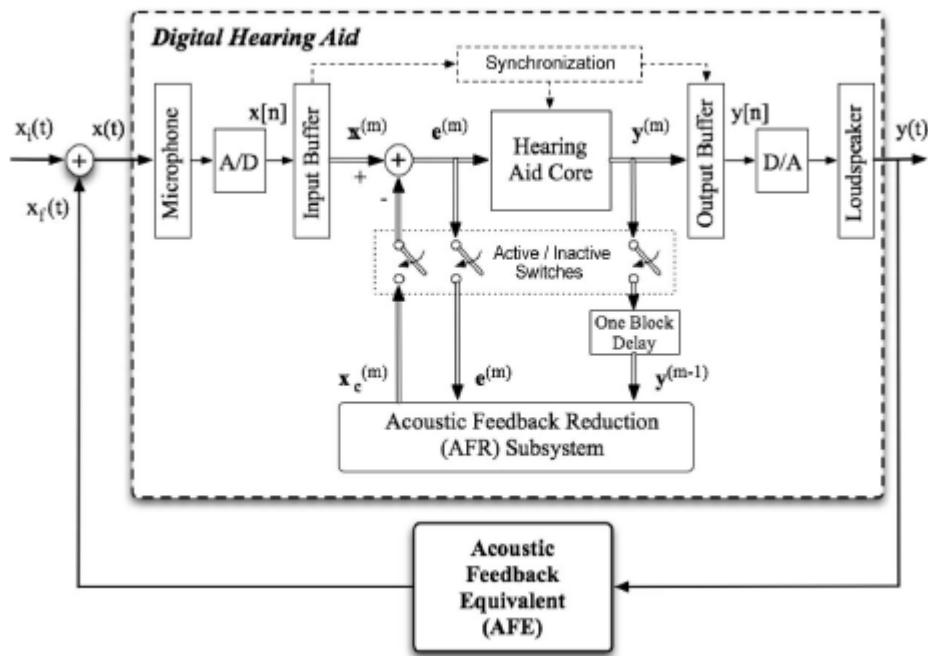


Figura 16 – diagrama de blocos do processamento do sinal nos aparelhos auditivos digitais (Vicen-Bueno, Martinez-Leira, et al., 2009)

6.1.1 Conversão Analógico-Digital e Digital-Analógico

Para poder manipular os sinais de maneira digital é preciso que eles sigam um padrão, tanto no seu espaçamento no tempo quanto na sua divisão em níveis de amplitude, tecnicamente falando, o sinal precisa ser amostrado e quantizado (Figura 17).

A freqüência de amostragem indica quantas amostras por segundo são tomadas do sinal de entrada; e seguindo os critérios da freqüência de Nyquist deve ser pelo menos o dobro da máxima freqüência do sinal. Projetos mais antigos utilizavam uma taxa de amostragem de 8 kHz, processando freqüências de até 4 kHz; atualmente as freqüências de amostragem giram em torno de 16 a 20 kHz (ou superiores), resultando em uma banda de 8~10 kHz, que cobre quase por completo a faixa de conversação.

Os valores obtidos em cada amostra do sinal são aproximados para um número limitado de níveis de tensão, devido ao modelo de construção dos conversores, geralmente comparadores de tensão na entrada de um codificador que possui saídas convertidas em bits. E quanto maior a quantidade de bits do sistema, maior é sua *resolução*, ou seja, o valor digitalizado fica mais próximo do valor analógico original.

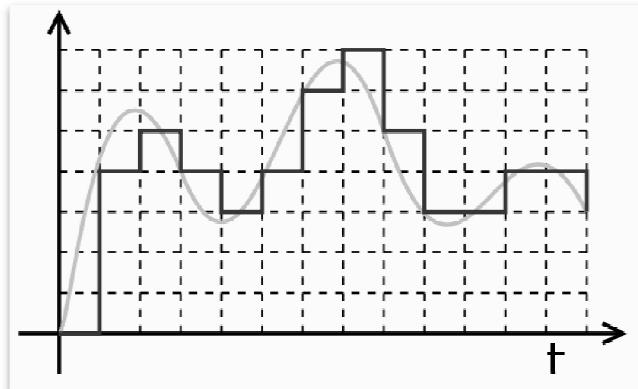


Figura 17 – sinal de entrada (análogo, cinza claro) amostrado e quantizado (digital, cinza escuro)

Para restaurar o sinal analógico, após todas as operações realizadas no sinal digital, utiliza-se um conversor digital-analógico, circuitos mais simples que os conversores analógico-digitais e que, muitas vezes, usam estes circuitos em seu projeto.

Duas das maneiras possíveis de realizar essa conversão. Na primeira, o código digital é convertido em tensão analógica e permanece constante até o valor da próxima entrada do conversor (como na Figura 17). A forma de onda resultante passa por uma suavização através de um filtro passa baixas e a reconstrução está completa.

Alternativamente, pode-se utilizar o método de modulação Sigma-delta: através de pulsos curtos a uma taxa rápida aplicados ao valor digital do sinal, sua densidade de pulsos é determinada. E quando esse sinal pulsado passa por um filtro passa-baixas, que no caso dos aparelhos digitais pode ser o próprio falante que entrega o som ao usuário, ocorre a atenuação e o sinal analógico está recomposto.

6.1.2 Controle automático de ganho:

Os circuitos de controle automático de ganho comprimem a entrada de sinal na faixa dinâmica da amplitude dos limiares de audição das pessoas com deficiência. Seu projeto deve evitar que variações bruscas ocorridas durante uma conversação, como as variações silábicas, ou por ruídos do ambiente, dificultem ou impeçam a inteligibilidade da informação, seja no caso de variações que fiquem abaixo do limiar auditivo, ou no caso em que variações levem a saída para o limiar de dor do paciente. Muitas vezes são posicionados após os circuitos de equalização e controle de volume. Os parâmetros de ‘ataque’ – quando há variação positiva na intensidade – ou ‘retorno’, no caso da variação negativa guiam a construção do circuito, pois resultam em tempos de acomodação da resposta na saída. A curva típica de saída desse circuito é mostrada abaixo, na Figura 18. Seu comportamento depende da constante de tempo dos capacitores utilizados nos detectores de envoltória e devem produzir uma resposta rápida, como tempos de ataque em torno de 5 ms tempo de

retorno da ordem de 120 ms, para que um bom controle silábico seja executado. Ainda pode haver um controle automático para as conversações de fundo, através de algoritmos que aumentem os tempos de ataque e retorno.

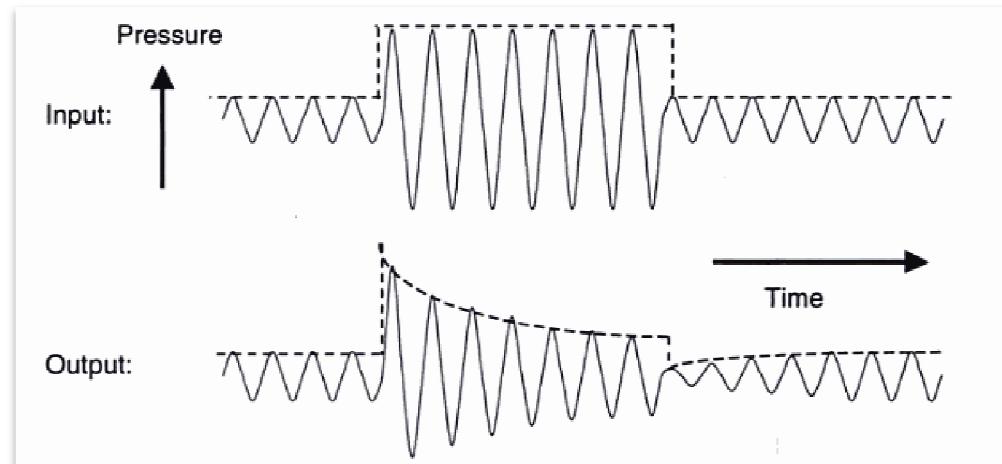


Figura 18 – entrada e saída típica de um controlador automático de ganho

Os circuitos consistem de um sistema realimentado, com um amplificador de ganho variável (VGA) capaz de comprimir ou amplificar o sinal de entrada; um detector de picos para passar o valor máximo detectado na saída do VGA a um controlador não linear, responsável por informar ao VGA qual operação deve ser realizada (atenuação ou amplificação).

Há vários modelos propostos para circuitos de controle automático de ganho, desde chips dedicados posicionados antes ou após o processamento digital do áudio, nos quais componentes CMOS atuam como amplificadores diferenciais, com parâmetros de ataque e retorno não configuráveis (Figura 19-a); até modelos incorporados no DSP, com seus parâmetros facilmente reguláveis por programação (Figura 19-b).

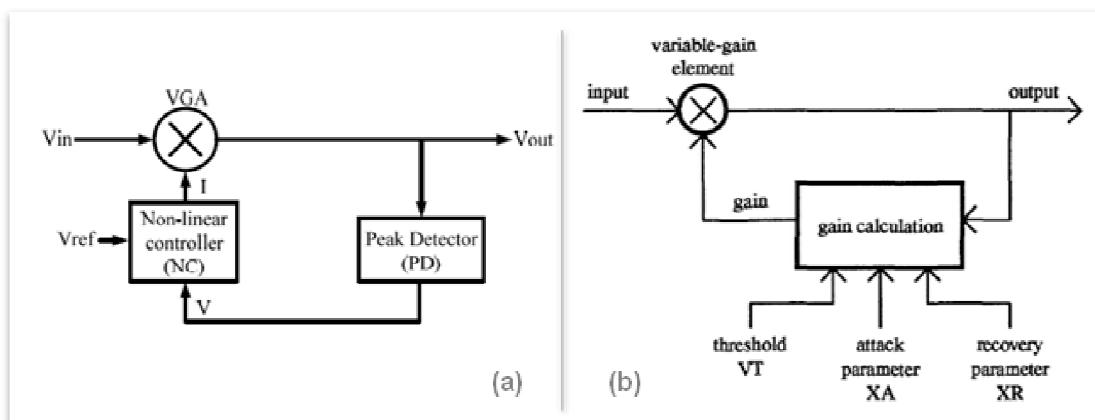


Figura 19 – Componentes de um controlador automático de ganho (a) circuito de chip dedicado, (b) circuito com parâmetros configuráveis.

O amplificador de ganho variável:

O amplificador (Figura 20) tem seu ganho ajustado de acordo com a corrente I_B , que varia de acordo com a diferença entre V_{in} e V_{ref} , tensões de entrada e valor de referência (da faixa dinâmica), também é equivalente ao quociente das transcondutâncias dos dois estágios ($\frac{V_o}{V_{in}} = \frac{Gm_1}{Gm_2}$). Além do ganho, outros parâmetros também devem ser observados no projeto do VGA, bem como no projeto de qualquer amplificador, são eles: resposta em freqüência – o sistema deve responder bem na faixa de freqüências da voz humana, para realçar as conversações; Ganho em modo comum (Ac); Ganho em modo diferencial (Ad); a taxa de rejeição em modo comum (CMRR), que indica a qualidade do circuito em rejeitar ruídos em modo comum na entrada; e a linearidade de fase.

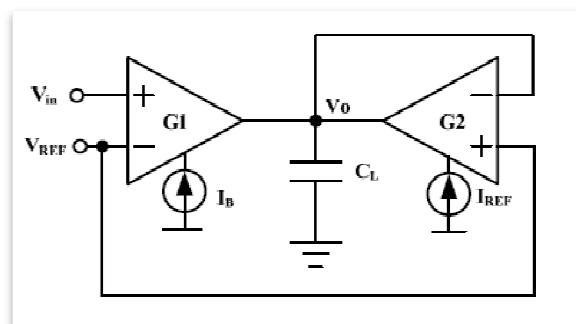


Figura 20 – amplificador de ganho variável

O detector de picos:

É o responsável por detectar o valor de pico da tensão de saída do VGA e transmiti-lo para o controlador não linear que realimenta o sistema. A técnica de ‘sample-and-hold’ (Figura 21) é empregada para que o valor de pico do ciclo seja mantido até a próxima atualização da saída.

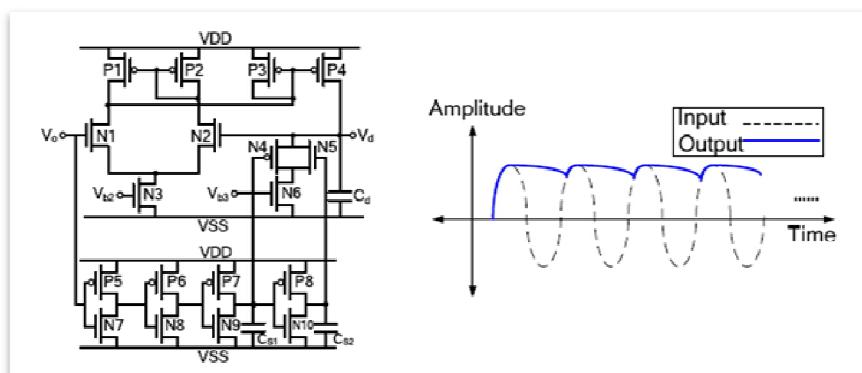


Figura 21 – circuito detector de picos e sua saída típica

Controlador não linear:

Este circuito compara as tensões de referência, que são as da faixa dinâmica, e a saída do detector de picos para controlar o ganho do VGA, estabilizando o sistema em caso de mudanças súbitas da maneira exponencial observada nas curvas de saída.

A curva típica de um compressor como o controle automático de ganho é da forma da Figura 22 abaixo. A saída recebe um ganho e aumenta de forma linear com a mesma taxa da entrada até o momento em que se inicia a compressão, ponto chamado de '*kneepoint*' (Sandlin, 2000), quando a entrada aumenta mais do que aumenta a saída, limitada pelo controlador.

Na figura, também são apresentados dois princípios importantes sobre o *posicionamento do controle automático de ganho no caminho do processamento do sinal*: quando o controle de volume vem depois do controle de ganho (a), não há nenhum efeito na operação do AGC e ele continua iniciando a compressão da faixa no mesmo ponto para todas as posições do controle de volume selecionado. Porém, a saída do controle de volume vai direto para o alto falante do aparelho e isto causa distorções no som quando o volume é muito alto, pois pode ultrapassar a saída máxima de potência, saturando a bobina do falante.

Já no controle automático de ganho situado após o controle de volume (b), também chamado AGCo, o '*kneepoint*' é alterado, visto que se o sinal de entrada sofrer um aumento de volume e já estiver alto o suficiente para a faixa de compressão, então ele será comprimido, isto aumenta ou diminui a faixa em que ocorre a compressão dos níveis sonoros da entrada, dependendo do volume estipulado.

Em vários aparelhos há compressão diferenciada em várias bandas de freqüência, já que a perda auditiva pode exigir níveis diferentes de compressão ao longo da faixa de freqüência. Para tal compensação, há também o uso do banco de filtros, estudado a seguir.

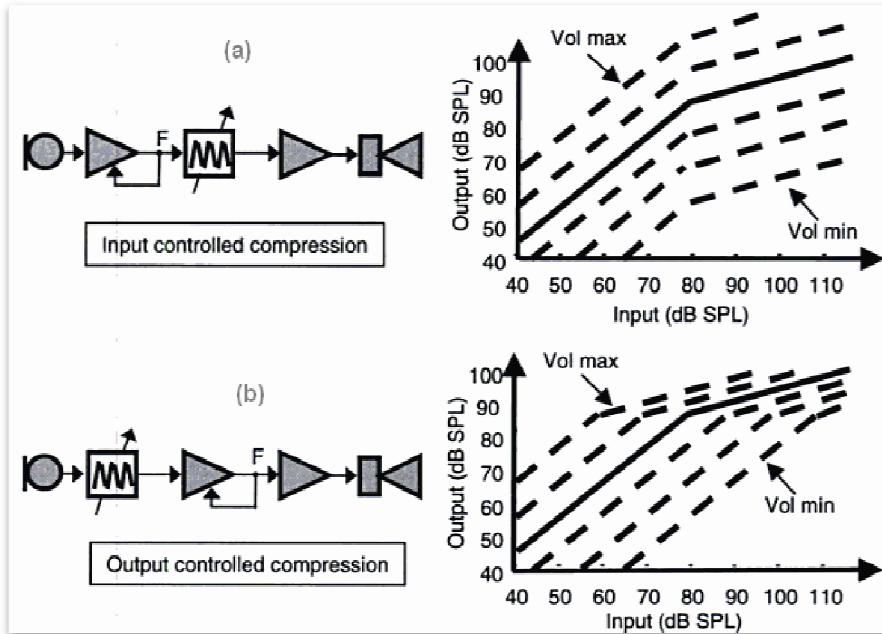


Figura 22 - Posicionamento do controle automático de ganho. (a) AGCi e (b) AGCo

6.1.3 O banco de filtros digitais:

Um dos desafios de projeto de aparelho auditivo, digital ou analógico é o controle de '*loudness*'. Este conceito está intimamente ligado com a forma da perda auditiva de um paciente, ou seja, diz respeito à intensidade e à freqüência da onda sonora que chega ao ouvido, assim, para o melhor ajuste da deficiência é preciso promover a equalização de acordo com estas características.

E a cobertura de banda larga para compressão da faixa dinâmica é a grande dificuldade dos projetos analógicos. Torna-se mais fácil implementá-la com a ajuda dos métodos matemáticos de processamento digital de sinal, aplicados nos filtros digitais.

Os aparelhos auditivos digitais incorporam, então, um núcleo com banco de filtros, responsáveis por realizar a decomposição do sinal de entrada em diversos canais, cada um respondendo para certa faixa de freqüências do espectro do sinal. A decomposição em múltiplos canais é feita visando obter uma representação praticamente ortogonal do sinal de entrada, pois assim ocorre o processamento independente de cada canal e não há problemas na reconstrução do sinal equalizado, com uma magnitude da resposta em freqüência de forma a compensar a deficiência do usuário da prótese. Tal objetivo é atingido com o dimensionamento da quantidade de canais, o tamanho da banda de passagem de cada um e o espaçamento entre elas, a atenuação na banda de parada, tipicamente de 40-50 dB (Chong, Gwee e Chang, 2006), dos filtros na tentativa de diminuir sobreposições de

espectro na resposta geral do banco de filtros. Nota-se então a possibilidade de configuração mais individual para cada usuário.

Há inúmeros projetos de banco de filtros digitais para aparelhos auditivos na literatura, tanto filtros de resposta infinita ao impulso (IIR), como os de resposta finita ao impulso (FIR), estes últimos podem ter seus projetos feitos por janelas, baseados diretamente na aproximação de uma resposta em freqüência desejada.

Os filtros IIR, também chamados recursivos, possuem saída dependente dos valores de saídas passados, isto diminui a complexidade computacional, porém torna a resposta em fase não linear e mais difícil de ser controlada, não sendo a mais adequada para a aplicação.

Os filtros FIR, também chamados de filtros de média móvel, apresentam saída dependente apenas de valores da entrada do sinal, ou seja, sua saída zera após um período sem entrada – isso lhes dá a característica de total estabilidade, sem oscilações.

Embora precise ser projetado com uma ordem maior do que filtros IIR para obter resultados semelhantes a estes, o filtro FIR leva vantagem por apresentar resposta linear em fase, ou seja, um atraso de grupo constante que não gera distorção na banda de passagem e permite controlar a fase de forma precisa. Obtém-se consequentemente, melhor desempenho dos algoritmos de identificação e redução de ruídos; e do processamento binaural, feito quando o usuário veste duas próteses.

Com relação ao espaçamento dos canais de freqüência, há a possibilidade de serem espaçados igualmente ou espaçados de maneira não uniforme. Esta última apresenta mais soluções de programação do banco de filtros, podendo concentrar mais canais onde uma equalização com forma muito variada for exigida (Chong, Gwee e Chang, 2006), ou seja, geralmente nas freqüências abaixo de 4 kHz, faixa onde há ruído juntamente com concentração de voz humana.

Na sequência, as duas imagens ilustram a diferença da resposta em freqüência dos bancos de filtros espaçados igualmente ou de maneira não uniforme.

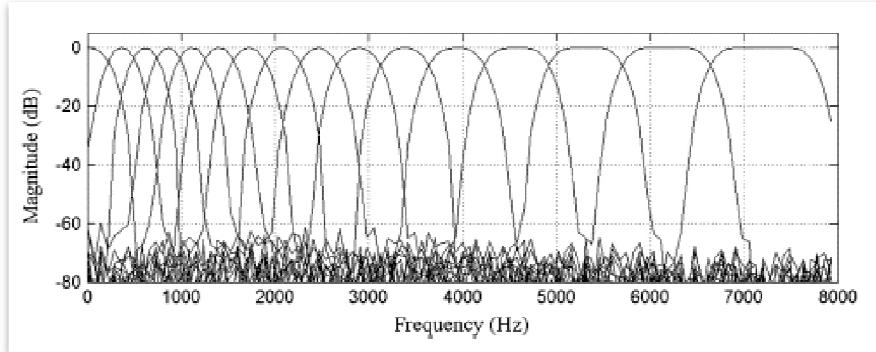


Figura 23 – Resposta de um banco de filtros com espaçamento não uniforme (Chong, Gwee e Chang, 2006)

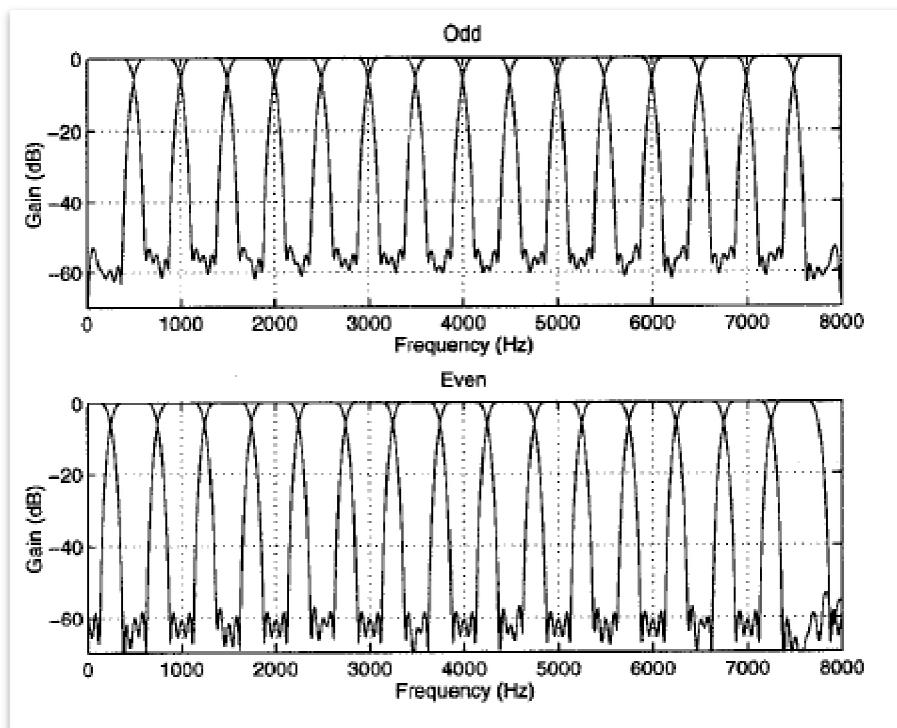


Figura 24 – Resposta de um banco de filtros igualmente espaçado (Brennan e Schneider, 1998)

Além da escolha do tipo de filtro, é importante dimensionar a quantidade de operações que serão realizadas durante o processamento do sinal e buscar a redução desse número para melhor desempenho. Processar o sinal no domínio do tempo ou no domínio da freqüência pode trazer economia no número de pontos utilizados para a realização dos cálculos e, consequentemente, no tempo de processamento do som.

Os projetistas utilizam-se das propriedades de simetria oferecidas pelos filtros digitais para ‘economizar’ no número de operações.

Em (Chong, Gwee e Chang, 2006), os filtros FIR utilizados possuem ordem igual a 109 e o processamento é feito no **domínio do tempo**. Com a propriedade de simetria oferecida pelo modelo de filtro FIR com fase linear, na qual se constata que os zeros da função de transferência ocorrem em pares recíprocos (Joaquim, 2006), e a resposta do filtro é, portanto, simétrica com relação a um ponto central, o número de multiplicações cai pela metade como pode se observar na equação abaixo, onde na saída do instante n de cada canal i ($y^i[n]$), $h^i[j]$, o coeficiente (ou valor de resposta ao impulso) do filtro multiplica o valor da entrada nos instantes $[n-j]$ e $[n-109+j]$; com j variando de 0 a 54 (metade da quantidade de pontos da amostra) no canal i .

$$y^i[n] = \sum_{j=0}^{54} h^i[j] \cdot \{x[n-j] + x[n-109+j]\}$$

Nota-se que todos os canais do banco de filtros obedecem a mesma equação, alterando apenas os coeficientes $h^i[j]$ de acordo com a faixa de freqüências desejada no canal ' i ' já que a distribuição, neste caso, é não uniforme, ocorre de acordo com a Figura 23.

Embora a distribuição não uniforme dos canais seja mais ideal à aplicação de próteses auditivas, essa técnica não permite a aplicação dos métodos mais eficientes de modulação (Brennan e Schneider, 1998). A eficiência computacional é consideravelmente melhorada quando a análise do banco de filtros é feita no domínio da freqüência – a resposta do banco de filtros é realizada como uma série de modulações de filtros passa-baixas cobrindo toda a faixa de freqüência desejada.

Em (Brennan e Schneider, 1998) encontra-se uma estrutura que processa o sinal no **domínio da freqüência** (Figura 25) utiliza uma manipulação via transformada discreta de Fourier (TDF) para replicar um único protótipo de filtro em 32 bandas de freqüência igualmente espaçadas, dois grandes blocos, chamados de ímpar (*odd*) e par (*even*) com 16 bandas cada, colocados um sobre o outro com um deslocamento de meia largura de banda.

A **transformada discreta de Fourier** opera sinais não periódicos de tempo discreto, e se traduz em uma resposta contínua no domínio da freqüência.

O que torna possível a replicação das bandas no banco de filtros citado é a propriedade de periodicidade gerada como resultado da aplicação desta transformada (Joaquim, 2006)

Esta transformação produz formas idênticas de filtros, apenas deslocados em freqüência, causando um filtro uniforme. No caso, a freqüência de amostragem de 16 kHz

faz com que cada banda tenha a largura de 500 Hz. Neste projeto também há a ampliação da quantidade de bandas por meio de um deslocamento de meia largura de banda do filtro referência e ‘empilhamento’ com os outros canais gerados, resultando em 32 canais, espaçados de 250 Hz. Assim, por meio do baixo custo computacional da TDF e com uma amostragem maior do que o necessário para a faixa de conversação atinge-se o objetivo de vários canais nas baixas freqüências, nas quais, repetindo, há maior necessidade de equalização devido a ruídos.

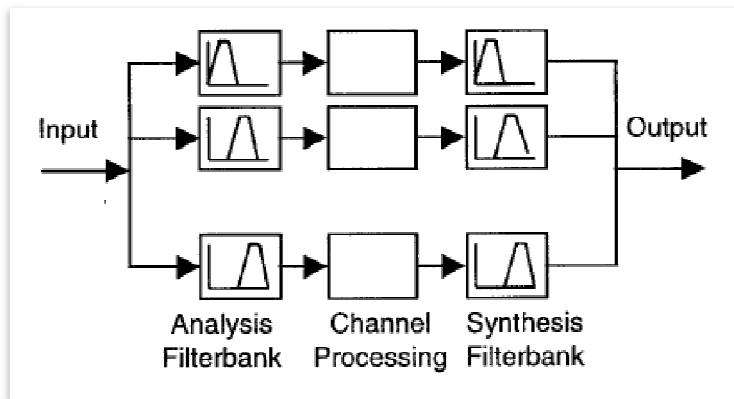


Figura 25 – Processo de análise e síntese de banco de filtros digitais operando do domínio da freqüência (Brennan e Schneider, 1998)

Matematicamente, as equações de análise e síntese dos filtros, seguindo o princípio do deslocamento circular em freqüências da transformada discreta de Fourier são descritas abaixo:

Análise:

$$Y_k = \sum_{n=0}^{N-1} y(n) W_N^{-(k+v)n}, k = 0, 1, \dots, N-1$$

Síntese:

$$y(n) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} Y_k W_N^{(k+v)n}, n = 0, 1, \dots, N-1$$

Onde: $W_N = e^{-k(2\pi/N)}$ é periódica, com período N, e módulo igual a 1. Ela define pontos, regularmente espaçados no círculo de raio unitário do plano z, cujo valor de cada arco vale $2\pi/N$ radianos (Joaquim, 2006). Assim, após a análise, os valores de ganho são aplicados em cada componente de freqüência complexa e o processo de síntese é realizado para devolver o sinal no domínio do tempo.

Um exemplo de equalização é mostrado na figura seguinte: em um dos modelos experimentais propostos (Tejero, Bemal, et al., 1995), atinge-se o ajuste de *loudness* para os sinais de fala (na figura, a palavra /PA/ é pronunciada em espanhol) de maneira eficaz apesar de algumas dificuldades relatadas com relação à confusão de certos fonemas.

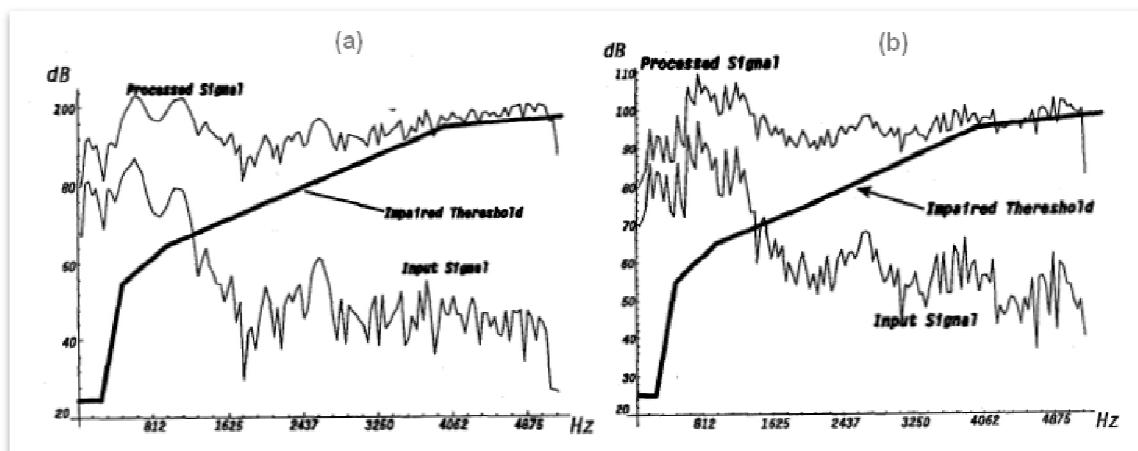


Figura 26 – resposta equalizada com controle de *loudness* do sinal de fala (a) porção das vogais; (b) porção das consoantes (Tejero, Bemal, et al., 1995)

6.1.4 O cancelamento de feedback acústico

Ecos e apitos nos aparelhos auditivos são gerados por diversos fatores: ganho elevado, má fixação do molde da prótese no ouvido, cera no canal do ouvido, a distância entre o falante e o microfone, a transmissão de vibração pela estrutura, dentre outros. Este fenômeno ocorre quando o som amplificado ‘vaza’ do alto-falante e realimenta a entrada do aparelho, o microfone, com um nível maior do que quando passou a primeira vez. Ele é amplificado novamente e tantas outras vezes até que o valor máximo de saída do aparelho é atingido, resultando na sensação de zumbido.

A forma construtiva do modelo de prótese (ver apêndice A) está muito relacionada com os eventos de feedback acústico – que tende a ser muito maior nos modelos intra-canais e completamente intra-canais, devido à grande proximidade entre os componentes de entrega e captura do som.

Normalmente, quando um aparelho auditivo apita há o predomínio de uma forma senoidal. Antes dos aparelhos digitais, a solução mais comum para os apitos era reduzir o ganho máximo do sistema ou tentar minimizar as causas físicas de ‘vazamento’ do som citadas acima.

O processamento digital trouxe, então, a possibilidade de reduzir ou cancelar o feedback acústico através de algoritmos adaptativos, capazes de estimar o valor e a quantidade de sinal que é realimentado.

As considerações de modelagem do sistema de cancelamento de feedback são feitas a partir de um caminho que representa todo o feedback gerado (AFE – sigla em inglês para feedback acústico equivalente) é inserido no diagrama do circuito, conforme visto na Figura 16, realimentando sua entrada. Sua modelagem pode obedecer à seguinte função de transferência (Martinez-Leira, Vicen-Bueno, *et al.*, 2008):

$$H_{AFE}(s) = K e^{-sT} \frac{(s - z_1)(s - z_2)(s - z_2^*)}{(s - p_1)(s - p_1^*)(s - p_2)(s - p_2^*)}$$

Onde K representa o fator de ganho usado para controlar a magnitude da resposta e T é o tempo de propagação do som do alto-falante até o microfone.

Como já foi citado, o apito corresponde majoritariamente a componentes de freqüências de até 2 kHz, podendo apresentar um pico de baixa qualidade próximo a 4 kHz e uma depressão em 7 kHz. Esses parâmetros são representados na equação acima através dos pólos e zeros da função: o zero simples e um dos pares conjugados de pólo controla as freqüências de até 4 kHz. Para um melhor fator de qualidade desse pico, eles devem estar próximos ao eixo imaginário. O segundo par de pólo conjugado dá o pico nas freqüências maiores e o par conjugado de zeros informa a depressão na alta freqüência.

De acordo com a representação equivalente do feedback acústico, projeta-se o sistema para seu cancelamento: O buffer de entrada, após a conversão analógica-digital, acumula as amostras (bloco de amostras) para entregar ao núcleo do processador digital. Depois de processado, o bloco vai para a saída do aparelho digital, mas é também derivado para o caminho de realimentação. Neste caminho, sofre um atraso equivalente ao tempo do processamento pelo qual o bloco acaba de passar (aproximadamente 4ms) mais o tempo de propagação do som do alto-falante até o microfone, um tempo um pouco maior do que o intervalo entre duas amostras de sinal (valor típico de 6,25 µs). Após o atraso, a redução de feedback acústico é aplicada.

Filtros adaptativos FIR ou IIR, são a base dos projetos dos sistemas de redução de feedback (AFR, sigla em inglês). O algoritmo usado nesses filtros é o LMS, sigla para *Least Mean Square*. Este algoritmo gera os coeficientes do filtro com o objetivo de produzir o menor erro quadrático em sua saída.

No m-ésimo bloco de dados, o sinal de compensação $x_c^{(m)}[k]$ é obtido aplicando-se o filtro adaptativo de redução de feedback à saída do processador digital, atrasada de 1 bloco, $y^{(m-1)}[k]$, de acordo com os coeficientes $w = [w[1] \dots w[N]]^T$ gerados pelo algoritmo LMS filtro adaptativo de redução de feedback (Martinez-Leira, Vicen-Bueno, et al., 2008). A Figura 27 ilustra o processo.

O erro do sistema no m-ésimo bloco é: $e^{(m)}[k] = d^{(m)}[k] - x_c^{(m)}[k]$, onde $d^{(m)}[k]$ é a k-ésima amostra do bloco m de entrada do filtro, bem como $x_c^{(m)}[k]$ é a k-ésima amostra do bloco m de entrada. Como pode se observar na figura, há a conversão do bloco de amostras para uma forma sequêncial (vetor), com o índice k variando de 0 até o número de amostras do bloco.

Nos projetos de filtro adaptativo **FIR** a saída $x_c^{(m)}[k]$ depende apenas dos valores da entrada com o devido peso do coeficiente aplicado, sendo da forma

$$x_c^{(m)}[k] = y_k^{(m-1)T} \cdot w_k = w_k^T \cdot y_k^{(m-1)}$$

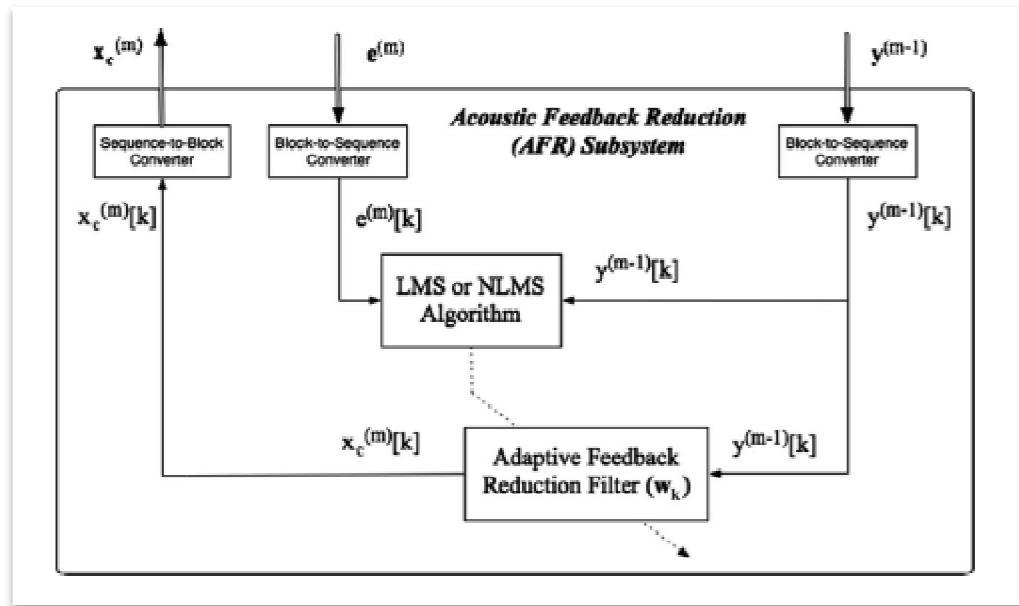


Figura 27 – Filtro adaptativo e sistema de redução de feedback acústico.

O vetor $y_k^{(m-1)T}$ é crescente, contém todos os valores das amostras da entrada do filtro e o vetor w_k de pesos é atualizado da seguinte forma:

$$w_{k+1=w_k} + \mu \cdot e^{(m)}[k] \cdot y_k^{(m-1)}$$

Na equação, μ é o parâmetro de adaptação que regula a estabilidade e velocidade de convergência dos coeficientes do algoritmo, seu valor deve ser constante durante a aplicação do algoritmo para garantir que estes parâmetros de estabilidade e convergências sejam obedecidos.

Já os projetos **IIR** possuem a saída dependente das saídas anteriores, sendo da forma:

$$x_c^{(m)}[k] = \sum_{n=0}^L a_n y^{(m-1)}[k-1] + \sum_{n=1}^L b_n x_c^{(m)}[k-n]$$

Na equação, a e b são os coeficientes da função de transferência do filtro e L é seu tamanho. Além do μ , outro parâmetro de adaptação também aparece, é o v .

Apesar de possuir um menor número de coeficientes por causa da utilização dos valores anteriores de $x_c^{(m)}[k]$, os parâmetros de adaptação gerados para este tipo de filtro também devem ser constantes durante a operação do algoritmo e contidos dentro de determinada faixa de valores, para que se obtenha convergência e estabilidade. O desempenho também é um pouco melhor nos modelos IIR conforme resultados observados em (Martinez-Leira, Vicen-Bueno, et al., 2008).

Como garantir o valor constante dos valores de adaptação μ , ou seja, garantir a estabilidade do algoritmo LMS é difícil, vários formatos derivados desse algoritmo também são adaptados à aplicação de aparelho auditivo. O NLMS (versão normalizada do algoritmo LMS) é um deles: os parâmetros de adaptação são atualizados automaticamente de acordo com a estimativa do sinal de saída do algoritmo.

7 Visão geral dos produtos atualmente no mercado

Além dos circuitos básicos apresentados na seção anterior, as pesquisas e o lançamento de novos produtos pelas empresas fabricantes de próteses auditivas promovem uma grande variedade de recursos nos aparelhos, no sentido de melhorar o conforto e a qualidade do som entregue ao usuário e, obviamente, conquistar maior fatia de mercado. Recursos como velocidade de processamento, técnicas que diminuam ruídos em diversos tipos de ambientes, realcem a voz nas conversações, localizem de onde vem o som e otimizem a fala do usuário, estão em constante aperfeiçoamento e são vendidos como os diferenciais de cada produto.

As empresas Widex e Siemens são duas grandes do mercado de aparelhos auditivos digitais e, seus sites e catálogos oferecem uma boa noção de quais tecnologias são empregadas atualmente na confecção dos aparelhos.

Redução de Ruído e aprimoramento da fala:

Circuitos extras, além do controle automático de ganho, e dos parâmetros convencionais de relação sinal ruído utilizados, são incorporados aos aparelhos na tentativa de reduzir ao máximo os ruídos de fundo que abafam uma conversação, ou impedir que ruídos desconfortáveis e abruptos, como a quebra de um vidro ou manusear talheres, incomodem os usuários.

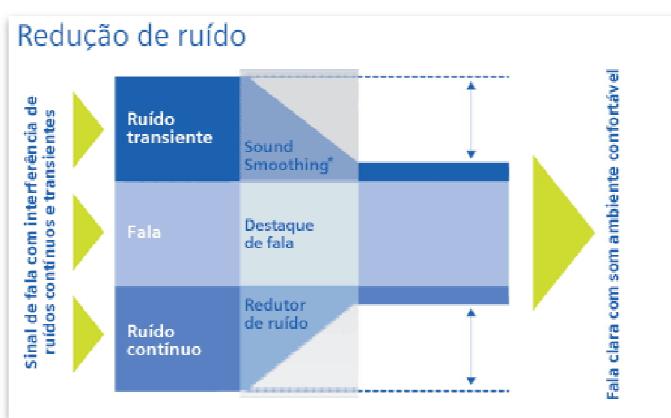


Figura 28 - Sistema ideal de gerenciamento de ruído combinando várias técnicas de redução de ruído

Tais circuitos são projetados através da análise de espectros e seguem alguns padrões propostos por institutos de normas, como o ANSI (*American National Standards Institute*). Um exemplo é a utilização da taxa de inteligibilidade da voz (TIV) no desenvolvimento desses: Há uma função de distribuição do grau de importância de uma

banda relativamente a um sinal de fala (Figura 29). A TIV calcula a inteligibilidade da voz com base na porcentagem do espectro de fala que está acima do limiar auditivo do paciente. Uma vez que cada região de freqüência da voz comporta um peso diferente para a compreensão geral da fala, o cálculo da TIV total é a soma de todas as áreas de freqüência audíveis.

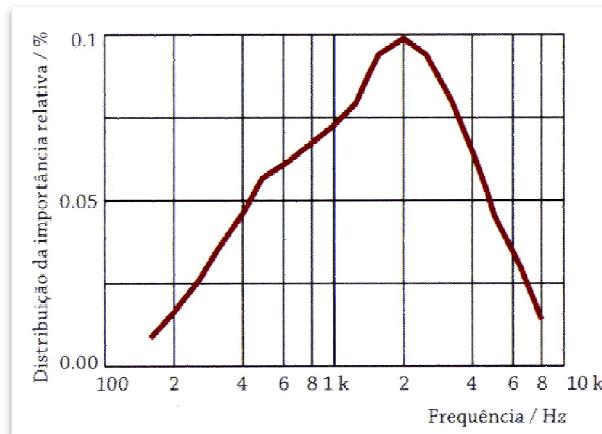


Figura 29 – Função de distribuição de importância de uma banda na TIV (ANSI S3.5, 1997)

Assim, um sistema otimizador do sinal de fala atenua o ruído de maneira que este fique abaixo do limiar auditivo do utilizador e a TIV calculada cresça como consequência. A Figura 30 ilustra a diferença entre um sistema clássico (a) de redução de ruído comparado com o sistema otimizador de fala (b). O ambiente de fundo é o ruído de um carro, a linha verde indica o valor médio do sinal de fala, a linha vermelha o valor acústico médio do ambiente, a linha preta tracejada representa a perda auditiva do usuário e a região amarela compreende o espectro de voz acima do espectro acústico e do limiar de perda. Em (a) claramente há maior perda de informação na fala, pois nas freqüências próximas e superiores a 2 kHz, muito importantes segundo a TIV, a amplificação fica abaixo do limiar de perda do indivíduo. Em (b) ocorre o aumento no volume da voz acima da média acústica e também do nível de perda do paciente para uma larga faixa de freqüências. O valor médio do espectro de voz é levado para cima do espectro acústico de todo o ambiente e do limiar de perda do usuário, melhorando sua compreensão.

O gráfico da Figura 31 ilustra um spectrograma de mais um aparelho, que também incorpora métodos mais avançados de redução de ruído e destaque de fala. Nota-se que com as funções desativadas há uma influência considerável dos ruídos em todas as faixas de freqüência. Ao ligá-los, o spectro melhora nas regiões de ruído e nas de fala juntamente com ruído.

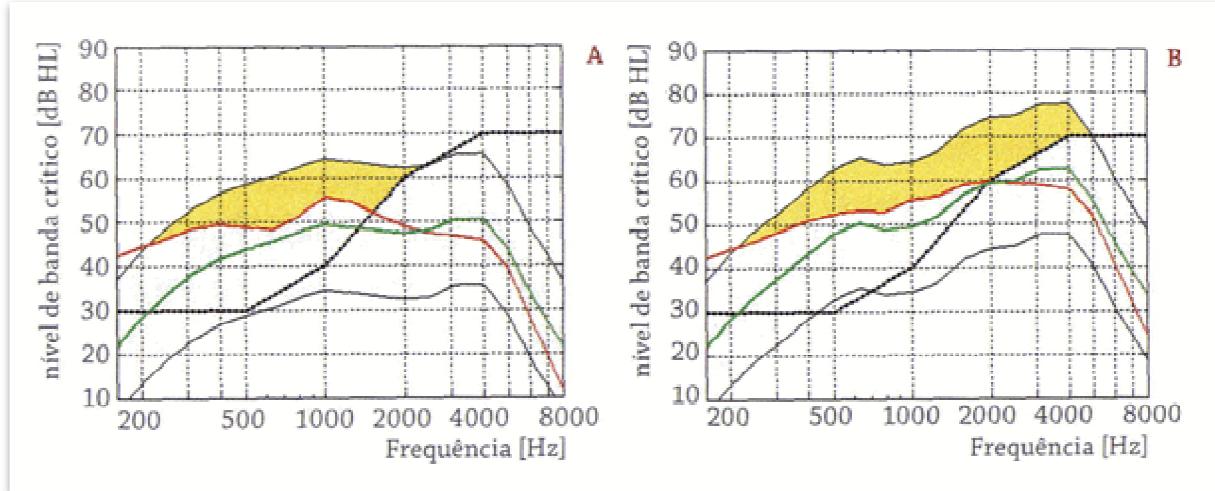


Figura 30 – Resposta do otimizador do sinal de fala da WIDEX

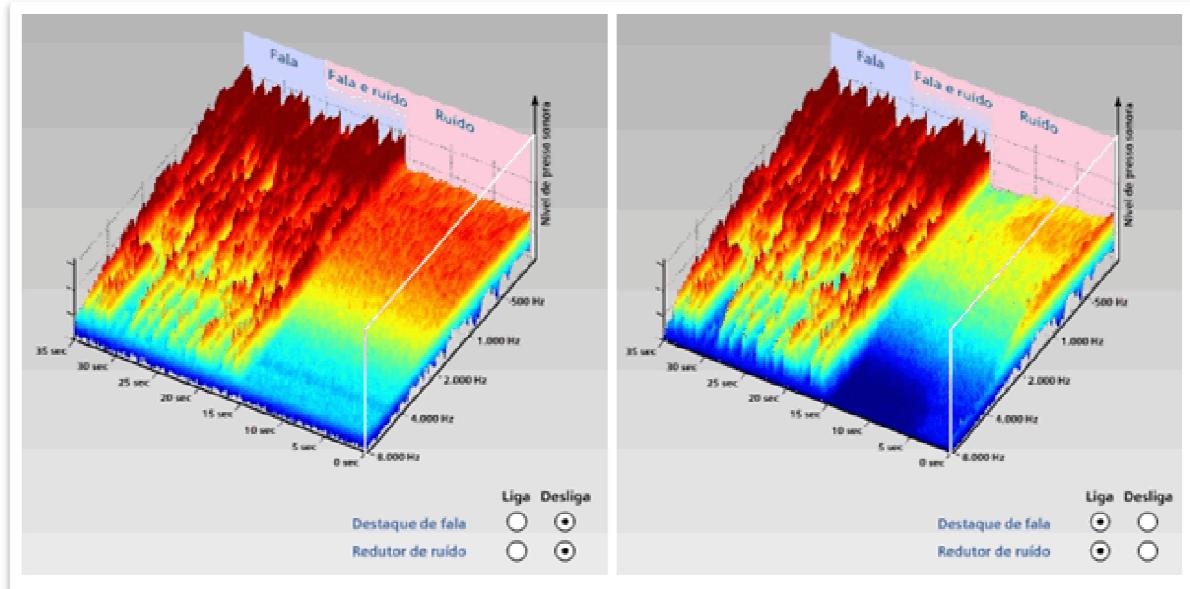


Figura 31 - Espectrograma do redutor de ruído disponível em alguns modelos de aparelhos. (Siemens Audiology Group)

Microfones direcionais e análise dos sinais de entrada:

Outra solução muito aprimorada diz respeito aos microfones direcionais e aos algoritmos de ajuste automático para diversas situações de ambiente.

Através da análise dos sinais com base nos espectros de ocorrência de fala ou ruído aliado à relação sinal/ruído e ao indicador de ambiente acústico, alguns aparelhos digitais são capazes de classificar e tratar de forma diferente os ruídos e o sinal de fala,

programando automaticamente a diretividade dos microfones de acordo com ruídos móveis, no sentido de anulá-los, ou de melhor escolher e equalizar uma fonte sonora. Ainda podem executar a programação para cada faixa de freqüência processada pelo aparelho. As figuras abaixo ilustram os sistemas de diretividade do ‘localizador de alta definição’, da WIDEX, em ambientes ruidosos, e o índice de melhoria na diretividade do sistema ‘Tri Mic’ da SIEMENS.

No ‘Tri Mic’ fica evidente seu índice de diretividade superior aos outros sistemas SIEMENS e no ‘localizador de alta definição’, mostra-se um caso de diretividade diferente para cada faixa de freqüência, capaz de focar em uma conversação e eliminar os ruídos do ambiente que chegam de diversas direções e possuem os mais variados espectros de freqüência.

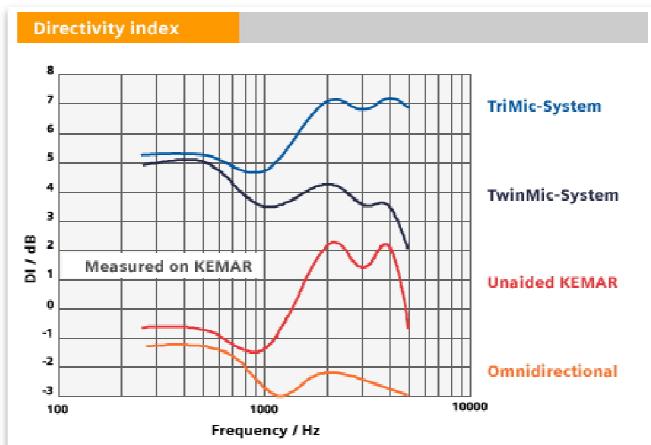


Figura 32 - Índice de diretividade do sistema de 3 microfones direcionais com relação aos outros sistemas da SIEMENS. (Siemens Audiology Group)

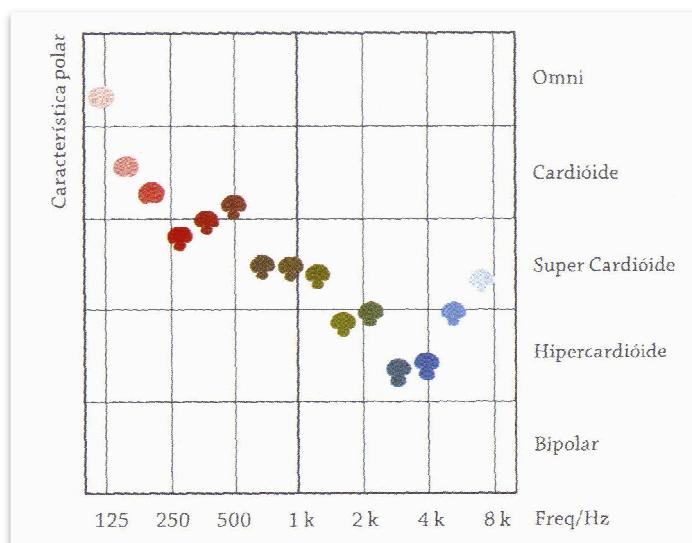


Figura 33 - Característica polar dos microfones direcionais de acordo com cada faixa de freqüência. (WIDEX)

Processamento do sinal:

Outro recurso que merece destaque é o avanço no processamento dos sinais. O nível de integração dos circuitos está cada vez maior, bem como a capacidade de processamento entre processos, não apenas paralelamente, mas de maneira em que há o complemento de informações entre eles. Um dos aparelhos da WIDEX possui cerca de quatro milhões de transistores, conduz o fluxo de informação através de um milhão de portas lógicas e controla a posição de quatro mil parâmetros. Tudo isso em uma superfície de 9 mm².

Um exemplo presente no mercado é o ‘integrador dinâmico’, aplicado nos chips de um modelo da marca WIDEX – ele é o núcleo que coordena, armazena e envia dados às diversas unidades de processamento do sinal interligando os sistemas de localização, redução de ruído e melhoria do sinal de fala. Como pode se observar na Figura 34, ele é contíguo a todos os elementos de processamento representados em diversas cores no chip. Daí a possibilidade da intercomunicação e melhoria na eficiência dos processos.

Seu processamento se dá por meio da integração da ‘análise do sinal de alta definição’, do ‘processamento digital de alta definição’ e do otimizador do sistema de alta definição’, processos que utilizam parâmetros avançados e algoritmos adaptáveis complexos para realizar o processamento do sinal sonoro. Com a integração dos processos, há melhora na eficiência e na resposta entregue ao usuário.

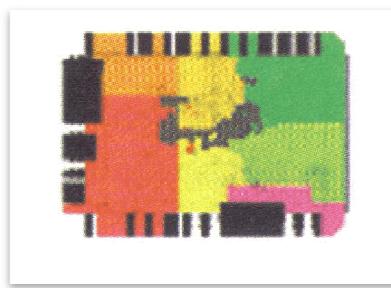


Figura 34 - Chip integrador dinâmico da WIDEX. (WIDEX)

Acessórios e Integração com outros aparelhos:

Diversos acessórios também estão disponíveis no mercado de aparelhos auditivos.

O adaptador para telefones e os modos de entrada direta de áudio permitem conexão direta com fontes sonoras, sem a interferência dos ruídos do ambiente. Os controles remotos também são de grande ajuda para a seleção da programação de

ambiente desejada pelo usuário ou no controle de volume, já que não há a necessidade de contato com o aparelho para isso.

8 Conclusão

As perdas auditivas não são como um problema de visão que se corrige perfeitamente com o uso de um par de óculos. A redução da faixa dinâmica da audição do indivíduo reduz também a percepção entre as intensidades dos diferentes sons na faixa de freqüências quando se usa a prótese auditiva.

Objetivando melhorar a relação da deficiência com o mundo real, as técnicas apresentadas neste trabalho estão sempre em desenvolvimento. Não amplificar os ruídos juntamente com os sinais de voz, aplicar o ganho com a mesma forma da perda auditiva do usuário, controlar os ganhos para evitar falhas na compreensão ou desconforto na saída de áudio, e evitar a realimentação acústica são requisitos que se tornaram indispensáveis nos projetos digitais de aparelhos de ajuda auditiva devido a sua facilidade de implementação junto por meio dos processadores digitais.

A aplicação dos filtros digitais trouxe agilidade computacional. Os cálculos de ganho realizados no domínio da frequência não prejudicam o sistema porque utilizam as propriedades de simetria dos filtros FIR aliadas à simetria da transformada discreta de Fourier na decomposição do sinal para a análise e processamento do som. Isto implica em uma combinação muito eficaz no refinamento da correção da perda auditiva – uma vez que o ajuste é feito individualmente nos canais de freqüência – e condizente com as necessidades de tempo real da operação do aparelho.

Os circuitos de controle de ganho (AGC), devido ao seu papel em impedir que as variações silábicas de uma conversação fiquem fora da faixa dinâmica do usuário, gerando falhas no entendimento de um diálogo, devem estar muito bem projetados. Além disso, os circuitos de compressão devem cuidar da relação entre os valores de entrada e do ganho aplicado para compensar a faixa na qual o indivíduo não percebe os sons sem saturar a saída do aparelho.

A redução do feedback acústico feita através do processador digital e dos algoritmos dos filtros adaptativos não altera o ganho do sistema, como sistemas mais antigos faziam. Assim, os aparelhos de ganho elevado têm seu uso viabilizado, atendendo pacientes com perdas moderadas ou severas. Também é possível obter máximo aproveitamento dos modelos compactos que se situam dentro do canal do ouvido.

Todos os recursos novos que potencializam o rendimento dos aparelhos auditivos digitais – sistemas de microfones direcionais, processamento binaural, integrador de

processos, redutores e atenuadores de ruído – presentes nos modelos do estado da arte, permitem observar a aplicação dos princípios apresentados durante todo o trabalho.

Apesar da ótima aceitação entre os usuários, demonstrada em pesquisas, o preço dos aparelhos ainda é elevado, pois a tecnologia digital no uso de aparelhos auditivos é relativamente nova, com cerca de vinte anos e ainda está se aprimorando.

É de se esperar que, com o tempo, os preços começem a diminuir e os aparelhos totalmente digitais sejam utilizados para o tratamento da maioria dos casos de perda auditiva. E por mais difícil que seja competir com as grandes empresas do mercado internacional, é fundamental investimento em pesquisas de empresas e universidades para o desenvolvimento de aparelhos auditivos digitais com fabricação nacional, com custos que possibilitem o acesso da (grande) população que sofre com algum tipo de perda auditiva a aparelhos com qualidade superior de processamento.

9 Referências¹

- BRENNAN, R.; SCHNEIDER, T. A Flexible Filterbank Structure For Extensive Signal Manipulations in Digital Hearing Aids. **Circuits and Systems, 1998. ISCAS '98. Proceedings of the 1998 IEEE International Symposium on**, 6, 1998. 569-572.
- CAPOVILLA, F. C.; RAPHAEL, W. D. **Dicionário enciclopédico ilustrado trilíngüe da língua de sinais brasileira LIBRAS**. 2. ed. São Paulo: Edusp, v. 2, 2001.
- CHONG, K.-S.; GWEE, B.-H.; CHANG, J. S. A 16-Channel Low-Power Nonuniform Spaced Filter Bank Core for Digital Hearing Aids. **Circuits and Systems II: Express Briefs, IEEE Transactions on**, 53, n. 9, Setembro 2006. 853 - 857.
- COMO funcionam os aparelhos auditivos. **Como tudo funciona**. Disponível em: <<http://saude.hsw.uol.com.br/aparelho-auditivo.htm>>.
- DILLON, H. **Hearing Aids**. 2. ed. [S.I.]: Thieme, 2001.
- HAYKIN, S.; VEEN, B. V. **Sinais e Sistemas**. Porto Alegre: Bookman, 2001.
- JOAQUIM, M. B. **Processamento Digital de Sinais**. São Carlos. 2006.
- LOPES FILHO, O. Deficiência auditiva. **Tratado de Fonoaudiologia**, São Paulo, 1997. 25-58.
- LUO, H.; ARNDT, H. Digital signal processing technology and applications in hearing aids. **Signal Processing, 2002 6th International Conference on**, 2, 2002. 1727 - 1730.
- MARTINEZ-LEIRA, A. et al. Acoustic feedback reduction based on FIR and IIR adaptive filters in ITE digital hearing aids. **Audio, Language and Image Processing, 2008. ICALIP 2008. International Conference on**, Julho 2008. 1442-1448.
- MIONI, D. P. **Amplificador de Áudio classe D baseado em modulação Sigma-Delta destinado a Aparelhos Auditivos**. 2007.84f.Tese de mestrado-Universidade Estadual de Campinas. Campinas. 2007.
- PENTEADO, S. P.; BENTO, R. F. Projeto e Desenvolvimento do Aparelho Auditivo Digital de Baixo Custo - "Manaus". **Arq. Int. Otorrinolaringol.**, São Paulo, 12, n. 3, 2008. 347-355.
- PERDAS auditivas. **Música e adoração**. Disponível em: <http://www.musicaeadoracao.com.br/audicao/perdas_auditivas.htm>.
- SANDLIN, R. E. **Textbook of hearing aid amplification**. 2. ed. Canadá: Singular, 2000.
- SCHAUB, A. **Digital Hearing Aids**. Nova Iorque: Thieme, 2008.

¹ De acordo com:

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **NBR6023**. Rio de Janeiro, 2002

SIEMENS Audiology Group. **Siemens**. Disponível em: <<https://hearing.siemens.com/br/03-home/index-br.jsp>>.

TEJERO, J. C. et al. A Digital Hearing Aid That Compensates Loudness For Sensorineural Hearing Impairments. **Acoustics, Speech, and Signal Processing, 1995. ICASSP-95., 1995 International Conference on**, 5, 1995. 2991 - 2994.

VICEN-BUENO, R. et al. Acoustic feedback reduction based on Filtered-X LMS and Normalized Filtered-X LMS algorithms in digital hearing aids based on WOLA filterbank. **Intelligent Signal Processing, 2007. WISP 2007. IEEE International Symposium on**, 2007. 1-6.

VICEN-BUENO, R. et al. Modified LMS-Based Feedback-Reduction Subsystems in Digital Hearing Aids Based on WOLA Filter Bank. **IEEE TRANSACTIONS ON INSTRUMENTATION AND MEASUREMENT**, 58, Setembro 2009. 3177-3189.

WIDEX. **Site da Widex**. Disponível em: <<http://www.widex.com.br/>>.

Apêndice A – Tipos de prótese auditiva

O design dos aparelhos auditivos também evoluiu buscando tornar-se cada vez mais imperceptível. Logicamente, nem todos os modelos servem para todos os tipos de perda auditiva. Esse é um dos fatores para a escolha do design de aparelho a ser adquirido. Em certa medida os próprios usuários têm suas preferências.

Geralmente, as próteses auditivas mais potentes são maiores, porque uma pilha e um receptor maiores são exigidos.

Basicamente, encontram-se no mercado três tipos diferentes de aparelhos:

- Aparelhos retro auriculares (BTE – Behind the ear);
- Aparelhos intra-canais (ITC – in the canal / ITE – in the ear);
- Aparelhos totalmente intra-canais.

Aparelho retro auricular:

Este tipo de aparelho é constituído por três partes: O próprio aparelho auditivo, um molde e uma tubagem que liga o molde ao aparelho.

No aparelho auditivo está contida toda a eletrônica e o processamento do som. Seu posicionamento é na parte de trás do ouvido.

O molde é colocado dentro do ouvido segundo modelo feito a partir do canal auditivo do usuário, para que se encaixe bem e evite os assobios devido ao feedback acústico. E a tubagem deve ter o comprimento certo e ser flexível.

Os aparelhos retro auriculares são os mais poderosos pelo fato de se ter mais espaço para o projeto do circuito de processamento. São recomendados então para os tipos de perda mais graves.

No ‘dorso’ do aparelho encontram-se as mais frequentes funções de utilização para os usuários: controle de volume e selecionador de programas de ambiente/conversação.



Figura 35- Modelo BTE

Aparelhos Intra-canais:

Consistem em peças únicas, na qual se encontram toda a acústica e a eletrônica. A concha também é fabricada individualmente. O controle de volume, e os comandos para a escolha de programas e de liga/desliga são inseridos na tampa, exigindo bom manuseio no momento de configurá-los.

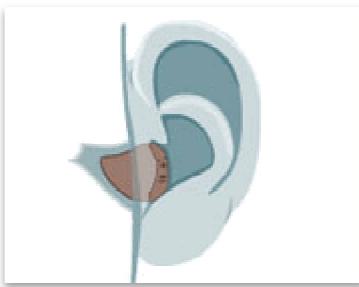


Figura 36 - Modelo Intra-canal (ITE)

Aparelhos totalmente Intra-canal:

O menor modelo dos aparelhos. É colocado no fundo do canal auditivo, tornando-se praticamente invisível. É também automático, sem qualquer tipo de controle em seu corpo.

Indica-se este tipo de aparelho às pessoas que sofrem de perdas leves ou moderadas.

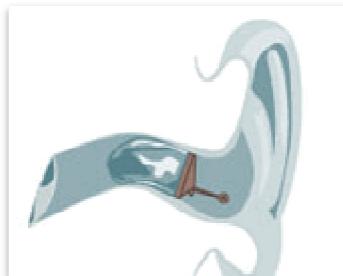


Figura 37 - Modelo completamente intra-canal (CIC)

Apêndice B – Implante coclear

O implante coclear é um dispositivo eletrônico que estimula eletricamente as fibras nervosas remanescentes, permitindo a transmissão do sinal elétrico para o nervo auditivo, afim de ser decodificado pelo córtex cerebral.

Consiste em dois tipos de componentes, interno e externo: o componente interno é inserido no ouvido interno através do ato cirúrgico e é composto por uma antena interna com um imã, um receptor estimulador e um cabo com filamento de múltiplos eletrodos envolvido por um tubo de silicone fino e flexível. O componente externo é constituído por um microfone direcional, um processador de fala, uma antena transmissora e dois cabos. (Implante Coclear).

O funcionamento é muito similar ao de um aparelho auditivo convencional. Todo o processo inicia-se no momento em que o microfone presente no componente externo capta o sinal acústico e o transmite para o processador de fala, por meio de um cabo. O processador de fala seleciona e codifica os elementos da fala, que serão reenviados pelos cabos para a antena transmissora (um anel recoberto de plástico, com cerca de 3mm de diâmetro) onde será analisado e codificado em impulsos elétricos. Por meio de radiofrequência, as informações são transmitidas através da pele, as quais serão captadas pelo receptor estimulador interno, que está sob a pele. O receptor estimulador contém um “chip” que converte os códigos em sinais eletrônicos e libera os impulsos elétricos para os eletrodos intracocleares específicos, programados separadamente para transmitir sinais elétricos, que variam em intensidade e freqüência, para fibras nervosas específicas nas várias regiões da cóclea. Após a interpretação da informação no cérebro, o usuário de Implante Coclear é capaz de experimentar sensação de audição. Quanto maior o número de eletrodos implantados, melhores serão as possibilidades de percepção dos sons.



Figura 38 - Implante coclear, componentes externo e interno. (Implante Coclear)

São considerados candidatos ao uso do dispositivo de Implante Coclear, crianças a partir dos 12 meses de idade e adultos que apresentam deficiência auditiva neurosensorial bilateral de grau severo e profundo e que não obtiveram benefícios com o uso de Aparelhos de Amplificação Sonora Individual. A avaliação dos pacientes candidatos ao Implante Coclear é realizada por meio de uma equipe interdisciplinar, composta por médicos otorrinolaringologistas, fonoaudiólogos, psicólogos e outros. No entanto, os resultados variam de indivíduo para indivíduo, em função de uma série de fatores, entre eles, memória auditiva, estado da cóclea, motivação e dedicação e programas educacionais e/ou de reabilitação. Aqueles com mais chances de adaptação ao implante são, segundo o site (Implante Coclear):

Adultos:

- Idade acima de 18 anos, com deficiência auditiva neurosensorial pós-lingual bilateral severa ou profunda;
- Que não se beneficiarem do aparelho de amplificação sonora individual (AASI), ou seja, apresentarem escores inferiores a 40% em testes de reconhecimento de sentenças do dia a dia;
- Tempo de surdez ser inferior a metade da idade do candidato (em deficiências auditivas progressivas não há limite de tempo);
- Deficiência auditiva pré-lingual tem benefício limitado e só é indicado em pacientes com fluência da linguagem oral e com compreensão desta limitação;
- Apresentarem adequação psicológica e motivação para o uso do Implante Coclear.

Crianças:

- Idade até 17 anos, com deficiência auditiva neurosensorial bilateral severa ou profunda;
- Preferencialmente indica-se o Implante Coclear em deficiência auditiva pré-lingual até os 6 anos de idade. Salienta-se que a idade ideal é a partir de 1 ano;
- Adaptação prévia de AASI e (re)habilitação auditiva intensiva para verificar se há benefício deste dispositivo principalmente nas deficiências auditivas severas;
- Apresentarem incapacidade de reconhecimento de palavras em "conjunto aberto";

- Serem provenientes de famílias adequadas e motivadas para o uso do Implante Coclear;

Muitos cuidados devem ser tomados para a realização do procedimento cirúrgico e muitas complicações também podem ocorrer após o mesmo (paralisia facial, extrusão dos elementos, mal posicionamento do componentes internos, entre outras).

Além disso, algumas atividades dos pacientes com implantes ficam restritas (exames de ressonância magnética e proximidade a outros campos magnéticos, como detectores de metal, e campos de eletricidade estática), pois podem causar sensação sonora desconfortável.

A tecnologia ainda precisa ser aprimorada, principalmente para os ambientes muito ruidosos e os resultados nos pacientes melhores avaliados para que o método se torne mais utilizado pelos portadores de deficiência auditiva profunda.