

Protesi acustica

(di Arturo Zaghis)

NOZIONI DI FISICA ACUSTICA

Ogni sistema capace di entrare in vibrazione costituisce una sorgente sonora. Se noi a esempio stimoliamo un diapason, si creano nell'ambiente circostante delle onde di compressione e rarefazione che costituiscono le componenti di un suono elementare (tono puro). L'andamento di un tale moto vibratorio semplice può essere rappresentato su un sistema di assi cartesiani mediante un'onda sinusoidale le cui caratteristiche fondamentali sono la frequenza e l'ampiezza (fig. 17.1).

Frequenza. La frequenza o altezza di un suono è il numero di cicli (o vibrazioni doppie) per secondo e viene misurata in *Hertz*. Così un suono di 100 Hz è prodotto da un sistema vibrante che compie in un secondo 100 movimenti oscillatori completi (o cicli). L'orecchio umano è in grado di percepire tutti i suoni aventi una frequenza compresa fra i 16 e i 20.000 Hz anche se praticamente per la percezione della voce il campo di frequenze più importante è compreso tra i 300 e i 3.000 Hz (pochi fonemi acuti arrivano a 6.000 Hz).

Ampiezza. L'ampiezza o intensità è la principale caratteristica che ci permette di distinguere un suono forte da uno debole. In fisica l'intensità viene solitamente misurata in Watt/m^2 . Studi compiuti su un campione della popolazione hanno permesso di stabilire che la più piccola

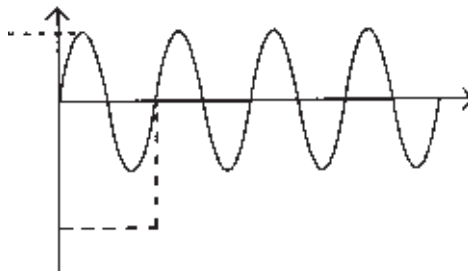


Fig. 17.1 Rappresentazione grafica di un tono puro con i due parametri fondamentali: l'ampiezza e la frequenza.

intensità sonora percepibile dall'orecchio umano (avente una frequenza di 1.000 Hz) corrisponde a 10^{-12} Watt/m² ed è stata presa come livello di riferimento zero. Fra questa intensità minima e la massima che l'orecchio umano può tollerare senza dolore c'è un rapporto di uno a mille miliardi. Si comprende quindi come la misurazione dell'intensità di un suono attuata direttamente con il rapporto tra la sua intensità fisica e la soglia di riferimento (10^{-12} Watt/m²) richieda l'utilizzo di numeri con molte cifre e quindi risulti poco pratica.

Per tale motivo l'intensità fisica viene espressa comunemente in unità logaritmiche e si riporta in *decibel* (dB: decima parte del Bel).

Il Bel perciò non è un'unità di misura assoluta, come a esempio il metro, ma relativa ed esprime semplicemente il rapporto tra due grandezze fisiche. In altre parole il livello di intensità (IL) di un suono in Bel è il logaritmo in base dieci del rapporto tra l'intensità acustica osservata e quella di riferimento. A esempio se un suono ha un'intensità acustica di 10^{-4} Watt/m² e si vuole ristabilire il livello di intensità in Bel si avrà:

$$IL = \log_{10} \frac{10^{-4}}{10^{-4}} = \log_{10} 10^8 = 8 \text{ Bel} = 80 \text{ decibel}$$

Tale livello di intensità sonora (decibel IL) può anche essere espresso in termini di pressione sonora (decibel SPL: Sound Pressure Level).

La tabella 17.1. riporta il livello di intensità (in dB SPL) di differenti sorgenti sonore.

È stato precedentemente ricordato che la soglia uditiva dell'orecchio umano si avvicina allo zero di riferimento per la frequenza 1.000 Hz. Invece, per quanto concerne le frequenze superiori o inferiori, tale soglia uditiva aumenta anche in modo considerevole, al contrario della soglia dolore che è posta a circa 120-130 dB SPL su tutte le frequenze (fig. 17.2).

TABELLA 17.1

dB SPL	Suoni
0 - 10	Soglia d'udibilità
30	Voce sussurrata
50	Ufficio
60	Conversazione normale
80	Interno di auto in moto
90	Traffico intenso
110	Tuono intenso
120	Discoteca
130	Aereo in decollo
180	Razzo spaziale al lancio

PROTESI ACUSTICA

La protesi acustica può essere definita come un *dispositivo elettronico la cui funzione è di trasmettere all'orecchio con la minima distorsione possibile, un messaggio sonoro opportunamente amplificato.*

I componenti principali della protesi acustica sono: il microfono, la bobina telefonica, l'amplificatore, i comandi di regolazione, l'alimentatore e il ricevitore (fig. 17.3).

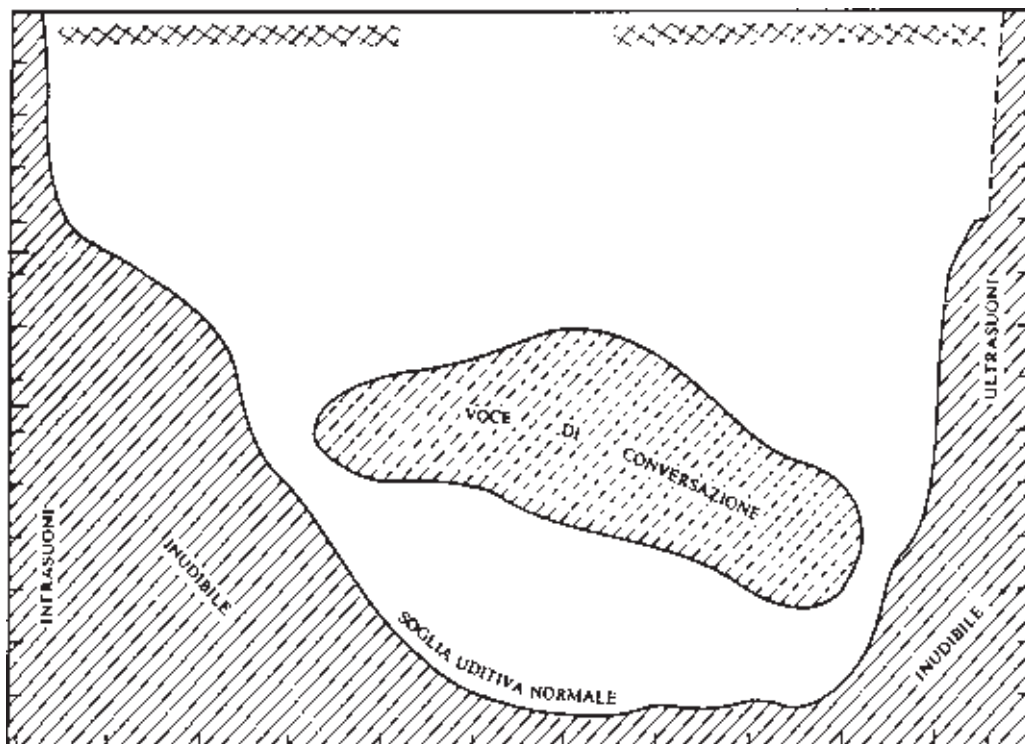


Fig. 17.2 Estensione del campo uditivo di un orecchio umano normale (Giaccai, *Acustica fisiologica*, in Del Bo, Giaccai e Grisanti, *Manuale di audiologia*, cap. 3°, Milano, Masson, 1984).

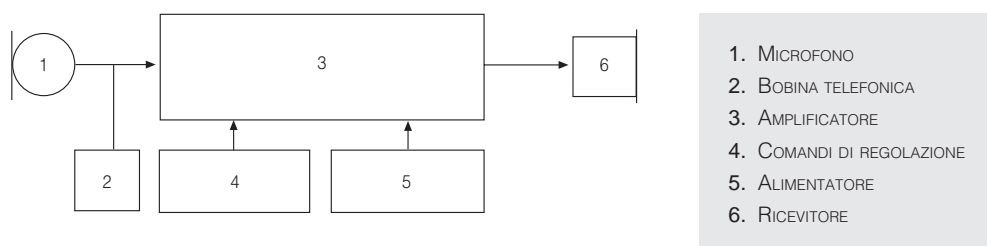


Fig. 17.3 Schema a blocchi di una protesi acustica.

Microfono. Il microfono è un trasduttore di energia il cui compito è di trasformare le onde di pressione sonora in corrente elettrica. Da un punto di vista qualitativo il microfono migliore è quello di tipo *electret*. Il suo utilizzo ha migliorato la qualità di riproduzione del suono e ha permesso di aumentare la banda di frequenza passante consentendo una risposta lineare anche in corrispondenza delle basse frequenze. Inoltre è poco rumoroso e resistente agli urti e all'umidità. Alcune protesi acustiche presentano due aperture per l'ingresso dei suoni (una anteriore e una posteriore): in questo caso si parla di *microfono direzionale*. Poiché l'aper-

tura frontale ha una suscettibilità maggiore di circa 20 dB rispetto alla posteriore, si crea un ritardo temporale tra i suoni provenienti frontalmente e quelli che giungono da dietro, con conseguente miglioramento della localizzazione dei suoni stessi e della loro discriminazione.

Bobina telefonica. La maggior parte delle protesi acustiche sono dotate di un dispositivo che permette l'audizione con bobina magnetica inserita, azionando un apposito interruttore, in alternativa al microfono o in parallelo a esso. In questo modo, avvicinando la cornetta alla protesi, è possibile captare la conversazione con l'esclusione di interferenze e rumori estranei.

Amplificatore. L'amplificatore ha la funzione di amplificare i segnali elettrici provenienti dal microfono e modificarli in rapporto alle esigenze specifiche del debole d'udito. Opportuni comandi di regolazione azionati dall'utente stesso se esterni o dall'audioprotesista se interni, permettono infatti di variarne alcuni parametri caratteristici. Il segnale elettrico così amplificato ed elaborato viene quindi inviato al ricevitore.

Comandi di regolazione

Potenziometro. Il potenziometro o comando di regolazione del volume, consente di variare il guadagno della protesi agendo sull'amplificatore. Molto spesso però la sua amplificazione non è lineare ma logaritmica: la maggior parte del guadagno infatti si ottiene quando il potenziometro ha raggiunto la metà della sua escursione massima (fig. 17.4). Tale puntualizzazione è di estrema importanza poiché, nel momento in cui si deve stabilire la sua esatta posizione, occorre avere ben presente la relativa curva di reale guadagno.

Controllo del tono. È un comando che permette di modificare l'andamento della curva di risposta della protesi mediante una minore amplificazione di parte delle frequenze in ingresso all'apparecchio. In altre parole, il controllo di tono può agire operando un taglio delle frequenze gravi oppure di quelle acute (fig. 17.5).

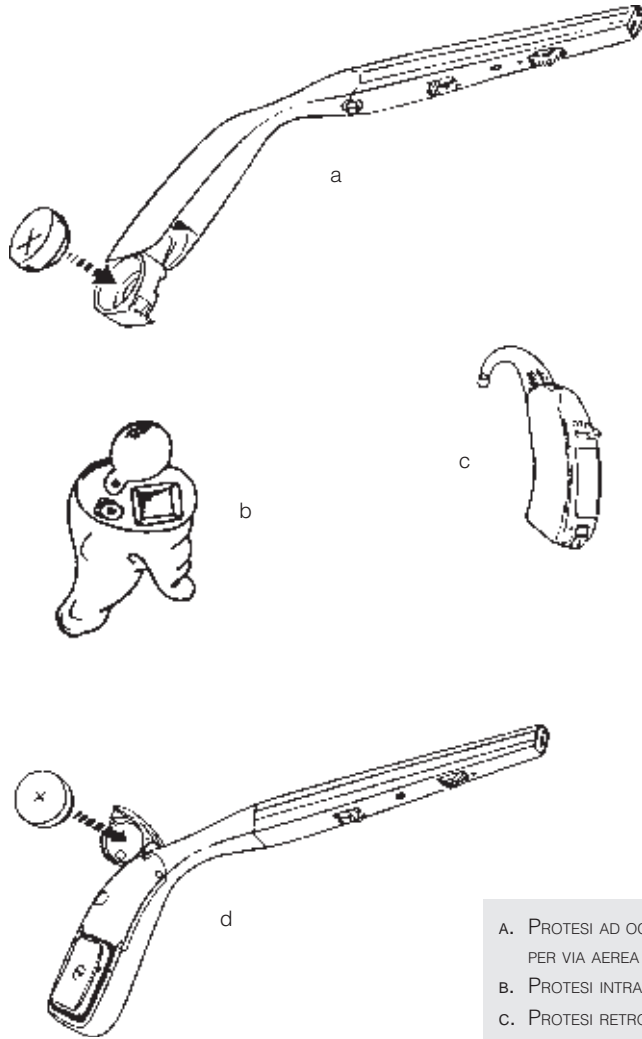
Limitatori dell'uscita massima. Di importanza fondamentale per il successo di una protesizzazione, i limitatori dell'uscita massima permettono di controllare la massima pressione sonora erogabile dalla protesi e quindi di adattarla in modo tale che i suoni emessi non superino la soglia di fastidio del paziente. Possiamo distinguere limitatori che entrano in funzione contemporaneamente all'aumento del segnale acustico (peak-clipping) e limitatori che per entrare in funzione richiedono un certo tempo (sistemi di compressione).

a) *Peak-clipping.* È un dispositivo che, agendo sull'uscita del segnale amplificato, taglia tutte le creste d'onda che superano un determinato valore prefissato. Il sistema peak-clipping ha il pregio di agire istantaneamente, di essere facilmente realizzabile e di garantire un'efficace limitazione dell'uscita massima. D'altra parte presenta il non trascurabile svantaggio di aumentare la distorsione armonica. Per contro, una distorsione più accettabile si può ottenere con un dispositivo simile: il cosiddetto «soft-clipping» che agisce sull'onda sonora in modo tale che i picchi vengano abbassati e arrotondati (fig. 17.6).

b) *Sistemi di compressione.* Con tali dispositivi (Automatic Gain Control o AGC, Automatic Volume Control o AVC, ecc.), il messaggio sonoro viene ridotto di intensità in tutte le sue componenti e il segnale in uscita mantiene la stessa identità di quello in ingresso senza distorsioni. Il guadagno inoltre non viene ridotto. I sistemi di compressione sono particolarmente indicati, non solo per le persone che hanno una soglia dolore abbassata e per i bambini nei quali è difficile stabilire con certezza il livello di comoda udibilità, ma anche per tutte le

TABELLA 17.2

I MODELLI PIÙ USATI DI PROTESI ACUSTICHE



- A. PROTESI AD OCCHIALE
PER VIA AEREA
- B. PROTESI INTRAURICOLARE
- C. PROTESI RETROAURICOLARE
- D. PROTESI AD OCCHIALE
PER VIA OSSEA (SI NOTI IL
VIBRATORE NELLA PARTE
TERMINALE DELLA STANGHETTA

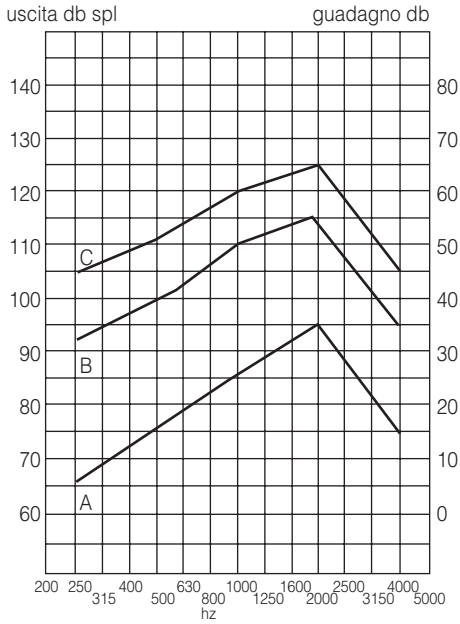


Fig. 17.4
 Curve di guadagno di una protesi acustica.
 A) potenziometro al 30% della sua escursione massima;
 B) potenziometro al 60% della sua escursione massima;
 C) potenziometro al 90% della sua escursione massima.

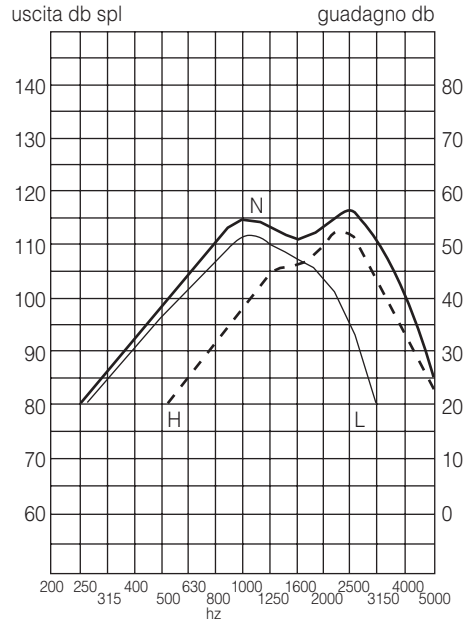


Fig. 17.5
 Variazione della curva di risposta in frequenza in funzione della posizione del comando di controllo del tono.
 Curva N: amplificazione di tutto lo spettro di frequenze.
 Curva H: riduzione delle frequenze gravi.
 Curva L: riduzione delle frequenze acute.

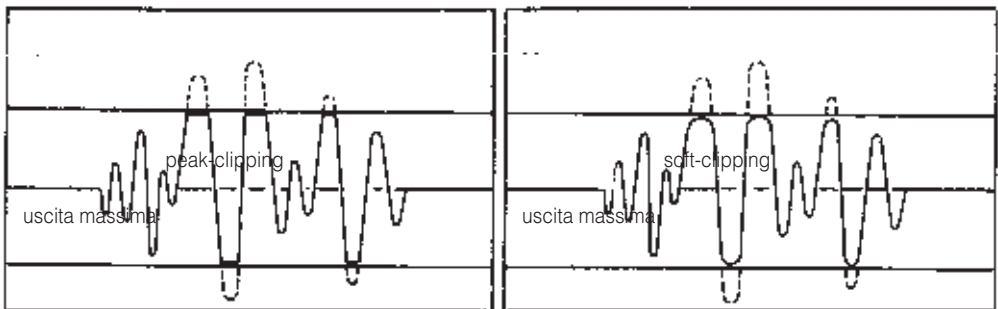


Fig. 17.6 Controllo dell'uscita massima mediante i dispositivi peak-clipping e soft-clipping. Si osservi in quest'ultimo l'arrotondamento dei picchi (Da Aliprandi e Arpini, *Protesi acustica e terapia protesica*, Milano, Scientifica, 1980).

persone che sono costrette per la prima volta a ricorrere alla protesi acustica. Ciascun sistema di compressione è dotato delle seguenti caratteristiche (fig. 17.7):

- livello d'innescò: è l'intensità del segnale d'ingresso oltre la quale viene azionato il sistema;
- tempo di attacco: la risposta di questi dispositivi non è istantanea come quella assicurata dal peak-clipping ma è dotata di una certa inerzia; il tempo di attacco è il lasso di tempo che intercorre tra l'istante in cui l'intensità del segnale supera il livello d'innescò e il momento in cui tale amplificazione viene ridotta;
- tempo di arresto: è il tempo necessario affinché l'amplificatore riprenda il suo normale funzionamento quando l'intensità del segnale in ingresso diminuisce;
- dinamica della compressione: è il campo di amplificazione dato dal sistema quando il segnale in entrata supera il livello di innescò; tale dinamica della compressione è mantenuta da rapporti ben precisi: il dato 20:2 significa a esempio che per un aumento di 20 dB del segnale in entrata, si hanno 2 dB di aumento del segnale in uscita.

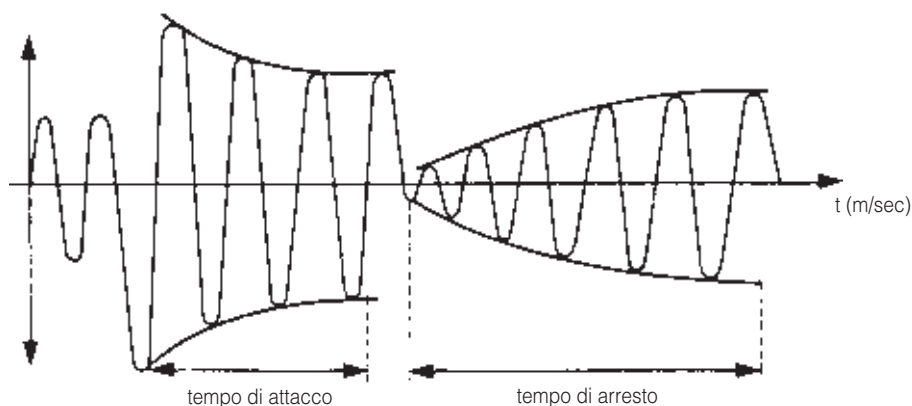


Fig. 17.7 Raffigurazione delle caratteristiche di un sistema di compressione (tempo di attacco e di arresto).

Tali caratteristiche dei sistemi di compressione sono di estrema importanza: un tempo di attacco troppo lungo provoca una sensazione di fastidio e una cattiva discriminazione; parimenti un tempo di arresto troppo lungo provoca una difficoltà nella captazione del messaggio in quanto il guadagno protesico non viene riattivato velocemente.

Alimentatore. L'energia elettrica richiesta per il funzionamento della protesi acustica è fornita da una pila solitamente di 1,5 Volt. Esistono pile a *carbone*, *mercurio* e *zinco-aria*. Queste ultime, di recente concezione, hanno una durata maggiore e consentono una scarica costante di 1,3 Volt sino a 100 ore d'uso (fig. 17.8).

Ricevitore. Il ricevitore ha la funzione opposta del microfono in quanto trasforma il segnale elettrico in segnale acustico. La sua importanza nella protesizzazione è fondamentale in quanto, essendo per lo più di tipo magnetico e non electret come il microfono, trasmette una banda di frequenza più piccola e perciò condiziona in modo marcato il buon funzionamento e le caratteristiche elettroacustiche della protesi. Esistono dei ricevitori a *conduzione aerea*

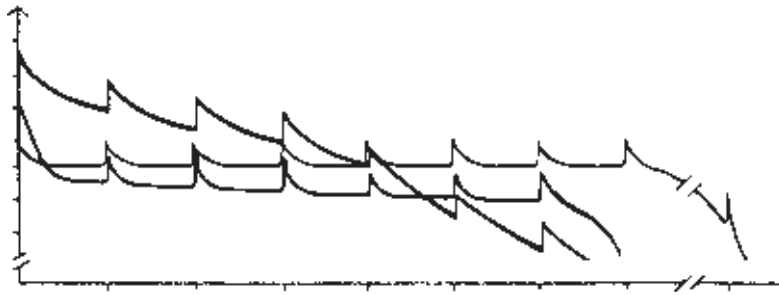


Fig. 17.8 Caratteristiche di scarica per pile a carbone, mercurio e zinco-aria.

e ricevitori a *conduzione ossea* (vibratori): in quest'ultimo caso le vibrazioni in uscita vengono direttamente trasmesse alla mastoide. Nelle protesi retroauricolari il ricevitore è posto accanto agli altri componenti, internamente al guscio della protesi stessa; nelle protesi a scatola invece è esterno, direttamente attaccato alla chiocciola e collegato agli altri componenti mediante un filo di raccordo.

Caratteristiche elettroacustiche della protesi

Le più importanti caratteristiche elettroacustiche della protesi sono: il guadagno, l'uscita massima, la curva di frequenza e la distorsione di non linearità.

Guadagno. Il guadagno di una protesi può essere definito molto semplicemente come la differenza in dB tra il segnale d'uscita e quello di ingresso (differenza output input). A esempio se l'input è 50 dB e l'output 110 dB il guadagno sarà di 60 dB. Tale guadagno viene calcolato, frequenza per frequenza, con il potenziometro posto al massimo e con un segnale d'ingresso di 60 dB SPL (per le protesi ad alta potenza si consiglia un segnale d'ingresso di 50 dB per evitare curve di risposta vicine alla saturazione) (fig. 17.9) dopo aver disinserito i controlli automatici.

Uscita massima. L'uscita massima esprime il massimo livello di pressione erogabile dalla protesi. Viene calcolata, frequenza per frequenza, con il potenziometro posto al massimo e con un segnale d'ingresso di 90 dB SPL.

È anche chiamata *curva di saturazione* in quanto rappresenta quella condizione per cui, pur aumentando l'input, l'output non cambia (fig. 17.10).

L'uscita massima è un parametro molto importante in quanto permette di evitare che al paziente giungano suoni che superano la sua soglia di sconforto.

Banda di frequenza. Esprime la gamma di frequenze amplificate dalla protesi. La sua valutazione avviene calibrando il volume in modo tale da ottenere, a 1.000 Hz, con un segnale d'ingresso di 60 dB, un'uscita di 100 dB. Di tale curva si calcola il valore medio di guadagno sulle tre frequenze 500-1.000-2.000 Hz e vi si sottraggono 15 dB. Dal valore ottenuto si traccia una linea orizzontale che va a intersecare la curva di risposta alle due frequenze limite (fig. 17.11).

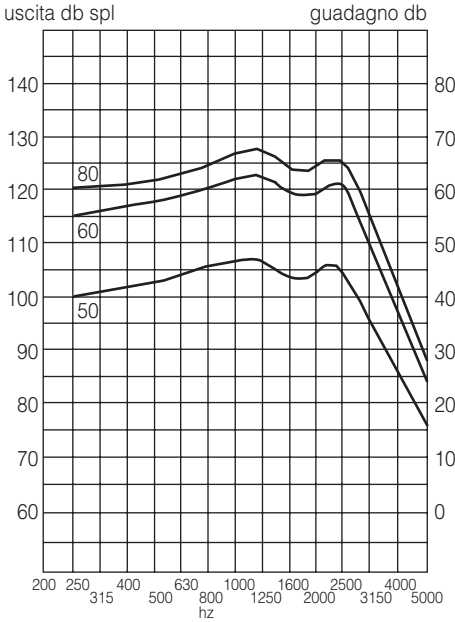


Fig. 17.9
Curve di guadagno di una protesi ottenute con segnali di ingresso di 50-60-80 dB SPL. Aumentando l'input le curve di risposta tendono a saturarsi.

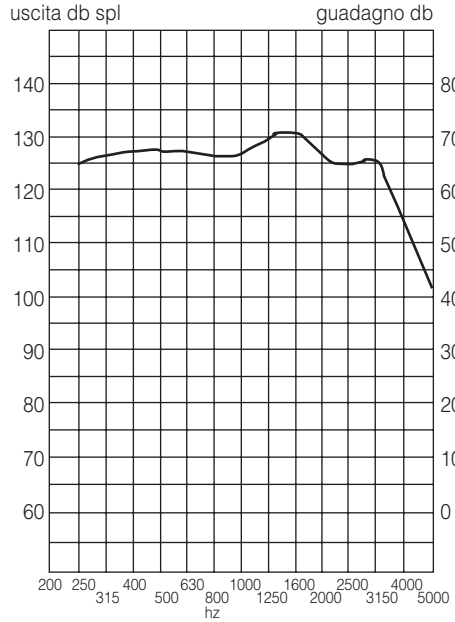
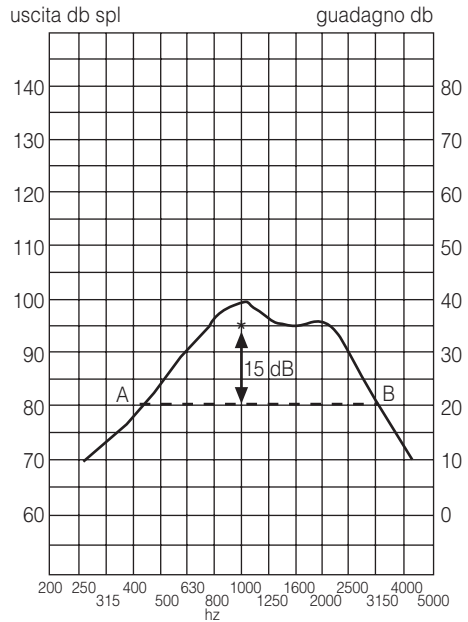


Fig. 17.10
Curva di uscita massima di una protesi a scatola, con un segnale d'ingresso di 90 dB SPL.

Fig. 17.11
Valutazione della banda di frequenza di una comune protesi retroauricolare. Tratteggiata è la linea orizzontale che interseca la curva di frequenza nei due limiti inferiore e superiore, indicati rispettivamente con le lettere A e B. L'asterisco indica il valore ottenuto dalla media delle tre frequenze al quale andranno sottratti i 15 dB.



Distorsione di non linearità. Una protesi acustica ideale è quella che riproduce un segnale in uscita amplificato con caratteristiche fisiche analoghe a quello d'ingresso. È noto che né il microfono né il ricevitore sono in grado di riprodurre fedelmente il segnale d'ingresso. Quando le caratteristiche acustiche di quest'ultimo non sono esattamente riprodotte, l'uscita risulta essere modificata, cioè distorta. Esistono vari tipi di distorsione: la *distorsione armonica* è quella più frequentemente presa in considerazione e la sola indicata sulla scheda tecnica della protesi acustica. Si parla di distorsione armonica quando vengono evidenziate delle nuove frequenze indesiderate che sono multiple del tono puro usato come segnale d'ingresso (o prima armonica). A esempio, se una protesi distorce a 1.000 Hz, si ritroveranno in uscita, oltre al tono fondamentale, una seconda armonica a 2.000 Hz e una terza a 3.000 Hz (fig. 17.12).

La distorsione armonica può venire espressa in percentuale o in dB: sono accettabili valori percentuali di distorsione armonica totale non superiori al 10%. Un'eccessiva distorsione armonica è spesso in rapporto con il guadagno di una protesi (più alto il guadagno, più alta la distorsione), con la larghezza della banda di frequenza trasmessa e con la carica delle pile (la pila scarica aumenta la distorsione).

Le caratteristiche elettroacustiche di una protesi sono comunemente valutate mediante il cosiddetto *orecchio elettronico*. Per mezzo di un altoparlante si manda un segnale variabile in intensità e frequenza. Un microfono collegato alla protesi tramite un accoppiatore da 2 cm³ (che simula il condotto uditivo esterno) rileva la pressione sonora in uscita dal ricevitore e quindi le caratteristiche della protesi.

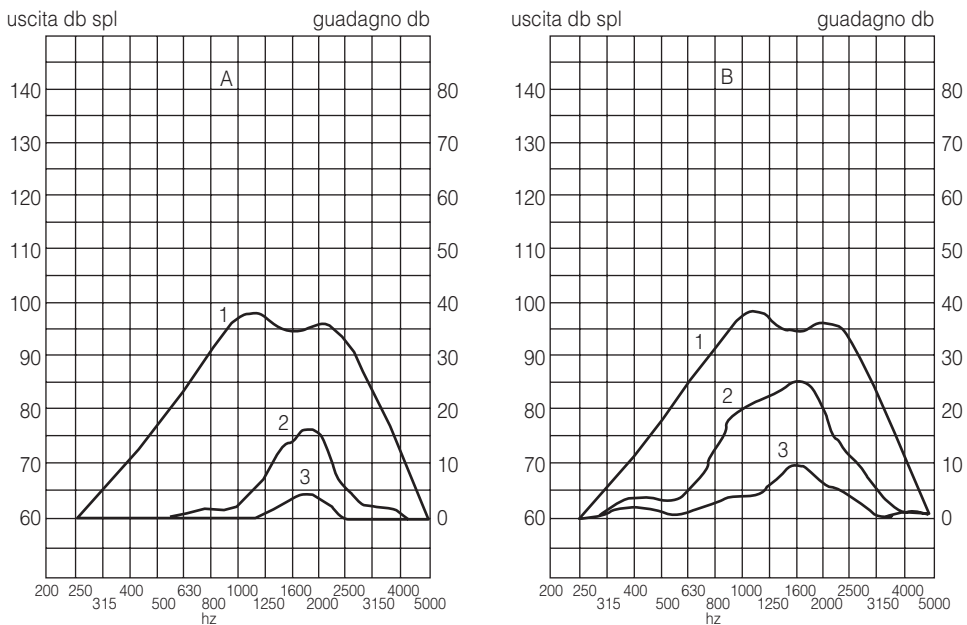


Fig. 17.12 Rappresentazione della distorsione di una protesi acustica.

1. Armonica fondamentale; 2. seconda armonica; 3. terza armonica.

Notare, a parità di guadagno, i diversi livelli di distorsione delle due protesi (normale in A, eccessiva in B).

La chiocciola. La chiocciola o auricolare è un inserto di materiale per lo più semirigido o molle (silicone) che, a contatto con la parte iniziale del condotto uditivo, ha lo scopo di:

- condurre il segnale amplificato dal ricevitore alla membrana timpanica;
- sostenere il ricevitore nelle protesi a scatola e mantenere in posizione la protesi stessa se retroauricolare;
- occludere completamente, quando richiesto, il condotto uditivo in modo tale da evitare il fastidioso «effetto Larsen».

Possiamo distinguere quattro tipi di chiocciola (fig. 17.13).

Chiocciola piena per protesi a scatola. Sono predisposte in modo tale da formare un corpo unico con il ricevitore della scatola che viene applicato mediante una semplice pressione. Essendo collegati con apparecchiature ad alta potenza, questi tipi di auricolari devono avere un'aderenza perfetta alle pareti del condotto uditivo e garantire una perfetta chiusura.

Chioccioline piene per protesi retroauricolari. Sono simili alle precedenti, ma in questo caso l'auricolare è collegato alla protesi mediante un tubicino di raccordo e fornisce un buon ancoraggio alla protesi stessa.

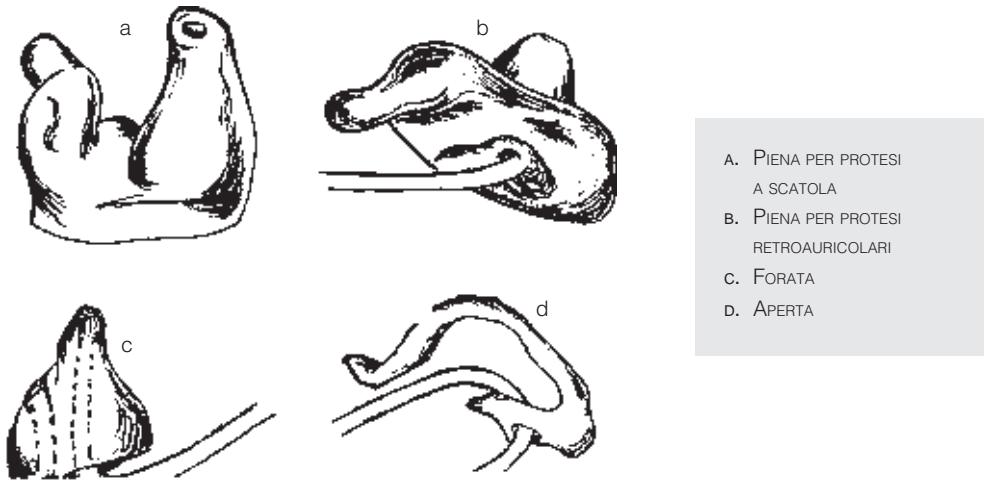


Fig. 17.13 Vari tipi di chioccioline.

Chioccioline aperte. Costituiscono un tipo particolare di auricolare che consiste in un sottile anello di plastica che segue il profilo della conca e che presenta una piccola apertura nella quale viene inserito il tubicino che penetra nel condotto. Il suo nome deriva dal fatto che il condotto uditivo non è completamente occluso come nei due casi precedenti, bensì pervio. La chiocciola aperta trova la sua indicazione in tutti quei casi in cui non si desidera amplificare le basse frequenze: il suo utilizzo infatti permette di escludere il campo di frequenze sotto i 500 Hz (fig. 17.14).

Chioccioline forate. Sono comuni auricolari nei quali è stata praticata un'apertura per mettere in comunicazione il condotto uditivo con l'esterno. La finalità è simile a quella delle chioccioline aperte, differendone solo per la minor efficacia nell'escludere le basse frequenze.

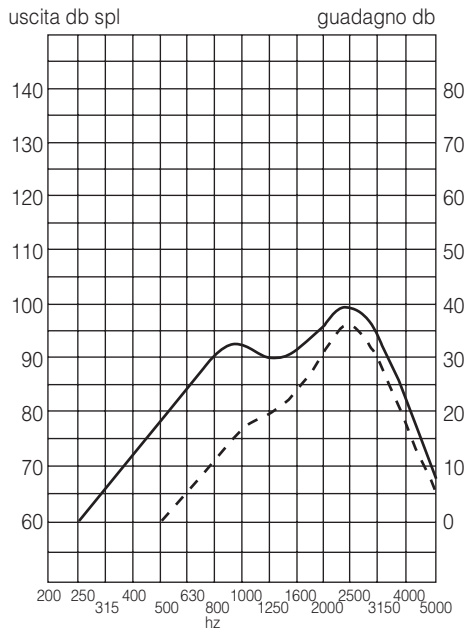


Fig. 17.14

Curva di risposta di una protesi retroauricolare con chiocciola chiusa e aperta (linea tratteggiata).

La chiocciola è da ritenersi ormai un componente essenziale della protesizzazione in quanto è in grado di mutare le caratteristiche elettroacustiche della protesi stessa. A esempio, abbiamo precedentemente visto come sia in grado di mutare la risposta in frequenze di una protesi. Anche la discriminazione del linguaggio o il livello di comoda udibilità vengono influenzati dall'auricolare, come pure il grado di distorsione, con le relative conseguenze sulla buona riuscita di una protesizzazione.

LE NUOVE TECNOLOGIE: PROTESI PROGRAMMABILI DIGITALMENTE E TOTALMENTE DIGITALI (di A.R. De Caria)

Negli ultimi anni la miniaturizzazione e l'integrazione dei componenti unitamente alla tecnologia informatica hanno reso possibile la nascita di una nuova classe di apparecchi acustici, capaci di elaborare in tempo reale un numero estremamente elevato di informazioni, e di adattarsi a quasi tutte le situazioni di ascolto.

La tecnologia digitale applicata alle protesi acustiche si è avvalsa di due metodiche completamente diverse per la elaborazione e il trattamento del segnale: la prima è data da una programmazione digitale di circuiti analogici; la seconda dalla ben più complessa elaborazione totalmente digitale del segnale.

Tutto questo ha determinato la suddivisione delle protesi acustiche in: programmabili digitalmente e totalmente digitali.

1. Protesi programmabili digitalmente

La disponibilità delle protesi acustiche programmabili ha portato notevoli vantaggi per il paziente, attraverso un maggior numero e una maggiore precisione nelle regolazioni, una maggiore flessibilità applicativa, una maggiore e più precisa riproducibilità dei parametri di ascolto e una più puntuale regolazione per le diverse situazioni di ascolto. In questo tipo di protesi le prestazioni di un normale amplificatore analogico vengono regolate dai segnali digitali. La programmazione si ottiene mediante inserimento dell'audiogramma del paziente in un PC (fig. 17.15), successivamente vengono settati i parametri per ottenere la migliore compensazione acustica, infine le regolazioni vengono memorizzate nel microchip dell'apparecchio acustico e possono essere richiamabili dal paziente in base alle diverse situazioni di ascolto (fig. 17.16). Una volta inseriti i dati relativi all'ipoacusia del paziente, il programmatore consente di definire la curva di risposta ideale della protesi.

Fig. 17.15 Console per la programmazione di differenti apparecchi acustici.



Fig. 17.16 Telecomando per la selezione di ascolto ottimale.

Il paziente è in grado di seguire in tempo reale con l'apparecchio in situ tutte le variazioni che vengono apportate alla curva, quindi può fornire precise indicazioni allo scopo di ottenere i migliori risultati nell'applicazione. Le regolazioni dell'apparecchio sono comunque sempre modificabili a seconda dei cambiamenti che intervengono nell'ipoacusia del paziente.

I vantaggi ottenuti con l'avvento dei programmabili si possono così sintetizzare:

1. Maggior numero di regolazioni
2. Maggiore precisione nelle regolazioni
3. Maggiore flessibilità applicativa
4. Riproducibilità dei parametri di ascolto
5. Regolazioni per diverse situazioni di ascolto

Il suono con il programmabile risulta molto fedele anche in presenza di segnali in ingresso a bassa frequenza di ampiezza.

La suddivisione delle curve di risposta in frequenza dà la possibilità di fornire guadagni differenziati e di conseguenza di elaborare il segnale per ciascuna banda, indipendentemente dalle altre. L'assenza del trimmer, in alcuni modelli, con il controllo del volume automatico, rende la fase di addestramento all'uso semplificata, con un minore dispendio di tempo da parte del paziente e dello stesso specialista. I vantaggi per il paziente si possono così riassumere:

- adattamento della protesi al quadro acustico del paziente;
- accettazione immediata dell'apparecchio acustico con ridotto tempo di adattamento rispetto alle protesi convenzionali;
- migliore comprensione del parlato anche nel rumore;
- assenza di distorsione anche in presenza di suoni estremamente forti e minimo rumore interno;
- migliore sfruttamento del residuo uditivo del paziente.

2. *Protesi totalmente digitali*

Già dal Congresso di Audiologia di Berlino nel 1977 nasceva il concetto di protesi acustica digitale. Il maggiore interesse dovuto a questo tipo di protesi era dato dalla possibilità di disporre di un sistema in grado di correggere qualsiasi deficit uditivo esimendo l'ipoacusico dall'operare con comandi esterni, e con una qualità sonora il più vicino possibile a quella fisiologica.

Nelle protesi acustiche totalmente digitali il segnale in arrivo viene elaborato in un microcomputer secondo un programma specifico che determina la risposta in frequenza, il guadagno e l'uscita massima.

Gli apparecchi acustici digitali sono dotati di un processore in grado di riconoscere il parlato dal rumore di fondo, e di fare un'analisi statistica del segnale. I dati così raccolti forniscono la rappresentazione dell'ambiente sonoro indispensabile per regolare automaticamente l'amplificazione. Le frequenze in cui predomina il parlato vengono così esaltate, quelle dove il rumore prevale soppresse. Il tutto con un consumo energetico minimo, paragonabile a quello di un apparecchio tradizionale.

Questi tipi di protesi sono facili da usare, estremamente personalizzate e con una eccezionale resa sonora. Purtroppo, visto il loro alto costo, nella maggior parte dei paesi della Comunità Europea non rientrano nel nomenclatore del servizio sanitario nazionale.

Bibliografia

- Agnew J. (1997), *Sound quality evaluation of antisaturation circuitry in a hearing aid*, «Scand. Audiol.», vol. 26.
- Aliprandi G. e Arpini A. (1980), *Protesi acustica e terapia protesica*, Milano, Libreria Scientifica.
- Appaix A., Decroix G. e Olivier J.C. (1974), *La prothèse auditive*, Paris, Librairie Arnette.
- Arntsen O., Koren H. e T. Strom (1996), *Hearing-aid preselection through a neural network*, «Scand. Audiol.», vol. 25.
- Arpini A. (1980), *Metodi per la valutazione delle caratteristiche elettroacustiche delle protesi acustiche*, «Audiométrie», vol. 23, pp. 3-8.
- Arpini A. (1983), *La protesi acustica: aspetti tecnici, controlli, personalizzazione*, Atti del Convegno «La terapia protesica nel bambino e nell'anziano», Varese, maggio.
- Arpini A. e Burdo S. (1984²), *La protesi acustica: aspetti tecnici*. In M. Del Bo, F. Giaccai e G. Grisanti, *Manuale di audiologia*, cap. 9, Milano, Masson Italia.
- Baldi F. (1982), *L'orecchio artificiale con cavità anatomica*, Tesi di diploma della Scuola per Tecnici Audioprotesisti, Milano.
- Ballantyne D. (1992), *Manuale di tecniche audiologiche*, Milano, Masson.
- Battacchi M.W. e Montanini Manfredi M. (1991), *Pensiero e comunicazione nei bambini sordi*, Bologna, Clueb.
- Beck W., Mc Neil D. e Larson A. (1984), *ITE hearing aids: Selection considerations*, «Hear. Instr.», vol. 35, pp. 22-27.
- Benedetto C. (1985), *Le protesi acustiche intrameatali*, tesi di diploma della Scuola per Tecnici Audioprotesisti, Milano.
- Bennet H. (1983), *The new frequency gain modifier earmolds*, «Audecibel», vol. 32, pp. 31-33.
- Bryon N. (1986), *Digital hearing aids: Where are they*, «Hearing Instruments», vol. 37, n. 2.
- Burdo S. e Ripamonti I. (1981), *La position du microphone dans les prothèses auditives*, «Acta Oto-Rhino-Laryng. Belg.», vol. 35, pp. 83-91.
- Cipolla G., Frittelli G., Livi W. e Piccini A. (1983), *Struttura e funzionamento della protesi acustica*, «Boll. Ital. Audiol. Fon.», n. 6, pp. 232-278.
- Cox R. (1985), *Hearing aids and aural rehabilitation: A structured approach to hearing aid selection*, «Ear Hear.», n. 6, pp. 226-239.
- Curran J.R. (1982), *Aspects of contemporary hearing aids*. In N.J. Lass, L.V. McReynolds, J.L. Northern e D.E. Yoder, *Speech, language and hearing*, vol. 3, cap. 48, Philadelphia, W.B. Saunders.
- Curran J.R. (1985), *In-the-ear aids for children: Survey of attitudes and practices of audiologists*, «Hear. Instr.», vol. 36, pp. 20-25.
- De Agostino G., Coppo G.F. e Fracchia P. (1987), *Soglia uditiva del fastidio e uscita massima della protesi acustica*, «Oto-Rino-Laring.», vol. 37, pp. 63-65.
- Del Bo M., Giaccai F. e Grisanti G. (1995), *Manuale di audiologia*, Milano, Masson.
- Dillon H. e Walker G. (1983), *Compression-input or output control*, «Hear. Instr.», vol. 34, pp. 20-22.
- Fabry D.A. (1996), *Clinical applications of multimemory hearing aids*, «Hearing Journal», vol. 49, n. 8.
- Garstecki D.C. (1996), *Older adults: Hearing handicap and hearing aid management*, «American Journal of Audiology», vol. 5.
- Giaccai F. (1984²), *Acustica fisiologica*. In M. Del Bo, F. Giaccai e G. Grisanti, *Manuale di audiologia*, cap. 3, Milano, Masson Italia.
- Guerrier Y. (1981), *L'effet Larsen*, «Clin. Otolaryng.», n. 6, pp. 473-475.
- Haggard M.P. (1983), *New and old conceptions of hearing aids*. In M.E. Lutman e M.P. Haggard, *Hearing science and hearing disorders*, cap. 6, London, Academic Press.

- Herbs G. (1989), *The digitally programmable hearing instrument*, «Hearing Instrument», vol. 3, p. 36.
- Hoffman M.W. e Stewart R.W. (1996), *Simulation of multi-microphone hearing aids in multiple interference environments*, «British Journal of Audiology», vol. 30.
- Humes L.E. (1986), *An evaluation of several rationales for selecting hearing aid gain*, «J. Speech Hear. Dis.», vol. 51, pp. 272-281.
- Humes L.H., Halling D. e Coughlin M. (1996), *Reliability and stability of various hearing-aid outcome measures in a group of elderly hearing-aid wearers*, «Journal of Speech and Hearing Research», vol. 39.
- Jerger S., Jerger J. e Fahad R. (1985), *Pediatric hearing aid evaluation: Case reports*, «Ear Hear.», n. 6, pp. 240-244.
- Kasten R.N. e McCroskey R.L. (1982²), *The hearing aid as related to rehabilitation*. In J.G. Alpiner, *Handbook of adult rehabilitative audiology*, cap. 3, Baltimore, Williams & Wilkins.
- Katz J. (1994), *Trattato di audiologia clinica*, Padova, Piccin.
- Kochkin S. (1996), *Customer satisfaction & subjective benefit with high performance hearing aids*, «Hearing review», vol. 13, n. 5.
- Kuk F.K. e Lau C.C. (1996), *Effect of hearing aid experience on preferred insertion gain selection*, «Journal of the American Academy of Audiology», vol. 7, n. 4.
- Madell J.R. e Gendel J.M. (1984), *Earmolds for patients with severe and profound hearing loss*, «Ear Hear.», n. 5, pp. 349-351.
- Mason D. e Popelka G. (1986), *Comparison of hearing aid gain using functional, coupler and probe tube measurements*, «J. Speech Hear. Res.», vol. 29, pp. 218-226.
- Massi S. (1988), *Proposta di catalogo dei parametri elettroacustici delle protesi acustiche*, tesi di diploma della Scuola per Tecnici Audioprotesisti, Milano.
- Müller H.G. e Grimes A. (1987), *Amplification systems for the hearing impaired*. In J.G. Alpiner e P.A. McCarthy, *Rehabilitative audiology: Children and adults*, Baltimore, Williams & Wilkins.
- Oja G.L. e Schow R.L. (1984), *Hearing aid evaluation based on measures of benefit, use and satisfaction*, «Ear Hear.», n. 5, pp. 77-86.
- Peck J.E. (1980), *Uses and abuses of hearing aids*, «Ann. Otol. Rhinol. Laryngol.», vol. 89, pp. 70-73.
- Perrone C. (1984), *I sistemi di compressione delle protesi acustiche*, tesi di diploma della Scuola per Tecnici Audioprotesisti, Milano.
- Pollak M.C. (1980²), *Amplification for the hearing-impaired*, New York, Grune & Stratton.
- Prata A. (1987), *Modificazioni elettroacustiche indotte dagli auricolari: tubicini e curvette nella protesi acustica*, tesi di diploma della Scuola per Tecnici Audioprotesisti, Milano.
- Seewald R., Ross M. e Spiro M. (1985), *Selecting amplification characteristics for young hearing impaired children*, «Ear Hear.», n. 6, pp. 48-53.
- Skinner M.W. (1984), *Recent advances in hearing aid selection and adjustment*, «Ann. Otol. Rhinol. Laryngol.», vol. 93, pp. 569-582.
- Surr R., Scherr C. e Williams B. (1984), *Earmold selection for high frequency hearing loss*, «Hear. Instr.», vol. 35, pp. 1721.
- Thomas S.J. (1988), *Rehabilitation of adults with acquired hearing loss: The psychological dimension*, «British Journal of Audiology», vol. 22, p. 81.
- Ticozzi F. (1988), *Criteri valutativi del guadagno delle protesi acustiche*, tesi di diploma della Scuola per Tecnici Audioprotesisti, Milano.
- Tillberg I., Ronnberg J., Svard I. e Ahlner B. (1996), *Audiovisual speech reading in a group of hearing aid users*, «Scand. Audiol.», vol. 25.
- Vigliani E. (1983), *La protesizzazione del bambino: indicazione, prescrizione, applicazione, adattamento*, «Boll. Ital. Audiol. Fon.», n. 6, pp. 326-342.