PROTESI INTRAMEATALI DI ALTA POTENZA. STUDI E RISULTATI PRELIMINARI

L. Racca (1), L. G. Racca (1), I. Trimarchi (2)

(1) LINEAR - Laboratorio Nazionale di Ricerche in Audiologia, Genova
(2) STUDI MEDICI RIUNITI, Roma

(Ricevuto: luglio 1993)

La prescrizione della protesi intrameatale è attualmente limitata alle ipoacusie di media entità; la causa di ciò è da ricercarsi nella moderata potenza erogata da queste protesi, nelle difficoltà di adattamento tra la protesi ed il paziente, e in vari altri problemi, quali: effetto Larsen, difficoltà a realizzare ampie ventilazioni, dimensioni, ecc..

Con un corretto approccio tecnico scientifico è possibile superare queste limitazioni ed arrivare a potenze fino a 150 dB (SSPL) di picco con un guadagno lineare dell'ordine di 65 dB. Il livello di distorsione può essere contenuto (entro il 7-8%, di 2ª + 3ª armonica) ed è possibile eseguire ventilazioni di notevole diametro, a condizione che sia messo sotto controllo, mediante appropriato metodo, il punto d'innesco del feedback acustico.

In questo lavoro presentiamo una varietà di soluzioni sperimentali e di tipo matematico con l'ausilio di simulazioni computerizzate.

Particolare attenzione è stata posta alla riduzione delle variabili incontrollate così da assicurare omogeneità sia dei trattamenti protesici che dei loro risultati, indipendentemente dagli effetti di ogni unità sperimentale.

Presentiamo i risultati di diciotto prototipi utilizzati da nove deboli di udito, affetti da sordità gravi-profonde, con differenti storie riabilitative, età, livello culturale e diverse motivazioni personali; questi soggetti fanno parte di un più vasto campione di ottantacinque pazienti.

THE PRELIMINARY STUDIES INTO INTRAMEATAL HEARING AID OF HIGH POWER

The prescription of the intrameatal hearing aid is currently suitable for medium hearing loss; the causes of this can be found mainly in the moderate power emitted by such hearing aid, and in patient's difficulty of adaptation and in other diverse problems, among which: Larsen effect, the difficulty in constructing large ventilations, dimensions, etc..

With appropriate technical methods it is possibile to overcome these limitations and reach 150 dB (SSPL) of peack with a linear profit of 65 dB.

The warp factor is limited to between 7-8%, of the second+third harmonic and it is possible to perform ventilations of notable diameter, on the condition that this is controlled by means of appropriate method, the frequency of primer feedback.

It is studies we show a variety of experimental solutions and of mathematical formulae with computerized simulations.

Special regard has been laid to the reduction of the uncontrolled variables so that the homogeneity of the treatments as of their results is assured, independently from the effects of each experimental unity.

We shop the results of eighteen specimans taken from nine subjects with acute hearing loss, with different riabilitative histories, of different ages, cultural level and personal motivations. These subjects are part of a larger group of 85 patients.

1. Introduzione

L'uso delle protesi intrameatrali presenta diversi e notevoli vantaggi rispetto agli altri tipi di ausili acustici.

Questi si identificano soprattutto nel recupero della direzionalità del suono dovuta alla conservazione della funzione del padiglione auricolare, che si manifesta anche nella conservazione delle prime e seconde riflessioni. Ciò consente al segnale acustico di mantenere una migliore qualità timbrica ed una più netta discriminazione spaziale e direzionale. Nella protesi "intra" è assente il complesso di trasduzione acustica costituito da: curvetta- tubicino-peduncolo, presente invece nella protesi retroauricolare che genera (fig. 1) sia disadattamento d'impedenza che riflessioni del segnale acustico.

Un altro aspetto positivo di queste protesi è l'elemento cosmetico dovuto alla loro collocazione intrameatale; aspetto di notevole importanza che

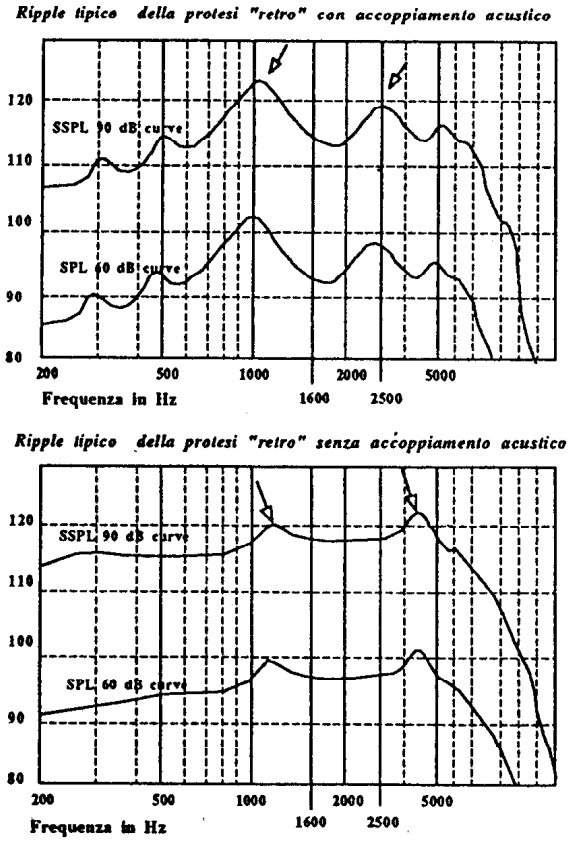


Fig. 1 - Curve di risposta di una protesi retroauricolare tipo - G 127 -, in alto con accoppiamento acustico, in basso misurata all'uscita del ricevitore senza accoppiamento acustico.

soddisfa le esigenze di riservatezza del paziente.

Nei pazienti audiolesi più giovani la stabilità di questo tipo di inserto consente lo svolgimento di attività ludiche e sportive difficilmente praticabili con altri tipi di supporti acustici.

Ultimo argomento è la costruzione "su misura" di questo ausilio che consente, se applicato in modo serio e professionale, il più totale adattamento sia fisiologico che elettroacustico della protesi al paziente.

Gli indubbi vantaggi rappresentati da questa metodica non sono stati fino ad oggi sfruttati adeguatamente per via degli oggettivi limiti propri di questi tipi di apparecchi.

Abbiamo studiato queste problematiche proponendo soluzioni che descriviamo brevemente:

1°) Potenza
2°) Feedback acustico e elettromeccanico
3°) Materiale e metodo

2. Potenza

Abbiamo affrontato il problema della potenza dell'apparecchio intrameatale presupponendo che il trasferimento di energia dal trasduttore alla membrana timpanica possa essere ottimizzato introducendo nella parte terminale della protesi una cavità e un canale di accoppiamento noti e di dimensioni variabili, con la possibilità di essere adattati al volume della cavità residua del meato.

Abbiamo lavorato a ciò con due distinte metodologie.

In una prima fase (Sezione a) abbiamo approfondito i principi fisici alla base della nuova protesi endoauricolare ad alta potenza.

All'analisi matematica sono state affiancate simulazioni al computer che hanno permesso di quantificare il contributo delle due cavità accoppiate, costituite dal volume residuo del meato e dal volume interno ricavato nella protesi intrameatale.

Si è inoltre studiato il comportamento della protesi all'interno dell'orecchio mediante il computer, con un programma che simulava l'elettronica di amplificazione e vari filtri.

Abbiamo introdotto nel programma di simulazione gli elementi di una protesi, cioè:

- amplificatore con feedback
- trasduttore (ricevitore)
- filtri attivi e passivi
- filtro anti feedback
- cavità 1, della protesi
- cavità 2, del meato residuo
  (la cavità del meato e di 1,4 cm³)

In seconda fase (sezione b) lo studio è stato di tipo strumentale e sperimentale.

2.1 *Potenza (sezione a)*
Principi fisici della nuova protesi

Il coefficiente di amplificazione di potenza acustica *complessivo* di una protesi è dato da:

$$A = A(el)T(accopp.) \qquad (1)$$

dove:

A(el) è il coefficiente di amplificazione di potenza dovuto all'elettronica a valle del trasduttore.

T(accopp.) è il fattore di accoppiamento acustico tra protesi e meato residuo.

Dalla relazione (1) risulta evidente che modificare l'accoppiamento trasduttore-meato residuo, in modo tale da incrementare sensibilmente *T(accopp.)*, si rifletterà nella stessa misura sul coefficiente di amplificazione complessivo *A* della protesi. A tal fine nella nuova protesi viene inserita una *camera adattatrice* intermedia tra trasduttore e meato residuo, come riportato in fig. 2; l'accoppiamento tra le due camere, collegate mediante il canale terminale della protesi, si può controllare variandone le dimensioni geometriche.

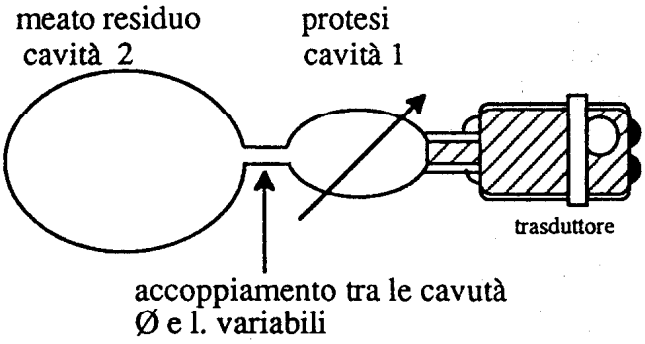


Fig. 2 - La cavità 1, con volume variabile è ricavata nella parte terminale della protesi, tra la cavità 1 e 2 è presente un condotto a diametro e lunghezza variabili.
La cavità 2, è costituita dal residuo del meato presente l'inserto, (è stata calcolata in prima approssimazione, con pareti rigide e fattore di forma costante).

Il modello della protesi

Il comportamento acustico della protesi è stato schematizzato utilizzando due *"Celle di Helmholtz"* accoppiate.

La Cella di Helmholtz

Analizziamo ora la *singola* cella; consiste in un risonatore acustico a pareti rigide, di volume V, su cui incidono onde di pressione *p* attraverso un canale (fig. 3) di lunghezza *l* e sezione *S*.

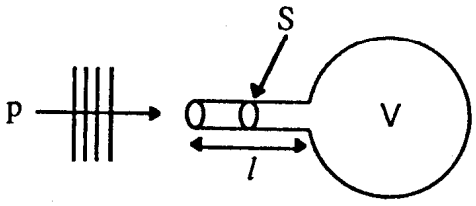


Fig. 3 - Disegno della cella.

Nell'ipotesi che la frequenza *f* dell'onda *p(t)* incidente soddisfi la relazione:

$$f < \frac{c}{AD} \qquad (2)$$

con:

c: velocità del suono media, c ~ 340 m/sec

D: dimensione trasversale massima della camera, si può trattare il dispositivo acustico in approssimazione di *costanti concentrate*, come per i circuiti elettrici. Nel range di frequenza di nostro interesse (100 - 10000 Hz) la relazione (2) è soddisfatta per dimensioni delle camere dell'ordine dei millimetri.

Il comportamento acustico della Cella di Helmholtz è descritto dall'equazione differenziale [1]:

$$\frac{\rho_0}{c_0}\ddot{X} + \frac{2\pi f^2 \rho_0}{c}\dot{X} + \frac{\rho_0 c^2}{V}X = p(t) \qquad (3)$$

con:

ρ_0: densità media dell'aria

c_0: conduttività del canale della cella

$X = S\xi$: spostamento di Volume,

con ξ spostamento dalla posizione di equilibrio della massa d'aria contenuta nel canale

$\dot{X} = dX/dt$: velocità di spostamento di Volume, o corrente di Volume

p(t): onda di pressione incidente dall'esterno sul canale della cella.

L'equazione (3) si risolve agevolmente nello spazio delle frequenze, prendendo le trasformate di Fourier:

$$p(t) \rightarrow p(\omega) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}}\int_{-\infty}^{+\infty} p(t)\, e^{-j\omega x}\, dt$$

$$\frac{d}{dt}X(t) \rightarrow j\omega X(\omega)$$

$$\frac{d^2}{dt^2}X(t) \rightarrow -\omega^2 X(\omega)$$

Si ottiene:

$$\dot{X}(\omega) = \frac{p(\omega)}{\frac{2\pi f^2 \rho_0}{c} + j\left(\frac{\rho_0}{c_0}\omega - \frac{\rho_0 c^2}{V\omega}\right)} \qquad (4)$$

Mediante l'equazione differenziale (3) e la relazione (4) si può stabilire un'analogia con il circuito RLC—*serie* (fig. 4):

Infatti si può dimostrare [1] che $\rho_{camera} = p_0 c^2 \xi = \rho_0 c^2 X/V$, ma $X \leftrightarrow q = VC$, dalla definizione di capacità elettrica, quindi $p_{camera} \propto V$, tensione ai capi della capacità.

Nel Sistema Internazionale i parametri L, R, C acustici *non* hanno le stesse dimensioni dei corrispondenti elettrici; tuttavia è comodo scegliere come unità di misura della pressione il Volt in modo tale che i parametri acustici abbiano le stesse unità di misura di quelli elettrici.

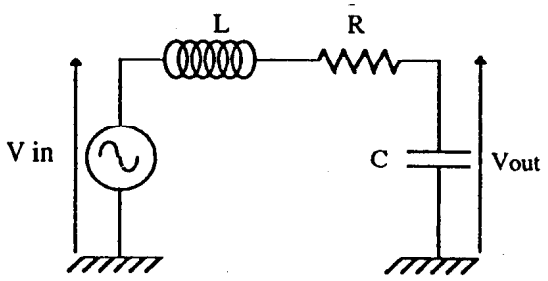


Fig. 4 - I circuito elettrico che descrive la cella.

che è descritto dall'equazione differenziale:

$$L\ddot{q} + R\dot{q} + \frac{1}{C} q = V_{in}(t) \qquad (3')$$

con

$\dot{q}$ e q: corrente e carica elettrica
$V_{in}(t)$: tensione applicata all'ingresso del circuito
L: induttanza elettrica:
R: resistenza elettrica
C: capacità elettrica
da cui si ottiene nello spazio delle frequenze:

$$\dot{q}(\omega) = \frac{V_{in}(\omega)}{R + j\left(\omega L - \frac{1}{\omega C}\right)} \qquad (4')$$

La quantità "R + j(ωL—1/ωC)" è l'impedenza elettrica Z del circuito; dalla (4') risulta perciò:

$$Z = \frac{V_{in}}{\dot{q}}$$

Confrontando la relazione (3) con la (3') e la (4) con la (4') si può definire l'impedenza acustica [3]:

$$Z_{ac} = \frac{p_{in}}{\dot{X}}$$

e si stabilisce un'analogia formale acustico-elettrica mettendo in relazione

q (carica ↔ X (spostamento di Volume)

L (induttanza) ↔ $L_{ac} = \frac{p_0}{c_0}$ (inerzia acustica)

R (resistenza) ↔ $R_{ac} = \frac{2\pi f^2 p_0}{c}$ (resistenza acustica)

C (capacità) ↔ $C_{ac} = \frac{V}{p_0 c^2}$ (capacità acustica)

Mediante le precedenti relazioni è possibile calcolare i parametri acustici L_{ac}, R_{ac}, C_{ac} che permettono di descrivere il comportamento della Cella di Helmholtz.

Proseguendo nell'analogia acustico-elettrica, il rapporto (p_{camera}/p_{in}) tra la pressione all'interno della camera di volume V e la pressione all'ingresso del canale, si identifica con la funzione di trasferimento V_{out}/V_{in} del circuito RLC di fig. 4, e rappresenta $\sqrt{T}$, con T il fattore di accoppiamento della relazione (1).

Due Celle di Helmholtz accoppiate

Ora ci soffermiamo sul modello acustico della protesi: sono presenti due celle di Helmholtz accoppiate mediante il canale (vedi fig. 2).

L'analogia acustico-elettrica porta al modello elettrico della protesi nel meato (fig. 5).

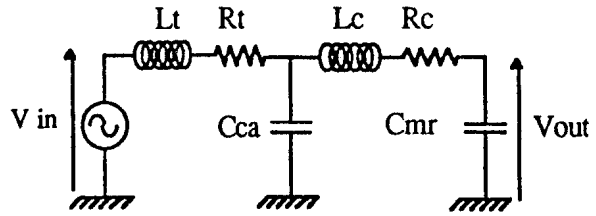


Fig. 5 - Il circuito che simula la protesi nel meato.

In cui:

V_{in} rappresenta la pressione dovuta al trasduttore
L_t rappresenta la massa d'aria mossa dal trasduttore
R_t è la resistenza di irraggiamento acustico nella camera adattatrice
C_{ca} rappresenta la camera adattatrice interna alla protesi
L_c, R_c rappresentano la massa d'aria e la resistenza di irraggiamento nella camera adattatrice e nel meato residuo dovute al canale terminale della protesi
C_{mr} rappresenta il meato residuo.

La funzione di trasferimento V_{out}/V_{in}, ovvero il rapporto tra le pressioni p_{mr}/p_t interna al meato e prodotta dal trasduttore, in questo caso di due celle accoppiate, si può calcolare esattamente.

I parametri del circuito che simula le due celle si valutano come segue:

- L_t si ottiene misurando la frequenza di risonanza del segnale prodotto dal trasduttore

in un orecchio elettronico di volume V_{oe} noto, in quanto vale la relazione:

$$f_{ris} = \frac{1}{2\pi\sqrt{L_t C_{oe}}}$$

con $C_{oe} = V_{oe}/\rho_0 c^2$, dall'analogia elettroacustica; per $f_{ris} = 3.5$ kHz
$\rho_0 = 1.2$ kg/m³ e c = 340 m/sec si ottiene
$L_t \sim 143$ Henry.

- per valutare R_{ac} si misura la larghezza di banda Δf del segnale del trasduttore nell'orecchio elettronico; per un valore tipico di $\Delta f = 500\ Hz$, il che equivale ad un fattore di merito $Q = 7$, con

$$Q = \sqrt{\frac{L_t}{C_{oe}}}\,\frac{1}{R_t}$$

si ottiene $R_t \sim 4.5\ 10^5\ \Omega$

- la capacità è fissata dal Volume della camera che simula:

$$C_{ca} = \frac{V_{\text{camera adattatrice}}}{\rho_0 c^2}$$

Questo parametro viene fatto variare, inserendo diversi valori di V_{ca}, al fine di massimizzare la funzione di trasferimento V_{out}/V_{in} nell'intervallo di frequenze di interesse. Per un $V_{ca} = 0.2$ cm³ si ottiene $C_{ca} \sim 1.4\ 10^{-12}\ F$.

- Lc si stima con la formula empirica [2]:

$$L_c = \frac{\rho_0}{\pi b^2}\left[l + (\alpha_{ca} + \alpha_{mr})b\right]$$

con:

l: lunghezza canale

α_{ca}, α_{mr}: le correzioni alla lunghezza del canale dovute rispettivamente alla presenza della camera adattatrice e del meato residuo

b: raggio del canale
anche questo parametro viene modificato per massimizzare la funzione di trasferimento. Per $l = 5$ mm, $b = 0.5$ mm, $\alpha = 0.8$ si ottiene $L_c \sim 8.9\ 10^3$ H

- C_{mr}
è calcolato per un volume del meato residuo di 2 cm³, pari a quello dell'orecchio elettronico standard. Si ottiene

$C_{mr} \sim 1.4\ 10^{-11}\ F$.

Abbiamo fatto calcolare al computer la funzione di trasferimento al variare della frequenza V_{out}/V_{in} *vs* f; riportiamo l'uscita del programma in fig. 6.

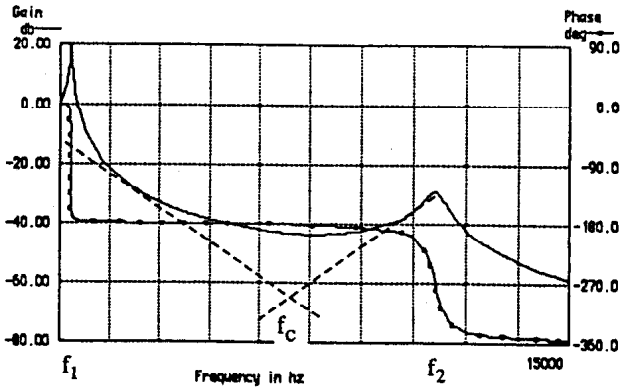


Fig. 6 - Il grafico della funzione di trasferimento.

E' immediato notare la presenza di *due frequenze di risonanza* f_1 e f_2 per le quali il modulo della funzione di trasferimento ha un massimo relativo; è proprio per la presenza di queste due risonanze che la potenza trasmessa al timpano è superiore nella protesi a camera adattatrice rispetto alle protesi comuni: la funzione di trasferimento si presenta come raccordo tra due curve di tipo gaussiano, centrate in f_1 e f_2, e perciò il guadagno al centro f_c della banda di interesse risulta superiore rispetto a quello senza camera interna (vedi curva tratteggiata).

Con i valori numerici precedentemente indicati si ottengono due frequenze di risonanza, per $f_1 = 0.3$ kHz e $f_2 = 11$ kHz.

Calcolo teorico delle frequenze di risonanza

Il modello della protesi da noi elaborato consente di calcolare le frequenze di risonanza f_1 e f_2 della protesi nel meato. In analogia acustico-elettrica l'impedenza acustica è data da:

$$Z(\omega) = \frac{R_t + j\omega L_t + \frac{1}{j\omega C_{ca}}\left[R_c + j\left(\omega L_c - \frac{1}{\omega C_{mr}}\right)\right]}{R_c + j\left(\omega L_c - \frac{1}{\omega C_{mr}}\right) + \frac{1}{j\omega C_{ca}}}$$

Le risonanze f_1 e f_2 sono le frequenze a cui $Z(\omega)$ è minima, ovvero a cui l'ammettenza $Y(\omega) = 1/Z(\omega)$ è *massima*. Facendo graficare $Y(\omega)$ al computer, si può notare [2] che $Y(\omega)$ è del tipo (fig. 7):

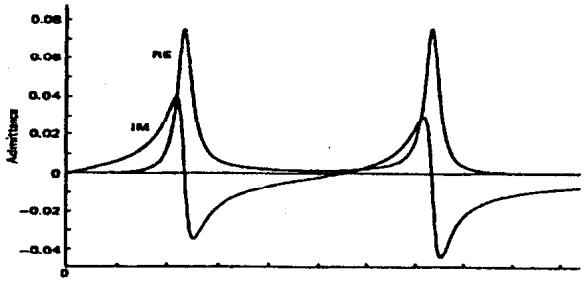


Fig. 7 - L'ammettenza per due celle accoppiate.

da cui si nota che $R_e\{Y(\omega)\}$ è massima alla frequenza in cui $I_m\{Y(\omega)\}$ è nulla. L'equazione da risolvere per ottenere f_1 e f_2 è di sesto grado, riconducibile ad una di secondo nella variabile ω^2. Le soluzioni sono:

$$\omega^2 = \frac{W \pm \sqrt{W^2 - 4\frac{L_t L_c}{C_{ca} C_{mr}}}}{2 L_t L_c}$$

$$con \quad W = \frac{L_t}{C_{ca}} + \frac{L_t}{C_{mr}} + \frac{L_c}{C_{ca}} \quad e \quad \omega = 2\pi f$$

Le frequenze f_1 e f_2 calcolate con il modello, nell'esempio numerico precedente, sono:

$$f_1 = 441 \text{ Hz}$$

$$f_2 = 11157 \text{ Hz}$$

che ben approssimano quelle simulate al calcolatore.

Possiamo perciò concludere che il modello adottato rispecchia i valori simulati.

Messa a punto della protesi

Dall'analisi precedente risulta perciò chiaro che per massimizzare P_{mr}/P_t bisogna avvicinare le due frequenze di risonanza verso f_c, centro della banda delle frequenze acustiche di interesse. E' intuitivo che il massimo risultato si otterrà se

$$f_1 = f_2 = f_c \qquad (6)$$

Dalla (5) si ricava che la relazione (6) è equivalente alle due condizioni

$$\frac{\left(\frac{V_{mr}}{V_{ca}} + \frac{L_c V_{mr}}{L_t V_{ca}} + 1\right)^2}{4\frac{L_c V_{mr}}{L_t V_{ca}}} = 1 \qquad (a)$$

$$f_c = \frac{c}{2\pi}\sqrt{\rho_0 \frac{\frac{1}{V_{ca}} + \frac{1}{V_{mr}} + \frac{1}{V_{ca}}\frac{L_c}{L_t}}{2L_c}} \qquad (b)$$

Conclusioni della sezione a

Mediante le due precedenti relazioni (*a*) e (*b*) si può massimizzare il coefficiente di trasmissione T e quindi il fattore di amplificazione complessivo A della protesi: si varia il volume della camera adattatrice e del canale al fine di verificare la (*a*), e si controlla mediante la (*b*) che la frequenza f_c ottenuta si avvicini alla frequenza f_c desiderata.

2.2 *Potenza (sezione b)* *(tecniche sperimentali)*

Abbiamo realizzato un progetto elettronico che utilizza alcuni componenti standard, come i circuiti push della Gennum, implementati da amplificatori e filtri attivi, abbiamo inoltre progettato un ibrido di dimensioni ridotte per i filtri di reiezione.

Per conservare una bassa distorsione e ottenere potenza rilevante, sono stati selezionati con caratteristiche simili, coppie di ricevitori di buona qualità (1937 della Soc. Knowles) e sono stati montati in configurazione parallela.

disegno schematico di amplificatore di potenza

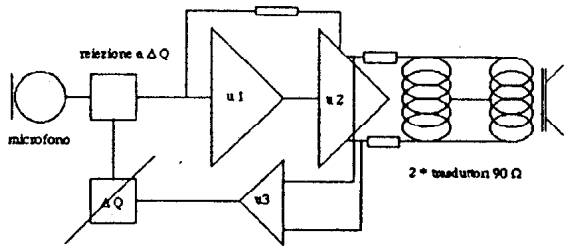


Fig. 8 - Schema di una protesi.

Il disegno di (fig. 8) indica la configurazione schematica di una protesi intrameatale di alta potenza:

- u1 amplificatore finale P.P.
- u2 preamplificatore e filtri di banda
- u3 discriminazione di frequenza e integratore
- ΔQ, (mos fet) per il cambio del fattore di merito
- filtro di reiezione a fattore di merito variabile.

In fig. 9 sono presentate le curve di risposta di due protesi intrameatali misurate con l'orecchio artificiale Frye Electronics 6500, e un accoppiatore a

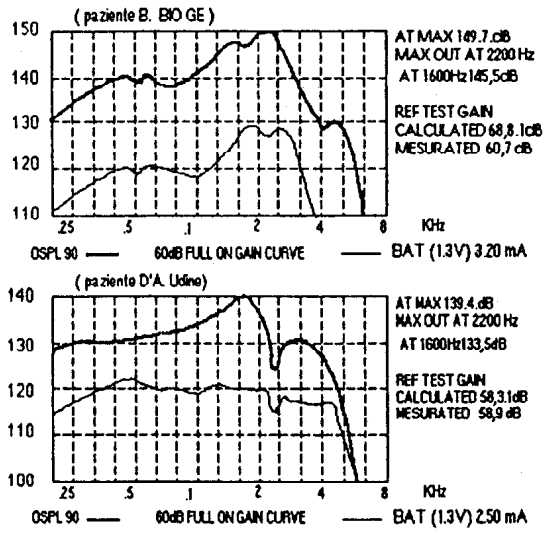


Fig. 9 - Esempi di curve di risposta di due pazienti protesizzati.

volume variabile. Le curve di risposta dell'accoppiatore a volume variabile sono state verificate con accoppiatori standard da 0.5 cc, i volumi residui dei condotti dei due casi, sono rispettivamente di 0.4 e 0.6 cc. Entrambe le curve sono state realizzate sulla base delle esigenze audio logopediche dei pazienti e mostrano il guadagno di saturazione, quello lineare, la larghezza di banda, il consumo.

Si può osservare (Paziente D'A. l'efficienza del filtro di reiezione di banda (anti-Laser) in grado di intervenire sul guadagno in modo proporzionale alla potenza di uscita.

Le risposte frequenziali sono state ottenute con filtri elettronici e con la calibrazione della cavità di risonanza.

3. Effetto Larsen

Utilizzando programmi di simulazione, abbiamo analizzato il fenomeno del "Larsen", per via aerea, (fig. 10 e 11): si è potuto definire la zona frequenziale attorno alla quale la rotazione di fase determina la creazione dell'innesco, (2400-3200 Hz). Tale frequenza è dipendente dalle dimensioni del condotto residuo, dal guadagno della protesi (A_{el}) dal roll-off della banda passante, dalle caratteristiche d'impedenza del meato residuo e da un eventuale foro di ventilazione.

Per abbattere il punto di innesco del "feed back" positivo, è possibile la scelta tra due strategie circuitali:

A) in dipendenza della differenza del guadagno, definito dal circuito controllato dal feed back negativo e il guadagno dovuto al feed back positivo "Larsen" (circuito di fig. 4), si ottiene una informazione che è utilizzata per variare automaticamente il fattore di merito del filtro di reiezione di banda a frequenza pre-determinata.

B) Un circuito a reiezione di banda con fattore di merito variabile tramite un trimer e posto all'ingresso dell'amplificatore.

Le prove sperimentali (fig. 11) hanno confermato i valori delle simulazioni.

Con queste strategie è quindi possibile la realizzazione di apparecchi intrameatali, con incrementi dell'amplificatore lineare, di 10-15 dB, rispetto ad apparecchi convenzionali.

Un ulteriore problema che definiamo "Larsen" elettromeccanico si presenta quando il primo feedback (via aerea) è posto sotto controllo. Una parte

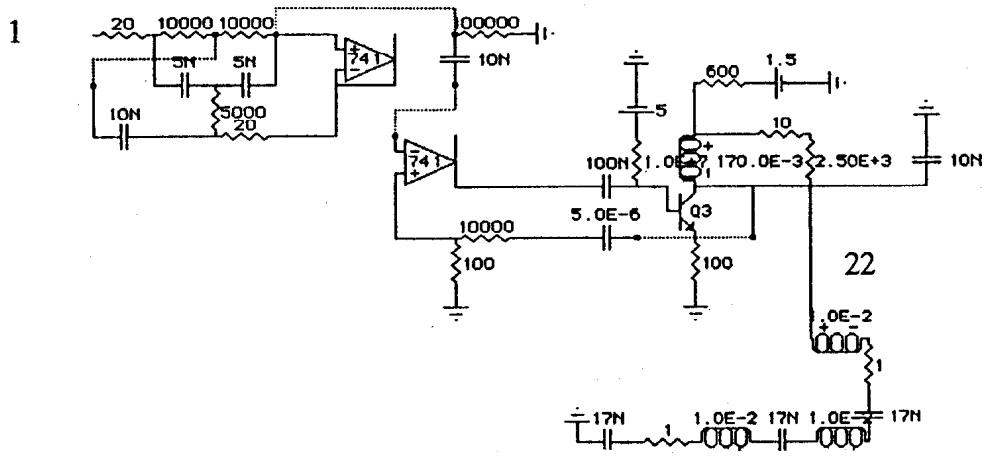


Fig. 10 - Programma di simulazione computerizzata della circuitazione di una protesi, la risposta complessiva è rilevata tra i punti 1 e 22.

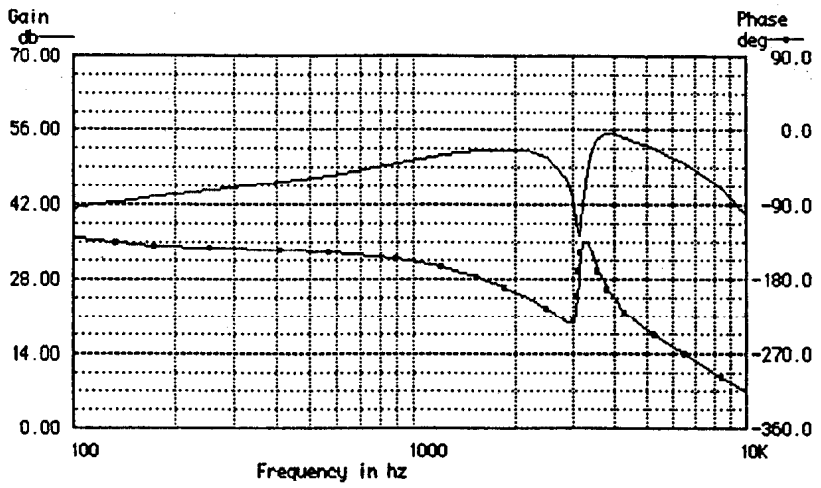


Fig. 11 - Risposta del circuito di simulazione di fig. 6. La risposta del filtro di reiezione è stata esaltata. E' visibile la rotazione di fase in corrispondenza dell'innesco dell'effetto "Larsen".

di energia generata dal trasduttore torna all'ingresso attraverso componenti vibrazionali generate dagli stress elettromeccanici creati da forze coercitive magnetiche presenti nel trasduttore d'uscita. Attraverso le strutture dell'apparecchio si presentano al microfono energie oscillatorie di origine meccanica e magnetica, che favoriscono l'innesco del feed back positivo, per frequenza tra 900 e 1100 Hz.

Questo problema è stato risolto con vari accorgimenti costruttivi quali l'assorbimento delle vibrazioni con sottile lamina di Pb tra ricevitore e microfono o con siliconi caricati con polvere di Pb.

Nei casi più complessi, si è ricorso all'inserimento di un ulteriore filtro passivo di reiezione, con banda larga e basso fattore di merito centrato sulle frequenze di Larsen elettomeccanico.

La configurazione circuitale "anti Larsen" descritta in questo articolo è stata sperimentata su un campione di circa mille protesi nell'arco di tre anni.

I risultati sono soddisfacenti, sia dal punto di vista della risposta acustica che da quello della potenza e della dinamica disponibile all'uscita delle protesi.

L'applicazione del circuito "anti Larsen" ha altresì consentito di realizzare protesi con ventilazioni di diametro rilevante $\Phi > 4$ mm, (ventilazioni con questi diametri sono indispensabili nei casi di perdite "a precipizio" verso le alte frequenze).

Sono state verificate sperimentalmente le varie ipotesi di lavoro anche con l'analisi delle risposte degli apparecchi intrameatali, tramite l'orecchio artificiale.

Per realizzare queste misure e stato costruito

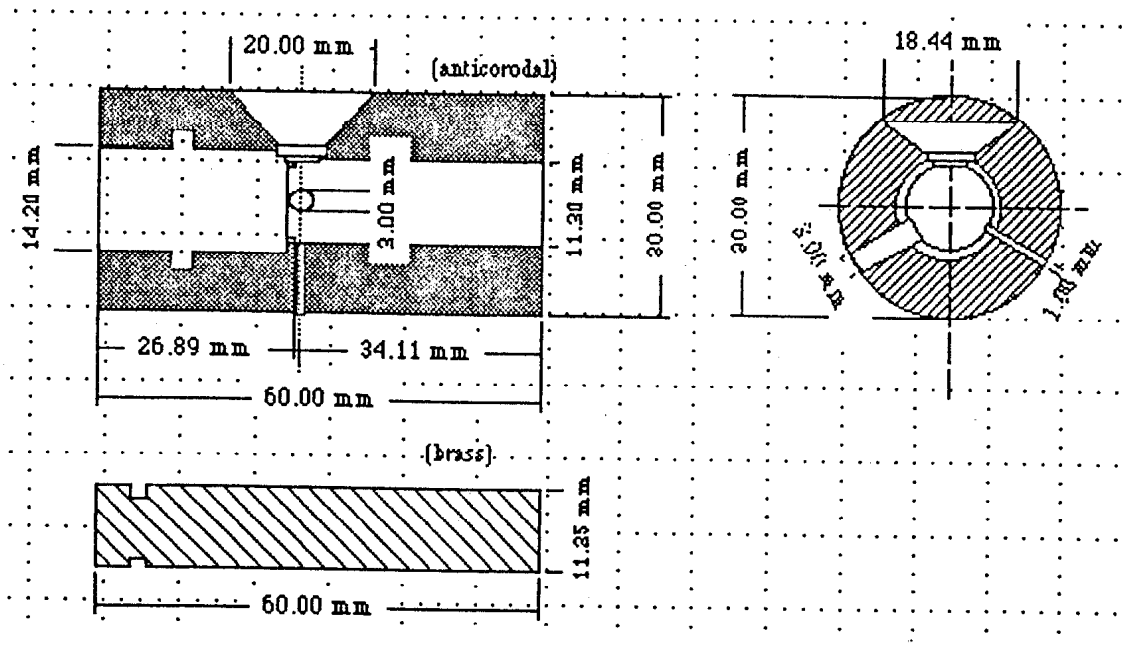


Fig. 12 - Progetto costruttivo semplificato dell'accoppiatore con camera di risonanza variabile.

un accoppiatore a volume variabile (fig. 12) che ha consentito di ottenere risposte attendibili in funzione delle variazioni dei volumi residui.

Tale strumento è stato testato comparativamente, con accoppiatori della Soc. Frye Electronics, e con l'analizzatore di spettro ad alta definizione 'Digal', i risultati saranno oggetto di una pubblicazione, i dati numerici delle potenze ed il fattore di forma degli spettri ottenuti con questo accoppiatore hanno deviazioni massime comprese tra + 0.5 - 1.5 dB.

4. Materiale e metodo

Abbiamo sperimentato i nostri prototipi su ottantacinque pazienti.

A titolo esemplificativo riportiamo nove casi rappresentativi, per varietà e insorgenza della patologia, età, livelli culturali, tempo di riabilitazione fonologopedica.

Abbiamo sottoposto i soggetti a visita otorinolaringologica, controllando la funzione rinofaringo-tubarica; inoltre abbiamo controllato la funzionalità timpanica, sia mediante test timpanometrico, sia mediante manovra di Politzer, sia mediante controllo della cedevolezza timpanica a varie frequenze e pressioni (tale test verrà più ampiamente descritto in una successiva pubblicazione).

Abbiamo, inoltre, testato la soglia audiometrica tonale liminare aerea (in cuffia) ed ossea senza l'ausilio protesico onde ricavarne il deficit uditivo e, quindi, analizzato la capacità discriminativa dei soggetti mediante test vocale con parole bisillabiche presentate in cuffia sia monoauralmente (senza e con rumore rosa mascherante con rapporto S/N di 50 dB), sia binauralmente.

La curva di comprensione vocale in cuffia ha il grosso vantaggio di essere presentata, anche ad alte intensità, con il minimo effetto distorsivo (sia strumentale che ambientale).

Ciò permette di ottenere il massimo del potere discriminativo da parte dei soggetti, che non subiscono alterazioni di mascheramento.

Tale curva è stata comparata con quella ottenuta in campo libero con le protesi ad un'intensità, rispetto alla curva in cuffia senza protesi, inferiore del guadagno protesico.

Questa situazione è la meno vantaggiosa per testare le reali capacità discriminative, poichè non solo vi è l'apporto distorsivo introdotto dalle apparecchiature protesiche, ma anche l'apporto mascherante del rumore di fondo (in media 72 L_{Aeq} dB), che si presenta anche come rumore impulsivo; l'ambiente, inoltre, presenta un proprio tempo di riverberazione (tale parametro, trattato come elemento complesso interposto fra segnale d'uscita e segnale d'ingresso protesico, interferisce grandemente con il messaggio sonoro percepito dallo ascoltatore).

Vi è, inoltre, l'effetto distorsivo dei diffusori che sono stati posti ad una distanza dal paziente di 2.5 m, e l'effetto mascherante della funzione di trasferimento del segnale incoerente dovuto ai riverberi della sala.

Lo scopo di questo test è stato quello di valutare la qualità della protesizzazione attraverso un metodo sottrattivo: (uscita del campo libero + guadagno protesico = uscita test vocale in cuffia). A nostro parere questo è un metodo rapido, estremamente severo e selettivo per oggettivizzare un insieme di misure strumentali difficilmente correlabili.

Abbiamo inoltre controllato la correttezza dei parametri mediante controllo impedenzometrico (timpanogramma e riflessi stapediati in Ipsi e Contra) e controllato la presenza di recruitment mediante test di Metz.

Con l'impedenzometria, abbiamo valutato anche il volume dei condotti uditivi esterni di questi soggetti.

Abbiamo sottratto quindi a questi volumi lo spazio occupato dall'inserto definendo il volume reale di trasduzione dell'onda sonora.

Presentiamo a fine lavoro due schede che abbiamo utilizzato per le misure effettuate sui pazienti, e una tabella di sintesi in cui sono presenti i dati clinici e protesici dei casi presi in esame.

5. Conclusioni

I dati presentati mettono in evidenza le obiettive difficoltà riabilitative dei pazienti con perdita percettiva retrococleare (esaltate dal fattore età); inoltre esaltano le difficoltà discriminative (spazio/temporali) che tali soggetti incontrano nelle reali condizioni di vita.

I concetti protesici classici, in tali soggetti, presentano perciò delle notevoli limitazioni, qui evidenziati dalla cattiva riabilitazione che sei soggetti su nove presentavano (indipendentemente dalla partecipazione a corsi riabilitativi).

Analizzando più specificamente i dati distorsivi che entrano in gioco nella riabilitazione protesica ci rendiamo conto che l'impedenza immagine del condotto residuo $Z(v)$ gioca un ruolo molto più importante nella funzione di trasferimento (potenza/frequenza/riflessione) di quanto si è sino ad oggi ipotizzato, poichè la trasformazione subita dal messaggio lungo il suo percorso induce una quantità di distorsione,

sino ad ora non correttamente stimata, la cui rilevanza è direttamente proporzionale al ritardo di gruppo e alla rotazione dell'angolo di fase.

Le protesi retroauricolari, infatti accentuano tale distorsione, poichè attraverso gli elementi di trasduzione acustica (inserto-curvetta-tubicino-condotto uditivo residuo) vi è un rallentamento difficilmente valutabile (ritardo di gruppo) e rotazioni dell'angolo di fase.

La distorsione di fase e di gruppo, presente in particolare nelle protesizzazioni monoaurali, non è tenuta nella debita considerazione né ci risulta venga in qualche modo equilibrata, nelle protesizzazioni retroauricolari binaurali.

La distorsione introdotta da tale tipo di trasduzione limita il range dinamico, di per sé già limitato dall'uso arbitrario di guadagni eccessivi.

Il ripristino di un range dinamico ampio permette la discriminazione di suoni complessi addizionati tra loro, evincendone la parte realmente significativa da quella incoerente.

La discriminazione dell'effetto Haas, dell'ombra acustica, delle risonanze proprie (pesantemente dipendenti dall'angolo di fase di provenienza e dalla trasformazione che il suono subisce ad opera del massiccio facciale e delle circonvoluzioni del padiglione) sono fondamentali per la discriminazione della provenienza sonora e nella codificazione delle esperienze uditive; le protesi retroauricolari, ovviamente, non presentano tali caratteristiche per cui la spazialità ne viene pesantemente compromessa.

Se una volta il dictat della protesizzazione consisteva nel porsi come obiettivo la minima comprensione del messaggio verbale, oggi, alla luce delle conoscenze di psicoacustica, tale proposizione sembra estremamente riduttiva e poco accettabile.

I processi cognitivi, infatti, non sono solamente funzione dell'amplificazione di un range frequenziale abbastanza ristretto, tant'é che anche le grandi aziende della telefonia hanno dovuto rivedere le specifiche dei loro apparecchi perché non più rispondenti alle reali esigenze discriminative.

Dall'analisi euristica dei dati raccolti, dalla diversa storia dei pazienti trattati, possiamo evincere un dato fondamentale emerso dall'analisi sui pazienti stessi: **nessuno di questi ha presentato un decremento delle qualità discriminative indossando la protesi acustica nelle condizioni più severe di test d'uso. Tutti i pazienti, dopo un determinato periodo di riabilitazione controllata, hanno presentato un miglioramento delle loro capacità discriminative e di eloquio verbale.**

Tutti i pazienti hanno notato un minor affaticamento psico-fisico nell'utilizzo prolungato di tali apparecchiature.

Gli Autori ringraziano:

il Dr. Davide Carlini per il prezioso contributo apportato nella soluzione dei problemi di analisi matematica.

il Sig. Roberto Lupo per il contributo originale e le soluzioni poste in essere nella realizzazione delle protesi di alta potenza.

la Presid.ssa dell'Associazione A.F.A. R.E.U.L. Sig.ra Silvana Baroni, che mettendo a disposizione la Sua esperienza personale e quella del Centro di Riabilitazione, ha reso possibile la valutazione oggettiva dei risultati raggiunti dai pazienti protesizzati.

Bibliografia

[1] Stewart G.W., *Acoustics*, D. Van Nostrand Company.

[2] Hall Donald E., *Basic Acoustic*, John Wiley & Sons.

[3] Seto William W., *Acustica*, Etas Libri.

[4] Elliot D.N., Fraser W.R., *Fatigue and adaptation Foundations of modern auditory theory*. Vol. 1, Tobias J.V. New York, Academic, 1970.

[5] Goldberg J.M., Greenwood D.D., *Response of neurons of the dorsale and posteroventral cochlear nuclei of the cat to acoustic stimuli of long duration*. J. Neurophysiol. 29; 1966.

[6] Hernandèz-Peon, Scherrer, *Jouvet: Modification of electrical activity in cochlear nucleus during "attention"*. Science, 123, 1956.

[7] Collatina S., Sciuto A., *Slittamento temporaneo della frontiera ultrasonora nella fatica uditiva*. Rivista Italiana di Acustica. Vol. 10, n. 4; 1986.

[8] Fletcher H., Munson W.A., *Loudness: its definition, measurement and calculation*. J. Acoust. Soc. Amer. 5; 1933.

[9] Uxley A.F., *Excitation and conduction in nerve: Quantitative analysis*. Science, 145; 1964.

[10] Green D.M., *An introduction to Hearing*. Lawrence Eribaum Association; 1976.

[11] Zwislocki J.J., Sokolich W.G., *Velocity and dispacement responses in auditory nerve fibers*. Science, 182; 1973.

[12] Huges J.W., *The threshold of audition for short periods of stimulation*. Proc. Roy. Soc. 133 B; 1946.

[13] Ward W.D., *Susceptibility to auditory fatigue*. Contributions to sensory physiology, Vol. 3, Neff W.D. New York: Academic; 1968.

[14] Sharpless S.K., *Supersensitivity like phenomena in the central nervous system*. Fed. Proc.; 1975.

[15] Neff W.D., *Contributions to sensory Physiology*. New York, Academic, Vols. 1 and 2; 1965-1967.

[16] Kling J.W., Riggs L.A., *Woodworth and Schlosberg's experimental Psychology*. Vol. 1: Sensation and perception. New York: Holt, Rinehart and Winston; 1972.

[17] Sidowski J.B., *Experimental methods and instrumentation in Psychology*. New York: Mc Graw-Hill; 1966.

[18] Robinsons D.E., Watson C.S., *Psychophysical methods in modern psychoacoustics*. Foundations of modern auditory theory. Vol. 2, Tobias J.V. New York: Academic; 1972.

[19] Wegel R.L., Lane C.E., *The auditory masking of one pure tone by another and its probable relation to the dynamics of the inner ear*. Physical Review; 23, 1924.

[20] Miller G.A., *Sensitivity to changes in the intensity of white noise and its relation to masking and loudness*. J. Acoust. Soc. Amer. 19; 1947.

[21] Licklider J.C.R., *Influence of interaural phase relations upon the masking of speech by white noise*. J. Acoust. Soc. Amer. 20; 1948.

[22] Greenwood D.D., *Auditory masking and the critical band*. J. Acoust. Soc. Amer. 33; 1961.

[23] Henderson D., Hamemik R.P., Darshan S.D., Mills J.H., *Effects of noise on hearing*. New York: Raven Press; 1976.

[24] Pierce J.R., *La scienza del Suono*. Zanichelli Editore; 1988.

[25] Roederer J.G., *Introduction to the physics and psychophysics of music*. New York: Springer; 1973.

[26] Hirsh I.J., *The influence of interaural phase on interaural summation and inhibition*. J. Acoust. Soc. Amer. 20; 1948.

[27] Green D.M., Yost W.A., *Binaural analysis. Handbook of sensory physiology*. Vol. 2. New York: Springer; 1975.

[28] Jeffres L.A., Taylor R.W., *Lateralization vs. localization*. J. Acoust. Amer. 33; 1961.

[29] Stevens S.S., Newman E.B., *The localization of actual sources of sound*. Amer. J. Psychol. 48, 1936.

[30] Mills A.W., *On the minimum audible angle*. J. Acoust. Soc. Amer. 30, 1956.

[31] Mills A.W., *Lateralization of high-frequency tones*. Acoust. Soc. Amer. 32, 1960.

[32] Ward W.D., *Musical perception. Foundations of modern auditory theory*. Vol. 1. Toblas J.V. New York: Academic, 1970.

[33] Frederiksen E., Rasmussen G., *Artificial ears for the calibration of earphones of the external type*. Technical review, 1961, 1.

[34] Frederiksen E., Rasmussen G., *Artificial ears for the calibration of earphones of the external type*. Technical review, 1962, 1.

[35] Shaw E., *Earcanal pressure generated by a free sound field*. J. Acoust. Soc. Am. 1966. 39.

[36] Shaw E., Teranishi R., *Sound pressure generated in an external ear replica and real human ears by a nearby point source*. J. Acoust. Soc. Am. 1968. 44.

[37] Shaw E., *Hearing threshold and ear canal pressure levels with varying acoustic field*. J. Acoust. Soc. Am. 1969, 46.

[38] Aliprandi G., Arpini A., *Protesi acustica e terapia protesica*. Libreria Scientifica già GHEDINI, 1980.

[39] Pleeck D., Petersen E.C., *Real time sound intensity measurement performed with an analogy and portable instrument*. Senils Congress on Sound Intensity, 1981.

[40] Gade S., Sound Intensity, *Technical review*. B&K, 1982, 3.

[41] Cipolla G., Frittelli G. ed altri, Atti del XVIII Congresso Nazionale della Società Italiana d'Audiologia, 1983.

[42] Galli S., Burdo S. ed altri, *Le caratteristiche elettroacustiche della protesi in condizioni reali d'uso: utilità del microfono sonda*. Audiol. Ital. 1, 22-26, 1984.

[43] Biondi S., Zappalà M., *Analisi elettroacustica del segnale verbale in uscita da protesi acustiche*. La Nuova Clinica O.R.L. XXXVI, 169, 1984.

[44] Ochmann M., *Nonlinear resonant oscillation in closed tubes*. J. Acoust. Soc. Am. 1985, 77.

[45] Rasmussen G., *Measuring Intensity*, B&K., Nov. 1986.

[46] Clerici M., *Chiocciole per casi speciali*. L'Audioprotesista cr. 7:9; n. 21-22; 1986.

[47] Curtis A. et al., *Active supression of acoustic resonance*, J. Acoust. Soc. Am. 1987, 81.

[48] Stevens et al., *Calibration of ear canals for audiometry at high frequencies*. J. Acoust. Soc. Am..

[49] Plach D., *Design factors in Horn-Type Speakers*, in: JAES vol. 1 n. %Oct. 1953, 153: 158.

[50] Beranek L.L., *Acoustics*. Mc Grow-Hill, New York, 1954.

[51] Olson H.F., *Acoustical Engineering*. D. Van Mostrand Co., Inc. New York, 1957 (reprinted 1960).

[52] Kinsler L.E., Frey A.R., *Fundamental of acoustic*, J. Wiley & Sons, Inc., New York, 1962.

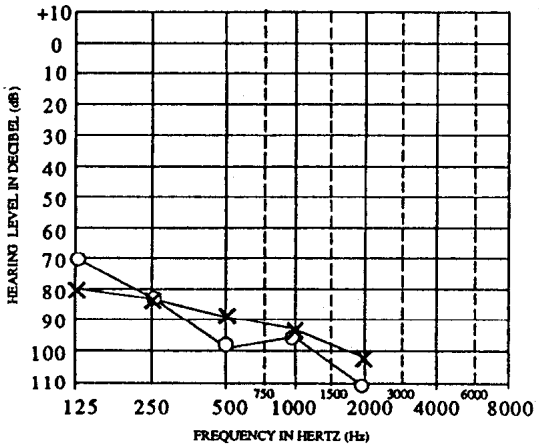
[53] Wood A., *Acoustics*. Dover Publications Inc. New York, 1966.

[54] Bernstein J.L., *Audio Systems*, J. Wiley & Sons, Inc., New York, 1966.

[55] Keele D.B. Jr., *Optimum Horn Mouth Size, presented at the 46th AES Convention*. Sept. 1973 (reprint No. 993).

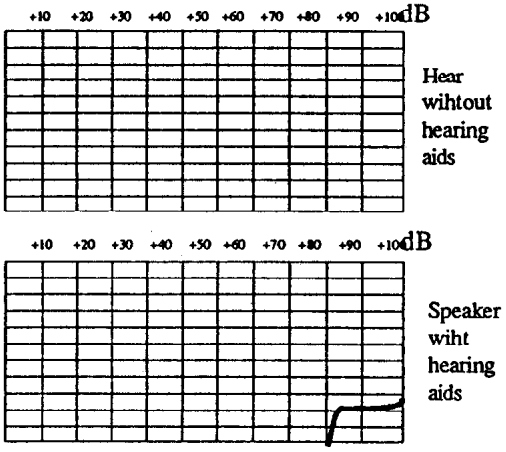
[56] Matticart G., Cotrona U., *Il guadagno di inserzione. Come si misura, come si usa*. Oticon Inform "Collana audiologica", n. 1 gennaio/aprile 1987.

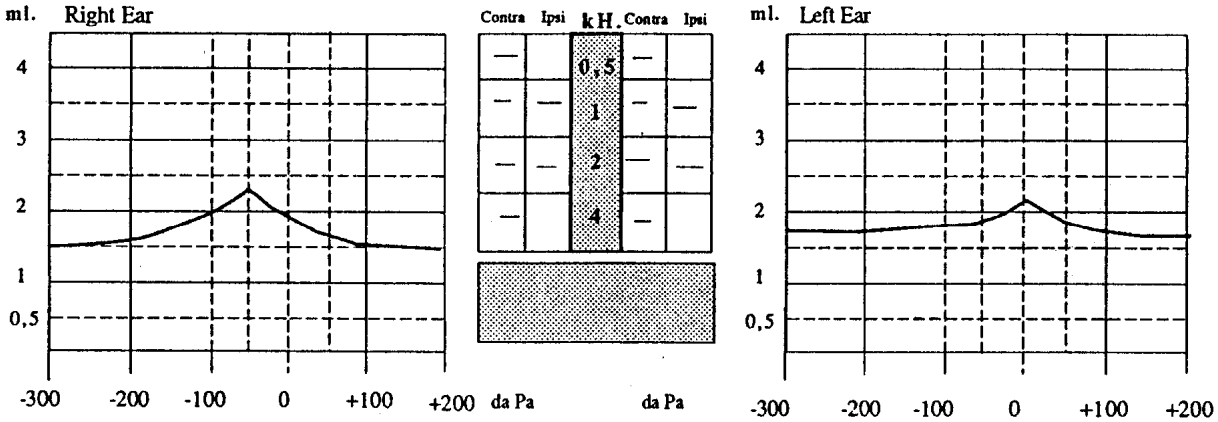
PAZIENTE SIG ....B. Guido.....
RESIDENZA....Genova..... SESSO [M] [F] DATA DI NASCITA.....10-1-55.....
NOTE.....

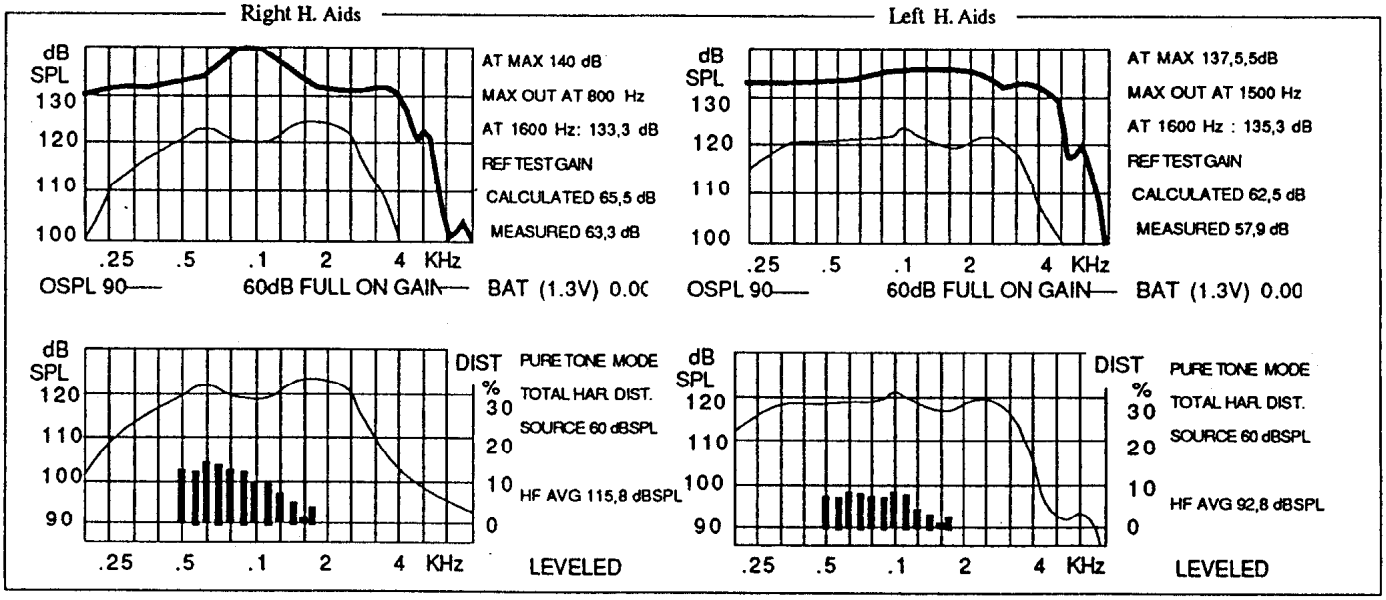


WEBER

	Right	Left
250		
500		
1000		
2000		







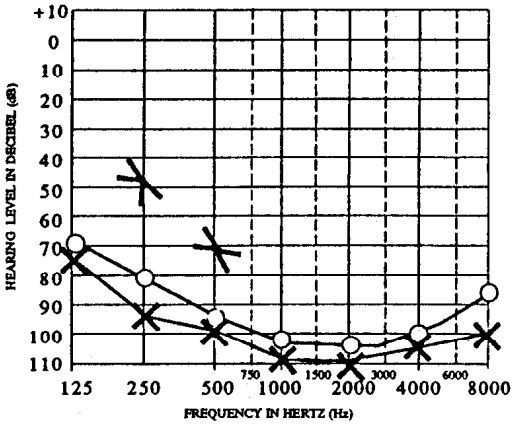
CUE VOLUME 2,3
RESIDUE VOLUME 0,50

CUE VOLUME 2,2
RESIDUE VOLUME 0,65

PAZIENTE SIG .G.Simona
RESIDENZA GENOVA
NOTE

SESSO M F

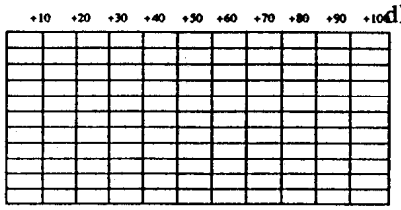
DATA DI NASCITA 6-3-1973



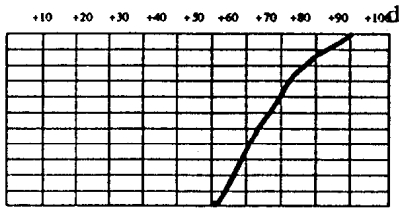
WEBER

	Right	Left
250		
500		
1000		
2000		

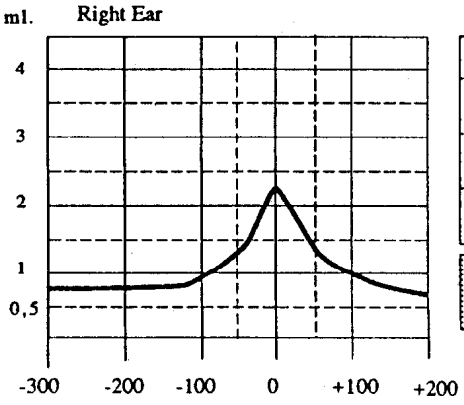
Au Sx

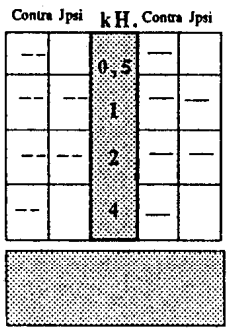


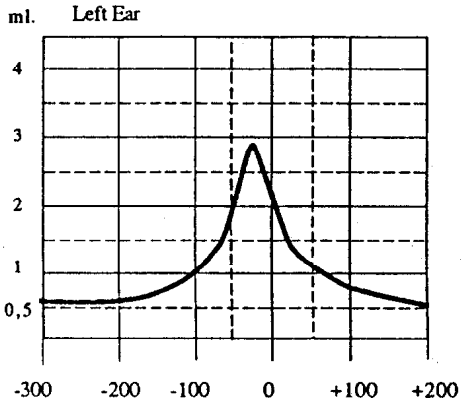
Hear wihtout hearing aids

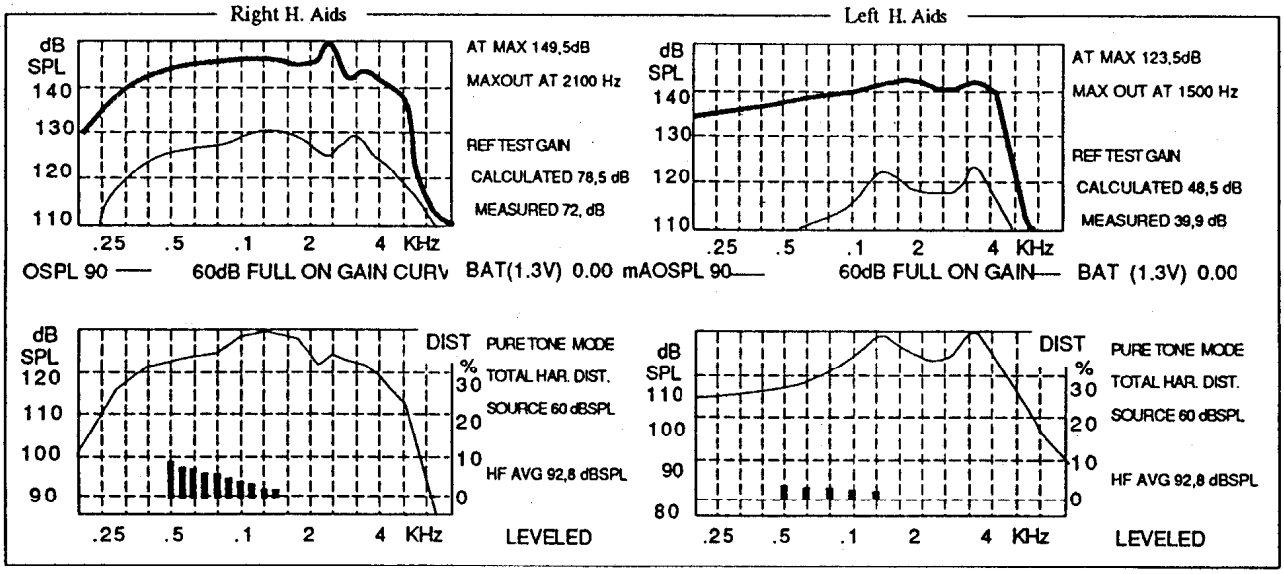


Speaker wiht hearing aids









CUE VOLUME	1
RESIDUE VOLUME	0,3

CUE VOLUME	1,4
RESIDUE VOLUME	0,45

TABELLA RIASSUNTIVA

Iniziali e nome	Età dei Pazienti (anni)	Riabilitazione: (sintesi)	Perdita Uditiva Au Dx 05-1-2-4 KHz %	Perdita Uditiva Au Sx 05-1-2-4 KHz %	Perdita Uditiva media Au Dx+ Au Sx %	Max. riconoscimento vocale in cuffia	Max. riconoscimento vocale in campo libero	Guadagno medio delle protesi dB SPL	Potenza massima delle protesi dB SSPL	Dinamica minima delle protesi dB	Anti Larsen	Retrocleare	Cocleare
B. Antonio	55	no	80/80/90/100	95/90/100/100	92	35%	35%	65	148	23	SI		
B. Fabio	15	24 mesi c.a.	65/ 90/ 90/ ----	65/ 95 /100 /-----	84		60%	55	133	22	NO	X	X
B. Guido	38	saltuaria, brevi periodi	100/100/110/---	90/95/105/----	100	/	15 % ?	70	144	24	SI		
C. Monica	24	saltuaria, brevi periodi	100/100/90 80	100/110/110 105	99,3	/	/	75	145	10	SI	X	X
G. Enrico	18	12 mesi c.a.	30/40/48/50	30/40/45/45	41	100%	100%	33	120	12	NO		X
G. Simona	22	3 mesi c. a.	105/110/100 90	105/110/ 110 / 102	104	/	70%	72	150	17	SI	X	X
O. Barbara	24	36 mesi c.a.	65/ 77/ 85 / 75	70/80/100/110	82,75	70%	90%	32,8	122	29,2	NO	X	
O. Duilio	65	no	40/55/68/90	40/50/80/110	67	70%	80%	43	125	22	SI	X	X
R. Luciano	72	no	50/55/68/75	60/60/75/80	65,3	50%	80%	42	118	16	NO		X

La percentuale di riconoscimento vocale in campo libero é stata ottenuta con liste di parole bi-sillabiche standard. I pazienti sono stati inizialmente controllati con analisi in cuffia, con potenza comprese tra 50 e 110 dB, allo scopo di valutare le risposte con il minimo di distorsioni strumentali e di ambiente, in fase successiva, (pazienti con protesi) é stata regolata la potenza del campo libero, (due altoparlanti in condizione standard), con il seguente criterio,

(analisi in cuffia)	potenza (dB) in cuffia per resa massima	-
(analisi in campo libero)	guadagno (dB) medio delle protesi	=
	potenza applicata al C.L. per il riconoscimento vocale	