

## **PROTESI ACUSTICHE**

### **Guadagno in situ ed inserzione**

La nascita dei concetti di guadagno in situ e lo sviluppo di metodiche e strumentazioni per la sua misurazione, sono scaturiti dall'esigenza di ottenere valutazioni più realistiche sulle prestazioni elettroacustiche fornite da una protesi durante il suo funzionamento.

L'accoppiatore a 2cc fu introdotto nel 1942 da Romanow che definì il dispositivo efficace nell'esecuzione di misure ripetibili, ma assolutamente non in grado di riprodurre fedelmente gli effetti dell'orecchio reale.

Tra i sistemi studiati successivamente, alcuni erano basati sull'utilizzo di un simulatore d'orecchio reale che riproduce le caratteristiche dell'orecchio esterno umano con una più fedele interpretazione dei valori di impedenza acustica media.

Il primo dispositivo rispondente a queste caratteristiche fu elaborato da Zwislocki nel 1970 e fu montato sul manichino KEMAR, rappresentazione antropomorfa dell'adulto medio.

Con l'introduzione del manichino KEMAR, la tecnologia del settore raggiunse nuovi traguardi, potendo disporre di uno strumento che, alla capacità di analisi acustica selettiva dell'accoppiatore, combinava la possibilità di studiare in presenza degli effetti di diffrazione che l'onda sonora subisce nell'impatto con la testa, il dorso e il padiglione auricolare.

La caratteristica principale dell'accoppiatore consiste nella possibilità di modificare il volume interno al variare della frequenza, all'aumentare della frequenza al di sopra di 800Hz, il volume viene ridotto; è proprio la versatilità volumetrica il vantaggio di questo dispositivo.

Il concetto di valutazione di guadagno in situ risale agli albori della storia delle misurazioni sulla funzionalità degli apparecchi acustici (Romanow, 1942; Nichols, 1947) ed ha assunto nell'ultimo decennio un diffuso valore applicativo insieme alle moderne tecnologie.

Alcuni dei primi studi sugli effetti di risonanza e di diffrazione generati dall'interazione dell'onda sonora con il dorso e la testa e sulla pressione sonora risultante prodotta nell'orecchio umano, furono condotti in camere anecoiche usando una sonda metallica connessa ad un microfono esterno. La presenza di questo tubicino-sonda non distorceva in modo significativo il campo sonoro (Wiener e Ross, 1946).

Da quelle prime ricerche, la nostra conoscenza in materia di rilevamento in situ è stata allargata ed approfondita; Ayres ha introdotto, nel 1953 rilevazioni, Harford nel 1980 utilizzò un microfono Electret miniaturizzato, mentre nel 1983 Rasmussen e Klare della società Rastronics introdussero la prima strumentazione computerizzata per la misura con sonda del canale uditivo: il cosiddetto sistema CPM (Computerized Probe Microphone).

## Concetti generali

L'amplificazione di una protesi acustica non è costante, poiché dipende dalle caratteristiche (impedenza acustica) dell'orecchio a cui è adattata. L'amplificazione di una protesi acustica misurata quando questa è indossata dal paziente viene denominata guadagno "in situ" della protesi; si tratta quindi di una grandezza a variabilità intersoggettiva.

Ogni protesi acustica indossata dal paziente produce due effetti di segno opposto e il beneficio protesico è il risultato della loro interazione. Se da un lato la protesi fornisce un'amplificazione del suono, dall'altro la sua presenza, o meglio quella del raccordo protesi-orecchio (l'auricolare), occludendo il condotto uditivo esterno, elimina o attenua notevolmente l'effetto di amplificazione naturale del padiglione e del condotto uditivo.

Il guadagno di inserzione è il risultato globale dell'effetto di amplificazione della protesi e dell'effetto di attenuazione dovuti all'occlusione del condotto. In altre parole il guadagno di inserzione è la misura quantitativa individuale del beneficio protesico in termini di amplificazione.

Particolare rilevanza assume il concetto di individualità, dal momento che le differenze interpersonali e di accoppiamento protesi-orecchio rendono impossibile conoscere a priori l'amplificazione di cui beneficerà il paziente. La stessa protesi, con uguale regolazione, applicata a soggetti diversi, fornirà in genere amplificazioni diverse.

L'entità delle differenze può essere rilevante e tende a crescere in corrispondenza delle frequenze acute.

Da un punto di vista tecnico possiamo definire il guadagno in situ come la differenza tra la pressione acustica in dB SPL in prossimità del timpano con la protesi posizionata ed in funzione e la pressione acustica in dB SPL immediatamente fuori dal condotto uditivo.

Il guadagno di inserzione definisce invece la differenza tra la pressione acustica in dB SPL in prossimità del timpano con protesi posizionata ed in funzione e la pressione acustica in dB SPL nello stesso punto in assenza di protesi ed eventuale chiocciola (condotto uditivo libero).

La grandezza del guadagno d'inserzione si ottiene sottraendo dal valore del guadagno in situ quello dell'amplificazione naturale dell'orecchio. Quest'ultima è legata all'interazione dell'onda sonora con il padiglione e il condotto uditivo e si definisce come differenza tra la pressione acustica in dB SPL in prossimità del timpano e la pressione acustica in dB SPL immediatamente fuori dal condotto quando il paziente non indossa la protesi.

La frequenza di risonanza naturale del condotto uditivo varia in un range tra 2 e 4kHz.

Tra i diversi metodi presentati per la rilevazione del guadagno d'inserzione si distinguono quelli con equalizzazione tra suono e campo in tempo reale (metodi di

pressione e di confronto) e quello con equalizzazione tra suono e campo memorizzato (metodo di sostituzione).

Quest'ultimo criterio operativo prevede una fase iniziale di calibrazione in cui viene effettuato un monitoraggio acustico della rumorosità di fondo dell'ambiente di prova o campo.

La misura procede rilevando con un microfono sonda la pressione acustica del condotto in prossimità del timpano, prima ad orecchio libero poi con la protesi inserita ed in funzione.

La differenza tra il primo ed il secondo valore misurato fornisce il valore del guadagno di inserzione.

Per la rilevazione del guadagno in situ si utilizzano un microfono di riferimento ed una sonda. Il primo è destinato a rilevare la pressione sonora all'ingresso del condotto uditivo, il secondo è dotato di un apposito tubicino in silicone per l'inserimento all'interno del condotto.

Il segnale test viene presentato tramite un altoparlante posizionato a 50cm dal capo del paziente e consiste in una spazzolata frequenziale erogata ad un'intensità di 60dB SPL per calcolare il guadagno d'inserzione. I valori di pressione misurati dai due microfoni vengono elaborati e visualizzati dall'unità centrale del sistema di analisi elettroacustica.

### **Protesi acustiche: classificazione**

La protesi acustica non è solo l'insieme microfono-amplificatore-ricevitore, ma è un vero e proprio elaboratore del segnale che realizza il processo di analisi e trasformazione dei suoni secondo tre tipi di strategie:

- Analogica semplice
- Analogica mista, detta anche analogica digitale o ibrida (protesi programmabili elettronicamente)
- Analogica prevalentemente digitale che permette di effettuare, oltre ad una regolazione elettronica, anche un'elaborazione del segnale.

Qualsiasi sia il tipo di strategia, l'energia sonora viene trasformata in elettrica dal microfono.

Una volta trasdotta, tale energia raggiunge l'amplificatore al cui livello subisce i processi di amplificazione, filtraggio, e limitazione.

Il segnale elettrico in uscita dall'amplificatore e così elaborato, è inviato al terzo e ultimo stadio, il ricevitore, dove viene nuovamente convertito in energia sonora.

Nelle protesi con trattamento digitale, l'onda sonora viene trasformata dal microfono in analogo elettrico dell'input, un primo stadio di filtraggio passa basso elimina le componenti frequenziali che si pongono al di sopra del campo di udibilità.

Il segnale viene quindi digitalizzato dal convertitore analogico-digitale secondo un'alta frequenza di campionamento, che trasforma la grandezza elettrica analogica in una serie di numeri di tipo binario.

L'unità centrale di elaborazione è un microprocessore che modifica i dati numerici secondo gli algoritmi previsti dalla strategia di programmazione implementata.

Il flusso di dati numerici elaborati viene trasformato dal convertitore digitale-analogico in stimolo elettrico che successivamente ad una nuova operazione di filtraggio passa basso viene trasdotto in segnale acustico.

Le protesi digitali dunque, elaborano attivamente il segnale, comportandosi come uno speech processor.

Distinguere protesi a circuito analogico digitalmente programmabili da quelle totalmente digitali costituisce la base per una classificazione delle protesi acustiche.

Partendo dal presupposto che la protesi si propone di modificare il segnale sonoro per adattarlo alle caratteristiche quantitative, qualitative e temporali dell'ipoacusia, parametri come amplificazione, capacità di limitare il segnale e di modificare la dinamica di applicazione, larghezza di banda frequenziale passante e possibilità di filtraggio rappresentano i criteri fondamentali che consentono di valutare il comportamento elettroacustico di una protesi ed individuarne il campo di applicazione, consentendo di fare una classificazione

Considerando come parametro discriminante il guadagno acustico medio al massimo dell'amplificazione, possono essere individuate 6 categorie come mostrato nella tabella, dove, per ogni categoria, accanto al range dei valori di guadagno viene riportata la corrispondente escursione dei valori di uscita massima.

CATEGORIA	GUADAGNO MEDIO	USCITA MASSIMA
1	Fino a 30 dB	100-111 dB
2	31-40 dB	105-127 dB
3	41-50 dB	111-134 dB
4	51-61 dB	112-138 dB
5	61-71 dB	127-140 dB
6	Oltre 71 dB	128-142 dB

All'interno delle categorie definite secondo il guadagno le protesi acustiche vengono tipizzate in base alla:

- morfologia della protesi : retroauricolare, endoauricolare, intrameatale, cic (apparecchio ad inserzione profonda)

- classe dell'amplificatore utilizzato nella protesi: Classe A, classe B, classe D.
- banda frequenziale passante: da un'analisi svolta su un vasto numero di protesi acustiche sui limiti frequenziali della banda passante e la sua estensione per le sei categorie, emerge un rapporto di proporzionalità inversa tra il range di frequenza trasmesso e la categoria, come si può osservare in tabella e in figura

CATEGORIA	RANGE FREQUENZIALE (Hz)	AMPIEZZA BANDA TRASMESSA (Hz)
1	299-7368	7069
2	250-7118	6868
3	301-6379	6078
4	266-5844	5578
5	268-5792	5524
6	208-5446	5238

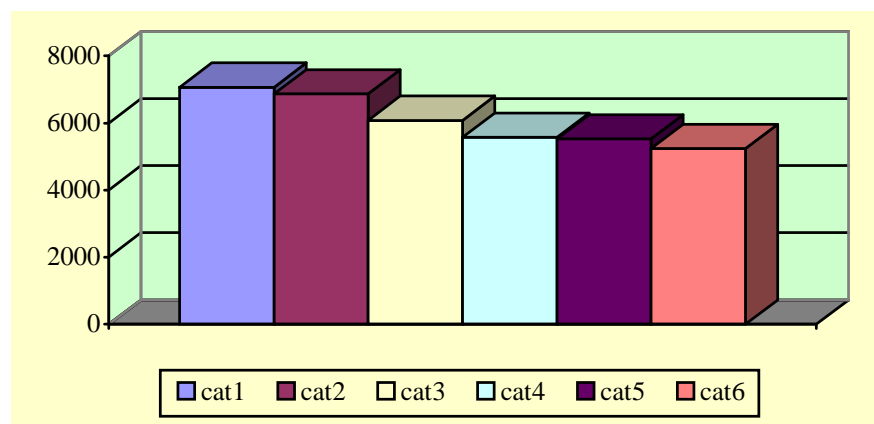


Figura 1

- Tipo di programmabilità

Le protesi analogiche semplici si programmano azionando manualmente i trimmer che agiscono riducendo o tagliando parti del segnale, mentre le digitali elaborano attivamente il segnale comportandosi come speech processor.

Le protesi che trattano il suono con strategia analogica ibrida contengono un modulo di memoria CMOS (complementary metal oxide semiconductor) di tipologia RAM o EEPROM, suddiviso in una serie di chip, locazioni di memoria, ognuna delle quali corrisponde ad un diverso parametro elettroacustico, contenenti le informazioni specifiche

che verranno stabilite tramite un'unità esterna (HI PRO) interfacciata ad un computer dotato di software di programmazione specifico per ogni marca di protesi acustica.

Il modulo di memoria sostituisce quindi la funzione dei convenzionali potenziometri a trimmer, rendendo la regolazione più precisa, selettiva e riproducibile.

### La protesi acustica

La protesi acustica (apparecchio completo di auricolare o guscio su misura) può essere divisa in due sezioni:

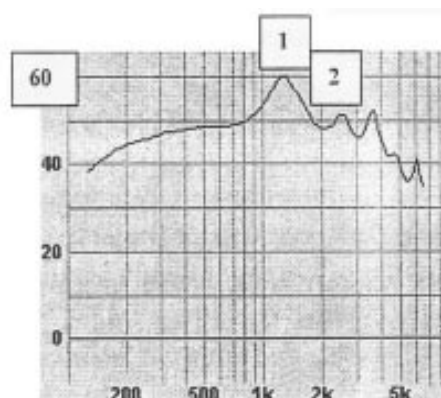
- sezione elettronica (microfono-circuito-ricevitore)
- sezione acustica (curvetta-tubicino-auricolare o guscio per le versioni endoauricolari)

Anche se la parte elettronica è di fondamentale importanza per quanto concerne l'elaborazione e la modifica della risposta protesica, la parte acustica non ha solo una funzione di accoppiamento ma anche quella di incidere sulla resa della applicazione protesica in base a delle modifiche che si possono apportare su di essa.

Per indagare sugli effetti che modifiche sulla sezione acustica comportano, è opportuno dividere la zona delle frequenze in tre aree:

- frequenze gravi, area della ventilazione;
- frequenze medie, area dell'appianamento;
- frequenze acute, area dell'effetto megafono.

Figura 2



Inoltre è opportuno sottolineare che ogni protesi acustica presenta nella sua curva di risposta alcuni picchi di amplificazione dovuti alla risonanza del tubicino e della curvetta oltre che del ricevitore sui quali la sezione acustica può apportare varie modifiche. I più importanti sono il picco primario e quello secondario posizionati rispettivamente a 1000/1100Hz e 2000/2500Hz. (Figura 2).

La curvetta di raccordo è la prima componente acustica da analizzare. Essa ha lo scopo di agganciare la protesi alla parte superiore del padiglione auricolare, e di fare in modo che il tubicino non subisca torsioni e/o curvature parassite.

Un'altra funzione è quella acustica che può modificare notevolmente il suono amplificato grazie alla sua conformazione o all'inserimento di filtri meccanici.

Se il diametro interno della curvetta aumenta dalla parte prossimale (ricevitore-curvetta) a quella distale (curvetta-tubicino) si verificherà un'enfaticizzazione degli acuti (effetto megafono). La conformazione inversa consente invece l'attenuazione delle frequenze acute.

Il tubicino di raccordo ha la funzione di convogliare il suono amplificato nel condotto uditivo esterno ed è mantenuto in situ dall'auricolare.

Le sue caratteristiche principali sono:

- lo spessore delle pareti;
- il diametro interno;
- la lunghezza.

La scelta dello spessore dipende dalla potenza dell'apparecchio usato: pareti sottili per protesi di lieve-media potenza, pareti con spessore maggiore per protesi di elevato guadagno.

Il diametro interno ha una misura standard di 2mm; tubicini di maggior diametro appianano il picco secondario ma nello stesso tempo riducono l'amplificazione degli acuti, mentre diametri particolarmente stretti spostano il picco primario su frequenze più gravi, appianano la curva, ma riducono anche il guadagno.

La lunghezza del tubicino, infine, ed in particolare la profondità di inserzione nel condotto, consente di ottenere significative variazioni nella curva di risposta. Aumentando la profondità si aumenta l'amplificazione dei gravi diminuendo quella degli acuti; inoltre l'effetto Larsen viene innescato più facilmente.

## **Auricolare**

Le funzioni dell'auricolare sono molteplici:

- mantenere in posizione il tubicino in modo confortevole;
- mantenere in posizione sia la protesi, sia il ricevitore nel caso di protesi a scatola;
- convogliare la pressione sonora alla membrana timpanica;
- occludere il c.u.e. in modo da evitare qualunque fuga di suono amplificato verso l'esterno, fuga che si manifesterebbe con fischi fastidiosi conosciuti come "effetto Larsen".

L'auricolare deve inoltre soddisfare diversi requisiti:

- essere morfologicamente anatomico, ovvero deve adattarsi perfettamente al c.u.e. e alla conca del paziente che lo indossa;
- essere prodotto con materiali biocompatibili, al fine di non provocare nessun fenomeno patologico (allergico, irritativo, infiammatorio) .

L'auricolare viene costruito sulla base dell'impronta dell'orecchio esterno .

I materiali utilizzati per costruire l'auricolare possono essere: resina acrilica rigida, morbida o semimorbida o materiale siliconico.

La scelta del materiale è da porre in relazione all'utilizzo di protesi di minore o maggiore guadagno. Generalmente per guadagni elevati si utilizza l'acrilico morbido (che ha tenuta maggiore), mentre per guadagni minori l'acrilico rigido.

### **Tipi di auricolari**

I tipi di auricolari si diversificano a seconda della maggiore o minore presenza di porzioni riprodotte del padiglione auricolare e della conca.

I tipi di chiocciola possono essere classificati in:

- normale;
- a tutta conca;
- a telaio;
- a peduncolo o canale;
- a supporto o aperta;

L'auricolare normale viene utilizzato con gli apparecchi "a scatola" ed è collegato direttamente al ricevitore tramite un anello a pressione.

L'auricolare a tutta conca occupa il condotto e tutta la conca ed è utilizzato soprattutto con protesi ad elevato guadagno.

L'auricolare a telaio occupa il condotto e viene mantenuto in sede da un anello che poggia su tutto il perimetro della conca.

L'auricolare a peduncolo occupa solo il condotto uditivo, mentre quello con "staffa" presenta un prolungamento sulla parte inferiore della conca in corrispondenza dell'antirago per favorirne l'ancoraggio.

L'auricolare a supporto o aperto è privo di condotto uditivo ed è costituito solo dall'antelice e dalla parte inferiore della conca per mantenere il tubicino in sede. La sua funzione è quella di mantenere il più possibile la risonanza naturale del c.u.e. e



rappresenta l'auricolare a massima ventilazione possibile, ventilazione che si può realizzare con fori di vario calibro per tutti i tipi di auricolare.

### **Effetti acustici indotti dall'auricolare**

Le caratteristiche costruttive dell'auricolare che hanno maggiore influenza sulla risposta acustica della protesi sono:

- la profondità di inserzione nel c.u.e. ;
- la ventilazione.

Una maggiore profondità di inserzione, fino alla parte ossea del c.u.e. (18mm c.a), quindi con cavità residua ridotta, può portare ad un incremento di potenza e guadagno erogati fino a 20dB.

La ventilazione consiste in foro passante per il corpo dell'auricolare, che mette in comunicazione la cavità residua del condotto con l'ambiente esterno.

La ventilazione può essere di tipo parallelo o diagonale.

Nella ventilazione di tipo parallelo il foro di uscita del venting si insinua nel canale di conduzione dei suoni a circa metà della sua lunghezza; viene introdotto, oltre ad un taglio delle basse frequenze anche un taglio delle alte, non è quindi molto utilizzato.

La ventilazione parallela modifica solo le frequenze gravi in misura più o meno elevata in base al diametro del foro stesso. All'aumentare del diametro del foro, si può riscontrare una progressiva diminuzione di amplificazione per le basse frequenze.

Bisogna sottolineare che se il guadagno acustico è di una certa entità il rischio di effetto Larsen sarà maggiore. Comunque le ventilazioni sono utilizzate solo con protesi non dell'ultima generazione, in quanto deficitarie dal punto di vista della risposta frequenziale.

Con protesi a programmazione digitale o totalmente digitali, caratterizzate da ampia risposta frequenziale e da avanzate proprietà di filtraggio (filtri attivi), il problema di intervenire sull'accoppiamento acustico protesi-orecchio (modifica tubicino o curvetta di raccordo ed eventuali ventilazioni) non si pone minimamente in quanto il segnale può essere adeguatamente manipolato dal circuito della protesi.

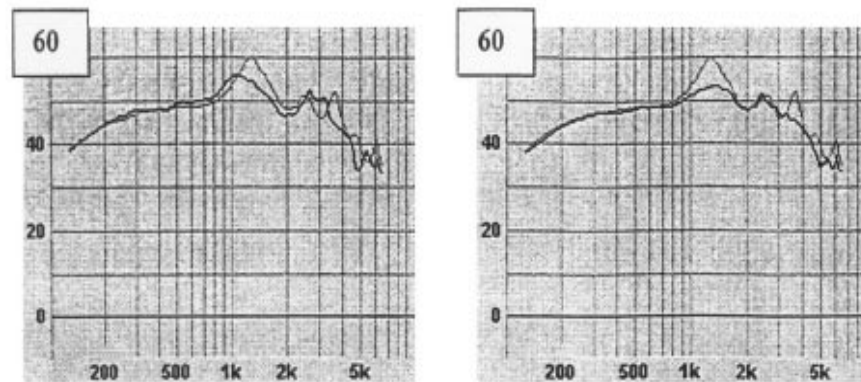
### **Filtri meccanici**

Mediante l'utilizzo di filtri si possono ottenere significative modifiche delle curve di risposta influenzate dalla posizione in cui tali filtri vengono posti: all'inizio o al termine della curvetta, oppure nel tubetto della chiocciola.

Il loro compito è quello di livellare la curva di risposta e di attenuare il picco di risonanza a 1000Hz. La capacità di attenuazione varia in base al valore di impedenza del

filtro (misurata in Ohm); maggiore è il valore dell'impedenza, maggiore sarà l'attenuazione del filtro.

Tutte le modifiche indotte soggettivamente dall'utilizzo di filtri meccanici, al pari di quelle legate alle variazioni delle caratteristiche di curvette, tubicini e ventilazioni sono evidenziabili nell'analisi elettroacustica in situ.



**Figura 3** *A sinistra: attenuazione del picco primario  
A destra: livellamento di tutta la curva*

### Filtri elettronici

Lo scopo dei filtri elettronici è quello di modificare la morfologia della curva di risposta della protesi acustica per portarla a meglio rispondere alle problematiche delle ipoacusie in oggetto.

Possiamo avere filtri elettronici di tipo passa basso, passa alto, passa banda od elimina banda e in alcuni casi un doppio controllo sulle frequenze gravi per avere ancora più efficacia su tali frequenze.

Un altro parametro che contraddistingue l'azione di un filtro è la sua frequenza di taglio, ovvero il punto in cui il filtro comincia ad avere un'azione efficace.

I filtri possono essere classificati in quattro categorie e secondo due modalità di lavoro diverse.

Le categorie si dividono in:

- filtri di primo ordine (taglio fino a 6dB per ottava);
- filtri di secondo ordine (12dB per ottava);
- filtri di terzo ordine (18dB per ottava);
- filtri di quarto ordine (24dB per ottava).

Le modalità di azione sono:

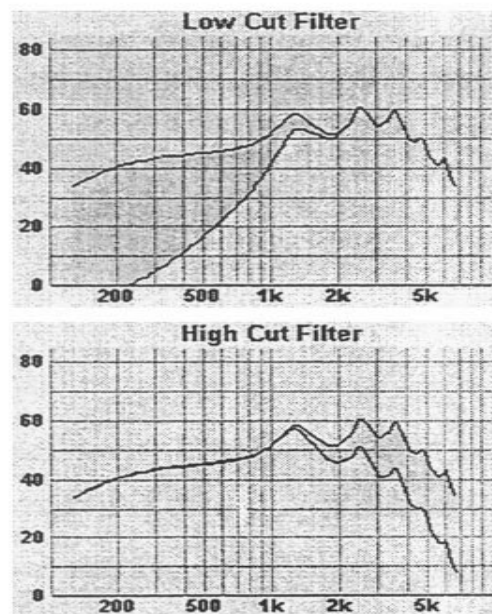
- azione attiva (filtri attivi);
- azione passiva (filtri passivi).

I filtri passivi tendono a vanificare la loro azione in saturazione (filtri di primo ordine), mentre con i filtri attivi, in saturazione l'efficacia rimane quasi inalterata (filtri di secondo, terzo e quarto ordine).

Di norma sono attivi i controlli sulle frequenze gravi e passivi quelli sulle frequenze acute, anche se oggi esistono sul mercato protesi che dispongono di filtri attivi anche sugli acuti.

Negli apparecchi multibanda ci sono filtri indipendenti per ogni canale.

Grazie alla capacità di azione di questi filtri (fino a 30dB per ottava) si può evitare l'ausilio della ventilazione compensando al meglio le ipoacusie in rapida caduta sugli acuti.



**Figura 4** *In alto: filtro di controllo su frequenze gravi  
In basso: filtro di controllo su frequenze acute*