

INAIL

Sovrintendenza
medica generale



Università di Torino

ANA

Associazione Nazionale
Audioprotesisti

Documento di indirizzo in tema di protesizzazione acustica dei lavoratori affetti da ipoacusia professionale

Coordinatore del documento:

Prof. Carlo Giordano: *Ordinario di ORL - Direttore I Cattedra di Clinica ORL
dell'Università degli Studi di Torino*

Autori:

Prof. Roberto Albera: *Straordinario ORL - Università degli Studi di Torino*

Dott. Michele Bisceglia: *Consulente ORL INAIL sede di Roma*

Prof. Giuseppe Cimaglia: *Sovrintendente Generale INAIL Roma*

Dott. Corrado Canovi: *Segretario Generale ANA*

Dott. Maurino Clerici: *Audioprotesista*

Dott. Andrea Canale: *Audiologo e Foniatra - Università degli Studi di Torino*

Prof. Carlo Giordano: *Ordinario ORL - Università degli Studi di Torino*

ISBN-13: 978-88-7484-120-2
ISBN-10: 88-7484-120-2

Stampato nel mese di settembre 2007 dalla Tipolitografia INAIL - Milano

PRESENTAZIONE

Il lavoro che presento è frutto della collaborazione tra la Clinica otorinolaringoiatrica dell'Università di Torino, l'Associazione nazionale Audioprotesisti e la Sovrintendenza medica generale dell'INAIL.

Da lungo tempo era sentita l'esigenza di emanare disposizioni per rendere uniforme sul territorio nazionale il criterio con cui pervenire alla prescrizione di una protesi acustica dell'infortunato ovvero al tecnopatico avendo qualche certezza maggiore sulla utilità/necessità e sulla tipologia di protesi da prescrivere.

Le ipoacusie tutelate dall'INAIL sono da sempre le patologie professionali più denunciate e maggiormente riconosciute dall'Istituto assicuratore e sono, inoltre, menomazioni tra le più importanti per l'incidenza che hanno sulla qualità della vita in generale e sulla sicurezza, soprattutto nei luoghi di lavoro, in particolare.

Le linee guida allestite costituiscono un utile complemento alle monografie già editate, sull'argomento, dall'Istituto e affrontano esaurientemente un tema che anche all'esterno dell'INAIL è particolarmente sentito.

La sommatoria delle esperienze maturate dagli estensori negli ambiti di rispettiva competenza rendono il lavoro completo e particolarmente apprezzabile tanto più in quanto costituisce il primo qualificato tentativo di dare seria risposta ad esigenze tanto avvertite.

Giuseppe Cimaglia

INDICE

Introduzione	5
1. Premesse fisiopatologiche e cliniche del danno uditivo da rumore.	7
2. Gli accertamenti clinico strumentali per la prescrizione protesica.	9
3. Le formule prescrittive.	38
4. La tipologia del lavoratore da protesizzare e requisiti minimi per la protesizzazione.	53
5. Le problematiche protesiche dei lavoratori ipoacusici candidati alla protesizzazione acustica.	56
6. Il tipo di protesi: stato attuale del device.	57
7. Le normative INAIL in tema di protesizzazione acustica.	66
8. Il percorso per la prescrizione e l'applicazione protesica.	73
9. L'applicazione protesica.	75
10. Il counseling e la riabilitazione.	76
11. Conclusioni.	77

INTRODUZIONE

Scopo e finalità del lavoro

Questo documento d'indirizzo si prefigge lo scopo di creare una linea guida italiana in tema di protesizzazione acustica dei lavoratori affetti da ipoacusia professionale, in quanto in Italia, attualmente, non esiste nulla su questo specifico argomento.

Lo studio, patrocinato dall'INAIL e dall'ANA e coordinato dal sottoscritto, si pone come obiettivi sia quello di realizzare un " preliminary report " sullo stato attuale delle conoscenze clinico scientifiche e delle esperienze professionali in questo campo specifico sia quello di realizzare un primo documento di indirizzo, possibilmente condiviso dal maggior numero di esperti del settore, finalizzato alla stesura di Linee Guida su queste specifiche problematiche.

Il documento, dopo alcune premesse aggiornate di ordine fisiopatologico e clinico sul danno uditivo da rumore, affronta ed approfondisce i più significativi aspetti delle problematiche della protesizzazione di questi soggetti ed in particolar modo analizza i difficili temi che riguardano la tipologia del lavoratore da protesizzare, i requisiti minimi clinico strumentali necessari per la prescrizione protesica, il percorso protesico, il tipo di protesi ed infine l'applicazione, la riabilitazione ed il counseling del lavoratore audioprotesizzato.

Le Linee Guida proposte sono destinate ai medici funzionari ed agli specialisti ORL ed Audiologi dell'INAIL, ai medici responsabili dello SPRESAL, ai medici Competenti ed a tutti gli specialisti di ORL e di Audiologia.

Prof. Carlo Giordano

1. PREMESSE FISIOPATOLOGICHE E CLINICHE DEL DANNO UDITIVO DA RUMORE.

Come è noto l'eccessiva esposizione al rumore può determinare una lesione cocleare sia per effetto di un danno meccanico diretto sia per il sovraccarico metabolico conseguente alla sovrastimolazione acustica. Il danno all'orecchio interno può essere determinato sia da un rumore intenso di breve durata sia da un rumore meno intenso ma più prolungato nel tempo. Infatti è risaputo che un incremento acustico di 3 dB è associato al raddoppio della pressione sonora pertanto sarà necessario ridurre di conseguenza il tempo di esposizione per mantenere costante l'energia incidente sull'orecchio. Se una pressione sonora di 80 dBA è ammessa per un totale di 8 ore, a 90 dB bisognerà ridurre il tempo di esposizione a 4 ore e così via fino ad un massimo di 15 minuti a 115 dBA.

Il sovraccarico stimolatorio determinato dal rumore inattiverebbe il meccanismo cocleare di assistenza della vibrazione alle basse intensità intorno alla frequenza caratteristica con perdita di qualsiasi selettività frequenziale. Il danno tecnopatico dell'organo dell'udito colpisce quasi costantemente ed elettivamente le cellule sensoriali deputate alla ricezione delle frequenze 3-4-6 KHz e ciò è teoricamente giustificabile con l'ipotesi causale che il deficit uditivo è conseguente all'effetto di risonanza del CUE sulle frequenze 2-3 KHz; tale amplificazione, di circa 15 dB, determina un danno selettivo di $\frac{1}{2}$ ottava sopra la frequenza di risonanza del condotto e cioè fra 3 e 6 KHz.(1)

Le cellule cigliate esterne sono le prime componenti cocleari ad essere danneggiate dal rumore mentre tardivo ed assai limitato è l'interessamento delle cellule cigliate interne; a certe condizioni d'intensità e tempo, il danno da rumore viene esercitato anche a livello della stria vascolare, delle fibre nervose, dei nuclei cocleari e perfino della corteccia.

Le cellule distrutte vengono sostituite da tessuto cicatriziale formato da cellule irregolarmente poligonali, singole, piatte, originate dall'area delle cellule di Claudius ed occludenti gli spazi endolinfatici. (1)

Da un punto di vista dell'evoluzione clinica il danno da rumore presenta alcune caratteristiche tipiche, rappresentate dalla rapida evoluzione nei primi 10-15 anni di esposizione mentre, negli anni successivi, il danno uditivo subisce un notevole rallentamento e si stabilizza. Inoltre il danno uditivo è maggiore nel caso di rumore continuo e generalmente si arresta al cessare dell'esposizione. (1)

L'ipoacusia da trauma acustico cronico (TAC) è sempre di tipo neurosensoriale, bilaterale e simmetrica (o lievemente asimmetrica), di lieve – media entità ed interessa le alte frequenze del campo tonale (in modo particolare quelle comprese fra i 3 e 6 KHz). Raramente l'esposizione al rumore in ambiente professionale determina sordità profonda.

Un sintomo correlato al trauma acustico cronico da rumore è costituito dagli “acufeni” e cioè da quelle percezioni soggettive di suoni in assenza di una sorgente sonora esterna. Gli acufeni sono presenti nella maggior parte dei casi di ipoacusia da TAC e generalmente risultano invalidanti per molti lavoratori. (2)

Nell'uomo l'ipoacusia è la più frequente condizione di danno sensoriale che comporta importanti conseguenze sul piano sociale e psicologico.

Per questo motivo ogni perdita uditiva che incide significativamente sulla qualità della vita del lavoratore dovrebbe essere protesizzata precocemente per favorire adattamento e abitudine; inoltre, nel caso specifico dell'ipoacusico da TAC, una protesizzazione precoce previene il fenomeno di deprivazione uditiva che si esprime in modo subdolo ma che porta il paziente a privarsi del godimento di eventi culturali e/o sociali. (3)

2. GLI ACCERTAMENTI CLINICO STRUMENTALI PER LA PRESCRIZIONE PROTESICA.

La prescrizione protesica deve essere effettuata unicamente dallo specialista ORL e/o audiologo che deve seguire un percorso clinico diagnostico e strumentale molto articolato ma indispensabile per una corretta indicazione protesica. La visita Specialistica ORL e/o Audiologica è la condizione essenziale richiesta per la prescrizione protesica in quanto il sanitario, attraverso questa procedura, valuterà la presenza o meno dell'ipoacusia e la natura professionale o extra professionale della medesima. La visita si basa sulla raccolta, rigorosa ed accurata dei dati anamnestici, finalizzati alla conoscenza dell'esistenza di elementi patologici familiari e/o acquisiti contratti in epoca remota o prossima che possono aver determinato e/o favorito l'insorgenza di un deficit uditivo. L'anamnesi familiare e patologica deve essere completata da quella, altrettanto accurata, di tipo lavorativo – ambientale che consente di valutare i tipi di lavorazione e la reale esposizione del lavoratore al rumore dell'ambiente di lavoro. La raccolta dei dati anamnestici viene completata dalla diagnosi differenziale, passaggio clinico fondamentale, in ambito INAIL, per la prescrizione e la concessione della protesi. Successivamente lo specialista ORL Audiologo dovrà procedere all'esame clinico obiettivo otorinolaringoiatrico che è eseguito attraverso l'esame otoscopico (od otomicroscopico a seconda delle necessità) e l'esame rinoorofaringolaringoscopico (meglio se eseguito con l'ausilio di fibre ottiche).

Le procedure prescrittiva si basa anche su una serie di esami audiometrici strumentali fra i quali l'audiometria tonale risulta essere quello di primo approccio. Attraverso questo esame vengono esaminate le frequenze che meglio rilevano la presenza di una ipoacusia da TAC e cioè le frequenze comprese fra i 0,5 e 4 KHz. In accordo con la comune prassi clinico procedurale in ambito penalistico – civilistico ed assicurativo, oggi si raccomanda l'utilizzo di tali frequenze per la verifica della presenza e della eventuale quantificazione di un danno uditivo di origine professionale. (1)

L'audiometria tonale va considerata essenzialmente come propedeutica alla fase di selezione del paziente protesizzabile e non esaurisce il bilancio clinico diagnostico e riabilitativo del medesimo. La base per la prescrizione, cioè per il calcolo delle necessità protesiche del singolo paziente, fonda il suo razionale sulla valutazione delle soglie psicoacustiche di base e cioè della:

- Soglia uditiva
- Soglia del disagio.

Tuttavia per rilevare in forma corretta queste soglie è necessario prendere in considerazione alcuni fattori:

A) Variabilità della soglia uditiva.

Anche se considerazioni clinico teoriche e pratiche dimostrano che la soglia uditiva (SA) è un fenomeno intrinsecamente fluttuante, è necessario considerarla come un parametro stabile pur essendo rilevata in una singola sessione di tempo.

Trattandosi di una misurazione, la SA è soggetta ad errori come ogni altro tipo di misura di grandezze fisiche.

La variabilità della soglia uditiva è dovuta a:

- fattori legati al soggetto esaminato
- fattori legati alla strumentazione audiometrica
- variabili procedurali
- fattori legati all'esaminatore

B) Variabilità della soglia di disagio.

Il rilievo della soglia di disagio (loudness discomfort level: LDL) è fondamentale perché la pressione massima generata dalla protesi (uscita massima) non dovrà superare tale soglia (problemi di tolleranza, eccessive distorsioni, trauma acustico cronico). In letteratura viene riportato che il 65% dei soggetti protesizzati lamenta disagio riconducibile ad una eccessiva uscita massima. (4)

Una procedura molto comune per valutare la LDL è quella legata alla ricerca della soglia del riflesso stapediale (SRS). Poiché non in tutti i pazienti è possibile registrare un RS, nella maggior parte dei casi si deve procedere alla misurazione diretta della LDL che va considerata nelle strategie audiometriche prescrittive.

I rilievi della LDL sono gravati da una variabilità ancora superiore a quella della soglia di minima udibilità. I valori medi nel normoacustico possono variare da 96 a 116 dB con procedura audiometrica tonale e da 99 a 117 dB con audiometria automatica. (1)

Inoltre la LDL può essere determinata con stimoli verbali, rumore a bande o toni puri e il tipo di stimolo condiziona in modo marcato sia l'entità che la variabilità della soglia del disagio. (1)

Per la ricerca di questa soglia il soggetto viene istruito a segnalare la comparsa di una sensazione di fastidio dopo la stimolazione e questo costituisce la principale

fonte di variabilità della risposta in quanto il soggetto può rispondere al minimo fastidio iniziale, al fastidio conclamato o al dolore.

Nell'ambito degli accertamenti clinico strumentali necessari alla prescrizione protesica devono anche essere prese in considerazione l'audiometria tonale liminare, l'audiometria sopraliminare e le prove di audiometria vocale. L'uso di metodiche obiettive (impedenzometria, BERA, etc.) può essere particolarmente indicato nella prescrizione, nell'adattamento e nella valutazione delle protesizzazioni difficili (soggetti non collaboranti) mentre le prove audiometriche vocali sono fondamentali nella fase di prescrizione protesica, nella fase di adattamento e di collaudo.

A) Audiometria tonale liminare

Il grafico audiometrico.

Il grafico audiometrico rappresenta la modalità pratica di esprimere graficamente la capacità uditiva dell'uomo. La rappresentazione grafica attualmente impiegata è il frutto di anni di studio sulle caratteristiche del suono e sulla fisiologia dell'apparato uditivo umano e deriva da linee guida universalmente accettate.

Un suono determina una sensazione sonora quando possiede caratteristiche di intensità (da 0 a 120 dB) e frequenza (da 20 a 20.000 Hz) che lo rendono udibile per l'orecchio umano.

Le curve di isofonia indicano il livello di pressione sonora che deve possedere un suono per dare alle varie frequenze la identica sensazione di intensità. La curva più alta e quella più bassa rappresentano rispettivamente la soglia del dolore e la soglia dell'udibilità.

Le isofone adottate dalla vigente normativa, contenute nella norma ISO 226, si devono a Robinson e Dadson, che le studiarono nel 1956, adottando suoni puri in campo libero emessi da un altoparlante.

La rappresentazione grafica della soglia audiometrica può essere fatta su due tipi fondamentali di grafico audiometrico: il grafico di Wegel o grafico base ed il grafico americano o grafico clinico. Il grafico di Wegel si ottiene presentando ad un individuo un tono di una certa frequenza e ad intensità crescenti a partire dal valore di 0 dB SPL (cioè riferito alla soglia a 1000 Hz). Si definiscono, rispettivamente, come soglia di minima udibilità il livello di intensità al quale l'individuo percepisce il suono e come soglia di udibilità massima il livello di intensità al quale l'individuo percepisce il suono come fastidio. Provvedendo a determinare per ogni frequenza del campo tonale le

due soglie suddette e riportando sul grafico in ascissa i valori di frequenza ed in ordinata i valori di intensità si ottiene un'area ovoidale delimitata da due curve paraboliche e definita campo uditivo normale; all'interno di tale area sono compresi tutti i suoni udibili dall'orecchio umano. Mediante l'analisi delle risposte ottenute su un elevato numero di individui è stato possibile definire l'estensione del campo uditivo normale: questa è massima in corrispondenza delle frequenze 1000 e 2000 Hz e si riduce alle due estremità del campo tonale.

Il grafico clinico si differenzia sostanzialmente dal grafico di Wegel perché il valore di 0 dB rappresenta la soglia minima del soggetto normoacusico per ogni frequenza (dB HL) ed è quindi un valore relativo.

Il grafico clinico, universalmente impiegato in audiometria tonale, rappresenta graficamente la differenza tra l'intensità alla quale un suono viene percepito e la soglia normale, per ogni frequenza. In questo grafico la soglia di minima udibilità è rappresentata da una linea retta. Il vantaggio di questo grafico è quello di permettere un'istantanea valutazione delle caratteristiche morfologiche e quantitative della rappresentazione della capacità uditiva.

I moderni audiometri, a differenza di quelli del passato, tarati in dB SPL (*Sound Pressure Level*) sono tarati in dB HTL (*Hearing Threshold Level*), anche definiti HL (*Hearing Level*). Il livello di pressione sonora viene variato automaticamente su ogni frequenza del campo tonale affinché il valore 0 dB dell'audiometro corrisponda al livello di soglia dell'orecchio normale. I livelli di soglia sono stati fissati da Commissioni internazionali (ASA 1951, ISO 1964, ANSI 1972).

Un discorso a parte merita la rappresentazione delle frequenze sull'asse delle ascisse. Poiché a livello di sensazione acustica ad un raddoppio del numero di Hz corrisponde la stessa sensazione acustica di *pitch* (o di nota musicale) si è ritenuto opportuno dare la stessa distanza spaziale al raddoppio delle frequenze, indipendentemente dal numero di Hz (infatti la sensazione di tonalità è proporzionale al logaritmo in base 2 del numero di Hz). Ne deriva che vi è la stessa distanza tra le linee verticali che identificano le frequenze 125 e 250 Hz, 250 e 500 e così via fino a 4000 e 8000 Hz.

Esecuzione dell'esame audiometrico.

La procedura di esecuzione dell'audiometria si articola in tre fasi: il controllo dell'audiometro, la rilevazione per via aerea, la rilevazione per via ossea.

Il controllo dell'audiometro è una procedura che deve essere rispettata dallo specialista in modo preciso . In questa sede si vuole ricordare che le cuffie ed i vibratori non devono subire urti o cadute in terra perché ciò potrebbe influire sulla intensità di uscita. Nel caso in cui si verifichi una variazione nell'intensità del tono di uscita è necessario ricalibrare l'audiometro con cuffia e/o vibratore.

La rilevazione della soglia per via aerea deve essere preceduta da una “otoscopia” (peraltro prevista dal DLgs 277/1991) finalizzata alla verifica di eventuali patologie a carico del condotto uditivo esterno, della membrana timpanica e dell'orecchio medio.

Prima di eseguire il rilievo audiometrico è necessario preparare l'esaminando ed istruirlo all'esame. Ciò può essere fatto assicurandosi della sua comoda sistemazione e della sua tranquillità. Discutendo con il lavoratore è possibile farsi un'idea soggettiva della sua capacità uditiva per la voce di conversazione. Eventuali osservazioni debbono essere riportate nell'audiogramma.

La spiegazione al paziente deve essere chiara e può richiedere tempo: si deve far comprendere che l'esame consiste nella determinazione del minimo suono percepibile. Ciò deve essere fatto utilizzando una terminologia di facile accessibilità. Può essere utile far percepire al soggetto un suono di tonalità media (1000 Hz) ad un livello di comoda udibilità per dare un'idea del tipo di suono. Si deve anche spiegare che il pulsante deve essere premuto appena il suono viene udito, anche se appena percepibile. Talora al posto del pulsante può essere utilizzata l'alzata di mano. Occhiali, orecchini ed apparecchi acustici devono essere tolti. Si deve anche verificare che i capelli non si interpongano tra il padiglione auricolare e le cuffie. È pure importante controllare che la pressione della cuffia non determini un collasso delle pareti del condotto uditivo esterno e che l'auricolare sia posizionato proprio in corrispondenza dell'apertura dell'orificio del condotto uditivo esterno.

Rilevazione della soglia per via aerea:

Innanzitutto si esegue la ricerca della soglia per via aerea iniziando dall'orecchio migliore.

Normalmente si sconsiglia l'utilizzo di un tono ad impulsi (cioè interrotto con cadenza di 250 msec *on* e 250 msec *off*). Questo tipo di stimolo consente di evitare errori di rilevazione di soglia conseguenti all'eventuale presenza del fenomeno dell'adattamento (tipico delle forme di ipoacusia neurosensoriale retrococleare) e aumenta l'attenzione nei confronti dello stimolo.

Viene presentato un tono di 1000 Hz a 40-50 dB sopra la soglia presunta per 1-3 secondi, se non si ottiene risposta si riprova, se ancora non si ottiene risposta si aumenta l'intensità. Quando non è noto l'orecchio migliore si adotta la procedura appena esposta per individuarlo.

Dal tono sopraliminare si scende a scatti di 10 dB con intervalli irregolari in modo da ovviare all'adattamento a un ritmo. Raggiunto il livello di intensità non percepito, si aumenta a scatti di 5 dB fino ad ottenere risposta per poi diminuire di 10 dB ed ancora aumentare a scatti di 5 dB.

Questa rappresenta la migliore metodologia di ricerca della soglia. Spesso vengono utilizzate anche le cosiddette tecniche «in discesa» e «in salita», certamente più rapide ma meno precise.

La *ricerca in discesa* viene condotta inviando un tono ad un livello di comoda udibilità e riducendo progressivamente l'intensità per scatti di 5 dB fino a quando il soggetto non percepisce più lo stimolo; la soglia è data dal minimo valore di intensità percepito.

Viceversa, la *ricerca in salita* è eseguita inviando un tono ad un livello infraliminare seguito da un progressivo incremento dello stimolo acustico fino a quando il soggetto lo percepisce; il valore di soglia è dato dal primo tono percepito.

La tecnica in discesa individua valori di soglia migliori di 5-10 dB rispetto alla tecnica in salita, che, comunque, viene ritenuta la più attendibile tra le due in quanto meno soggetta a fenomeni di abitudine alla risposta ed alla memoria del suono percepito.

La soglia uditiva è definita come il minimo livello di intensità acustica, espressa in dB, al quale il paziente risponde almeno due volte dopo una presentazione di quattro stimoli. Si procede quindi alla determinazione della soglia alle altre frequenze secondo il seguente ordine: 2000-3000-4000-6000-8000-1000-500-250 (125).

La ricerca della soglia alla frequenza 1000 Hz deve sempre essere ripetuta prima di passare all'orecchio controlaterale.

I valori di soglia vengono trascritti sul grafico audiometrico utilizzando segni convenzionali.

Si raccomanda di evitare di inviare i segnali a cadenza regolare e, nel passaggio da una frequenza all'altra, è bene prolungare l'intervallo soprattutto sulle frequenze medie. Il mancato rispetto di questo accorgimento può indurre l'esaminando a

segnalare automaticamente una risposta senza avere la certezza della reale percezione del suono.

In caso di asimmetria tra la soglia audiometrica delle due orecchie esiste la possibilità che il suono inviato all'orecchio peggiore sia udito dall'orecchio migliore. Quando la differenza di soglia tra la via aerea dell'orecchio peggiore e la via ossea dell'orecchio migliore è superiore a 40 dB si deve provvedere al **mascheramento** dell'orecchio migliore per impedirne la possibilità di percezione transcranica. Infatti l'attenuazione interaurale, cioè la riduzione della sensazione acustica che giunge all'orecchio controlaterale (per via ossea in quanto il trasferimento all'altro orecchio avviene per questa via) è pari a 40 dB, per cui in presenza di un'asimmetria di soglia superiore a questo-valore è possibile che il suono venga percepito da parte dell'orecchio migliore. Ovviamente il mascheramento viene limitato alle sole frequenze in cui si è verificata la differenza di soglia superiore ai 40 dB. La mancata esecuzione del mascheramento comporta la rilevazione di una cosiddetta *curva fantasma* in cui valori di soglia sono migliori di quelli realmente presenti.

Il mascheramento viene eseguito inviando all'orecchio migliore un rumore mascherante, solitamente a banda stretta centrata sul tono utilizzato dall'orecchio in esame. L'intensità del rumore mascherante è espressa in dB UME (Unità di Mascheramento Effettivo)

Tra le numerose metodiche di mascheramento riteniamo più affidabile quella proposta da Hood. Secondo questa tecnica, dopo aver determinato la soglia senza mascheramento viene inviato il segnale mascherante all'orecchio da mascherare (cioè il migliore) ad un'intensità di 10 dB superiore a quella della soglia audiometrica. L'intensità del rumore mascherante viene quindi progressivamente aumentata con scatti di 10 dB. Se l'incremento di 3 scatti di 10 dB (30 dB totali) non modifica la soglia dell'orecchio in esame, questa viene ritenuta attendibile. Viceversa, se la soglia dell'orecchio in esame viene spostata dal mascheramento, si prosegue nella ricerca fino a quando si ottiene un valore che non si modifica per ulteriori 3 incrementi di intensità di mascheramento. È bene non superare un livello mascherante superiore ai 70-80 dB sopra la soglia dell'orecchio migliore al fine di evitare il fenomeno del super-mascheramento, caratterizzato dal disturbo prodotto dal suono mascherante all'orecchio in esame.

Questo procedimento deve essere ripetuto per ciascuna frequenza possibilmente segnando sul grafico l'intensità del mascheramento.

Accanto a questa metodica ne esistono altre tra le quali la più semplice è quella di inviare all'orecchio da mascherare un suono di intensità pari a: 40 dB + valore di soglia dell'orecchio da mascherare (eventualmente + 10 dB per correggere l'effetto occlusione).

Rilevazione della soglia per via ossea:

La procedura di determinazione della soglia per via ossea segue le stesse istruzioni e modalità di presentazione della via aerea. In particolare il vibratore osseo deve essere tenuto aderente all'osso mastoideo senza toccare il padiglione auricolare. Il test viene quindi eseguito seguendo le stesse modalità viste per la via aerea.

Le frequenze esaminate per via ossea sono: 250, 500, 1000, 2000, 3000, 4000 Hz. Gli audiometri più moderni consentono anche la determinazione della soglia a 6000 Hz.

Per la via ossea il valore di attenuazione transcranica è pari a 10 dB e, per questa ragione, è essenziale fare uso del mascheramento in presenza di asimmetria della soglia superiore a 10 dB.

La metodica di mascheramento è la stessa descritta per la via aerea e si esegue facendo indossare all'orecchio mascherato una cuffia o un inserto auricolare.

Classificazione delle curve audiometriche.

In rapporto al livello di soglia audiometrica il deficit uditivo può essere classificato in:

- *lieve*: soglia compresa tra 25 e 40 dB;
- *medio-*, soglia compresa tra 40 e 70 dB;
- *grave*: soglia compresa tra 70 e 90 dB;
- *gravissimo*: soglia superiore a 90 dB.

L'ipoacusia viene classificata in:

- *forma trasmissiva*: diminuzione di soglia per la sola via aerea con soglia della via ossea normale;
- *forma neurosensoriale (o recetti-va)*: diminuzione della soglia audiometrica identica per via aerea e ossea;
- *forma mista*: diminuzione della soglia audiometrica sia per via aerea che ossea ma più accentuata per la via aerea.

Si ricorda che l'audiometria tonale liminare, in caso di deficit trasmissivo, non consente di distinguere se la lesione è a carico dell'orecchio esterno o medio e, in caso di deficit neurosensoriale, se è a carico dell'orecchio interno o del nervo

acustico. In questi casi la diagnosi differenziale è possibile solo associando altri dati clinici e strumentali (otoscopia, impedenzometria, test sopraliminari, potenziali evocati uditivi, diagnostica radiologica). Anche per quanto attiene la diagnosi etiologica è necessaria una certa cautela in quanto l'audiometria tonale liminare è un esame funzionale che non consente conclusioni diagnostiche, se non su base indiretta.

Variabilità della soglia audiometrica.

La definizione di una procedura del prelievo audiometrico presenta numerosi vantaggi tra i quali: l'esecuzione di un esame clinicamente affidabile ed, allo stesso tempo, la garanzia di ottenere una confrontabilità delle soglie nel tempo. Infatti è comune esperienza rilevare notevoli diversità tra esami audiometrici ripetuti sullo stesso soggetto da diversi esaminatori, in differenti sedute e solo la rigorosa osservanza delle tecniche di esecuzione dell'esame audiometrico può consentire una riduzione della variabilità intrinseca della soglia audiometrica.

Accanto alla variabilità conseguente alla metodica di esecuzione dell'esame ed alla componente umana, sia dell'esaminato che dell'esaminatore, non deve essere sottovalutata la variabilità conseguente alla parte strumentale. Ne consegue che l'apparecchiatura deve essere tarata, mantenuta efficiente e l'esame deve essere condotto in ambiente adeguatamente insonorizzato.

Attendibilità dell'audiometria tonale liminare.

Secondo fonti audiologiche consolidate «l'audiometria tonale costituisce il momento fondamentale dell'indagine sulla funzione uditiva». Ad essa viene riconosciuta una centralità diagnostica in clinica, in medicina del lavoro ed in medicina legale: indicazioni alla chirurgia o al trattamento farmacologico, giudizio di idoneità al lavoro, valutazione di eventuali danni uditivi, dipendono dall'esame audiometrico.

Esiste una certa confusione sul reale significato dell'esame audiometrico tonale liminare: questo, in sintesi, deve provvedere a fornire informazioni quantitative sull'entità del deficit uditivo e una topodiagnosi; deve cioè indicare se, l'eventuale deficit accertato, si collochi a livello dell'apparato di conduzione o di quello di ricezione, identificando le frequenze interessate dal deficit stesso.

A questo scopo nella quasi totalità dei test otorinolaringoiatrici ed audiologici, le procedure di rilevazione audiometrica includono un'indagine di soglia in via aerea per le

frequenze: 250, 500, 1000, 2000, 3000, 4000, 6000, 8000 Hz ed una ricerca della soglia in via ossea sulle frequenze: 250, 500, 1000, 2000, 3000, 4000 Hz.

L'articolo 44 del DLgs 277/1991, al comma 2, richiede che il controllo sanitario dei lavoratori esposti a rischio rumore comprenda «una visita preventiva, integrata da un esame della funzione uditiva eseguita nell'osservanza dei criteri riportati nell'allegato VII». Tale allegato, oltre a definire la periodicità dei controlli, detta anche i criteri di esecuzione dell'esame audiometrico secondo precisi standard di riferimento; si legge: «ogni esame comprende almeno un'otoscopia ed un controllo audiometrico con audiometria tonale in conduzione aerea che copra anche la frequenza 8000 Hz. Il controllo audiometrico rispetta anche le disposizioni della norma ISO 6189-1983 e dovrà essere condotto con un livello di rumore ambientale tale da permettere di misurare un livello di soglia di udibilità pari a 0 dB corrispondente alla norma ISO 389-1979».

Nella International Standard ISO 6189-1983 (E) sono specificate procedure e requisiti per la rilevazione della soglia audiometrica tonale liminare per via aerea. Vengono specificate le frequenze ed i livelli di pressione sonora dei toni test: «gli audiometri dovranno essere provvisti di toni test almeno alle seguenti frequenze: 500, 1000, 2000, 3000, 4000 e 6000, e preferibilmente anche con 8000 Hz. I livelli uditivi dovranno essere preferibilmente esplorati almeno nel range 10 -70 dB».

Mediante la definizione di procedure assai dettagliate la Legge, di fatto, conferisce all'esame audiometrico tonale liminare un preciso significato clinico-diagnostico anche per quanto attiene la sua utilizzazione nell'ambito della medicina del lavoro; di fatto dall'esame audiometrico stesso si fanno dipendere provvedimenti clinicamente rilevanti nell'ambito della tutela della salute in ambiente di lavoro: la gestione della prevenzione dei danni uditivi, l'idoneità al lavoro generica e specifica, la protesizzazione del lavoratore ipoacusico etc.

Tutte le metodiche medico-legali che affrontano il problema della apprezzabilità dell'indebolimento permanente del senso dell'udito e/o di un suo aggravamento in sede penale, od anche della sua valutazione percentuale in sede civile, pur utilizzando diversi ventagli di frequenze, non possono prescindere da un requisito essenziale che, in definitiva, è quello della attendibilità del dato audiometrico.

Dunque l'audiogramma deve necessariamente possedere un livello di credibilità, tale da giustificare decisioni clinicamente rilevanti nei vari ambiti di competenza.

Se ne deduce che alcuni requisiti tecnici dell'audiometria debbano essere considerati come irrinunciabili ai fini di una corretta utilizzazione del dato in sede clinica e/o medico-legale. Questi elementi dovrebbero essere identificati nell'ambito dei contenuti non solo formali dell'audiogramma. A titolo di esempio la mancata e/o incompleta tracciatura della via ossea in molti casi inficia la possibilità di definire correttamente la topodiagnosi: non è cioè possibile discriminare tra una ipoacusia neurosensoriale ed una mista. Ancora, rilevazioni incomplete della via aerea sulle frequenze elevate con l'omissione, ad esempio, della rilevazione di 6 kHz impediscono di valutare, anche solo morfologicamente, i segni dell'evoluzione di un iniziale trauma acustico cronico di natura professionale. Oppure una tracciatura eccessivamente «piatta» della rilevazione audiometrica, indicativa generalmente di una non scrupolosa osservanza delle procedure di prelievo, rischia di rendere «invisibili» deficit trasmissivi o neurosensoriali di modesta entità ma clinicamente indicativi di stati patologici in esordio con implicazioni di ordine diagnostico e terapeutico. Si vuole a questo punto sottolineare come una carente rilevazione della condizione di normalità uditiva possa inficiare la possibilità di effettuare diagnosi precoci e di attuare misure di prevenzione audiologica.

Nella pratica si riscontrano sovente anche errori tecnici quali la omissione del mascheramento della via aerea e/o della via ossea, lì ove indicato; da questa mancanza, ad esempio, traspare una carenza di conoscenze sulla fisiologia uditiva e sulla stessa procedura di esecuzione dell'esame audiometrico da parte dell'esecutore del tracciato; mancanze di questo tipo compromettono la possibilità di utilizzare i grafici audiometrici per un qualsiasi ragionamento di tipo clinico e/o medico-legale perché, di fatto, compromettono la credibilità dell'esame.

Esemplificativamente è improprio basare un'indicazione alla chirurgia funzionale della staffa su di una audiometria nella quale un deficit di tipo misto non sia stato adeguatamente studiato per quanto attiene alla identificazione del punto di recettivizzazione della curva audiometrica; analogamente, non si vede come possa essere concessa da parte di un Medico Specialista ORL o Audiologo un giudizio di "necessità protesica" ad un lavoratore esposto a rischio rumore la cui audiometria, ad esempio, presenti errori o carenze nella rilevazione tali da inficiare la topodiagnosi e l'interpretazione clinica della curva.

In definitiva solo una corretta trascrizione del tracciato audiometrico consente di leggere una curva dotata di requisiti di attendibilità, con una morfologia plausibile secondo le correnti interpretazioni audiologiche.

In conclusione l'ingannevole sensazione che l'esame audiometrico sia alla portata di qualunque sanitario o tecnico deriva dalla sua apparente facilità di esecuzione ma, di fatto, la professionalità di un tecnico destinato all'esecuzione dell'audiometria richiede approfondite conoscenze nell'ambito otorinolaringoiatrico ed audiologico oltre ad una notevole esperienza di tipo pratico.

Recentemente è stato anche proposto, in sostituzione dell'audiometro tradizionale, il cosiddetto Cochlear Scan. Questo strumento permette di ottenere dati audiometrici molto attendibili ottimizzando i tempi ed i limiti precedentemente espressi per quanto riguarda l'audiometria tonale liminare.

Sospetto di simulazione o di accentuazione.

La non corretta collaborazione da parte del soggetto esaminato in corso di audiometria tonale può presentarsi sotto forma di:

- *simulazione*: cioè tentativo di dimostrare la presenza di un deficit uditivo in una situazione in realtà normale;
- *accentuazione*: cioè tentativo di dimostrare la presenza di un deficit uditivo più grave di quello realmente esistente;
- *dissimulazione di un deficit uditivo realmente esistente*: cioè tentativo di dimostrare una condizione uditiva il più vicino alla normalità in presenza di un deficit uditivo.

Le prime due tipologie sono caratteristiche dei soggetti che hanno interesse nel poter essere riconosciuti come affetti da ipoacusia al fine di averne vantaggi di tipo economico (riconoscimento dell'invalidità in ambito INAIL ed assicurativo e nella concessione di protesi) o professionale (al fine di essere adibiti a mansioni diverse, in genere in ambienti meno rumorosi). La dissimulazione dell'ipoacusia, più comune di quanto si possa immaginare, si rileva in genere al momento dell'assunzione, al fine di avere un giudizio di idoneità, o per avere certificazione di buona salute, ad esempio per la patente.

L'esame audiometrico si presta facilmente a simulazione ed è possibile che l'esaminatore, soprattutto se non ha sufficiente esperienza, possa essere tratto in inganno dall'esaminato.

Il sospetto di non corretta collaborazione può essere posto:

- in presenza di un tracciato audiometrico con curva «piatta»; infatti il soggetto tende a rispondere ad un livello di comoda udibilità che ha un andamento pantonale, di media entità (sui 40-50 dB) se il soggetto è normoacustico; se è

ipoacusico ed affetto da un deficit neurosensoriale alle alte frequenze con *recruitment* (come tipicamente nel trauma acustico cronico) il tracciato si presenta allo stesso modo piatto in quanto il recruitment alle alte frequenze appiattisce la sensazione acustica su tutte le frequenze;

- in presenza di un importante deficit uditivo se vi è buona discriminazione vocale;
- in presenza di significative differenze rispetto alla soglia rilevata in precedenti esami.

Esistono alcune prove che consentono di dimostrare la non corretta collaborazione all'esame:

- *test delle soglie ripetute*-, ripetendo più volte la determinazione di soglia nel corso dell'esame, alternando la ricerca in salita ed in discesa, nel soggetto non collaborante si evidenzia una differenza di soglia superiore a 10 dB; l'esame può anche essere ripetuto in sessioni diverse;

- *test di Stenger*-. è una prova applicabile nelle sordità unilaterali e si utilizzano le frequenze comprese tra 500 e 2000 Hz; gli stimoli acustici vengono presentati binauralmente, all'orecchio peggiore a livello di soglia ed all'orecchio migliore 5-10 dB sopra la soglia; quindi l'intensità acustica all'orecchio peggiore viene progressivamente aumentata; quando il suono inviato all'orecchio peggiore determina una sensazione acustica superiore rispetto a quello sano, se il soggetto è collaborante dirà di percepire il suono all'orecchio ipoacusico, se non è collaborante dirà di non sentire nulla (in quanto tenderà a negare la percezione acustica all'orecchio peggiore per paura di decelare la propria simulazione);

- *test di audiometria automatica*: oggi poco utilizzato; una curva di tipo V di Jerger, cioè caratterizzata da una migliore percezione del suono continuo, è tipica della sordità simulata;

-*prova di Lombard*. con questo test di sovertimento dell'autocontrollo fonatorio si verifica se l'invio di un suono a intensità inferiore a quello della soglia audiometrica determina una modificazione del volume della voce conseguente al disturbo sul controllo dell'emissione della propria voce provocato dal suono stesso; a questo scopo il soggetto viene invitato a contare o a leggere un brano, durante la lettura viene inviato un suono che se percepito determina automaticamente un aumento del volume della voce prodotta; ovviamente la simulazione è dimostrata nel momento in

cui si registra un aumento del volume della voce per livelli di intensità acustica inferiori a quelli determinati mediante audiometria;

- *test di Azzi*: sempre basato sul sovvertimento dell'autocontrollo fonatorio ma richiede un audiometro che consenta di re-inviare al soggetto la propria voce con un ritardo temporale di 200-600 msec e ad un'intensità superiore di almeno 20 dB rispetto alla soglia audiometrica; se il soggetto percepisce la propria voce non è più in grado di continuare la lettura di un brano, in quanto il ritorno di voce sfasato rende impossibile il proseguire nella lettura dimostrando la simulazione;

- *associazione della ricerca del recruitment e della ricerca della soglia del riflesso stapediale*: in presenza di ipoacusia neurosensoriale da trauma acustico vi è *recruitment* per cui sia il test di Metz all'impedenzometria che il SISI test debbono essere positivi; viceversa, se il soggetto presenta un test di Metz positivo (con valore differenziale ridotto tra soglia audiometrica e soglia del riflesso stapediale controlaterale - normalmente pari a circa 70 dB e determinato con metodica oggettiva - per presenza di *recruitment*) ma non evidenzia segni di *recruitment* al SISI test (al quale tende a non rispondere in quanto lo ritiene un test di determinazione di soglia se simulatore) è possibile concludere per la presenza di una simulazione in quanto non compatibile con un danno cocleare.

Tali test consentono di dimostrare la mancata collaborazione ma non il reale valore di soglia, nella cui determinazione si deve ricorrere allo studio dei potenziali evocati uditivi.

B) AUDIOMETRIA SOPRALIMINARE

Raggruppa una serie di test di audiometria tonale convenzionale che vengono eseguiti con stimolazioni acustiche di intensità superiore alla soglia. Questi tests consentono di definire, in caso di ipoacusia neurosensoriale, se un deficit sia secondario ad una sofferenza cocleare o retrococleare (cioè a carico del nervo acustico).

Sono rivolti alla ricerca del:

- a) *recruitment*: fenomeno presente in caso di lesione cocleare;
- b) *adattamento*: fenomeno presente in caso di lesione retrococleare.

Attualmente questi test sono utilizzati meno comunemente di una volta nella diagnostica audiologica in quanto sostituiti dalle prove obiettive (impedenzometria e studio

dei potenziali evocati uditivi), caratterizzati da una sensibilità e una specificità superiori e da una più rapida esecuzione.

1) Ricerca del fenomeno del *recruitment*.

Il *recruitment* è una distorsione della sensazione di intensità ed è presente in caso di ipoacusia cocleare. Si caratterizza per un aumento della sensazione di intensità più accentuato del normale in seguito all'aumentare dell'intensità dello stimolo acustico.

Il fenomeno del *recruitment* determina una distorsione della percezione dei suoni.

I test si basano sull'utilizzo di toni puri e debbono essere eseguiti alle frequenze maggiormente interessate dal deficit ed eventualmente, per confronto, alle frequenze in cui la soglia è normale o che sono meno interessate dal deficit uditivo.

In caso di ipoacusia neurosensoriale unilaterale il *recruitment* può essere ricercato mediante il **test di Fowler** (bilanciamento binaurale) che si esegue inviando alle due orecchie un tono puro, alla frequenza che si desidera esaminare, a livello liminare. Poiché si è in presenza di un deficit uditivo unilaterale l'intensità dei suoni inviati alle due orecchie è diversa. In questa condizione il soggetto avverte la stessa sensazione acustica nelle due orecchie (bilanciamento della sensazione). Innalzando progressivamente l'intensità acustica degli stimoli inviati alle due orecchie si osserva che la sensazione di bilanciamento tra le due orecchie viene ottenuta con valori di intensità sempre meno differenziati tra loro, in quanto l'aumento dell'intensità acustica determina una sensazione più intensa all'orecchio ipoacusico. Si può giungere, per stimoli di elevata intensità, a ottenere la stessa sensazione acustica con suoni di pari intensità, nonostante la presenza dell'asimmetria di soglia a livello liminare (Fig. 5.1). In casi estremi è possibile che per bilanciare la sensazione di intensità il suono di intensità maggiore debba essere inviato all'orecchio sano.

In presenza di ipoacusia bilaterale può esser utilizzato il **test di Lüscher-Zwislocki**.

Il test si basa sulla determinazione della minima variazione di intensità acustica in grado di provocare una sensazione di variazione di intensità; si utilizzano toni puri di intensità pari a 40 dB sopra la soglia ai quali sono applicate variazioni di intensità progressivamente decrescente e ad una cadenza pari a circa 2-5/sec. Normalmente l'orecchio è in grado di percepire variazioni di circa 1 dB; in caso di *recruitment* tale capacità può scendere a valori di 0,5 dB o meno.

In alternativa può essere utilizzato il **SISI test** (*Short Increment Sensitivity Index*) con cui si valuta la percentuale di variazioni di 1 dB che il soggetto percepisce nel corso

di una presentazione di 20 incrementi di intensità di un tono puro presentato ad un'intensità pari a 20 dB sopra la soglia. La variazione di intensità deve essere presentata in modo non regolare al fine di evitare fenomeni di abitudine. In caso di *recruitment* la percentuale di identificazioni è superiore al 60%; il *recruitment* è dubbio per valori compresi tra il 30 ed il 60%, assente per valori inferiori al 30%.

2) Ricerca del fenomeno di adattamento.

L'adattamento patologico si caratterizza per una diminuzione della sensazione acustica in seguito alla presentazione di uno stimolo prolungato nel tempo. È un fenomeno tipico delle patologie retrococleari. Anche in questi test si utilizzano toni puri e la prova deve essere eseguita alle frequenze interessate dalla patologia, ed eventualmente alle altre per confronto.

Il test di Carhart si basa sulla valutazione della capacità di percepire per 60 secondi un tono puro di intensità pari a 100 dB. In presenza di adattamento patologico in questo intervallo di tempo il soggetto può perdere la percezione acustica.

La metodica più comune di determinazione dell'adattamento è il **test di Rosenberg**. Al soggetto viene inviato un tono puro, continuo, di intensità pari a 5 dB sopra la soglia. Quando il paziente segnala la scomparsa della sensazione acustica l'esaminatore aumenta di 5 dB l'intensità dello stimolo acustico, al fine di farla nuovamente percepire. Dopo 60 secondi si calcola il numero di incrementi di intensità che si sono resi necessari al fine di mantenere viva la sensazione acustica. Il soggetto normale solitamente è in grado di percepire il suono per tutto il tempo del test, tutt'al più sono necessari 1-2 incrementi di intensità. In caso di adattamento patologico sono necessari incrementi superiori a 30 dB.

C) AUDIOMETRIA VOCALE

L'audiometria vocale rappresenta una prova strumentale importante per la valutazione globale della funzionalità uditiva, intesa come mezzo di comunicazione e quindi come capacità non soltanto di percepire i suoni ma anche di memorizzarli, integrarli, analizzarli e, in ultima analisi, comprenderli.

Questa indagine audiometrica consente di valutare la funzionalità dell'intero apparato uditivo e di tutte quelle strutture extrauditivo che concorrono alla comprensione del linguaggio verbale; per questo motivo l'audiometria vocale oltre alla possibilità di fornire informazioni supplementari a quelle che si ottengono con l'audiometria tonale

in merito alla topodiagnostica periferica, svolge un ruolo fondamentale per quanto riguarda:

- la valutazione dell'indicazione e dell'efficacia della terapia protesica;
- lo studio delle cosiddette «sordità centrali»;
- la valutazione della sordità in tema di audiologia industriale e medico-legale.

L'esame viene seguito inviando al soggetto dei segnali acustici di tipo verbale attraverso una cuffia o in campo libero.

Il materiale impiegato per eseguire l'esame deve avere alcune caratteristiche particolari in quanto deve:

- possedere una composizione fonetica tipica della lingua in cui si effettua l'esame;
- essere foneticamente bilanciato;
- essere semplice;
- essere poco ridondante (per evitare fonemi di variabilità inter-individuale);
- essere di uso comune nella lingua parlata, senza vocaboli arcaici fuori dell'uso corrente ed eliminando quei vocaboli che possono ingenerare dubbie interpretazioni.

Il materiale vocale è costituito da fonemi, logotomi, parole monosillabiche, bisillabiche, trisillabiche, frasi a senso compiuto, frasi sintetiche.

Per la lingua italiana si utilizzano logotomi di Azzi, parole bisillabiche, le frasi a senso compiuto di Bocca e Pellegrini, le frasi sintetiche di Jerger e Antonelli. In campo infantile viene utilizzato il materiale fonetico proposto da Rimondini e Rossi.

Parole: possono essere monosillabiche, bisillabiche o polisillabiche. Le parole mono e bisillabiche sono le più utilizzate in quasi tutte le lingue. Nella lingua italiana, essendo molto scarse le parole monosillabiche, si usano le parole bisillabiche. Le liste, elaborate nel 1950 da Bocca e Pellegrini e distribuite in 6 liste di 50 parole ciascuna, sono rappresentate da tronche, cioè parole accentate sulla prima sillaba. Si tratta di materiale foneticamente bilanciato, cioè rappresentativo della lingua madre in quanto contenente tutti gli elementi fonetici della lingua stessa. Le parole delle liste di Bocca e Pellegrini fanno inoltre parte del vocabolario elementare ed, almeno teoricamente, note alla totalità della popolazione.

Logotomi: sono delle unità fonetiche senza significato che possono avere una costruzione consonante-vocalica diversa. Esistono diverse combinazioni:

- consonante-vocale (C.V.);
- consonante-vocale-consonante (C.V.C.);
- consonante-vocale-consonante-vocale (C.V.C.V.).

Le liste in uso nella nostra lingua sono state elaborate da Azzi; ogni lista è formata da 10 logotomi con il sistema C.V.C.V. Lo scopo della creazione di queste unità fonetiche è stato quello di escludere attività psichiche superiori (integrazione, capacità mnemonica, ecc.) I logotomi possono essere distinti, in rapporto alla struttura spettrale, in gravi, misti, acuti.

Fraasi: si tratta di materiale verbale costituito da un insieme di elementi semantici aventi nel loro complesso un significato logico. La ridondanza delle fraasi, come si è detto, è massima rispetto agli altri tipi di materiale vocale impiegato in audiometria, anche se nel caso di fraasi semplici l'intelligibilità può essere sovrapponibile a quella delle parole. Il materiale vocale impiegato, inciso su nastro o *compact disc*, viene inviato con diversi tipi di stimolazione (monotico, diotico, embriato, binaurale, con o senza segnale di disturbo ipsilaterale, controlaterale, diotico, binaurale), in cuffia o per via ossea, esaminando un orecchio per volta in cabina silente o in campo libero: questa seconda modalità può essere scelta per valutare il miglioramento dell'udito con protesi acustica indossata.

Un aspetto particolare dei messaggi acustici di tipo verbale è la ridondanza estrinseca, cioè la quantità di informazioni in eccesso rispetto allo stretto necessario per la sua comprensione; questo eccesso di informazioni permette di riconoscere il messaggio anche in presenza di disturbi. Da ciò si evince che la ridondanza del messaggio verbale è correlata alla quantità di informazioni che esso fornisce: infatti, da valori minimi (ridondanza fonetica) si passa a valori più elevati (ridondanza semantica, ridondanza sintattica). La ridondanza è minima per i logotomi, e va crescendo passando dai bisillabici alle fraasi a senso compiuto, che presentano la massima ridondanza perché formate da una costituzione sintattica che ne arricchisce il contesto.

La modalità della risposta può essere:

- ripetizione orale o scritta;
- risposta semantica orale o scritta;
- identificazione, con set aperto, limitato o chiuso;
- risposta operativa o comportamentale.

L'esame viene condotto inviando il messaggio verbale; nella maggior parte dei casi si utilizzano le parole bisillabiche, presentate a intensità crescente.

Il grafico comunemente impiegato per riportare l'esito del test è quello originariamente proposto da Davis, con alcune modifiche; sulle ordinate è riportata la

percentuale di corretti riconoscimenti del segnale acustico, mentre sulle ascisse sono segnati i valori d'intensità dello stimolo sonoro, in dB SPL.

Il tracciato audiometrico vocale è rappresentato da una curva, detta curva di articolazione, che nei soggetti normoacusici si presenta ad S. La curva di articolazione si ottiene presentando preliminarmente il messaggio uditivo ad intensità sicuramente udibile dal soggetto (in riferimento ai test tonali liminari) al fine di un più facile accostamento alla prova. Quindi, la curva di articolazione viene costruita segnando, ai vari livelli di intensità sonora, a partenza dalla soglia di detezione, la percentuale di parole di una lista ripetute correttamente.

L'intensità del messaggio viene incrementata di 5 in 5 dB fino ad arrivare alla soglia di intellesione.

In audiometria vocale il mascheramento si effettua con le stesse modalità impiegate in audiometria tonale, tenendo conto che il rapporto segnale-rumore (S/R) deve essere tra 20-40 dB. È preferibile impiegare il rumore bianco o lo *speech noise*, rumore ottenuto miscelando le frequenze del campo vocale.

Si distinguono 3 livelli di soglia:

- *soglia di detezione*: corrisponde al livello di intensità al quale il soggetto in esame percepisce i segnali verbali solo come sensazione sonora non riuscendo però a ripeterli correttamente (0% di intelligibilità);
- *soglia di percezione*: corrisponde al livello di intensità al quale il soggetto ha percepito correttamente il 50% del materiale verbale presentato; nei soggetti con capacità uditiva normale la soglia di percezione è situata a 10 dB per le frasi, a 15 dB per le parole bisil-labiche e a 20 dB per i logotomi;
- *soglia di intellesione*: livello in cui il soggetto in esame ripete in modo corretto il 100% delle parole inviate dall'esaminatore (100% di intelligibilità).

Le curve vocali patologiche si differenziano da quella del normoacusico per morfologia, inclinazione, deriva. Con quest'ultimo termine si intende lo spostamento verso destra nel grafico di intellegibilità, spostamento che dipende dall'entità della perdita uditiva e che quindi è proporzionale all'innalzamento della soglia tonale.

Si possono distinguere le seguenti tipologie di curve vocali patologiche, fermo restando che per tutte vi è una deriva verso destra:

- *nell'ipoacusia di trasmissione* la curva si presenta con forma ad S ma più raddrizzata rispetto a quella normale (questo tipo di curva è significativo per l'esistenza di un deficit uditivo maggiore per le frequenze gravi rispetto alle acute) o

con curva parallela alla normale (secondaria ad ipoacusia trasmissiva pantonaie). Nel deficit trasmissivo si raggiunge sempre il 100% di intelligibilità;

- nelle *ipoacusie neurosensoriali* la curva si può presentare:

- *obliqua*: presenta una maggiore pendenza verso destra specie ad elevate intensità, nel senso che raggiunge più lentamente, cioè con maggiore incrementi di intensità, il 100% di discriminazione (è indice di lieve distorsione alle alte pressioni sonore e quindi di ipoacusia con recruitment incompleto);

- *a plateau*: è molto obliqua e non raggiunge la soglia di intellesione ma ad un certo livello di intensità diventa orizzontale, ad indicare fenomeni di distorsione per cui ulteriori aumenti di pressione sonora non migliorano la discriminazione (si osserva nelle ipoacusie cocleari con marcato *recruitment*);

- *a cupola*: è simile alla precedente ma alle alte intensità ridiscende lievemente verso il basso (è indice ancora più evidente di distorsione da *recruitment* cocleare);

- *roll-over*: è caratterizzata da una notevole pendenza, da un breve *plateau* a livelli non superiori al 50-60% di identificazione e da una rapida caduta dopo il *plateau* che può riportarla al livello 0% (è tipica delle forme retrococleari con adattamento);

- nelle *ipoacusie di tipo misto* la differenza di forma della curva rispetto a quella del soggetto normoacustico è proporzionale alla componente recettiva dell'ipoacusia.

D) AUDIOMETRIA OGGETTIVA

Sono prove che si caratterizzano per la possibilità di essere eseguite senza la collaborazione del paziente.

1) Impedenzometria.

L'esame consente di definire la rigidità, o meglio il suo reciproco e cioè la "compliance", dell'apparato timpano-ossiculare. Si esegue ponendo una sonda a tenuta nell'apertura del meato acustico esterno. La sonda emette un tono puro, solitamente pari a circa 220 Hz, e, mediante un microfono, è in grado di misurare la quota di suono riflessa dal sistema timpano-ossiculare. Quanto maggiore è la quota riflessa tanto maggiore è la rigidità del sistema.

Delle diverse prove eseguibili mediante l'impedenzometria quelle più utilizzate sono:

- la timpanometria;
- lo studio del riflesso stapediale;

- Timpanometria

Questo test viene eseguito modificando la pressione aerea presente nel condotto uditivo esterno, che viene progressivamente portata da +200 mmH₂O a -200 mmH₂O. Il massimo valore di complianza si ottiene quando la pressione aerea ai due lati della membrana timpanica si equivale mentre i valori minimi corrispondono ai momenti in cui i valori di pressione ai due lati del timpano differiscono massimamente.

Nel soggetto normale si ottiene una curva a V rovesciata con il picco timpanometrico (che esprime il valore di massima complianza) a 0 mmH₂O (timpanogramma di tipo A).

In caso di aumentata rigidità timpanica, dovuta a calcificazioni o fibrosi del sistema timpano-ossiculare (timpanosclerosi), o in presenza di un trasudato endotimpanico (otite sieromucosa), la curva timpanometrica si trasforma in una linea retta (timpanogramma piatto tipo). In caso di pressione endotimpanica negativa (entro i -300 mm H₂O), o di versamento endotimpanico parziale la curva timpanometrica si presenta appiattita e con un picco spostato su valori di pressione negativi (timpanogramma di tipo C). In caso di irrigidimento della sola catena ossiculare con timpano normale (ad esempio otosclerosi) il timpanogramma si presenta con morfologia normale ma appiattito per riduzione del valore assoluto di complianza. Infine, in presenza di una disgiunzione della catena ossiculare il timpanogramma può presentare una morfologia a W.

La timpanometria trova la sua principale indicazione nella diagnosi dell'otite sieromucosa e dell'otosclerosi e non può essere eseguita, per queste applicazioni, in caso di perforazione timpanica.

In presenza di perforazione timpanica è possibile analizzare la funzionalità tubarica, definendo il valore di pressione positiva che determina l'apertura della tuba, fenomeno caratterizzato dall'immediata caduta a 0 della pressione indotta dalla sonda nell'orecchio medio. Se il timpano è integro la funzionalità tubarica può essere studiata verificando le variazioni di pressione nell'orecchio medio (basandosi sul valore di pressione al quale corrisponde il picco timpanometrico) indotte da ripetute deglutizioni.

- Studio del riflesso stapediale.

Consiste nella registrazione della diminuzione di complianza determinata dalla contrazione del muscolo stapedio in seguito ad una stimolazione acustica, ipsi- o

controlaterale. In condizioni normali il riflesso stapediale può essere evocato da stimoli tonali di intensità pari a circa 70 dB sopra la soglia.

Il riflesso stapediale è registrabile solo in presenza di membrana timpanica integra e di timpanogramma normale (tipo A).

In genere si studia il riflesso stapediale controlaterale in quanto meno soggetto ad artefatti; per convenzione il lato al quale fare riferimento è quello in cui si esegue la stimolazione (per cui il riflesso stapediale controlaterale destro si riferisce alla condizione in cui lo stimolo acustico viene inviato a destra e la sonda che registra le variazioni di compliance è posta a sinistra).

L'intensità dello stimolo acustico è tarata in dB SPL per il riflesso ipsilaterale, ed in dB HL per il riflesso controlaterale.

In caso di otosclerosi il riflesso stapediale è assente o, nelle forme iniziali, alterato nella morfologia (fenomeno *on-off*).

In caso di ipoacusia neurosensoriale cocleare, per la presenza del *recruitment*, è possibile evocare il riflesso stapediale ad un'intensità inferiore ai 70 dB sopra la soglia audiometrica (test di-Metz positivo).

La soglia di evocazione del riflesso stapediale si situa normalmente a 10 dB dalla soglia di fastidio per cui il suo valore può essere utilizzato come riferimento per la regolazione della uscita massima della protesi acustica.

Non è in ogni caso possibile evocare il riflesso ad un'intensità inferiore a quella della soglia audiometrica, pertanto una tale evenienza deve far sospettare una simulazione o un'accentuazione del deficit audiometrico da parte del soggetto.

In caso di ipoacusia neurosensoriale di natura retrococleare si manifesta il fenomeno di adattamento per cui durante una stimolazione con un tono continuo di 10 secondi di frequenza pari a 500 o 1000 Hz e di intensità pari a 10 dB sopra la soglia di evocazione del riflesso, si manifesta una riduzione di ampiezza della contrazione stapediale superiore al 50% (test di Anderson).

Lo studio del riflesso stapediale ipsi- e controlaterale consente di differenziare un deficit trasmissivo da un deficit neurosensoriale.

Il riflesso stapediale è assente in caso di paralisi del nervo facciale.

In presenza di una lesione a carico delle vie nervose crociate del tronco cerebrale, che consentono il trasferimento dell'impulso dal nucleo cocleare del lato stimolato al nucleo del nervo facciale controlaterale, si può verificare la mancanza bilaterale del solo riflesso stapediale controlaterale.

Negli anni '60 sono stati proposti test che, sulla base della soglia di evocazione del riflesso stapediale determinata con toni puri e con rumore bianco, consentivano di definire approssimativamente la soglia audiometrica. Questi test, scarsamente precisi, sono stati abbandonati dopo l'introduzione dei potenziali evocati uditivi.

2) Potenziali evocati uditivi.

Con il termine di potenziale evocato uditivo si intende la risposta elettrica che origina dalla via acustica in seguito ad una stimolazione sonora. Il segnale registrato è costituito dalla modificazione della differenza di potenziale elettrico esistente tra due elettrodi applicati al capo del soggetto in esame.

Poiché l'ampiezza del potenziale evocato è notevolmente inferiore rispetto a quella del segnale elettroencefalografico di fondo è necessario introdurre un artificio tecnico, *averaging* (media), che consente di decelare il segnale utile. La metodica di *averaging* è basata sul principio secondo il quale un segnale elettrico può essere notevolmente ridotto di ampiezza se mediato un numero sufficientemente elevato di volte con segnali della stessa natura che si presentano in modo casuale. Se, nel momento in cui inizia ogni singola registrazione del processo di *averaging*, viene inviato uno stimolo acustico, il segnale elettrico generato dalla via acustica si presenta sempre allo stesso istante e non subisce riduzioni di ampiezza dal processo di *averaging*, in quanto evento non casuale. Alla fine del processo di *averaging* si verifica una riduzione di ampiezza del segnale elettroencefalografico di fondo (inteso come rumore, cioè parte di segnale inutile) proporzionale alla radice quadrata del numero di medie eseguite, con evidenziazione del segnale utile.

Inoltre, al fine di ridurre ulteriormente l'ampiezza di segnali elettrici non utili che alterano la morfologia della curva e possono rendere più difficile la lettura della curva, si introduce un filtraggio (analogico o digitale), la cui banda passante è differenziata in rapporto al tipo di potenziale in esame, e l'amplificazione differenziale, caratterizzata allo stadio di preamplificazione, dall'inversione della forma d'onda dell'elettrodo posto all'orecchio in esame (elettrodo negativo).

I potenziali evocati uditivi sono costituiti da una serie di onde caratterizzate da un valore di ampiezza, espresso in sottomultipli di Volt, e di latenza, intesa come l'intervallo temporale compreso tra l'invio dello stimolo acustico ed il picco dell'onda caratteristica ed espressa in sottomultipli di sec. Latenza ed ampiezza sono in

relazione all'intensità dello stimolo in quanto riducendo l'intensità di stimolazione si verifica una diminuzione dell'ampiezza ed un aumento della latenza.

In relazione alla latenza con cui si manifestano i potenziali evocati uditivi possono essere suddivisi in:

- elettrococleografia (EcoG);
- potenziali evocati uditivi del tronco cerebrale (ABR, BAEP, BERA, BSER);
- potenziali uditivi a media latenza (MLR);
- potenziali evocati uditivi corticali (SVR).

Esistono altri potenziali che hanno, attualmente, una minore applicazione nella pratica clinica.

I potenziali precoci (EcoG e ABR) sono evocabili mediante click, stimoli acustici di brevissima durata (100 microsec) ed ampio spettro frequenziale (0-10.000 Hz), mentre quelli tardivi (MLR e SVR) possono essere evocati da tone-bursts, cioè da stimoli tonali di breve durata (10-50 msec) (Fig. 7.10). Del tutto recente è la possibilità di registrare i potenziali evocati precoci mediante stimoli tonali grazie a particolari artifici tecnici quali stimoli filtrati o studio di risposte a treni di stimoli (ASSR - *Auditory Steady-State Response*).

Poiché gli stimoli utilizzati per lo studio dei potenziali evocati uditivi debbono essere necessariamente di breve durata (in quanto l'evento elettrico studiato si manifesta in alcuni msec) la sensazione acustica determinata è inferiore rispetto a quella che si può avere in seguito ad una stimolazione della stessa ampiezza ma di durata maggiore. Ne deriva la necessità di determinare, per ogni stimolo utilizzato, l'effettiva sensazione acustica prodotta. Questa valutazione viene fatta molto semplicemente determinando la differenza esistente tra il valore di soglia stabilito con lo stimolo acustico dell'audiometria tonale e quello impiegato per lo studio dei potenziali evocati in un gruppo di soggetti normoudenti. Solitamente, ma è bene che ognuno tari il proprio strumento personalmente, la differenza tra le due soglie per un click di durata di 100 microsec è pari a 25 dB; ne deriva che una stimolazione di 100 dB SPL mediante click è pari a 75 dB HL; il valore in dB così corretto viene definito come dB nHL. Per stimoli tonali di durata maggiore, 50-100 msec, il valore differenziale scende a circa 10 dB.

- Elettrococleografia (EcoG)

Rappresenta il potenziale più precoce (2-4 msec) e nella sua forma completa si presenta con tre onde negative (N₁, N₂, N₅) di ampiezza dell'ordine del pV, espres-

sione del potenziale d'azione della parte più distale del nervo acustico. È inoltre possibile evidenziare il potenziale microfonico cocleare analizzando separatamente i tracciati studiati con click in condensazione (con forma d'onda positiva) ed in rarefazione (con forma d'onda negativa) ed il potenziale di sommazione, fenomeni elettrici conseguenti all'attivazione della coclea.

Per quanto riguarda i parametri di registrazione la banda passante è compresa tra 150 e 3000 Hz (più ampia se si desidera analizzare il potenziale d'azione ed il microfonico cocleare), la finestra di analisi è di 10 msec e il numero di medie necessarie al fine di ottenere un tracciato leggibile deve essere di circa 500-1000.

A differenza degli altri potenziali l'EcoG deve essere registrato in campo vicino, cioè con elettrodo negativo posto sul promontorio, quindi attraverso la membrana timpanica; sono stati proposti elettrodi appoggiati alla membrana timpanica ma i tracciati ottenuti sono caratterizzati da una minor risoluzione e vi è maggior difficoltà nello studio del microfonico cocleare e del potenziale di sominazione. L'esame deve essere condotto in anestesia locale nell'adulto e generale nel bambino (l'induzione di una narcosi non modifica l'esito del test).

Il valore di soglia dell'EcoG è definito dalla minore intensità acustica in grado di evocare un'onda. Poiché si utilizzano click, e non stimoli tonali, non è possibile ricostruire una curva audiometrica e la risposta che si ottiene è riconducibile alla funzione della regione cocleare compresa tra i 2000 ed i 4000 Hz. La corrispondenza tra soglia audiometrica ed EcoG è buona, essendo nella maggior parte dei casi compresa tra 0 e 10 dB.

A causa della difficoltà di registrazione l'EcoG trova un'applicazione relativamente limitata. Le principali indicazioni sono:

- lo studio delle alterazioni del potenziale di sommazione dell'idrope endolinfatica (in questa patologia è aumentato);
- la determinazione della soglia nella diagnosi delle sordità infantili in casi particolari.
- ABR (*Auditory Brainstem Responses*)

Rappresenta, tra i potenziali evocati uditivi, la metodica di più comune utilizzo. Viene anche identificata con le sigle BAEP, BERA, BSER. Il tracciato è caratterizzato da cinque onde positive che, con stimolo pari a 70 dB nHL, compaiono nei primi 6 msec e che rappresentano l'attività della via uditiva tra la parte più distale del nervo acustico ed il tubercolo quadrigemello inferiore secondo il seguente schema:

- onda I: parte distale del nervo acustico (1,7 msec);

- onda II: parte prossimale del nervo acustico (2,8 msec);
- onda III: nuclei cocleari ipsilaterali al lato stimolato (3,8 msec);
- onda IV: parte alta del ponte, prevalentemente controlaterale al lato stimolato;
- onda V: tubercolo quadrigemello inferiore prevalentemente controlaterale al lato stimolato (5,7 msec).

L'ampiezza delle onde è dell'ordine di 0,1-0,5 μ V.

Per stimolazioni di intensità progressivamente decrescente si verifica il progressivo scomparire delle onde II e IV e quindi della I e III onda. La V onda è la più resistente permanendo evidente fino a 0-10 dB sopra la soglia.

La registrazione avviene mediante tre elettrodi di superficie appoggiati sulla cute dei lobi auricolari (o della mastoide) e del vertice quindi l'esame può essere condotto senza particolari preparazioni; può essere necessaria la narcosi solo in età infantile.

Per quanto riguarda i parametri di registrazione la banda passante è compresa tra 10-100 e 3000 Hz, la finestra di analisi è di 10-15 msec e il numero di medie necessarie al fine di ottenere un tracciato attendibile deve essere compreso tra 1000 e 4000.

Come per l'EcoG lo stimolo acustico è costituito da click per cui anche l'ABR consente di definire la soglia in un ambito frequenziale compreso tra 2000 e 4000 Hz.

La correlazione tra soglia audiometria a 2 e 4 kHz e soglia ABR è relativamente buona, con valori differenziali rispetto all'audiometrica tonale compresi tra 0 e 10 dB.

Una migliore e più sicura identificazione delle onde dell'ABR può essere ottenuta analizzando i tracciati ottenuti con stimolazione ad intensità progressivamente decrescente o sovrapponendo due o più tracciati al fine di dimostrare la ripetibilità dell'onda.

In presenza di un deficit uditivo di origine cocleare la presenza del *recruitment* fa sì che il tracciato si presenti nei limiti della norma, con tutte le cinque onde presenti a latenza e ampiezza normale, anche per stimoli di intensità inferiore a 70 dB sopra la soglia. In caso di deficit di origine retrococleare le più comuni alterazioni rilevabili sono:

- tracciato piatto;
- rilevazione della sola I onda;
- aumento del tempo di latenza compreso tra I e V onda (> 4,4 msec);
- presenza della sola V onda con latenza aumentata;
- differenza di latenza tra la V onda dei due lati superiore a 0,2 msec.

In caso di patologia della via uditiva centrale le più comuni alterazioni sono:

- scomparsa della III, IV e V onda in caso di lesione a livello dei nuclei cocleari;
- scomparsa della IV e V onda in caso di lesione a livello della parte alta del ponte;
- scomparsa della V onda in caso di lesione a livello del mesencefalo.

I principali ambiti di utilizzo dell'ABR sono:

- diagnosi di sordità infantile;
- determinazione oggettiva della soglia audiometrica;
- diagnosi differenziale tra ipoacusia cocleare e retrococleare;
- diagnosi di patologie centrali.

□ Potenziali evocati tardivi

-SVR

Nell'ambito della diagnostica per l'ipoacusia professionale la metodica più utilizzata è l'SVR (*Slow Vertex Responses*). Questo potenziale, a differenza di quelli precoci, può essere evocato da stimoli tonali (*tone bursts*). L'SVR è espressione dell'attivazione delle aree corticali primarie e secondarie. In ambito audiologico trova il principale campo di applicazione nella determinazione oggettiva della soglia audiometrica.

Come per l'ABR la registrazione avviene mediante tre elettrodi di superficie. La banda passante è compresa tra 1 e 100 Hz, la finestra di analisi è di 500-1000 msec e il numero di medie necessarie al fine di ottenere un tracciato attendibile deve essere di circa 50-100.

Il tracciato SVR è costituito da tre onde positive (P1, P2 e P3) e da due negative (N1 e N2) che compaiono con una latenza compresa tra 50 e 400 msec ed hanno un'ampiezza di circa 1-10 pV. A livello di soglia l'onda più evidente è la N1-P2.

L'esame, a differenza dei potenziali più rapidi (ABR e EcoG), è sensibile allo stato di coscienza (sonno, veglia) ed all'assunzione di farmaci sedativi. La correlazione tra soglia audiometrica e soglia SVR è relativamente buona, con valori differenziali rispetto all'audiometria tonale di circa 10 dB.

A causa dello scarto di circa 10 dB medi tra soglia audiometrica ed SVR, in senso peggiorativo per quanto attiene i valori SVR, ogni valutazione di soglia eseguita esclusivamente mediante l'SVR è caratterizzata da valori di soglia più elevati rispetto a quelli reali. Pertanto, quando possibile, l'SVR dovrebbe essere utilizzata esclusivamente per confermare l'attendibilità della soglia audiometrica, limitatamente alle frequenze interessate da un deficit uditivo.

Nel caso in cui si dimostri con l'SVR la non adeguata collaborazione all'audiometria è spesso sufficiente riferire al soggetto che la simulazione è stata dimostrata per convincerlo a collaborare alla prova soggettiva.

L'esclusiva determinazione di soglia mediante SVR su tutto il campo tonale, oltre ad essere meno precisa dell'audiometria tonale, è di lunga durata (oltre un'ora) e non è scevra da possibili errori nell'interpretazione dei tracciati. Al fine di ridurre questo rischio, come per l'ABR, è utile analizzare i tracciati ottenuti con stimolazione ad intensità progressivamente decrescente o sovrapponendo due o più tracciati al fine di dimostrare la ripetibilità dell'onda.

3) Emissioni otoacustiche.

Sono costituite da segnali acustici di bassa intensità prodotti dall'orecchio interno, spontaneamente o in seguito a stimolazioni acustiche, e misurabili mediante un microfono posto nell'apertura del condotto uditivo esterno. Rappresentano l'espressione acustica dell'attività contrattile delle cellule cigliate esterne. In ambito clinico le più utilizzate sono le emissioni otoacustiche evocate transitorie (TOAEs) ed i prodotti di distorsione (DPOAEs).

Le TOAEs sono evocabili mediante click o mediante toni puri, presentano una frequenza che è correlata con quella dello stimolo inviato, sono registrabili in quasi il 100% dei soggetti con soglia audiometrica migliore rispetto a 40 dB e sono presenti fin dalla nascita. I tracciati ottenuti dimostrano la presenza, o meno, dell'emissione otoacustica, la sua intensità ed il suo spettro frequenziale e la ripetibilità del segnale acustico registrato.

Le DPOAEs sono dei segnali acustici registrabili dopo stimolazione simultanea con due toni di frequenza diversa, definiti f_1 e f_2 , con rapporto tra loro pari a 1,2 e con intensità pari a 50-70 dB identica, *per f_1 e f_2* o differenziata di circa 10 dB (in questo caso con intensità di f_1 superiore). Viene solitamente misurata l'intensità dell'emissione che ha frequenza pari a $2f_1-f_2$. Sono registrabili in oltre il 95% dei soggetti con soglia audiometrica migliore di 40 dB. Questo test consente di eseguire rapidamente una valutazione della funzione cocleare su più frequenze del campo tonale; la frequenza di cui si valuta la soglia è molto prossima al valore di f_2 per cui è possibile definire il campo tonale in cui le DPOAEs sono presenti o assenti e la loro intensità, anche rispetto al rumore di fondo (Dp-gramma).

Lo studio delle emissioni otoacustiche trova oggi il suo principale impiego nello *screening* della sordità congenita. Altro campo di applicazione clinica è la diagnostica precoce dei danni cocleari.

Nell'ambito della diagnostica delle sordità professionali le emissioni otoacustiche possono trovare indicazione nel definire se il soggetto abbia un deficit superiore o inferiore a 40 dB, in modo certamente più preciso con i prodotti di distorsione in quanto è rapidamente possibile discriminare tra i diversi ambiti frequenziali confrontando il risultato ottenuto con la soglia audiometrica.

3. FORMULE PRESCRITTIVE.

Con l'avvento degli apparecchi acustici programmabili e successivamente digitali, le formule prescrittive sono profondamente mutate: mentre con gli apparecchi convenzionali (analogici) le formule predittive erano essenzialmente statiche, con l'avvento dei programmabili dotati di compressioni a largo spettro d'azione e successivamente dei digitali con parametri di funzionamento dinamici, le formule predittive hanno subito un profondo mutamento.

Formule prescrittive (o predittive). Vengono così chiamati quei metodi che, mediante formule matematiche, determinano la costruzione di una curva target che rappresenta, secondo l'estensore della formula, il modo ottimale di ascolto dell'utente di Apparecchi Acustici simulando il riscontro dell'MCL (Most Comfortable Level). Esistono decine di formule diverse che portano a risultati di curva target estremamente diverse le une dalle altre. Ciò dipende presumibilmente per differenze consistenti nella percezione di un dato idioma, ma anche per una notevolissima plasticità cerebrale che consente di ottenere un imprinting cerebrale che riesce a sfruttare al meglio anche modi d'erogazione dell'amplificazione molto diversi fra loro. Un elenco dei metodi più conosciuti comprende: NAL, POGO, BERGER, KELLER, FIG-6, DSL I/O, LIBBY 1/3, LIBBY 1/2, LIBBY 2/3. A questi metodi internazionalmente conosciuti ed usati si affiancano poi metodi originati dalle varie case costruttrici e che nascono specificatamente per la taratura di specifici apparecchi o per sfruttarne particolari prestazioni: abbiamo allora il SAS per l'applicazione di alcuni prodotti Widex, abbiamo lo ScalAdapt per l'applicazione di prodotti GnResound, etc.

In linea di massima volendole applicare in modo tale da aver dei risultati validi, si dovranno usare formule che si reggono sulla regola del terzo di guadagno per perdite uditive che non superano i 50 dB, formule che si reggono sulla regola del mezzo guadagno per perdite uditive fra i 50 e i 75 dB e formule basate su regole superiori al mezzo guadagno per perdite uditive superiori ai 75 dB. Tale assunto vale però specificamente per gli apparecchi analogici, mentre per gli apparecchi digitali formule tipo NAL – NL1 paiono di carattere più universale.

Le formule per la prescrizione delle caratteristiche elettroacustiche salienti della protesi acustica (GUADAGNO, RISPOSTA IN FREQUENZA, USCITA MASSIMA)

sono solitamente basate sui dati audiometrici del paziente. Le formule più utilizzate sono quelle derivate dalle soglie uditive (soglia di minima udibilità HTL e soglia del disagio LDL).

Si basano su 2 assunti:

- l'entità del guadagno globale è correlata all'entità dell'ipoacusia
- esiste una correlazione fra pendenza dell'audiogramma e pendenza della risposta in frequenza ottimale dell'AA

Le varie formule prescrittive forniscono un valore di "guadagno reale" ovvero il guadagno che l'AA, a volume d'uso, dovrà erogare nel singolo soggetto.

Le metodiche possibili per verificare se il guadagno reale corrisponde a quello prescritto sono 2:

- il guadagno funzionale è dato dalla differenza delle soglie uditive ottenute in campo libero senza e con gli AA.
- Il guadagno di inserzione è invece dato dalla differenza di pressione sonora generata da un campo acustico e registrata con un microfono-sonda al piano della membrana timpanica in assenza ed in presenza di AA.

Formule prescrittive per apparecchi acustici analogici.

LEGENDA: SUA = Soglia uditiva per via aerea

SUO = Soglia uditiva per via ossea

SF = Soglia Fastidio

UME = Uscita Massima Erogabile

BERGER. Il metodo è basato sulla regola della metà del guadagno, riveduta e corretta in base alle esperienze di BERGER. Lo sviluppo della formula fornisce il guadagno d'inserzione, vale a dire la curva di guadagno che si rileva in vivo meno la curva di risonanza del condotto (cosa che gli strumenti di cui disponiamo fanno automaticamente una volta che gli si sia fatto memorizzare la curva di risonanza del condotto del soggetto). La formula è la seguente:

$$GI = SUA/K+10+(SUA-SUO)/5$$

Dove

K = fattore di correzione che vale:

2	a:	500	Hz
1,6	a:	1000	Hz
1,5	a:	2000	Hz
1,7	a:	3000	Hz
1,9	a:	4000	Hz
2	a:	6000	Hz

Il metodo di BERGER prevede anche il valore dell'uscita massima che l'apparecchio deve erogare:

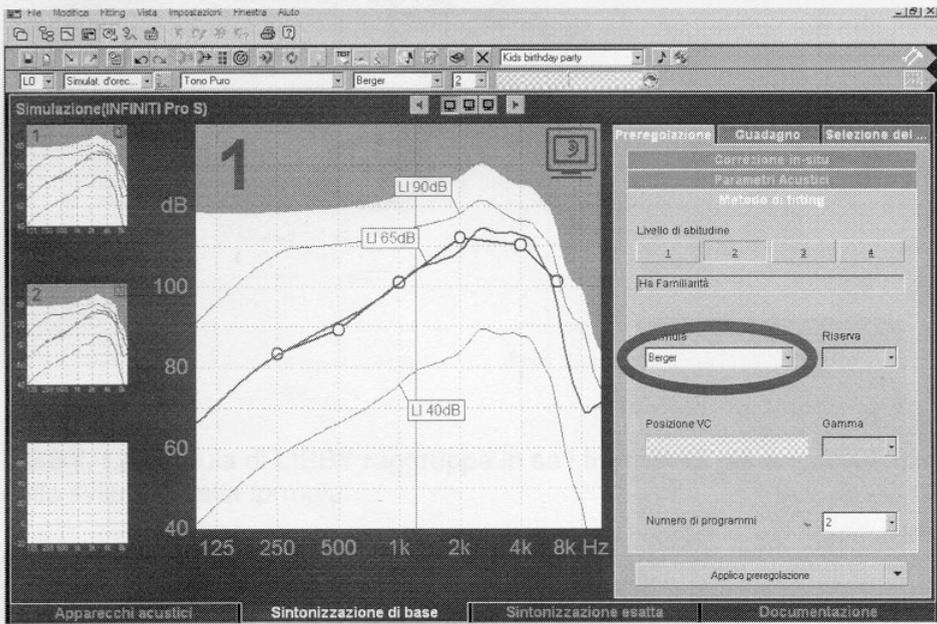
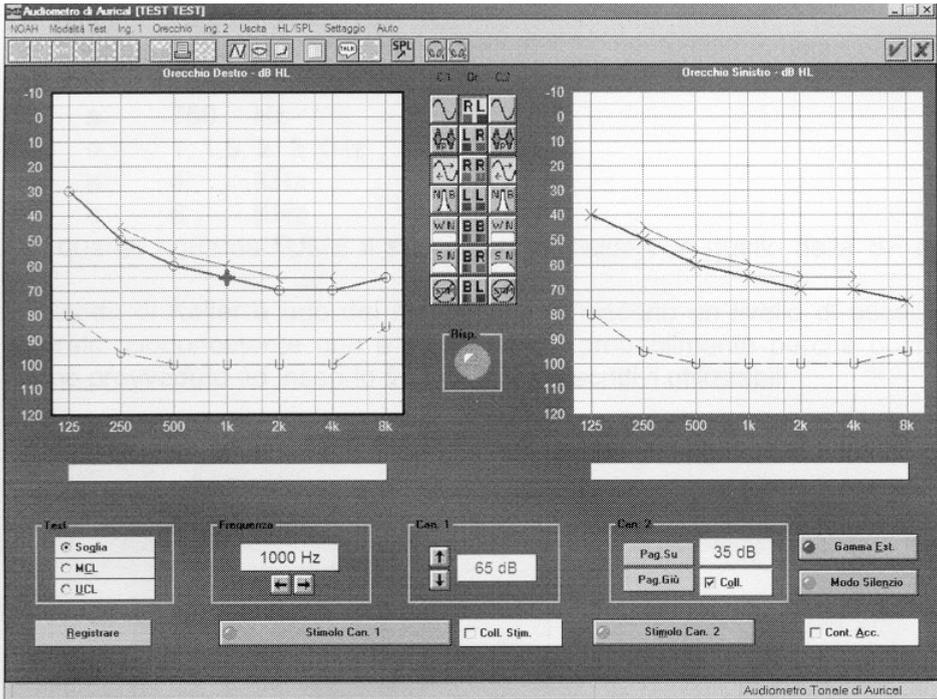
$$UME = SF + J$$

Dove J = fattore di correzione pari a:

11	a:	500	Hz
7	a:	1000	Hz
9	a:	2000-4000	Hz.

Secondo BERGER nel caso a 500 Hz il valore della soglia di fastidio più il fattore di correzione J dia un valore inferiore a 115 dB si può comunque erogare un'intensità pari a 115 dB dato che a questo valore di frequenza il livello di fastidio è statisticamente costante sul valore appunto di 115 dB.

Per esempio, valutiamo la curva target per il Berger sulla seguente ipoacusia, che terremo valida per tutti i metodi successivi.



KELLER. Questo è un metodo che valuta come ideale per l'ascolto un livello che stia all'incirca a 2/3 di distanza dalla soglia uditiva nel range fra soglia uditiva appunto e livello di fastidio con delle correzioni derivanti da un'analisi delle curve d'isofonia. In tale ottica il guadagno d'inserzione che si ottiene vale:

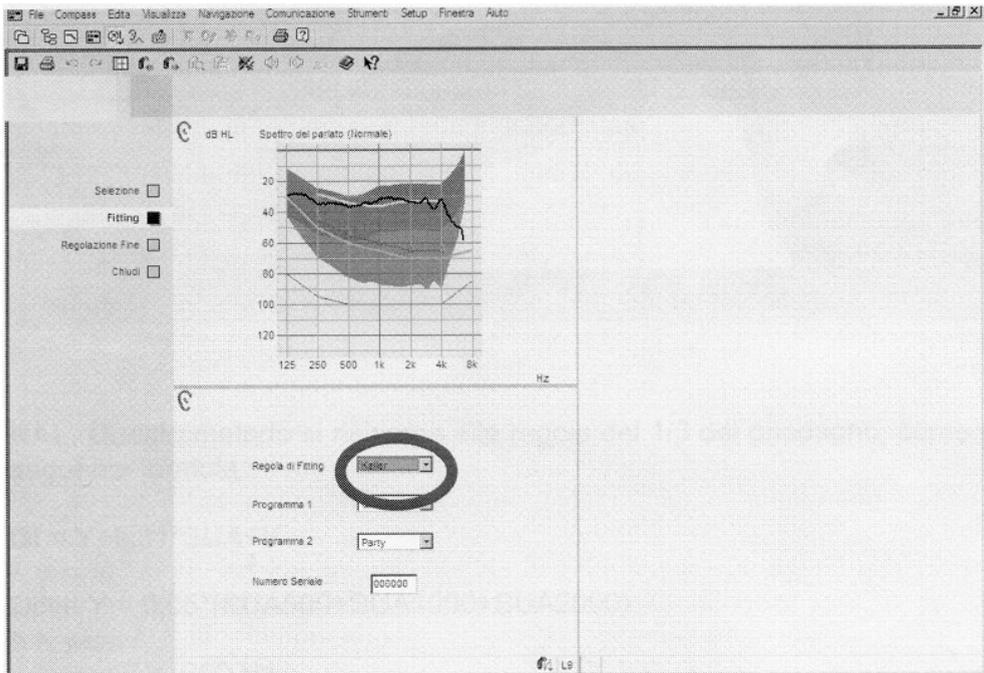
$$GI = SUA + 2/3*(SF-SUA)+P$$

Dove P vale:

-87	a:	125	Hz
-75	a:	250	Hz
-65	a:	500	Hz
-63	a:	750	Hz
-58	a:	1;1,5; 2; 3;	KHz
-67	a:	4	KHz
-65	a:	6	KHz

Per quanto riguarda l'UME il suo valore coincide con quello della SF trasformato in dB SPL.

Il metodo di Keller è uno dei metodi che forniscono un livello di ascolto molto vicino al naturale: ciononostante non è molto usato, probabilmente perché pochissimi costruttori hanno provveduto ad inserirlo fra i metodi prescrittivi utilizzabili.



LIBBY. La formula di LIBBY raggruppa in se i tre metodi già enunciati, come si può vedere dallo sviluppo della formula:

$$GI = K \cdot SUA + C + 1/4 \cdot (SUA - SUO)$$

Dove K è = 1/3 per SUA = 0-49 dB

1/2 per SUA = 50-79 dB

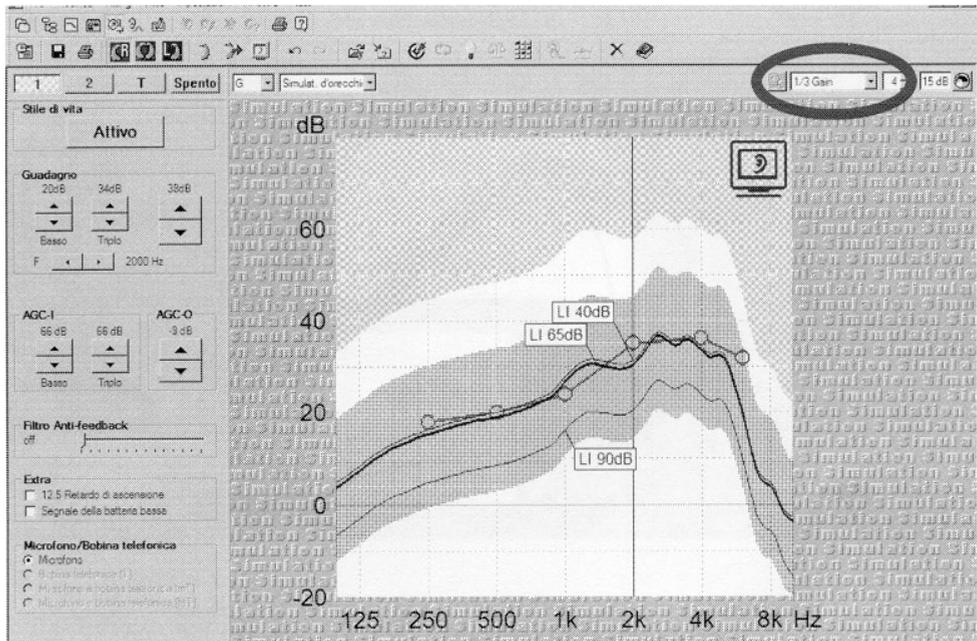
2/3 per SUA = 80 e oltre dB.

Mentre C = -5 a 250 e 6000 Hz

-3 a 500Hz.

Il valore della parte di formula ($1/4 \cdot (SUA - SUO)$) non deve superare gli 8 dB. Il metodo non prevede il calcolo dell'UME. Il metodo Libby è uno dei più semplici: come tutti i metodi prescrittivi fornisce una curva target che è da considerarsi una indicazione di partenza per l'applicazione che va poi ritoccata e rifinita sulla base della reazione del soggetto una volta che lo stesso abbia superato un adeguato periodo di "rodaggio". È infatti da tener presente che tutte queste formule sono state

studiate e realizzate in paesi di lingua anglosassone, lingua che presenta una sonorità ed un'importanza relativa fra vocali e consonanti abbastanza diversa dall'italiano.



NAL. Questo metodo si richiama alla regola del 1/3 del guadagno, come evidenziato dalla seguente formula:

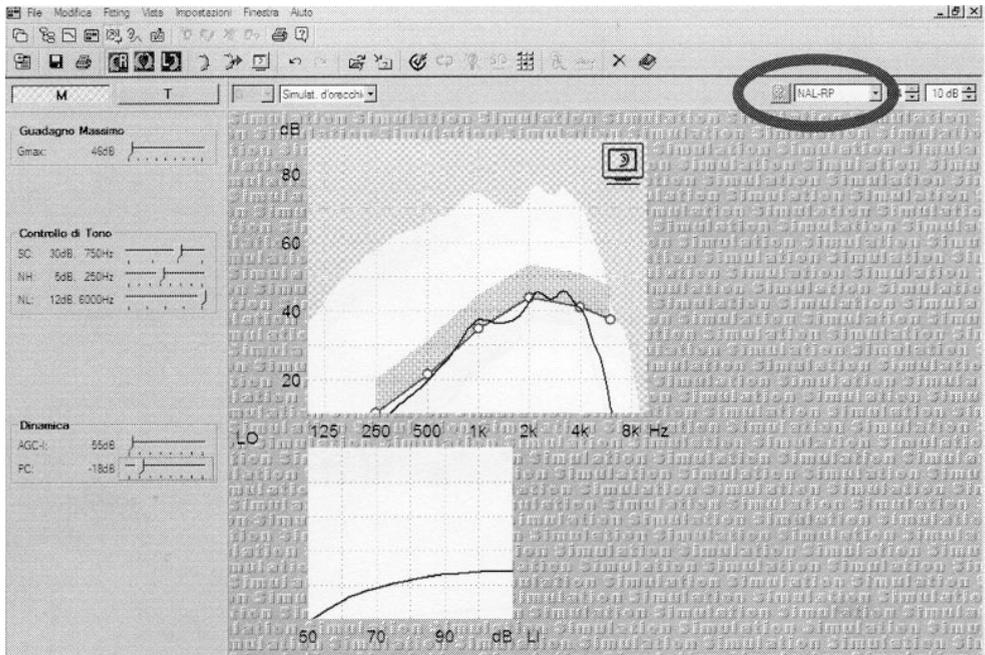
$$GI = Y + 0,31 * SUA + K$$

Dove $Y = 0,05 * (SUA_{500} + SUA_{1000} + SUA_{2000})$

e K vale:

- 17 a 250 Hz
- 8 a 500 Hz
- 3 a 750 Hz
- 1 a 1000 e 1500 Hz
- 1 a 2000 Hz
- 2 a 3000, 4000 e 6000 Hz.

Il metodo non prevede il calcolo dell'UME. Il fatto di non prevedere il calcolo dell'uscita massima erogabile dipende sostanzialmente dal non fornire guadagni molto elevati, che perciò difficilmente potrebbero portare a saturazione l'AA. Altra particolarità del NAL è che considera sperimentalmente l'importanza della intelligibilità del parlato, prevedendo che l'amplificazione non sia mai eccessiva: Dillon, infatti, sostiene che maggior amplificazione non significa maggior intelligibilità.



POGO. Altro metodo basato sulla regola della metà del guadagno, riveduto e corretto da parte degli estensori. Il guadagno d'inserzione è così valutato:

$$GI = 1/2 * SUA - C + 1/2 * (SUA - 65) + Y$$

Dove C è un fattore di correzione che vale:

- 10 a 250 Hz
- 5 a 500 Hz e
- 0 a tutte le altre frequenze

Mentre Y vale:

- 3 a 250 Hz per retro ed endo

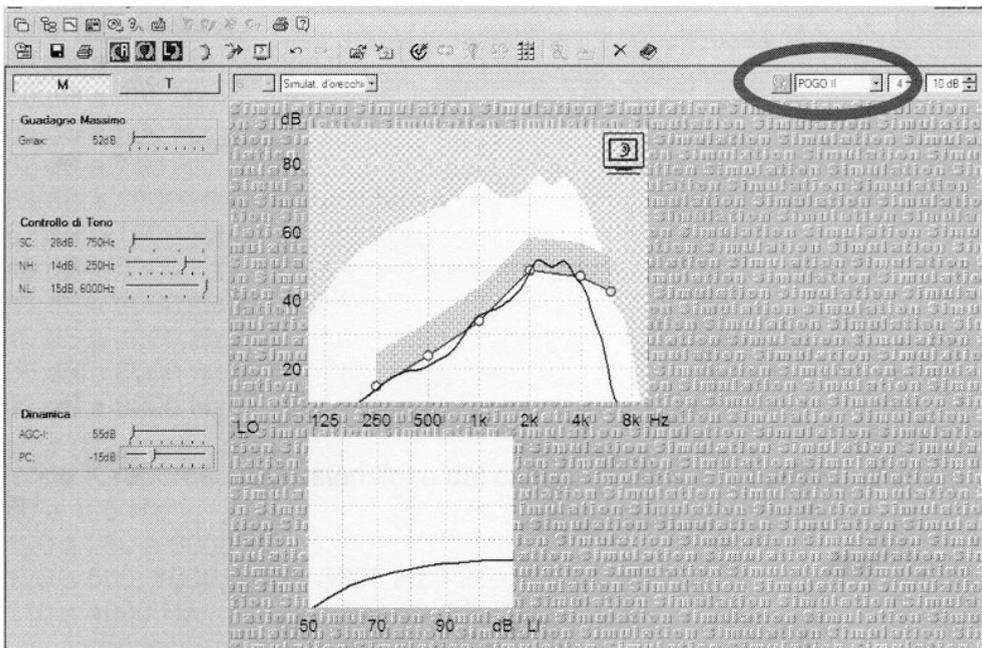
- 1 a 500 Hz per retro ed endo
- 0 a 1000 Hz per retro
- 2 a 1000 Hz per endo
- 2 a 2000 Hz per retro
- 6 a 2000 Hz per endo
- 9 a 4000 Hz per retro
- 5 a 4000 Hz per endo

Da tener presente che nel caso la perdita uditiva sia inferiore a 65 dB la parte di formula "1/2(SUA-65)" non va considerata.

L'UME viene invece così calcolata:

$$UME = (SF500+SF1000+SF2000)/3$$

Il metodo POGO è molto diffuso per la sua semplicità e perché normalmente garantisce un guadagno spesso più che adeguato alle necessità del soggetto: spesso infatti il soggetto è portato ad abbassare il volume rispetto a quello calcolato teoricamente, dato che, soprattutto sui gravi tende a erogare una loudness abbastanza consistente.



CLERISOR. Un altro metodo può essere individuato nello studio compiuto da Clerici e Soresini e che ha preso spunto dal metodo di KELLER introducendo delle varianti che lo rendono automaticamente adatto a seguire la regola del 1/3, 1/2, 2/3 o 1/1 a seconda del campo dinamico a disposizione del soggetto. La formula è la seguente, ma è bene specificare che la sperimentazione è tuttora molto limitata:

$$GI = ((IV + RC) * (SF - SUA) / K) * IF + SUA + X - 60$$

Dove RC = risonanza del condotto del cliente in esame, IF è la percentuale d'integrazione, frequenza per frequenza, della lingua nella quale si sta operando e vale, per l'italiano:

125 Hz = 0,02

250 Hz = 0,38

500 Hz = 0,39

1000 Hz = 0,49

2000 Hz = 0,99

3000 Hz = 1

4000 Hz = 0,36

6000 Hz = 0,03

Mentre X rappresenta un fattore di correzione da applicare in base agli anni d'abitudine all'uso dell'amplificazione e vale:

0..2 anni = 0

2..4 anni = 2

4..7 anni = 4

7..11 anni = 6

11.. 15 anni = 8

15 e più anni = 10

IV rappresenta invece l'intensità media della voce nella lingua in cui si sta operando e vale, per l'italiano:

62 dB a 125 Hz

70 dB a 250 Hz

66 dB a 500 Hz

58 dB a 1000Hz

48 dB a 2000 Hz

43 dB a 3000 Hz
40 dB a 4000 Hz
36 dB a 6000 Hz
32 dB a 8000 Hz

Infine K rappresenta l'estensione del campo dinamico nel normoudente e vale:

80 a 125 Hz
100 a 250 e 6000 Hz
120 a 500, 1000, 2000, 3000 Hz
110 a 4000 Hz.

Per quanto riguarda l'UME si può considerare, conservativamente, la SF trasformata in dB SPL, o, nel caso si desideri allargare la dinamica fin dove possibile:

$$\text{UME} = \text{SF} + 0,2 * (\text{SF} - \text{SUA})$$

Il metodo ha il pregio di tenere in considerazione l'intelligibilità e dell'intensità media per frequenza della lingua in cui si opera, provvedendo in tal modo a fornire un'amplificazione con i necessari rinforzi sulle frequenze di maggior importanza per la comprensione del messaggio verbale nella lingua in cui si sta operando. La parte meno importante della formula è quella relativa all'intensità di erogazione della lingua in considerazione, visto che un'analisi compiuta ormai alcuni decenni fa aveva messo in risalto differenze abbastanza contenute da questo punto di vista: ciononostante esistono differenze nel campo 2000/4000 Hz che possono arrivare a circa 3 dB, valore non eccezionale ma che per una miglior precisione è stato comunque considerato.

METODI PRESCRITTIVI "DINAMICI"

Prima di illustrare i metodi dinamici, è bene ribadire che il loro approccio ben si coniuga con lo stato dell'arte della tecnologia digitale.

DSL I/O. Metodo messo a punto da Seewald e coll. nel 1994 e adatto per l'applicazione di apparecchi non lineari. La formula vale, calcolandola sia per segnali deboli (I_{min}) sia per segnali medi (I_{med}) o forti (I_{max}):

$$\text{Output Target} = \{[(I + \text{Sft}) - \text{Tanh}] / \text{DRenh} * \text{DRuhi}\} + \text{TAhi}$$

dove:

I = Livello di ingresso.

SFt = REUR ad una data frequenza predetta o misurata.

TAnh = Soglia uditiva per udito normale (NH) - Vale sempre 10 dB SPL al timpano per il DSL [i/o]

TAhi = Soglia uditiva per il soggetto audioleso (HI) a livello del timpano in SPL

DRenh = Range dinamico esteso per soggetti normoudenti (ULChi - TAnh)

DRuhi = Range dinamico senza AA per soggetti audiolesi (ULChi - TAhi)

ULChi = limite superiore di ascolto confortevole per audiolesi in dB al timpano, misurato o predetto.

La formula appare indicata soprattutto per la prima applicazione nei bambini o neonati, in quanto, prescrivendo un'abbondante amplificazione sui gravi, consente un'ottima acquisizione dei tratti soprasegmentali del parlato, quindi rappresenta una facilitazione in fase di rieducazione. Non pare invece ottimale nel caso di seconda o terza o successiva applicazione in quanto l'eccesso di amplificazione sui gravi, che tende ad un eccessivo mascheramento delle consonanti, rende anche di maggior complessità il cambio di AA quando il nuovo modello disponga di minor amplificazione sui gravi. Tenendo presente quanto sopra, ne deriva che la formula DSL I/O va utilizzata con cautela e solo per un periodo iniziale soprattutto nei neonati.

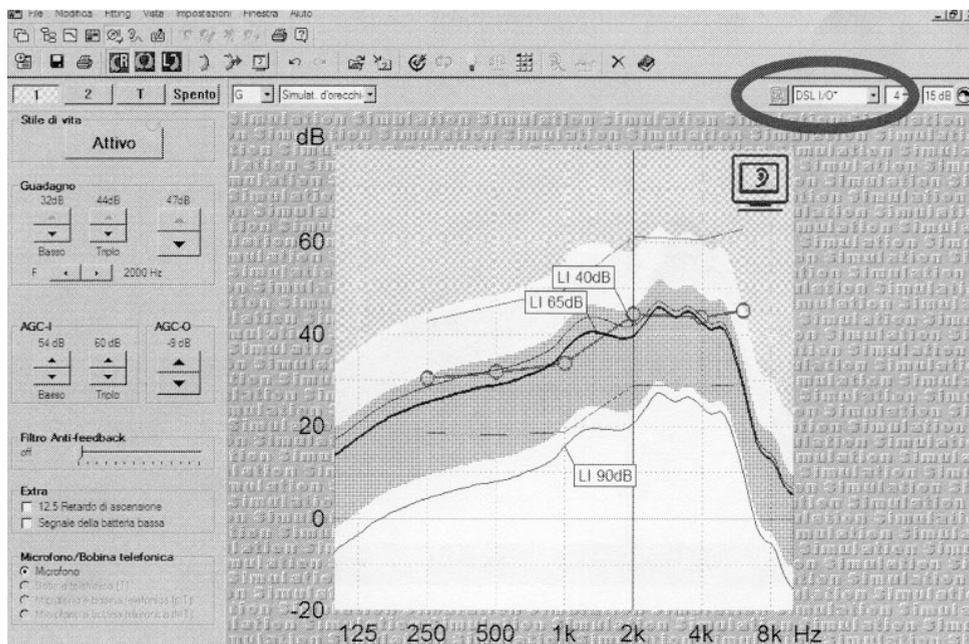


FIG 6 = si tratta di una formula di fitting basata sulla loudness destinata a risolvere i tipi di ipoacusia descritti da Killion e Fikret-Pasa in un loro articolo.

Nella realtà il nome di questa formula deriva dal concetto di incremento di loudness presentato nella figura 6 dell'articolo. Killion ha aggiunto la formula basata sulla loudness alla filiera applicativa della procedura. Nella sua attuale forma si tratta di un approccio sperimentale per la stima della risposta in frequenza di AA con guadagno dipendente dal livello del segnale in ingresso. Dato che questi AA possono cambiare il loro guadagno e risposta in frequenza in ragione del livello in ingresso, il FIG 6 può essere utilizzato per calcolare guadagno e frequenza di risposta per livelli bassi, medi ed alti.

La formula del FIG6 è:

A. Guadagno per suoni di basso livello:

1. $G = 0$ for 0 to 20 dBHL
2. $G = HL - 20$ for 20 to 60 dB HL
3. $G = HL - 20 - .5 * (HL - 60)$ for $HL \geq 60$ dB

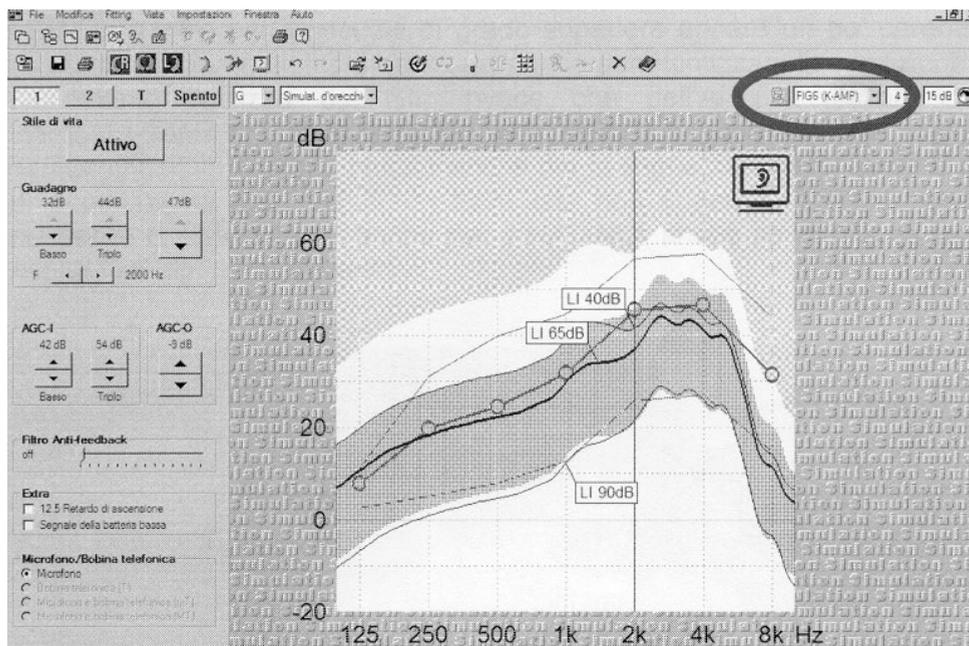
B. Guadagno all'MCL:

1. $G = 0$ for 0 to 20 dBHL
2. $G = 0.6 * (HL - 20)$ for 20 to 60 dB HL
3. $G = 0.8 * HL - 23$ for $HL \geq 60$ dB

C. Guadagno per suoni di elevata intensità:

1. $G = 0$ for 0 to 40 dBHL
2. $G = 0.1 * (HL - 40)^{1.4}$ for $HL \geq 40$

La formula garantisce guadagni non elevati con preferenza per le frequenze acute dove, per la lingua inglese, si ha il massimo di intelligibilità. La formula non prevede il calcolo dell'UME per le stesse ragioni del NAL: i guadagni previsti sono tali da mandare difficilmente in saturazione gli AA.



NAL-NL1. Sta per National Acoustic Laboratory, Non Linear, version 1. Il metodo è basato sulla trasformazione del NAL-R in un metodo in grado di "fittare" gli AA non lineari che sono comparsi sul mercato nel corso degli anni '90. La filosofia che sta dietro tutta la famiglia dei metodi NAL (NAL, NAL-R, NAL-RP, NAL-NL1), è riassumibile in quanto segue: il metodo tende ad equalizzare la loudness dei segnali del parlato, piuttosto che normalizzarli come tendono a fare altri metodi. Questo perché, secondo Dillon (1998), se tutte le frequenze del parlato sono udite con la stessa loudness, la loro comprensibilità è maggiore. Per fare ciò, il NAL-NL1 considera l'SII (Speech Intelligibility Index) che corrisponde alla seguente formula:

$$SII = \sum_i l_i \cdot K_i \cdot L_i \cdot D_i$$

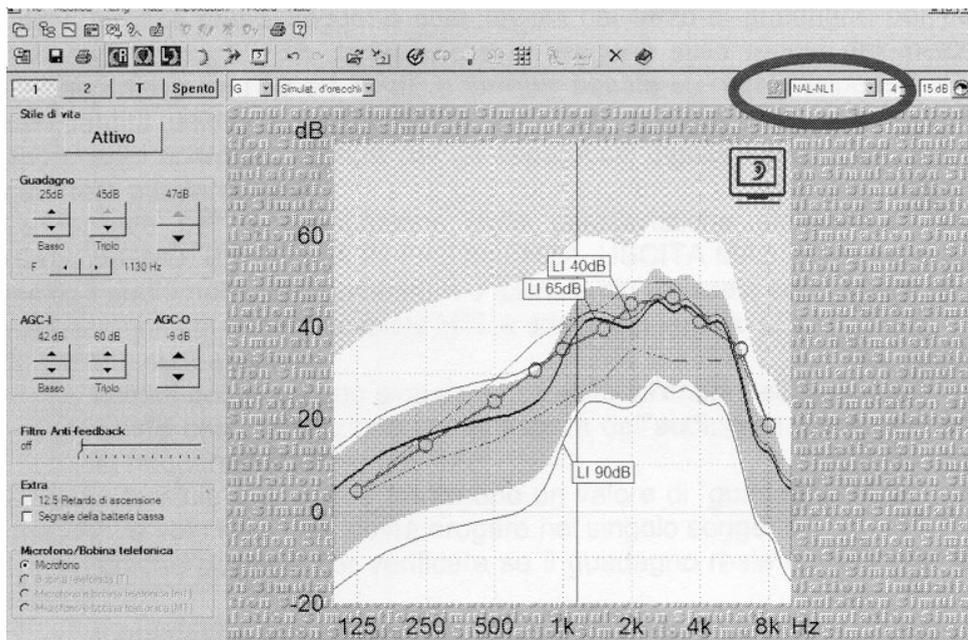
dove "i" rappresenta il numero di canali, l_i il loro peso, K_i la proporzione del segnale udibile incluso l'effetto del mascheramento, L_i il fattore del livello di distorsione, D_i il fattore di desensibilizzazione che rappresenta un fattore di correzione per ipoacusie molto gravi (sentire più segnale → minor comprensione). Attraverso quindi calcoli di notevole complessità il NAL-NL1 prescrive:

- Le curve del guadagno d'inserzione.
- Le curve Ingresso-Uscita
- Le curve REAG.

- Le risposte sia su accoppiatore sia su simulatore d'orecchio.
- Le frequenze di Crossover.
- Le soglie di compressione.
- I rapporti di compressione.
- Il guadagno per ingresso 50 dB SPL.
- Il guadagno per ingresso 65 dB SPL.
- Il guadagno per ingresso 80 dB SPL. . UOSPL90.

Il metodo pare funzionare abbastanza bene per ipoacusie fino ad un livello di circa 70/75 dB HTL, mentre per ipoacusie di grado superiore appare un po' carente. Dovrebbe però risultare sufficiente un incremento di volume per ottimizzare la correzione.

Nonostante l'utilizzo del SII, invece che dell'AI (Articulation Index, considerato intrinsecamente da altre formule), che dovrebbe garantire una miglior percentuale di risultato positivo in prima battuta anche per la lingua italiana, si evidenzia una percentuale di accettazione del "first fit" in Italia che non supera il 55/60%: questo determina la necessità di "fine tuning" anche per il NAL – NL1 anche se in misura leggermente minore rispetto ad altri metodi predittivi.



Naturalmente esistono molte altre formule prescrittive, alcune delle quali relativamente molto usate: ci siamo limitati alle più conosciute ed universalmente applicate, lasciando ad ognuno la possibilità di ricercarle e confrontarle.

4. TIPOLOGIA DEL LAVORATORE DA PROTESIZZARE E REQUISITI MINIMI PER LA PROTESIZZAZIONE.

L'individuazione del tipo di lavoratore che potrà avere un vantaggio dall'uso di protesi acustiche non può prescindere da queste variabili: grado e tipo di sordità, tempestività dell'intervento, età, stile di vita, abitus psicologico del lavoratore, motivazione ed accettazione dell'ausilio protesico, qualità della protesizzazione.

Il lavoratore tipo che potrebbe essere avviato con successo ad un iter di protesizzazione dovrebbe avere un'età compresa fra i 18 e 60 anni (età lavorativa) e dovrebbe essere affetto da un deficit uditivo da trauma acustico cronico dovuto ad una esposizione prolungata e significativa al rumore dell'ambiente di lavoro (> 80 dBA per 8 ore al giorno per un periodo non inferiore ai 2 anni).

La diagnosi di ipoacusia professionale, oltre alla dimostrazione della permanenza del soggetto in ambiente lavorativo potenzialmente otolesivo (nesso di causalità), si fonda sull'anamnesi clinico lavorativa e sull'esito degli accertamenti audiometrici.

I dati anamnestici clinico lavorativi consentono altresì di accertare l'esistenza di eventuali fattori eziologici extralavorativi che possano, da soli o associati al rumore, aver determinato l'ipoacusia. Questo elemento differenziale è fondamentale ai fini della prescrizione e della concessione protesica.

Se in presenza di patologie croniche dell'orecchio medio (perforazione, otite cronica, otite cronica colesteatomatosa, otosclerosi) l'approccio terapeutico di prima scelta è la chirurgia,(1) negli altri casi si dovrà procedere alla protesizzazione acustica già per perdite lievi (deficit > di 35 dB medi calcolati sulle frequenze 0.5 – 4 KHz). (5) Questa indicazione non è assoluta in quanto è noto che, a parità di perdita uditiva, due persone possono avere esigenze diversissime in funzione della loro disability e per questo motivo le protesi vanno prescritte non solo in funzione dei risultati degli accertamenti audiometrici, ma anche in funzione della disability anche se la soglia dei 35 dB medi di perdita è da considerarsi molto importante ai fini della protesizzazione. Per quanto riguarda la disability bisogna necessariamente premettere alcuni concetti generali.

Come è noto, con il termine di "impairment" si definisce qualunque anormalità o perdita anatomica o funzionale di natura fisica o psichica. Tale concetto applicato alla funzione uditiva può essere inteso come qualunque deficit uditivo misurabile, ad esempio mediante audiometria.

Con il termine “disability” si intende, viceversa, una qualunque restrizione o perdita di capacità da parte del soggetto nello svolgere un’attività considerata normale per un uomo. Tale concetto riferito alla funzione uditiva può essere inteso come l’insieme delle difficoltà apprezzate da un soggetto affetto da impairment uditivo. La “disability” uditiva (DU) è, quindi, caratterizzata dalla presenza di problemi sociocomunicativi non valutabili derivanti dalla concomitante esistenza di un deficit uditivo.

Secondo l’OMS i sintomi più significativi correlabili a DU sono rappresentati dalla difficoltà nel localizzare una sorgente sonora, dalla difficoltà nella comprensione della voce parlata e del significato delle parole, dalle difficoltà di ascolto e dalla intolleranza al rumore.

In accordo con Stephens e Hetu il concetto di DU comprende le difficoltà nella comprensione della voce parlata, nella discriminazione sonora e verbale nel silenzio e nel rumore, nella localizzazione sonora, nella percezione di segnali acustici non verbali (quali la musica, il canto degli uccelli, i segnali di avviso o di pericolo) e l’intolleranza al rumore.

L’“handicap” viene inteso dall’OMS come la limitazione o l’impedimento secondario ad impairment e/o disability uditiva nello svolgimento di un ruolo socioeconomico che è normale per quell’individuo. L’“handicap uditivo” (HU) rappresenta, quindi, l’insieme delle conseguenze non uditive di un impairment o di una DU e, secondo Stephen e Hetu, può essere suddiviso in una forma propria dell’individuo audileso ed in una forma in cui sono coinvolte persone a lui vicine. Nel primo caso è possibile includere l’ansia, la ridotta soddisfazione nello svolgere le normali occupazioni o nelle relazioni sociali e famigliari, l’imbarazzo nel far ripetere quanto non compreso o nel rilevare la propria sordità. Nel secondo caso possono essere inclusi problemi correlati a lamentele di terze persone (famigliari e non) per il disturbo creato ad esempio dal volume eccessivo della voce o dell’apparecchio radio-televisivo.

Da uno studio del 1999 (6) emerge che il 40% dei soggetti affetti da TAC, non riferiscono la presenza di disturbi uditivi soggettivi. Pertanto si desume che non necessariamente la presenza di un deficit audiometrico tipico per un TAC è causa di una sensazione soggettiva di ipoacusia e necessariamente debba essere protesizzato. Ciononostante non è ancora chiaro quale sia il limite di soglia audiometrica oltre il quale è possibile ipotizzare l’insorgenza di una DU. In un lavoro del 1994 (7) si giunge alla conclusione che il limite tra presenza ed assenza di indebolimento del senso dell’udito non deve essere riferito ad un valore di soglia

audiometrica valutato nei soggetti affetti da DU bensì ad un valore di soglia al 95° percentile ottenuto nei soggetti che non hanno riferito alcun sintomo correlabile ad ipoacusia (soglia 32 dB medi alle frequenze 0,5 – 1 – 2 – 3 – 4 KHz) (8). In sintesi la valutazione della presenza di disability dovrebbe essere eseguita sulla base dei dati ottenuti da un'anamnesi mirata alla ricerca di disturbi riferibili ad un deficit uditivo. È ovvio che un tale approccio sarebbe troppo vincolato alle risposte del soggetto che ha spesso interesse nel modificare il proprio stato di salute. Poiché l'esame audiometrico è fino ad oggi l'unico strumento valutativo dell'ipoacusia, è stato possibile correlare in un gruppo di controllo i disturbi riferiti a disability uditiva, in rapporto all'intelligibilità vocale ed alla percezione dei segnali acustici più comuni, con la soglia audiometrica. I dati riportati dagli studi riportati sembrano indicare che una situazione di normalità uditiva può essere ricondotta con ragionevole certezza (95° percentile) ad un valore compreso tra 17 e 33 dB, in rapporto alle frequenze considerate. (17 dB medi a 0.5-1-2 KHz; 22 dB medi a 0.5-1-2-3 e 0.5-1-2-4 KHz; 25 dB medi a 0.5-1-2-3-4 KHz; 33 dB medi a 2-3-4 KHz)

In un recente studio del 2006 (5) è stata ricercata la soglia audiometrica media oltre la quale i soggetti ritengono utile o necessaria l'applicazione di un ausilio uditivo. In questa ricerca viene utilizzato un questionario studiato per questo specifico scopo dove vengono riportati alcuni problemi personali che potrebbero capitare in vari momenti della vita quotidiana e viene chiesto al paziente di indicare, nel suo caso, con quale frequenza si presentano (mai, quasi mai, talvolta, quasi sempre, sempre). (confrontare tabella 1 allegata)

Sulla base dei risultati dello studio sopra citato (5) è emerso che la larga maggioranza dei soggetti che ritenevano utile l'utilizzo di una protesi acustica aveva una soglia audiometrica media (per le frequenze 0.5-1-2-3-4 KHz) superiore ai 35 dB. L'uso di questionari specifici deve essere considerato come un passaggio essenziale ed obbligatorio per la prescrizione protesica.

5. LE PROBLEMATICHE PROTESICHE DEI LAVORATORI IPOACUSICI CANDIDATI ALLA PROTESIZZAZIONE ACUSTICA.

L'uso della protesi acustica nei lavoratori affetti da sordità professionale costituisce un problema rimediativo più complicato rispetto alla protesizzazione dei soggetti non impiegati in attività rumorose in quanto nel quadro clinico della sordità da rumore sono contenuti i principali elementi di complessità della reale efficacia protesica. (3)

Infatti, l'ipoacusia da TAC comporta:

- Perdita uditiva limitata alle frequenze con pendenza audiometrica più o meno accentuata; questo tipico deficit uditivo implica difficoltà nella realizzazione di una amplificazione realmente selettiva su queste frequenze evitando contemporaneamente distorsioni. Inoltre questo tipo di perdita comporta la necessità di realizzare sistemi di accoppiamento aperti per mantenere inalterata la sensibilità uditiva alle frequenze gravi con conseguente possibile innesco dell'effetto Larsen o feedback acustico che si realizza per interazione fra uscita amplificata ed ingresso microfonico dell'apparecchio.
- Alterazioni della codifica di intensità nella regione dell'ipoacusia con spiccato recruitment di loudness. Ciò rende necessari amplificatori non lineari nel tentativo di espandere il range di intensità udibile in maniera simile alla dinamica compressiva della coclea normale senza ingenerare distorsioni nel segnale.
- Alterazione della selettività frequenziale con perdita della naturale sintonia.
- Ridotta percezione verbale in ambiente rumoroso che, come è noto, non rappresenta solamente la conseguenza dell'alterata percezione dello spettro acustico verbale ma implica il coinvolgimento di meccanismi centrali di processing uditivo.
- Danno uditivo ad esordio subdolo ed evoluzione lentamente ingravescente che rende critici i fenomeni di deprivazione e di deafferentazione con tempi di recupero prolungati.
- La presenza di acufeni invalidanti interferisce in maniera significativa e talora imprevedibile con la protesizzazione. Tuttavia in molti casi una corretta protesizzazione, soprattutto quando possono essere utilizzate protesi open fitting, comporta una immediata diminuzione della percezione dell'acufene per uno spontaneo arricchimento sonoro.

6. IL TIPO DI PROTESI: STATO ATTUALE DEL DEVICE.

A fronte di elementi di complessità esposti nelle pagine precedenti, va segnalato che da un punto di vista clinico la situazione è oggi abbastanza soddisfacente in funzione non solo dei progressi tecnologici ma anche della migliore conoscenza della fisiopatologia del danno cocleare e dei meccanismi centrali implicati nella riabilitazione dell'ipoacusia.

Uno dei cardini della protesizzazione di questi pazienti è dato dalla compensazione della perdita uditiva alle alte frequenze. L'utilità dell'amplificazione selettiva degli acuti è stata ripetutamente documentata sia sul piano clinico che su quello sperimentale. Attualmente si sono raggiunti risultati molto soddisfacenti utilizzando protesi open fitting.

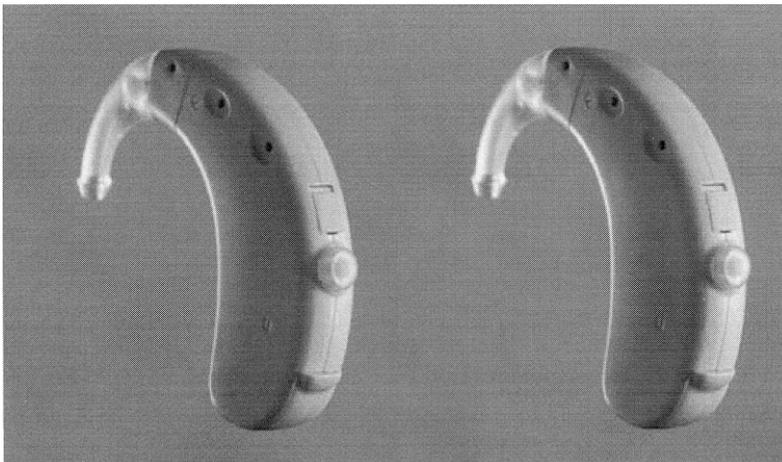
Già nel 1979 Lund e Hoyvik riferivano risultati positivi in pazienti con trauma acustico cronico che indossavano protesi ad occhiale con posizionamento del tubicino di uscita direttamente nel condotto uditivo esterno (la prima modalità di esecuzione di una amplificazione concentrata sugli acuti con frequenze gravi indisturbate dal fitting). Risultati favorevoli della compensazione alle alte frequenze rispetto alla risposta convenzionale (essenzialmente piatta) in pazienti con sordità da rumore sono stati descritti in uno studio condotto in doppio cieco da Harrowven et al. (1987).



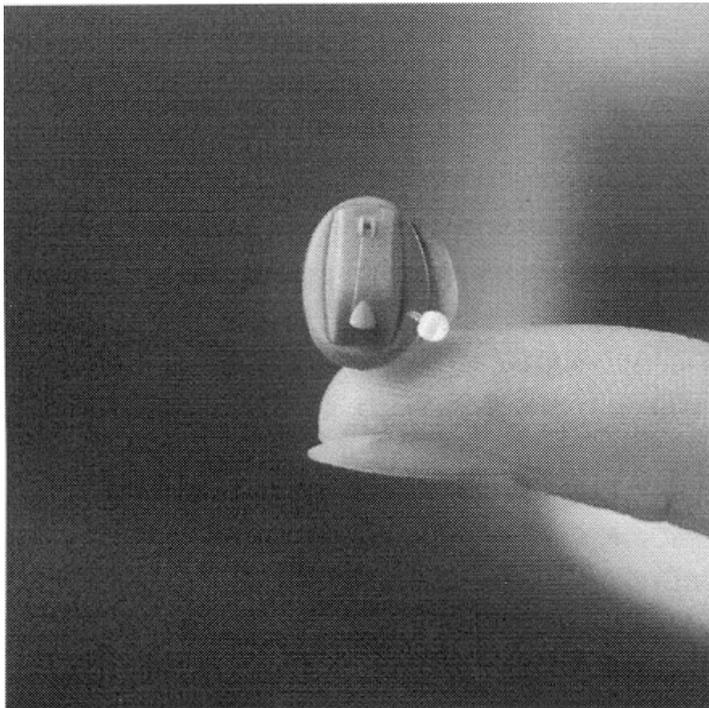
Ma grazie alle opportune modificazioni del sistema di accoppiamento buoni fitting selettivi alle alte frequenze sono stati realizzati già da alcuni anni. Infatti il mantenimento di una buona sensibilità uditiva alle frequenze gravi, la necessità di non

incorrere in un effetto occlusione del condotto hanno indotto ad utilizzare sistemi di accoppiamento con chioccioline di tipo aperto. Inevitabilmente ciò ha comportato tuttavia un incremento delle problematiche correlate al feedback acustico (effetto Larsen), ovvero quel fenomeno di oscillazione del circuito amplificatore che si verifica per effetto dell'interazione fra uscita ed ingresso del sistema. Il problema è stato però risolto con sufficienti benefici clinici. Ad esempio, utilizzando protesi ad occhiale con chiocciola aperta (tubicino nel CUE) su 33 pazienti l'80% si dichiaravano soddisfatti ed il 20% abbastanza soddisfatti con tempo di utilizzo pari a 4 ore e 1/2. Una delle conseguenze sul piano della percezione vocale della perdita alle alte frequenze è l'alterata rappresentazione formantica. Rilievi elettrofisiologici su singole unità neurali nel preparato sperimentale hanno evidenziato uno scorretto aggancio di fase delle unità neurali di frequenza caratteristica vicina a quella della formante; si registra inoltre un aggancio formantico verso unità di frequenza caratteristica maggiore. È stato dimostrato che l'amplificazione selettiva riduce tale trascinarsi dell'aggancio di fase verso le alte frequenze quantomeno ad F1 migliorando così la rappresentazione vocalica alle alte frequenze. Nel contempo però vengono agganciate armoniche interformantiche. In sintesi, l'amplificazione selettiva migliorerebbe la rappresentazione formantica pur generando problemi distorsivi nella sua rappresentazione. (8)

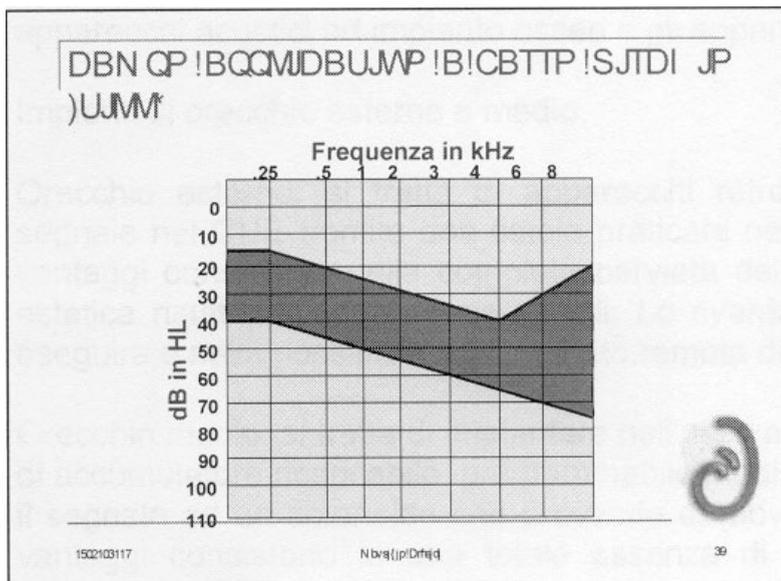
Un altro punto di fondamentale importanza è dato dalla bilateralità dell'amplificazione. A supporto delle considerazioni teoriche sui vantaggi dell'udito binaurale è stato infatti dimostrato che l'amplificazione selettiva degli acuti produce positivi risultati in termini di intelligibilità verbale e qualità di percezione solo nei fitting binaurali mentre in quelli monoaurali l'effetto risulterebbe meno evidente. (9)



L'apparecchio acustico standard per questo tipo di applicazione è la "protesi endoauricolare". Il guadagno erogabile da tali dispositivi è in genere adeguato a compensare un caso tipico di ipoacusia da rumore e generalmente, a meno di sfavorevoli morfologie del condotto uditivo esterno, consente di allestire adeguate ventilazioni. La posizione naturale del microfono permette di sfruttare i vantaggi di direzionalità e parte dell'effetto amplificatore dell'orecchio esterno. Infine esse possono essere dotate sia di amplificatori analogici con compressione sofisticata (K-amp) che di circuiti digitali.



Più complesso risulta invece il compenso dei disordini di codifica cocleare. L'utilizzo di amplificatori con caratteristiche di amplificazione variabili a seconda del livello (AGC, ASP) si è dimostrato efficace nel compensare l'alterata dinamica di intensità espressione del recruitment. Amplificatori analogici come il K-amp oppure strategie digitali di elaborazione come ADRO permettono ad esempio di compensare ampiamente la perdita del comportamento non-lineare a bassi livelli di intensità fornendo fitting decisamente più gradevoli.



In caso di perdite con pendenza accentuata, di sordità gravi o di problemi di destrezza manuale del paziente, la scelta andrà agli "apparecchi retroauricolari" con allestimento di chiocciola aperte per favorire il filtraggio delle frequenze gravi generalmente non interessate dal danno uditivo. (10) Le "applicazioni protesiche con occhiali", molto in voga nel passato, trovano invece al giorno d'oggi meno applicazione:

- Alternativa agli apparecchi endo e retroauricolari in caso di feedback incontrollabile; nel caso degli occhiali infatti la distanza fra il microfono (collocato sulle aste) e la chiocciola aperta è maggiore rispetto alla situazione delle altre protesi con conseguente riduzione della probabilità d'innesco dell'effetto Larsen. Inoltre oggi sono disponibili anche occhiali in versione digitale in cui si ha una maggior possibilità di controllo del feedback.
- Alternativa agli apparecchi retroauricolari in caso di utilizzo continuativo degli occhiali per vizi di rifrazione.

La tecnologia avanzata (ibrida, ma soprattutto digitale) ha introdotto sensibili ulteriori miglioramenti riconducibili a:

- Migliore qualità delle componenti degli apparecchi che si traduce in una stabilità molto più prolungata delle caratteristiche elettroacustiche del prodotto.

- programmabilità con migliore adattamento delle caratteristiche elettroacustiche alle differenti configurazioni audiometriche specie in caso di situazioni atipiche: questo grazie anche a filtri con azioni molto più pronunciate (fino a 200 dB/oct)
- disponibilità di memorie multiple con allestimento e verifica di differenti configurazioni elettroacustiche
- programmabilità delle caratteristiche della compressione con ottimizzazione degli aspetti sopraliminari dell'amplificazione
- disponibilità di algoritmi di riconoscimento e riduzione del rumore e di controllo del feedback
- disponibilità di algoritmi di riconoscimento ed enfattizzazione del parlato
- disponibilità di collegamento inter-aurale wireless per un continuo e costante allineamento del modus operandi dei due apparecchi
- disponibilità di un database interno sul funzionamento dell'apparecchio al fine di meglio gestire l'applicazione per una migliore "client satisfaction"
- possibilità di protesi con funzione anche di otoprotettore.

Ma la correzione audioprotesica può essere eseguita anche mediante altre tipologie di apparecchi acustici: gli apparecchi acustici impiantabili di orecchio esterno e medio, gli apparecchi acustici ad impianto osseo e gli apparecchi acustici ad impianto cocleare.

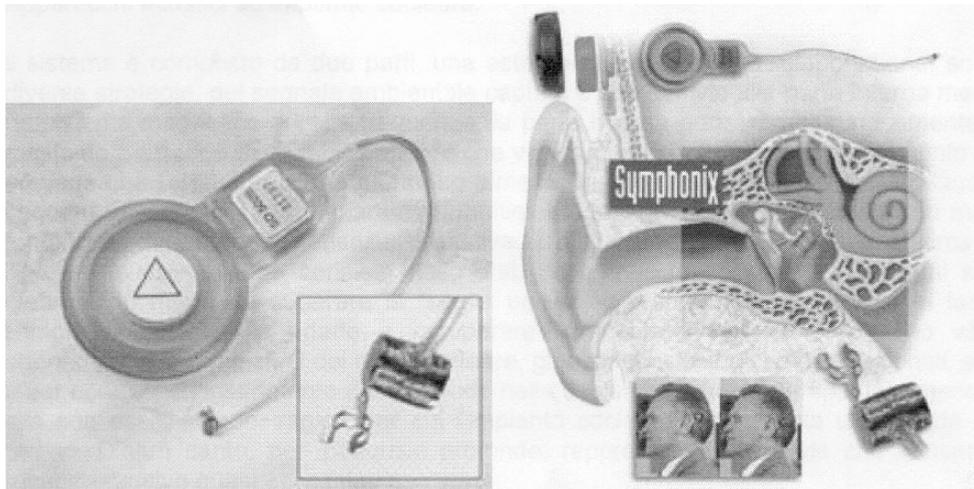
Impianti di orecchio esterno e medio.

Orecchio esterno: si tratta di apparecchi retroauricolari programmabili che inviano il segnale nel CUE tramite una fistola praticata nella cartilagine del padiglione auricolare; i vantaggi consistono nella completa pervietà del CUE e rispondono ad una esigenza di estetica risultando molto poco visibili. Lo svantaggio consiste nel piccolo intervento da eseguire e nella possibilità non del tutto remota di innesco del feedback acustico.

Orecchio medio: si tratta di impiantare nell'osso mastoideo un apparecchio acustico dotato di accumulatore ricaricabile, programmabile mediante una bobina induttiva e che trasmette il segnale ad un solenoide che provvede al movimento della lunga apofisi del martello; i vantaggi consistono in una totale assenza di feedback acustico, in una buona resa protesica, in una totale invisibilità; lo svantaggio principale

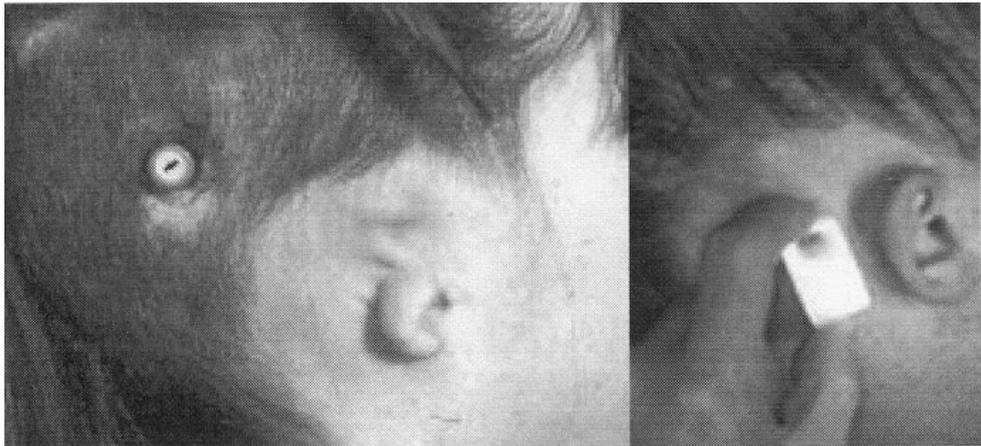
consiste nella necessità di sostituire l'accumulatore ricaricabile ogni circa tre anni, con relativo piccolo intervento chirurgico.

Entrambi gli impianti appena descritti sono adatti al recupero di ipoacusie non superiori ai 75/80 dB, in presenza di otiti a timpano aperto con conservazione della catena ossiculare. (11)



Apparecchi acustici ad impianto osseo.

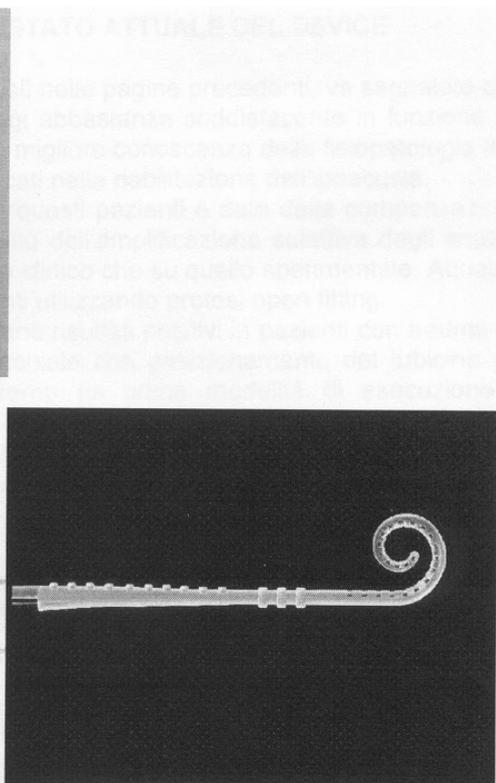
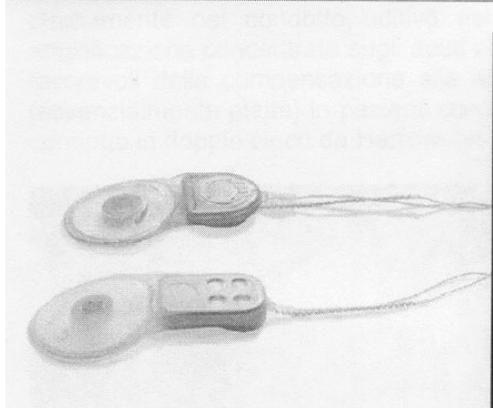
Rappresentano una valida alternativa agli apparecchi acustici per via ossea di tipo convenzionale, fornendo una resa che si aggira dal 15 al 20% superiore a questi; lo svantaggio principale consiste nella necessità di impiantare nell'osso mastoideo una vite al titanio che faccia da base per la trasmissione del segnale vibratorio all'orecchio interno; oltre alla maggior resa protesica, tale impianto è indicato nel caso di interventi demolitori, a qualsiasi ragione, dell'orecchio medio. (12)



Apparecchi acustici ad impianto cocleare.

Il sistema è composto da due parti, una esterna che provvede all'elaborazione, secondo diverse strategie, del segnale ambientale captato e che lo invia alla parte interna mediante un sistema magnetico ad alta frequenza; la parte interna è inserita chirurgicamente nella mastoide e dispone di un multielettrodo che viene inserito nella coclea: l'inserimento ideale prevede che l'elettrodo possa effettuare almeno un giro all'interno della stessa. Quando il segnale passa alla parte impiantata il multielettrodo stimola il nervo cocleare in maniera tonotopica ricreando la sensazione uditiva. L'attivazione avviene un mese circa dopo l'intervento chirurgico e consiste nello stabilire i livelli di eccitazione per ogni singolo elettrodo in modo da superare la "soglia uditiva" e restare sotto la "soglia di fastidio". L'impianto cocleare è adatto a recuperare ipoacusie profonde. Si devono valutare attentamente le condizioni del

dotto cocleare, gli aspetti psicologici e motivazionali, si deve tener conto che l'inserimento dell'elettrodo nella coclea conduce in tempi più o meno brevi alla sua ossificazione, ragion per cui l'impianto cocleare rappresenta una strada senza ritorno. D'altro canto, per ipoacusie profonde, rappresenta l'unica via che consenta un recupero uditivo quasi eccezionale. (13)



SINTESI DEI DEVICE ATTUALMENTE DISPONIBILI.

Tipologia		Commento
Device endoauricolare	Analogico Digitale	Fitting bilaterale per ipoacusie professionali lievi
Device retroauricolare	Open fitting	Per perdite uditive con deficit più accentuato sui toni acuti e/o per sordità gravi
Device ad occhiale		Attualmente in disuso o in alternativa a protesi endo o retroauricolari con feedback incontrollabile
Device impiantabile		Buona estetica e CUE pervio
Device ad impianto osseo		In alternativa agli apparecchi acustici per via ossea e maggior resa protesica
Impianto cocleare		Per ipoacusie profonde
VSB		Per ipoacusia difficilmente protesizzabili o per fallimento di pregressa protesizzazione

7. LA NORMATIVA INAIL IN TEMA DI PROTESIZZAZIONE ACUSTICA.

Introduzione

L'ipoacusia da rumore in ambito INAIL è la malattia professionale statisticamente più significativa sia nel settore industria e servizi che nel settore agricoltura. I dati del quinquennio 2001 - 2005 ben evidenziano l'andamento di tale tecnopatia:

	2001	2002	2003	2004	2005
Ipoacusie da rumore (tabellate) riconosciute dall'INAIL nel quinquennio 2001-2005 nel settore industria	1980	1590	1221	916	465
Ipoacusie da rumore (non tabellate) riconosciute dall'INAIL nel quinquennio 2001-2005 nel settore industria	1615	1763	1750	1705	1192
Totale ipoacusie da rumore riconosciute dall'INAIL nel quinquennio 2001 - 2005 settore industria	3595	3353	2971	2621	1667
Totale malattie professionali riconosciute dall'INAIL nel quinquennio 2001 - 2005 settore industria	8220	8362	7678	6993	4765
Ipoacusie da rumore (tabellate) riconosciute dall'INAIL nel quinquennio 2001 - 2005 settore agricoltura	42	32	29	21	16
Ipoacusie da rumore (non tabellate) riconosciute dall'INAIL nel quinquennio 2001 - 2005 settore agricoltura	82	103	77	67	64
Totale ipoacusie da rumore riconosciute dall'INAIL nel quinquennio 2001 - 2005 settore agricoltura	124	135	106	88	80
Totale malattie professionali riconosciute dall'INAIL nel quinquennio 2001 - 2005 settore agricoltura	286	320	306	291	268

Settore agricoltura: su un totale di 1471 malattie professionali riconosciute dall'INAIL 533 sono tecnopatie da rumore pari al 36% .

Settore industria e servizi: su un totale di 36288 malattie professionali riconosciute 14197 sono tecnopatie da rumore pari al 39%. (Fonte Dati INAIL).

L'INAIL in quanto parte integrante del sistema di tutela globale del lavoratore, ha tra i vari compiti istituzionali quello di ridurre la disabilità del tecnopatico e di favorirne il recupero sociale e lavorativo. Nel 2003 sono state erogate dall'INAIL 434 protesizzazioni acustiche (bilaterali) per ipoacusia da rumore e 97 protesizzazioni acustiche a causa di infortuni lavorativi.

Riferimenti storici e normative relative all'ipoacusia d'origine lavorativa e alla protesizzazione acustica.

Compiti istituzionali dell'INAIL.

Con il D.P.R n°1124 del 30/06/1965 (14) all'art. 66 vengono ben evidenziate le prestazioni che l'INAIL deve effettuare per i propri assicurati:

- 1) un'indennità giornaliera per l'inabilità temporanea
- 2) una rendita per l'inabilità permanente
- 3) un assegno per l'assistenza personale continuativa
- 4) una rendita ai superstiti e un assegno una tantum in caso di morte
- 5) le cure mediche e chirurgiche compresi gli accertamenti clinici
- 6) *la fornitura degli apparecchi di protesi*

Nello stesso D.P.R all'art. 90 si rileva che.. "L'Istituto assicuratore è tenuto a provvedere alla prima fornitura degli apparecchi di protesi e degli apparecchi atti a ridurre il grado di inabilità, nonché alla rinnovazione degli stessi, quando sia trascorso il termine stabilito dall'Istituto medesimo allo scopo di garantire la buona manutenzione degli apparecchi da parte dell'infortunato, salvo casi di inefficienza o di rottura non imputabili all'infortunato". L'art. 236 estende al settore agricoltura quanto previsto per il settore industria.

Il Decreto ministeriale 322 del 27/08/1999 (15) ribadisce che l'INAIL è *legittimato all'erogazione dei dispositivi agli invalidi al lavoro secondo le indicazioni e le modalità stabilite dall'Istituto stesso*, confermando ancora una volta l'esigenza della diversificazione dell'intervento protesico nei confronti della categoria degli assicurati ai sensi del Testo Unico approvato con D.P.R. del 30/06/65, n° 1124.

In tempi più recenti con la circolare n°54 del 18/07/2000, l'INAIL ha recepito le "Norme per le prestazioni di assistenza protesica erogabili nell'ambito del Servizio Sanitario Nazionale" - Decreto Ministero della Sanità n°332 del 27/08/99, con la delibera n° 295 del 01/06/2000 (16), approvando il "Regolamento per l'erogazione di prestazioni di assistenza protesica agli invalidi del lavoro". Con tale nuovo regolamento la fornitura protesica è *"intesa come prestazione sanitaria che costituisce parte integrante del processo di riabilitazione e reinserimento sociale e*

occupazionale del soggetto e non come mera erogazione di un dispositivo tecnico/ausilio. "

Delibera n° 295 del 01/06/2000

L'assistenza protesica nella sua accezione più ampia e i processi di riabilitazione sono elementi centrali e qualificanti dell'attività dell'Ente che si pone come obiettivo il *massimo recupero delle capacità lese e il reintegro dell'assistito nella vita relazionale in tutte le molteplici articolazioni, attraverso un complesso di interventi unitari e coordinati*, anche alla luce delle ultime disposizioni normative, di cui al decreto legislativo n°3 8/2000 recante "Disposizioni in materia di assicurazione contro gli infortuni sul lavoro e malattie professionali...", che ridisegna il principio di tutela della salute e del benessere del lavoratore assicurato, nell'ambito del sistema di indennizzo e sostegno sociale per il recupero dell'invalido che mira al superamento della "mera monetizzazione del danno". L'INAIL dunque "provvede alla prima fornitura, al rinnovo, alla modifica e alla riparazione dei dispositivi tecnici in favore dei propri assicurati...".(art.1) ... "hanno diritto alla fornitura dei dispositivi tecnici (art.2):

a) gli infortunati sul lavoro ed i tecnopatici

b) invalidi sul lavoro con grado di invalidità fino al 79%

e) invalidi sul lavoro con grado di invalidità dall'80% al 100%

d) invalidi titolari di rendita a termine revisionale scaduto ai sensi degli artt.83, 137, 230 del Testo Unico per lesioni dipendenti da infortuni o malattia professionale

e) invalidi liquidati in capitale in base alle cessate leggi di tutela per lesioni dipendenti da infortunio o malattia professionale

f) invalidi assistibili ai sensi dell'alt. 5 del regolamento della gestione speciale approvato il 12/12/1941.

Le finalità della fornitura è quella di favorire il massimo recupero possibile dell'assicurato, sia sotto il profilo morfo-funzionale che sotto quello psichico, in vista del suo reinserimento nell'ambiente familiare, sociale e di lavoro, (art.3). Per quanto attiene l'ambito delle forniture, questo è regolamentato dall'art.4 della delibera n°295 che stabilisce i criteri degli oggetti delle forniture che sono:

a) i dispositivi tecnici previsti dal "Nomenclatore" di cui al Regolamento recante norme per le prestazioni di assistenza protesica erogabili nell'ambito del Servizio Sanitario Nazionale D.M. n°322/99.

- dispositivi (protesi, ortesi e ausili tecnici) costruiti "su misura e quelli di serie" la cui applicazione richiede modifiche eseguite da un tecnico abilitato e i dispositivi di fabbricazione continua o di serie finiti che richiedono di essere individuati e allestiti a misura da un tecnico in possesso del titolo abilitante all'esercizio della specifica professione o arte sanitaria ausiliaria (R.D. 1265/34, D.Lgs 502/92, legge n°42/99) elenco 1 del Nomenclatore.
- dispositivi di serie per la consegna dei quali non è richiesto l'intervento del tecnico abilitato (elenchi n°2 e 3 del Nomenclatore)

Nel Nomenclatore del D.M. 332/99, alla voce "ausili per l'udito", codice ISO 21.45, gli apparecchi acustici vengono classificati come:

- Apparecchi acustici retroauricolari cod. ISO 21.45.06
- Apparecchi acustici occhiali cod. ISO 21.45.09
- Apparecchi acustici a scatola cod. ISO 21.45.12

Tale classificazione è ulteriormente divisa in due gruppi a seconda della potenza erogabile dall'apparecchio acustico a dal guadagno di picco:

Gruppo 1: apparecchi acustici con potenza massima di picco pari o inferiore a 135 dB SPL o 125 dBF se per via ossea, secondo norme CEI o IEC 118-9, limitabile tramite sistemi opportuni.

Gruppo 2: apparecchi acustici con potenza massima di picco superiore a 135 dB SPL o 125 dBF se per via ossea, secondo norme CEI o IEC 118-9, limitabile tramite sistemi opportuni.

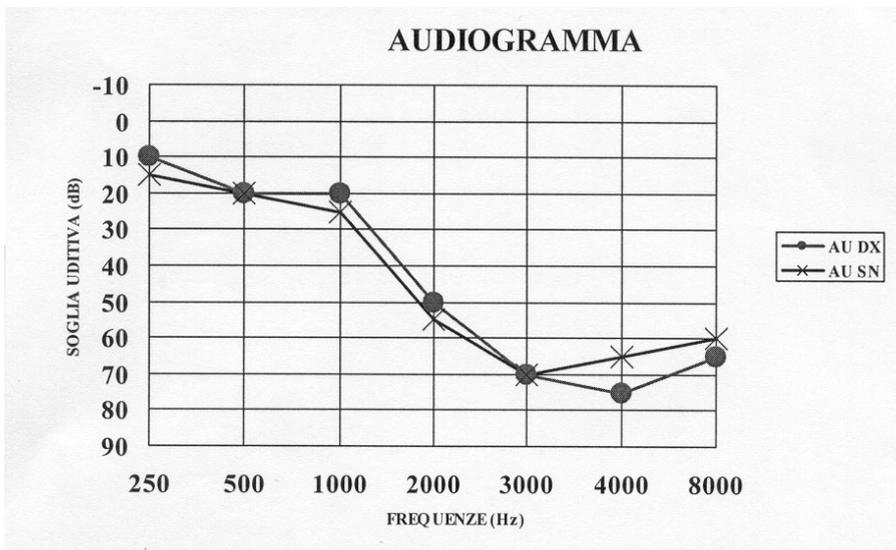
b) i dispositivi tecnici non compresi nel succitato Nomenclatore, ma riconducibili per omogeneità funzionale a quelli ivi previsti, cosiddetti "extratariffari".

Dal punto di vista della protesizzazione acustica, "sono da considerarsi riconducibili gli apparecchi acustici che possiedono un minimo di 4 regolazioni e/o siano programmabili (tramite interfacce e computer o computer dedicati o programmatori specificatamente costruiti) telecomandabili, automatici o adattivi. *Si noti che gli apparecchi acustici endoauricolari, intrameatali, digitali e programmabili sono tutti considerati "riconducibili".*

c) gli altri ausili non compresi nel Nomenclatore né ad esso riconducibili finalizzati all'autonomia personale, anche in specifiche attività, al miglioramento della accessibilità ambientale ecc. (quali ad esempio gli ausili informatici).

L'ipoacusia da rumore e la protesizzazione acustica

L'ipoacusia da rumore, come ampiamente noto, è una patologia dell'orecchio interno caratterizzata da un andamento audiometrico tipico: ipoacusia di tipo percettivo, bilaterale e simmetrica, con dip sui 3000/4000 Hz e risalita sugli 8000 Hz in fase iniziale (secondo recenti studi almeno il 40% delle ipoacusie da trauma acustico cronico mostra una curva in discesa). L'andamento evolutivo del danno uditivo da rumore è anch'esso caratteristico: l'innalzamento della soglia uditiva, l'aggravamento cioè dell'ipoacusia professionale rilevabile con l'audiometria tonale, può essere rilevante soprattutto nei primi 10 anni di continuata esposizione a rumore per poi stabilizzarsi; il tracciato audiometrico tonale segue fedelmente il progredire del danno a carico del neuroepitelio del giro basale della coclea. (3, 17, 18, 19)



Quello che si evidenzia dunque è un'ipoacusia percettiva bilaterale con una sostanziale "tenuta" delle basse e medie frequenze e un innalzamento di soglia dai 2000 Hz fino agli 8000 Hz nelle forme più avanzate.

Quando protesizzare un'ipoacusia da rumore in ambito INAIL

L'INAIL, come già riportato, ha il compito di "... favorire il massimo recupero possibile dell'assicurato, sia sotto il profilo morfo-funzionale che sotto quello psichico, in vista del suo reinserimento nell'ambiente familiare, sociale e di lavoro". In ambito INAIL non sussistono limitazioni per la concessione ai propri utenti di apparecchi acustici,

che siano legate al punteggio di invalidità o al grado dell'ipoacusia, per cui è il paziente che ha facoltà di richiedere un trattamento protesico ed è compito dei consulenti ORL/Audiologi dell'INAIL verificare, attraverso una visita specialistica e gli opportuni accertamenti diagnostici, se questo trattamento è effettuabile e come.

La sensazione soggettiva di ipoacusia, specie nelle forme più lievi, può non essere affatto percepita da alcuni pazienti come un "problema" e viceversa essere vissuta con estremo disagio da altri pazienti. La disability derivante da ipoacusia da rumore sembra essere correlata al grado di perdita uditiva in modo direttamente proporzionale alla severità del danno. Uno studio effettuato da Giordano ed altri rileva che una soglia media di 35 dB calcolata sulle frequenze 500, 1000, 2000, 3000, 4000 Hz può essere considerata il valore minimo "sopra il quale le protesi acustiche possono essere proposte al paziente". (5)

La protesizzazione delle ipoacusie da rumore

La protesizzazione di un'ipoacusia da rumore è uno dei compiti più impegnativi per l'audiologia riabilitativa. La perdita uditiva è limitata alle alte frequenze con presenza costante di recruitment e spesso di acufeni il che provoca un'alterata percezione dello spettro acustico, della selettività frequenziale e della rappresentazione formantica. Il compenso della perdita uditiva selettivamente sulle frequenze acute è la base di un'efficiente protesizzazione acustica. Il primo obiettivo da raggiungere nella strategia protesica in generale ed in particolare dell'ipoacusia da rumore, è quello di migliorare il rapporto Segnale/Rumore (SNR). (20) Gli apparecchi acustici di prima generazione hanno tutti un'ottima e potente amplificazione, comandi per il controllo del "peak clipping" e della compressione del segnale sonoro ma l'amplificazione lineare non selettiva per frequenza, innalzando anche i rumori di fondo, causa distorsione del messaggio sonoro con alterazione dell' intellegibilità verbale e quindi della comprensione.

Gli apparecchi acustici digitalmente "programmabili" mediante computer, pur se l'elaborazione del segnale sonoro *continua ad essere analogica*, hanno alcune funzioni aggiuntive che permettono di migliorare alcune potenzialità dell'apparecchio acustico, ad esempio utilizzare un programma per l'ascolto direzionale (se si parla con qualcuno) o un programma che permette un ascolto omnidirezionale (se si vuole ascoltare musica). Questo è possibile e realizzabile se il segnale è puro, non contiene cioè rumori aggiunti ma solo parole o musica come nell'esempio

precedente; nella quotidianità questa situazione è senza dubbio poco comune. Con l'avvento della tecnologia digitale è possibile separare la voce dal rumore scompartando cioè il segnale significante dagli eventuali elementi di disturbo. Non si ha più un unico canale di amplificazione ma una suddivisione in bande dello spettro frequenziale, "ognuna delle quali con una propria ampiezza e con proprie caratteristiche di compressione...". "In un sistema multibanda digitale è possibile analizzare l'inviluppo in ampiezza dell'intero spettro frequenziale, individuare i canali dove il rumore è predominante, quindi elaborare un algoritmo apposito che riduca il guadagno solo in corrispondenza di queste bande, lasciando inalterato - o incrementando - il livello sonoro per la banda ove la voce predomina". E' quindi possibile creare un'amplificazione su canali diversi e con diverse caratteristiche (rapporto di compressione, soglia, tempi di attacco e di ripristino) a seconda del campo uditivo dinamico residuo del paziente. Altro problema ben risolto dagli apparecchi acustici digitali è l'adattamento del feedback (effetto Larsen), cioè quel suono acuto che si genera quando un residuo sonoro torna dal ricevitore verso il microfono.

Allo stato attuale gli apparecchi acustici con tecnologia digitale appaiono essere la soluzione più rispondente alle necessità dei lavoratori affetti da ipoacusia da rumore sia di grado lieve che medio e grave. Per le ipoacusie di grado lieve la tecnologia digitale utilizzata nei modelli open-fitting sembra essere la più rispondente allo scopo. Per le ipoacusie di grado medio e grave gli apparecchi acustici digitali endoauricolari ed in particolare nelle gravi ipoacusie le protesi acustiche retroauricolari, possono essere considerate l'ausilio più efficace nei deficit uditivi da trauma acustico cronico.

8. IL PERCORSO PROTESICO PER LA PRESCRIZIONE E L'APPLICAZIONE PROTESICA.

Il protocollo di applicazione audioprotesica prevede la definizione della disabilità uditiva del lavoratore attraverso:

- Visita ORL completa e compilazione di questionari specifici
- Accertamenti strumentali audiometrici:
 1. rilevazione del campo dinamico (audiometria tonale in cuffia ed in cabina silente – Cochlear Scan)
 2. rilevazione risposta vocale (audiometria vocale in cabina silente e/o in campo libero)
 3. rilevazione conduzione via ossea (audiometria tonale V.O.)
 4. test audiometrici obiettivi (impedenzometria, potenziali evocati, otoemissioni) solo in casi selezionati
- Colloquio con il paziente audioleso : valutazione riguardo le eventuali problematiche psicologiche e le aspettative anche mediante test specifici quali Sander, Denver, Aphab.
- Criteri di esclusione per la concessione delle protesi acustiche:
 - 1) Nel caso in cui la perdita uditiva testata sui 500 Hz – 1000 Hz –2000 Hz – 3000 Hz – 4000 Hz non rientri nell'area della comoda udibilità, (ossia da 0 dB a 35 dB HL) in conformità da quanto evidenziato da un recente studio (5)
 - 2) Nel caso in cui l'ipoacusia percettiva bilaterale rilevata è di entità grave; grave-gravissima; gravissima; o quando siano presenti solo "isole uditive"
 - 3) Nel caso in cui, alla luce delle correnti conoscenze sul "toughening", non si evidenzia una rilevante componente sociopresbiacusica in lavoratori oltre i 60 anni. Il toughening è un fenomeno di resistenza acquisita al trauma acustico cronico; consiste nell'instaurarsi di una progressiva resistenza come conseguenza di ripetute esposizioni ad un rumore di elevata intensità.
 - 4) Nel caso in cui si rilevi simulazione (assoluta o relativa) non strumentalmente documentata
 - 5) Nel caso in cui vi sia suggestione di andamento " atipico " nel tracciato audiometrico

Una volta accertata la necessità per il lavoratore di una protesi acustica, il percorso protesico si articola in 3 fasi:

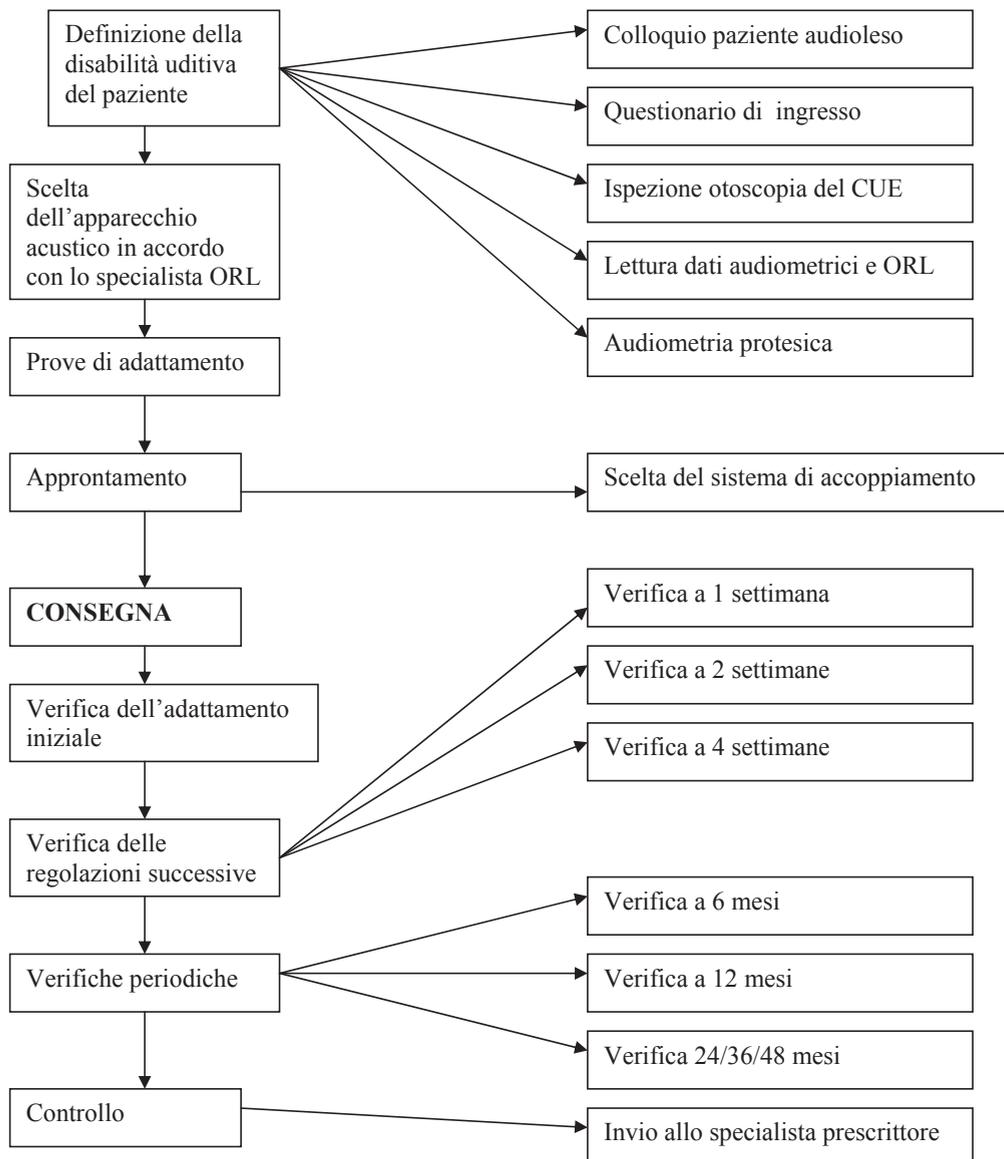
1. Prescrizione: lo specialista ORL e/o audiologo, dopo aver valutato che la terapia protesica è la più indicata ed è accettata dal lavoratore, deve fornire all'audioprotesista le informazioni sulla capacità psico-uditiva del soggetto e discutere con lui sulle caratteristiche delle protesi da fornire (tipo di protesi, filtri, guadagno, uscita massima etc.). Inoltre deve spiegare al lavoratore i vantaggi ed limiti che potrà rilevare durante il percorso riabilitativo audioprotesico.
2. Adattamento: è una fase di stretta pertinenza dell'audioprotesista. Questa fase prevede l'attuazione pratica di quanto richiesto in fase di prescrizione, le prove di selezione della protesi ottimale e l'adattamento personalizzato in rapporto alle necessità del paziente.
3. Controllo: è la verifica dell'efficacia della terapia sia con test audiometrici e psicoattitudinali sia con una valutazione globale dei miglioramenti comunicazionali ottenuti; il controllo deve essere effettuato dallo specialista ORL e Audiologo eventualmente con il supporto dell'audioprotesista.
4. Un aspetto da tenere in particolare considerazione riguarda la valutazione degli eventuali effetti dell'utilizzazione delle protesi acustiche nell'ambiente lavorativo rumoroso e cioè i livelli di rumore cui potrà essere esposto il lavoratore protesizzato. Misurazioni reali su pazienti portatori di protesi acustiche e simulazioni su manichino antropometrico hanno evidenziato livelli di dBA superiori a quello di rischio anche con apparecchi di lieve e media potenza (21). Per questi motivi un soggetto protesizzato non può lavorare in ambiente rumoroso.

A tal fine sono ormai in fase avanzata di preparazione e successiva commercializzazione i cosiddetti "otoprotettori protesici attivi" e cioè D.P.I. capaci di fungere da ausilio protesico per il paziente ipoacusico e contemporaneamente da dispositivo di protezione sul danno cocleare che il lavoro rumoroso può creare sulla funzione uditiva del lavoratore.

9. L'APPLICAZIONE AUDIOPROTESICA.

Questo in sintesi dovrebbe essere il diagramma di flusso dell'applicazione protesica di un lavoratore ipoacusico adulto:

PROTOCOLLO DI APPLICAZIONE AUDIOPROTESICA SOGGETTO ADULTO



10. Il counseling e la riabilitazione.

Il momento informativo costituisce una tappa fondamentale nel rendere il paziente conscio dei suoi problemi e delle possibili soluzioni, portarlo verso una motivazione efficace all'uso delle protesi, guidarlo ad aspettative realistiche, identificare situazioni di comunicazione difficoltosa e sviluppare eventuali strategie per farvi fronte.

PRIMA FASE: i pazienti devono essere aiutati ad accettarsi come persone che hanno un problema di udito e rendersi conto delle limitazioni che tale problema comporta.

SECONDA FASE: consiste nel convincere il paziente ad accettare un programma di riabilitazione logopedia uditivo percettivo in seguito al posizionamento dell'apparecchio acustico.

Il counseling nella sordità dell'adulto e nell'anziano deve far parte integrante di un programma di riabilitazione. Da una parte è indispensabile garantire l'attuazione di adeguate strategie riparative che prevedono diagnosi, terapia anche compensatoria-protetica e gestione della riabilitazione, e, dall'altra, è necessario attuare progetti che tendano alla promozione e alla conservazione dello stato di salute comunicativa, intesa ampiamente in termini psicofisici.

Il counseling ha un aspetto molto importante che consiste nella identificazione di situazioni di comunicazione difficoltosa e nello sviluppo di strategie per farvi fronte. Permette un adeguamento alla situazione di ciascun singolo caso; i pazienti devono essere aiutati ad accettarsi come persone che hanno un problema di udito e rendersi conto delle limitazioni che tale problema comporta. Successivamente si deve ridurre al minimo la penalizzazione attraverso il ricorso ad ausili protesici. Vi è poi una seconda fase, una volta accertata l'indicazione alla protesizzazione, che consiste nel convincere il paziente ad accettare un programma di riabilitazione logopedica uditivo percettivo.

Considerando il counseling nell'anziano bisogna tenere presente che di solito l'ipoacusia non è solo un danno periferico dell'organo dell'udito, ma si accompagna ad un disturbo più complesso che coinvolge anche le strutture centrali con difficoltà di processamento delle informazioni verbali. Inoltre, contrariamente all'adulto, si associa una ridotta abilità degli organi di senso, soprattutto della vista, una ridotta motricità e spesso depressione.

11. Conclusioni.

Il documento che è stato realizzato, e prodotto con grande impegno e fatica, vuol rappresentare un contributo scientifico e clinico di rilevanza nazionale necessario per la realizzazione del percorso clinico diagnostico per la protesizzazione dei lavoratori affetti da ipoacusia professionale.

Forse, per la prima volta, vengono analizzate, sintetizzate e condivise tutte le fasi operative del percorso per l'applicazione e la prescrizione protesica ed anche evidenziati alcuni aspetti pratici del problema quali l'efficacia della protesi acustica anche in caso di ipoacusie lievi e medie e cioè con deficit uditivi medi superiori ai 35 dB e non solo per le ipoacusie gravi.

Anche se non emergono sostanziali differenze fra il tipo di protesi retroauricolare verso l'endaurale o intrameatale, ultimamente, grazie all'incredibile sviluppo tecnologico, per alcune protesi vengono meno le esigenze estetiche che determinavano in passato, il rifiuto del "device" in quanto vissuto come un segno di un grave handicap fisico.

Oggi, possiamo affermare con convinzione scientifica e clinica che la protesizzazione acustica per i lavoratori affetti da ipoacusia professionale è l'unica forma efficace di rimediazione unitamente alla prevenzione primaria e secondaria; l'uso della protesi in un ambiente rumoroso migliora l'esigenza comunicativa del soggetto e quindi la sua qualità di vita: inoltre il miglioramento della qualità di vita del lavoratore si riflette sulla sfera sociale e relazionale con indubbi vantaggi di tipo economico e lavorativo.

Al termine del lavoro desidero esprimere un particolare ringraziamento a tutti coloro che hanno condiviso con il sottoscritto la fatica e l'impegno per redigere questo primo "draft" del documento d'indirizzo in tema di protesizzazione della ipoacusia professionale augurandomi che questo elaborato possa facilitare l'attività dei professionisti che operano in questo specifico settore.

A causa di difficoltà di udito in ambienti rumorosi le capita di:

- avere difficoltà nel seguire i programmi alla tv o alla radio
- avere difficoltà a percepire le voci sussurrate
- sentirsi escluso dalle conversazioni in famiglia
- avere difficoltà a seguire le funzioni religiose
- avere difficoltà ad ascoltare l'autoradio
- avere difficoltà di ascolto quando fa visita ad amici, parenti, vicini di casa
- sentirsi limitato nella sua vita personale e sociale
- dover assumere particolari posizioni per ascoltare
- avere difficoltà nei locali pubblici con camerieri o baristi
- avere difficoltà, al cinema, a seguire i dialoghi dei film
- avere difficoltà a comunicare quando va a fare acquisti nei negozi
- sentirsi in qualche modo limitato o insicuro
- trovarsi a disagio perché sente diversamente con le due orecchie
- dover chiedere alle persone di ripetere ciò che hanno detto
- avere dei malintesi fraintendimenti con parenti o amici

A causa di difficoltà di udito le capita di avere i seguenti disturbi fisici?

- Cefalea
- Prurito
- Insonnia
- Disturbi visivi
- Palpitazioni
- Difficoltà nel camminare
- Ipertensione arteriosa
- Modificazioni della voce
- Disturbi digestivi
- Stimolo della minzione

BIBLIOGRAFIA

- 1) Giordano C, Albera R, Beatrice F. Audiometria Clinica, Ed. Minerva Medica, Torino, 2003.
- 2) Henry JA, Schechter MA, Nagler SM, Fausti SA. Comparison of tinnitus masking and tinnitus retraining therapy. *J Am Acad Audiol*. 2002 Nov-Dec;13 (10):559-81.
- 3) Cuda D. Possibilità di protesizzazione acustica nel trauma acustico cronico, Convegno "La valutazione multidisciplinare dei danni uditivi da rumore: aspetti clinici, medico legali ed assicurativi". Torino,12-13 marzo 1999.
- 4) Mueller HG, Bentler RA. Fittine hearing aids using clinical measures of loudness discomfort levels: an evidence based review of effectiveness. *J Am Acad Audiol*, 2005; 16(17): 461-72.
- 5) Giordano C, Albera R, Argentero P, Boggero R, Garzaro M, Nadalin J, Pecorari G. Trauma acustico cronico e protesizzazione. *L'audioprotesista*, Aprile 2006, 9: 36-43.
- 6) Albera et al. Rapporto fra disability uditiva e soglia audiometrica alle diverse frequenze nel trauma acustico cronico. *Otorinolaringol* 1999; 49: 53-58.
- 7) Albera et al. Rapporto fra disability uditiva e soglia audiometrica nel trauma acustico cronico: studio pilota. *Acta Otorhinol Ital* 1994; 14: 97-105.
- 8) Albera et al. Disability uditiva in rapporto alla soglia audiometrica: ipotesi sulla determinazione di insorgenza dell'indebolimento del senso dell'udito. *Med Lav* 2002; 93: 11 – 19.
- 9) Schilling et al. Frequency-shaped amplification changes the neural representation of speech with noise-induced hearing loss. *Hear Research* 1998; 117 (1-2):57-70.
- 10) McKenzie & Rice. Binaural hearing aids for high-frequency hearing loss. *Br J Audiol* 1990; 24(5): 329-34.
- 11) Zenner HP et al. Phase III Results with a totally implantable piezoelectric middle ear implant: speech audiometry, spatial hearing and psychosocial adjustment. *Acta Otolaryngol* 2004; 124:155 – 164.
- 12) Sweeton RW. Implantable bone conduction system. *For Hearing instruments*, Vol.40, No. 6, 1989.

- 13) Sweeton RW et al. Consideration for cochlear implantation of children with sudden, fluctuating hearing loss. *J Am Acad Audiol*, 16: 770 – 781; 2005.
- 14) Testo Unico delle disposizioni per l'assicurazione obbligatoria contro gli infortuni sul lavoro e le malattie professionali. D.P.R. 30/06/1965, n° 1124.
- 15) Decreto Ministeriale 27/08/99, n° 322: Regolamento recante norme per le prestazioni di assistenza protesica erogabili nell'ambito del Servizio Sanitario Nazionale: modalità di erogazione e tariffe.
- 16) Consiglio di Amministrazione INAIL. Delibera n° 295 del 01/06/2000: Regolamento per l'erogazione di prestazioni di assistenza protesica agli invalidi del lavoro.
- 17) Precerutti G.: L'evoluzione morfologica e temporale del trauma acustico cronico. La valutazione multidisciplinare dei danni uditivi da rumore. Atti del Convegno 12-13 Marzo 1999 - Torino.
- 18) Beatrice F., Albera R.: Il trauma acustico cronico di natura professionale. Audiometria in medicina del lavoro e medicina legale. Quaderni monografici di aggiornamento. 2002.
- 19) Albera R., Beatrice F.: Audiometria in sede penale: dalla diagnosi all'obbligo di referto. Audiometria in medicina del lavoro e medicina legale. Quaderni monografici di aggiornamento. 2002.
- 20) Marcato M.: Stato dell'arte delle strategie audioprotesiche dall'analogico al digitale. IV° Congresso Nazionale Ass. italiana di audiologia clinica e vestibologia. Torino 14-16 Novembre 2002.
- 21) Dolan, Maurer. Noise exposure associated with hearing aid use in industry. *J. Speech Hear Res* 1996, 39(2):251-260.