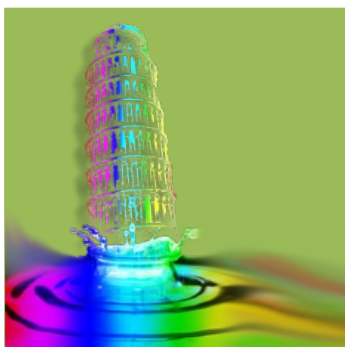




Protesi acustiche



giovanni.vozzi@unipi.it

I suoni sono prodotti da onde di pressione trasmesse nell'aria. Le onde pressorie sono date dalla somma di una serie di onde sinusoidali con appropriata ampiezza, frequenza e fase.

Ad ogni onda è associato un tono, dove il tono è l'intervallo tra due suoni la cui frequenza è in rapporto 8:9, questo intervallo è approssimativamente 1/6 di ottava.

Il sistema acustico dell'uomo funziona come da filtro che è sensibile ai toni puri e nel range frequenziale tra 20 Hz e 15 KHz. L'intensità del suono viene misurata in decibel (dB), in relazione ad una pressione di riferimento, il cui valore è circa 0.002 dyne/cm², che è la soglia dell'udito dell'umano.

$$\textit{pressione del suono (decibel)} = 20 \cdot \log\left(\frac{P}{P^*}\right)$$



Orecchio esterno

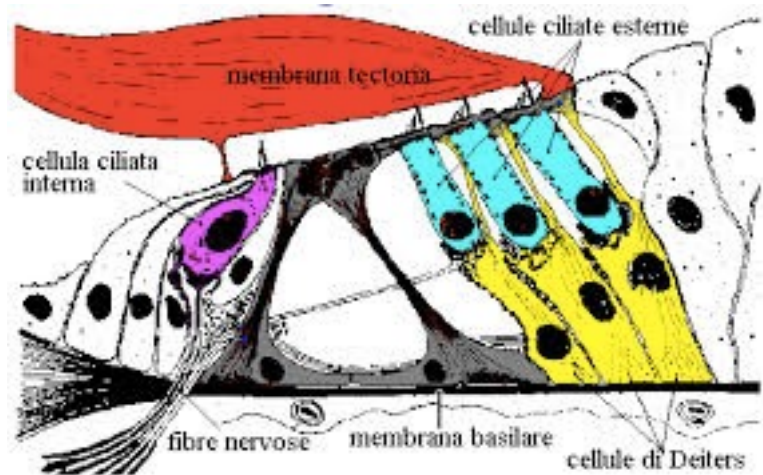
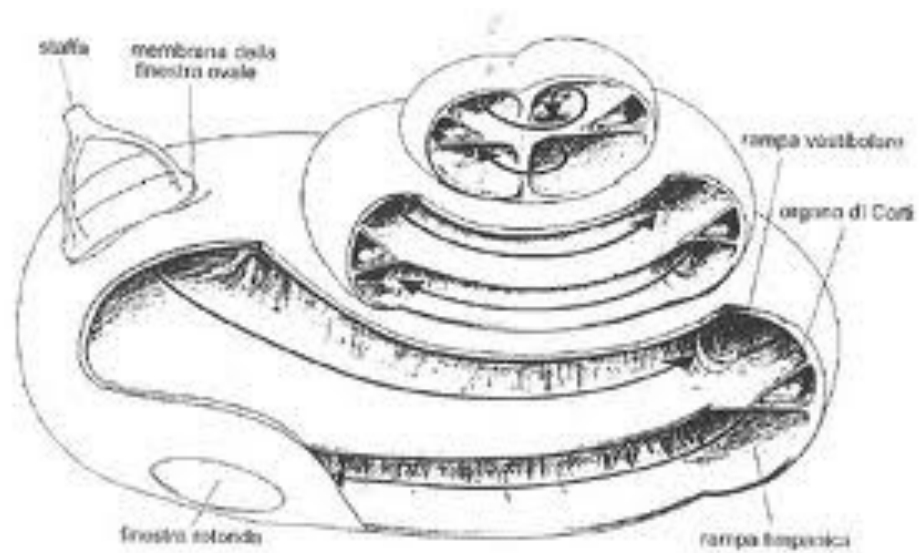
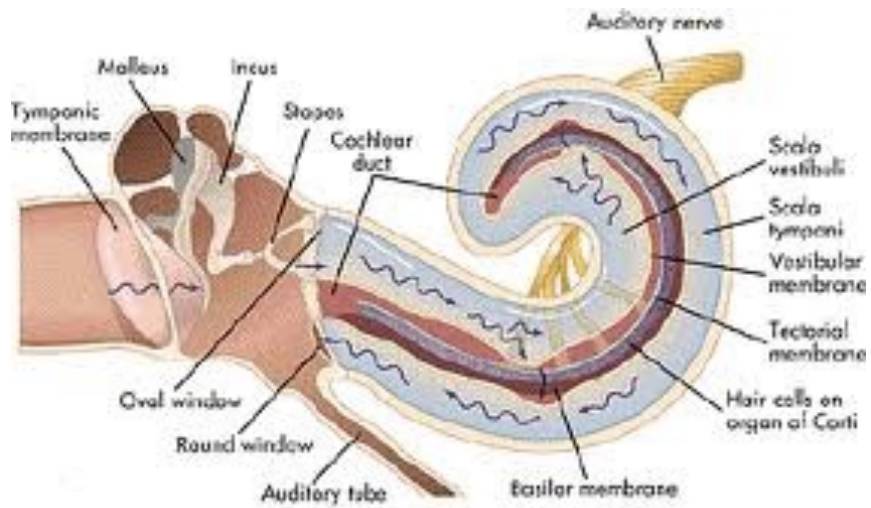
- padiglione auricolare
- meato acustico esterno
- canale uditivo
- membrana timpanica

Orecchio medio

- catena degli ossicini (incudine, martello, staffa)
- finestra ovale
- finestra rotonda
- il tensore del timpano
- La tromba di Eustachio

Orecchio interno

- Coclea (vero organo dell'udito)
- Apparato vestibolare



Trasduzione del suono

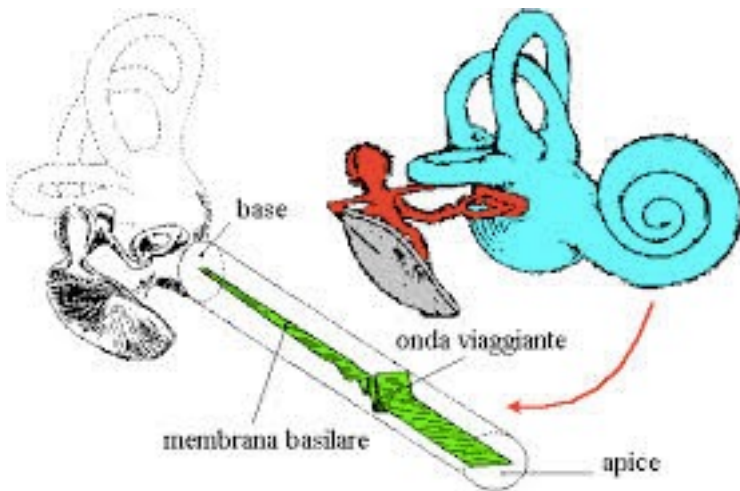
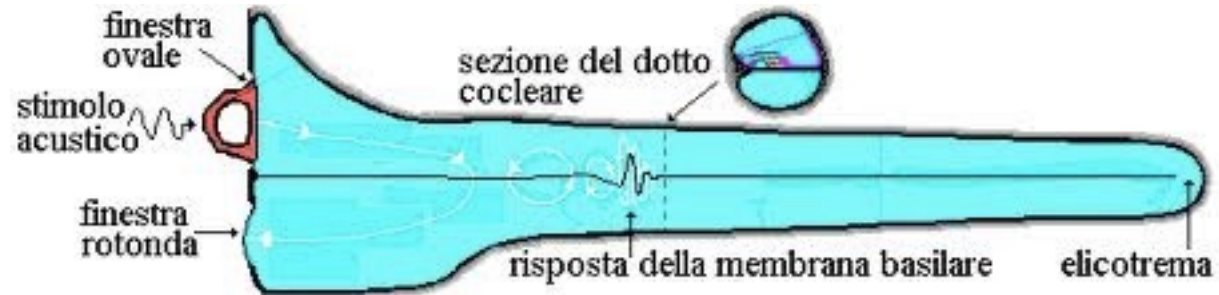
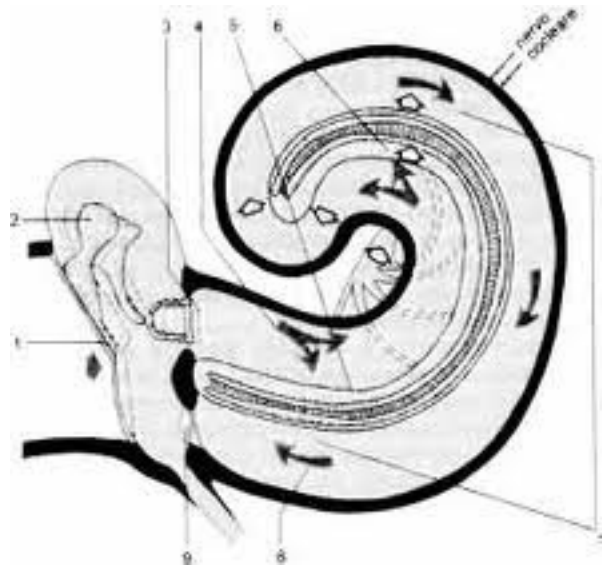
Orecchio esterno : filtro tra 800 e 6000 HZ

Timpano: le onde pressorie provocano movimento della membrana e fanno vibrare la catena degli ossicini alla stessa frequenza dell'onda pressoria e quindi del suono

Ossicini: inducono oscillazione alla stessa frequenza della membrana ovale e dei liquidi intracocleari

Finestra rotonda: equilibria la pressione interna

Tutte queste strutture fungono da adattori di impedenza acustica e fanno sì che vengano perduti solo 10-15 dB



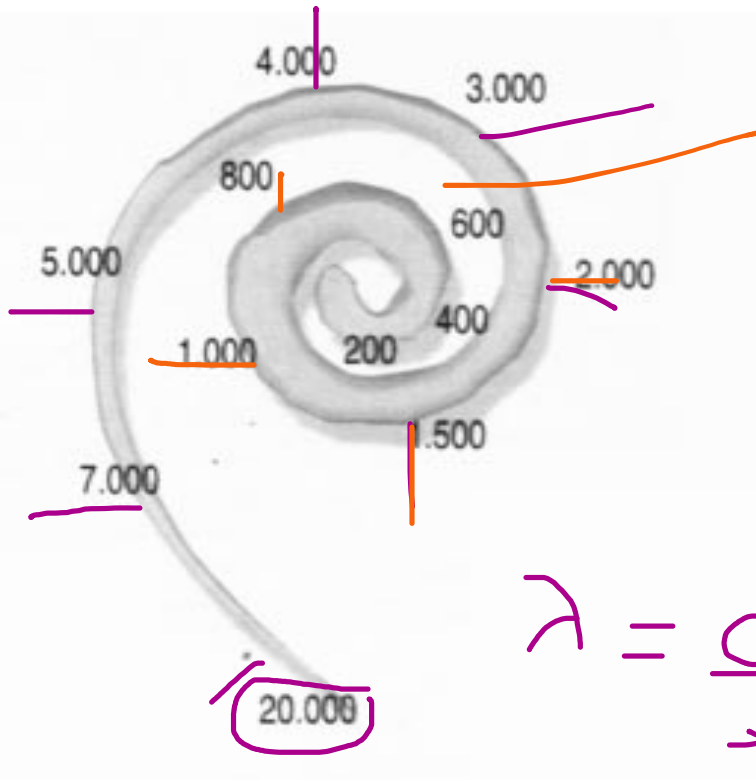
La membrana basilare è un selettore di frequenza e si vede che ad una certa frequenza ci sarà una oscillazione maggiore in un certo punto della stessa

Come accade ciò?

Nell'organo di Corti, quando la ciglia viene piegata dall'onda acustica, la cellula ciliata si depolarizza, ed attiva il rilascio di un trasmettitore eccitatorio che induce un potenziale generatorio nelle fibre afferenti primarie che formano sinapsi con le cellule ciliate. Se la membrana si muove in direzione opposta, la cellula si iperpolarizza e viene liberato meno neurotrasmettore. Quindi il segnale delle fibre afferenti è un segnale oscillante che induce la creazione di un potenziale di azione durante la fase di depolarizzazione nella fibra afferente primaria.

Tra endolinfa e liquido intracellulare delle cellule ciliate c'è una differenza di potenziale di circa 85 mV, ed il potenziale dell'endolinfa è positivo in quanto ha molti cationi al suo interno. Il potenziale transmembratorio può arrivare anche a 170 mV.

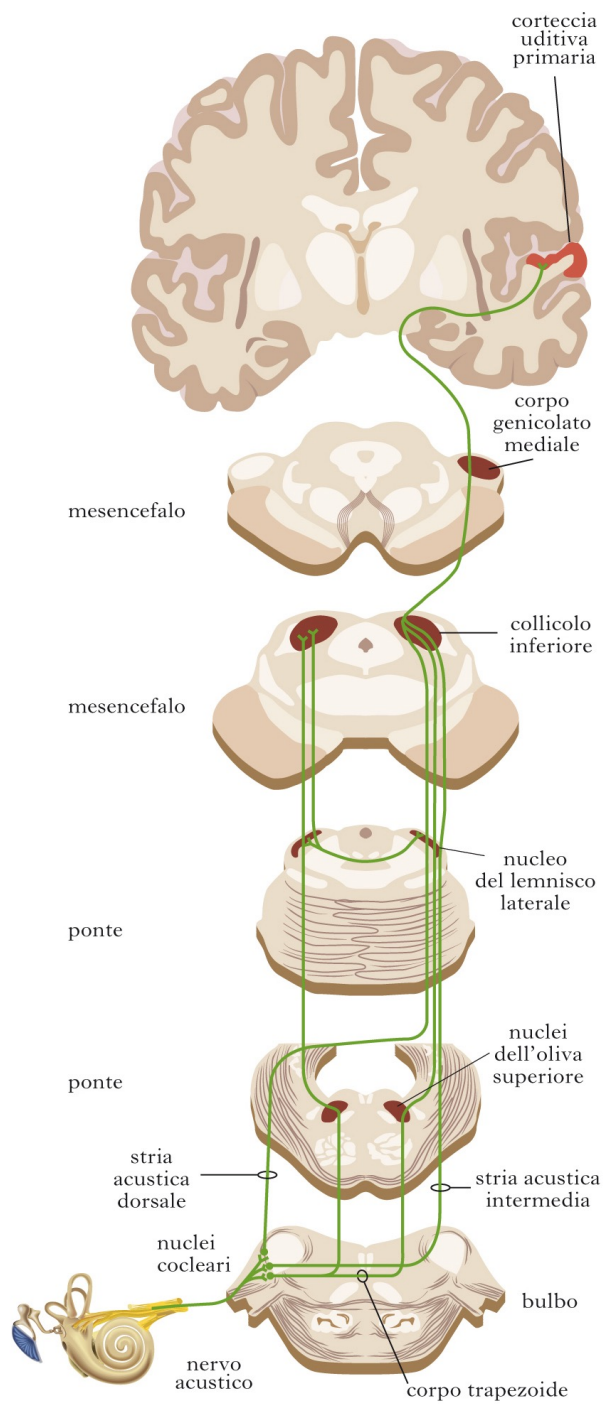
Le fibre afferenti primarie convergono tutte nel nervo cocleare, ed ognuna di esse è in grado di attivarsi ad una determinata frequenza dello stimolo pressorio, la frequenza che attiva la fibra con intensità più bassa è detta frequenza caratteristica della fibra.



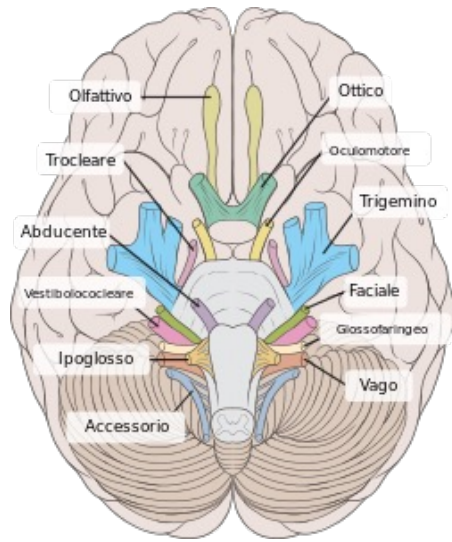
L'organo di Corti è organizzato tono-topicamente, quindi ogni fibra indica il range di frequenza del suono, l'intensità invece è codificata dal numero di potenziali evocati e dal numero di neuroni attivati

$$\lambda = \frac{c}{f}$$

Le fibre afferenti primarie del nervo cocleare stabiliscono contatti sinaptici con i neuroni cocleari ventrali e dorsali, che poi si connettono ai nuclei del tronco cerebrale, in particolare al complesso olivare superiore ed al collicolo inferiore.



Il complesso olivare superiore svolge un ruolo di primaria importanza nella localizzazione dei suoni. I neuroni del nucleo olivare mediale superiore hanno la funzione di analizzare la differenza di tempo che intercorre tra la stimolazione delle due coclee provocata da uno stimolo lateralizzato, mentre i neuroni del nucleo olivare laterale superiore confrontano l'intensità dei suoni che raggiungono le due coclee. Poiché un suono originato da una sorgente situata a sinistra raggiungerà prima l'orecchio sinistro e sarà più intenso dallo stesso lato (perché la testa si frappone tra la sorgente e l'orecchio destro e, di conseguenza, diminuisce l'intensità del suono), i meccanismi di confronto biauricolari operanti nel complesso olivare permettono alle strutture uditive centrali di definire la localizzazione di una sorgente sonora.

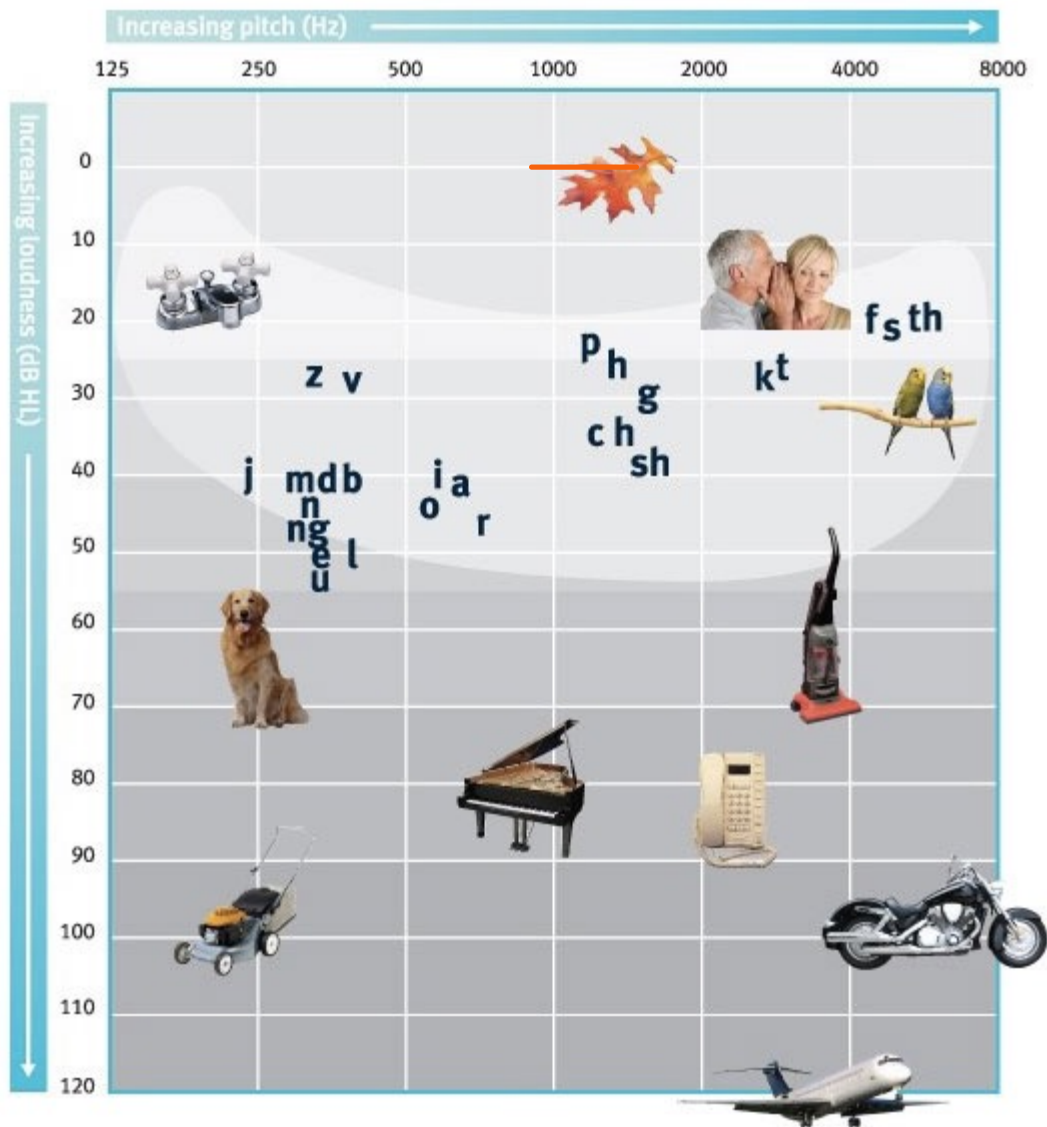


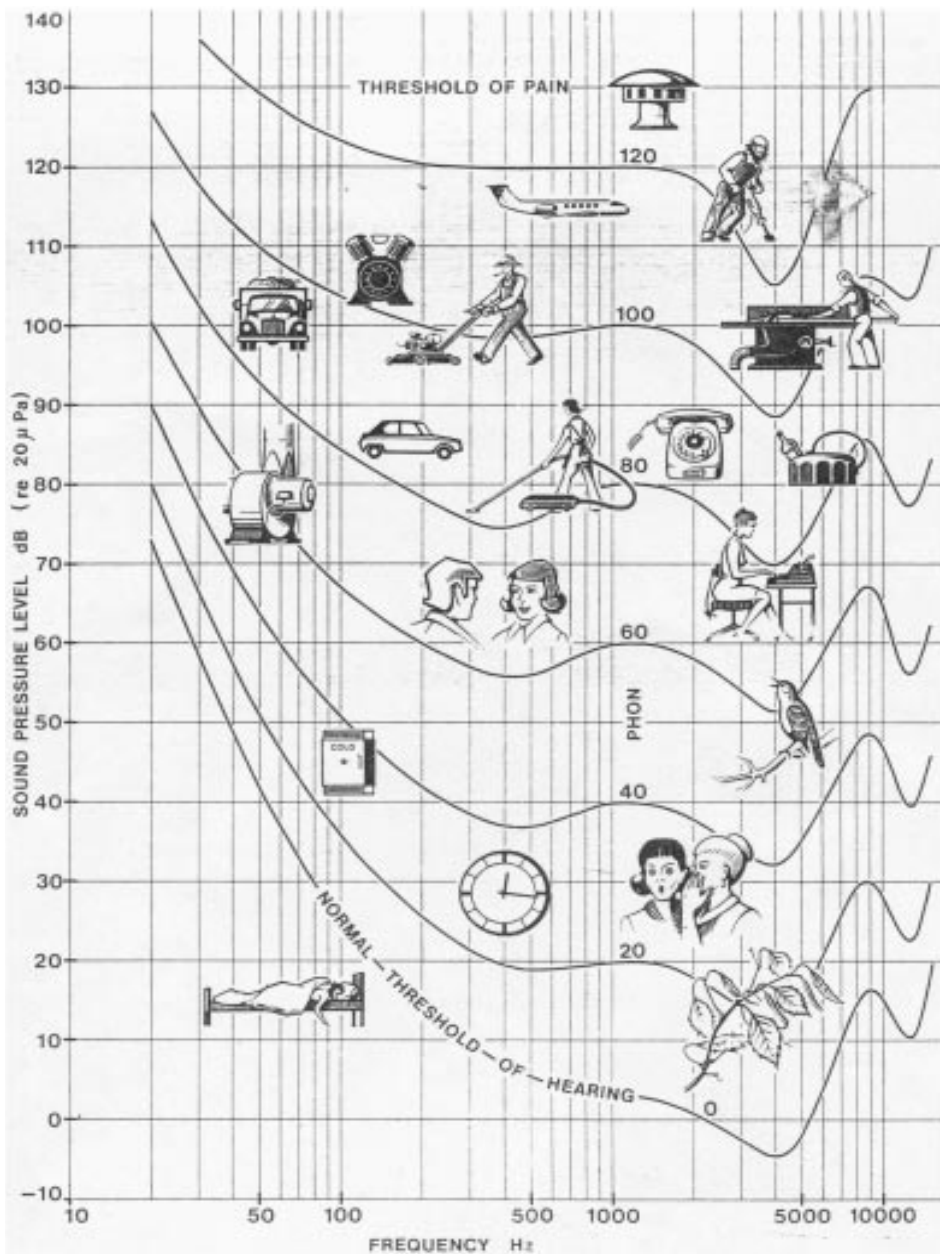
L'elaborazione delle informazioni biauricolari (provenienti dalle due coclee) si verifica anche nella corteccia cerebrale, com'è dimostrato anche dalla presenza di colonne di sommazione e di colonne di soppressione. Le risposte dei neuroni che costituiscono queste colonne dipendono dalla lateralità dello stimolo sonoro; cioè dal fatto che il suono stimoli la coclea destra o sinistra o entrambe le coclee. Nelle colonne di sommazione, i neuroni rispondono più intensamente quando il suono stimola entrambe le coclee, mentre nelle colonne di soppressione i neuroni sono maggiormente attivati dalla stimolazione di una sola coclea.

La presenza della mappa tono-topica cocleare, infatti, determina la formazione di mappe tono-topiche nei nuclei cocleari, nel collicolo inferiore, nel nucleo genicolato mediale e in varie regioni della corteccia cerebrale.

Sia il grado di sordità sia le frequenze interessate possono essere determinate utilizzando l'audiometria, nella quale le due coclee vengono stimulate con toni puri, variabili per frequenza e per intensità. Utilizzando questa tecnica, si possono definire le alterazioni in termini di decibel perduti per un certo ambito di frequenze o per l'intero spettro delle frequenze, semplicemente confrontando, per le diverse frequenze, le soglie ottenute nel soggetto in esame con quelle normali.

La sensibilità dell'orecchio umano varia con la frequenza entro limiti, determinabili sperimentalmente, molto diversi da individuo a individuo, e per lo stesso individuo, variabili con l'età e lo stato fisico.





la sensazione auditiva S alla suddetta frequenza come 10 volte il logaritmo decimale del rapporto tra la potenza specifica P del suono in esame e la potenza P_s relativa alla soglia di udibilità, o anche come 20 volte il logaritmo decimale tra il valore efficace della pressione p esercitata dal suono in esame e la pressione p_s relativa alla soglia di udibilità. Per frequenze diverse la sensazione uditiva si definisce nello stesso modo e si esprime in phon.

$$S = 10 \log \frac{P}{P_s} = 20 \log \frac{p}{p_s}$$

RUMORI TIPICI	SENSAZIONE
Stormire di foglie	10ph
Tic-tac dell'orologio a m 0.90 di distanza	20ph
Rumore di una via tranquilla	40ph
Conversazione tranquilla	60ph
Rumore di un treno sotterraneo	90ph
Piallatrice a legno a metri 1 di distanza	105ph
Motore d'aereo	120ph
Soglia di dolore	130ph

Le curve dell'audiogramma medio possono discostarsi rispetto a quelle ricavate da un particolare individuo anche di 10-20dB. Il campo di udibilità è compreso tra 20Hz e 16.000Hz, ma l'orecchio risulta più sensibile alle frequenze che vanno da 2.000 a 5.000Hz. Quindi se si desiderasse riprodurre esattamente l'andamento di un certo fenomeno acustico, le apparecchiature dovrebbero trattare allo stesso modo tutte le frequenze che vanno da 20Hz a 16KHz, ma in pratica non si ha questa esigenza, più che la fedeltà ha interesse la comprensibilità della parola.

Per quello che riguarda l'effetto che l'intensità sonora ha sul sistema uditivo umano, da risultati sperimentali possiamo affermare che un suono:

- provoca dolore se raggiunge intensità di 100-140dB
- provoca danni permanenti se ha intensità superiore a 160dB
- provoca un danno cumulativo se ha intensità superiore a 90dB ed è ripetuto.

Inoltre prendendo come riferimento la soglia di udibilità di un individuo sano, possiamo distinguere i diversi livelli di sordità ed individuare gli interventi necessari a correggerla.

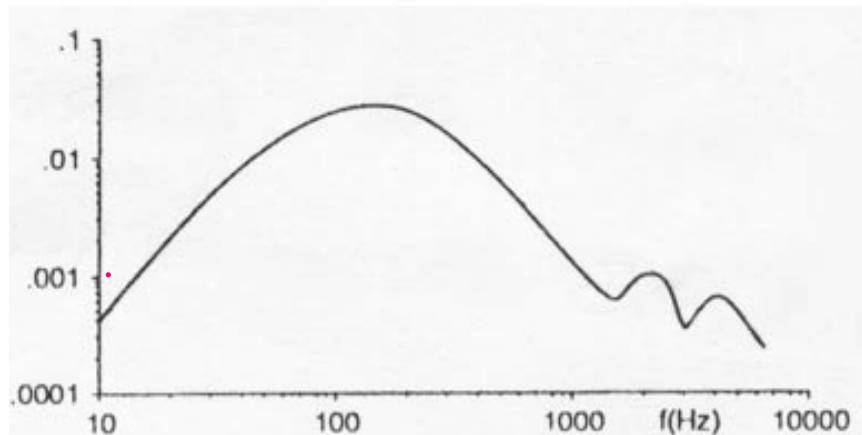
Se la soglia di udibilità del soggetto è:

- oltre 90dB al di sopra di quella normale, si provvede con impianti di protesi cocleari;
- se la perdita è compresa tra 35 e 50dB è sufficiente una protesi auricolare;
- se è compresa tra 21 e 35dB l'individuo avrà problemi di ascolto a basso volume.

Il segnale vocale

La voce umana viene prodotta dal getto di aria uscente dai polmoni che causa la vibrazione delle corde vocali, le quali emettono suoni più o meno acuti a seconda della pressione esercitata da muscoli regolatori. Il suono che deriva, ricco di armoniche, è modificato dalla cavità orale e nasale che, funzionando da risuonatori, esaltano alcune componenti spettrali mentre ne attenuano altre. Questo avviene in particolare per le vocali, perché a generare le consonanti contribuiscono marcatamente le labbra, i denti, la lingua e il palato. La distinzione della voce di una persona rispetto alle altre è dovuta essenzialmente al contenuto più o meno elevato di armoniche.

La potenza media della voce umana è dell'ordine di 10^{-5} W m^2 ed è contenuta per il 90% tra 40 e 1.500Hz.



Protesi acustiche



Il primo dispositivo acustico e fu elaborato da Zwislocki nel 1970 e fu montato sul manichino KEMAR, rappresentazione antropomorfa dell'adulto medio. Con l'introduzione del manichino KEMAR, la tecnologia del settore raggiunse nuovi traguardi, potendo disporre di uno strumento che, alla capacità di analisi acustica selettiva dell'accoppiatore, combinava la possibilità di studiare in presenza degli effetti di diffrazione che l'onda sonora subisce nell'impatto con la testa, il dorso e il padiglione auricolare. Il concetto di valutazione di guadagno in situ risale agli albori della storia delle misurazioni sulla funzionalità degli apparecchi acustici (Romanow, 1942; Nichols, 1947) ed ha assunto nell'ultimo decennio un diffuso valore applicativo insieme alle moderne tecnologie. Alcuni dei primi studi sugli effetti di risonanza e di diffrazione generati dall'interazione dell'onda sonora con il dorso e la testa e sulla pressione sonora risultante prodotta nell'orecchio umano, furono condotti in camere anecoiche usando una sonda metallica connessa ad un microfono esterno. La presenza di questo tubicino-sonda non distorceva in modo significativo il campo sonoro (Wiener e Ross, 1946).



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

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

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

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

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

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

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

Protesi acustiche

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

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

Qualsiasi sia il tipo di strategia, l'energia sonora viene trasformata in elettrica dal microfono. Una volta trasdotta, tale energia raggiunge l'amplificatore al cui livello subisce i processi di amplificazione, filtraggio, e limitazione.

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

Protesi acustiche

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

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

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

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

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

CATEGORIA	GUADAGNO MEDIO	USCITA MASSIMA	CATEGORIA	RANGE FREQUENZIALE (Hz)	AMPIEZZA BANDA TRASMESSA (Hz)
1	Fino a 30 dB	100-111 dB	1	299-7368	7069
2	31-40 dB	105-127 dB	2	250-7118	6868
3	41-50 dB	111-134 dB	3	301-6379	6078
4	51-61 dB	112-138 dB	4	266-5844	5578
5	61-71 dB	127-140 dB	5	268-5792	5524
6	Oltre 71 dB	128-142 dB	6	208-5446	5238

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

- morfologia della protesi : retroauricolare, endoauricolare, intrameatale, cic (apparecchio ad inserzione profonda)
- classe dell'amplificatore utilizzato nella protesi: Classe A, classe B, classe D.
- banda frequenziale passante: da un'analisi svolta su un vasto numero di protesi acustiche sui limiti frequenziali della banda passante e la sua estensione per le sei categorie, emerge un rapporto di proporzionalità inversa tra il range di frequenza trasmesso e la categoria

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

Le protesi che trattano il suono con strategia analogica ibrida contengono un modulo di memoria CMOS di tipologia RAM o EEPROM, suddiviso in una serie di chip, locazioni di memoria, ognuna delle quali corrisponde ad un diverso parametro elettroacustico, contenenti le informazioni specifiche che verranno stabilite tramite un'unità esterna interfacciata ad un computer dotato di software di programmazione specifico per ogni marca di protesi acustica. Il modulo di memoria sostituisce quindi la funzione dei convenzionali potenziometri a trimmer, rendendo la regolazione più precisa, selettiva e riproducibile.

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

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

La parte acustica non ha solo una funzione di accoppiamento ma anche quella di incidere sulla resa della applicazione protesica in base a delle modifiche che si possono apportare su di essa.

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

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

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



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

Le sue caratteristiche principali sono:

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

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

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

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



Le funzioni dell'auricolare sono molteplici:

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

L'auricolare deve inoltre soddisfare diversi requisiti:

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

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

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

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

I tipi di chiocciola possono essere classificati in:

- **normale**, che viene utilizzato con gli apparecchi “a scatola” ed è collegato direttamente al ricevitore tramite un anello a pressione;
- **a tutta conca**, che occupa il condotto e tutta la conca ed è utilizzato soprattutto con protesi ad elevato guadagno;
- **a telaio**, che telaio occupa il condotto e viene mantenuto in sede da un anello che poggia su tutto il perimetro della conca;
- **a peduncolo o canale**, che occupa solo il condotto uditivo, mentre quello con “staffa” presenta un prolungamento sulla parte inferiore della conca in corrispondenza dell’antirago per favorirne l’ancoraggio ;
- **a supporto o aperta**, che è privo di condotto uditivo ed è costituito solo dall’antelice e dalla parte inferiore della conca per mantenere il tubicino in sede. La sua funzione è quella di mantenere il più possibile la risonanza naturale del c.u.e. e rappresenta l’auricolare a massima ventilazione possibile ;



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

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

Una maggiore profondità di inserzione, fino alla parte ossea del c.u.e. (18mm c.a), quindi con cavità residua ridotta, può portare ad un incremento di potenza e guadagno erogati fino a 20dB. La ventilazione consiste in foro passante per il corpo dell'auricolare, che mette in comunicazione la cavità residua del condotto con l'ambiente esterno.

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

Il loro compito è quello di livellare la curva di risposta e di attenuare il picco di risonanza a 1000Hz.

I filtri elettronici modificano la morfologia della curva di risposta della protesi acustica per portarla a meglio rispondere alle problematiche delle ipoacusie in oggetto. Possiamo avere filtri elettronici di tipo passa basso, passa alto, passa banda od elimina banda e in alcuni casi un doppio controllo sulle frequenze gravi per avere ancora più efficacia su tali frequenze. Un altro parametro che contraddistingue l'azione di un filtro è la sua frequenza di taglio, ovvero il punto in cui il filtro comincia ad avere un'azione efficace.

Compito dell'apparecchio acustico è permettere di udire e distinguere la voce soprattutto nella normale conversazione, garantendo il miglior comfort acustico.

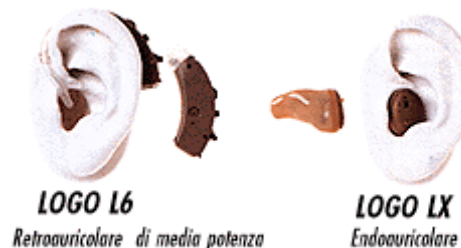
Le protesi di nuova generazione consentono:

- La correzione acustica anche delle curve audiometriche ritenute finora impossibili.
- La riduzione al minimo delle distorsioni.

Sistema Logo

Gli ipoacusici perdono di norma la capacità di udire i suoni deboli, mentre percepiscono molto bene quelli di forte intensità, fino a esserne disturbati, e richiedono dunque amplificazioni specifiche per ambienti con diversa rumorosità. Logo è il sistema che introduce la capacità di adattamento negli apparecchi acustici classici. Le sue caratteristiche sono:

- Due programmi di ascolto, per l'ascolto nel silenzio e nel rumore.
- Nuovi amplificatori che garantiscono la più bassa distorsione.
- Due circuiti a controllo automatico del guadagno di cui uno a tempo di recupero variabile.
- Cinque parametri di regolazione per un'estrema flessibilità applicativa.
- Una consolle portatile, semplice e precisa per la regolazione dei parametri acustici in ogni momento e in ogni luogo.



Sistema MUSIC

Music è la nuova famiglia di apparecchi acustici Amplifon. Tale sistema sfrutta al meglio l'udito ancora efficiente: così restituisce la capacità di riconoscere i suoni alti (voci di donna e bambino, campanelli) e i volumi bassi (il parlato sottovoce), che la perdita uditiva aveva cancellato, mentre attenua i rumori intensi. In questo modo, permette di comprendere le parole, anche nascoste nel rumore e pronunciate piano, senza mai provocare fastidio quando le voci sono forti e urlate. Le prestazioni di Music si devono ad un microcircuito (14mm^2) da trovar posto anche nel modello "tutto nel canale", che si inserisce nel condotto uditivo e non si vede dall'esterno..



Sistema SENSO

Senso è a tutti gli effetti un piccolo, potente computer acustico. Il suo microchip eccezionalmente compatto sviluppa una potenza di calcolo di 40 milioni di operazioni al secondo. Qualità sonora ai livelli di un CD e adeguamento automatico agli ambienti sonori.

Accessori acustici

Gli accessori uditivi sono strumenti concepiti per migliorare la possibilità di comunicazione di un ipoacusico, comprendono:

- le apparecchiature che trasformano i segnali acustici di avviso o di allarme in stimoli luminosi o vibrotattili;
- i trasmettitori a distanza della voce riprodotta;
- i dispositivi che migliorano il rapporto segnale/rumore in condizioni di ascolto multiplo;
- i sistemi e le modalità che permettono o favoriscono la comunicazione a distanza attraverso la linea telefonica.

Trasmettitori della voce riprodotta

I sistemi più usati sono quelli a raggi infrarossi o a modulazione di frequenza, costituiti da due componenti: il primo viene posto sull'apparecchio, capta l'uscita audio direttamente o attraverso un microfono, e la trasmette ad un ricevitore (cuffie). Questi sistemi permettono regolazioni di volume individuali, che non modificano quelle dell'apparecchio.

Aumento del rapporto segnale/rumore

Il rumore rappresenta il peggiore nemico del sordo percettivo protesizzato, anche di colui che ha raggiunto brillanti risultati con la terapia protesico riabilitativa; inoltre lo stesso problema viene spesso sottolineato anche da coloro che hanno ricevuto un impianto cocleare e spesso le difficoltà di ascolto nel rumore rappresentano l'unico ostacolo comunicativo.

Le strategie atte ad un miglior ascolto possono essere distinte in architettoniche ed acustiche.

Protesi Cocleari

La protesi cocleare converte un segnale uditivo in una piccola corrente elettrica che, attraverso appositi elettrodi impiantabili, stimola le cellule del nervo acustico. Le protesi cocleari sono applicate a pazienti affetti da sordità profonda dovuta al meccanismo di trasduzione dell'orecchio interno. Essere affetto da sordità profonda significa avere una soglia di risposta al suono che eccede di 90dB il livello di percezione normale.

Si può parlare di sordità congenita o acquisita. Le cause congenite comprendono le infezioni virali durante la gravidanza, traumi alla base del cranio durante il parto, anossia e somministrazione di farmaci ototossici alla madre. La sordità acquisita può derivare da un eccesso di esposizione al rumore, fratture dell'osso temporale, farmaci ototossici e neuroma acustico.

I candidati che possono beneficiare di un impianto cocleare sono i soggetti adulti e i bambini che rientrano nelle seguenti categorie:

Adulti

- Sordità severa o profonda in entrambi gli orecchi
- Sordità acquisita dopo l'apprendimento del linguaggio parlato
- Nessuna controindicazione di tipo medico
- Forte desiderio di tornare a sentire
- Limitati benefici da altri tipi di apparecchi

Bambini

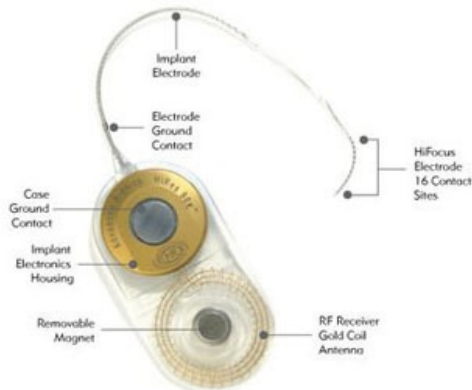
- Sordità profonda in entrambi gli orecchi
- Età compresa fra 18 mesi e 17 anni
- Nessun beneficio dall'uso di altri tipi di apparecchio
- Nessuna controindicazione medica
- Forte motivazione e aspettative appropriate nel bambino e nella famiglia
- Inserimento in un programma educativo di riabilitazione dopo l'impianto

Il principio di funzionamento su cui si basano tutti gli impianti cocleari è il seguente: le fibre nervose sono stimulate da una serie di elettrodi che ricevono una piccola corrente elettrica da un circuito elettronico che decodifica il segnale prodotto da un trasduttore acustico (microfono). Il sistema è composto da componenti interni ed esterni.

COMPONENTI ESTERNI



COMPONENTI INTERNI



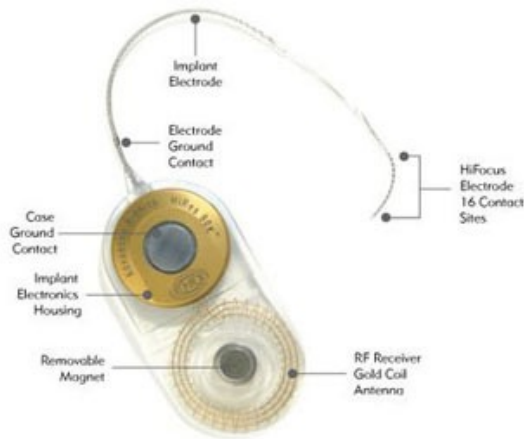
I componenti esterni comprendono:

- il processore del linguaggio che assomiglia ad un calcolatore tascabile del peso di circa 150 grammi.
- l'apparato auricolare che a sua volta è composto da:
 - a) una bobina trasmittente (un anello di circa 1,5cm) che è mantenuta posizionata sopra il ricevitore/stimolatore attraverso un piccolo magnete.
 - b) un microfono direzionale che assomiglia molto agli apparecchi amplificatori e si indossa come questi dietro l'orecchio.
 - c) due sottili fili elettrici che eseguono il collegamento fra microfono trasmittente e processore.

COMPONENTI ESTERNI



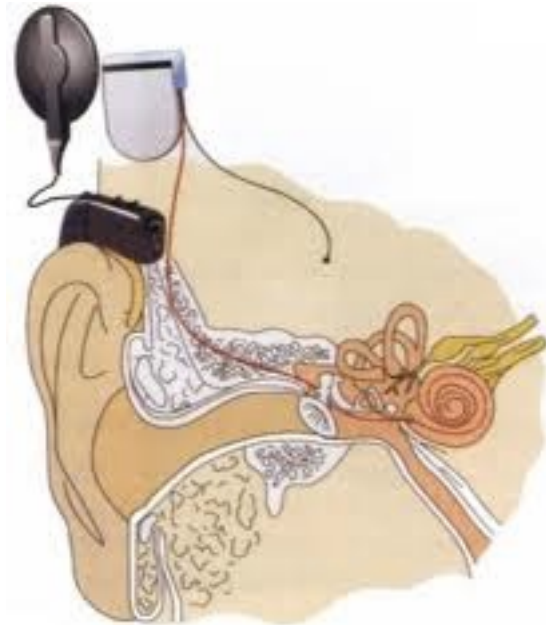
COMPONENTI INTERNI



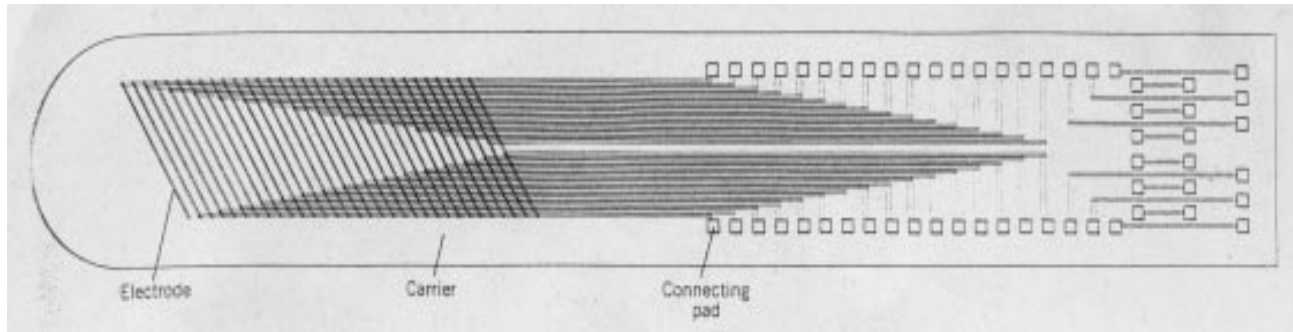
I componenti interni comprendono:

- un ricevitore-stimolatore che è posizionato sotto la cute in posizione poco profonda in un alloggiamento ricavato nell'osso temporale. Il ricevitore-stimolatore è collegato ad una serie di elettrodi.
- l'array di elettrodi che è composto da 22 microelettrodi fissati lungo un tubo flessibile di materiale biocompatibile (in genere silicone) che viene inserito per circa 1,5cm dentro la coclea.

1. Le onde sonore sono captate dal microfono inserito nell'auricolare che provvede alla traduzione in segnale elettrico.
2. Il segnale è inviato al processore che lo elabora con particolari software e genera un segnale che il cervello è in grado di interpretare come suono.
3. Questo segnale ritorna, attraverso lo stesso cavo, al dispositivo auricolare e viene trasmesso a radiofrequenza, attraverso la cute, al dispositivo ricevitore.
4. Il ricevitore invia il segnale agli elettrodi posizionati nella coclea che vanno a stimolare direttamente il nervo acustico.
5. Il nervo acustico invia il segnale elettrico al cervello dove viene interpretato come suono.



Gli elettrodi possono essere impiantati all'interno o all' esterno della scala cocleare. Inserendo la protesi all' interno della scala del timpano, si piazzano gli elettrodi il più vicino possibile alle cellule eccitabili e questo riduce il numero di cellule periferiche che sono stimulate da un particolare elettrodo. Le serie di elettrodi si presentano sia come fasci di fili che come array monolitici.

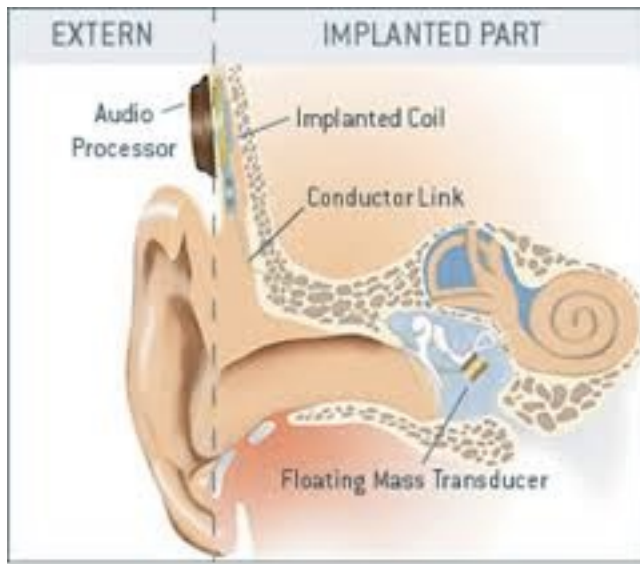


i segnali sono applicati in maniera bifasica, cioè per ogni stimolo sono rilasciate uguali quantità di carica positiva e negativa.

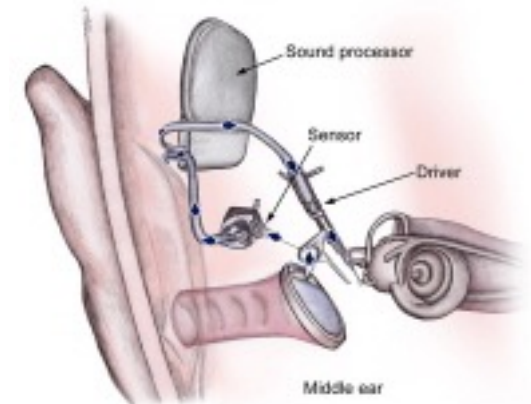
L'uso di un impianto cocleare comporta molti benefici tangibili. La protesi aiuta a riconoscere i suoni dell'ambiente esterno come il clacson delle auto, l'allarme incendio, il suono del telefono, il bussare alla porta. Coloro che utilizzano tali impianti leggono meglio il labiale e sono più comprensibili a chi li ascolta.

Qualsiasi tipo di intervento chirurgico comporta dei rischi; nel caso dell'impianto cocleare rivestono un ruolo fondamentale, per la buona riuscita dell'intervento, le tecniche di sterilizzazione e l'uso di materiali biocompatibili. La densità di corrente troppo elevata può recare danni, è quindi opportuno mantenere tale densità al di sotto di $20 - 40 \mu\text{C} / \text{cm}^2 / \text{phase}$ anche se già a $18 \mu\text{C} / \text{cm}^2 / \text{phase}$ si possono riscontrare danni minimi.

Soundbrige



TICA



Principali impianti coclearari in commercio

- **Nucleus 22** con array di 22 elettrodi. Impulsi di corrente bifasica. La durata di ogni stimolo può variare da 20 μ s a 40 μ s per fase. L'ampiezza di stimolo varia da 20 μ A a 1,5mA. La frequenza massima di stimolazione è di 1000 impulsi al secondo con impulsi sequenziali.
- **Nucleus 24** con array di 22 elettrodi. Impulsi di corrente bifasica a carica bilanciata inviati a coppie di elettrodi selezionati dallo speech processor. La durata di ciascuna fase dell'impulso di stimolazione può variare da 25ms a 400 μ s/fase e l'ampiezza dello stimolo può variare da 10mA a 1.75mA nominali.
- **Nucleus 20+2** con array di 20 elettrodi, + 2 usati come riferimento. Impulsi di corrente bifasica. La durata di ogni stimolo può variare da 20 μ s a 40 μ s per fase. L'ampiezza di stimolo varia da 20 μ A a 1,5mA. La frequenza massima di stimolazione è di 1000 impulsi al secondo con impulsi sequenziali.

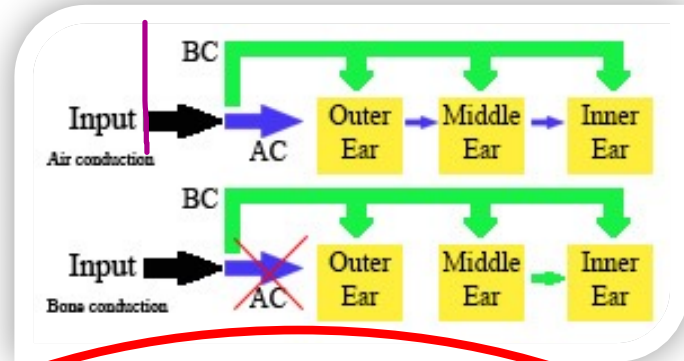
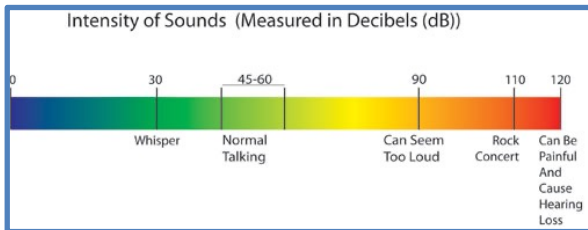
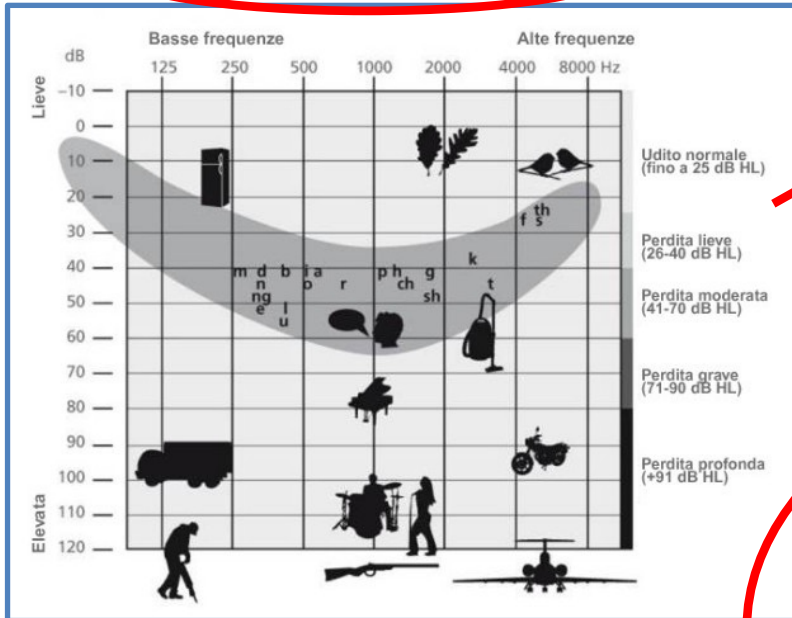


Parametri utili per la valutazione dei risultati ottenuti in pazienti protesizzati:

- Detezione: gli esercizi di detezione sono quelli che richiedono al paziente di indicare la presenza o l' assenza del suono.
- Discriminazione :gli esercizi di discriminazione sono quelli in cui si richiede al paziente di indicare se le due alternative proposte sono uguali o diverse.
- Identificazione: gli esercizi di identificazione sono quelli che richiedono al paziente di indicare la risposta corretta in un closed-set, cioè fra una serie definita di parole.
- Riconoscimento: gli esercizi di riconoscimento sono quelli che richiedono al paziente di ripetere esattamente la parola o la frase ascoltata(in questo caso si parla di open- set perché al soggetto non viene fornita alcuna lista di riferimento).
- Comprensione: gli esercizi di comprensione sono quelli che richiedono al paziente di rispondere alle domande stimolo presentate.

**mapping device for the cranial
acoustic impedance to optimize
BAHA implant installation.**

Hearing Threshold



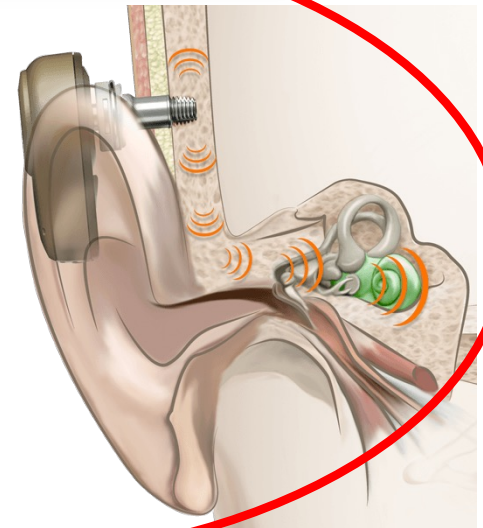
BONE CONDUCTION

It is an **alternative** pathway for sound.

It can be a **solution** to:

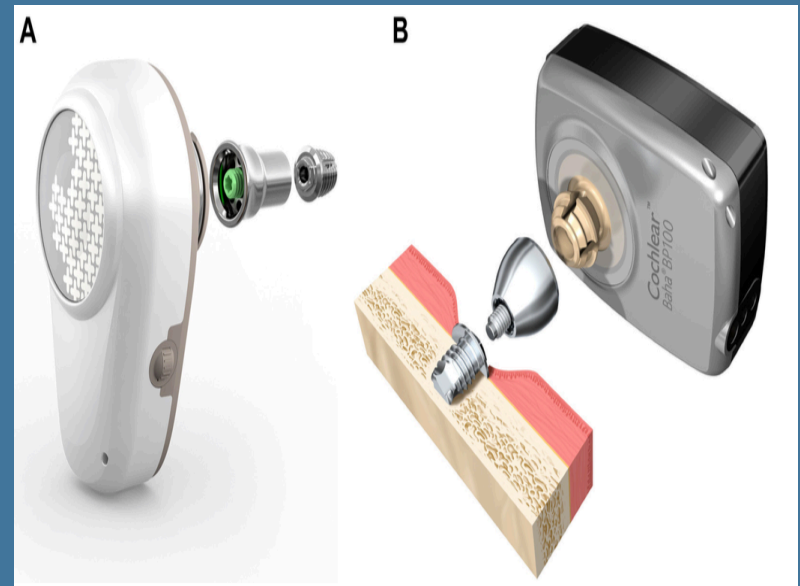
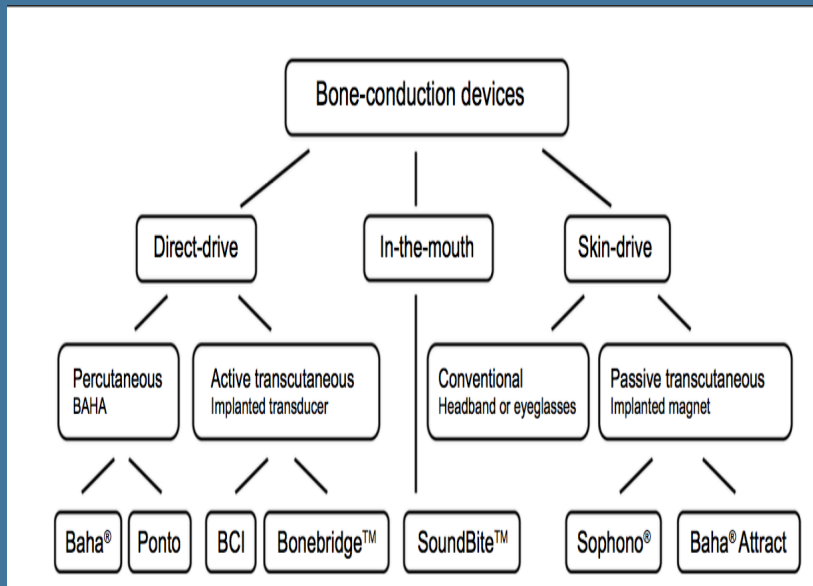
- Conductive hearing loss,
- Mixed hearing loss,
- Unilateral hearing loss.

It is **required** a working cochlea.





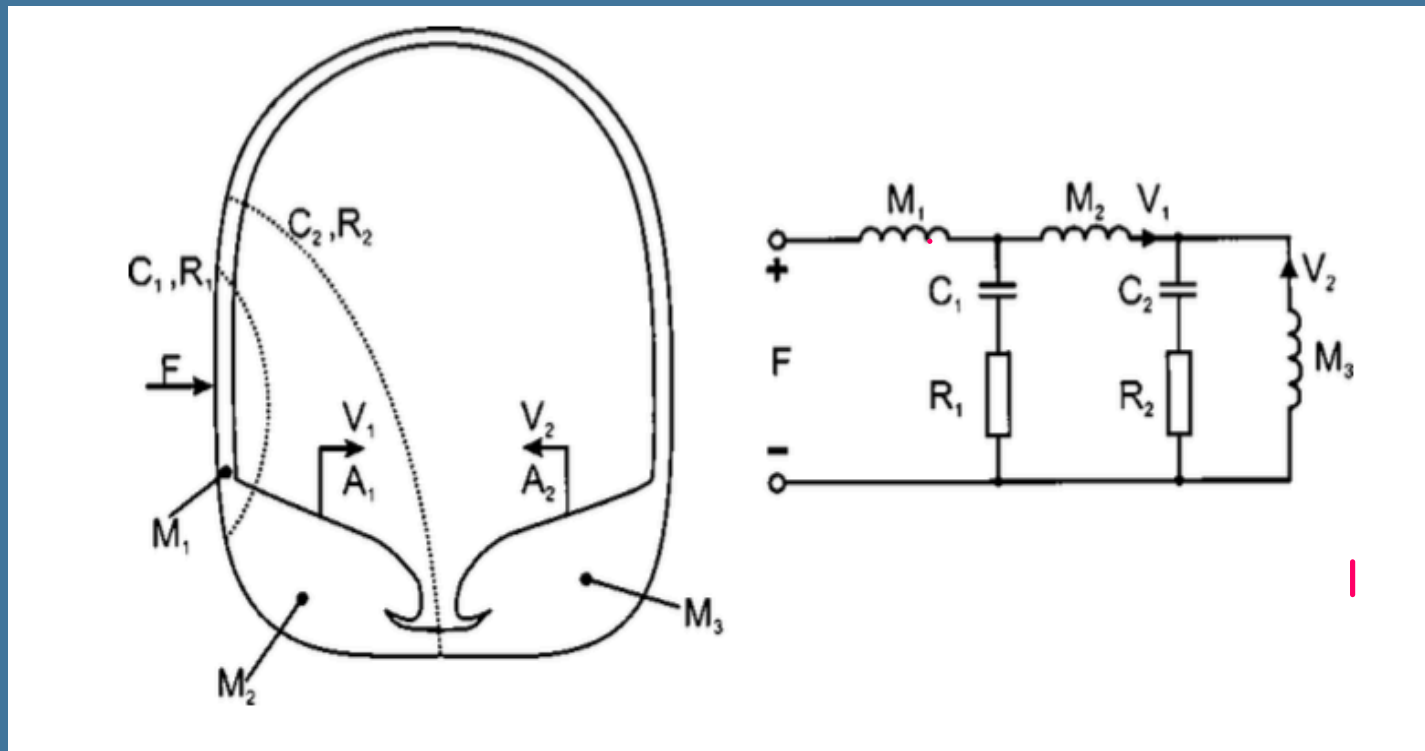
Protesi BAHA (Bone anchoring hearing aids)



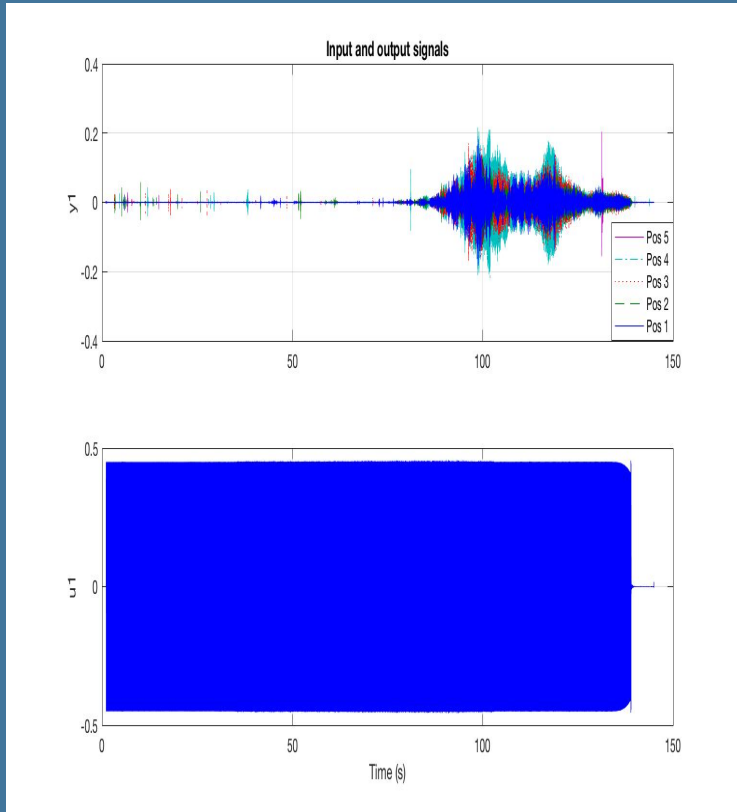
New developments in bone-conduction hearing implants: a review, Sabine Reinfeldt, Bo Håkansson, Hamidreza Taghavi, Måns Eeg-Olofsson, Medical Device: Evidence and Research.

<http://www.cochlear.com>

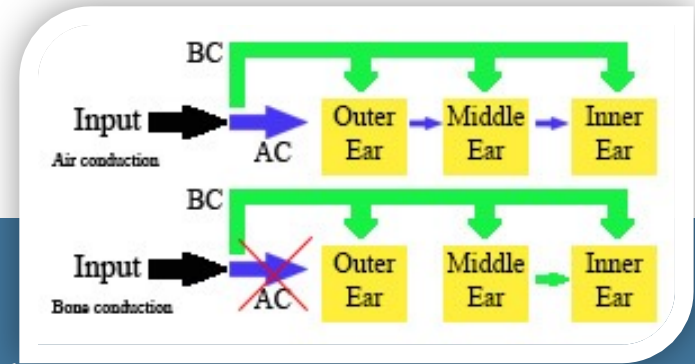
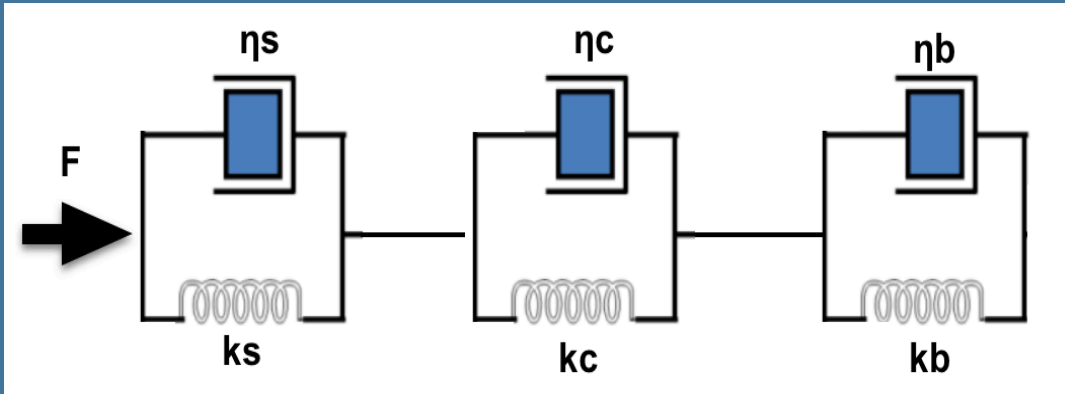
Stato dell'arte



Acquisizione



Modellizzazione



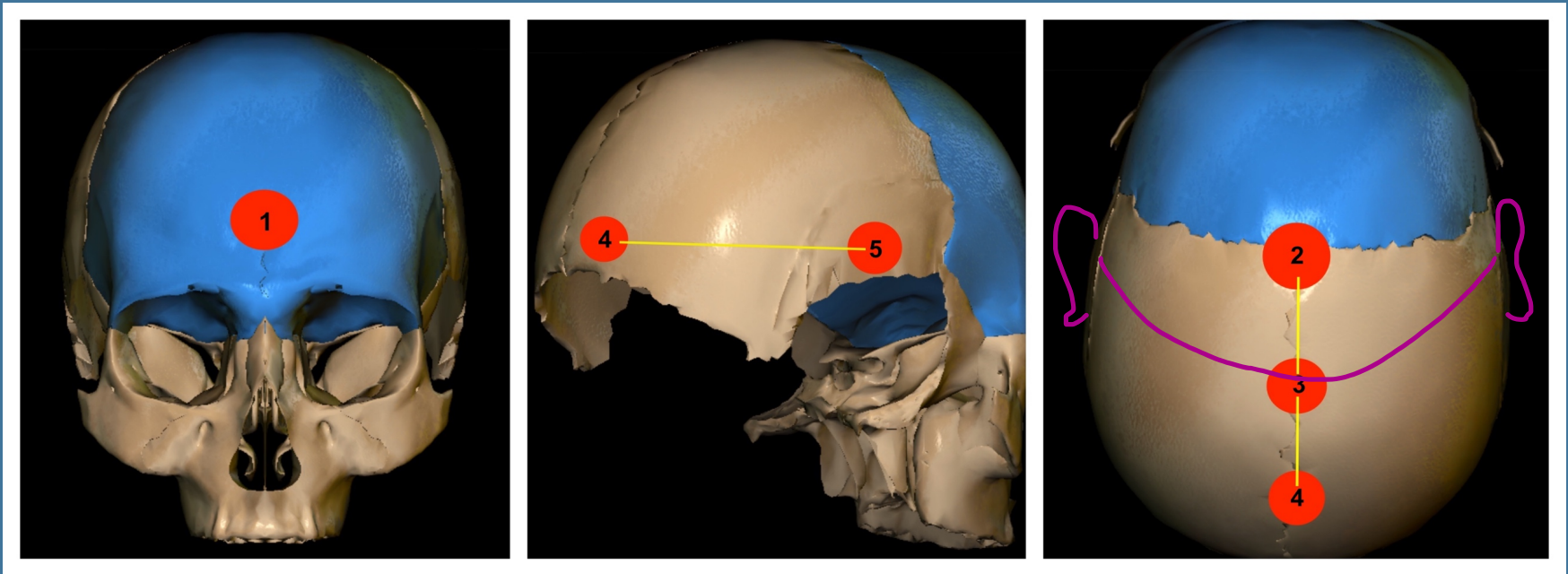
$$\begin{cases} \sigma(t) = \eta \cdot \frac{d\varepsilon(t)}{dt} \\ \sigma(t) = k \cdot \varepsilon(t) \end{cases} \quad \text{-Dominio temporale}$$

$$\begin{cases} \sigma(s) = \eta \cdot s \cdot \varepsilon(s) \\ \sigma(s) = k \cdot \varepsilon(s) \end{cases} \quad \text{-Dominio Laplace}$$

$$\varepsilon_{tot}(s) = \varepsilon_s(s) + \varepsilon_c(s) + \varepsilon_b(s)$$

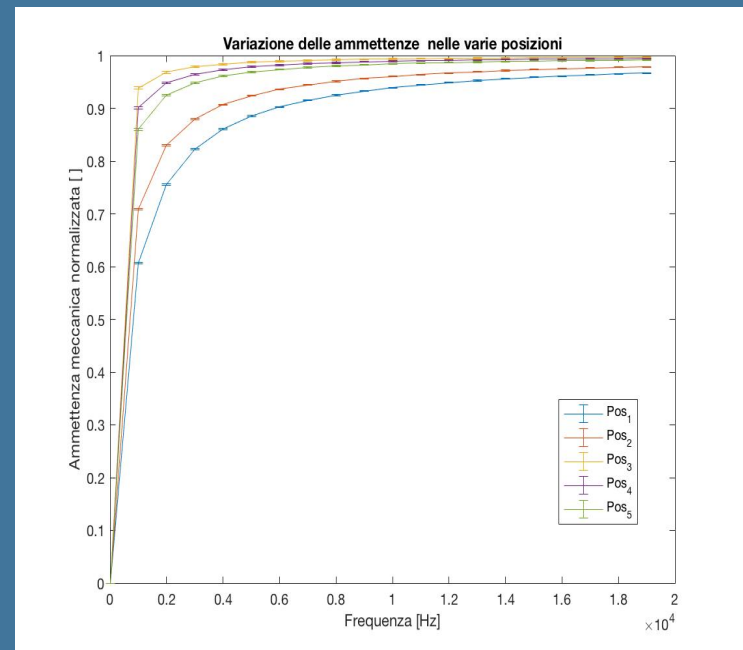
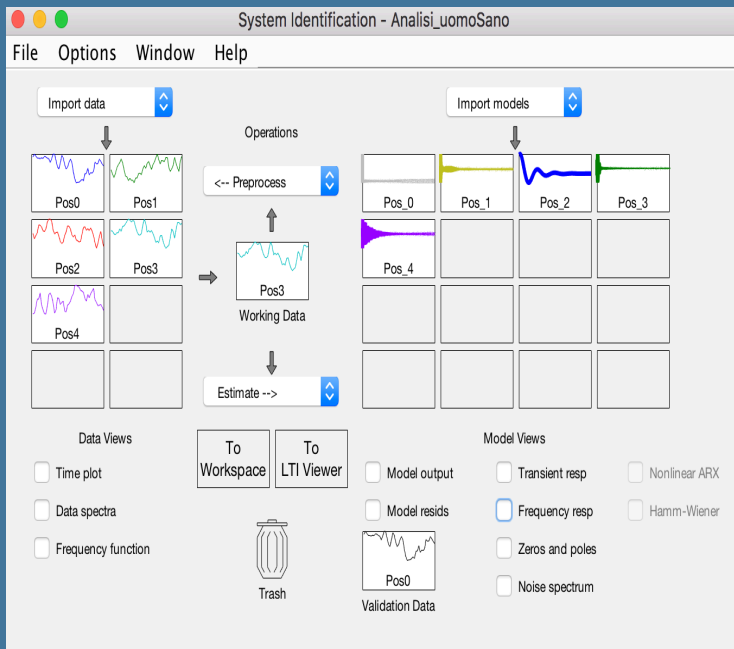
$$H(s) = \frac{\sigma(s)}{\varepsilon(s)} = \frac{1}{ks + (\eta s)s} + \frac{1}{kc + (\eta c)s} + \frac{1}{kb + (\eta b)s}$$

Validazione



$$Z_{tot} = \frac{(ks + \eta s \cdot s)(kc + \eta c \cdot s)(kb + \eta b \cdot s)}{(kb + \eta b \cdot s)(ks + \eta s \cdot s + kc + \eta c \cdot s) + (ks + \eta s \cdot s)(kc + \eta c \cdot s)}$$

Analisi

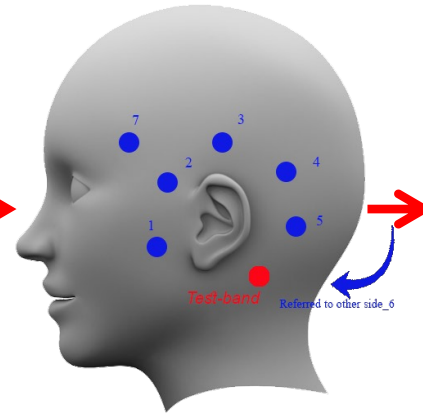


Fit to estimation data > 30%

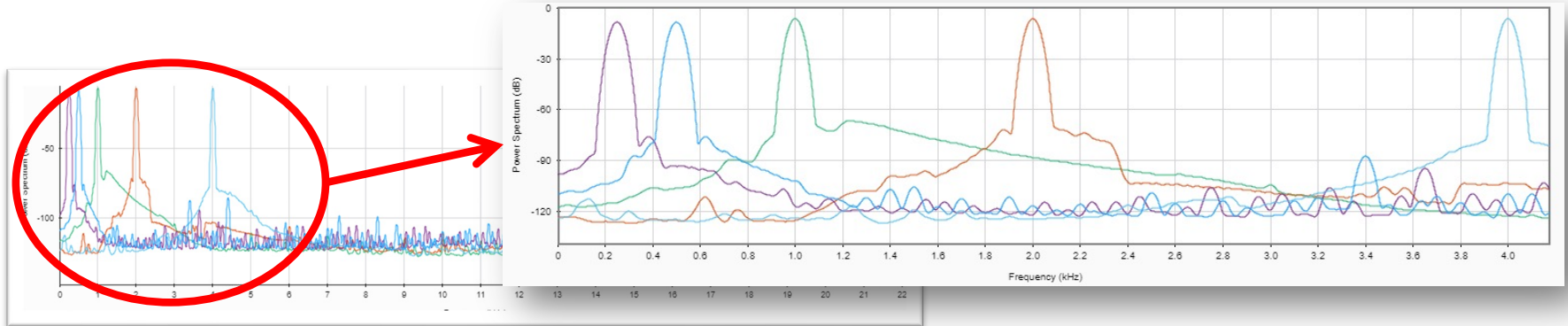
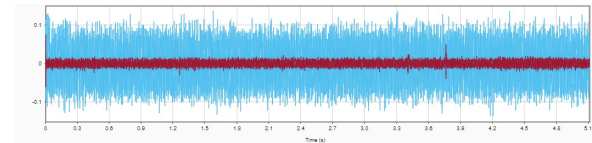
Testing phase



Audiometric Cubicle at Cisanello Hospital.

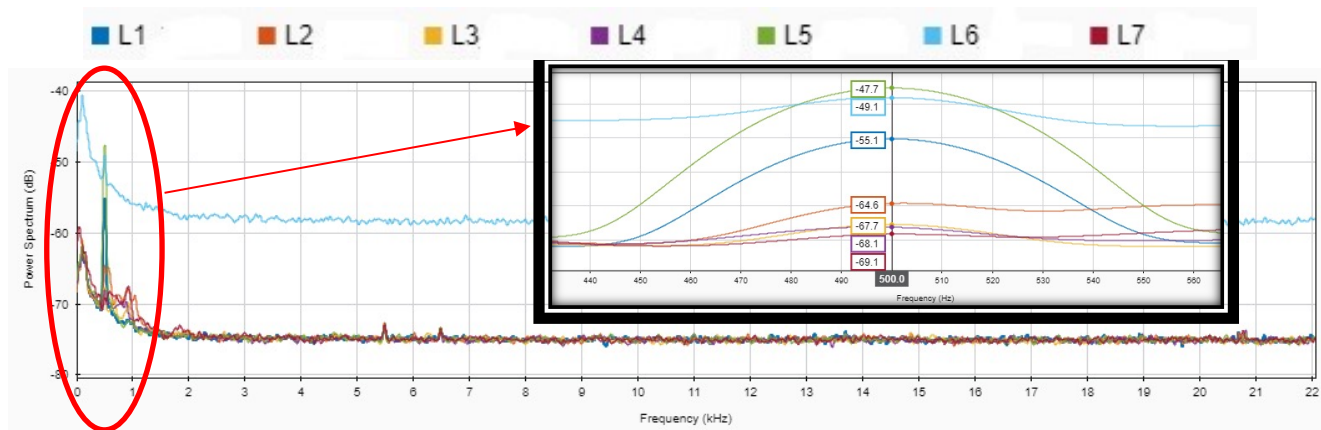


Sensors Location.



Pure tones recorded at: 200Hz, 500Hz, 1kHz, 2kHz and 4kHz.

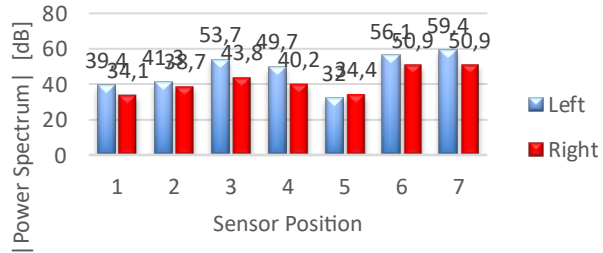
Subject Data



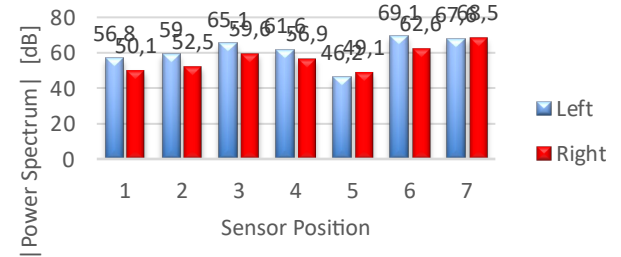
Focus on the 500Hz Power Spectrum for a female subject of 27 years.

Subject Data

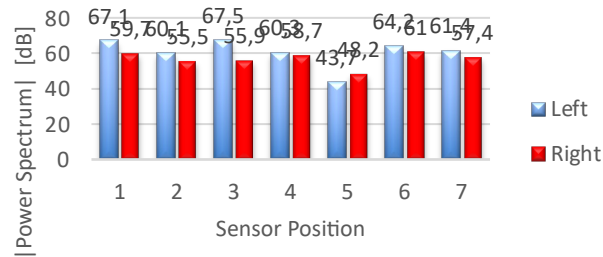
Frequency: 250Hz



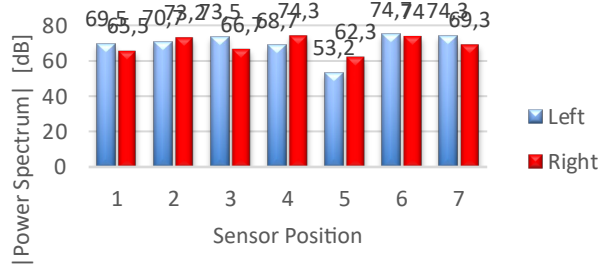
Frequency: 500Hz



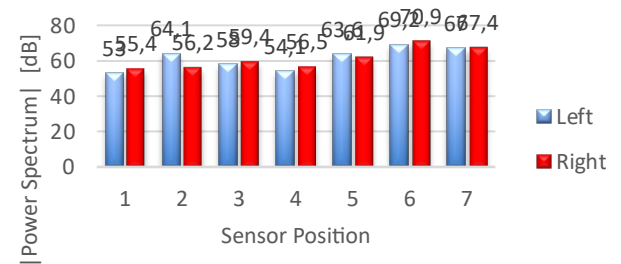
Frequency: 1 kHz



Frequency: 2 kHz

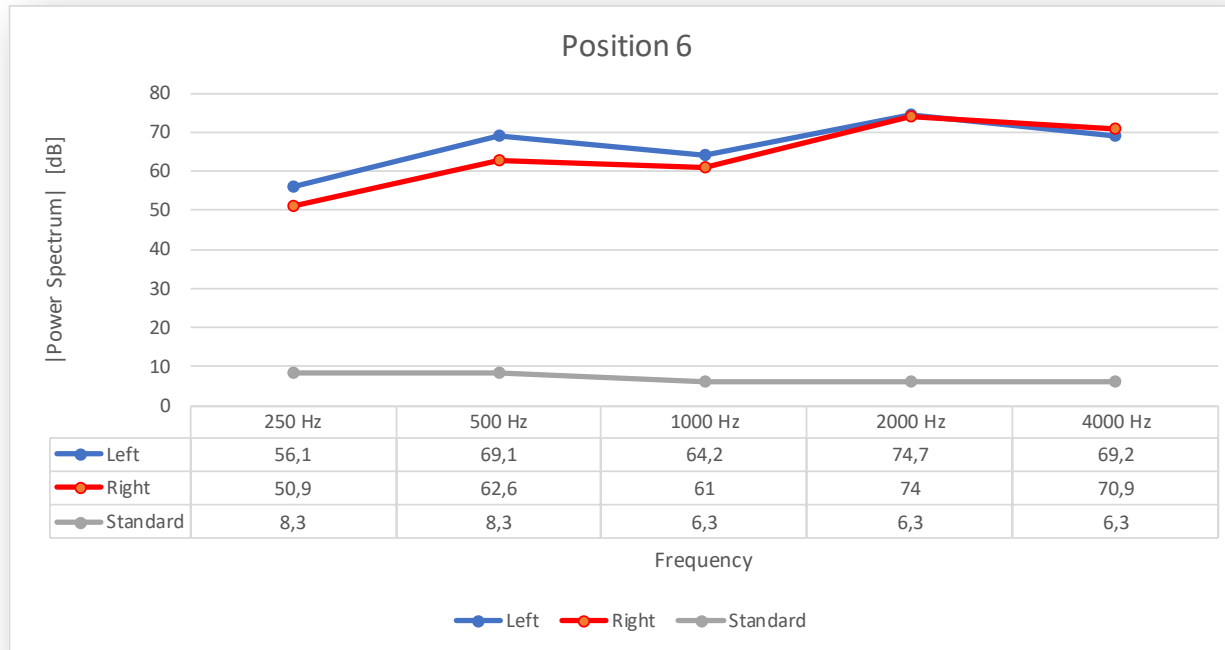


Frequency: 4 kHz



It is taken into account the absolute value of Power Spectrum, thus the lower the Power level the lower the impedance level.

Subject Data



Orecchio Bionico

