

L'orecchio, la percezione
del suono e le emissioni
otoacustiche

Il suono

Il suono è prodotto da vibrazioni che nascono dal movimento di oggetti (es. le corde vocali), che determinano compressioni e decompressioni alternate dell'aria circostante. Queste si irradiano come onde caratterizzate da picchi di concentrazione e rarefazione dell'aria.

- La **frequenza** di un suono si misura in Hertz e corrisponde al numero di cicli al secondo. Il nostro sistema uditivo risponde a suoni fra i 20 e i 20000 Hz.
- L' **intensità** di un suono si misura in Decibel e corrisponde alla differenza di pressione fra le zone di compressione e di decompressione. Conversazione normale circa 65 dB.

Livello di intensità dB	Condizione ambientale	Effetto sull'uomo
140	Soglia del dolore	Lesioni dell'orecchio nel caso di ascolto prolungato
120	Clacson potente, a un metro	
110	Picchi d'intensità di una grande orchestra	Zona pericolosa per l'orecchio
100	Interno della metropolitana	
90	Picchi di intensità di un pianoforte	
80	Via a circolazione media	Zona di fatica
75	Voce forte, a un metro	
70	Conversazione normale, a un metro	
60	Ufficio commerciale	
50	Salotto calmo	Zona di riposo (giorno)
40	Biblioteca	
30	Camera da letto molto calma (notte)	Zona di riposo (notte)
20	Studio di radiodiffusione	
0	Soglia di udibilità	

L'orecchio

L'orecchio viene suddiviso in tre parti: l'orecchio esterno, costituito dal padiglione e dal canale auricolare, l'orecchio medio, tra il timpano e la finestra ovale, e l'orecchio interno costituito dalla coclea.

Le onde sonore vengono convogliate dal padiglione dentro il canale auricolare fino alla membrana timpanica. Oltre tale membrana, la catena degli ossicini (martello, incudine e staffa) trasmette il suono fino alla finestra ovale, oltre la quale si “apre” la coclea....

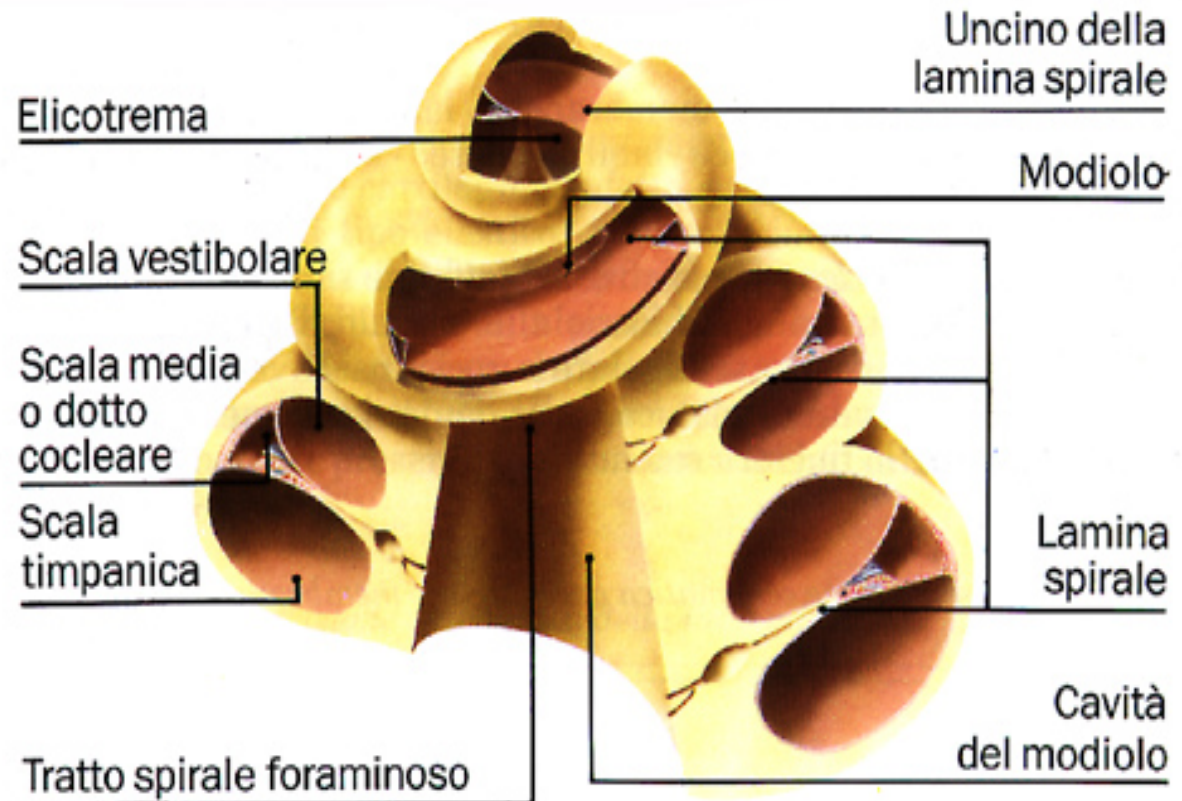


Fig. 1 Schema anatomico dell'organo dell'udito. 1) Condotto uditivo esterno; 2) membrana del timpano; 3) cavo del timpano; 4) Tuba di Eustachio; 5) rinofaringe; 6) coclea; 7) catena ossiculare; 8) finestra ovale con la staffa; 9) canale semicircolare laterale; 10) canale semicircolare posteriore; 11) canale semicircolare anteriore; 12) finestra rotonda; 13) nervo cocleare; 14) nervo faciale; 15) nervo vestibolare; 16) sifone carotideo.

La coclea

La coclea è un canale riempito di fluido, avvolto a spirale con sezione decrescente attorno al proprio asse che prende il nome di modiololo. Il numero di giri intorno al modiololo dipende dalla specie; nell'uomo sono 2 giri e 3/4 (circa 35 mm).

All'interno della coclea vi sono tutti gli elementi che servono per trasdurre il suono da onda di pressione a segnale elettrico che verrà poi portato, tramite il nervo acustico, fino al cervello.

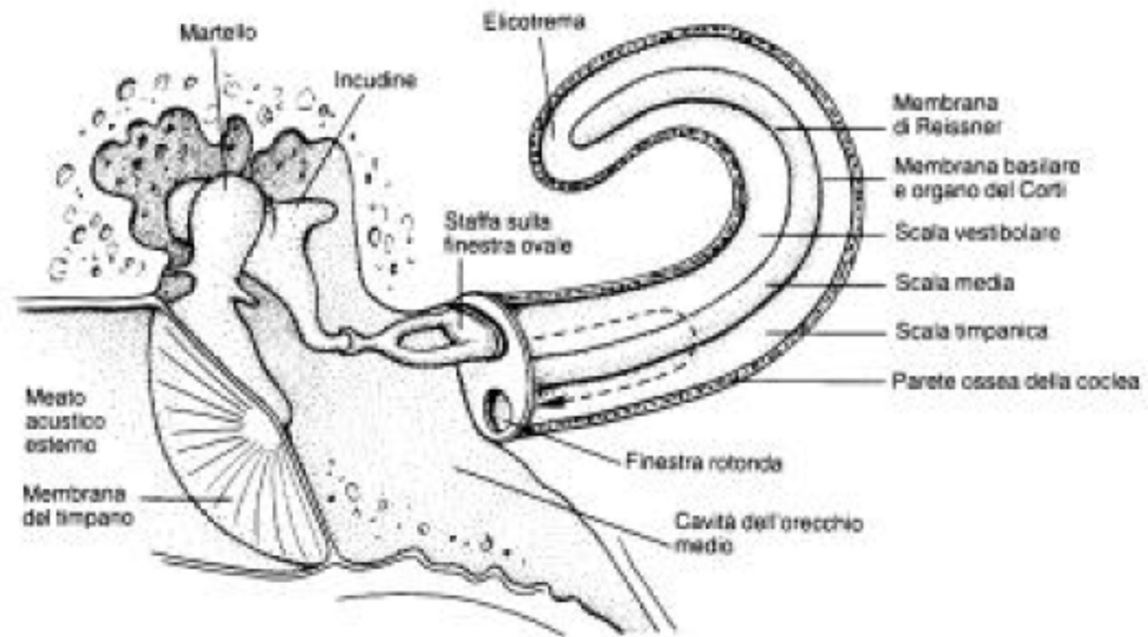


La coclea

La coclea è “divisa” in tre strutture, la scala vestibolare, la scala media e la scala timpanica, tramite delle membrane.

La scala vestibolare e la timpanica sono messe in comunicazione dall'elicotrema. La scala media è raccolta tra la membrana basilare e la membrana di Reissner.

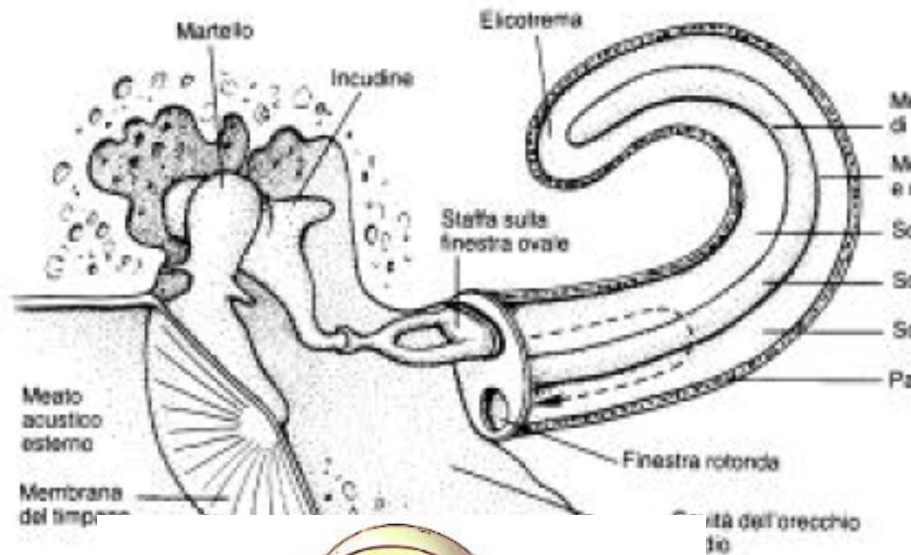
Sulla membrana basilare è posto l'Organo del Corti, il vero organo neuro-sensoriale uditivo, responsabile della trasduzione dell'impulso cinetico in elettro-chimico.



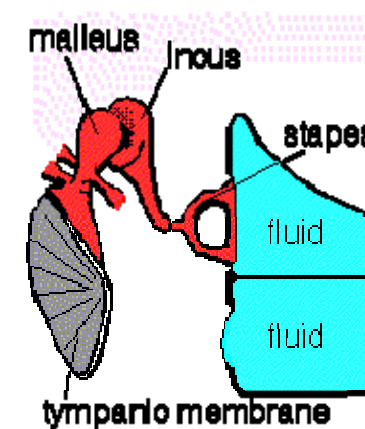
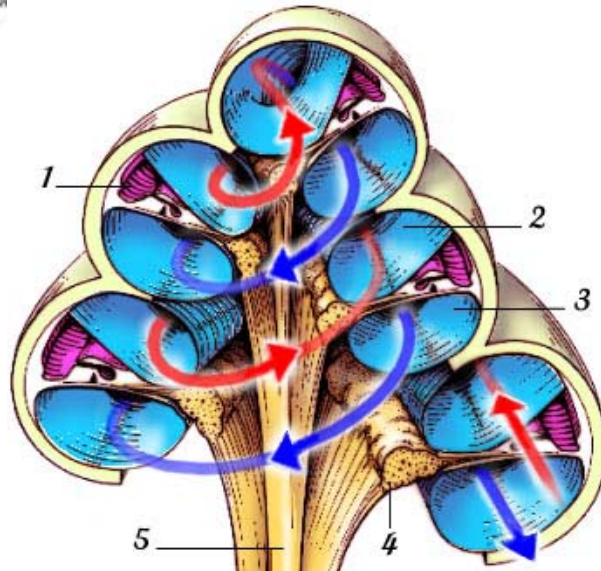
Endolinfa entro la scala media

Perilinfia riempie la scala vestibolare e timpanica

L'onda viaggiante

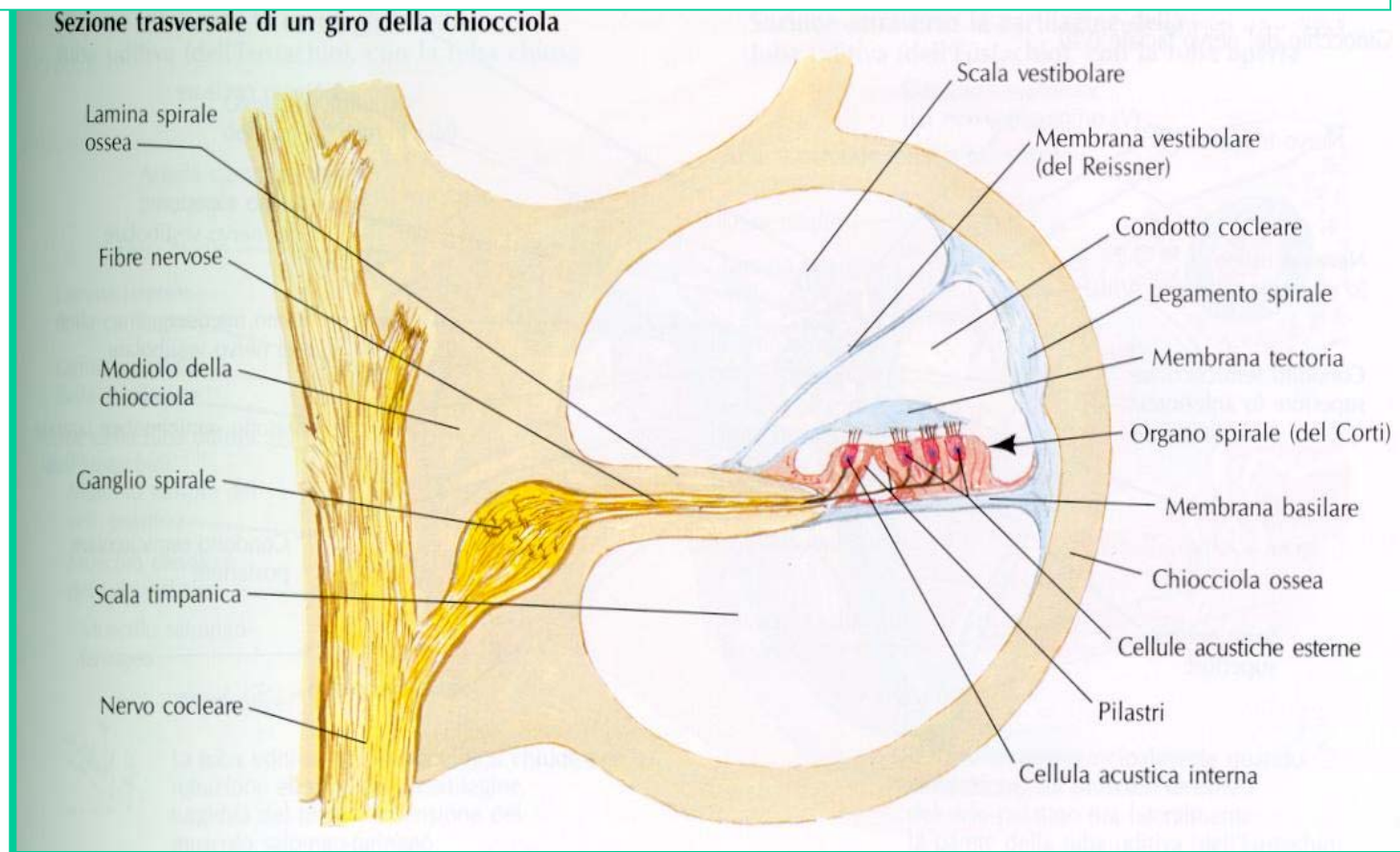


I movimenti della staffa sulla finestra ovale, producono una variazione di pressione nel fluido cocleare che si propagano lungo tutta la coclea, fino alla finestra rotonda. Tali variazioni di pressione del fluido cocleare fanno oscillare la membrana basilare (“onda viaggiante”) e stimolano i recettori sull’organo di Corti (**le cellule ciliate**)

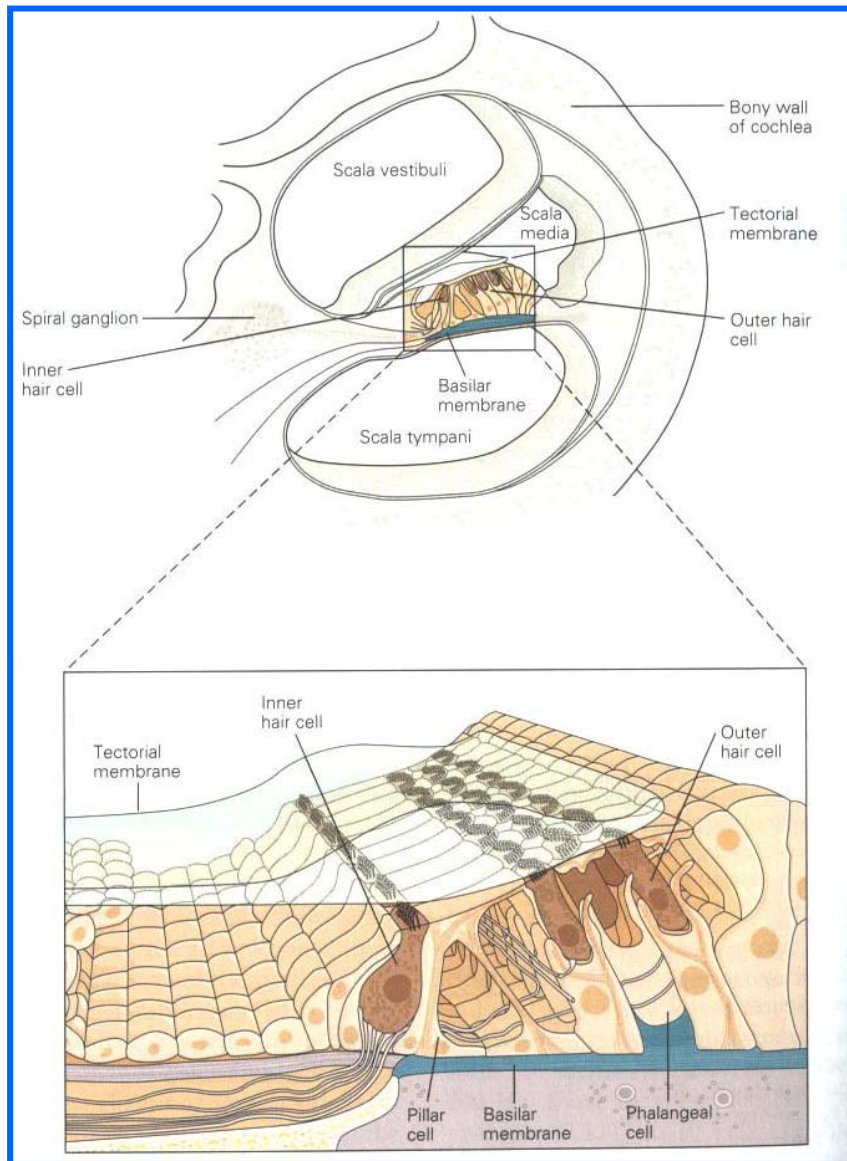


La membrana basilare e l'organo del Corti

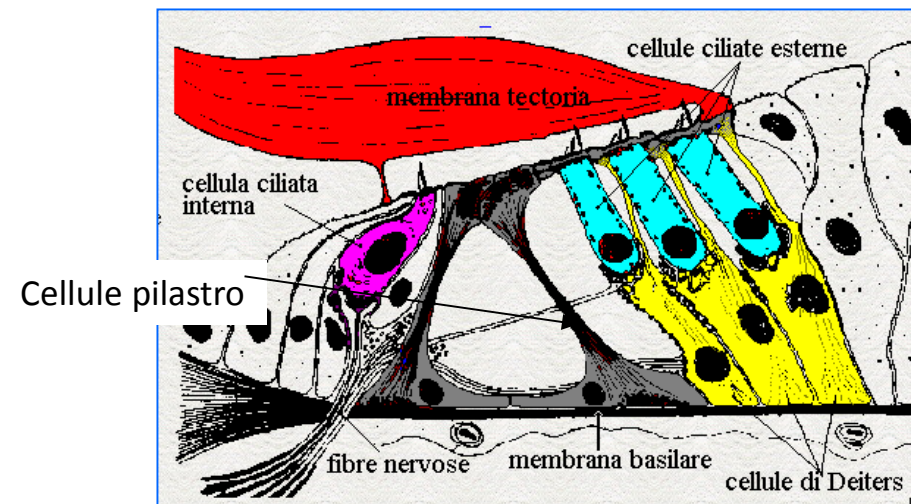
La scala media è raccolta tra la membrana basilare e la membrana di Reissner. Sulla membrana basilare è posto l'Organo del Corti, il vero organo neuro-sensoriale uditivo, responsabile della trasduzione dell'impulso cinetico in elettro-chimico.



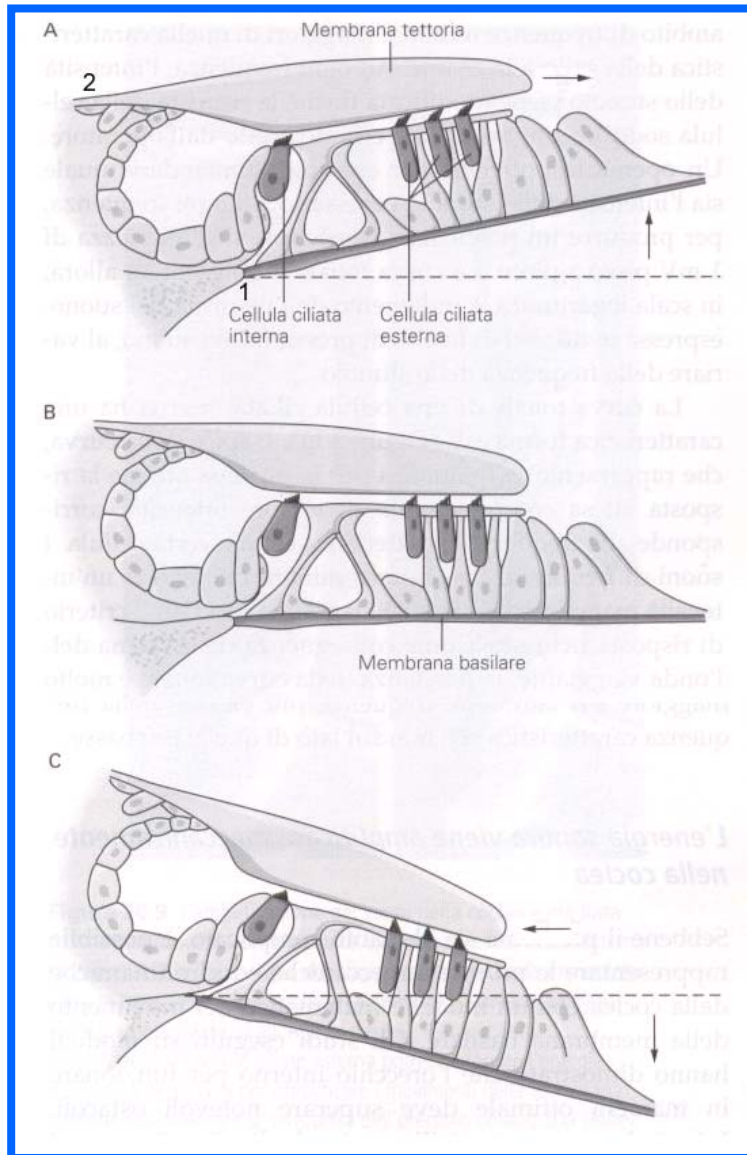
L'organo del Corti e le cellule ciliate



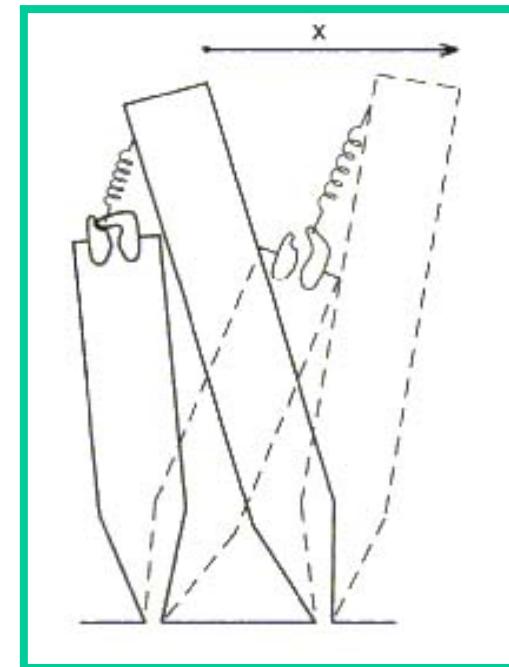
Le oscillazioni della membrana basilare che formano l'onda viaggiante vengono amplificate e trasmesse al nervo acustico dall'organo del Corti (Alfonso Corti nel 1847 lo scoprì e ne studiò l'anatomia). L'organo del Corti è formato da una lunga schiera di moduli affiancati tutti simili tra loro (nell'orecchio umano se ne contano circa 3500). Ogni modulo ospita vari tipi di cellule, tra cui le cellule pilastro, quelle di Deiters e le cellule ciliate interne ed esterne. Queste ultime sono dotate di motilità.



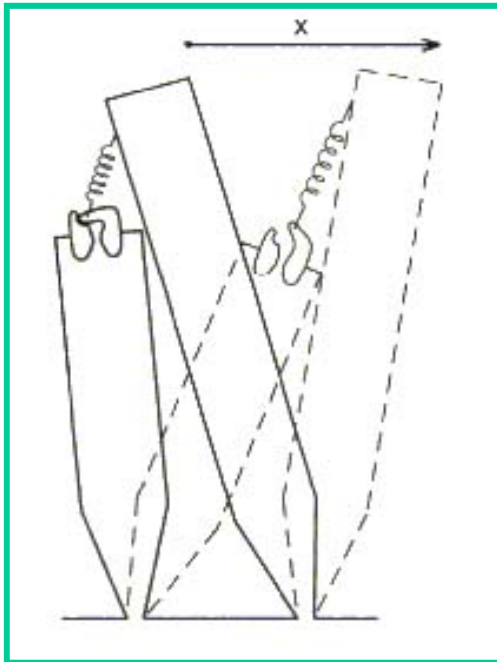
Il movimento delle cellule ciliate



Quando le stereocilia più alte si inclinano leggermente, il fascio stereociliare si apre a ventaglio, mettendo in tensione filamenti proteici che fanno aprire i **canali stereociliari**, piccole valvole poste sulle sommità delle stereocilia. L'apertura di questi canali determina l'ingresso di correnti elettriche sufficienti a depolarizzare la cellula di alcuni millivolt, causando la contrazione della cellula.



L'amplificazione cocleare



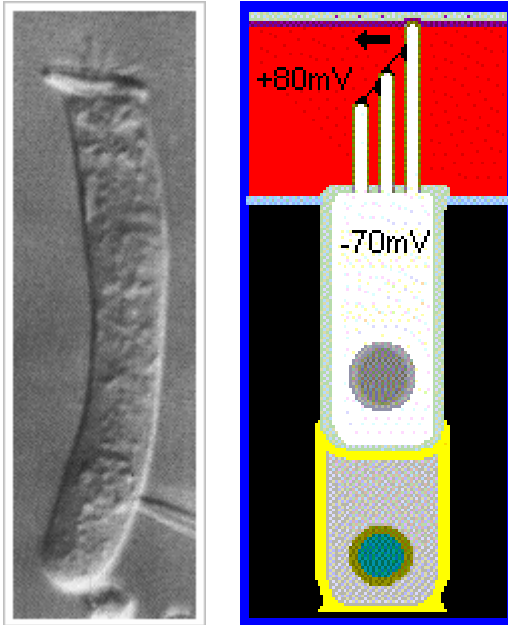
Quando le cellule ciliate esterne si contraggono, determinano, per una sorta di effetto leva, la rotazione verso il basso dell'organo del Corti. Dunque, il moto delle cellule causa lo stimolo che le fa muovere.

Inoltre, la cellula ciliata esterna trasmette la forza attraverso una cellula cuscinetto (cellula di Deiters) che trasmette meglio alle frequenze più elevate che a quelle più basse. Questo compensa la caduta di risposta alle alte frequenze dovuta alla capacità parassita della membrana cellulare in modo da equalizzare la risposta dell'amplificatore cocleare a tutte le frequenze di stimolazione.

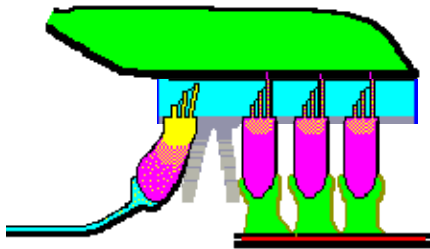
In assenza di stimoli acustici, la deflessione stereociliare diminuisce quando le cellule si accorciano e aumenta quando si allungano. Nel primo caso l'organo del Corti si rilassa e la membrana tectoria cessa di tendere le stereocilia e nel secondo si torce verso il basso e la membrana tectoria mette in tensione le stereocilia. Così, poiché l'effetto tende sempre a contrastare la causa, le cellule si mantengono stabilmente in uno stato di contrazione parziale mentre la membrana basilare si mantiene dappertutto in tensione. In condizioni di stimolazione acustica accade il contrario: ogni lieve oscillazione indotta dal campo di pressione provoca una risposta motoria assai accentuata. Questo effetto di amplificazione ha luogo maggiormente per suoni di piccolissima intensità. Il meccanismo di amplificazione raggiunge il livello di saturazione, cioè la risposta motoria allo stimolo acustico risulta molto meno accentuata, per intensità sonore normali, come quelle emesse da una voce umana alla distanza di alcuni metri.

Cellule ciliate esterne ed interne

OHC – outer hair cell

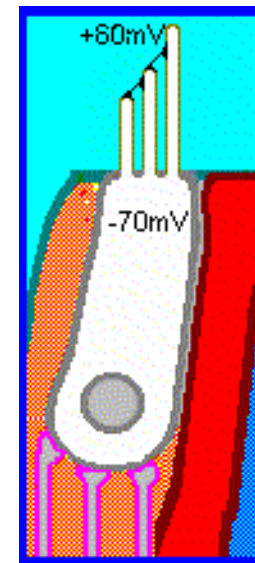


Il movimento delle cellule ciliate esterne amplifica il movimento della membrana basilare, sostenendone le oscillazioni, quando la membrana è “sollecitata” da una frequenza tipica della OHC. Altrimenti, il movimento tende a contrastare quello della membrana basilare.



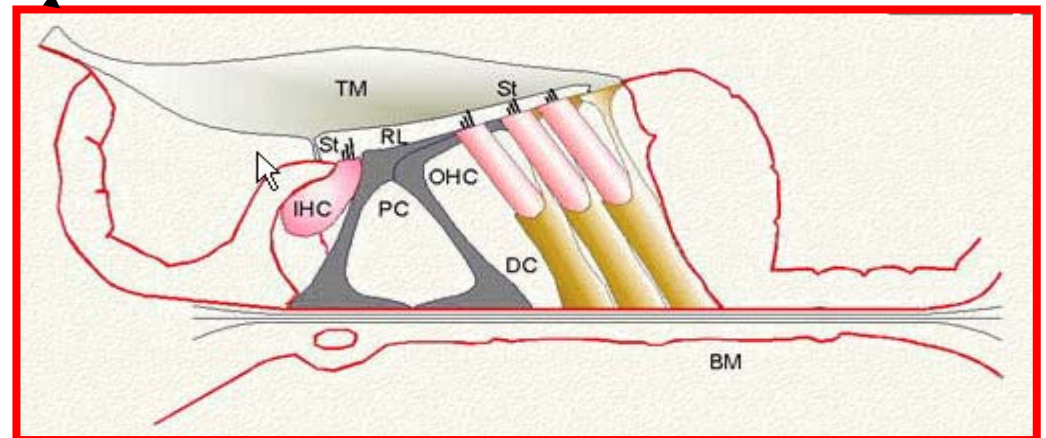
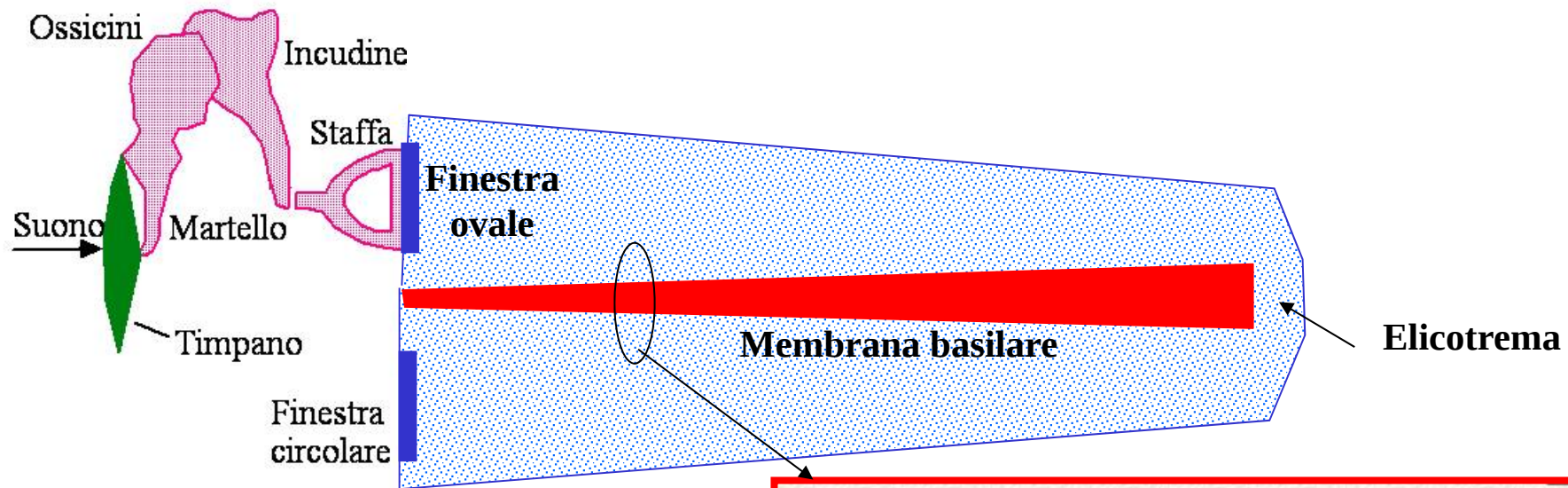
IHC – inner hair cell

Inner hair cells (IHCs) are contacted mostly by *afferent* nerve fibers that leave the organ of Corti to reach the cochlear nuclei in the brainstem. The animation visualizes the activation of an IHC by the fluid viscous drag applied to its stereocilia by the oscillation of the tectorial membrane.



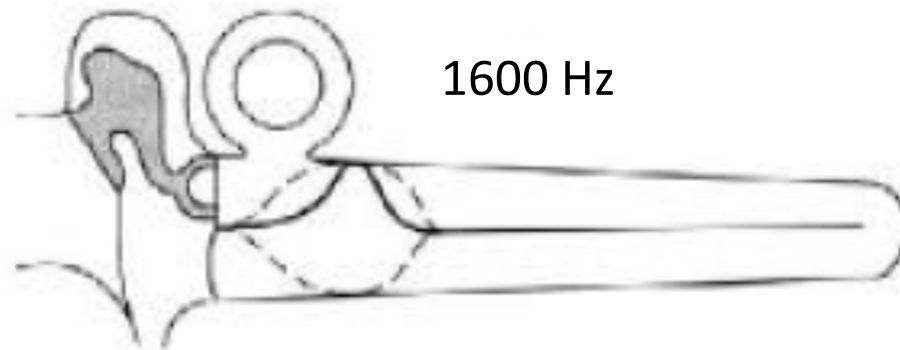
La membrana basilare

La membrana basilare è formata da fibre elastiche affiancate molto fitte e corte alla base, verso la finestra ovale, e via via più lunghe e meno fitte verso l'apice, dove l'avvolgimento a chiocciola ha termine. Qui un foro (l' elicotrema) mette in comunicazione la scala vestibolare con la scala timpanica.



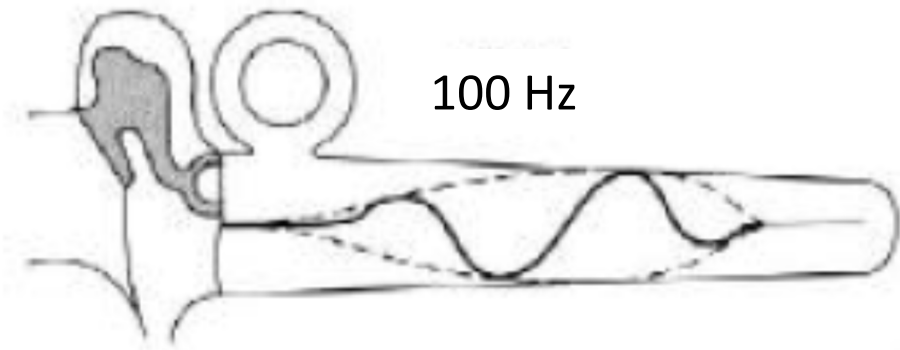
La trasduzione del suono

La struttura non uniforme della membrana basilare fa sì che l'onda viaggiante abbia un comportamento diverso a seconda della frequenza del suono



1600 Hz

- Un **suono ad alta frequenza** produce un'onda che si dissipa alla base (stretta e rigida) della membrana basilare

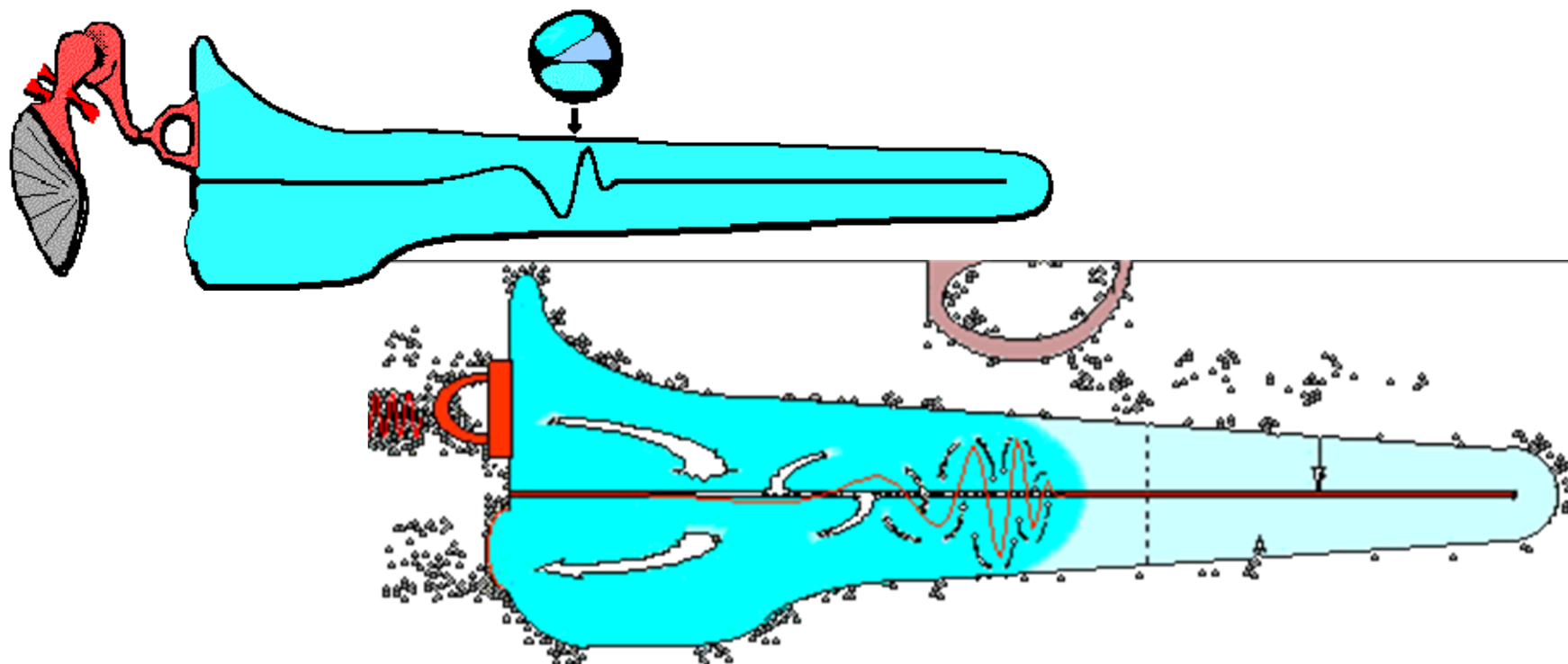


100 Hz

- Un **suono a bassa frequenza** produce un suono che si propaga fino all'apice (largo e flessibile) della membrana basilare

Cellule ciliate in diverse parti della membrana basilare hanno caratteristiche meccaniche diverse e sono quindi sintonizzate per diverse frequenze del suono

L'onda viaggiante



Nel sistema acustico esiste un'organizzazione spaziale sistematica dei neuroni e delle fibre, che si basa sulle frequenze (ovvero sui toni) ed è quindi detta **tonotopica**

La relazione fra la frequenza e la posizione del corrispondente sito tonotopico lungo la membrana cocleare è logaritmica, ed è espressa dalla mappa di Greenwood (1990)

L'azione della coclea

Equalizzazione dei livelli di stimolazione acustica. Un suono complesso è formato da molti toni che variano rapidamente di ampiezza e frequenza nel corso del tempo. La coclea fa in modo che anche toni di intensità molto diverse producano stimoli di intensità quasi uguali sul nervo acustico. Così, ad esempio, quando il nostro orecchio raccoglie simultaneamente un tono di una certa frequenza e di grande intensità e uno di frequenza abbastanza diversa e intensità cento volte più debole, siamo in grado di percepirli perfettamente entrambi.

Soppressione dei toni vicini meno intensi. Quando un tono di una certa intensità è affiancato da toni di frequenze un pò diverse e intensità minori, questi ultimi vengono soppressi quasi completamente. Il fenomeno è dovuto al fatto che il picco d'onda viaggiante che risponde al tono più intenso manda localmente in saturazione gli amplificatori cellulari della coclea. In questo modo, il nervo acustico viene stimolato solo dal tono di maggiore ampiezza, che è quello che viene percepito. Questo effetto ha grande importanza nella soppressione del rumore che molto spesso fa da sfondo ai segnali.

Accentuazione della risposta nell'attacco di un tono. Un tono che si accende improvvisamente produce inizialmente una risposta molto accentuata che si attenua rapidamente in 20 ms. Questo effetto, che è dovuto al modo con cui le fibre del nervo acustico rispondono alle variazioni di potenziale delle cellule ciliate interne, favorisce la percezione dell'istante d'inizio dello stimolo acustico.

Caduta della risposta alla fine di un tono. Questo effetto è in un certo senso il reciproco del precedente. La cessazione improvvisa di un tono produce, per un tempo di circa 20 ms, la soppressione della sensibilità uditiva per toni di frequenze vicine. Questo favorisce la percezione dell'istante di cessazione del tono.

Tutte le proprietà ora elencate sono di grande importanza per la funzione uditiva umana. Tuttavia, nonostante il fatto che l'uomo usi l'informazione trasmessa dall'apparato uditivo in modo assai più complesso di ogni altra specie animale, la coclea umana non appare molto diversa da quella degli altri mammiferi. In effetti, la necessità di individuare nel più breve tempo possibile la sorgente del segnale acustico, le sue caratteristiche e la sua natura, è di vitale importanza per ogni specie di mammiferi; non solo per poter distinguere l'amico dal nemico, ma anche per riconoscere, all'interno della propria specie, gli individui legati da un rapporto di parentela. Ciò che differenzia sostanzialmente la facoltà uditiva umana da quella degli altri mammiferi è l'uso che il cervello fa dell'informazione acustica prodotta dalla coclea.

Sensibilità e selettività

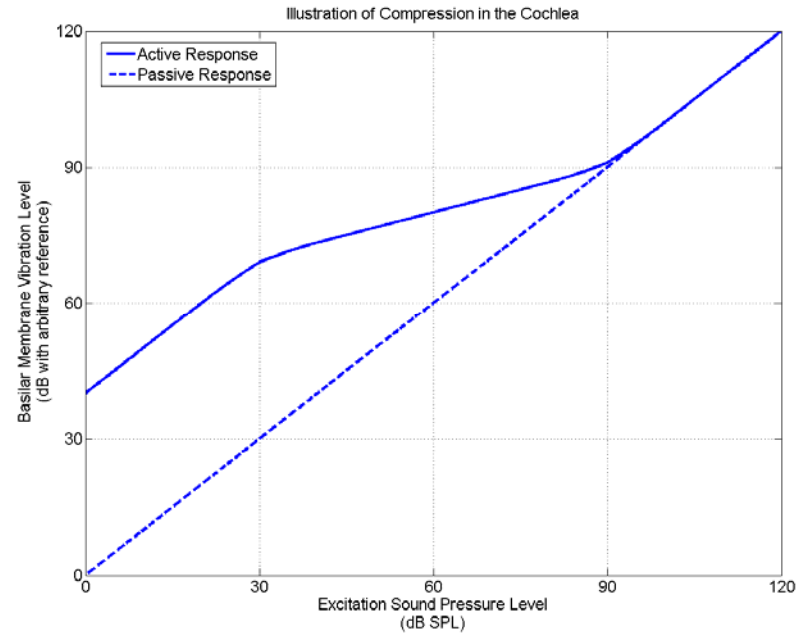
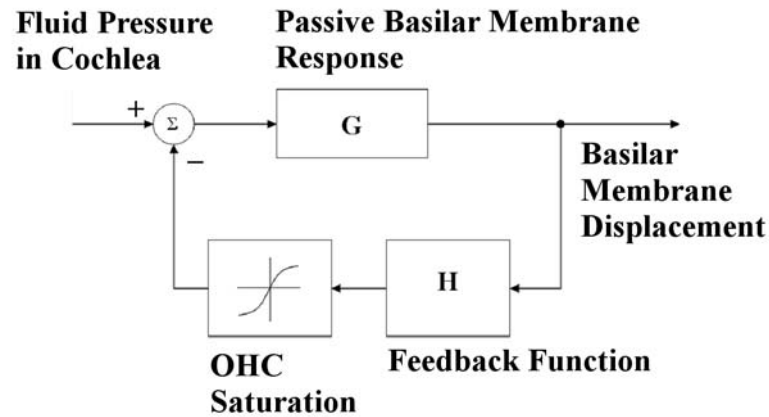
The human cochlea performs an extraordinary task of discriminating frequencies, of less than 0.004 octaves, over a wide frequency range, about 9 octaves (ca 1/2500), and discriminating levels, of less than 1dB, over a wide dynamic range, about 100dB (ca 1/100), .

In order to achieve this, the cochlea is distributed, nonlinear and incredibly sensitive.

- Alle frequenze medie ~2–4 kHz un soggetto con un buon udito può percepire un suono con un picco d'intensità di soli 20 microPa.
N.B.: 2 mPa pressione acustica di una conversazione normale a 1 m.
- La sensibilità dell'orecchio può essere apprezzata anche in relazione al movimento del timpano che per frequenze medie è dell'ordine di 0.1 Å

N.B.: 1 Angstrom= 10^{-10} metri (~ raggio atomico)

Compressione



The system has 40 dB of gain at low levels due to positive feedback, but this is gradually reduced as the OHC becomes saturated, until at high input levels there is no gain and the output level is the same as the input level. This is a clear and plausible mechanism for compression of the dynamic range reaching the IHC.

Perdite uditive

The lowest sound that an average person is able to hear (hearing threshold) has an amplitude of about 20 decibel. A person with a hearing threshold higher than that of an average person is said to have hearing losses. At present, about 360 million people worldwide have disabling hearing losses [16].

Hearing losses can be classified as **conductive**, **sensory-neural**, and **retro-cochlear** or central [17].

- In the first case the damage responsible for the hearing loss is located in the external or in the middle ear, so that the sound path is interrupted;
- in the second case the damage is located in the inner ear,
- while in central hearing loss the damage is located along the pathway from the cochlea to the cortex.

Several external as well as internal agents can induce hearing loss, with different consequences both on the ear physiology and functionality. Conductive hearing losses can be due to trauma, that can damage the tympanic membrane or disrupt the ossicle chain, or by otosclerosis. Sensory-neural hearing losses are linked to the death of OHC. This can be the result of ageing, of exposure to drug or to high level sounds or noise.

Age-Related Hearing Loss (ARHL)

Age Related Hearing Loss (ARHL), also referred to as presbycusis, is the progressive deterioration of hearing ability that occurs with normal aging and it is one of the most chronic conditions in elderly people [18].

ARHL affects 23% of the population between 65 and 75 years of age, and 40% of the population older than 75 years in the USA. In Europe, it affects 2.3% of the population between 40 and 50 years of age, and over than 30% of the population above 70 years [19].

Presbycusis is common in industrialized societies and is less pronounced in other societies. This discrepancy has been attributed to many factors including genetics, diet, and socioeconomic and environmental factors.

Noise Induced Hearing Loss (NIHL)

Noise Induced Hearing Loss (NIHL) is a sensory-neural hearing loss with great public health relevance. Every year, approximately 30 million people in the United States and 30 million people in Europe are exposed to occupational noise [19, 28, 29].

Prolonged exposure to intense noise can induce a transitory fatigue of the organ of Corti, which in turn leads to a transitory rise of the hearing threshold levels, i.e. a rise of the intensity of the minimum audible incoming sound, or can induce a permanent damage with particular reference to the higher frequencies.

Depending on the intensity of the noise, multiple anatomical changes can be found in the inner ear after the acoustic trauma, ranging from distorted stereocilia of inner and outer hair cells, to a complete destruction of OHCs followed by IHCs death and rupture of intracochlear membranes.

La diagnosi

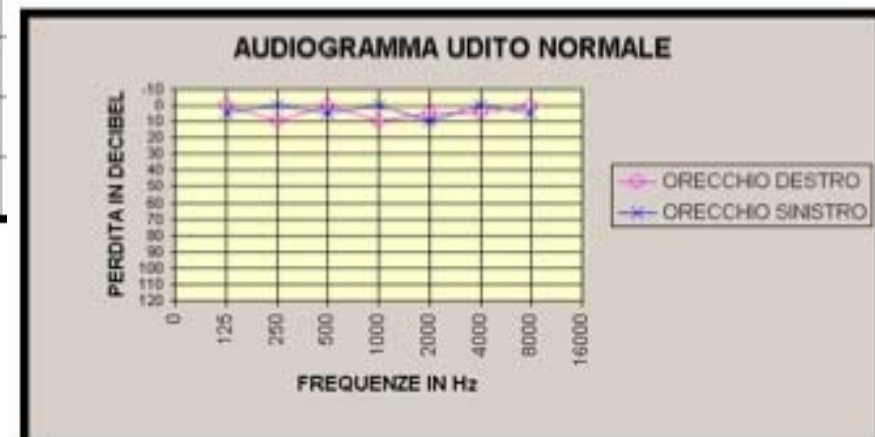
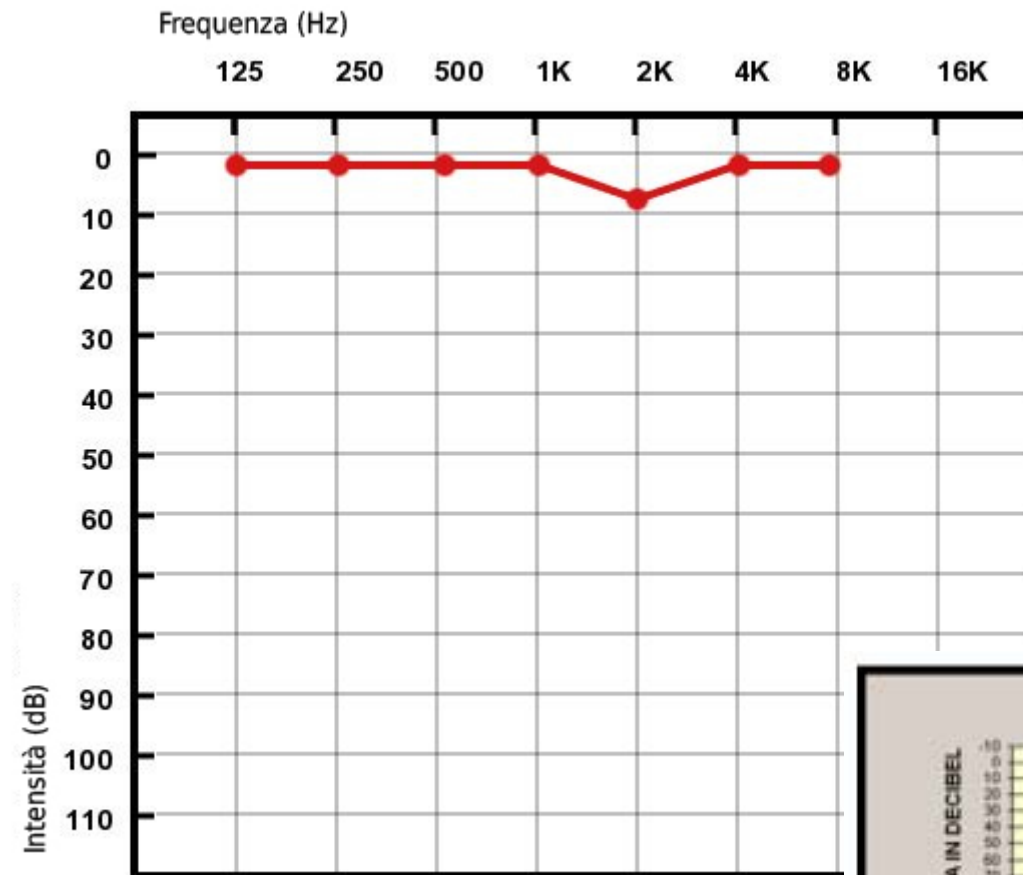
Tests performed to discern hearing losses include: tympanometry, electrocochleography, evoked potential, **pure tone audiometry, and the ILO** test.

The pure tone audiometry (PTA) is the more widespread method used in the assessment of hearing. It consists in the evaluation of the hearing threshold at different frequencies: at each considered frequency, pure tones are presented into the aural canal with decreasing intensities until the patient is no longer able to hear them.

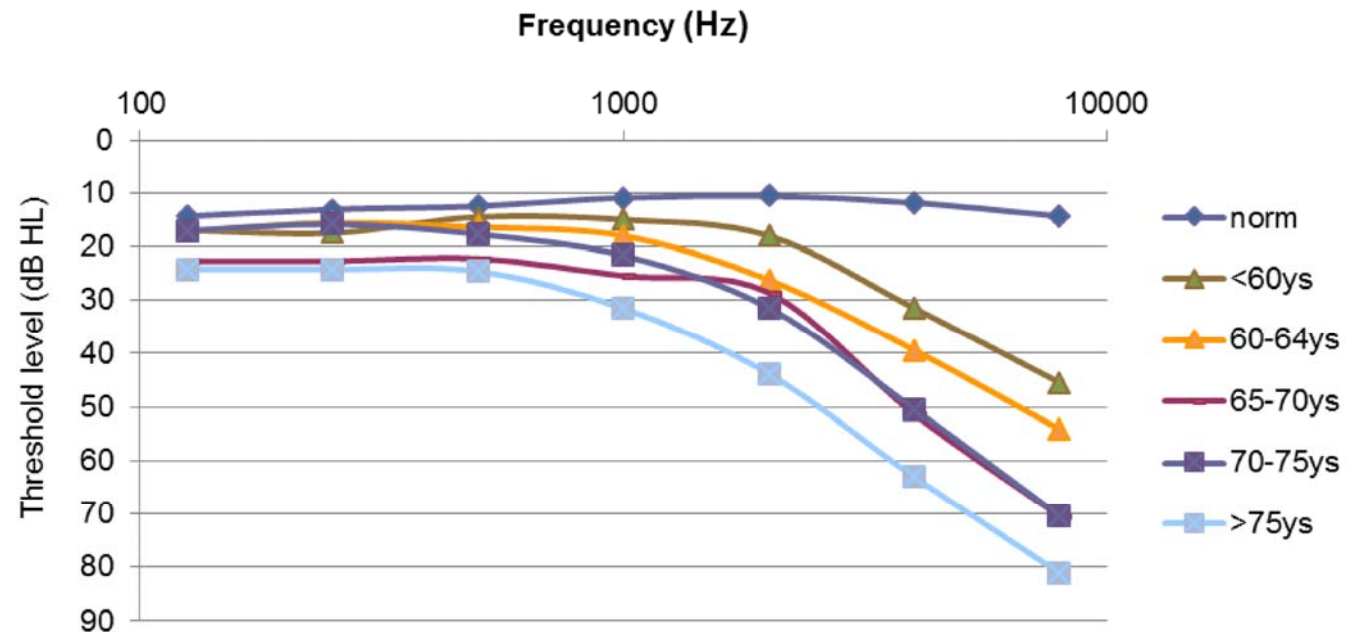
Although the human auditory range is from 20 to 20000 Hz, PTA covers in a strict sense the speech spectrum: 250, 500, 1000, 2000, 3000, 4000, 6000 and 8000 Hz.

The PTA output is a graphical representation of the obtained thresholds (audiogram) with the frequency in hertz (Hz) on the horizontal axis and the hearing level (HL) measured in dB on the vertical axis. On the PTA graphs the hearing thresholds are reported in an inverted way: the higher the threshold, the lower the position within the vertical scale. Starting from a normal threshold from 0 to 20 dB at all frequencies, a 6 dB increase in the hearing threshold represents a doubling of sound pressure level. Accordingly, hearing loss is classified according to how far the marks go down on the audiogram, and at what frequencies that occurs

Audiogramma



ARHL



Schuknecht et al. [20, 21] defined four types of ARHL according to the origin of the lesion: sensory, strial, conductive and neural. Sensory loss is characterized by the death of the outer hair cells (OHCs) in the Corti's organ, usually beginning with the OHC located at the cochlea's base where the higher frequencies of the sounds are detected, and then progressing toward the apex where the lower frequencies are detected. Strial loss, also referred to as metabolic loss, is linked to the atrophy of the capillary and blood vessels, which help maintaining the metabolic processes of the cochlea. Strial loss is a process that involves the whole cochlea.

Conductive loss is due to the loss of motility of the basilar membrane due to its thickening and stiffening, while neural loss corresponds to the dead of nerve cells

L'esposizione al rumore ha la caratteristica peculiare di provocare un danno alla coclea in una posizione specifica, ovvero danneggiando le cellule ciliate che rispondono alla frequenza di 4 kHz.

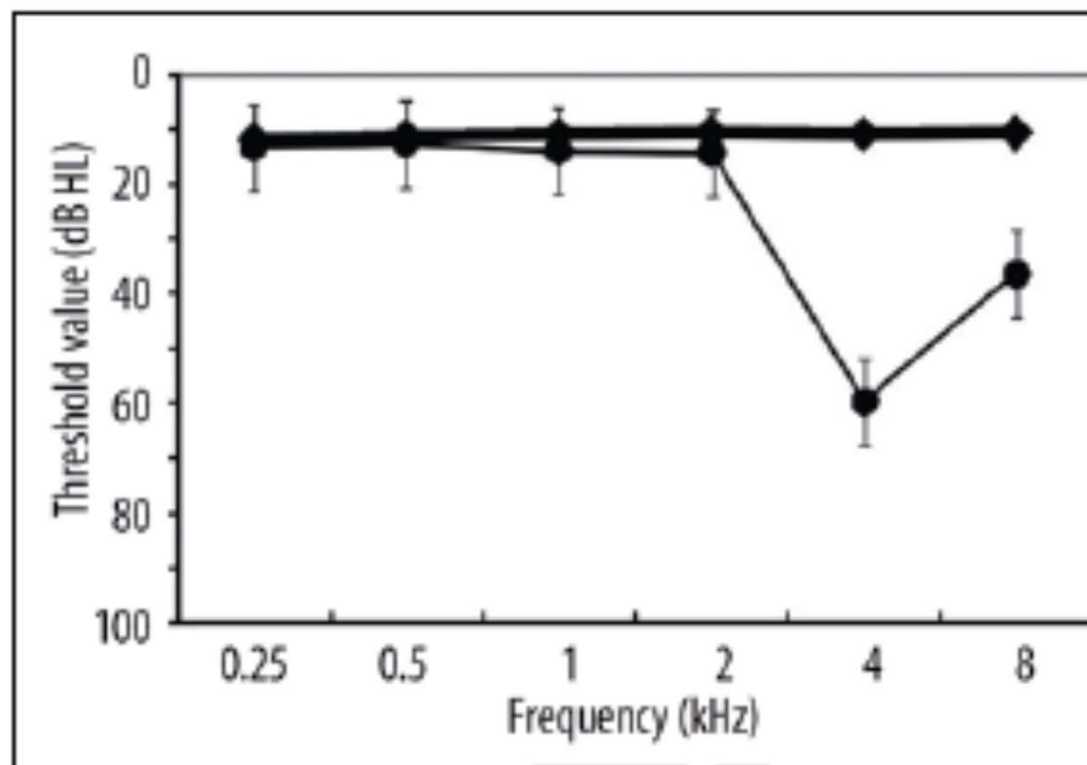


Figure 1. Mean pure-tone hearing thresholds (PTT) averaged across ears of the Normal (bold line) and IH (thin line) groups. Bars represent the standard deviation from the mean. IH ears included in this study showed a 4 kHz notch greater than 30 dB HL using pure-tone audiometry; at this frequency the mean threshold level was 59.6 ± 17.4 dB HL.

Le emissioni otoacustiche

La coclea, e in particolare l'organo del Corti, ha insito un processo attivo di amplificazione del suono.

Tale processo è a sua volta in grado di produrre suoni....



Nel 1977, David Kemp ha pubblicato il primo lavoro sulla esistenza di risposte evocate dalla coclea, chiamate “echi cocleari”

Misura OAE

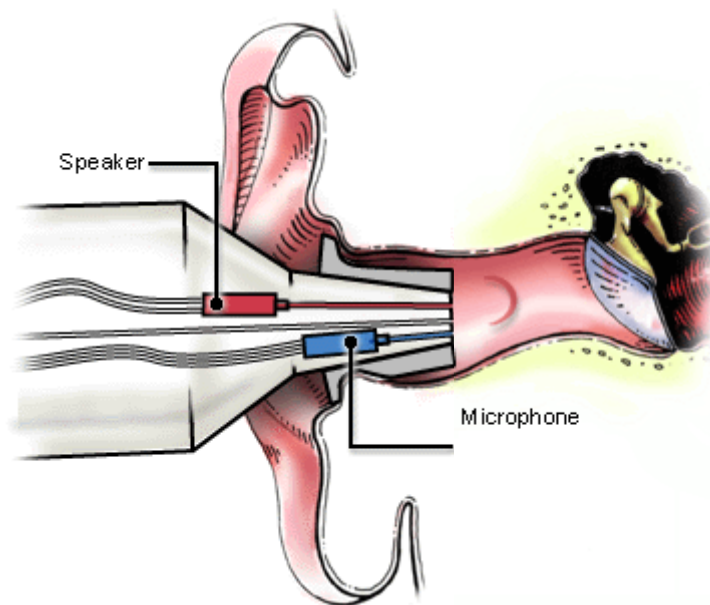
Le emissioni otoacustiche vengono registrate con un microfono posto nel canale uditivo.

Si distinguono in:

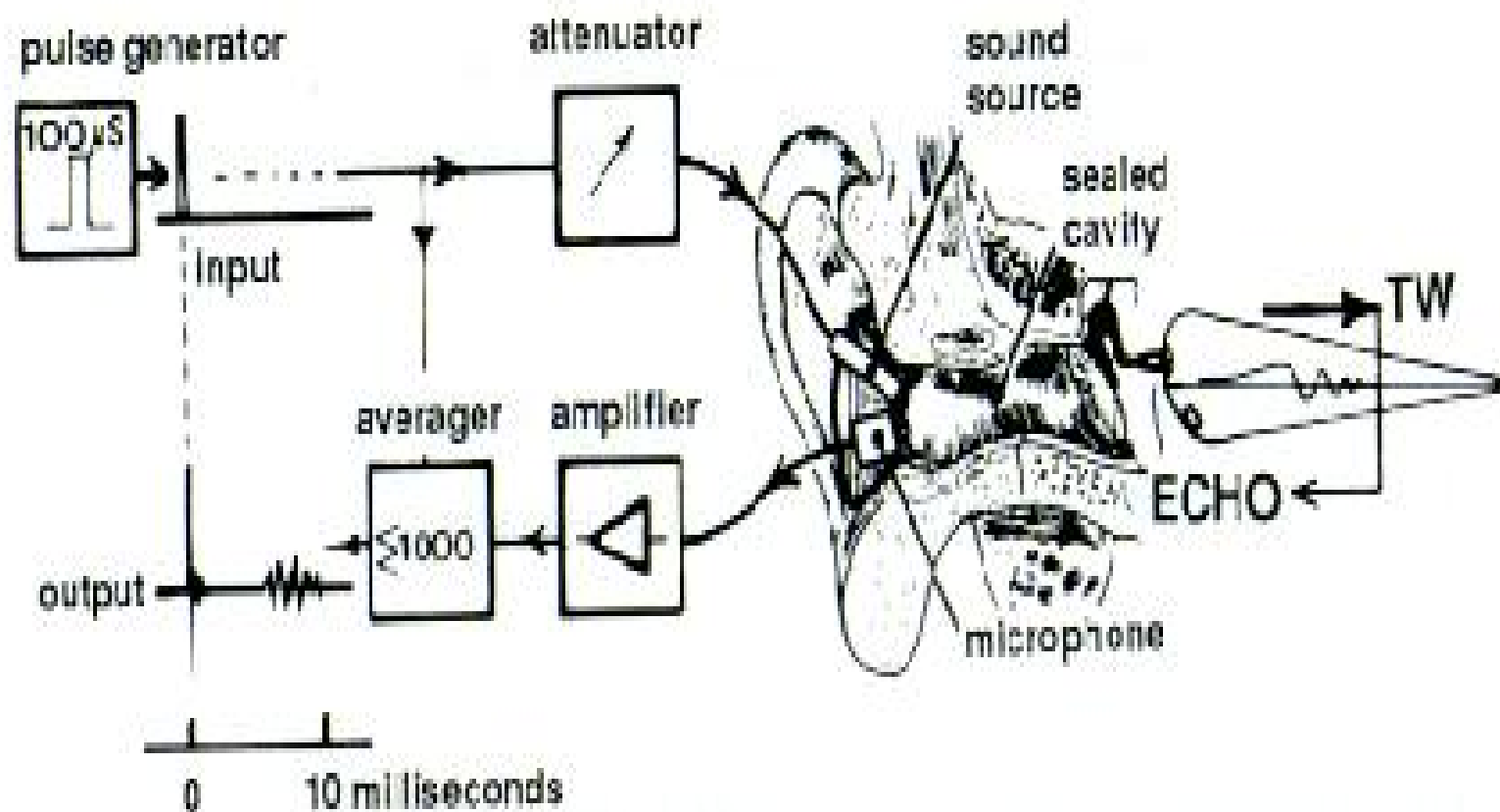
Emissioni evocate:

- da transienti (TEOAEs): ottenute inviando un segnale transitorio (in genere un click – i.e. una rect)
- prodotti di distorsione (DPOAEs): ottenute stimolando la coclea con due toni puri le cui frequenze sono in un rapporto opportuno

Spontanee (SOAEs): si registrano senza inviare stimoli (derivano dai processi interni alla coclea, come il rumore Browniano)



Registrazione emissioni otoacustiche



orecchio esterno -> microfono

L'apparato

ILO 88 – ILO 92



- Each cable is clearly marked A or B on both connectors. The 25-pin connector should be fitted to the amplifier and the 15-pin connector to the interface card.



- SGS-type general purpose TEOAE serviceable probe (red) or SNS type newborn TEOAE serviceable probe (blue) (Includes 20dB attenuator)



- BP adult DPOAE probe



- HP newborn DPOAE probe



Origine OAE

Sull'origine delle emissioni otoacustiche non c'è ancora un consenso generale.

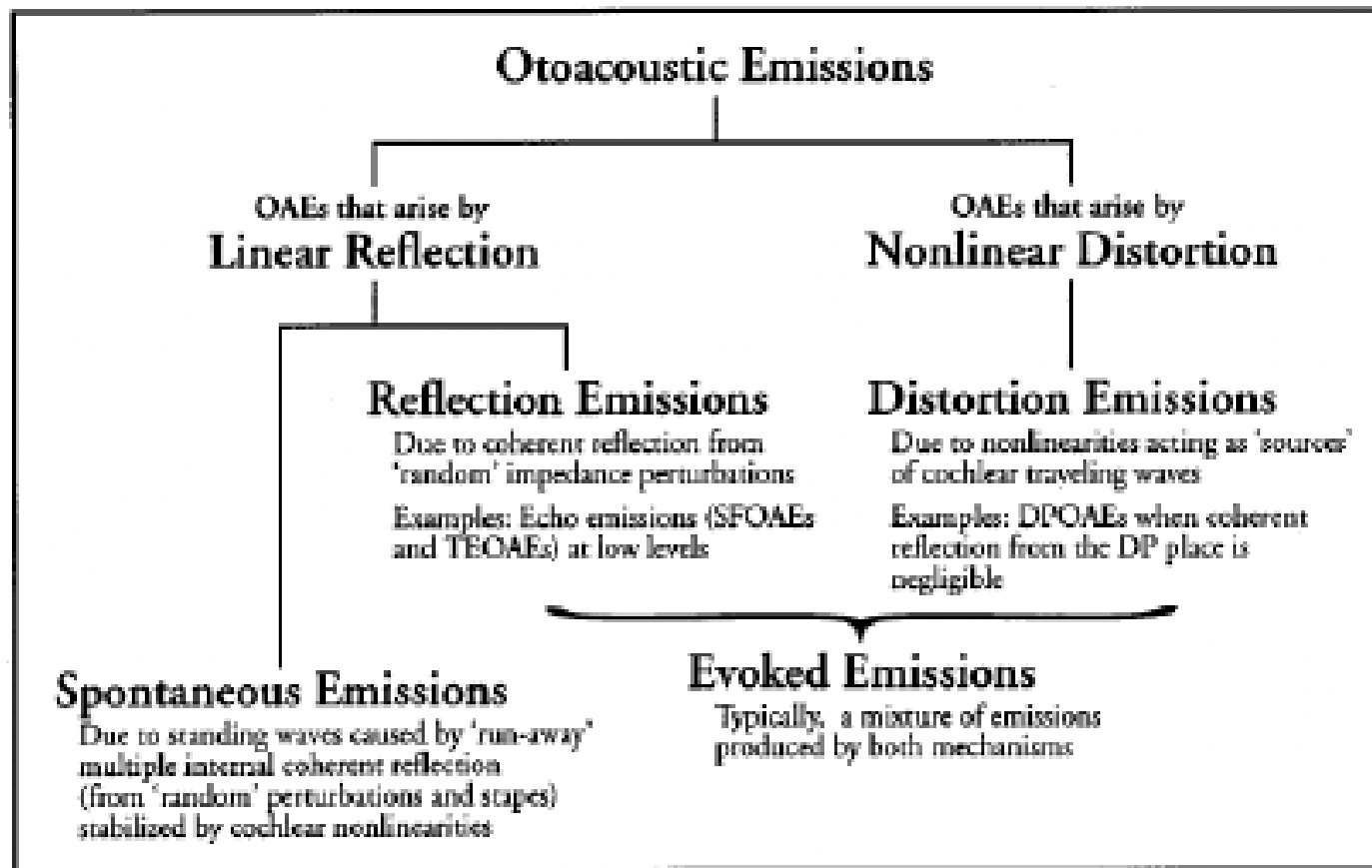
Le OAE sono un fenomeno di natura **non-lineare** (come evidenziato da fenomeni di saturazione e intermodulazione). Negli ultimi 20 anni gli studi hanno evidenziato i meccanismi attivi delle OHC come i possibili siti principali di origine delle OAE.

Il processo di emissione potrebbe essere generato dalla riflessione dell'onda viaggiante all'interno della coclea e/o dai processi non lineari di amplificazione legati alle OHC. Shera and Guinan (1999) hanno suggerito che i segnali OAE sono il risultato della combinazione dei processi nonlineari (che generano DPOAEs) e meccanismi di riflessione (che genererebbero le TEOAEs).

La riflessione è legata a “discontinuità” presenti sulla membrana basilare per l'onda di pressione (l'onda viaggiante...)

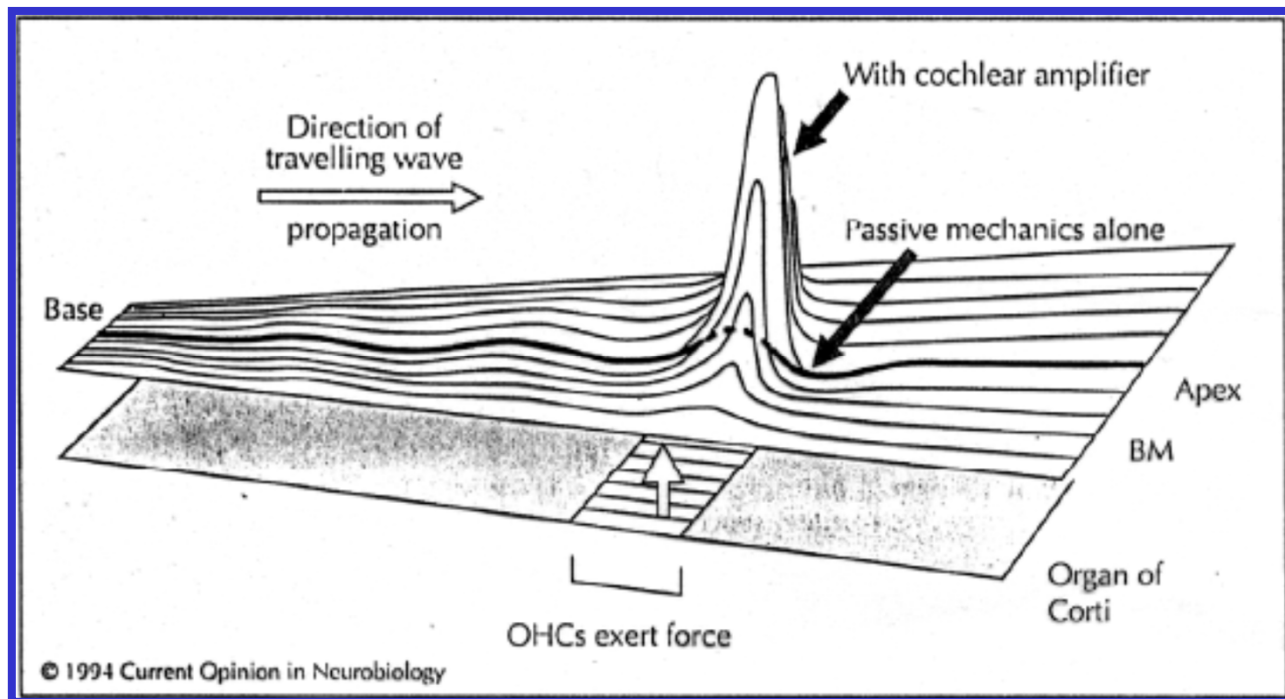
Origine OAE

Mechanism-Based Taxonomy for OAEs



Shera and Guinan, JASA (1999)

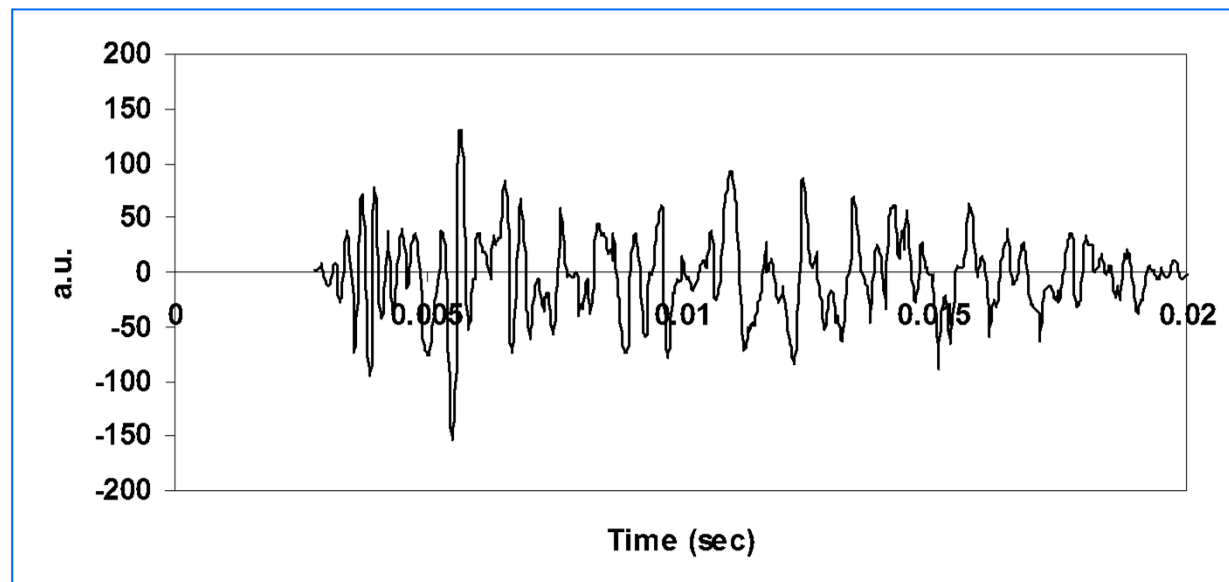
Origine OAE



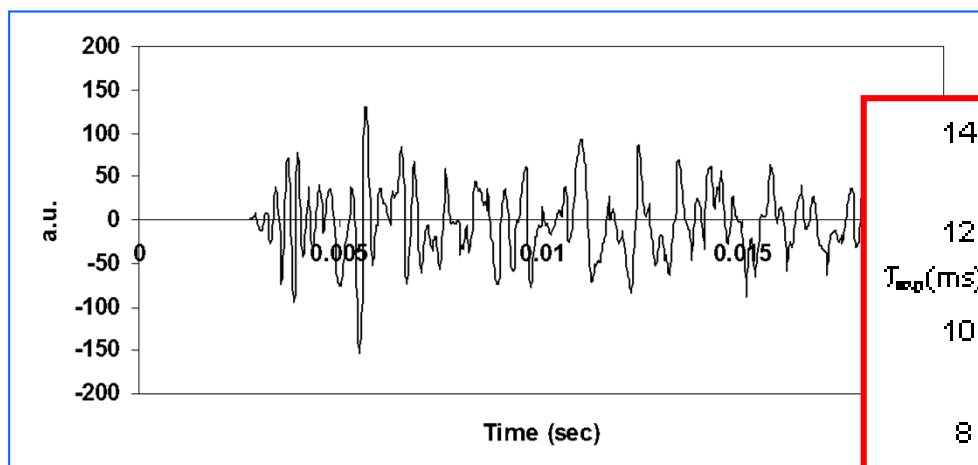
Segnale TEOAE

Finestra di registrazione : 20 ms (valore default), 12 ms con neonati e piccoli bambini.

- **Tipo di analisi (default)** : Analisi spettrale di tipo Fourier (FFT)
- **Stimoli** : 80 μ s click (70 -94 dB SPL), Tone burst (raramente) 80- 82 dB SPL.
- **Banda di stimolazione**: 12.5 kHz (teoricamente), in realtà per tanti sistemi la sonda utilizzata non risponde in modo lineare sopra 5 kHz

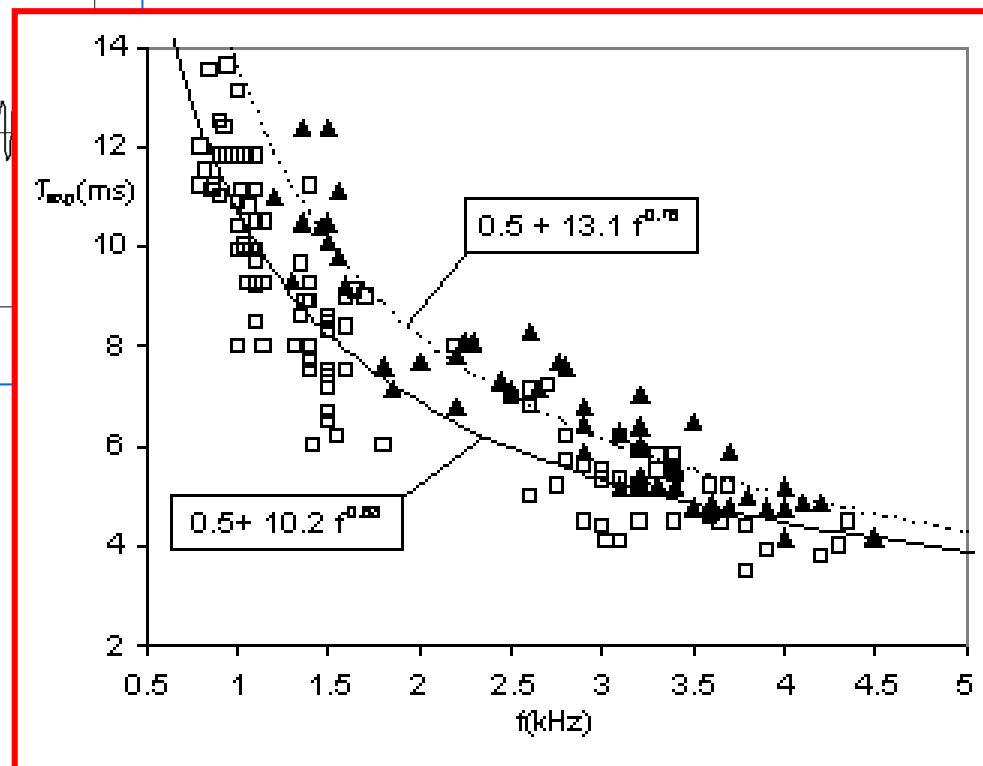


Latenza frequenza



La latenza delle OAE è essenzialmente dovuta al tempo di percorrenza del segnale acustico lungo la membrana cocleare fino al sito tonotopico corrispondente alla frequenza in esame e indietro fino alla finestra ovale. E' possibile

~~tenuto~~ anche del piccolo (ma non trascurabile) contributo dovuto alla propagazione del suono nell' orecchio esterno e medio.



Uso clinico OAE

Le TEOAE sono caratteristiche di un sistema uditivo funzionante (i.e. proprietà di un orecchio normale). Alterazioni della coclea (come danno alle OHC legato ad esposizione al rumore, o perdita funzionalità uditiva per l'età) si ripercuotono sul segnale TEOAE in termini di ampiezza e rapporto segnale / rumore.

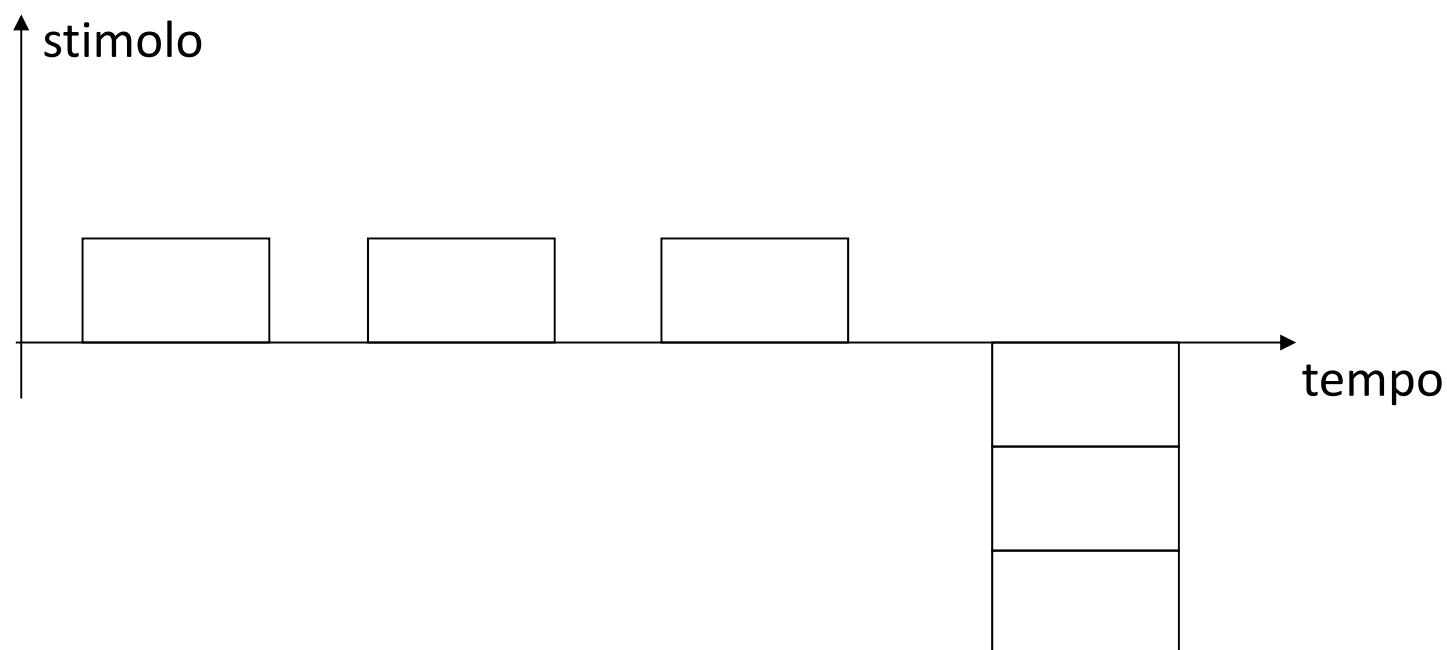
E' un'indagine che non richiede la collaborazione del paziente (come audiogramma...)
Quindi ottima per bambini....

Le risposte TEOAE mostrano una notevole riproducibilità (80-90%).

I segnali TEOAE sono estremamente bassi con ampiezze tipiche inferiori a 500 μPa (+20 dBspl $\rightarrow$ 200 μPa $\rightarrow$ 10 μV). Nei neonati le ampiezze sono tipicamente maggiori.

Stimolo TEOAE

In genere si usa il “paradigma non lineare” ovvero uno stimolo costituito da tre “click” di uguale ampiezza e polarità, seguiti da un quarto “click” con ampiezza pari a 3 volte quella degli stimoli precedenti e polarità invertita. In questo modo, si annullano le risposte lineari del sistema (riflessioni del microfono, canale auricolare ed orecchio medio) che non provengono da processi attivi tipici della coclea.



Il test clinico

Lo stimolo viene inviato più volte e le risposte vengono memorizzate in due buffer indipendenti (A e B). Vengono inviati fino a 260 treni di 4 click per buffer. I valori memorizzati vengono filtrati, mediati, e viene valutata la correlazione tra le due forme d'onda medie dei due buffer.

La correlazione viene indicata con il parametro REPRO. Quando il valore del REPRO è maggiore di 70 (può essere scelta diversa...), il segnale è considerato fisiologico (ILO92 TEST è PASS), mentre un valore inferiore a 70 è considerato indice di possibili problemi uditivi (ILO92 TEST è FAIL).

Il REPRO può essere anche valutato per bande, suddividendo il segnale in bande di frequenza, in modo da evidenziare problemi di singoli “tratti” della coclea (come un eventuale danno al rumore, tipicamente a 4 kHz..)

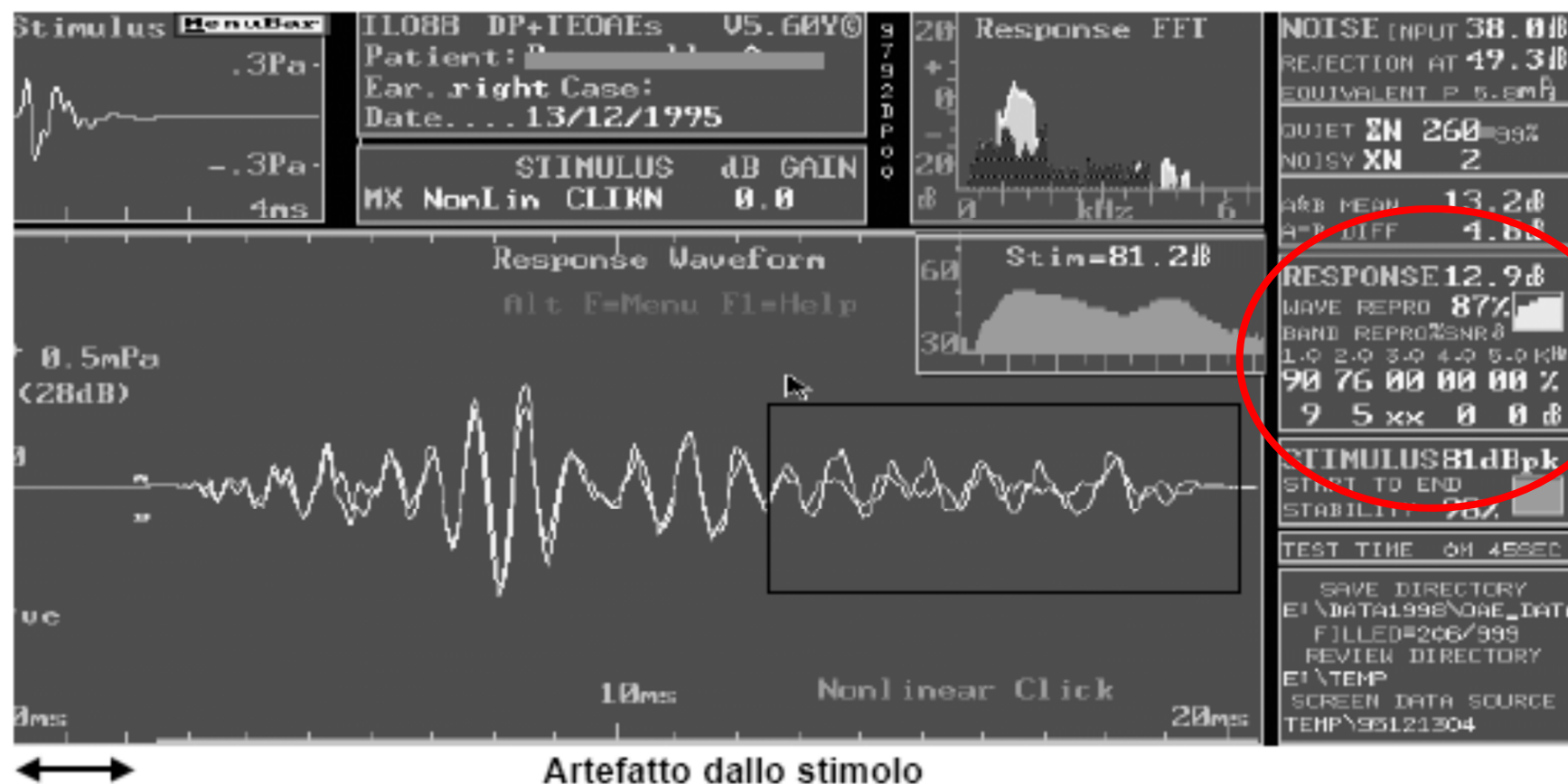
Il test clinico

TEOAEs : Adulto Normale

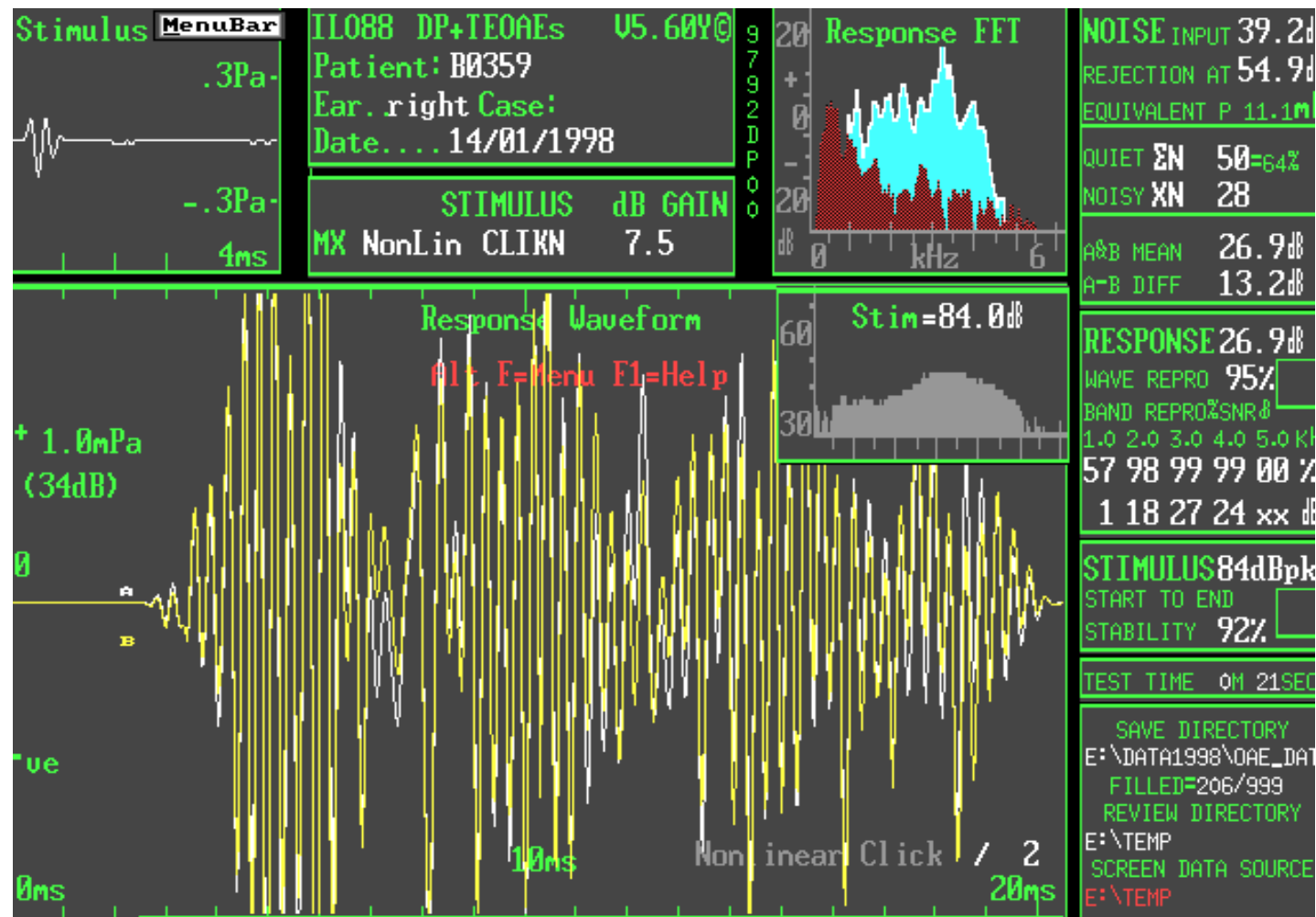


Il test clinico

TEOAEs: Caso SNHL > 40 dB HL in 2-4 KHz

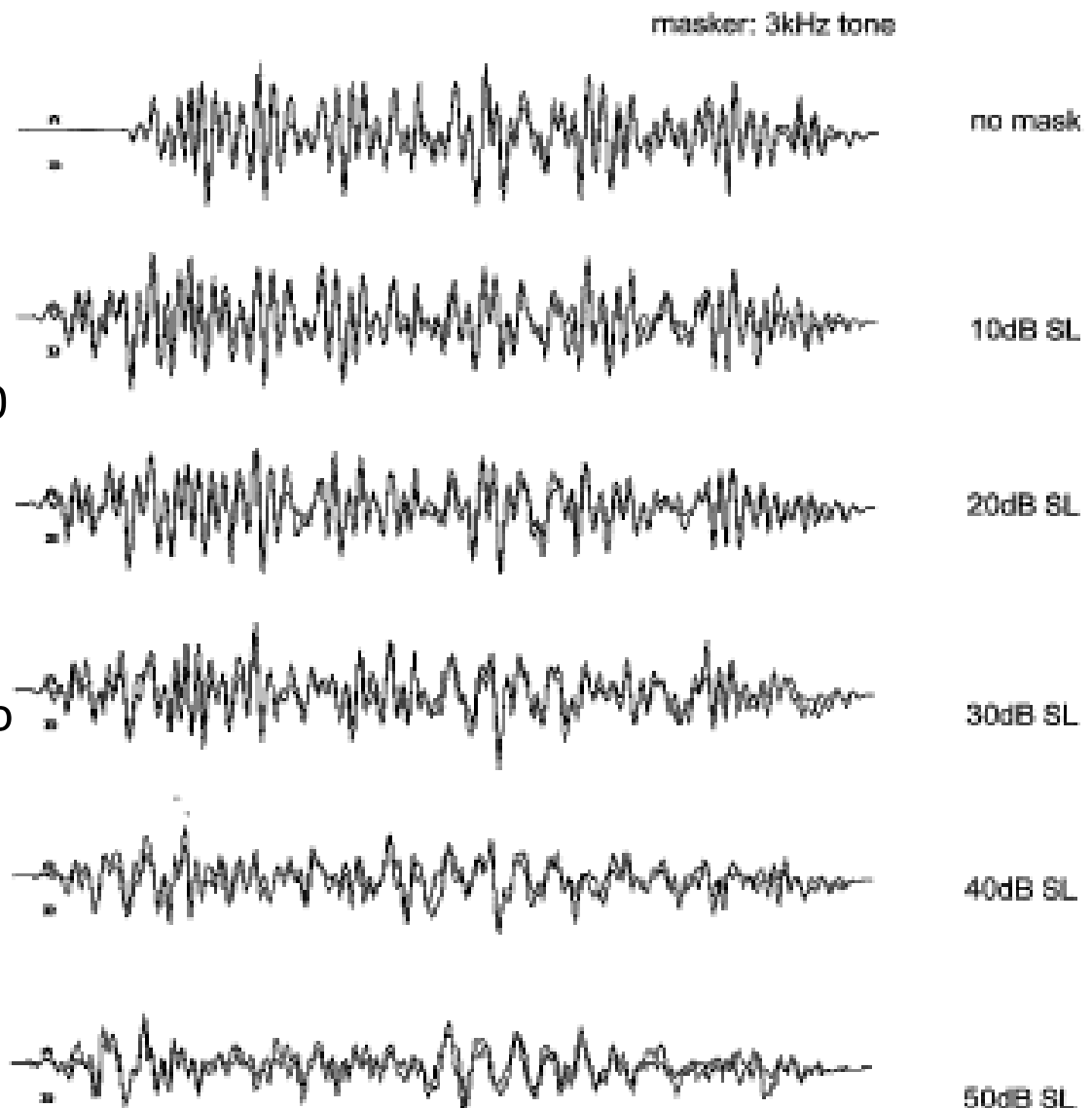


Il test clinico - neonato



Le misure

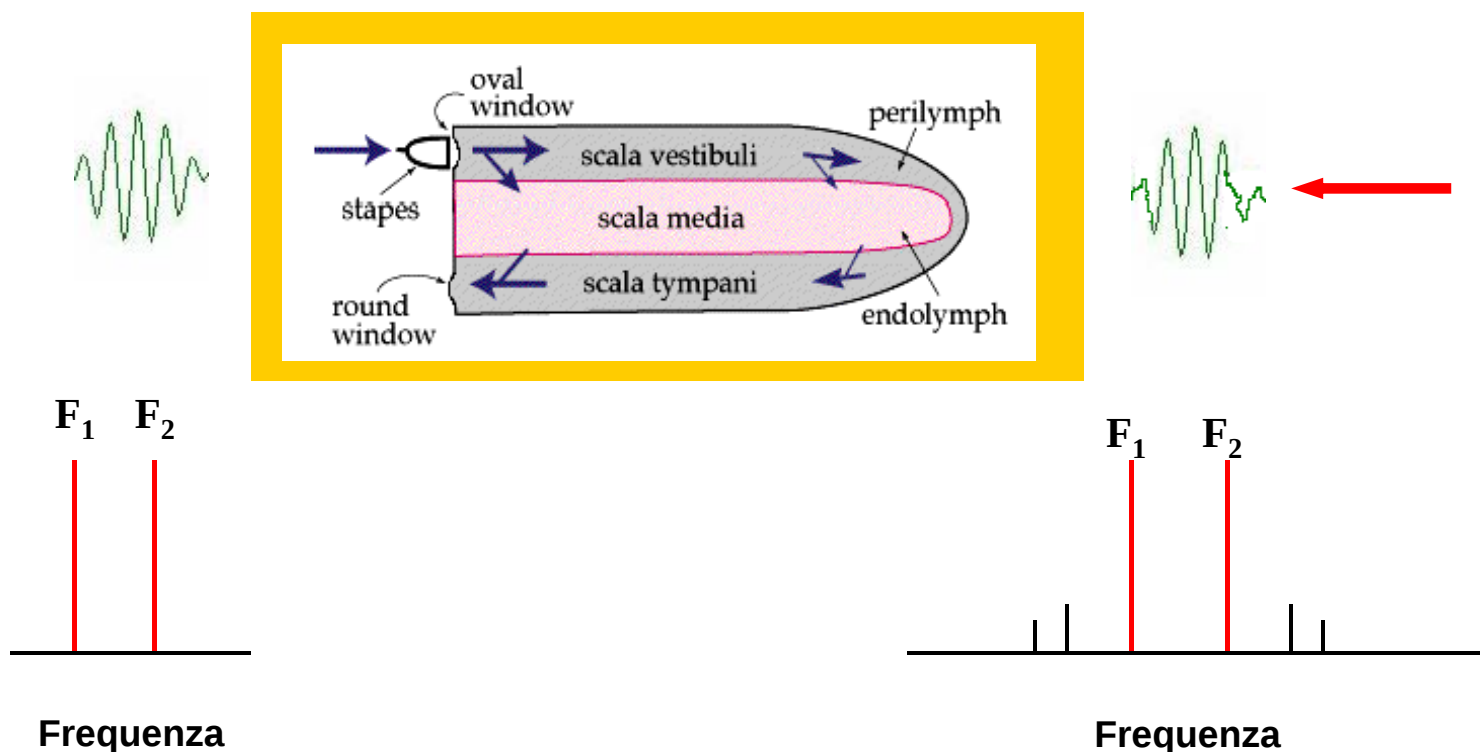
Click-evoked OAE di un giovane adulto normoudente. Lo stimolo è di una intensità 20 dB SL. Lo stimolo è stato quindi ripetuto insieme ad un tono di “maschera” a 3 kHz con intensità crescente (0 – 50 dB SL) allo stesso orecchio. Si vede che i livelli di risposta della TEOASE decrescono con l’ intensità dello stimolo di maschera. Nella banda intorno a 3 kHz, si trova una soppressione di 6 dB nel segnale TEOAE quando lo stimolo di maschera è pari a 35 dB SL



DPOAE

I Prodotti di Distorsione (DPOAEs) sono risposte generate da una stimolazione cocleare tramite due toni F_1 e F_2 (chiamati toni primari) di frequenza diversa. Le due frequenze hanno tipicamente un rapporto compreso tra 1.18-1.3.

I prodotti di distorsione sono una serie infinita del tipo $2F_1-F_2$, $2F_2-F_1$, $3F_1-F_2$, di cui $2F_1-F_2$ è il prodotto più importante dal punto di vista clinico.



DPOAE

Ad es.

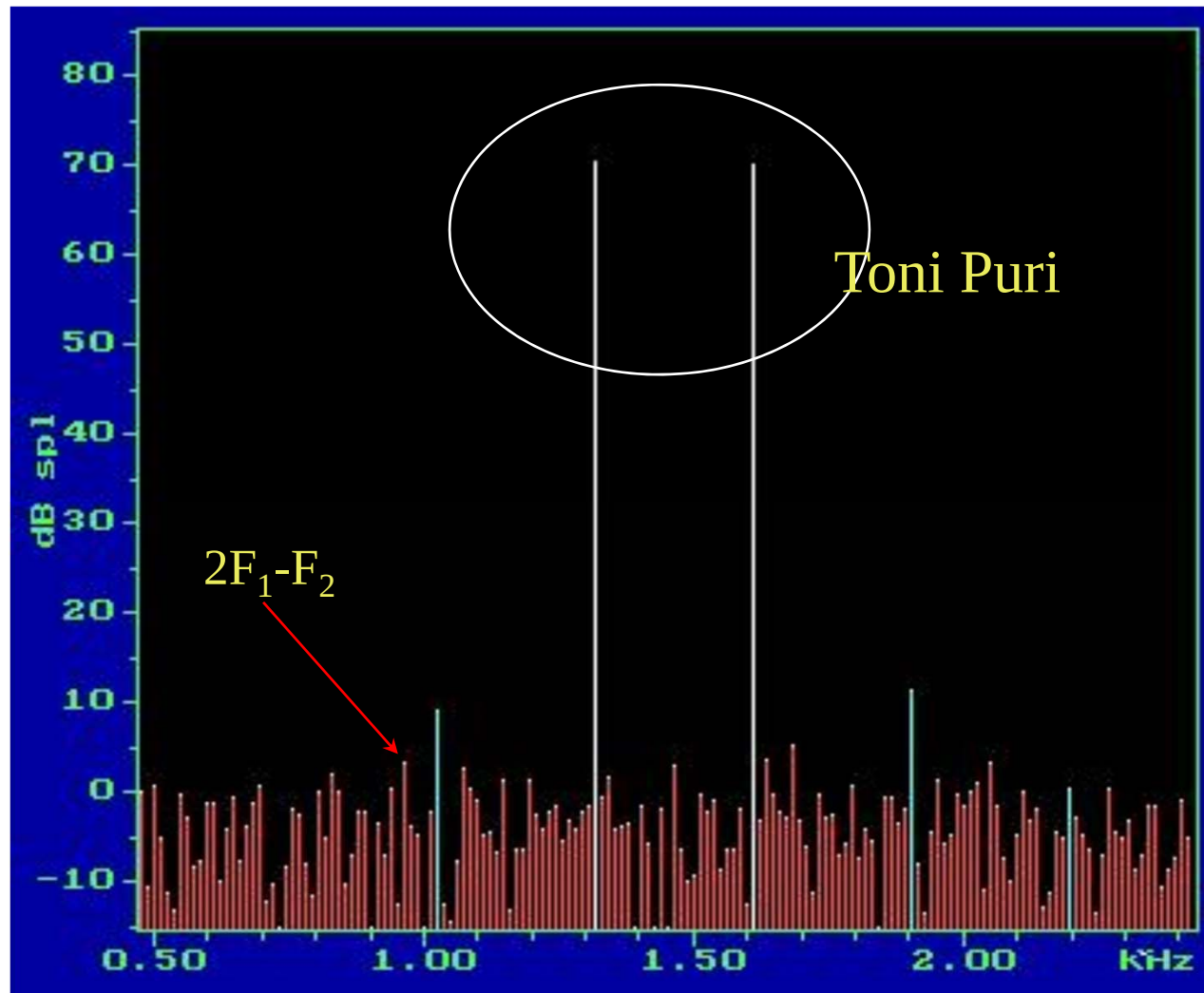
$F_1 = 1$ kHz

$F_2 = 1.2$ kHz

$F_2/F_1 = 1.2$

$2F_1 - F_2 = 800$ Hz

$2F_2 - F_1 = 1.4$ kHz



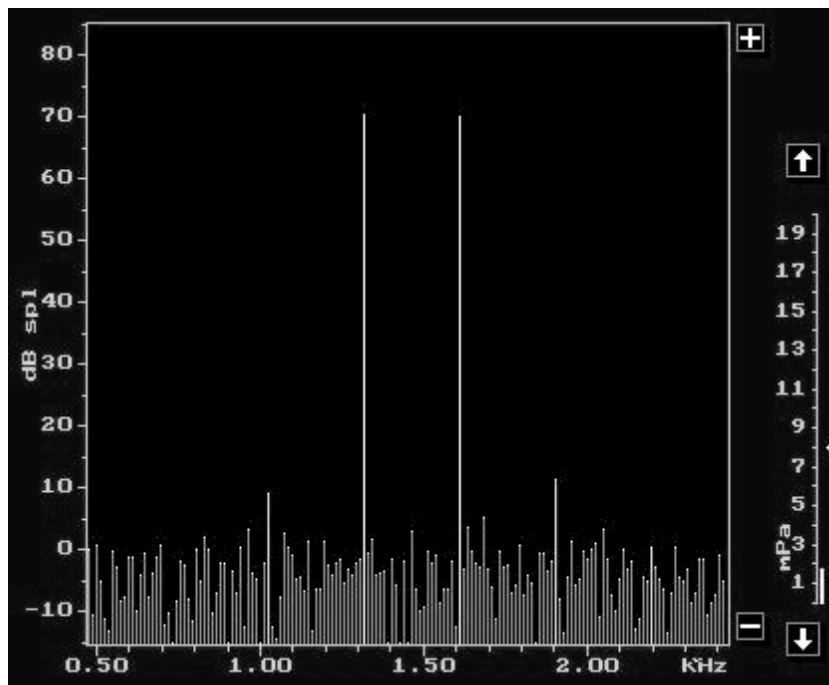
Analisi DPOAE

- **Tipo di analisi :** (Fourier) DP-GRAM, Input-Output
- **Stimoli :** 50 - 75 dB SPL.

Per identificare meglio deficit uditivi si usano protocolli asimmetrici (i.e. 65-55, 65-50 etc). Tuttavia, sopra i 70 dB SPL, il vantaggio dei protocolli asimmetrici non vale più (i.e. 75-65 uguale a 70-70).

Le risposte sono registrate **contemporaneamente** agli stimoli

- **Banda di stimolazione:** 1.5 k - 8.0 / 10.0 kHz



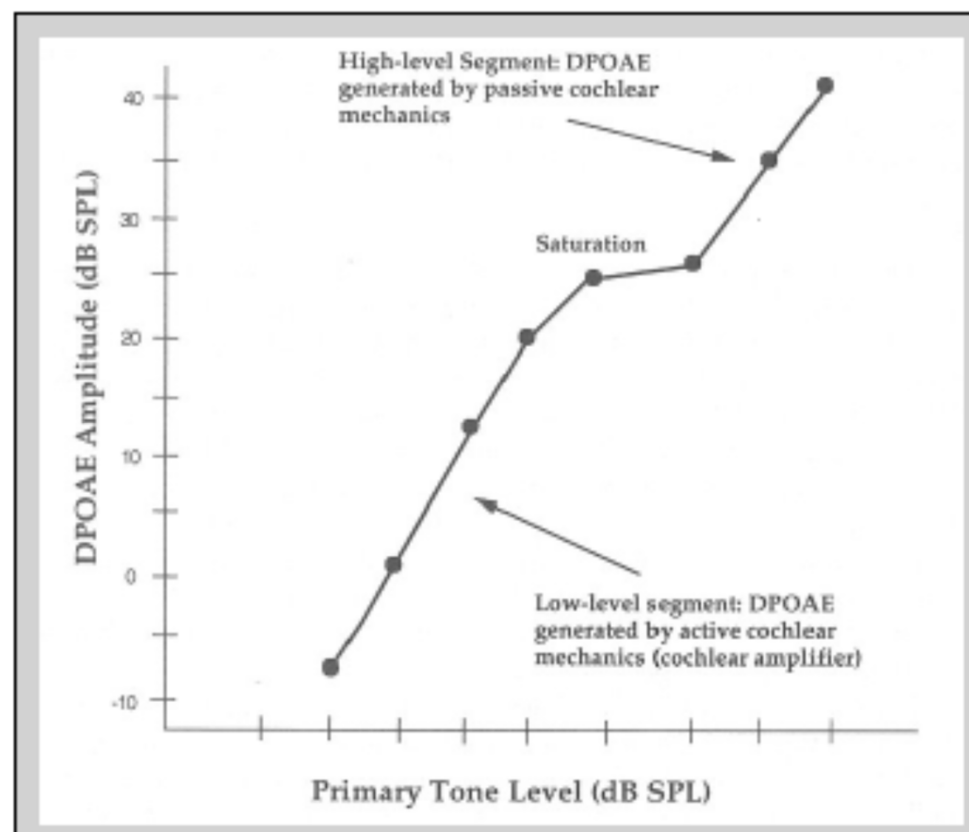
- **L'ampiezza della risposta** dipende da:
 - Il livello e la frequenza dei toni primari.
 - Il rapporto F_{ratio} tra i toni primari.
I valori che usiamo clinicamente sono un compromesso tecnico.....
- **Latenza:** Dipende da livello di stimolazione.

Uso clinico DPOAE

Si possono fare due tipi di indagine:

- DP-GRAM: si fissa il livello dello stimolo per i due toni puri e si variano le frequenze;
- Input-Output: si fissa la frequenza del prodotto di distorsione e la si studia al variare dell'intensità degli stimoli

Ad es., Input – output alla
frequenza di 4 kHz, con livelli di
ingresso tipo:
35-25, 40-30, 45-35, 50-40 DB SPL

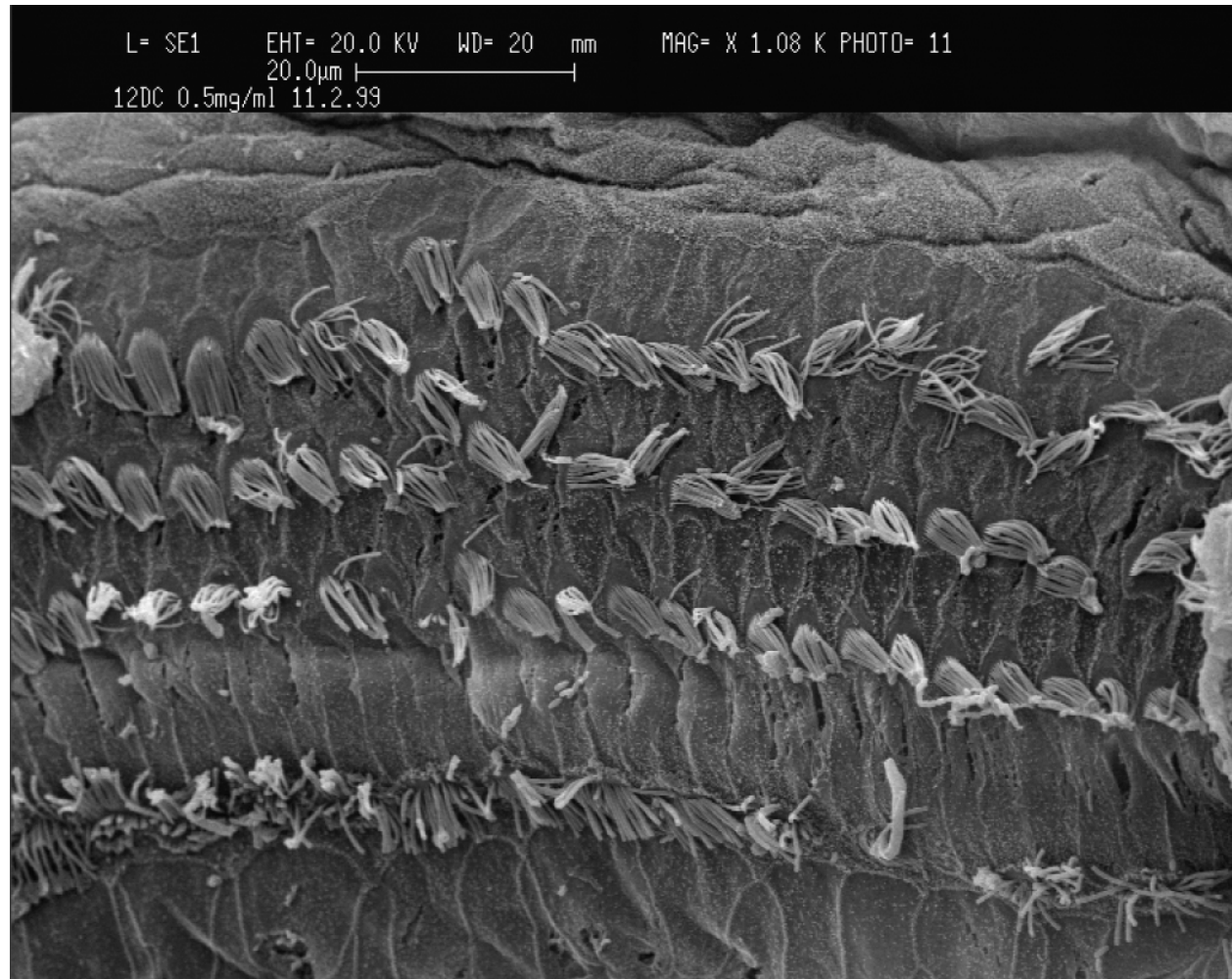


Effetti ototossicità

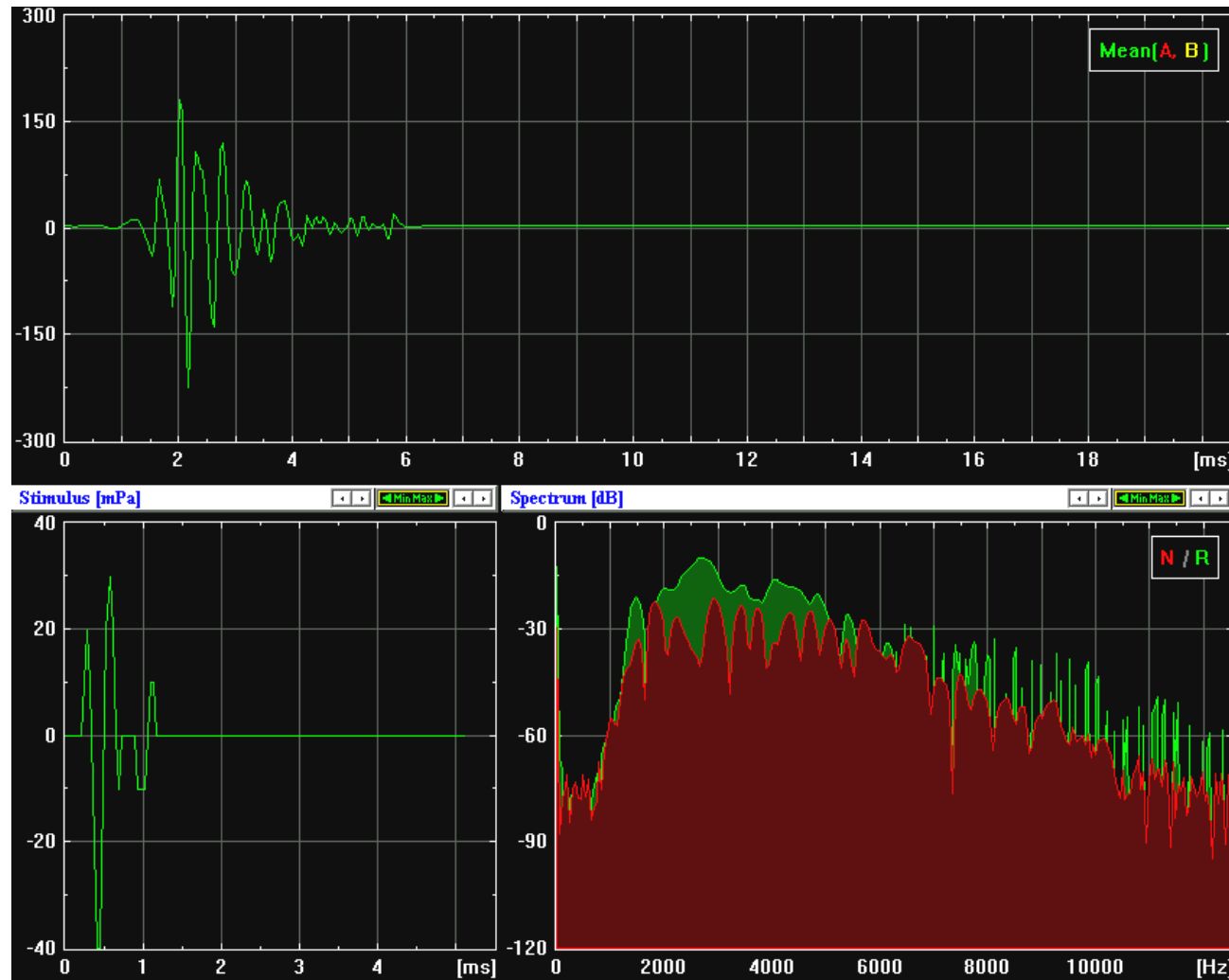
Si parla di ototossicità quando un agente esterno provoca la morte delle cellule ciliate esterne.

Il rumore può avere questo effetto, così come diverse sostanze chimiche.

Tra i farmaci, è nota l'azione ototossica degli antiinfiammatori



Effetti ototossicità



La ricerca: sviluppo di modelli cocleari

Perché un modello cocleare?

- Progressi sistematici si osservano nella diagnostica e nel trattamento delle patologie uditive
- MA i meccanismi alla base di molte patologie non sono ancora del tutto compresi
- I modelli cocleari sono utili perché permettono una descrizione “essenziale” dei principi della percezione uditiva (ad es l’ECG: un segnale “grossolano” che però a “prima vista” fornisce indicazioni sullo stato di salute del soggetto; vorremmo ottenere le stese indicazioni dalle TEOAE)



Protesi acustiche

Emissioni Otoacustiche

Comprensione del linguaggio

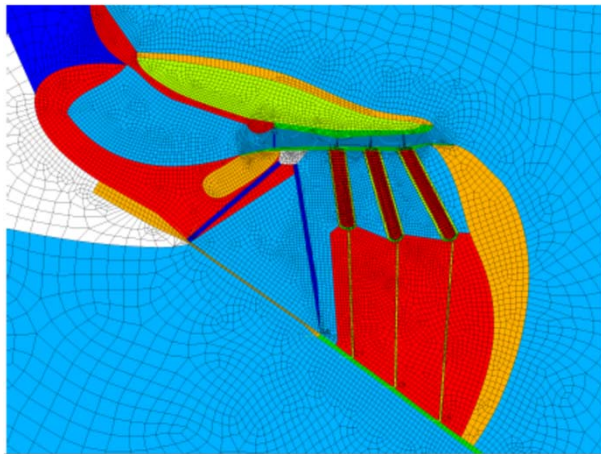
(J.B. Allen 2001)

Modelli cocleari

Un modello rappresentativo di un sistema per definizione ne riproduce le caratteristiche salienti; puo':

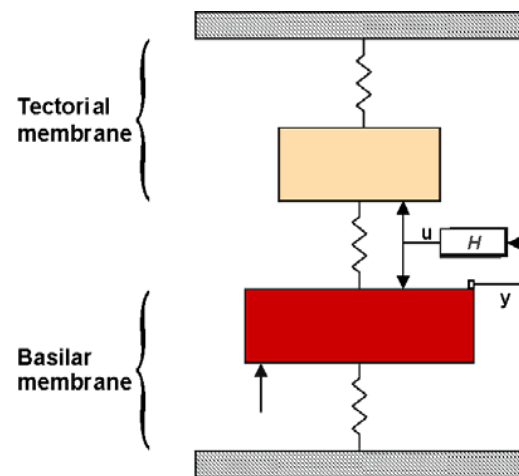
- A) riprodurre le prestazioni senza riferimento alla struttura fisica (Top-bottom)
- B) riprodurre il funzionamento partendo dalla struttura fisica (Bottom-top)

An ideal model would be *physiologically plausible* and capture the essential behaviour of the cochlea with the least complexity, i.e. be *parsimonious*.



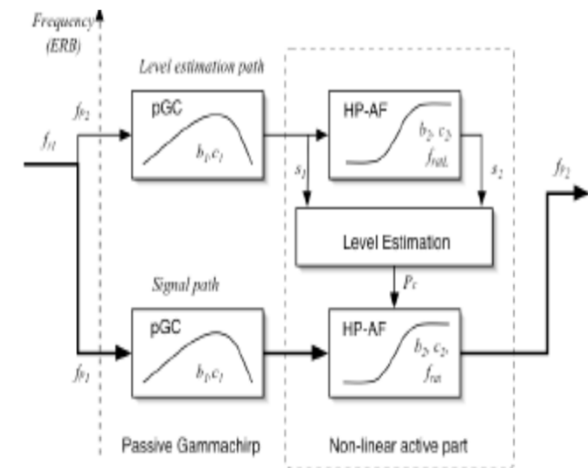
Finite Element Model

E.g. Baumgart et al 2008



Lumped Parameter Model

E.g. Neely and Kim 1986



Filter Bank Model

E.g. Irino and Patterson 2001

Il modello: a che dettaglio di definizione?

Un problema di scala

Lunghezza coclea umana:	3.5 cm
Larghezza Organo del Corti:	100 μm
Lunghezza cellula ciliata:	25-70 μm
Diametro cellula ciliata:	10-50 μm
Diametro stereociglia:	0.2-0.12 μm
Radici delle stereociglia:	200 nm
Spessore membrana basolaterale:	30 Å

Un problema di fondo

Devono rappresentare il comportamento medio o individualità?

Modelli elettro-meccanici

Si basano sull' analogia elettro-acustica

Induttanza (Henry)

Capacità (Farad)

Resistenza (Ohm)

Tensione (Volt)

Corrente elettrica (Ampere)

Carica elettrica (Coulomb)

Impedenza elettrica (Ohm)



Massa acustica (g/cm^4)

Cedevolezza (cm^5/dyne)

Resistenza (dyne s/cm^5)

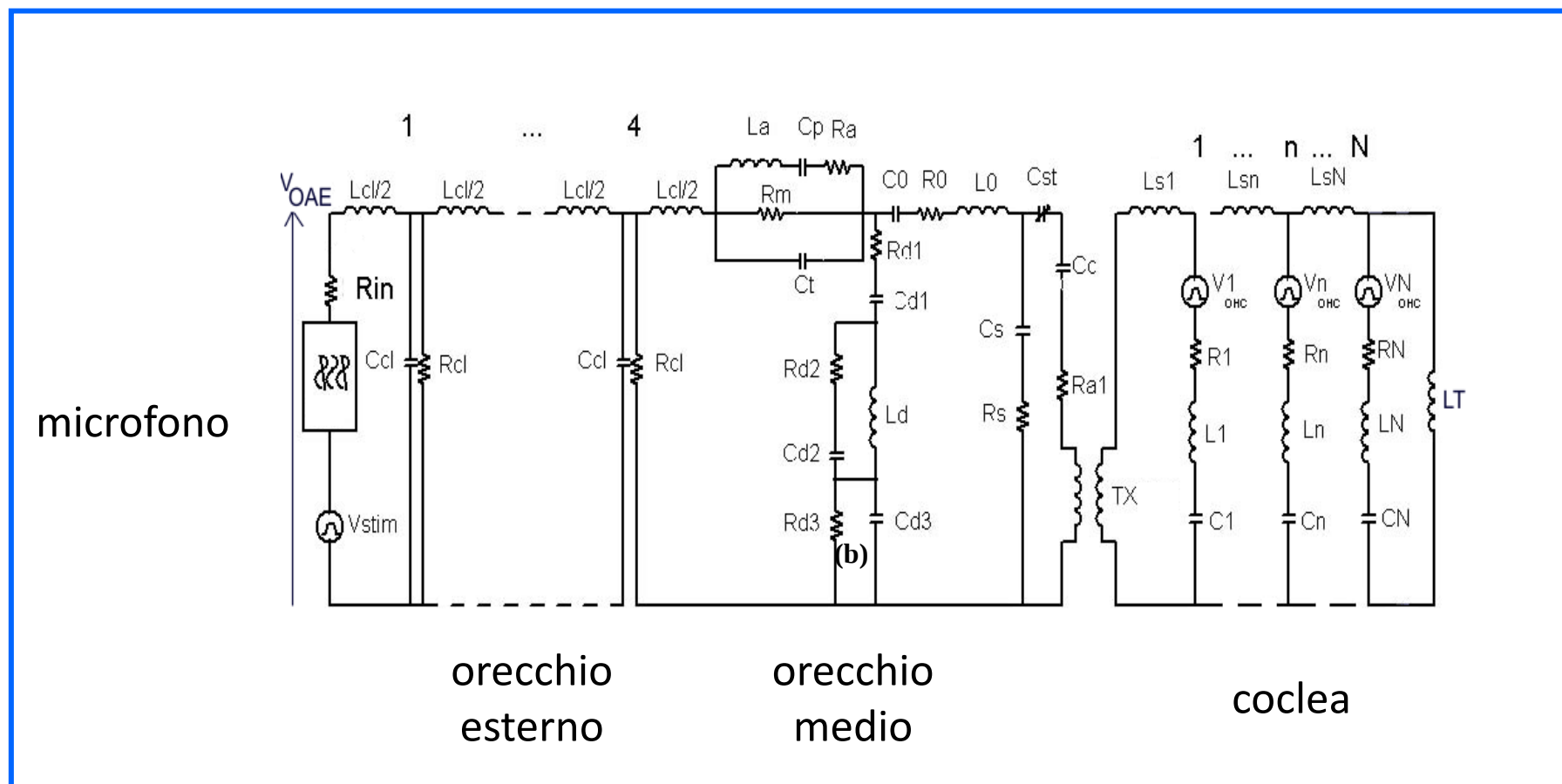
Pressione del suono (dyne/cm^2)

Velocità volume (cm^3/s)

Spostamento volume (cm^3)

Impedenza acustica (dyne s/cm^5)

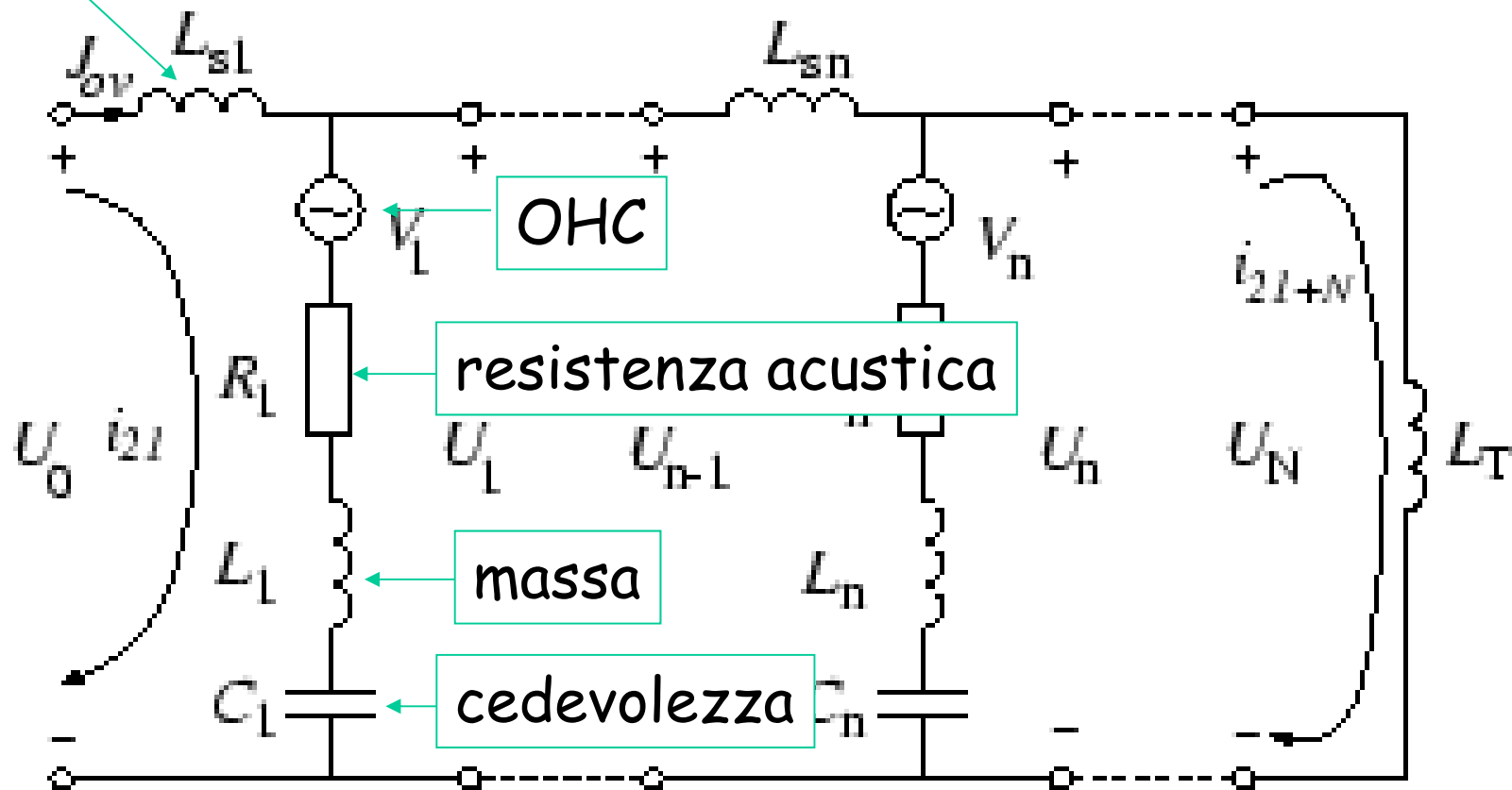
Modello elettronico dell'orecchio



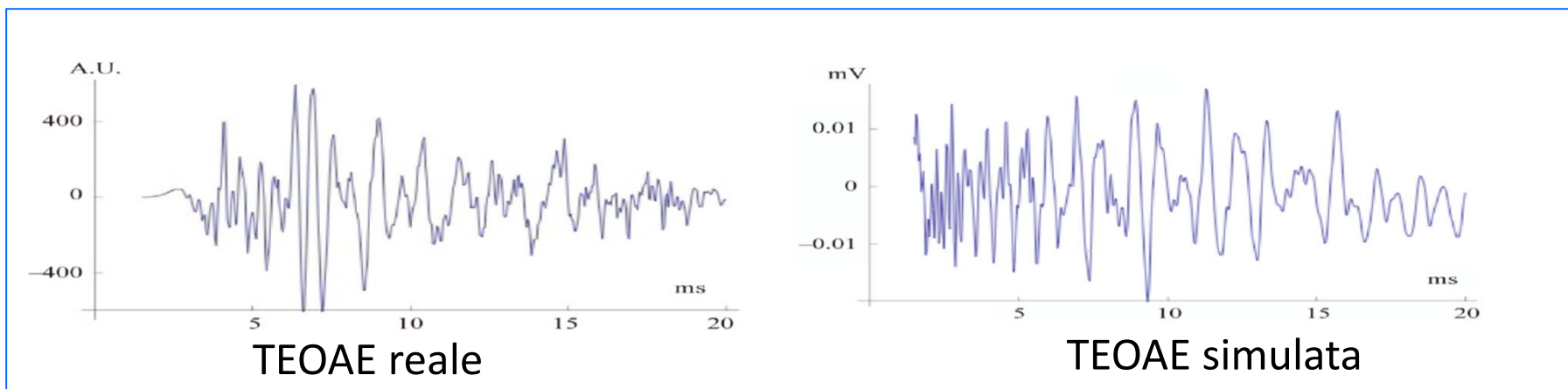
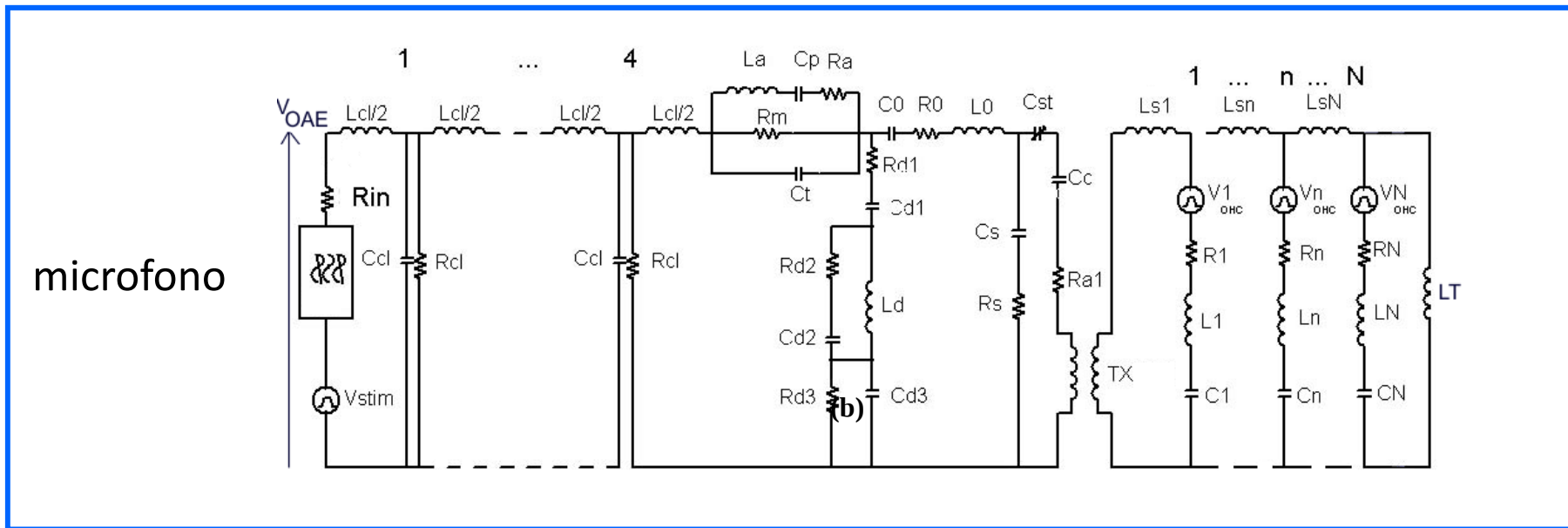
Orecchio interno

Coclea

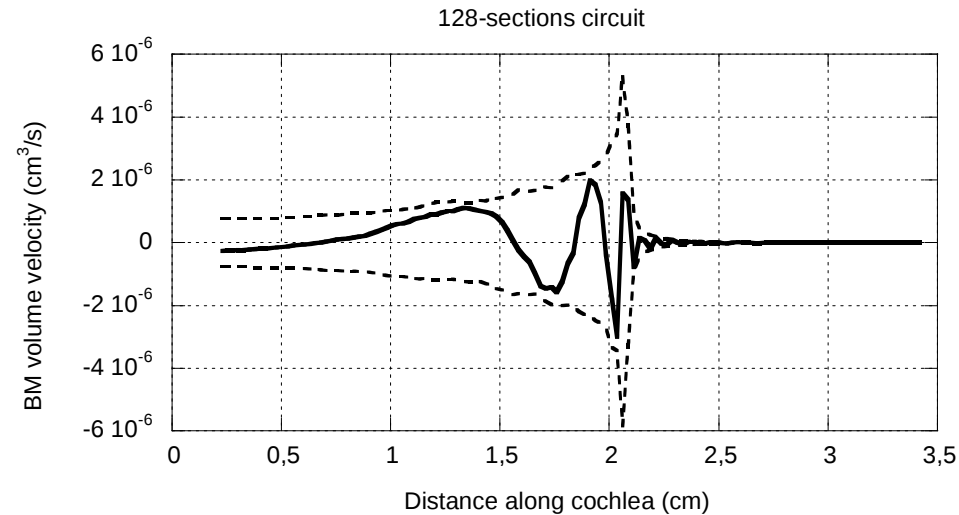
massa del fluido



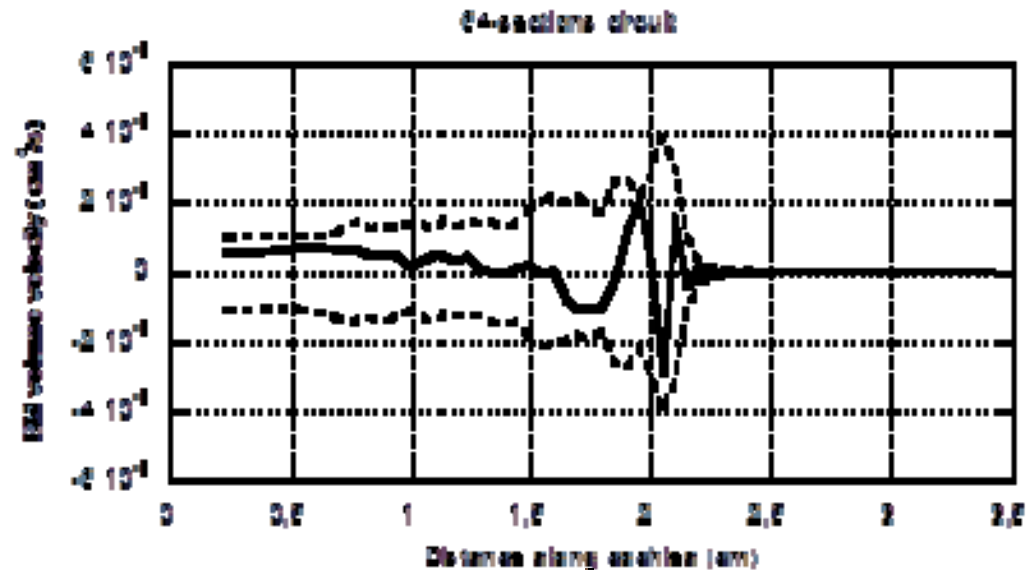
Modello elettronico dell'orecchio



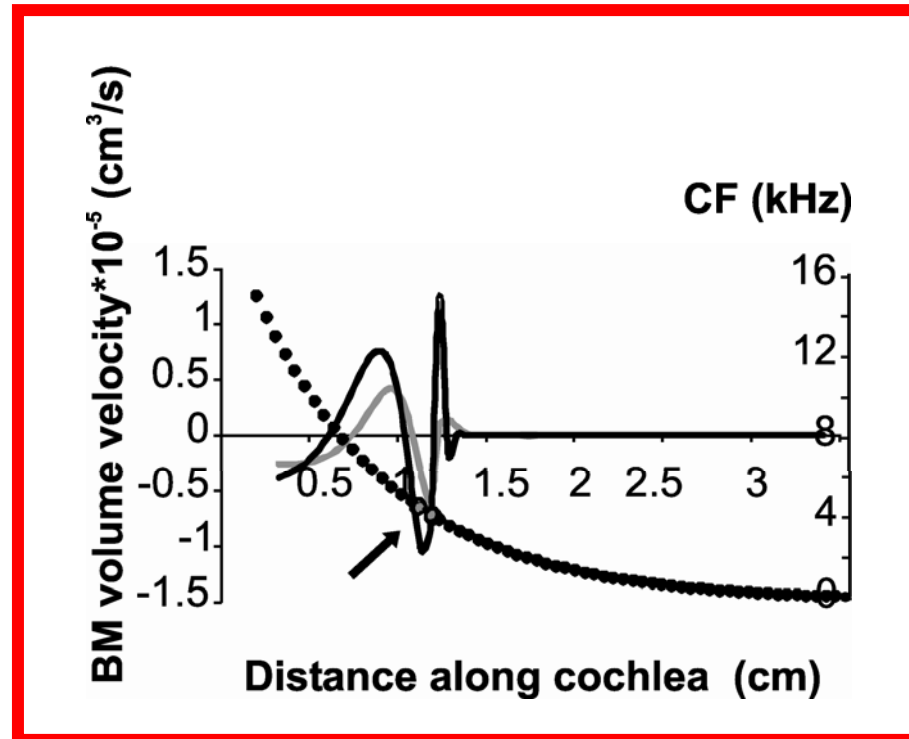
Ottimizzazione modello



BM volume velocity. The solid line shows the volume velocity at a fixed instant of time, while the dashed line reports the curve envelope

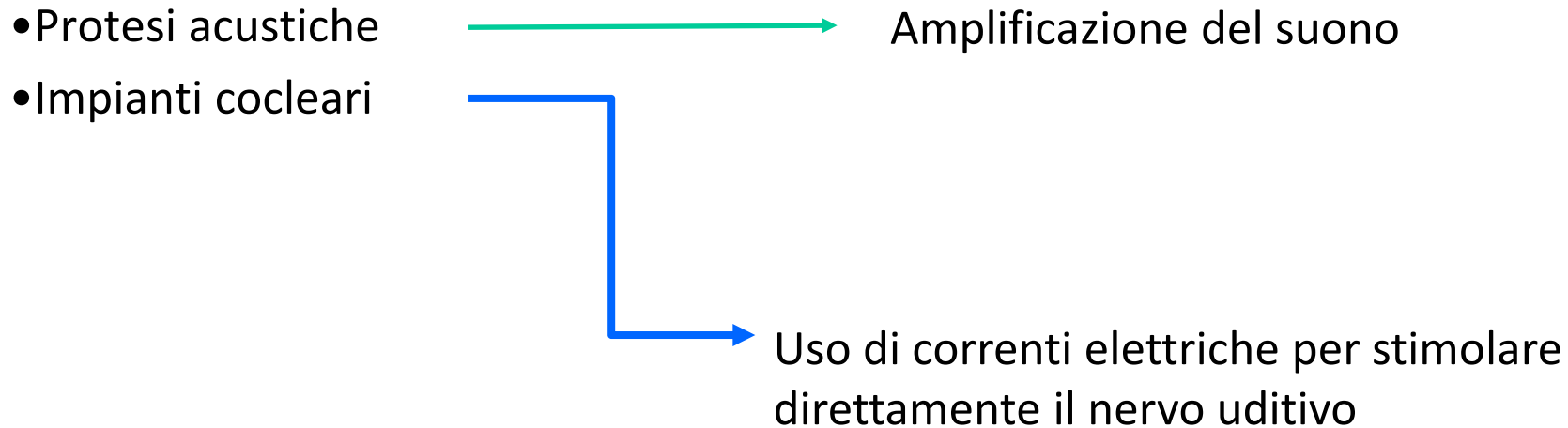


Rumore su TEOAE - simulate



The profile of the traveling wave in the basilar membrane (BM volume velocity) simulated by the electronic model of the ear. The lines show the volume velocity at a fixed instant (8.9 ms) after the onset of the stimulus. The bold line corresponds to the simulation of the normal hearing ear whereas the shaded grey line to the simulation of noise damage. The full circles represent the characteristic frequencies (CF) along the cochlea (axis on the right, kHz), the open circles (see arrow) are relative to the two partitions where the generators gain have been switched off (3854 Hz and 4145 Hz) in the simulated IH signal.

«Terapia»



Tutto inizia nel 1800 quando Alessandro Volta connette i due elettrodi della sua batteria a 50V al condotto uditivo delle sue orecchie e «sente» una sensazione uditiva simile al ribollire di un liquido denso.



Passa attraverso la «scomunica» da parte della ricerca scientifica negli anni '70

Arriva ora ad avere più di 120000 persone con impianti coclearari

Events in the development of cochlear implants



1800
Volta used his battery to show that electric stimulation can evoke sensations including hearing.

1937-1940
Stevens and colleagues identified three mechanisms underlying electric sensations.

Conceptualization:
1800-1949

1957
Djourno and Eyries induced electric hearing in two deaf patients.

1961
House implanted two patients.

1964
Simmons implanted a patient.

1971
Michelson implanted four patients.

1978
Clark implanted a multi-channel device in two patients.

Res & Development:
1950-1979

Nov 26, 1984
3M/House became the first FDA approved cochlear implant.

Oct 31, 1985
Nucleus 22 became the first FDA approved multi-channel device.

Jun 27, 1990
FDA approved Nucleus 22 in Children

Jun 26, 1997
FDA approved Clarion device.

Aug 20, 2001
FDA approved Med-El device.

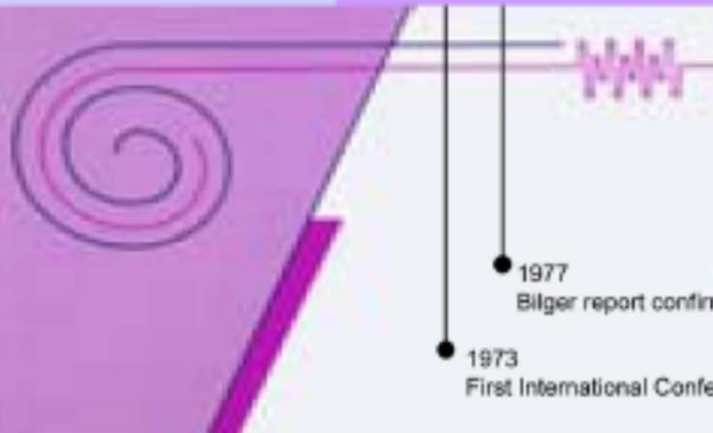
Commercialization:
1980-2008

1988
First NIH Consensus Statement on Cochlear Implants.

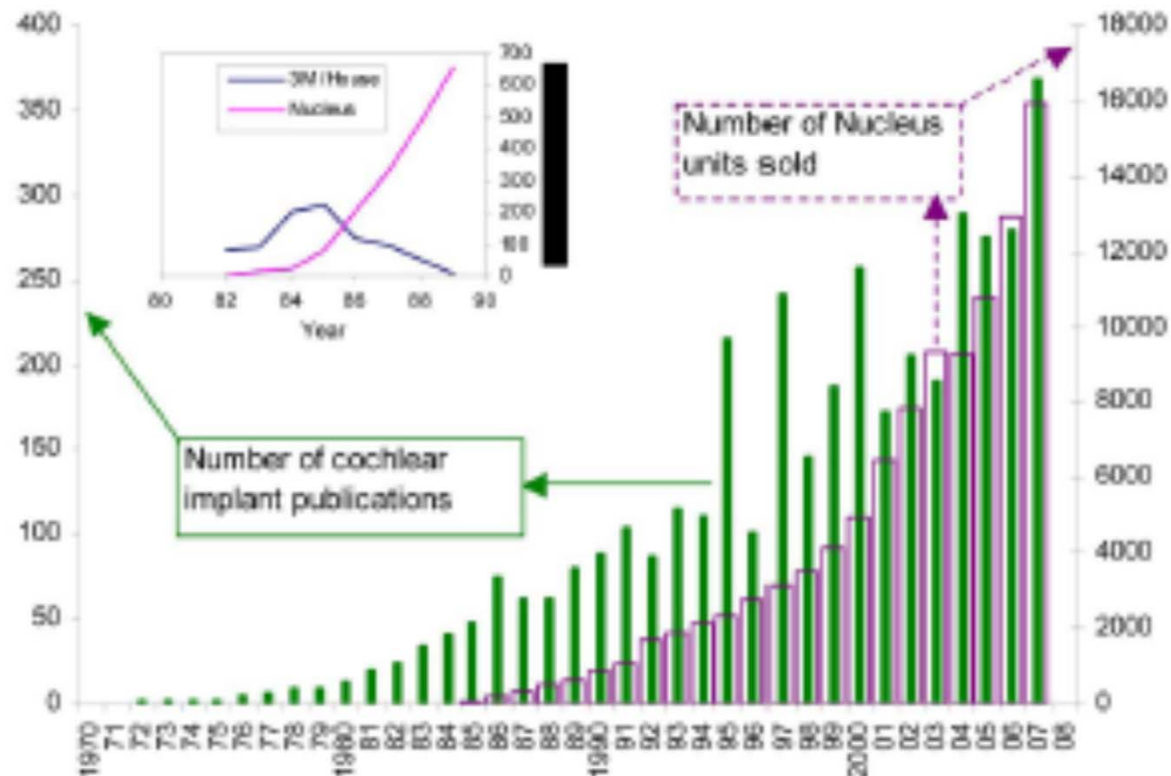
1983
First of the Biennial Conferences under the auspices of the Gordon Research Conference.

1977
Bilger report confirmed the effectiveness of cochlear implants.

1973
First International Conference on Electrical Stimulation—San Francisco.



Crescita impianti cocleari

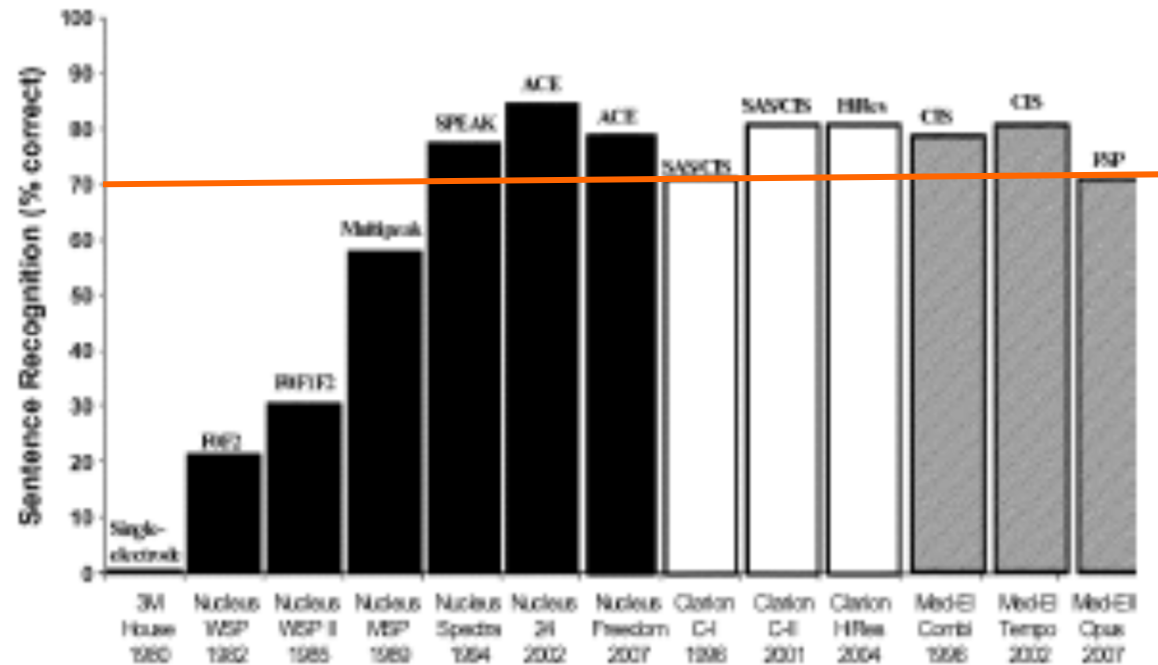


Exponential growth of cochlear implant research and sales.

Note the 10-year delay for sales growth. The data of annual publications on cochlear implants (filled green bars with the unit on the left y-axis) were collected using keywords (cochlear AND implant) in PubMed (<http://www.pubmed.gov>) on June 19, 2008. The sales data (open purple bars with the unit on the right y-axis) were disclosed in Cochlear annual report (<http://www.cochlear.com.au>). Insert: Annual sale number of 3M/House single-electrode (blue line) and nucleus multielectrode (purple line) cochlear implants between 1982 and 1989 [25].

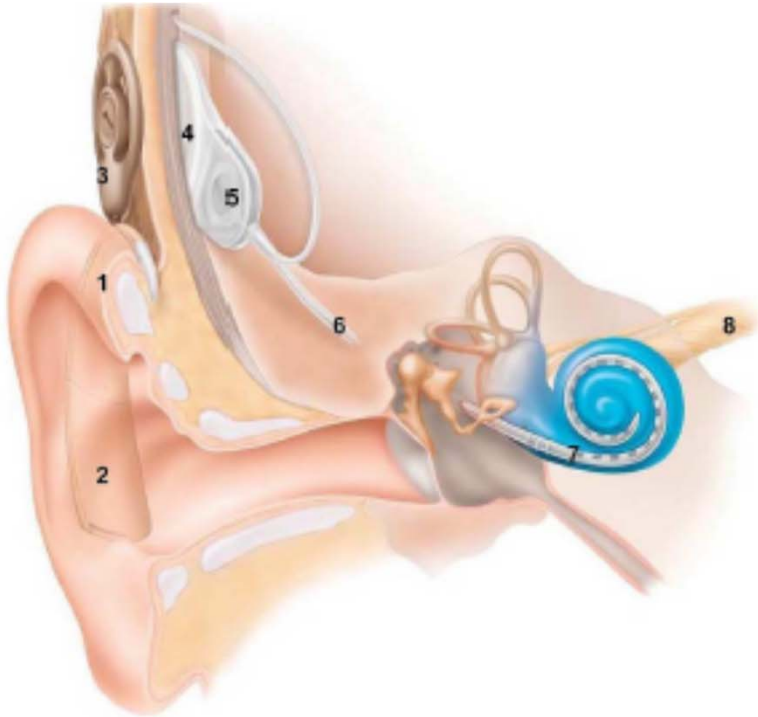
Riconoscimento di frasi

Fig. 3 summarizes sentence recognition scores in quiet by 4 different devices over 27 years. The sentence recognition task is chosen because it can best measure the user's ability to communicate in daily life, e.g., a 70% sentence recognition score would support a telephone conversation

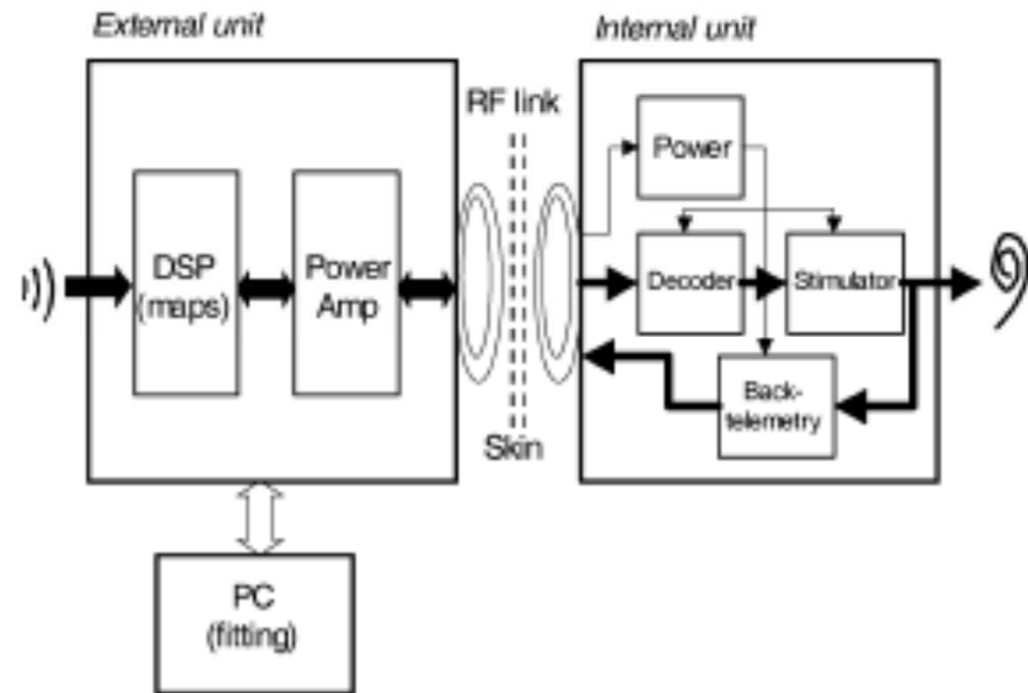


Sentence recognition scores with a quiet background as a function of time for the 3M/House single-electrode device (first column), the Cochlear Nucleus device (filled bars), the Advanced Bionics Clarion device (open bars), and the Med-El device (shaded bars).

Il sistema



The over-arching goal of a cochlear implant is to use electric stimulation safely to provide or restore functional hearing



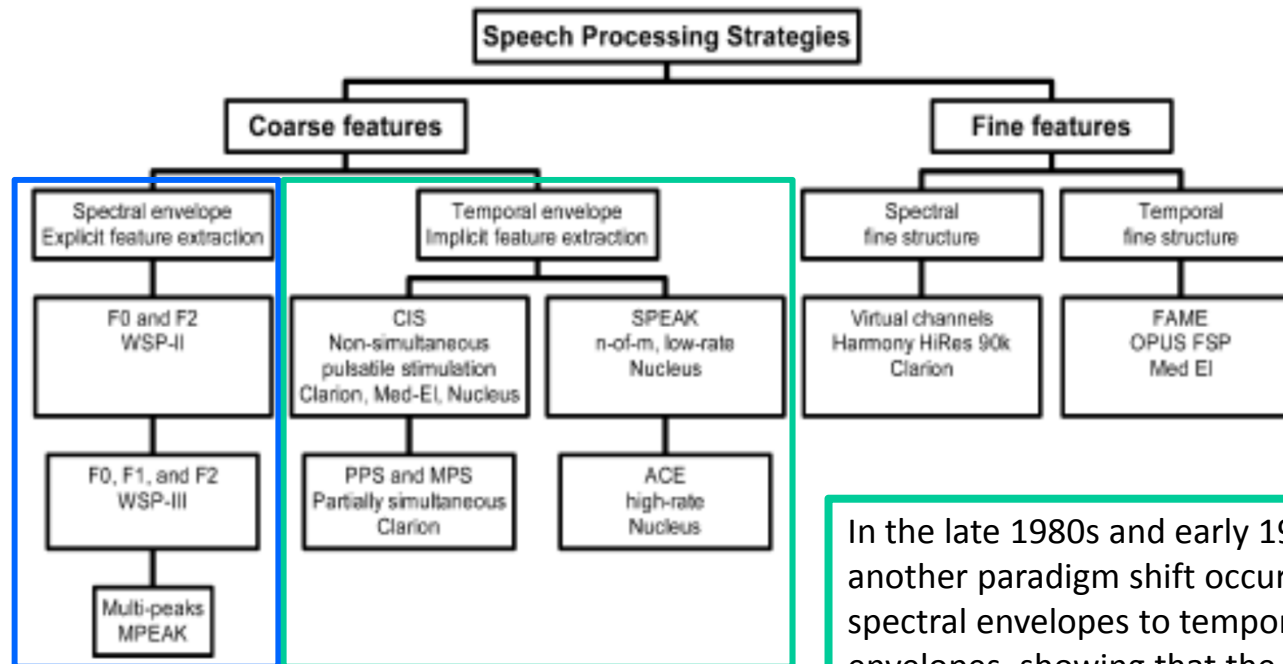
Signal processing

Except for the paradigm shift from the single electrode device to the multi-electrode device in the early 1980s, advances in signal processing are largely responsible for the continuous and steady improvement by cochlear implant users.

Briefly, speech sounds can be modeled as either a periodical (for voiced sounds) or noise (for unvoiced sounds) source whose frequency spectrum is filtered by the resonance properties in the vocal tract. Alternatively, the source can be modeled as a carrier while the vocal tract acts as a modulator, reflecting the opening and closing of the mouth or the nose. Generally speaking, the source varies rapidly whereas the filters vary more slowly.

Most cochlear implants discard the fine structure and encode the coarse features only.

Signal processing

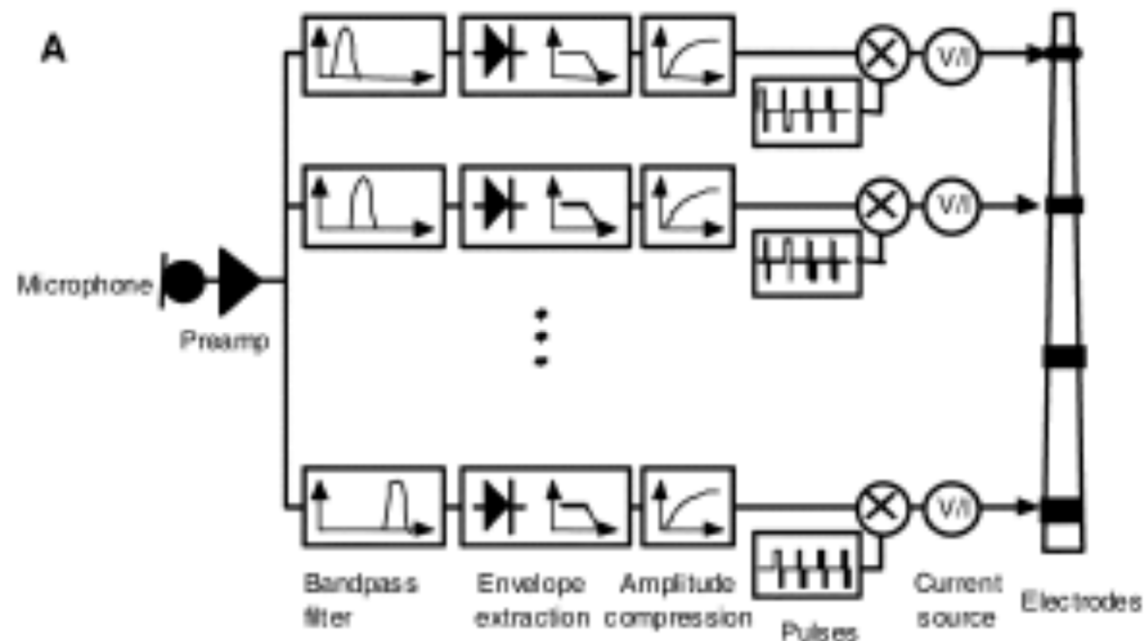


The first generation multi-electrode Nucleus 22 device extracted the fundamental frequency (F0), which is a source information reflecting voice pitch, and the second resonance frequency in the spectral envelope (also known as the second formant, or F2) [59]. In later versions of the implant, the first formant was added [60], followed by additional three spectral peaks between 2000 and 8000 Hz [61], [62]. Consistent improvement in speech recognition was observed as more spectral details were added

In the late 1980s and early 1990s, another paradigm shift occurred from spectral envelopes to temporal envelopes, showing that the temporal envelope from a very limited number of spectral channels can support a high level of speech recognition

CIS - continuous-interleaved-sampling

- The sound is first subject to a number of bandpass filters with the number being as few as 5 in the original CIS implementation [6] and as many as 20 in the Nucleus Freedom device [46].
- The temporal envelope from each band is extracted by either half-wave (shown in the figure) or full-wave rectification followed by a low-pass filter; or more recently by the Hilbert transform [47], [66].
- The envelope is then logarithmically compressed to match the widely varying acoustic amplitudes to the narrow electric dynamic range [50], [67].
- The compressed envelope amplitude modulates a fixed rate biphasic carrier, whose rate can vary from several hundreds to several thousands per second.
- To avoid simultaneous electrical field interference, a problem that apparently bothered early devices such as the analog Ineraid implant [22], the biphasic carriers are time interleaved between the bands so that no simultaneous stimulation occurs between the bands at any time. In practice, a single current source is needed in a CIS strategy.



Codifica n-of-m

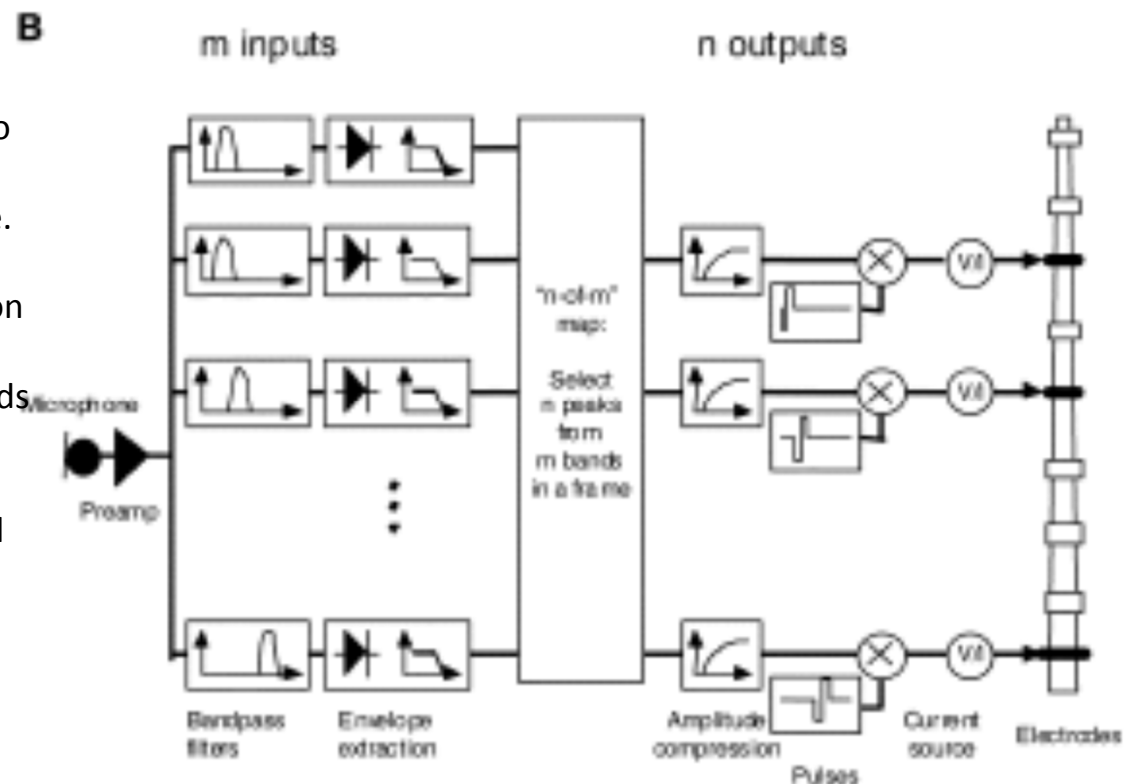
[...] “n-of-m” strategy, which had been refined in subsequential development as the SPEAK and ACE strategies in the Nucleus devices [46], [65].

The pre-processing in the n-of-m strategy is similar to the CIS strategy, including the bandpass filters and the envelope extraction blocks. However, there are several major differences between the two strategies. One difference is that the n-of-m strategy has a greater number of bandpass filters than the CIS strategy. The number of bandpass filters is typically set to equal the number of intra-cochlear electrodes. The second difference is that the n-of-m strategy is based on temporal frames, typically lasting 2.5 to 4 msec, whereas the CIS strategy does not have any explicit processing frames.

In each frame of the n-of-m strategy, an “n” number of bands with the largest envelope amplitude are selected (by definition $n \leq m$). Envelopes from the selected bands are subject to the same amplitude compression and used to determine the current level of the biphasic pulse. The biphasic pulses are interleaved between the output channels, with the per channel stimulation rate being determined by the frame rate. Finally, only the corresponding “n” electrodes (dark bands in the figure) out of the “m” electrodes are stimulated in a particular frame.

The SPEAK strategy selects 6–8 largest peaks and has a fixed 250 Hz per channel rate. The ACE strategy has a larger range of peak selection and higher rate than the SPEAK strategy.

If $n=m$ then the SPEAK and ACE strategies are essentially same as the CIS strategy



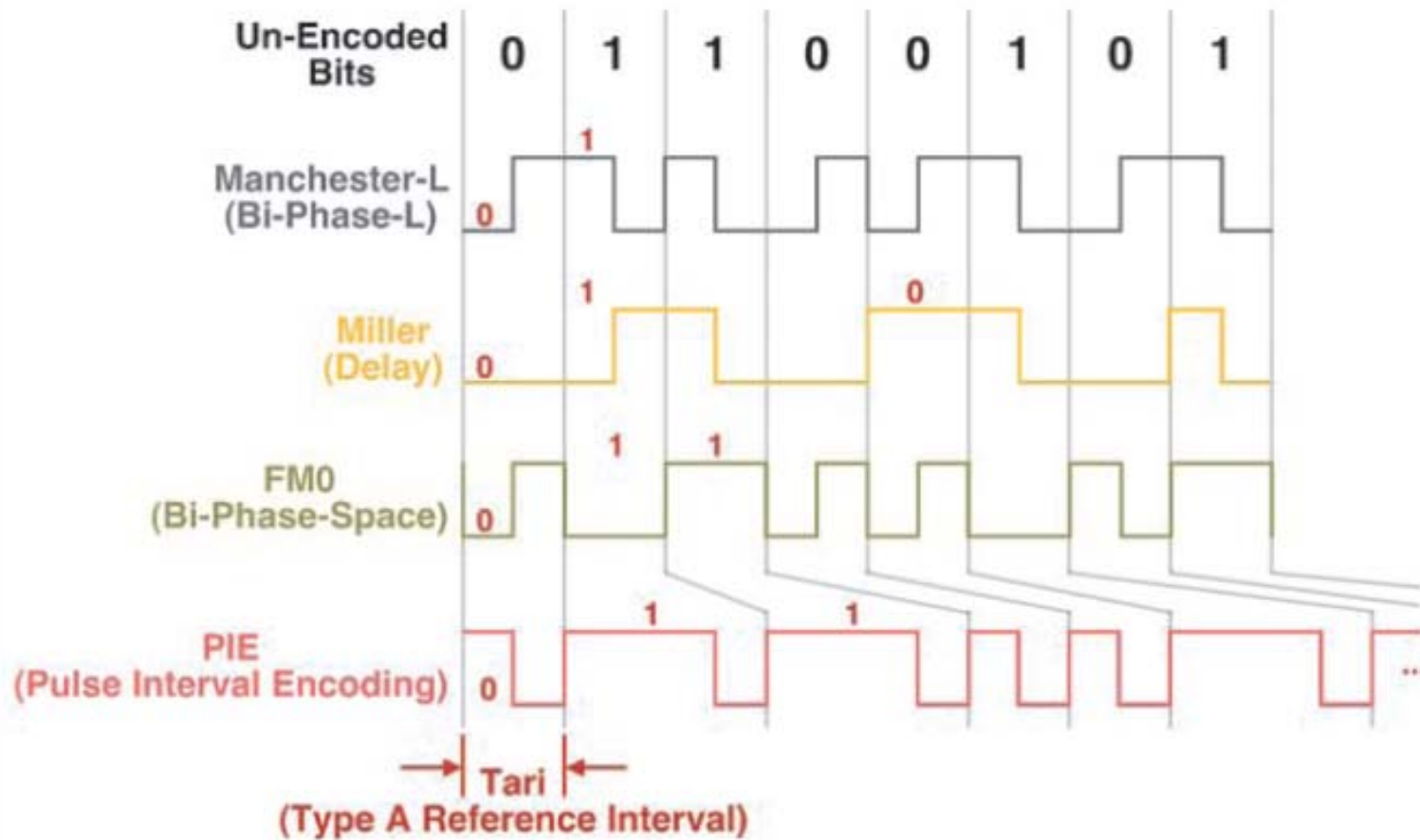
Trasmissione RF

The RF link uses a pair of inductively coupled coils to transmit both power and data. The RF transmission has to address a host of challenging technical issues [81]–[83]. For example, the external unit needs to provide not only reliable communication protocols including a signal modulation method, bit coding, frame coding, synchronization and back telemetry detection, but also high-efficiency RF power amplifier and immunity to electromagnetic interference (EMI). The internal unit, on the other hand, needs to harvest power with high efficiency and retrieve data with high accuracy. In addition, the size of the transmitting and receiving coils needs to be minimized and cosmetically appealing.

TABLE II
RF DATA TRANSMISSION SPECIFICATIONS IN THREE MAJOR COCHLEAR
IMPLANT MANUFACTURERS

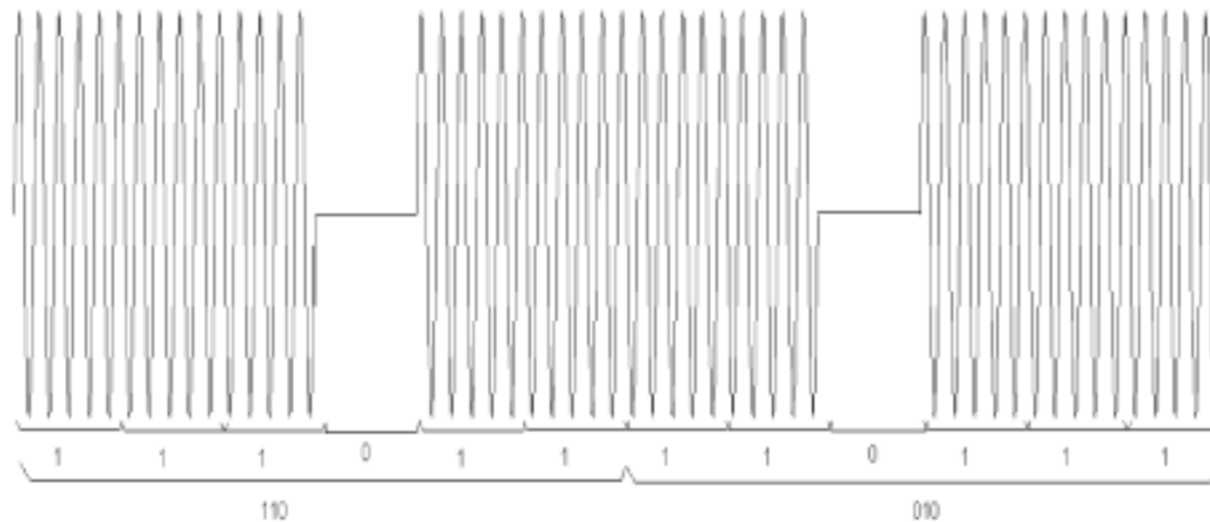
Manu- facturers	Bit Coding	Modula- tion	Carrier Frequency	Data Rate	Additional timing for bit decoding
Nucleus Freedom	ON-OFF coding	ASK	5MHz	500 KBits/s	Needed
Clarion HiRes90k	Pulse width coding	ASK	49MHz	1.09 MBits/s	Not needed
Med El Sonata	Manchester coding	ASK	12MHz	600 KBits/s	Not needed

Codifica dei dati



Trasmissione

The output of the external unit is a digital stream of 1s and 0s. Prior to sending these bits to the RF power amplifier, bit coding is usually required for reliable and accurate wireless transmission and decoding. At present, the major cochlear implant manufacturers, at least in their forward transmission systems, all use the amplitude shift keying (ASK) modulation for RF transmission



Ricevitore e stimolazione

The internal unit consists of a receiver and a stimulator, and is sometimes referred as the “engine” of a cochlear implant.

Fig. 12 shows the block diagram of a typical implanted receiver and stimulator

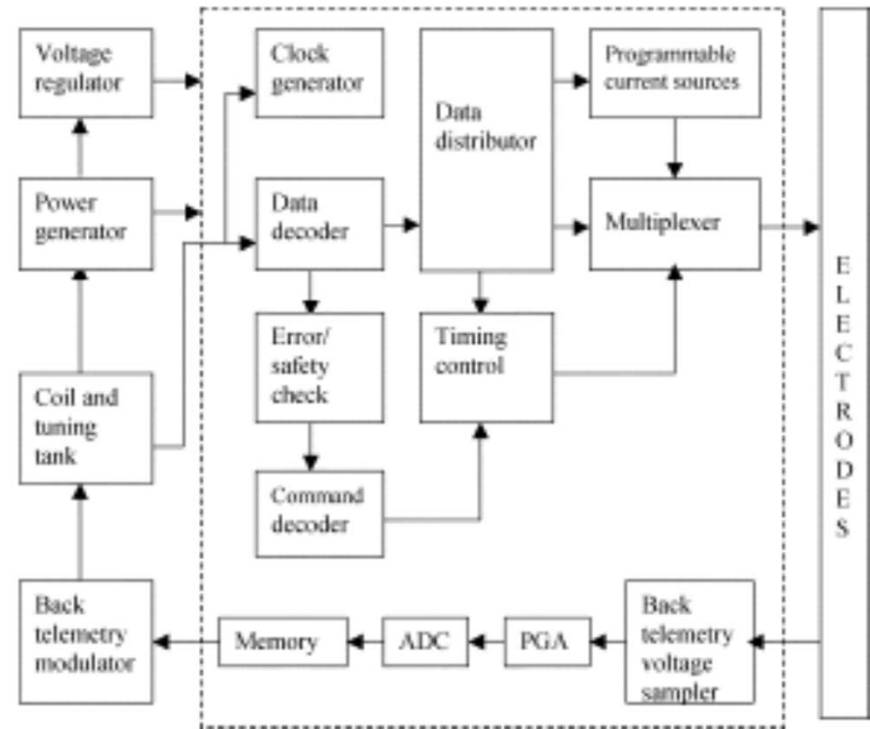


Fig. 12. Block diagram of the cochlear implant internal unit.

Bibliografia

Quasi tutte le figure di questa presentazione (e alcune descrizioni) sono state ottenute da internet, dove ci sono moltissimi siti dedicati all' orecchio o che riportano lezioni / presentazioni su tale argomento.

In particolare,

- “The cochlea” curato da F. Mammano e R. Nobili
 - <http://147.162.36.50/cochlea/index.htm>
- “Portale sulle emissioni otoacustiche” curato da S. Hatzopoulos
 - http://www.otoemissions.org/www.oae.it/index_1024.html

Vi sono poi diversi argomenti tratti dai lavori di Sisto e Moleti e la parte sugli impianti cocleari è tratta dal lavoro

IEEE REVIEWS IN BIOMEDICAL ENGINEERING, VOL. 1, 2008

115

Cochlear Implants: System Design, Integration, and Evaluation

Fan-Gang Zeng, *Senior Member, IEEE*, Stephen Rebscher, William Harrison, Xiaolan Sun, and Haihong Feng

Clinical Application Review