

ALMA MATER STUDIORUM - UNIVERSITÀ DI BOLOGNA
CAMPUS DI CESENA
SCUOLA DI INGEGNERIA E ARCHITETTURA

CORSO DI LAUREA IN INGEGNERIA BIOMEDICA

PROTESI ACUSTICHE: IMPIANTI COCLEARI

Tesi di Laurea Triennale

in

STRUMENTAZIONE BIOMEDICA

Relatore:

Prof. Cristiano Cuppini

Presentato da:

Federica Suma

Anno Accademico 2023/2024

Sommario

Introduzione	3
Capitolo 1 – Anatomia dell’orecchio e il sistema uditivo	4
1.1-Introduzione anatomica dell’orecchio	4
1.2– Meccanismo di percezione uditiva e fisiologia dell’orecchio.....	8
1.3- Fondamenti acustici e Diagnosi Audiologica.....	10
1.3.1- Cenni sulle principali patologie che portano alla perdita uditiva.....	13
1.3.2- Place theory	14
Capitolo 2 – Protesi.....	16
2.1 – Apparecchi acustici impiantabili e non, storia e differenze	16
2.2 – Meccanismi operativi e tecnologie di supporto	20
Capitolo 3 - Impianto Cocleare.....	23
3.1– Caratteristiche e funzionamento	23
3.1.1- Impianti cocleari a canale singolo.....	24
3.1.2- Percezione del parlato negli impianti a canale singolo	27
3.1.3 Impianti cocleari a canale multiplo	28
3.1.4 Strategie di codifica del segnale	28
3.1.6 Processori di ultima generazione	30
3.2– Esempio di evoluzione e miglioramento.....	31
Conclusioni.....	37
Bibliografia e Sitografia	39
Immagini	41

Introduzione

L'udito è uno dei cinque sensi, preposto a captare i suoni provenienti dall'esterno del corpo umano e a trasmetterli, attraverso un complesso meccanismo, alla corteccia temporale, l'area del cervello in grado di riceverli e decodificarli.

Con il termine orecchio, non intendiamo solo la sua parte esterna (padiglione auricolare), ma tutto un sistema di apparati che permettono di tramutare una variazione della pressione dell'aria, indotta da una sorgente esterna, in un impulso elettrico capace di generare, a livello cerebrale, la sensazione sonora. Si può infatti dire che l'orecchio è un trasduttore, cioè un dispositivo in grado di trasportare energia da un punto all'altro dello spazio.

Le capacità uditive ci aiutano nelle relazioni umane e nell'interfacciarci con la realtà circostante. Per tale motivo, è stato utile, negli anni, sviluppare nuovi apparecchi che ci consentano di ripristinare, almeno in parte, queste capacità.

Il presente lavoro si prefigge di effettuare una panoramica sulle conoscenze di base dell'anatomia e della fisiologia dell'apparato uditivo, per poi fornire informazioni su protesi auricolari, approfondendo il funzionamento dell'impianto cocleare (IC), incentrato sul principio della stimolazione elettrica piuttosto che su quella acustica.

L'impianto cocleare è una procedura sicura e collaudata che aiuta ogni giorno a migliorare l'udito e la qualità della vita di oltre 300.000 persone in tutto il mondo. Si tratta di un dispositivo elettronico progettato per sollecitare sensazioni uditive utili in una persona affetta, ad esempio, da ipoacusia di tipo neurosensoriale, causata dall'assenza o degenerazione delle cellule ciliate. Permette di convertire il suono in segnali elettrici, inviati ai nervi circostanti la coclea, ed interpretati dal cervello come suoni. [1]

Capitolo 1 – Anatomia dell'orecchio e il sistema uditivo

1.1-Introduzione anatomica dell'orecchio

“Il suono è prodotto da una sorgente che è in grado di perturbare lo stato di riposo delle molecole. Esse iniziano ad oscillare in avanti e indietro trasferendo la loro energia alle particelle vicine, determinando così la trasmissione del suono a distanza.” [2]

L'orecchio ha il compito di captare le onde sonore dell'ambiente circostante e di generare, tramite opportune trasformazioni, i suoni percepiti. Il padiglione auricolare adempie soltanto alla funzione di intercettare le onde sonore che, tramite il condotto uditivo esterno, vengono convogliate alla membrana timpanica. Il condotto che mette in comunicazione il padiglione dell'orecchio con l'orecchio medio, grazie alla sua particolare conformazione anatomica, è in grado di amplificare le frequenze sonore.[3] Il sistema timpano-ossiculare dell'orecchio medio consente la trasmissione del suono dal condotto uditivo esterno alla coclea, determinandone un'amplificazione grazie alla sua funzione di adattatore di impedenza. “L'organo dell'udito, sotto il profilo anatomico-funzionale, è composto dal sistema di trasmissione dell'energia meccanica vibratoria, dal sistema che la trasforma in energia nervosa e dal sistema che la trasferisce alla corteccia del lobo temporale, ove viene trasformata in sensazione acustica”. [2]

Analizziamo ora l'aspetto anatomico suddividendo l'orecchio in:

- Orecchio esterno;
- Orecchio medio;
- Orecchio interno;

L'*orecchio esterno* è composto dal **padiglione auricolare** e dal condotto uditivo esterno. Il padiglione auricolare è costituito da un lembo di cartilagine, ricoperto da cute, a forma di conca, proiettata ai lati del capo. Al centro del padiglione auricolare si apre l'orifizio del condotto uditivo esterno esteso in profondità per circa 24 mm e la cui struttura è in parte fibro-cartilaginea ed anche ossea. Il punto di passaggio tra parte ossea e cartilaginea è caratterizzato da un restringimento, detto istmo. In profondità il condotto uditivo esterno è chiuso dalla membrana timpanica ed è rivestito, in tutto il suo decorso compresa la superficie esterna del timpano, da cute. [4]

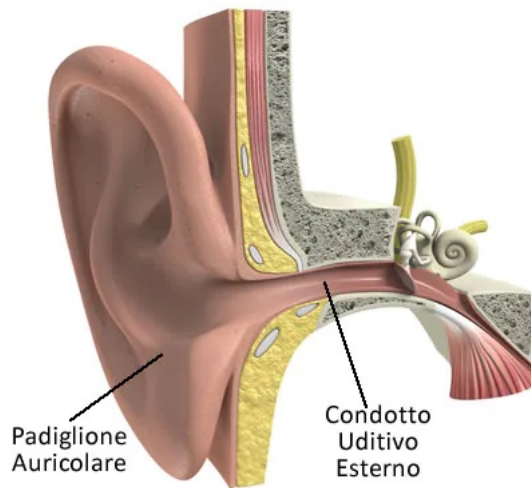


Figura1. Orecchio esterno: padiglione auricolare e condotto uditivo [1]

L'orecchio medio invece, è suddiviso in:

- tuba uditiva o di Eustachio;
- cassa del timpano;
- apparato mastoideo.

Il **timpano** è situato al termine del condotto uditivo esterno e subito prima della cavità timpanica, il timpano è una sottile membrana di forma ellittica e trasparente, con il compito di trasmettere le onde sonore ai tre ossicini. Mantenuto in posizione dal cosiddetto anello timpanico e dai legamenti timpano-malleolari, il timpano è suddivisibile in due regioni: la *pars tensa* e la *pars flaccida*. [5] La *pars tensa* è la regione del timpano più importante sia per stensione che per funzione. Situada nella parte medio-inferiore, essa deriva dalla sovrapposizione di tre strati di tessuto diverso: lo strato tissutale più esterno è di natura cutanea, lo strato tissutale intermedio è di natura fibrosa e, infine, lo strato tissutale più interno è di natura mucosa. La *pars tensa* presenta, quasi in posizione centrale, una struttura chiamata umbo od ombelico; l'umbo rappresenta l'elemento strutturale della membrana timpanica, che permette la comunicazione tra quest'ultima e il manubrio del martello (uno dei tre ossicini), durante il processo di percezione dei suoni.

La *pars flaccida* è un'area di modesta estensione e di forma triangolare, situata nella parte superiore del timpano. Quest'ultima manca dello strato di tessuto fibroso, pertanto è frutto della sovrapposizione di solo due strati tissutali diversi: lo strato di tessuto cutaneo e lo strato di tessuto mucoso. La *pars flaccida* è in collegamento con i legamenti timpano-malleolari, incaricati di fissare il timpano. [5]

La *cavità timpanica* o *cassa timpanica*, è una zona cava che risiede sull'osso temporale del cranio, in un'area denominata **parte petrosa**, il suo compito è quello di ospitare e proteggere la catena dei tre ossicini.

I **tre ossicini** dell'orecchio medio sono ossa di piccole dimensioni: *martello*, *incudine* e *staffa*. I tre ossicini comunicano tra loro e costituiscono una sorta di ponte tra il timpano e la finestra ovale: il martello è l'ossicino più laterale nonché quello collegato al timpano attraverso una sua porzione denominata manubrio; l'incudine è l'ossicino intermedio, situato tra martello e staffa; infine, la staffa è l'ossicino più mediale e quello che si occupa del collegamento con la finestra ovale.

La tuba uditiva meglio nota come **tromba di Eustachio** è il condotto che mette in comunicazione la cavità timpanica con la rinofaringe e le cavità contenenti aria della porzione di osso temporale denominata mastoide. La tromba di Eustachio ricopre diverse funzioni, tra cui: garantire la giusta pressione a livello del timpano e impedire ai normali rumori corporei (respirazione o deglutizioni) di andare a "sbattere" direttamente sul timpano.

Adiacenti alla staffa, la **finestra ovale** e la sottostante **finestra rotonda** sono due membrane molto simili al timpano. Il loro compito è trasmettere le onde sonore dalla staffa alle strutture dell'orecchio interno, ossia l'apparato vestibolare e la coclea. [5]

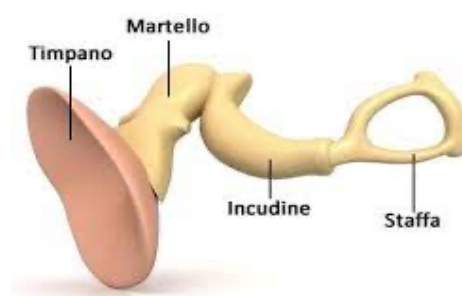


Figura2. Orecchio medio: timpano e complesso dei tre ossicini [II]

L'*orecchio interno* è una struttura intricata che svolge un ruolo cruciale sia nell'udito che nell'equilibrio. È situato all'interno dell'osso temporale del cranio ed è composto da due principali sezioni: il **labirinto osseo** e il **labirinto membranoso**, tra i quali scorre un liquido chiamato perilinf.

Il **labirinto osseo** comprende il **vestibolo**, una cavità centrale da cui si diramano i **canali semicircolari** (coinvolti nell'equilibrio) e la **chiocciola**, una struttura a spirale simile a una conchiglia, fondamentale per l'udito perché al suo interno si trovano i recettori uditivi.

Il **labirinto membranoso** è una serie di sacche e tubi contenuti all'interno del labirinto osseo. È riempito di fluido chiamato endolinfa e sospeso in un altro fluido, la perilinf, che si trova tra il labirinto osseo e quello membranoso. Le principali parti del labirinto membranoso includono: il **canale cocleare**, il **sacculo** e l'**utricolo** e i **canali semicircolari membranosi**.

All'interno della chiocciola si trova il **canale cocleare**, che contiene endolinfa e divide la chiocciola in due compartimenti: la **scala vestibolare** e la **scala timpanica**. Il canale cocleare ha una forma triangolare, delimitato dalla membrana basilare (alla base) e dalla membrana di Reisner (superiormente). Sulla membrana basilare si trova l'**organo di Corti**, con al suo interno le **cellule ciliate**, responsabili della conversione delle onde sonore in segnali elettrici. Questi segnali vengono trasmessi attraverso il **nervo acustico**, che, insieme ai nervi vestibolari, forma l'**VIII nervo cranico**. Questo nervo viaggia attraverso il **condotto uditivo interno** e porta le informazioni sonore al cervello, consentendo la percezione del suono.

Oltre all'udito, i canali semicircolari del labirinto osseo, riempiti di endolinfa, giocano un ruolo chiave nel mantenimento dell'equilibrio, rilevando i movimenti della testa e inviando queste informazioni al cervello per mantenere la stabilità del corpo. [2]

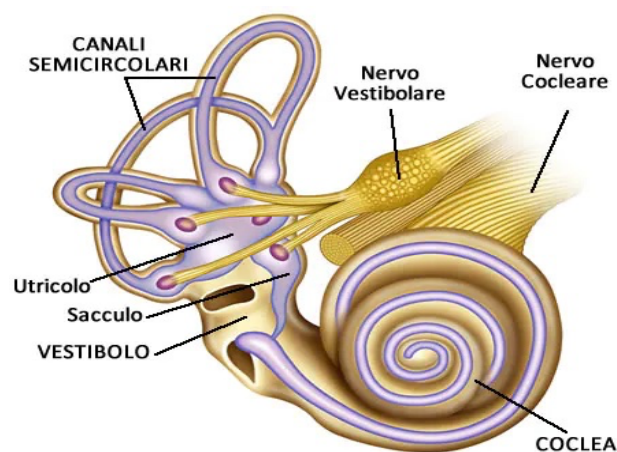


Figura3. Orecchio interno: l'apparato vestibolare, la coclea e il labirinto osseo [III]

1.2– Meccanismo di percezione uditiva e fisiologia dell'orecchio

L'organo dell'udito, sotto il profilo anatomo-funzionale, può essere suddiviso in tre componenti principali:

- *Apparato di trasmissione dell'energia meccanica vibratoria*: questo apparato comprende l'orecchio esterno, l'orecchio medio, i liquidi labirintici e le strutture membranose dell'orecchio interno.

Il suo ruolo principale è quello di catturare e trasmettere il segnale acustico, sottoforma di vibrazioni aeree, fino alle cellule neurosensoriali dell'orecchio interno, cercando di minimizzare la perdita di pressione sonora.

Il padiglione auricolare, con la sua particolare conformazione, raccoglie le vibrazioni sonore dall'ambiente esterno e le convoglia nel condotto uditivo esterno, dove l'energia sonora viene concentrata in un'area più ristretta, provocando un aumento della pressione sonora. Il condotto uditivo esterno, grazie alla sua forma tubolare, non solo trasporta l'onda sonora verso la membrana timpanica, ma amplifica anche il segnale, agendo come una cassa di risonanza naturale. La membrana timpanica, posta in vibrazione dall'onda sonora, trasmette queste vibrazioni alla catena degli ossicini (martello, incudine e staffa). Questi piccoli ossicini amplificano ulteriormente il suono e lo trasmettono alla perilinfa della coclea, dove inizia il processo di trasduzione. La funzione dell'orecchio medio è cruciale per garantire un'efficiente trasmissione del suono dall'aria al liquido della coclea, altrimenti la diversa impedenza acustica tra i due mezzi causerebbe una drastica riduzione della pressione sonora trasmessa.

La tromba di Eustachio, connessa alla rinofaringe, svolge tre funzioni essenziali:

- regola la pressione ai lati della membrana timpanica per evitare distorsioni o danni;
- protegge l'orecchio medio da potenziali infezioni bloccando l'accesso ad agenti patogeni;
- drena eventuali secrezioni per mantenere l'equilibrio dei fluidi nell'orecchio medio.

La sua apertura periodica, in risposta a movimenti come deglutizione, masticazione o sbadiglio, permette di equalizzare la pressione nell'orecchio medio con quella esterna, prevenendo fastidiosi sintomi o danni durante rapidi cambiamenti di pressione atmosferica, come durante il decollo e l'atterraggio in aereo.

- *Apparato di trasduzione dell'energia meccanica-vibratoria in energia nervosa*: questo sistema è costituito principalmente dall'organo di Corti, situato all'interno della coclea. Le vibrazioni sonore, una volta trasmesse alla perilinfa, mettono in movimento la membrana

basilare, che a sua volta fa oscillare le cellule ciliate presenti sull'organo di Corti. Queste cellule, fondamentali per l'udito, convertono le vibrazioni meccaniche in segnali bioelettrici attraverso un processo chiamato trasduzione mecano-elettrica. L'organo di Corti non solo converte le vibrazioni in segnali nervosi, ma analizza anche il segnale acustico, distinguendo principalmente la frequenza e l'intensità del suono. Questa analisi, nota come analisi spettrale, scompone il segnale acustico nelle sue componenti frequenziali, determinando l'intensità di ciascuna componente.

Le informazioni elaborate vengono poi trasmesse attraverso le fibre nervose alla base delle cellule ciliate, pronte per essere inviate al cervello.

- *Apparato di trasferimento dell'energia nervosa e di trasformazione in sensazione acustica:* questo sistema coinvolge le fibre nervose del nervo acustico, che trasportano il segnale bioelettrico dai recettori all'orecchio interno ai nuclei cocleari nel tronco-encefalico, e da qui lungo la via acustica centrale verso la corteccia uditiva del cervello. Durante questo percorso il segnale viene ulteriormente elaborato e integrato, con i diversi nuclei del tronco-encefalico e del mesencefalo che partecipano all'analisi e alla modulazione delle informazioni sonore. Una volta raggiunta la corteccia uditiva, lo stimolo nervoso viene interpretato e trasformato in una vera e propria percezione acustica, permettendoci di riconoscere e comprendere i suoni.

La percezione uditiva è essenziale per l'interazione con il mondo che ci circonda, e rappresenta uno dei sensi più importanti per la comunicazione e l'apprendimento. Non solo contribuisce al benessere dell'individuo adulto, ma è anche cruciale per lo sviluppo cognitivo e linguistico durante l'infanzia.

Le sonorità che percepiamo possono essere classificate in quattro grandi categorie:

- suoni provenienti dall'ambiente esterno;
- suoni emessi da altri individui;
- suoni di natura linguistica (come il parlato);
- suoni particolari o insoliti che richiedono un'attenzione speciale.

La percezione uditiva, quindi, è un processo complesso di categorizzazione delle diverse sonorità che raggiungono l'orecchio, permettendoci di interpretare e reagire in modo adeguato ai segnali sonori che ci circondano. [2]

1.3- Fondamenti acustici e Diagnosi Audiologica

Il **suono** percepito è il risultato in un fenomeno fisico: una variazione nello stato di riposo delle molecole di un mezzo attraversato da un'onda sonora. Quando un'onda sonora attraversa un mezzo, come l'aria, genera variazioni di pressione che si propagano come onde. Queste variazioni possono essere rappresentate graficamente come una curva oscillante attorno a una linea indicante lo stato di riposo del mezzo. Idealmente, tali oscillazioni seguono un andamento sinusoidale producendo un tono puro definito da due parametri: frequenza e ampiezza delle oscillazioni. La frequenza, misurata in *Herz (Hz)*, indica il numero di cicli compiuti dall'onda in un secondo e determina il **pitch**, ossia la tonalità del suono percepito. Le tonalità si classificano in base alla frequenza:

- **Tonalità gravi**, fino a 500 Herz;
- **Tonalità media**, tra 1000 e 3000 Herz;
- **Tonalità acute**, oltre 3000 Herz;
- **Ultrasuoni**, oltre i 15.000-20.000 Herz;
- **Infrasuoni**, sotto i 20-50 Herz.

Gli ultrasuoni e gli infrasuoni non sono percepiti dall'uomo come sensazione acustica, ma hanno applicazioni nella diagnostica medica o nel monitoraggio sismico.

I suoni percepiti sono spesso complessi, costituiti da onde non regolari come i toni puri, però scomponibili in toni puri attraverso *l'Analisi di Fourier*, utilizzata in vari campi per comprendere la struttura del suono. Gli eventi acustici possono essere rappresentati in uno spettro delle frequenze, dove la frequenza è sull'asse orizzontale e l'intensità del suono su quello verticale. L'intensità percepita di un suono è correlata all'ampiezza dell'oscillazioni: maggiore è l'ampiezza, maggiore sarà l'intensità percepita. Per una valutazione precisa dell'intensità, si usa la pressione acustica, espressa in *Pascal (Newton/m²)*, che varia con la distanza dalla sorgente sonora. Tuttavia, l'orecchio umano non percepisce l'intensità del suono in modo lineare, ma segue una curva logaritmica, misurata in *decibel*, che è 20 volte il logaritmo in base 10 del rapporto tra la pressione misurata e una pressione di riferimento (P_0), definita per convenzione pari a 2×10^{-5} *Pascal*, corrispondente alla minima intensità percepibile.

$$dB = 20 \log_{10} \frac{P}{P_0}$$

Il decibel è quindi una misura relativa, che tiene conto della sensibilità dell'orecchio umano. Lo 0 dB non indica l'assenza di suono, ma il minimo livello sonoro percepito dall'orecchio umano. Il

range uditivo umano va da circa 0 dB (minimo suono udibile) a 100-120 dB, che rappresenta la soglia di fastidio o dolore. Per esempio, in un ambiente silenzioso, il livello di rumorosità si aggira intorno ai 40 dB, mentre una conversazione normale si situa intorno ai 60 dB. Ambienti particolarmente rumorosi possono raggiungere 85-110 dB, mentre suoni estremamente intensi, come quelli prodotti da armi da fuoco o motori di aerei, possono superare i 120 dB.

Comprendere queste basi fisiche del suono è fondamentale per molte applicazioni, dalla progettazione di dispositivi acustici all'architettura acustica, oltre che per una corretta interpretazione dei fenomeni uditivi e delle eventuali problematiche legate all'udito.

La raccolta dei dati anamnestici in otorinolaringoiatria è cruciale per diagnosticare le patologie dell'orecchio, come l'**ipoacusia** e gli **acufeni**.

L'ipoacusia è una riduzione della capacità uditiva variabile in gravità, da lieve a gravissimo. Per comprendere l'ipoacusia, è importante definire la **normoacusia**, ossia una condizione di udito normale, la quale consente di percepire suoni di intensità pari o inferiore a 20-25 dB su tutte le frequenze.

L'ipoacusia può essere:

- **Unilaterale o Bilaterale;**
- **Lieve, media, grave, o gravissima**, con la gravità basata sulla soggettività del paziente o sulla misurazione audiometrica.

In base alla sede del danno, l'ipoacusia si classifica in:

- **Trasmissiva:** dovuta a lesioni nell'orecchio esterno o medio, con deficit massimo di 50-60 dB;
- **Neurosensoriale (o recettiva):** causata da danni all'apparato di trasduzione (cellule ciliate) o al nervo acustico. Può essere ulteriormente suddivisa in:
 - o **cocleare:** danno alle cellule ciliate della coclea;
 - o **retrococleare:** danno al nervo acustico;
 - o **mista:** coinvolgimento simultaneo dell'apparato di trasmissione e di trasduzione.
- **Percettiva:** lesione delle vie uditive centrali.

Un altro sintomo comune è l'**acufene**, definito come la percezione di un suono in assenza di una sorgente esterna. Gli acufeni possono essere:

- **Recenti** (meno di sei mesi),
- **Persistenti** (superiori a sei mesi),
- **Fastidiosi** o non **fastidiosi**, a seconda dell'impatto sulla qualità della vita del paziente.

L'**esame obiettivo** dell'orecchio comprende l'ispezione esterna del padiglione auricolare, prestando attenzione alla morfologia e alla pelle. La principale manovra diagnostica è l'**otoscopia**, che utilizza un otoscopio retroilluminato con lente di ingrandimento per esaminare il condotto uditivo esterno e la membrana timpanica.

La **diagnostica strumentale audiologica** ha lo scopo di dimostrare la presenza e la sede di una lesione, determinare l'entità del deficit uditivo, valutare la possibilità di correzione tramite intervento chirurgico o protesi acustica e infine verificare l'efficacia della protesizzazione.

Le prove audiologiche possono inoltre essere:

- **Soggettive:** ovvero dipendenti dalla collaborazione del paziente, come i test audiometrici tonali;
- **Semi-oggettive:** utilizzano riflessi condizionati o incondizionati;
- **Oggettive:** non richiedono la collaborazione del paziente. [2]

L'**Audiometria tonale liminare**, ad esempio, misura la soglia di percezione del suono a diverse frequenze e viene eseguita per via aerea (con cuffia) o via ossea (con vibratore applicato sulla mastoide). I risultati sono riportati in un **audiogramma**, con frequenze sull'asse orizzontale e intensità in dB sull'asse verticale. L'ipoacusia può essere classificata in questo modo in:

- Lieve (soglia tra 25 e 40 dB),
- Media (soglia tra 40 e 70 dB),
- Grave (soglia tra 70 e 90 dB),
- Gravissima (soglia superiore a 90 dB). [3]

L'**Audiometria vocale** differisce dall'audiometria tonale in quanto valuta la comprensione dei messaggi acustici e l'impatto del deficit uditivo sulla comunicazione. Questo test può essere effettuato in una cabina silente con cuffie o altoparlanti, ed è utile per la valutazione della protesizzazione acustica. Le prove di audiometria oggettiva sono eseguite senza necessità di collaborazione del paziente e includono tecniche come le **emissioni otoacustiche**¹ e le **potenziali evocate**². Infine, la **diagnosi radiologica** per l'ipoacusia utilizza principalmente la **tomografia assiale computerizzata (TC)** ad alta risoluzione e la **risonanza magnetica (RM)** per visualizzare le strutture interne dell'orecchio e identificare eventuali anomalie. [2]

¹ **Emissioni otoacustiche:** sono suoni prodotti dal nostro orecchio interno quando risponde ad uno stimolo sonoro, con l'intenzione di raccogliere le informazioni da inviare al cervello. [6]

² **Potenziali evocate:** costituiscono un esame diagnostico di rilievo nei casi di dolore neuropatico. Il termine potenziali evocati si riferisce ai segnali bioelettrici generati nel sistema nervoso in risposta a stimoli sensoriali in grado di generare un'attivazione elettrica simultanea di raggruppamenti di neuroni e assoni deputati specificatamente alla loro trasmissione ed elaborazione. [7]

1.3.1- Cenni sulle principali patologie che portano alla perdita uditiva

Le patologie dell'orecchio possono essere classificate in base al tipo di ipoacusia causata. Questo approccio è particolarmente utile perché permette di individuare il trattamento più adeguato, spesso ricorrendo a soluzioni protesiche come le protesi acustiche tradizionali e gli impianti cocleari.

Ipoacusia trasmissiva e mista

Tali forme di ipoacusia derivano da problemi all'orecchio esterno e medio, che influenzano la capacità dell'orecchio di trasmettere il suono. Sono spesso trattate con protesi acustiche, in particolare quando i danni strutturali non possono essere risolti chirurgicamente.

- **Malattie dell'orecchio esterno:** includono malformazioni come l'Atresia Auris Congenita, dove il canale uditivo è chiuso o assente. In tali casi, la protesizzazione ossea è essenziale. Le protesi a trasmissione ossea, come il Baha (Bone Anchored Hearing Aid), possono essere fissate al cranio per bypassare l'orecchio esterno danneggiato e condurre il suono direttamente all'orecchio interno. Un altro esempio è l'otite esterna cronica, che può richiedere l'uso di protesi acustiche in caso di danni persistenti al condotto uditivo.
- **Malattie dell'orecchio medio:** includono condizioni come l'otosclerosi, una malattia in cui la crescita anomala dell'osso intorno alla staffa dell'orecchio medio provoca una progressiva perdita dell'udito. La stapedectomia, un intervento chirurgico che sostituisce l'osso della staffa con una protesi, è una soluzione comune. Tuttavia, in alcuni casi, quando la chirurgia non è praticabile o non ha successo, si ricorre all'uso di protesi acustiche convenzionali.

Ipoacusia neurosensoriale

Questo tipo di ipoacusia, che rappresenta la maggioranza dei casi, è determinato da danni all'orecchio interno o al nervo acustico. La protesizzazione, in particolare l'uso di impianti cocleari, è spesso l'opzione di trattamento più efficace.

- **Ipoacusia neurosensoriale nel bambino:** Le forme gravi di ipoacusia neurosensoriale bilaterale, come quelle causate dalla mutazione genetica GJB2 che compromette la funzione della connessina 26, richiedono interventi protesici precoci. L'uso di impianti cocleari è raccomandato nei casi in cui le protesi acustiche convenzionali non siano sufficienti, soprattutto se la perdita dell'udito è identificata nei primi 12-24 mesi di vita. Un altro

esempio rilevante è la sindrome di Usher, la quale oltre alla sordità può causare la perdita della vista. Anche in questo caso, l'impianto cocleare è una delle principali soluzioni per il recupero dell'udito.

- **Ipoacusia neurosensoriale nell'adulto:** Un esempio comune è la presbiacusia, una forma di perdita uditiva legata all'età. Quando la presbiacusia è particolarmente severa, gli impianti cocleari possono essere considerati, specialmente se le protesi acustiche tradizionali non forniscono un miglioramento sufficiente. Un altro esempio è l'ipoacusia improvvisa neurosensoriale, che può insorgere rapidamente e in modo inspiegabile. Nei casi più gravi, quando la perdita uditiva è permanente e significativa, si può ricorrere all'impianto cocleare.
- **Altri esempi di ipoacusia neurosensoriale:** includono il trauma acustico cronico, causato da esposizione prolungata a rumori forti. Anche in questi casi, quando la perdita uditiva è grave, gli impianti cocleari possono essere utilizzati per ripristinare l'udito. La sindrome di Cogan, una malattia autoimmune che causa gravi infiammazioni oculari e uditive, può portare a una rapida e significativa perdita dell'udito. Anche in tal caso, l'impianto cocleare è una soluzione per i pazienti con ipoacusia bilaterale grave. [2]

1.3.2- Place theory

È stato dimostrato come diverse frequenze producano vibrazioni in diversi punti della membrana della coclea. In particolare, basse frequenze causano onde di spostamento nei fluidi della coclea che fanno vibrare la membrana basilare maggiormente nell'apice; mentre suoni di alta frequenza creano onde di spostamento che causano maggiormente effetto alla base. Nel caso di un segnale con più componenti di frequenza vale per così dire un principio di sovrapposizione degli effetti. In pratica la coclea agisce come un vero e proprio analizzatore di spettro: ogni posizione (place) della coclea vibra in associazione ad una determinata frequenza, provocando uno spostamento delle cellule ciliate dell'organo del Corti. Questa teoria ampiamente verificata da un punto di vista scientifico è alla base della cosiddetta place theory, ossia la teoria che ha motivato lo sviluppo dei cosiddetti impianti cocleari a canale multiplo. [3]

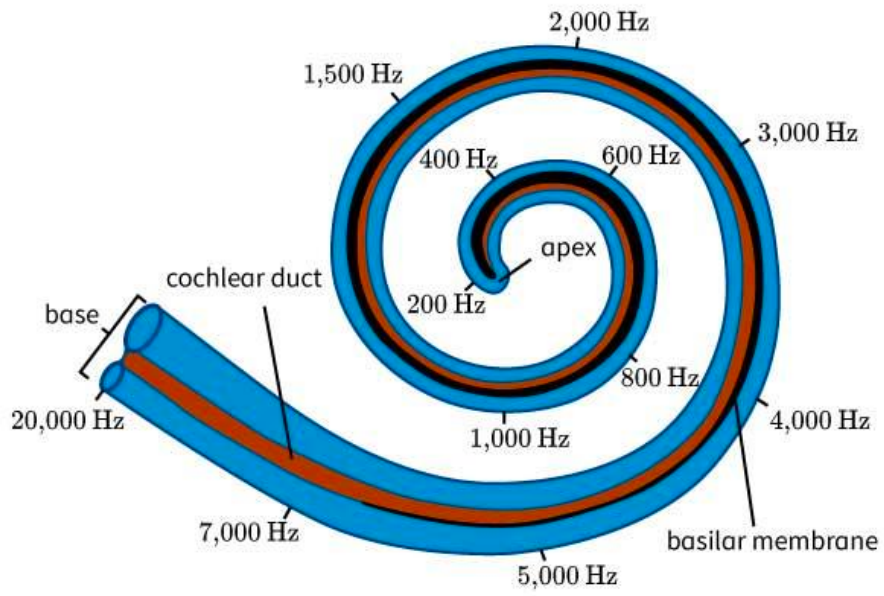


Figura4. Place theory [IV]

Capitolo 2 – Protesi

2.1 – Apparecchi acustici impiantabili e non, storia e differenze

Nel XVII secolo, i primi ausili per l'udito iniziarono a comparire sotto forma di cornetti acustici. Questi strumenti, a forma di un imbuto, non amplificavano il suono nel senso moderno del termine, ma raccoglievano e convogliavano le onde sonore direttamente nel canale uditivo, migliorando così l'udibilità per chi aveva un'ipoacusia moderata. Questi cornetti acustici, inizialmente realizzati in materiali come metallo, legno o persino avorio, guadagnarono popolarità nel XIX secolo, quando furono perfezionati sia dal punto di vista estetico che funzionale. I modelli più sofisticati venivano talvolta decorati o integrati in oggetti d'uso quotidiano, come bastoni o ventagli, per renderli meno evidenti e più accettabili socialmente.

Alla fine del XIX secolo, l'invenzione del microfono e del telefono rivoluzionò il panorama degli apparecchi acustici, introducendo la possibilità di amplificare elettronicamente il suono. I primi apparecchi acustici elettronici, noti come "audiometri" o "fonoauditori," erano però piuttosto ingombranti, poiché utilizzavano valvole termoioniche (tubi a vuoto) e batterie pesanti, rendendoli difficili da trasportare. Solo intorno agli anni '30, con la miniaturizzazione dei componenti e l'introduzione di batterie più piccole ed efficienti, gli apparecchi acustici cominciarono a diventare più pratici e diffusi.

Un ulteriore balzo in avanti si ebbe negli anni '50 con lo sviluppo del transistor, che sostituì i tubi a vuoto. Questo portò alla creazione di apparecchi acustici significativamente più piccoli e leggeri, delle dimensioni di un walkman a cassette, indossabili comodamente dietro l'orecchio o all'interno di una tasca. Questi dispositivi non solo erano più facili da usare, ma offrivano anche una migliore qualità del suono e una maggiore durata delle batterie.

Verso la fine degli anni '80, con l'introduzione degli apparecchi acustici digitali, si registrò un enorme passo avanti nella tecnologia audioprotesica. Questi nuovi dispositivi non si limitavano ad amplificare il suono, ma erano in grado di elaborarlo, indirizzarlo e filtrarlo in modo sofisticato, adattandosi automaticamente ai diversi ambienti sonori. La tecnologia digitale consentiva anche la personalizzazione dei dispositivi, migliorando significativamente l'esperienza uditiva degli utenti.

Nonostante questi progressi, le persone con perdite uditive gravi o profonde spesso non potevano trarre pieno beneficio dagli apparecchi acustici convenzionali. Di conseguenza, già dagli anni '50, la ricerca iniziò a concentrarsi sulla possibilità di creare un dispositivo in grado di stimolare

direttamente il nervo acustico, bypassando l'orecchio danneggiato. Questo sforzo culminò nel 1977 con la creazione del primo impianto cocleare (IC) da parte di un ingegnere della NASA, Adam Kissiah. L'impianto cocleare rappresentò una svolta epocale, permettendo a persone con sordità profonda di percepire suoni grazie a un sistema in grado di convertire i suoni in impulsi elettrici inviati direttamente al nervo acustico.

Nel corso degli anni, gli impianti cocleari sono stati continuamente perfezionati, con l'aggiunta di un numero sempre maggiore di elettrodi, che ha migliorato la qualità del suono percepito e la capacità di distinguere meglio i suoni e le parole. Oggi, questi dispositivi offrono soluzioni uditive avanzate per un'ampia gamma di pazienti, dai bambini nati sordi agli adulti che hanno perso l'udito in età avanzata.

Parallelamente, un altro importante progresso fu l'introduzione degli impianti a conduzione ossea verso la fine degli anni '70. Tali dispositivi sfruttano una vite di titanio impiantata chirurgicamente nell'osso cranico per trasmettere il suono direttamente all'orecchio interno, bypassando l'orecchio medio danneggiato. Il titanio, noto per le sue eccellenti proprietà di biocompatibilità e osteointegrazione, si integra perfettamente con l'osso, fornendo una connessione stabile e duratura per la trasmissione del suono. Gli impianti a conduzione ossea rappresentano una soluzione efficace per pazienti con problemi di conduzione uditiva, come l'Atresia Auris Congenita o altre malformazioni dell'orecchio esterno e medio. [8]

Dopo questa breve introduzione storica, passiamo a descrivere la differenza di due diverse tipologie di protesi, ovvero gli apparecchi acustici e quelli impiantabili. Gli **apparecchi acustici** e i **dispositivi impiantabili** sono entrambi utilizzati per migliorare l'udito delle persone, ma differiscono significativamente per quanto riguarda il funzionamento e l'applicazione.

La terapia protesica è una soluzione fondamentale per la gestione dell'ipoacusia, che può influenzare significativamente la qualità della vita del paziente. La protesizzazione viene generalmente considerata nei casi di deficit uditivo cronico e significativo, quando le opzioni farmacologiche o chirurgiche non sono praticabili. Le statistiche indicano come circa il 4% della popolazione italiana potrebbe beneficiare di una protesi acustica, ma solo una frazione di questi individui riceve effettivamente la protesizzazione.

Le **protesi acustiche convenzionali** amplificano e modificano il segnale acustico per compensare il deficit uditivo. Questi dispositivi captano i suoni tramite un microfono, li convertono in segnali elettrici (analogici o digitali), li amplificano, li filtrano e infine li ritrasformano in segnali acustici

tramite un altoparlante. Le protesi digitali, rispetto a quelle analogiche, offrono una regolazione più fine dei parametri acustici e una migliore discriminazione tra il segnale vocale e il rumore di fondo grazie ai microprocessori integrati. Gli apparecchi acustici convenzionali, inoltre, non hanno bisogno di un intervento chirurgico. Sono ideali per persone con perdita uditiva da lieve a grave, ma con ancora un buon funzionamento dell'orecchio interno. Possono essere collocati dietro all'orecchio, all'interno oppure intorno. [9]

Esistono diverse tipologie di protesi acustiche progettate per adattarsi alle singole esigenze del paziente, e possiamo classificarle in base alla funzione e alle loro caratteristiche:

- **In base alla posizione:**

1. *Apparecchi acustici retroauricolari (BTE -Behind-the-Ear):* collocati dietro l'orecchio, sono ideali per ipoacusie gravi e per l'uso nei bambini. Offrono una maggiore potenza e un guadagno superiore rispetto alle protesi più piccole. Alcuni modelli retroauricolari, come quelli con open fitting, riducono l'effetto di occlusione e il senso di ovattamento, minimizzando il rischio di feedback acustico (effetto Larsen).
2. *Apparecchi acustici intrauricolari (ITE – In-the Ear):* si posizionano all'interno del condotto uditivo esterno, spesso realizzati su misura. Queste protesi sono meno visibili e adatte per ipoacusie lievi e medie.
3. *Apparecchi acustici invisibili nel canale uditivo (IIC -Invisible-in-Canal):* sono molto piccoli e si inseriscono nel canale uditivo; data la loro dimensione sono quasi invisibili quando indossati.
4. *Apparecchi acustici canalari (ITC -In- the- Canal):* sono simili agli ITE, ma più piccoli.
5. *Apparecchi acustici completamente nel canale (CIC – Completely-in – Canal):* tali modelli sono posizionati interamente nel canale uditivo per questo motivo sono difficilmente visibili, questo è dovuto anche alla loro dimensione, molto più piccola dei modelli ITC. Hanno una capacità di amplificazione inferiore. [2]

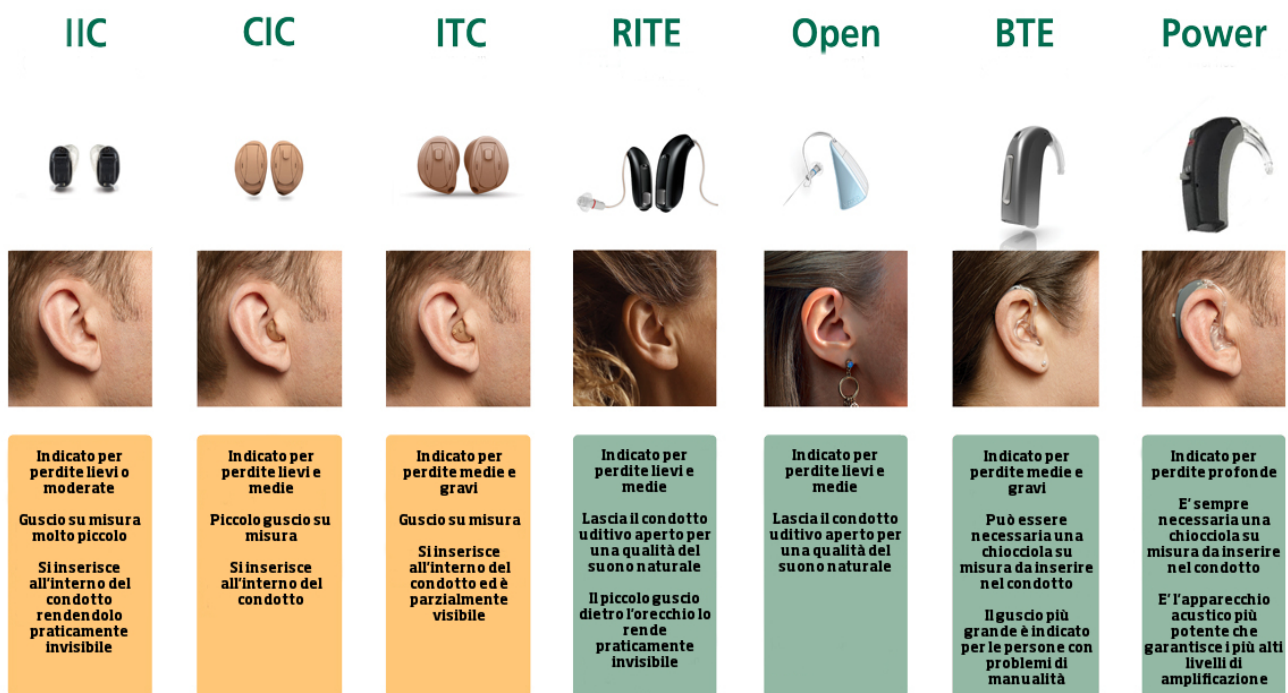


Figura5. Apparecchi acustici suddivisi in base alla posizione e alla gravità della perdita uditiva [V]

- **In base alla funzionalità:**

1. *Apparecchi analogici:* sono capaci di amplificare il suono sempre allo stesso modo senza possibilità di regolazioni automatiche.
2. *Apparecchi digitali:* offrono regolazioni più precise e adattabili in base alle esigenze uditive del paziente grazie a microprocessori per elaborare i suoni.
3. *Apparecchi acustici "smart":* si adattano automaticamente all'ambiente sonoro grazie ad una tecnologia avanzata che permette di regolare i livelli di amplificazione in base alle diverse situazioni.

- **In base alle tecnologie aggiuntive:**

1. *Apparecchi ricaricabili:* dispositivi dotati di batterie ricaricabili, senza il bisogno di doverle sostituire frequentemente.
2. *Apparecchi wireless:* possono essere connessi a dispositivi elettronici di uso comune come smartphone, televisori o altri, attraverso Bluetooth o altre tecnologie wireless.
3. *Apparecchi acustici per singole situazioni:* progettati per specifiche situazioni utili all'utente.

Gli apparecchi impiantabili sono destinati a persone con ipoacusia grave che non possono essere trattati con apparecchi acustici tradizionali. Questi dispositivi vengono impiantati chirurgicamente e si suddividono in:

1. **Impianti Cocleari:** Rappresentano un avanzamento significativo nella protesizzazione acustica. Combinano un componente esterno (microfono e processore) con un impianto interno che stimola direttamente il nervo uditivo tramite elettrodi inseriti nella coclea. Questo tipo di impianto è indicato per persone con ipoacusia grave, soprattutto quando il riconoscimento vocale con una protesi convenzionale è inferiore al 50%. Per i bambini, l'intervento precoce, preferibilmente entro i 12-18 mesi, è cruciale per ottenere risultati ottimali.
2. **Impianti a Conduzione Ossea:** Trasmettono il suono attraverso le vibrazioni ossee direttamente al nervo uditivo e sono utili per ipoacusie trasmissive o per casi in cui il condotto uditivo è ostruito o malformato.
3. **Impianti Vibrotattili:** Utilizzano vibrazioni trasmesse attraverso il corpo per stimolare il nervo uditivo e sono indicati in casi specifici dove le altre soluzioni non sono applicabili.

La scelta tra protesi acustiche convenzionali e impianti dipende dalla gravità del deficit uditivo, dalle caratteristiche individuali del paziente e dall'efficacia delle soluzioni convenzionali. Le protesi acustiche sono più indicate per persone con un'ipoacusia da lieve a moderata, mentre gli impianti sono riservati per condizioni più gravi o quando le protesi tradizionali non sono sufficientemente efficaci. È fondamentale una valutazione accurata da parte di un audiologo o di un medico specializzato per determinare la soluzione più adatta, tenendo conto delle esigenze personali e delle caratteristiche cliniche del paziente. [2]

2.2 – Meccanismi operativi e tecnologie di supporto

I dispositivi acustici si compongono di elementi fondamentali quali il microfono, un processore del suono (responsabile dell'elaborazione dei segnali), il ricevitore e la batteria.

Il loro funzionamento basilare è semplice: il **microfono** cattura il suono dall'ambiente circostante, raccoglie le onde sonore e le converte in segnali elettrici attraverso un trasduttore. Successivamente,

questi segnali vengono elaborati e amplificati attraverso un **processore audio** il quale utilizza algoritmi di elaborazione del suono in grado di ridurre i rumori, regolare i toni e la compressione dei segnali. Si passa poi attraverso l'**amplificatore** che ha lo scopo di regolare l'intensità del suono (in base alle preferenze dell'utente e al suo livello di perdita uditiva) prima di inviarlo al **ricevitore**. Quest'ultimo detto anche **Autoparlante**, trasmette il suono amplificato all'orecchio dell'utente attraverso una riconversione da segnale elettrico a onde sonore. A seconda del tipo di apparecchio il ricevitore può essere posizionato all'interno del condotto uditivo oppure dietro l'orecchio. La **batteria** fornisce l'alimentazione necessaria per far funzionare tutti i componenti variabili in dimensioni e durata a seconda del modello e della funzionalità. Infine, possiamo citare le **tecnologie avanzate** utilizzati da alcuni apparecchi acustici utilizzati per migliorare l'esperienza uditiva, infatti quelli più moderni offrono una vasta gamma di funzionalità aggiuntive come per esempio:

1. **Connettività Wireless:** il Bluetooth consente agli utenti di collegare gli apparecchi acustici a dispositivi come smartphone, computer, lettori musicali e televisori. La connettività consente di trasmettere l'audio direttamente ai dispositivi acustici, migliorando la qualità del suono e permettendo il controllo remoto attraverso una applicazione dedicata.
2. **Controllo remoto tramite smartphone:** le applicazioni dedicate permettono agli utenti di regolare le impostazioni degli apparecchi acustici direttamente dal proprio smartphone. Attraverso queste app è possibile regolare volumi, toni e scegliere preset per ambienti specifici.
3. **Riduzione del rumore:** alcuni modelli sono dotati di algoritmi avanzati che possono distinguere tra segnali sonori desiderati e rumori indesiderati, riducendo in modo attivo il rumore di fondo per migliorare la chiarezza del suono.
4. **Adattamento automatico all'ambiente:** gli apparecchi acustici avanzati sono in grado di riconoscere automaticamente i cambiamenti nell'ambiente sonoro e regolare le impostazioni di amplificazione di conseguenza. Questo permette una transizione più fluida da ambienti tranquilli a quelli rumorosi.
5. **Ricarica senza fili:** Alcuni modelli offrono la possibilità di ricaricarsi senza la necessità di sostituire le batterie. I dispositivi vengono inseriti in una base di ricarica senza fili appunto.
6. **Design discreto e personalizzazione:** gli apparecchi acustici vengono progettati per adattarsi alla forma dell'orecchio o per essere posizionati dietro l'orecchio in modo discreto. Offrono varie opzioni di colore e di adattamento per soddisfare le preferenze estetiche e pratiche dell'utente.

7. Monitoraggio e registrazioni delle abitudini uditive: alcuni modelli registrano i comportamenti e le abitudini uditive dell'utente. Questi dati possono essere utilizzati successivamente dagli audiologi per apportare ulteriori ottimizzazioni e personalizzazioni.
8. Notifiche e avvisi: alcuni apparecchi acustici possono fornire notifiche o avvisi attraverso segnali luminosi, vibrazioni o suoni per segnalare la batteria scarica, cambio di programma o altre informazioni importanti.

Tutti i componenti descritti lavorano sinergicamente per rilevare, elaborare, amplificare e trasmettere il suono all'utente; è però importante notare come la configurazione e la precisione di questi meccanismi possano variare notevolmente tra i diversi modelli. Le funzionalità aggiuntive, inoltre, variano da marca a marca e possono dipendere dal livello di tecnologia incorporato. La scelta delle funzionalità dipenderà dalle esigenze specifiche dell'utente, dal grado di perdita uditiva, e dalle preferenze personali. [9]

Capitolo 3 - Impianto Cocleare

3.1– Caratteristiche e funzionamento

L'impianto cocleare è un dispositivo avanzato, costituito da una componente esterna e una interna, che consente a persone con gravi deficit uditivi di percepire i suoni. La parte esterna comprende un microfono-ricevitore, posizionato dietro l'orecchio, simile a un apparecchio acustico convenzionale, ma con un processore capace di catturarli e trasformarli in segnali digitali, trasmettendoli alla parte interna dell'impianto. Quest'ultima, alloggiata all'interno del cranio, invia gli impulsi attraverso elettrodi che stimolano il nervo acustico, permettendo al cervello di interpretarli come suoni. [1]

Il primo impianto cocleare a canale singolo fu introdotto nel 1972 con il modello 3M/House, che offriva un riconoscimento limitato del linguaggio. Nel 1984, con il Nucleus 22, si passò a un sistema multicanale, composto da un array di 22 elettrodi, mentre altri dispositivi come l'Ineraid utilizzavano 4 elettrodi intracoclearari. Gli impianti segnarono un grande progresso nella percezione uditiva artificiale. Oggi, impianti più sofisticati consentono il riconoscimento dell'80% delle parole, anche se le prestazioni variano da soggetto a soggetto. Lo sviluppo di modelli predittivi è essenziale per migliorare ulteriormente i risultati post-impianto. [3]

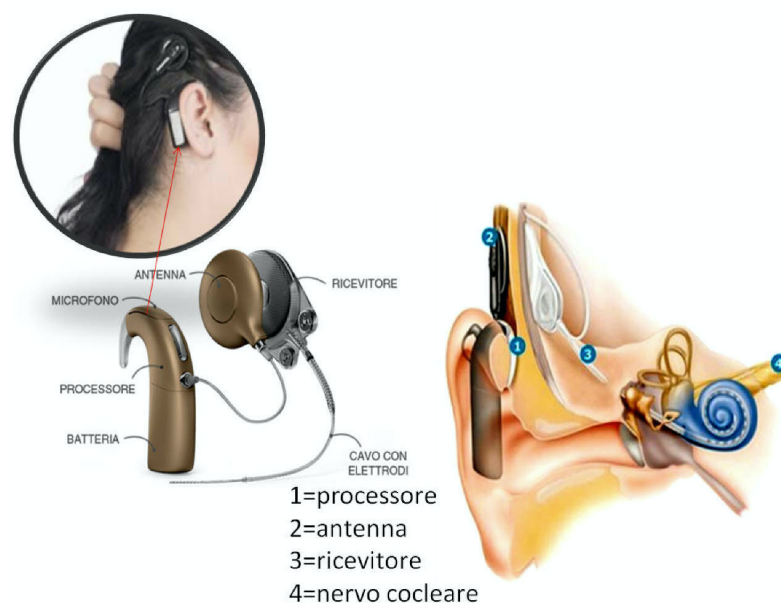


Figura6. Impianto cocleare e sue componenti [VI]

3.1.1- Impianti cocleari a canale singolo

Gli impianti cocleari a canale singolo rappresentano una tecnologia relativamente semplice rispetto ai sistemi multicanale, caratterizzata da un costo inferiore e da un hardware che può essere facilmente contenuto in un piccolo dispositivo, solitamente posizionato dietro l'orecchio. A differenza delle protesi acustiche, che amplificano il suono per consentire una percezione migliorata alle persone con perdite uditive moderate o gravi, l'impianto cocleare bypassa le parti danneggiate dell'orecchio interno e stimola direttamente il nervo acustico mediante impulsi elettrici.[10] In particolare, questi dispositivi stimolano una sola area della coclea, trasmettendo un'informazione più limitata rispetto ai modelli multicanale. La limitazione si riflette nella capacità di distinguere dettagli fini del segnale uditivo, soprattutto a livello delle frequenze superiori, che risultano essenziali per una piena comprensione del parlato e per una percezione del suono naturale.

L'idea di utilizzare un solo canale per stimolare la coclea si basa sui primi studi sulla sordità e sul funzionamento dell'orecchio umano. Tali studi hanno evidenziato come, nonostante la complessità del sistema uditivo, sia possibile ottenere una percezione utile del suono anche stimolando un solo punto lungo la coclea. Tuttavia, a causa della stimolazione limitata, le informazioni spettrali trasmesse sono molto ridotte, e ciò incide principalmente sulla qualità della percezione vocale. L'informazione acustica disponibile si concentra nella gamma delle frequenze inferiori, ricoprendo solo le fondamentali della voce e alcune formanti (F1 e F2), mentre le frequenze superiori, cruciali per la discriminazione di consonanti e per una percezione dettagliata del parlato, rimangono difficili da identificare.

Storicamente, due modelli principali di impianti cocleari a canale singolo sono stati particolarmente diffusi: il **House/3M** e il **Vienna/3M**. Entrambi questi impianti utilizzano un sistema di trasmissione transcutanea per inviare il segnale elettrico dall'esterno alla parte interna dell'impianto, ma si distinguono per il modo in cui processano il segnale acustico. A differenza dei dispositivi moderni, che utilizzano una complessa gamma di strategie di codifica, questi primi impianti si affidavano a una tecnologia più semplice e a un numero limitato di elettrodi, generalmente uno solo, per stimolare il nervo uditivo.

Impianto House/3M

L'impianto House/3M, sviluppato negli anni '70, è costituito da una catena di amplificazione che comprende due amplificatori e un filtro passa banda che seleziona frequenze comprese tra 340 e 2700 Hz. Il segnale, una volta filtrato, viene modulato con una portante a 16 kHz e successivamente

amplificato ulteriormente per essere trasmesso al ricevitore impiantato, collegato a un elettrodo situato nella scala timpanica della coclea. Il paziente può regolare l'intensità della stimolazione grazie a un controllo presente sull'amplificatore finale. Questo tipo di impianto ha rappresentato un grande progresso per l'epoca, permettendo a persone con sordità profonda di percepire i suoni per la prima volta. Tuttavia, poiché il sistema modulava il segnale in modo piuttosto semplice, la qualità del suono risultava limitata.

Uno dei principali difetti del sistema è che, per pressioni sonore superiori a 70 dB, l'involuppo del segnale modulato viene troncato, causando una riduzione della qualità delle informazioni temporali. La distorsione del segnale portava a difficoltà nella distinzione di consonanti e parole monosillabiche, soprattutto in presenza di suoni ad alta intensità. Questi problemi erano particolarmente evidenti quando i pazienti cercavano di comprendere il parlato in ambienti rumorosi, dove l'assenza di una chiara separazione delle informazioni spettrali rendeva ardua la distinzione dei fonemi. Inoltre, come riferito da alcuni pazienti, la percezione del suono risultava "metallica" o innaturale, una sensazione che è ancora oggi riportata da alcuni utilizzatori di impianti cocleari moderni, in particolare da coloro che hanno perso l'udito in età adulta. [3]

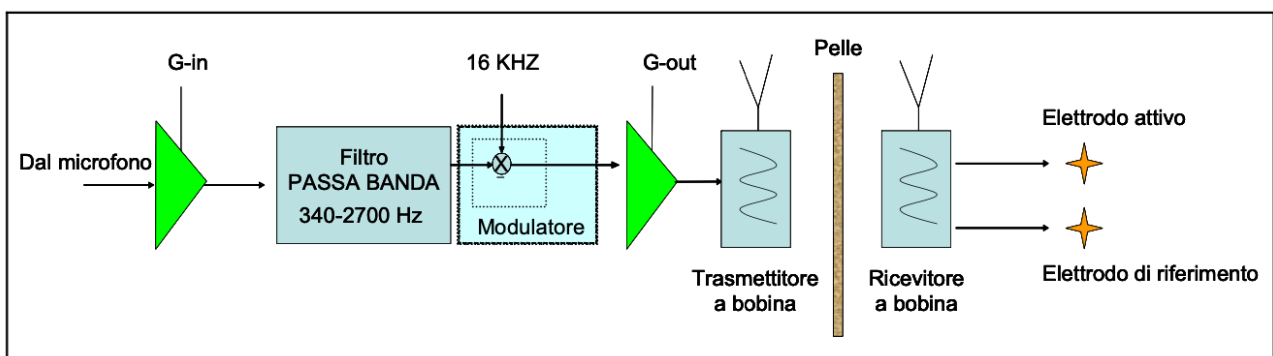


Figura7. Impianto House/3M [VII]

Impianto Vienna/3M

L'obiettivo dell'impianto Vienna/3M, sviluppato parallelamente al modello House/3M, era di superare le limitazioni del predecessore, preservando i dettagli temporali del segnale vocale anche a livelli elevati di pressione sonora. Il Vienna/3M implementava un controllo automatico del

guadagno con un tempo di risposta molto rapido (0,5 ms), il che permetteva una compressione del segnale tale da mantenere invariata la qualità dei dettagli temporali indipendentemente dal volume del suono. Con **dettagli temporali** si intende la precisione con cui vengono mantenute e riprodotte le variazioni nel tempo del segnale acustico. In particolare, nel caso di un impianto uditivo o di un sistema di elaborazione audio, i dettagli temporali riguardano:

1. **Durata dei suoni** – La capacità di distinguere suoni brevi o rapidi (come consonanti esplosive tipo "p" o "t") da suoni più lunghi (come vocali prolungate).
2. **Transizioni** – Il modo in cui il suono si evolve nel tempo, ad esempio il passaggio rapido da una consonante a una vocale.
3. **Pause e intervalli tra i suoni** – Gli spazi tra le parole o le sillabe, che sono fondamentali per comprendere il ritmo e l'intonazione del parlato.

Quando un sistema preserva i dettagli temporali, significa che riesce a catturare fedelmente tutte le informazioni, mantenendo la chiarezza e la comprensibilità del parlato, anche in condizioni difficili come suoni ad alta intensità. Nel caso del Vienna/3M, l'obiettivo era proprio quello di garantire alle informazioni temporali di non essere compromesse, nonostante l'aumento del volume o la compressione del segnale. Ciò aiuta chi utilizza il sistema a distinguere meglio le parole e i suoni.

Inoltre, l'impianto Vienna/3M era dotato di un equalizzatore che riduceva le frequenze al di fuori della gamma 100-4000 Hz, garantendo alle frequenze centrali per la percezione del parlato, come le formanti vocali, di rimanere ben udibili. Questo approccio bilanciato alla gestione delle frequenze permetteva al paziente di percepire un suono più naturale rispetto ai dispositivi precedenti. I test effettuati con l'impianto Vienna/3M hanno dimostrato come i pazienti ottenessero risultati migliori nel riconoscimento delle parole monosillabiche e nella distinzione delle consonanti rispetto al modello House/3M. Sebbene questo rappresentasse un notevole progresso, rimanevano ancora delle difficoltà, soprattutto nel riconoscimento di suoni più complessi o in ambienti acusticamente sfidanti. [3]

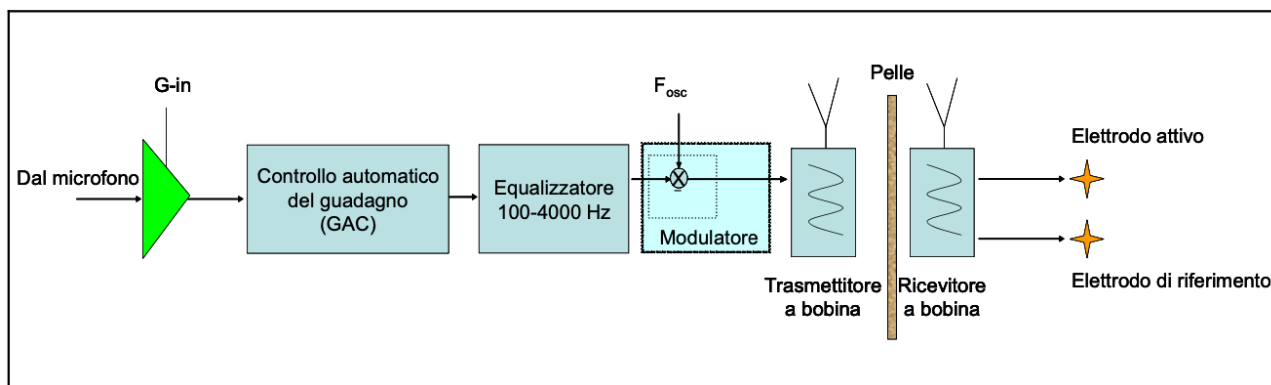


Figura8. Impianto Vienna/3M [VIII]

3.1.2- Percezione del parlato negli impianti a canale singolo

Nonostante alcuni vantaggi, gli impianti a canale singolo presentano una percezione del parlato limitata, principalmente a causa della ridotta quantità di informazione spettrale trasmessa. Nei sistemi a canale singolo, l'informazione uditiva viene principalmente ottenuta dalla periodicità dello stimolo elettrico, che risulta efficace solo fino a frequenze di 300-500 Hz. Per frequenze superiori a questo intervallo, i pazienti incontrano difficoltà a distinguere variazioni tonali, il che limita notevolmente la capacità di comprendere parole e suoni complessi, come avviene nella conversazione quotidiana, dove la distinzione tra diverse consonanti e vocali è fondamentale.

In tali impianti, l'informazione uditiva ricevuta dai pazienti è limitata alla gamma di frequenze inferiori a 1000 Hz, coprendo solo le frequenze fondamentali della voce e le prime formanti (F1 e occasionalmente F2). Tuttavia, poiché molte delle informazioni rilevanti per la percezione delle parole si trovano nelle frequenze superiori, fino a circa 4000 Hz, i pazienti non riescono a raggiungere una piena comprensione del parlato, specialmente in ambienti rumorosi o con suoni sovrapposti. Nonostante le limitazioni, i pazienti che utilizzano impianti a canale singolo sono comunque in grado di riconoscere suoni vocalici e distinguere tra vocali e consonanti in alcuni casi. Inoltre, sono capaci di percepire la prosodia del parlato, basata principalmente sulle variazioni della frequenza fondamentale, permettendo loro di cogliere emozioni e intonazioni nelle conversazioni.

Il progresso tecnologico successivo ha portato allo sviluppo di impianti cocleari a canale multiplo, in grado di stimolare diverse aree della coclea, aumentando notevolmente la qualità della percezione uditiva e consentendo una comprensione più accurata del parlato, specialmente in ambienti

complessi. Tuttavia, i primi impianti a canale singolo hanno rappresentato una base importante per lo sviluppo delle tecnologie successive, permettendo a molte persone con sordità profonda di iniziare a percepire i suoni e a interagire meglio con l'ambiente circostante. [3]

3.1.3 Impianti cocleari a canale multiplo

Gli impianti cocleari a canale multiplo rappresentano un avanzamento significativo rispetto ai modelli a canale singolo, poiché stimolano diverse aree della coclea, ciascuna responsabile della percezione di specifiche gamme di frequenze. L'approccio si basa sulla teoria della localizzazione tonale (place theory), la quale sostiene che diverse sezioni della coclea rispondono a differenti intervalli di frequenza: le frequenze alte stimolano gli elettrodi vicini alla base della coclea, mentre le frequenze basse attivano quelli più vicini all'apice. La teoria è supportata da studi fisiologici e neuroanatomici dimostranti come la coclea funzioni similmente ad uno spettrografo naturale, traducendo le variazioni di frequenza del suono in risposte spaziali lungo la sua lunghezza.

L'ottimizzazione del numero di canali e delle strategie di codifica è un campo di ricerca attivo. Alcuni impianti cocleari multicanale possono includere fino a 22 canali, ma nella pratica clinica non tutti gli elettrodi sono stimolati simultaneamente. Altri impianti, con un numero inferiore di canali (4-8), possono stimolare tutti gli elettrodi simultaneamente. La scelta tra questi approcci dipende dalle caratteristiche individuali dell'udito del paziente e dai risultati clinici desiderati. [3]

3.1.4 Strategie di codifica del segnale

Esistono diverse strategie principali per la codifica del segnale nei sistemi multicanale, ognuna delle quali influisce sulla qualità della percezione uditiva in modi distintivi:

- **Waveform strategy:** Questa strategia si basa sulla presentazione al paziente di forme d'onda analogiche o pulsate. In particolare, la **compressione analogica (CA)**, utilizzata nei primi modelli come l'Ineraid a 4 canali, comprime il segnale acustico proveniente dal microfono attivando un controllo automatico del guadagno. Il segnale viene poi filtrato in bande di frequenza specifiche (ad esempio 0,5, 1, 2, e 3,4 kHz) e trasmesso, dopo essere stato nuovamente amplificato, a elettrodi specifici. Sebbene questa strategia sia stata pionieristica, presentava delle limitazioni, tra cui l'interferenza tra i campi elettrici degli

elettrodi adiacenti, che poteva ridurre la qualità della stimolazione e causare distorsioni nel segnale uditivo, influenzando negativamente la comprensione del parlato.

Per affrontare i problemi di interferenza tra elettrodi, è stata introdotta la strategia del **Campionamento Continuo Interallacciato (CIS)**. La tecnica invia impulsi bifasici o trifasici in modo non simultaneo agli elettrodi (differenti regioni della coclea non venivano stimulate mai contemporaneamente), riducendo l'interazione tra i campi elettrici. CIS migliora la precisione della stimolazione delle fibre nervose e facilita una migliore discriminazione dei suoni, determinando un riconoscimento del parlato più accurato e in una percezione del suono più naturale. L'innovazione CIS ha rappresentato un passo avanti fondamentale nella qualità degli impianti cocleari, perciò viene utilizzata in dispositivi come il **Cochlear Nucleus Freedom**.

- **Feature extraction strategy:** Questa strategia estrae le caratteristiche principali del segnale vocale, come le formanti, poi presentate al paziente tramite algoritmi specifici. Gli algoritmi sono progettati per preservare le informazioni critiche per la comprensione del parlato, migliorando la percezione delle consonanti e delle vocali. I dispositivi utilizzati possono includere modelli come il **Clarion 1.0**, che applica tecniche di estrazione delle caratteristiche per ottimizzare la qualità del suono percepito. L'impianto Clarion 1.0 può essere programmato sia in modalità compressione analogica (maggiori informazioni temporali) che quella a campionamento continuo interallacciato. La presenza della doppia soluzione fa sì che l'impianto possa essere programmato in base alle esigenze del paziente.
- [3]

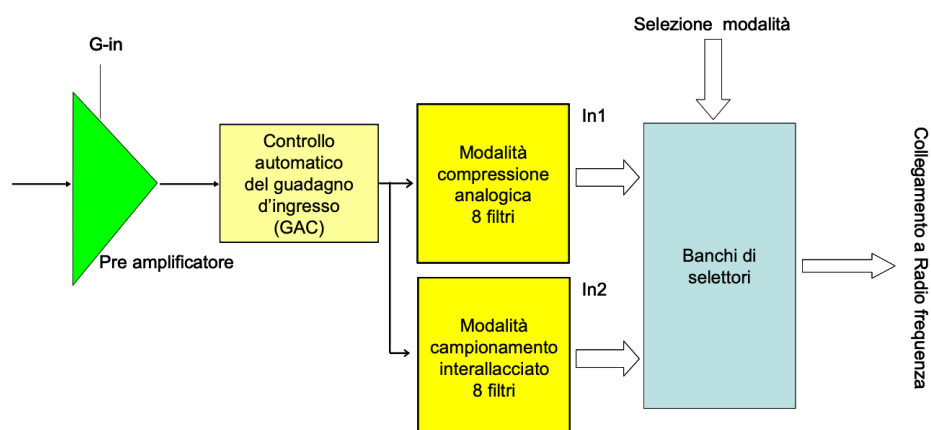


Figura9. Impianto Clarion [IX]

- **Filtraggio passa-banda:** Questo approccio utilizza un banco di filtri per suddividere il segnale vocale in bande di frequenza specifiche e stimola solo alcune delle uscite, selezionate in base al tipo di suono presente. La strategia di filtraggio passa-banda è utilizzata in alcuni impianti avanzati come il **Med-El Concert**, che implementa un sistema di filtraggio avanzato per migliorare la chiarezza del parlato e la qualità generale del suono.

Un esempio di filtraggio passa-banda può essere la strategia SPEAK. Qui il segnale è inviato ad un banco di 20 filtri, con frequenze centrali che vanno da 250 Hz a 10 kHz. Questo metodo prevede la selezione delle uscite dei filtri con la massima ampiezza. Per suoni con spettri più ampi il numero di uscite selezionate è maggiore rispetto al caso di suoni con spettri limitati.[3]

3.1.6 Processori di ultima generazione

I più recenti impianti cocleari, come il **Nucleus Spectra 22**, integrano strategie avanzate come la **SPEAK** (Spectral Peak Encoding Algorithm), che combina la preservazione delle informazioni spettrali e temporali per una comprensione del parlato ottimizzata. L'algoritmo è progettato per mantenere l'integrità delle informazioni cruciali per la comprensione del parlato, migliorando la capacità del paziente di distinguere tra diversi suoni e parole.

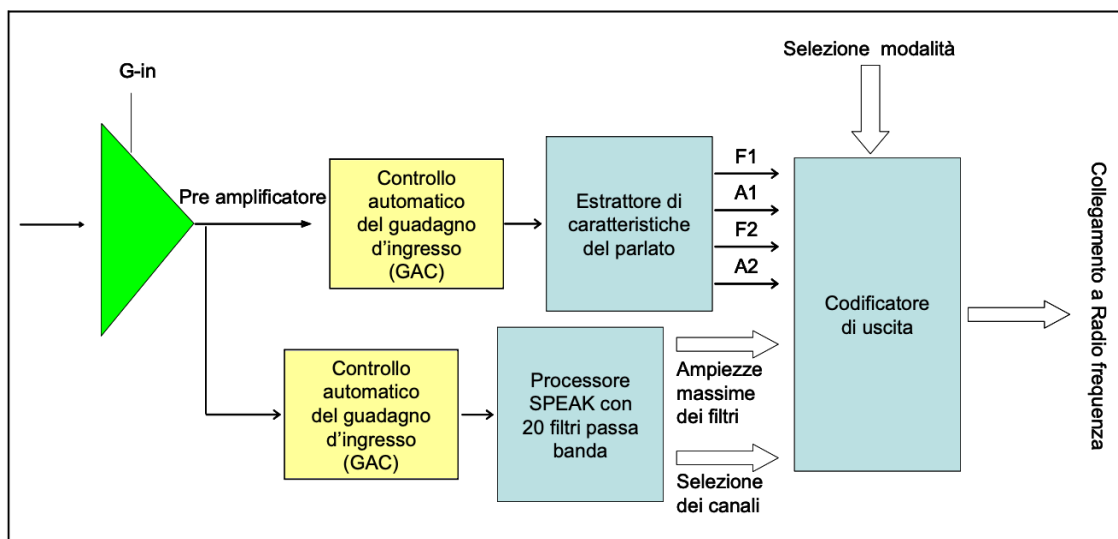


Figura10. Strategia SPEAK [X]

I dispositivi di ultima generazione, come il **Nucleus 24**, presentano ulteriori miglioramenti tecnologici, come elettrodi aggiuntivi e la capacità di programmare più strategie di stimolazione. Tali avanzamenti permettono di adattare l'esperienza uditiva alle esigenze specifiche di ogni paziente, offrendo una personalizzazione senza precedenti. I nuovi processori sono anche dotati di tecnologie di apprendimento automatico che consentono l'ottimizzazione continua del sistema in base alle prestazioni uditive del paziente e alle preferenze personali.

In sintesi, gli impianti cocleari a canale multiplo rappresentano un'evoluzione significativa nella tecnologia degli impianti cocleari, con miglioramenti costanti nella qualità del suono e nella comprensione del parlato grazie alle sofisticate strategie di codifica e ai processori avanzati.[3]

3.2– Esempio di evoluzione e miglioramento

Gli impianti cocleari (IC) sono un trattamento efficace per la sordità, ripristinando l'udito nella maggior parte dei pazienti. Tuttavia, presentano alcune limitazioni a causa dello spazio anatomico tra gli elettrodi e i neuroni uditivi nell'orecchio interno. Questo intervallo riduce la risoluzione delle frequenze e compromette la qualità del suono, oltre ad aumentare il consumo energetico e i costi delle batterie.

Il progetto NANOCI è stato concepito per superare queste sfide sviluppando un'interfaccia senza spazi tra i neuroni e gli elettrodi. Utilizzando una nanomatrice a gel intracocleare e neurotrofine³ per attrarre i neuroni verso gli elettrodi, il progetto ha dimostrato come sia possibile ottenere soglie di stimolazione più basse, un intervallo dinamico più ampio e una riduzione del consumo energetico fino a cinque volte. L'approccio ha migliorato significativamente la qualità del suono e le prestazioni dei IC. [11]

In sintesi, il progetto NANOCI ha dimostrato la fattibilità di un'interfaccia senza spazi, offrendo un potenziale significativo per lo sviluppo futuro di sistemi IC con una migliore qualità del suono e un consumo energetico ridotto. Per affrontare la complessa sfida, è stato creato un consorzio internazionale e multicentrico che ha combinato competenze da diversi settori. Il progetto di ricerca,

³ **Neurotrofine:** sono una famiglia di proteine che determinano la sopravvivenza, lo sviluppo e la funzione dei neuroni. [12]

articolato e composito, è stato suddiviso in unità più piccole, denominate pacchetti di lavoro (WPs), ognuna con obiettivi specifici e risultati definiti. L'articolo citato fornisce una panoramica del progetto NANOCI e dei risultati ottenuti.

WP1: Nanomateriali e Composti Bioattivi per il Miglioramento dell'Interfaccia

Il pacchetto di lavoro si è concentrato su tre obiettivi principali: 1) sviluppare una matrice tridimensionale biocompatibile e bio-funzionalizzata, chiamata nanomatrice, per favorire la crescita delle fibre nervose attraverso il complesso timpanico fino alla superficie del pad dell'elettrodo dell'impianto cocleare, 2) creare analoghi biomimetici⁴ del fattore neurotrofico derivato dal cervello⁵ (BDNF), e 3) Infine, modificare la superficie degli elettrodi per migliorare l'adesione dei neuroni e le proprietà conduttive degli elettrodi.

Per il primo obiettivo, sono state testate diverse matrici di gel commerciali per la crescita delle fibre nervose. La scelta è ricaduta su PuraMatrix™, selezionata per le sue caratteristiche di biocompatibilità e per la capacità di promuovere la crescita dei neuriti⁶. Successivamente, EMC microcollections GmbH⁷ ha risintetizzato e modificato la sequenza peptidica del PuraMatrix™, aggiungendo sequenze derivate dalla laminina⁸ per migliorare l'adesione neuronale e introducendo fattori neurotrofici come il BDNF. [11]

Poiché il BDNF non è ideale per applicazioni cliniche a causa della sua breve emivita in vivo, sono stati progettati e prodotti composti biomimetici a piccole molecole ispirati alla struttura del BDNF, con l'obiettivo di migliorare la stabilità e la biocompatibilità. I composti ottenuti sono stati testati in vitro e i risultati sono in fase di preparazione per la pubblicazione.

Per quanto riguarda il miglioramento della conduttività degli elettrodi, Bar-Ilan University ha sviluppato diverse nano-funzionalizzazioni, tra cui nanocompositi ibridi di polimeri conduttivi e

⁴ **Analoghi biomimetici:** sono peptidi sintetici disegnati e prodotti in laboratorio, con una sequenza aminoacidica da 10 a 15 aminoacidi. Sono dunque molecole piuttosto piccole identiche ai peptidi naturalmente prodotti dall'organismo, che ne mimano perfettamente l'azione e l'efficacia. [13]

⁵ **Fattore neurotrofico derivato dal cervello (BDNF):** è una neurotrofina essenziale per lo sviluppo e la sopravvivenza neuronale, la plasticità sinaptica e la funzione cognitiva. [14]

⁶ **Neuriti:** i neuroni creano connessioni tramite estensioni del loro corpo cellulare note come assoni e dendriti, che vengono comunemente chiamati "neuriti" o "processi". [15]

⁷ **EMC microcollections GmbH:** è un'azienda high-tech con una competenza specifica nella generazione di collezioni di composti strutturalmente diversificati con un elevato potenziale farmacologico per lo sviluppo di nuove terapie. [16]

⁸ **Laminina:** è una famiglia di glicoproteine che consistono di tre diverse catene polipeptidiche legate da ponti disolfuro. Le laminine influenzano la migrazione embrionale, la crescita ed il differenziamento cellulare. [17]

nanotubi di carbonio. I nanocompositi hanno migliorato la conduttività e la capacità di stimolare i neuroni uditivi, superando le performance degli elettrodi standard. [11]

WP2: Nano-funzionalizzazione della Superficie dell'Array di Elettrodi

Il pacchetto di lavoro ha mirato a ottimizzare la superficie del supporto in silicone non conduttivo dell'impianto cocleare per il rilascio controllato di farmaci e per implementare attività antibatterica. Due tecnologie principali sono state valutate per il rilascio delle molecole: la nanotecnologia solido-su-liquido e una tecnica di incapsulamento più semplice.

Nella nanotecnologia solido-su-liquido, il supporto in silicone è stato rivestito con uno strato di parylene⁹ contenente serbatoi microscopici, che hanno consentito il rilascio controllato di molecole fluorescenti. La tecnica ha mostrato una buona biocompatibilità e potenziale per la creazione di pozzetti o nanopori per il rilascio localizzato di fattori di crescita.

Un approccio più semplice ha previsto l'incapsulamento di cristalli di fluoresceina in uno strato sottile di parylene. Il metodo si è rivelato efficace per il rilascio controllato e la gestione delle proteine sulla superficie del silicone.

Per ridurre il rischio di infezioni, le parti in silicone sono state modificate con nanoparticelle antimicrobiche. Le nanoparticelle si sono dimostrate efficaci nel ridurre la formazione di biofilm e si sono fissate stabilmente alla superficie.

WP3: Modellizzazione, Codifica e Trasferimento delle Informazioni

Il pacchetto di lavoro si è concentrato sull'ottimizzazione dell'interfaccia tra elettrodi e neuroni uditivi, e sulla progettazione di sistemi di impianto cocleare con maggiore bidirezionalità e un numero superiore di canali. Sono stati studiati modelli di stimolazione utilizzando colture di neuroni su array multi-elettrodo, dimostrando che l'interfaccia senza interstizi riduce l'energia necessaria per la stimolazione.

Sono state inoltre ottimizzate le strategie di stimolazione, inclusi impulsi bifasici lunghi, che hanno dimostrato di essere efficaci nel ridurre l'energia necessaria per la stimolazione. Sono state

⁹ **Parylene:** è il nome comune di un polimero. I rivestimenti di parylene sono spesso applicati a circuiti elettronici e altre apparecchiature come isolamento elettrico, barriera all'umidità o protezione contro la corrosione e gli attacchi chimici. Sono anche utilizzati per ridurre l'attrito e in medicina per prevenire reazioni avverse ai dispositivi impiantati. [18]

progettate strategie di codifica del suono per un impianto con interfaccia senza interstizi e oltre 30 canali.

Per aumentare la bidirezionalità, è stato sviluppato un sensore a fibra Fabry-Perot¹⁰ per la misurazione di temperatura e pressione, che potrebbe essere incorporato nell'array di elettrodi e potrebbe essere utilizzato anche come microfono impiantabile o sensore di pressione. [11]

WP4: Bio-analisi

Sono state utilizzate diverse bio-analisi per testare fattori di crescita, nanomateriali, superfici degli elettrodi, rilascio di farmaci e attività antibatterica. L'Università di Tubinga ha testato un idrogel a base di peptide per la crescita dei neuriti, mentre l'Università di Uppsala ha studiato la capacità rigenerativa dei neuroni vestibolari derivati dalla chirurgia umana.

Gli studi istologici hanno rivelato che il nervo uditivo umano possiede una capacità rigenerativa e che i neuroni uditivi possono crescere attraverso una nanomatrice tridimensionale. Questi risultati mostrano il potenziale per l'uso degli impianti cocleari anche dopo la perdita delle cellule ciliate.

WP5: Imaging, Biocompatibilità e Dinamica di Rilascio dell'Elettrodo Modificato

Il pacchetto di lavoro si è occupato della valutazione del rilascio di neurotrofine, della visualizzazione dell'interstizio tra l'array di elettrodi e la parete cocleare, e della valutazione della biocompatibilità dell'elettrodo modificato. L'Università di Tampere ha guidato questo lavoro, dimostrando che il rilascio di neurotrofine corrispondeva alla distribuzione in vivo dei nanocompositi nella coclea del ratto.

Sono stati ottimizzati i parametri di imaging della tomografia computerizzata a fascio conico, ottenendo immagini di alta qualità con dosi di irradiazione più basse. Sono stati impiantati array di elettrodi in ossa temporali umane cadaveriche e studiati con le impostazioni ottimizzate.

La biocompatibilità dei componenti nanotecnologici è stata valutata in vitro, rivelando che i nanocompositi utilizzati per rivestire le parti dell'elettrodo erano generalmente non tossici, sebbene alcuni composti siano stati abbandonati a causa della tossicità riscontrata.

WP6: Validazione del Prototipo di Classe Animale Multicomponente

¹⁰ **Fabry-Pérot:** interferometri di Fabry-Pérot sono largamente utilizzati in telecomunicazioni, laser e in spettroscopia per controllare e misurare la lunghezza d'onda della luce. [19]

L'ultimo pacchetto di lavoro mirava a sviluppare un prototipo di impianto cocleare per test in vivo, incorporando le diverse funzionalizzazioni discusse. MED-EL¹¹ ha prodotto un array di elettrodi a 4 canali per porcellini d'India, funzionalizzato con copolimeri conduttivi, nanoparticelle antivegetative e un analogo del BDNF. [11]

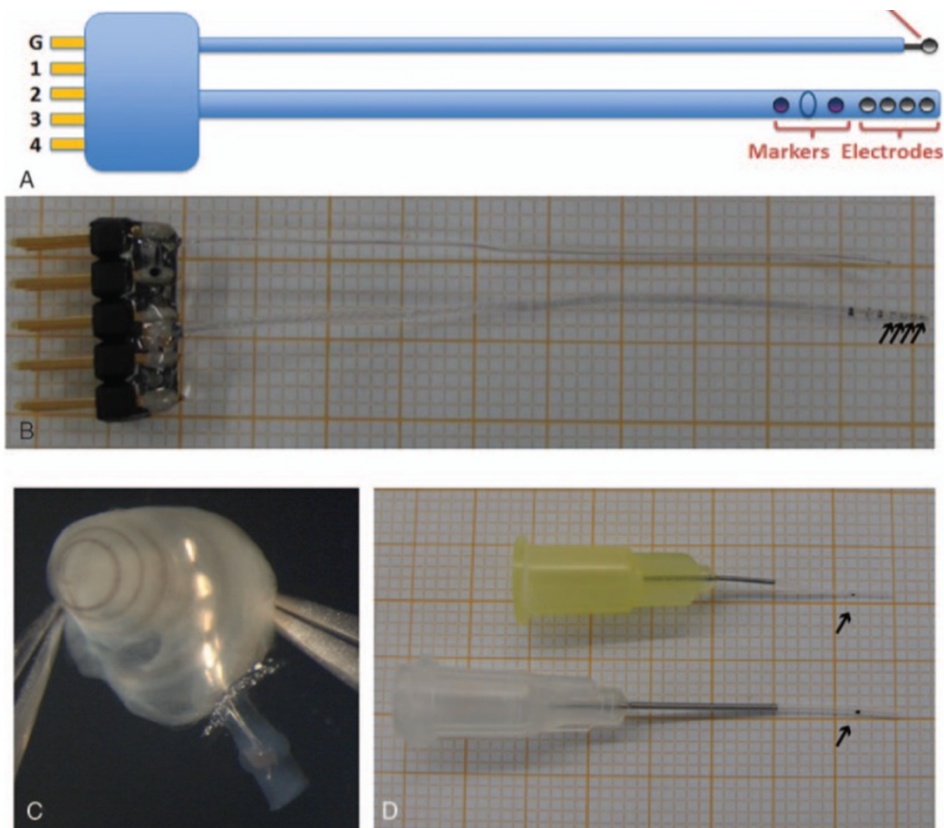


Figura 11. Prototipo con 4 elettrodi inserito nella coclea dei porcellini d'India [XI]

Il prototipo è stato testato per la qualità e le prestazioni presso MED-EL, seguito da esperimenti in vivo presso l'Università di Tubinga. Gli impianti hanno mostrato come i neuriti possano crescere attraverso la nanomatrice e l'interfaccia senza interstizi, con risultati promettenti in termini di soglie di stimolazione e gamma dinamica.

Infine, MED-EL ha costruito un array di elettrodi di classe umana con 36 contatti in platino, testato in un osso temporale umano cadaverico. Non sono stati osservati danni intracocleari, ma l'aumento della rigidità ha impedito l'inserimento completo nella coclea.

¹¹ MED-EL: azienda produttrice di impianti acustici. [20]

Il progetto NANOCI ha dimostrato che è possibile realizzare un'interfaccia senza interstizi tra neuroni uditivi e array di elettrodi per impianti cocleari in vivo. Questo approccio ha portato a soglie di stimolazione più basse e a una gamma dinamica più ampia rispetto agli animali non trattati, e ha ridotto l'energia di stimolazione necessaria fino a cinque volte in un modello in vitro. Tuttavia, la rilevanza clinica di questi risultati è ancora incerta, soprattutto riguardo alla funzionalità dei neuriti ricresciuti e al numero di canali utilizzabili negli impianti cocleari. Il consumo energetico di un futuro sistema basato su NANOCI non può essere previsto con precisione, perciò sono necessari ulteriori studi su sicurezza, stabilità e altri aspetti clinici. Nonostante queste incertezze, i ricercatori sono ottimisti riguardo ai potenziali miglioramenti nei sistemi di impianto cocleare e hanno beneficiato notevolmente dalla collaborazione interdisciplinare nel progetto. [11]

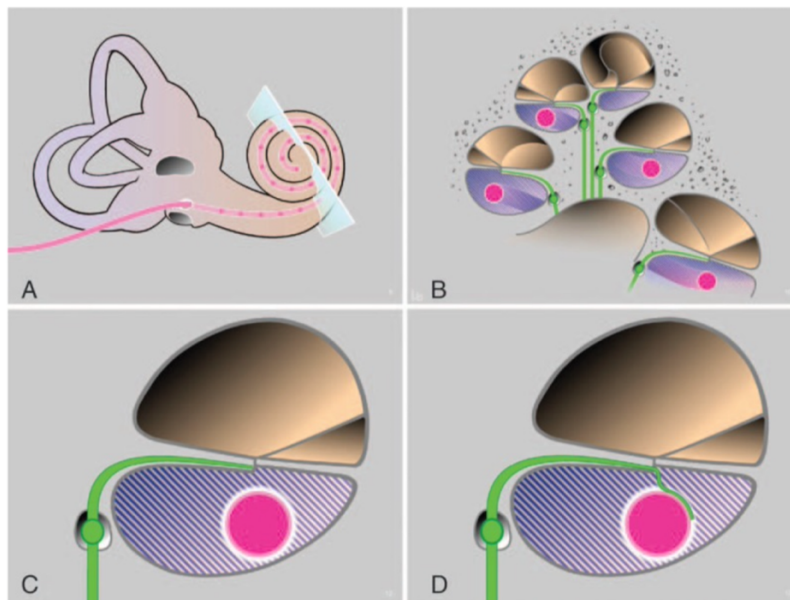


Figura 12. Concetto schematico del progetto NANOCI. Immagine A: Sezione trasversale della coclea con un array di elettrodi al suo interno. Immagine B: elettrodi inseriti a distanza dal neurone uditivo. Immagine B e C: la parte tratteggiata rappresenta la nanomatrice funzionalizzata iniettata. Immagine C e D: superficie modificata dell'array di elettrodi (rivestimento bianco dell'array di elettrodi rosa). Immagine C: viene indotta una crescita guidata del neurite sulla superficie dell'elettrodo, dove si forma un'interfaccia nervo-IC senza spazi vuoti. [XII]

Conclusioni

Nel XXI secolo, i progressi nella tecnologia degli impianti cocleari hanno portato a miglioramenti significativi nella qualità dell'udito per molti pazienti. L'introduzione di microfoni direzionali e algoritmi di riduzione del rumore ha favorito una migliore percezione del parlato in ambienti rumorosi. Tuttavia, nonostante tali avanzamenti, i risultati ottenuti dai pazienti rimangono variabili e persistono sfide considerevoli. I metodi finora sviluppati hanno mostrato successi modesti; non esiste ancora una tecnologia universalmente accettata che garantisca miglioramenti rilevanti in tutte le situazioni di ascolto.

La variabilità dei risultati tra i pazienti e la necessità di personalizzare ulteriormente le tecniche di stimolazione dimostrano come le attuali tecnologie non siano in grado di affrontare in modo ottimale tutte le differenze individuali. Inoltre, la maggior parte degli studi condotti ha coinvolto campioni di piccole dimensioni, limitando così la generalizzabilità dei risultati. È dunque essenziale migliorare la progettazione degli studi sperimentali, adottando metodi rigorosi e promuovendo la condivisione dei risultati per facilitare il confronto tra diverse tecnologie e approcci.

Un'altra sfida consiste nel valutare in quale misura le innovazioni possano combinarsi per fornire un beneficio cumulativo, evitando la sovrapposizione di effetti. Le prospettive future nel campo degli impianti cocleari si articolano su tre principali direttrici: migliorare le prestazioni per pazienti che ottengono risultati scarsi, sviluppare ulteriormente le tecnologie esistenti e ricercare nuove soluzioni tecnologiche. È cruciale concentrare risorse per personalizzare i trattamenti, rivolgendosi specificamente a quei pazienti che non ottengono benefici soddisfacenti con gli attuali IC.

Continui miglioramenti nella stimolazione e nell'elaborazione del segnale, sostenuti da modelli computazionali avanzati e rigorose tecniche di valutazione, potrebbero portare a progressi incrementali nella percezione del parlato. Inoltre, nuove metodologie, come la stimolazione intraneurale e l'optogenetica¹², promettono di superare i limiti delle tecnologie attuali, soprattutto in presenza di degenerazione neurale. Tuttavia, è cruciale che queste tecnologie dimostrino la loro efficacia in contesti clinici reali.

¹² **Optogenetica:** è una scienza emergente che combina tecniche ottiche e genetiche di rilevazione, allo scopo di sondare circuiti neuronali all'interno di cervelli intatti di mammiferi e di altri animali. [21]

Ad oggi, l'impianto cocleare rappresenta la terapia più efficace per la sordità grave-profonda, sia congenita sia acquisita, per quei pazienti che non traggono beneficio dalle protesi acustiche convenzionali. È importante sottolineare come l'impianto cocleare sia indicato per tutte le ipoacusie neurosensoriali, pur risultando più efficace nelle forme di sordità cocleare. Le controindicazioni principali includono l'assenza congenita del nervo uditivo, l'ossificazione completa della coclea (come può accadere in alcune meningiti batteriche) e alcune forme di sordità centrale, per le quali anche le protesi acustiche risultano inefficaci. Sebbene queste controindicazioni siano rimaste invariate negli ultimi quarant'anni, i criteri di selezione dei pazienti sono cambiati significativamente grazie ai progressi tecnologici e alle migliori conoscenze scientifiche. [1]

Il ruolo delle autorità di controllo, come l'FDA (Food and Drug Administration) negli Stati Uniti e il Consiglio Superiore di Sanità in Italia, è fondamentale per garantire la sicurezza e l'efficacia degli impianti cocleari. Le problematiche più comuni includono infezioni nell'area dell'impianto, rigetto del dispositivo, e guasti tecnici che in alcuni casi possono richiedere la rimozione dell'impianto. [3]

Questo lavoro ha esplorato lo stato dell'arte degli impianti cocleari, analizzando gli aspetti tecnologici e clinici. Inoltre, ha offerto un esempio delle possibili direzioni future per la ricerca e lo sviluppo nel settore, proponendo un breve esempio di innovazione e miglioramento.

In conclusione, l'impianto cocleare ha fatto grandi progressi negli ultimi decenni, ma restano sfide importanti. Il futuro sarà probabilmente caratterizzato da un continuo perfezionamento delle tecnologie esistenti e dall'introduzione di nuove soluzioni, con l'obiettivo di migliorare ulteriormente la qualità della vita dei pazienti.

Bibliografia e Sitografia

- [1] Comprendere la sordità, una guida per scuole e famiglie, Ersilia Bosco, (2013) Carocci editore.
- [2] Otorinolaringoiatra, IV edizione ,R. Albera – G. Rossi, (2017) Minerva medica.
- [3] Istituto Superiore di Sanità, Impianti cocleari: indagine su stato dell'arte, problematiche riscontrate, aspetti clinici e normativi, Daniele Giansanti, Sandra Morelli, Giovanni Maccioni, Mauro Grigioni 2009, ii, 51 p. Rapporti ISTISAN 09/2.
- [4] https://www.aiog.it/Convegno_AIOG_2010.pdf
- [5] <https://www.my-personaltrainer.it/salute-benessere/orecchio-medio.html>
- [6] <https://otorinolaringoiatria.it/specialistiche/emissioni-otoacustiche/>
- [7] <https://www.stateofmind.it/2021/11/potenziali-evocati-dolore/#:~:text=Il%20termine%20potenziali%20evocati%20si,alla%20loro%20trasmissione%20ed%20elaborazione.>
- [8] PROTESI ACUSTICHE:GENERALITÀ E IMPIANTI COCLEARI, Relatore: Claudio Lamberti, Presentato da: Angelo Castaldo, Elaborato in Ingegneria Clinica, Università di Bologna, Campus di Cesena (2015/2016).
- [9] Impianti Cocleari, dalla selezione alla riabilitazione, A cura di Diego Zanetti, (2013) Omega edizioni.
- [10] <https://www.centrosorditacatania.com/prodotti/>
- [11] NANOCI—Nanotechnology Based Cochlear Implant With Gapless Interface to Auditory Neurons, Published by Wolters Kluwer Health, Inc. on behalf of Otology & Neurotology, Inc. 2017.
- [12] <https://it.wikipedia.org/wiki/Neurotrofina>

- [13] <https://www.directalab.it/news/post/peptidi-biomimetici#:~:text=I%20peptidi%20biomimetici%20sono%20peptidi,'azione%20e%20l'efficacia.>
- [14] https://it.wikipedia.org/wiki/Fattore_neurotrofico_cerebrale
- [15] <https://it.moleculardevices.com/applications/neurite-outgrowth#:~:text=I%20neuroni%20creano%20conessioni%20tramite,complessi%20eventi%20di%20segnalazione%20intracellulare.>
- [16] <https://www.bionity.com/en/companies/16807/emc-microcollections-gmbh.html>
- [17] <https://it.wikipedia.org/wiki/Laminina>
- [18] <https://en.wikipedia.org/wiki/Parylene>
- [19] https://it.wikipedia.org/wiki/Interferometro_di_Fabry-Pérot
- [20] <https://www.medel.com/it-it>
- [21] <https://it.wikipedia.org/wiki/Optogenetica>

Immagini

[I] <https://www.my-personaltrainer.it/salute-benessere/orecchio-esterno.html>

[II] <https://www.my-personaltrainer.it/salute-benessere/orecchio-medio.html>

[III] <https://www.my-personaltrainer.it/salute-benessere/orecchio-interno.html>

[IV] <https://biology.stackexchange.com/questions/110745/where-in-the-cochlea-are-frequencies-below-200-hz-detected>

[V] <https://otovision.it/apparecchi-acustici/>

[VI] https://www.gastroepato.it/impianto_cocleare-amp-version.htm

[VII] Istituto Superiore di Sanità, Impianti cocleari: indagine su stato dell'arte, problematiche riscontrate, aspetti clinici e normativi, Daniele Giansanti, Sandra Morelli, Giovanni Maccioni, Mauro Grigioni 2009, ii, 51 p. Rapporti ISTISAN 09/2.

[VIII] Ibidem immagine [VII]

[IX] Ibidem immagine [VII]

[X] Ibidem immagine [VII]

[XI] NANOCI—Nanotechnology Based Cochlear Implant With Gapless Interface to Auditory Neurons, Published by Wolters Kluwer Health, Inc. on behalf of Otology & Neurotology, Inc. 2017.

[XII] Ibidem immagine [XI]

