



UNIVERSITÀ
DEGLI STUDI
DI PADOVA

Università degli Studi di Padova

Dipartimento di Neuroscienze – DNS

Corso di Laurea Tecniche Audioprotesiche

Presidente Prof. Gino Marioni

Neuroplasticità corticale negli adulti e
sistemi di Deep Learning degli apparecchi
acustici

Relatore:

Prof.ssa Laura Astolfi

Correlatore:

Dr. Alberto Pisetta

Laureando:

Filippo Morandi

ANNO ACCADEMICO 2022/23

INDICE

PREMESSA.....	2
1 INTRODUZIONE	3
1.1 DESCRIZIONE ANATOMO-FUNZIONALE DELL'APPARATO UDITIVO	3
1.1.1 Orecchio esterno/medio/interno	3
1.1.2 Vie uditive centrali	12
1.2 L'IPOACUSIA.....	16
1.2.1 Ipoacusie infantili: effetti della deprivazione e tempi critici ...	16
1.2.2 Ipoacusie negli adulti/anziani: effetti della deprivazione uditiva	19
1.2.3 Riabilitazione uditiva negli adulti e anziani: effetti extrauditivi dell'apparecchio acustico	24
1.3 APPARECCHIO ACUSTICO.....	32
1.3.1 Addestramento della rete neurale (deep learning)	33
1.4 Evidenze scientifiche	37
2 SCOPO	40
3 MATERIALI E METODI	41
3.1 Criteri di inclusione:	41
3.2 Limiti dello studio:	41
3.3 Classificazione dei gruppi:	41
3.4 Metodi di svolgimento dello studio:	44
4 RISULTATI.....	48
4.1 Risultati esami senza apparecchi acustici.....	48
4.1.1 Caratteristiche uditive del primo gruppo.....	48

4.1.2	Caratteristiche uditive del secondo gruppo.	50
4.1.3	Caratteristiche uditive del terzo gruppo.	51
4.2	Risultati esami senza apparecchi acustici, con apparecchi acustici tradizionali e con apparecchi acustici dotati di tecnologia deep learning	53
5	CONCLUSIONI	65
6	BIBLIOGRAFIA	67

PREMESSA

L'apparecchio acustico al giorno d'oggi, per la maggior parte delle persone, viene identificato solo come un mezzo per sentirci meglio, senza prendere in considerazione gli effetti secondari che derivano dalla stimolazione continuativa che porta.

La presbiacusia, o perdita di udito legata all'età, è una condizione che colpisce un terzo della popolazione sopra i 65 anni (5) andando a peggiorare la qualità di vita, non solo per il non recepire bene il parlato, ma anche per un'aumentata probabilità di sviluppare condizioni come isolamento sociale, solitudine, decadimento cognitivo e demenza (4). Come vedremo, il ripristino di un input uditivo adeguato, ad un soggetto ipoacusico, attraverso l'utilizzo dell'apparecchio acustico, può andare a limitare, o in certi casi, fermare queste condizioni appena descritte (4).

È da questa base di partenza che è nato il mio intento di andare a descrivere cosa è realmente un apparecchio acustico e le sue funzionalità che sono ben più ampie di un semplice sentire meglio.

Gli apparecchi acustici hanno avuto uno sviluppo molto importante nel corso degli anni, arrivando al giorno d'oggi, dove è stata introdotta l'intelligenza artificiale per andare a migliorare le prestazioni nei contesti più complessi, dove da sempre un soggetto ipoacusico riporta le maggiori difficoltà. Per visionare nell'effettivo questi miglioramenti, ho condotto uno studio su 21 pazienti per valutare le differenze tra apparecchi acustici con e senza intelligenza artificiale.

1 INTRODUZIONE

1.1 DESCRIZIONE ANATOMO-FUNZIONALE DELL'APPARATO Uditivo

1.1.1 Orecchio esterno/medio/interno

In questo capitolo andremo brevemente a descrivere le componenti dell'orecchio da un punto di vista anatomico-funzionale.

L'orecchio è diviso in tre parti principali: orecchio esterno, orecchio medio e orecchio interno (1)

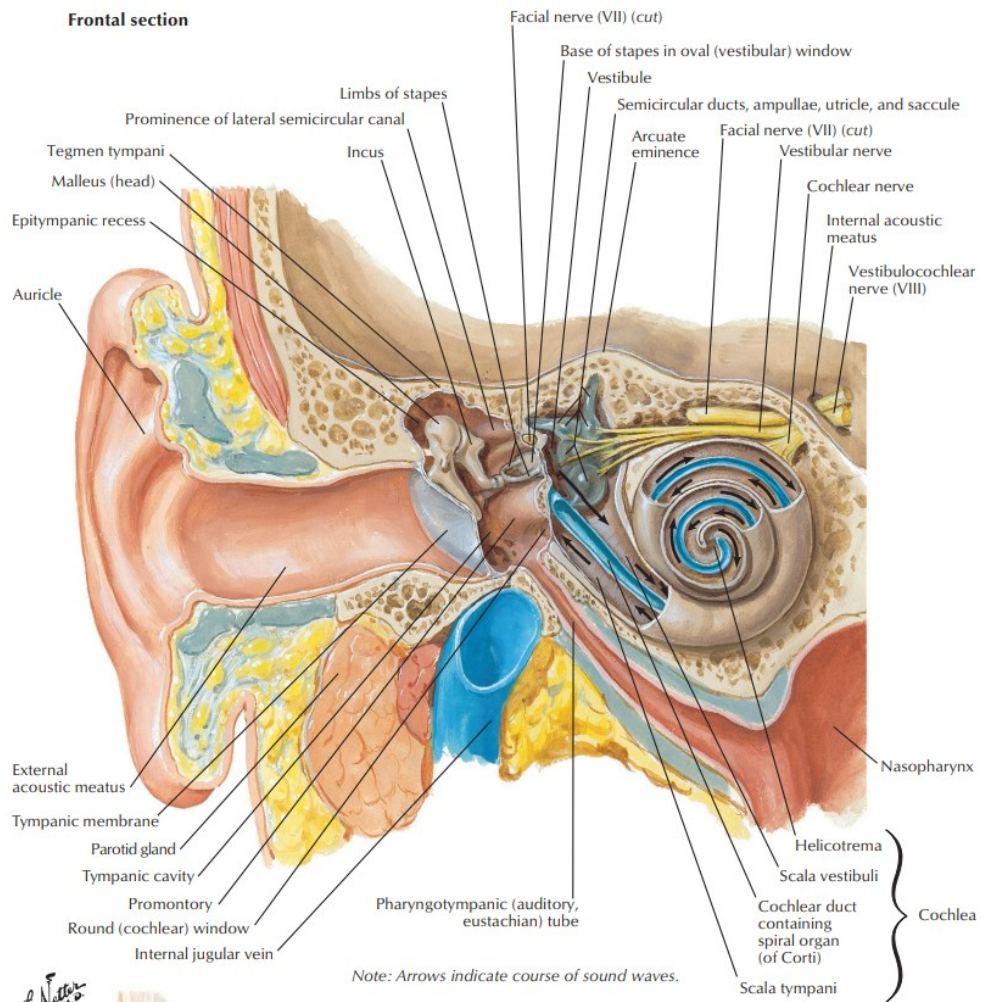


Figura 1 – Sezione orecchio (34)

Orecchio esterno

É composto dal padiglione auricolare e condotto uditivo esterno (fig. 1): La struttura cartilaginea complessa che compone l'orecchio esterno ha come principale funzione quella di *localizzazione sonora sul piano frontale-verticale*. Il condotto uditivo esterno è costituito invece da cartilagine per i primi due terzi e da osso nell'ultimo terzo mediale. La sua sezione normalmente è ellissoide/circolare con un diametro medio di 0.7-0.9mm e una lunghezza media di 2.5-3.1mm. La sua forma e lunghezza gli conferiscono delle eccellenti caratteristiche di risonanza, andando effettivamente ad amplificare fino a 15 dB con un picco intorno a 2.5-3.5 kHz. Comprende anche la prima porzione della membrana timpanica.

- L'orecchio medio

La membrana timpanica è suddivisa in due regioni: *la pars flaccida* costituita solamente da due strati epiteliali, dove uno è in continuazione della cute del condotto uditivo esterno, l'altro è in continuazione con la muscosa dell'orecchio medio; *la pars tensa*, formata da quattro strati, i due alle estremità corrispondono a quelli della pars flaccida, mentre i due strati centrali sono composti da fibre elastiche radiali e circolari. Il suo aspetto è concavo con un picco di depressione in corrispondenza della giunzione con il manubrio del martello (umbus) (fig. 2).

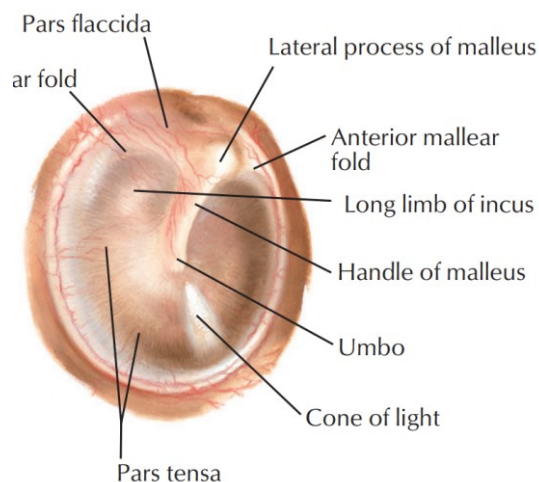


Figura 2 – Membrana timpanica (34)

Andando verso la porzione più mediale dell'orecchio medio troviamo la cavità timpanica. Al suo interno è presente centralmente la *catena ossiculare* che è formata da martello, incudine e staffa a cui sono ancorati il muscolo tensore del timpano e il muscolo stapedio (fig.3).

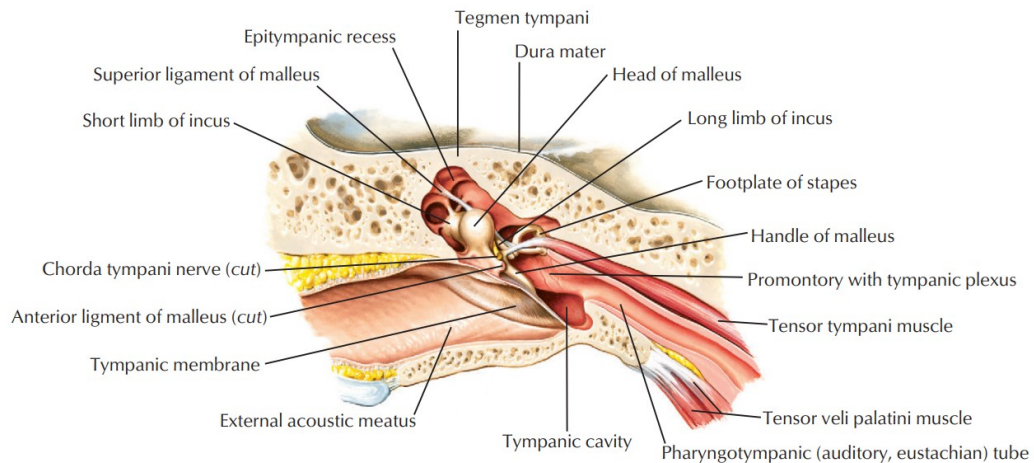


Figura 3 – Orecchio medio (34)

Nella porzione antero-inferiore è situata la *tuba di Eustachio* (fig.1). Quest'ultima ha diversi compiti, tra cui i più importanti sono: compensare la pressione atmosferica all'interno dell'orecchio medio rendendola uguale a quella esterna, evitare che gli agenti patogeni che sono situati nel rinofaringe possano giungere all'orecchio medio e permette al muco che si deposita a livello della tuba di essere drenato correttamente in rinofaringe. Nella parete che separa l'orecchio medio dall'orecchio interno, si possono osservare il promontorio, ovvero il giro basale della coclea, *la finestra ovale* a cui si appoggia la platina della staffa e *la finestra rotonda* in contrapposizione alla finestra ovale.

Trasmissione del segnale sonoro

Andando più sullo specifico, la funzione della catena ossiculare è possibile definirla come un accoppiatore di impedenza tra la ricezione dell'onda sonora per via aerea e la trasmissione nell'ambiente liquido. Se non ci fosse la catena ossiculare, il 99.9% delle onde sonore verrebbe respinto andando così a causare una perdita di circa 60 dB.

Le onde sonore viaggiano nell'aria attraverso una serie di compressioni e refrazioni (onde pressorie), vengono convogliate dal padiglione auricolare verso al condotto uditivo esterno e sbattono addosso al timpano mettendolo in vibrazione. Da questo punto entrano in gioco i seguenti fattori che contribuiscono ad amplificare il messaggio sonoro:

- *Conformazione condotto uditivo esterno*, la conformazione del condotto uditivo esterno va ad amplificare fino a 15 dB con un picco maggiore tra 2.5 a 3.5 kHz (ovvero le frequenze dove ricadono le maggior informazioni vocaliche)

- *Conformazione membrana timpanica*, la conformazione della membrana timpanica (ovvero concava) fa sì che ci sia un fattore di amplificazione pari a 2.

- *Rapporto di superficie*, la differenza di superficie tra la membrana timpanica (0.9 cmq) e la finestra ovale (0.045cmq) va a determinare un'amplificazione della pressione acustica di un fattore pari a 20.

- *Leva catena ossiculare*, la catena ossiculare, presa nel suo insieme, per le sue proprietà molto complesse di pesi e rotazioni su assi diversi e lunghezza degli ossicini, riescono a creare un effetto leva che produce un fattore di amplificazione pari a 1.3.

Presi nell'insieme tutti questi processi, portano ad un fattore di amplificazione complessivo di 52 ($2 \cdot 20 \cdot 1.3 = 52$) che nell'essere umano corrisponderebbero circa a 35 dB di pressione acustica guadagnati rispetto all'inizio del percorso dell'onda sonora all'interno dell'orecchio.

- *L'orecchio interno*

È alloggiato nella parte petrosa dell'osso temporale ed è in comunicazione con l'orecchio medio attraverso la finestra ovale. Si distingue una struttura esterna, *il labirinto osseo*, ed una più interna, *il labirinto membranoso* (fig. 4). Di questa ultima parte si riconosce una parte vestibolare, posizionata nella parte superiore dell'organo. Fanno parte della struttura deputata all'equilibrio i *canali semicircolari* (superiore, posteriore e laterale), *utrículo*

e *sacculo*. Nella parte posteriore invece si può apprezzare *la coclea*, ovvero la parte dell'orecchio interno adibita alla trasduzione del messaggio da meccanico a bioelettrico per poi inviarlo al nervo ottavo.

La coclea è un condotto di circa 35 mm che si organizza in 3 giri (giro basale, giro mediale e giro apicale) sul suo asse principale, il modiolo. Al suo interno è suddivisa in tre parti: inferiormente la *scala timpanica*, centralmente *il dotto cocleare* e superiormente la *scala vestibolare*. *La scala timpanica e quella vestibolare* sono messe in comunicazione a livello dell'elicotrema all'estremità del giro apicale cocleare. La finestra ovale e quella rotonda sono rispettivamente nella scala vestibolare e timpanica ed hanno un ruolo fondamentale nel funzionamento dell'organo del Corti.

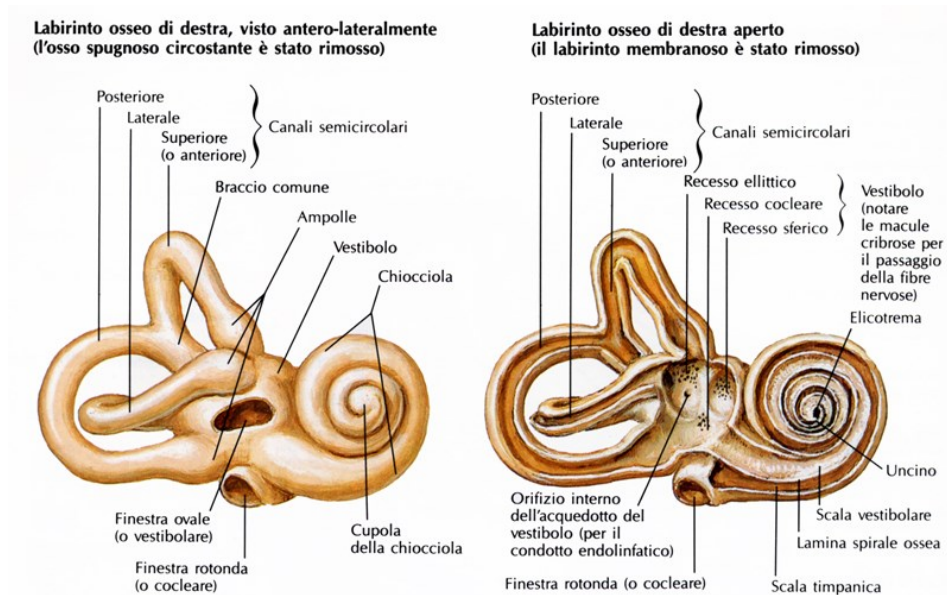


Figura 4 – Orecchio interno, sezione coclea, vestibolo e canali semicircolari (34)

L'organo del Corti si trova all'interno del dotto cocleare, è diviso inferiormente dalla scala timpanica attraverso la membrana basilare, superiormente dalla scala vestibolare dalla membrana di Reissner e lateralmente è presente la stria vascolare. *La membrana basilare* non presenta le stesse caratteristiche per tutta la partizione cocleare, ma tende

ad aumentare lo spessore dalla zona basale dove è minimo (0.65mm) fino alla zona apicale, infatti, la cedevolezza è inversamente proporzionale allo spessore di quest'ultima, molto rigida nella zona basale, fino a diventare fino a cento volte più flessibile nella zona apicale.

L'organo del Corti poggia sulla membrana basilare ed è formato da un neuroepitelio sensoriale, ovvero le cellule cigliate interne e le cellule cigliate esterne e da delle cellule di sostegno (fig. 5).

Organizzazione dell'organo del Corti:

- *Le cellule cigliate esterne (CCE)*: sono organizzate in tre file, sono circa 13000 in tutta la porzione cocleare e sono appunto nella parte più esterna. Hanno una forma cilindrica, possiedono 100/150 stereociglia distribuito su tre file e il chinociglio (le ciglia più lunga) è immerso nella membrana Tectoria. La lunghezza delle ciglia tende ad aumentare andando verso l'apice della coclea. Sono ricche di mitocondri e il nucleo è posizionato verso il polo inferiore. Una sola fibra nervosa afferente innerva più cellule cigliate e l'innervazione con le fibre efferenti (complesso olivo-cocleare) è data da un collegamento diretto sulla cellula.

- *Le cellule cigliate interne (CCI)*: sono organizzate in un'unica fila, sono circa 3500 in tutta la porzione cocleare e sono poste nella parte più interna dell'organo del Corti. Hanno una forma a fisco e presentano 50/60 ciglia disposte in tre o quattro file. Il nucleo è rotondeggiante ed è situato al centro del corpo cellulare. Il 95% delle fibre del nervo acustico vanno ad innervarle, ogni cellula ha circa 20/30 fibre di afferenze nervose. L'innervazione con le fibre efferenti (complesso olivo-cocleare) ha un collegamento indiretto sulla cellula; infatti, stabiliscono un contatto sinaptico direttamente sulla fibra afferente.

- *Le cellule di sostegno*: oltre alla funzione di sostegno, partecipano alla formazione della membrana reticolare per la separazione dell'endolinfa dalla perilinfia.

- La *membrana tectoria*: è una membrana che si stacca del lembo spirale e si proietta radialmente, ha il compito, attraverso una proteina presente nelle ciglia delle cellule cigliate esterne, di connettersi a quest'ultime per attivare tutti i processi metabolici attraverso lo spostamento del chinociglio.

-La *stria vascolare*: è situata nella porzione laterale del dotto cocleare ed è altamente vascolarizzata. La principale funzione della stria vascolare è quella di secernere potassio (K⁺) all'interno dell'endolinfa del dotto cocleare, per *mantenere il potenziale di azione*.

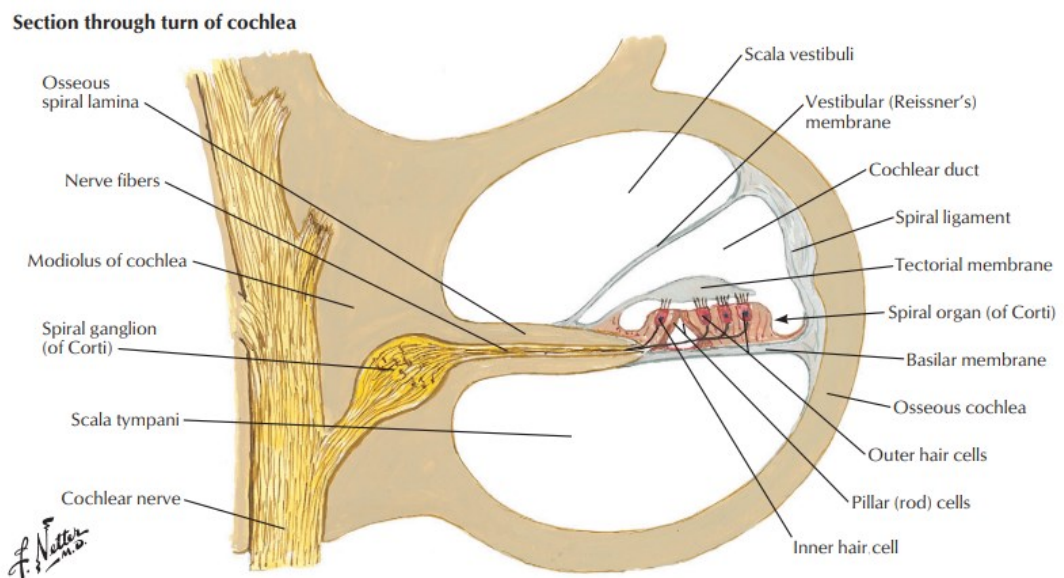


Figura 5 – Coclea, organo del Corti (34)

I liquidi che riempiono l'orecchio interno sono perilinfa ed endolinfa. La *perilinf*a scorre nella scala timpanica e nella scala vestibolare, essa ha una composizione molto simile ai liquidi extracellulari (con abbondante sodio e poco potassio), al contrario *l'endolinfa*, che scorre nella scala media, è caratterizzata da una altra concentrazione di potassio e bassa di sodio. Questa diversità nella composizione dei due fluidi comporta una differenza di potenziale che si mantiene costante all'interno della coclea.

Trasduzione dello stimolo sonoro

Il procedimento che descrive questo fenomeno si può suddividere in due macroaree: una parte meccanica e una parte di trasduzione meccano-neurale (fig. 6).

- *Parte meccanica:* il suono che arriva al timpano passa agli ossicini ed infine alla finestra ovale. Una volta che queste vibrazioni raggiungono la staffa, l'energia vibratoria viene trasmessa alla scala vestibolare attraverso azioni di compressioni e rarefazioni della staffa che vengono compensate dall'azione opposta della finestra rotonda. Queste onde fluide che si vengono a formare, mettono in movimento la membrana basilare attivando così tutti i processi della trasduzione meccano-neurale. La vibrazione della membrana basilare non è casuale, ma si comporta come un filtro passa banda, dove ogni suo punto è specifico per l'analisi di una determinata frequenza, più precisamente più uno stimolo è grave, più la partizione cocleare che si metterà in vibrazione sarà quella apicale, più la stimolazione è acuta, più la vibrazione avverrà nella zona basilare.

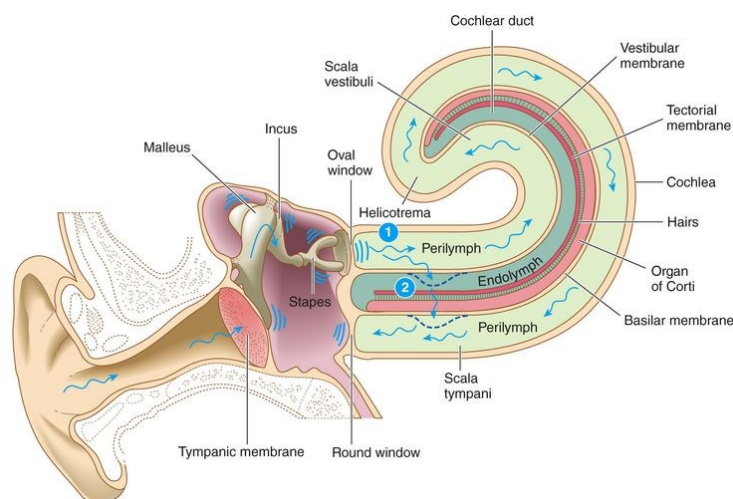


Figura 6 – vibrazione dei liquidi endococleari (35)

- *Trasduzione meccano-neurale:* le cellule cigliate al loro apice sono bagnate dall'endolinfa, con un potenziale di circa 80 mV, al loro interno invece si può registrare un potenziale negativo di - 60 mV, quindi la differenza di

potenziale complessiva è di 140 mV circa. Quando la membrana basilare entra in vibrazione si crea uno spostamento delle streociglia a causa del relativo spostamento della membrana tectoria e dell'endolinfa. Le cellule cigliate, che sono poste sulla parte dell'organo del Corti che viene messa in stimolazione dal movimento della membrana basilare, possono essere *polarizzate o depolarizzate*. In caso di *depolarizzazione* si ha un picco verso l'alto della membrana basilare in corrispondenza di una estroflessione della staffa piegando le ciglia verso la fila più alta, questa azione apre i canali potassio (K⁺) e per la differenza di potenziale si ha un ingresso di ioni positivi che depolarizzano la cellula. Se invece le ciglia si piegano verso la fila più bassa i canali potassio normalmente aperti in fase di riposo si ostruiscono, aumentando così la differenza di potenziale tra interno ed esterno della cellula (*polarizzazione*).

La depolarizzazione prova effetti diversi tra cellule cigliate esterne e cellule cigliate interne. *Quelle interne sono dei veri e propri recettori sensoriali*, non a caso arrivano il 95% delle afferenze uditive. La depolarizzazione causa un'apertura di canali voltaggio-dipendenti che fanno uscire il potassio e permettono l'ingresso di calcio (Ca⁺⁺). L'ingresso di Ca⁺⁺ provoca il *rilascio del neuromediatore (il glutammato)*, la quantità di glutammato rilasciata è direttamente proporzionale al potenziale di azione che si è creato. Le cellule cigliate esterne invece, seppur il processo di polarizzazione e depolarizzazione sia molto simile, hanno un risultato diverso: il loro compito principale è quello, attraverso le loro proprietà motorie, di andare ad *amplificare il movimento della membrana basilare*. Attraverso la prestina, la cellula cigliata esterna si può allungare o restringere in sincronia con quelli che sono i movimenti della membrana basilare, andando così ad aumentare l'ampiezza della vibrazione della membrana basilare. Questo ovviamente per le cellule cigliate interne è di fondamentale importanza visto che il rilascio del neuromediatore è direttamente proporzionale al potenziale di azione che si crea, che a sua volta è direttamente proporzionale al movimento della membrana basilare. Le cellule cigliate esterne, avendo questa funzione di amplificazione, *aumentano notevolmente la*

sintonizzazione fine della coclea. L'amplificazione delle CCE avviene maggiormente quando ci sono stimolazioni sonore di bassa intensità, in modo da far percepire meglio quel determinato messaggio sonoro, quando invece si tratta di suoni di forte intensità smettono di funzionare ed addirittura, se si tratta di una stimolazione che può creare dei danni alla coclea, vanno in contrapposizione al movimento della membrana.

1.1.2 Vie uditive centrali

Una volta che la coclea ha svolto il suo lavoro di trasduzione mecano-sensoriale, invia i segnali neurali all'intero sistema uditivo centrale, dove le strutture che lo costituiscono interagiscono tra di loro andando a creare segnali sempre più complessi che arrivano poi nelle aree di associazione corticale (fig. 7).

1. -nuclei cocleari
2. -complesso olivare
3. -nuclei del lemnisco laterale
4. -collicolo inferiore
5. -collicolo superiore
6. -corpo genicolato mediale
7. -corteccia uditiva

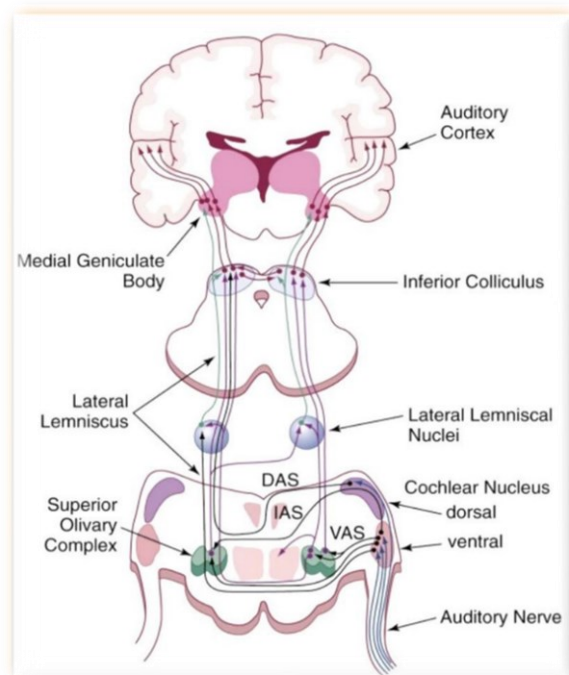


Figura 7 – Vie uditive centrali (36)

Esistono sette stazioni che vanno a formare tutta la via uditiva, che in ordine sono:

I pattern di eccitazione passano dal nervo uditivo ai nuclei cocleari, dove da qui l'informazione viaggia per un 75% nella parte *controlaterale*, e per un 25% nella parte *ipsilaterale*.

1. *il nucleo cocleare*: è diviso in due parti: nucleo cocleare dorsale (DCN) e nucleo cocleare ventrale (VCN). Qui inizia già il trattamento delle informazioni che arrivano dal nervo cocleare. In questo punto inizia il *processo chiamato binauralità*, ovvero, la capacità di analizzare due stimolazioni sonore che in questo caso provengono da destra e sinistra.
2. *Il complesso olivare superiore*: riceve maggiori informazioni dal nucleo cocleare ventrale rispetto al nucleo cocleare dorsale. Al suo interno si trova l'*oliva superiore laterale* (LSO), dove la sua funzione è quella di andare a rilevare le *differenze di intensità interaurali*, e l'*oliva superiore mediale* (MSO), che ha il compito di analisi per la distinzione delle *differenze temporali interaurali*.
3. *Il lemnisco laterale*: è formato da un insieme di assoni che hanno la funzione di trasportare le informazioni dai nuclei cocleari verso i diversi nuclei del tronco cerebrale, del collicolo inferiore.
4. *Il collicolo inferiore*: è posizionato proprio sotto al collicolo superiore (che è il centro di elaborazione visiva). Con ogni probabilità questa struttura ha il compito di andare ad *integrare informazioni uditive con quelle visive*, in particolare per la localizzazione sonora, e poi invia le informazioni al talamo e la corteccia uditiva.
5. *Il corpo genicolato mediale*: è una sede di integrazione di informazioni che provengono dalla corteccia uditiva e visiva e dal sistema propriocettivo. Si occupa di portare le informazioni fino nella circonvoluzione temporale superiore, in corrispondenza dell'aria acustica primaria.
6. *La corteccia uditiva*: è la prima area che riceve effettivamente le informazioni acustiche elaborate dalla via uditiva centrale. *La circonvoluzione temporale superiore posteriore sinistra* (STG) è la responsabile dell'analisi del suono per le sue caratteristiche

principali. È formata da un'ampia gamma di neuroni che possono avere risposte selettive a una stimolazione armonica, quindi la tonotopicità parte della coclea, viene mantenuta su tutta la via uditiva e si manifesta anche nella corteccia uditiva primaria.

Utilizzando registrazioni magnetoencefalografiche di ascoltatori umani in un ambiente simulato di cocktail party, si può apprezzare come una situazione acustica complessa costituita da più fonti vocali sia rappresentata in fasi gerarchiche separate della corteccia uditiva. *Le aree primarie nella corteccia* uditiva utilizzano una rappresentazione prevalentemente basata *sull'analisi spettro temporale dell'intera scena sonora* e i flussi di suoni somministrati, vocali o non che siano, vengono analizzati nel medesimo modo. *Nelle aree corticali uditive di ordine superiore* un flusso vocale assistito dalla concentrazione del paziente riceve una fedeltà significativamente più elevata rispetto ai flussi vocali non assistiti. Inoltre, i flussi di sfondo sono rappresentati come un singolo oggetto indiviso anziché come oggetti di sfondo distinti.

Oltre a questo sistema afferente ce ne è uno anche *efferente* che serve per dare un riscontro sui pattern che ascendono fino alla corteccia uditiva. Dal complesso olivare superiore partono delle fibre (fascio olivo cocleare di Rasmussen) che si va ad integrare all'interno della coclea collegandosi maggiormente alle CCE.

Tutto il sistema uditivo è dotato di una plasticità che è maggiore nei primi anni di vita e che diventa sempre meno performante man mano che si cresce. La plasticità è una capacità delle strutture neurali che può essere definita come una complessa variazione di proprietà funzionali dei neuroni che sono principalmente dipendenti dal rimodellamento sinaptico.

Il sistema uditivo presenta due tipi di plasticità:

- *Una plasticità di maturazione:* è una plasticità evolutiva, che entra in gioco con l'utilizzo dell'organo stesso (facendo esperienze sonore fin dalla nascita)

- *Una plasticità adattiva*: è un rimodellamento della funzione uditiva in seguito ad un danneggiamento della stessa.

Lo studio della neuroplasticità uditiva è di fondamentale importanza sia per i fenomeni di maturazione che per i fenomeni di deprivazione uditiva. Lo studio di questi, porta ad una maggior consapevolezza della situazione audiologica del paziente, bambino, adulto o anziano che sia, e ci permette di andare a capire come si può agire attraverso interventi di terapia e riabilitazione della sordità.

Gli strumenti che sono utilizzati per andare ad indagare la bontà del sistema uditivo sono principalmente:

- *Potenziali evocati uditivi del tronco encefalico (ABR)*
- *La neuro-immaging (RMN funzionale, PET e SPECT)*
- *Le misure neuro-cognitive*

1.2 L' IPOACUSIA

La deprivazione uditiva assume importanza e conseguenze diverse se si parla di un neonato/bambino piuttosto che un adulto/anziano.

1.2.1 Ipoacusie infantili: effetti della deprivazione e tempi critici

Per quanto riguarda i *bambini* esistono delle finestre temporali entro la quale si deve agire per andare a ripristinare la funzione uditiva senno' si vanno incontro a danni permanenti sull'ascolto e sul parlato. Questo periodo di tempo limitato, non è solo a scopo educativo, ma è anche essenziale per andare a sviluppare le vie uditive; infatti, questi periodi chiamati "critici" devono essere supportati da una stimolazione acustica poiché il bambino si adatta alle condizioni ambientali che lo circondano. Se queste finestre temporali non vengono sfruttate adeguatamente, si avranno delle modificazioni che non possono più essere compensate successivamente.

(2)

Lo sviluppo dell'organo dell'udito nel bambino avviene ancora nella vita intrauterina, e si completa il sesto mese di gestazione (alla ventiquattresima settimana). Le vie uditive centrali sono sviluppate nel bambino a partire dalla ventesima settimana, alla trentesima hanno dimensioni dell'età adulta. Dalla ventesima settimana di vita inizia già il processo di apoptosi, ovvero la morte programmata delle cellule che comprendono i neuroni della via uditiva e le cellule cigliate esterne. In contrapposizione a questo si sviluppano delle connessioni, ovvero le sinapsi, che avviene dalla ventottesima settimana di vita intrauterina. Il numero massimo di queste sinapsi si ha a due anni, poi tendono a decrescere diventando maggiormente specializzate. Questa "selezione" dei neuroni avviene attraverso la legge di *Hebb*: "i neuroni che interagiscono si attivano e tendono a rinforzare le connessioni reciproche mediante la produzione di più neurotrasmettitori, una maggiore sensibilità post-sinaptica e un maggior reclutamento delle sinapsi, al contrario i neuroni che non comunicano, perdono le loro interconnessioni".

I neuroni che si rinforzano, si raggruppano (pruning) dando origine a una organizzazione a strati alla corteccia uditiva. Questo processo è particolarmente attivo i primi due anni di vita andando a creare una "scaletta" di maturazione della via uditiva che si sviluppa in questo modo:

- *mielinizzazione degli assoni e assogenesi*

- *maturazione strutture mieliniche*

- *incremento e sviluppo dei somi neuronali*

Riassumendo, lo studio del sistema uditivo in deprivazione sonora è di fondamentale importanza perché ci permette di capire dove è posizionato il problema (coclea, nervo, vie uditive centrali, corteccia uditiva) e ci permette di conseguenza di agire con la massima tempestività nel modo più opportuno possibile per ripristinare l'accesso al bambino ai vari suoni.

Studi hanno dimostrato che i bambini affetti da sordità profonda che dovranno essere impiantati con l'IC, hanno un tempo critico che arriva, per avere dei buoni risultati, fino al terzo anno, dopo la stimolazione uditiva non sarà più efficace. Se la deprivazione uditiva supera questo limite lo sviluppo tronco-encefalico si arresta e le vie talamo-corticali sono coinvolte in altri tipi di sensorialità. Questo causerebbe l'effetto che le *aree uditive corticali primarie*, non avendo una stimolazione adeguata, *non si svilupperebbero*, e le aree corticale associative (composte dal giro sopratemporale e la regione perisilviana) che sono deputate al processamento uditivo in linguaggio, non venendo anch'esse stimolate, diventano più sensibili agli stimoli visivi. Questo effetto è soprannominato plasticità attività-dipendente o plasticità cross-modale.

Questo fenomeno è stato studiato in soggetti sordi preverbali e ciechi congeniti attraverso lo studio di imaging (PET). (3)

È stata evidenziata *una attività neurale aumentata nel giro temporale superiore alla percezione di segni e movimenti*, questo ci suggerisce un ruolo della corteccia uditiva nell'elaborazione delle informazioni visive. Le

aree uditive che vengono coinvolte in questo processo sono però le aree uditive secondarie.

Nei cechi congeniti invece l'area di attivazione per stimolazione sonora, sia suoni che il linguaggio, risiede nella regione occipitale e l'attivazione della corteccia visiva contribuisce al riconoscimento dei cambiamenti in frequenza.

L'immagine 8 è stata ottenuta attraverso la PET, i pazienti sordi preverbali sono stati sottoposti a stimolazioni visive attraverso il linguaggio dei segni e movimenti, evidenziando una aumentata attività neurale nel giro temporale superiore, suggerendo che la corteccia uditiva in questi soggetti contribuisca all'elaborazione dell'informazioni visive. Le frecce che indicano l'attivazione (evidenziata con il colore rosso) indicano proprio il giro temporale superiore che si attiva con degli stimoli visivi.

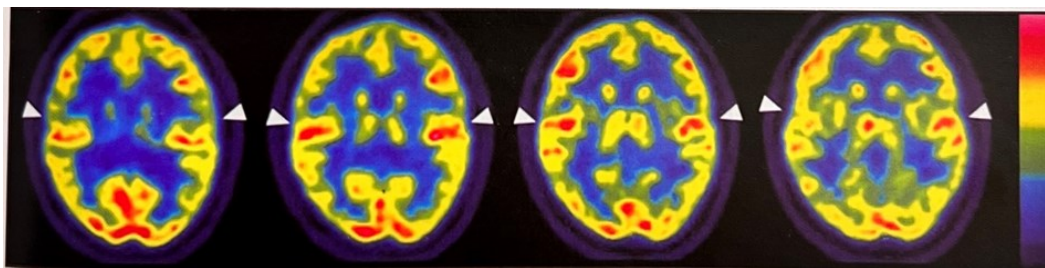


Figura 8 – Riorganizzazione cross modale (3)

Questo studio trova conferma anche utilizzando i potenziali evocati uditivi del tronco encefalico, esame che ci permette di individuare i tempi di latenza per ogni onda che si viene a formare. Le più importanti dove si farà riferimento sono la I, III, V che indicano rispettivamente la porzione del nervo più vicino alla coclea, il complesso olivare superiore e lemisco laterale/collicolo inferiore.

Prendiamo come riferimento lo studio di Sharma (4): è uno studio condotto su 107 sordi preverbali di età da 1,3 a 17,5 anni all'IC e 51 normoudenti con un'età compresa tra i 0.1 e i 20 anni. I risultati evidenziarono un risultato nettamente migliore nei bambini impiantati entro i 3,5 anni di età, con dei

tempi di latenza che erano come quelli dei normoudenti a distanza di 6 mesi (o si avvicinavano molto), mentre per i pazienti impiantati dopo i 7 anni si poteva osservare una plasticità neuronale altamente compromessa rispetto ai loro coetanei.

1.2.2 Ipoacusie negli adulti/anziani: effetti della deprivazione uditiva

La deprivazione uditiva non esiste solo nei bambini che hanno avuto sordità preverbale, ma è un fenomeno che colpisce maggiormente la popolazione adulta ed anziana per il decadimento dell'organo sensoriale, ovvero la coclea, e per una mancata riabilitazione attraverso l'apparecchio acustico.

La perdita uditiva legata all'età (ARLH) è spesso associata con il declino cognitivo e i cambiamenti strutturali e funzionali del cervello. La presbiacusia colpisce circa il 30% della popolazione mondiale superati i 50 anni di vita e la sua prevalenza aumenta esponenzialmente ogni decennio di vita, rendendola la terza patologia cronica più sviluppata tra gli adulti/anziani (5)

In questa parte andremo ad analizzare le principali patologie associate alla perdita di udito negli adulti e anziani.

Recenti studi hanno mostrato sempre di più una correlazione tra perdita uditiva e demenza, più precisamente, nel 2018 è stata presentata una ricerca (6) che dimostra una *correlazione significativa tra perdita di udito e demenza e decadimento cognitivo*. A conferma di questo dato nel 2017 sono stati combinati 3 studi (7-8-9) in una metanalisi poiché hanno utilizzato tutti gli stessi materiali e metodi:

- Misurazione oggettiva attraverso audiometria a toni puri
- Follow up per almeno cinque anni andando a tenere in considerazione altri fattori di rischio per la demenza

La valutazione di questi dati ha portato alla conclusione che il *fattore di rischio di rischio alla demenza per una perdita uditiva è di 1,94* (un range tra 1,38 e 2,73) andando ad escludere tutti gli altri fattori predisponenti. Da

questi studi è stato evidenziato anche un *rapporto direttamente proporzionale* tra l'entità della perdita uditiva e l'aumentata probabilità dell'incidenza della demenza. Il grafico posizionato qui sotto (figura 9) mostra nell'asse delle ordinate il rischio di demenza, mentre in quelle delle ascisse i vari gradi di perdita uditiva.

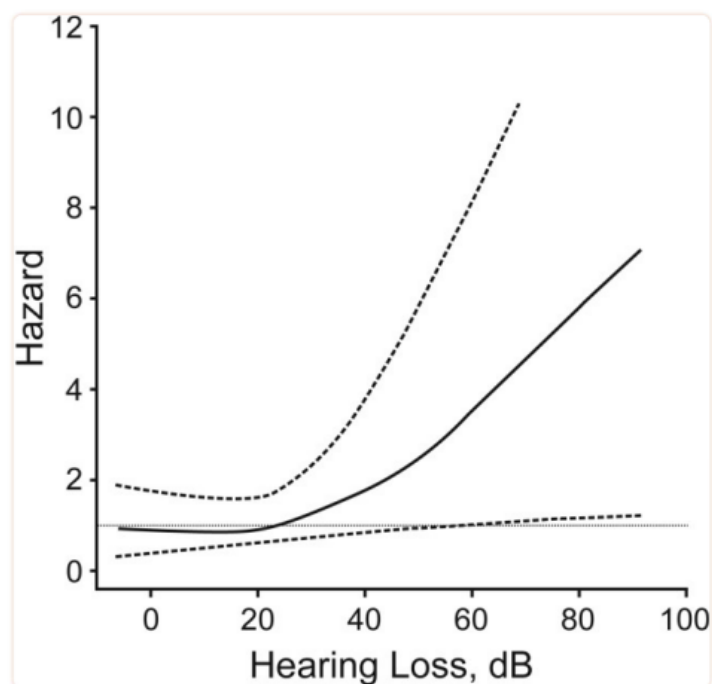


Figura 9 – Rischio di demenza correlato con la perdita uditiva (6)

Ma come può la perdita uditiva influire sulla demenza?

Un possibile meccanismo è che la perdita di udito porta *una diminuzione della stimolazione dell'elaborazione cognitiva*. La deprivazione uditiva crea un ambiente impoverito con una diminuzione significativa di stimoli sonori e linguaggio che influisce negativamente sulla struttura e funzione del cervello. Questo indebolimento è il fattore di rischio che poi porterà il successivo sviluppo della demenza. (2)

Un gran numero di studi sugli animali va a sostegno di questa affermazione. Si vanno a valutare i cambiamenti comportamentali e del cervello su roditori che derivano da un'esperienza molto ricca/molto povera di stimoli sonori. I modi per analizzare questi cambiamenti sono principalmente (10):

- *macroscopicamente*: dove si vanno a valutare i cambiamenti strutturali del cervello

- *microscopicamente*: dove si vanno a valutare più nel dettaglio il numero delle sinapsi, dendriti, gangli assonali e vascolarizzazione.

I risultati di questi studi mostrano tutti delle parti in comune: i ratti che erano immersi in un *ambiente molto poveri di stimoli sonori* presentavano un numero molto *inferiore di sinapsi e dendriti* e da un punto di vista *comportamentale si presentavano molto meno reattivi*

Se si paragona questo test al comportamento umano, si può correlare l'ambiente acustico impoverito con una perdita uditiva. Quest'ultima da un accesso limitato alle informazioni, distorcendole e facendo avere meno interesse per la vita sociale. Le scarse interazioni sociali sono anche queste un fattore che contribuisce all'insorgenza della demenza, al pari con il fumo e l'inattività (11).

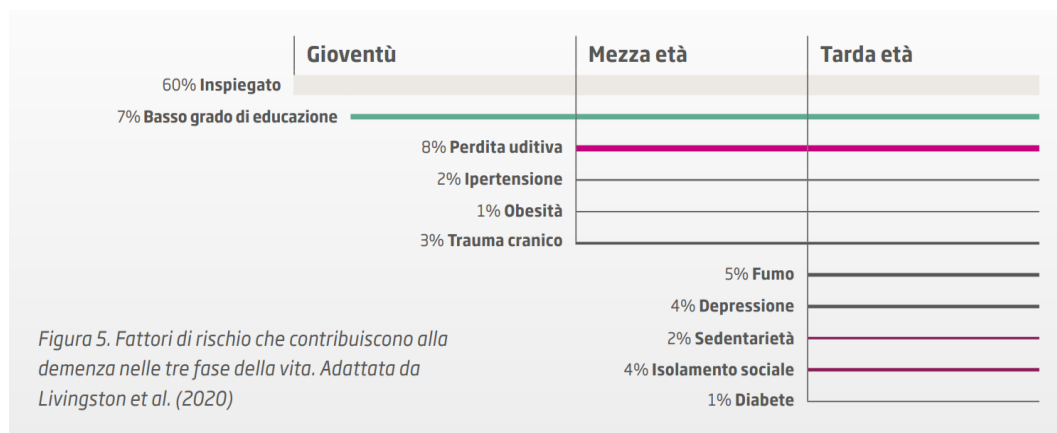


Figura 10 – Fattori di rischio per lo sviluppo di demenza (37)

Nella figura rappresentata sopra si può notare come la perdita uditiva sia uno dei fattori che influenza di più per un possibile sviluppo di demenza.

Si deve evidenziare che l'ipoacusia come "effetti collaterali" può provocare *depressione, isolamento sociale e di conseguenza anche la sedentarietà*. Considerando quello appena detto si può ben intuire come il rischio reale

che può dare una perdita di udito nello sviluppo della demenza va ben oltre alla perdita stessa.

Un altro fattore di predisposizione alla demenza è *l'aumento delle risorse cognitive per l'ascolto*. I pazienti con un deficit uditivo devono utilizzare maggiori risorse per cercare di seguire un discorso, non rendendole più disponibili per altri aspetti della cognizione superiore. Per risorse si intendono tutti quei processi che servono per l'analisi del messaggio verbale che si sta sentendo: *attenzione, memoria di lavoro ed elaborazione del linguaggio*. (12)

È noto che la perdita dell'udito ha conseguenze negative sul *funzionamento fisico, sulla salute mentale e sulle relazioni sociali*. Studi recenti hanno suggerito che l'ARHL è fortemente associato alla *depressione nella popolazione geriatrica*, rivelando che l'ARHL provoca una peggiore qualità della vita, portando ad un aumento della prevalenza della depressione (13). I meccanismi alla base di questa associazione non sono ancora chiari. Tuttavia, si ritiene che siano il risultato di una comunicazione compromessa e di una diminuzione dell'impegno sociale, che influiscono sulla loro capacità di svolgere attività della vita quotidiana.

Possiamo prendere in riferimento uno studio condotto da Kim et al. (14), dove il campione di pazienti è stato selezionato sulla base della soglia uditiva:

- Entrambe le orecchie con una PTA maggiore o uguale a 60 dB HI
- Un orecchio con PTA maggiore o uguale a 80 dB HI e l'altro con una PTA maggiore o uguale a 40 dB HI

I test audiologici somministrati sono l'audiometria con toni puri e i potenziali evocati del tronco encefalico (ABR). La diagnosi di depressione invece è stata attribuita attraverso l'indice di classificazione internazionale delle malattie.

I risultati mostrano un evidente *correlazione tra depressione e perdita di udito, non dipendete dal ceto sociale e grado di istruzione*. La conclusione

che è stata tratta dagli autori è che il disturbo uditivo andava ad amplificare i sintomi depressivi rispetto a pazienti della stessa età senza un deficit uditivo.

- *L'isolamento sociale e la solitudine* sono altre due componenti che entrano in gioco di quando si parla di ipoacusia negli adulti/anziani, hanno una prevalenza stimata del 24% (17) per l'isolamento sociale, mentre per quanto riguarda la solitudine ci sono dati discrepanti che vanno dal 2% al 40%. (18-19).

- *Per isolamento sociale* si intende una condizione per la quale un individuo si trova privo di contatti sociali, non ha impegni sociali, è o si sente escluso

- *la solitudine* è una misura soggettiva della discrepanza percepita da un individuo tra le relazioni sociali desiderate e quelle effettive.

Inoltre, l'onere finanziario per gli anziani è notevole: è stato dimostrato che la solitudine è associata a un maggiore utilizzo dell'assistenza sanitaria, (20) e la mancanza di contatti sociali tra gli anziani è associata a 6,7 miliardi di dollari di spesa aggiuntiva annuale (21).

Per ad analizzare meglio la correlazione tra perdita di udito e solitudine/isolamento, si può prendere a riferimento uno studio (22) che è una metanalisi fatta su 14 studi selezionati da 3574 studi. I risultati evidenziano una maggior correlazione all'isolamento sociale rispetto alla solitudine. La motivazione che si sono dati i ricercatori è che, anche se la perdita dell'udito può causare *isolamento sociale a causa della ridotta partecipazione alle attività o di una rete sociale più piccola*, ciò potrebbe non portare alla solitudine in tutti gli anziani che sperimentano isolamento sociale, difatti *la solitudine è una condizione molto soggettiva*.

Ci sono diversi meccanismi che provano a spiegare questa correlazione, sicuramente una deprivazione uditiva in un soggetto anziano va a compromettere in maniera significativa la capacità di comprendere le informazioni uditive, rendendo le conversazioni più difficili da seguire. Questa difficoltà si può tramutare facilmente in *frustrazione* e, come

meccanismo di auto difesa, l'anziano tende ad evitare situazioni sociali che possono essere potenzialmente imbarazzanti. Quello appena detto deve essere sommato ad un *maggiore sforzo cognitivo*, usato per cercare di compensare il più possibile la perdita uditiva, andando anche qua ad impattare sulle attività ed interazioni sociali (23)

1.2.3 Riabilitazione uditiva negli adulti e anziani: effetti extrauditivi dell'apparecchio acustico

Ora che abbiamo descritto le principali correlazioni che sono legate con l'ipoacusia, possiamo analizzare come il ripristino di una stimolazione sonora adeguata possa modificare questi fattori di rischio presenti in un paziente ipoacusico

Lo studio condotto da Tatiana Marchese et al. (15) va a dimostrare come *l'utilizzo dell'apparecchio acustico va a ridurre in modo significativo i sintomi della depressione*, ed in alcuni casi andare ad *annullarla*. Gli studiosi inoltre hanno scoperto che l'apparecchio acustico ha risultati positivi nella depressione dopo 1 mese di utilizzo, tuttavia alla fine dei 6 mesi, il livello di depressione era ancora più basso, suggerendo che questi risultati possono essere mantenuti e persino migliorati nel tempo.

Queste valutazioni possono essere supportate da altri studi come quello di Castiglione et al. (16), che hanno valutato 125 anziani e hanno confrontato il grado di perdita dell'udito e l'efficacia dell'uso degli apparecchi acustici con quelli nella depressione. I risultati hanno mostrato che *i sintomi depressivi si sono verificati più spesso nei partecipanti con soglie uditive più elevate*. La conclusione tratta dagli autori è *l'utilizzo dell'apparecchio acustico ha un'elevata importanza sull'isolamento sociale e provoca anche un effetto positivo sulla neuroplasticità che si tramuta in allenamento uditivo che aiuta la memoria di lavoro e nella capacità di lettura*, nonché il miglioramento dell'*automotivazione, autostima e fiducia in sé stessi*.

Per quanto riguarda la demenza e l'aumento delle risorse cognitive per l'ascolto (12), sono stati studiati gli effetti dell'utilizzo dell'apparecchio.

Tabella 1 – Conseguenze del ripristino dell'ingresso uditivo

	Effetto del ripristino dell'udito sul rischio di demenza	Miglioramento cognitivo dovuto al ripristino dell'udito
Meccanismo input impoverito	Rischio ridotto	No
Meccanismo risorse cognitive occupate	Rischio rimosso	Possibile

La tabella posta qui sopra (tabella 1) va a suddividere i possibili risultati di una protesizzazione acustica in base alla problematica iniziale relazionata poi con un potenziale rischio aumentato di demenza:

- *Meccanismo input impoverito*: l'apparecchio acustico ha un effetto benefico andando a ripristinare l'udibilità, *riducendo i rischi di sviluppare demenza*, da un punto di vista cognitivo invece non si è manifestato alcun miglioramento.

-*Meccanismo risorse cognitive occupate*: questi pazienti come accennavo prima, devono occupare maggiori risorse cognitive per l'ascolto, andando a sottrarle ai processi di elaborazione superiore. Proprio per questo motivo, l'utilizzo dell'apparecchio acustico andrebbe ad *annullare i rischi di sviluppo della demenza e il paziente potrebbe addirittura avere addirittura un miglioramento cognitivo dovuto al minor sforzo di ascolto*.

Un recente studio pubblicato (4) ha esaminato in che modo l'uso regolare di apparecchi acustici ben regolati può portare benefici agli utenti.

Lo studio portato è stato effettuato su 41 adulti, di cui 13 facevano parte del gruppo di controllo (normoudenti con acuità visiva normale), e 28 che presentavano una perdita di udito legata all'età di grado lieve-moderato, anch'essi con acuità visiva nella norma. Nel grafico riportato qui sotto viene raffigurata la media uditiva dei pazienti ipoacusici.

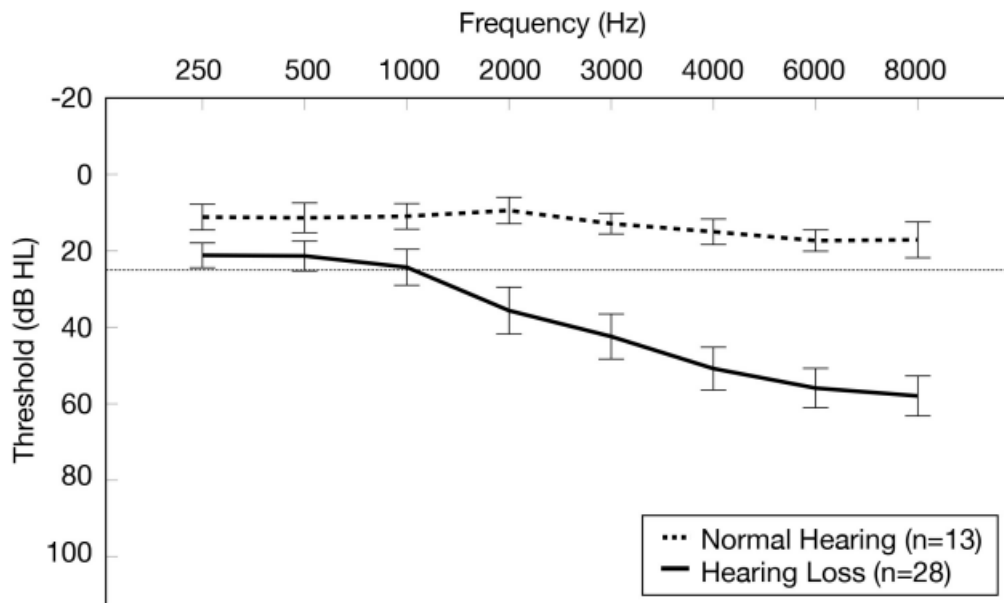


Figura 11 – Media dei pazienti ipoacusici presi in considerazione nello studio (4)

Facendo riferimento allo studio che ho portato per la deprivazione uditiva nei bambini, quello che descriverò ora è la medesima cosa rapportata però ad una popolazione adulta protesizzata successivamente con l'apparecchio acustico. Tecniche di neuroimaging hanno rivelato un aumento del reclutamento della corteccia uditiva da parte della vista. *Cioè, se in persone normoudenti solo la corteccia visiva era molto reattiva durante lo stimolo di segnali visivi (sezione A; fig12), in pazienti con perdita uditiva si è notata anche la reazione della corteccia uditiva agli stessi stimoli visivi (sezione B; fig12).* Successivamente, gli autori hanno dotato di apparecchi acustici le persone con problemi uditivi ed hanno effettuato le stesse misurazioni dopo sei mesi di utilizzo (sezione A-B; fig 12).

Attraverso l'utilizzo della tomografia elettromagnetica standardizzata a bassa risoluzione (sLORETA), che è un metodo matematico che stima la probabilità di attivazione dei gruppi neuronali, si è creata una scala graduata di colori che indica la probabilità statistica dell'attività corticale in ciascuna regione. Più precisamente la densità di corrente probabile più bassa, quindi

la minor probabilità di attivazione, in rosso, a quella più alta con la maggior probabilità di attivazione in giallo.

Le immagini che seguono (fig. 12C, D) descrivono appunto i modelli di attivazione della sorgente corticale suscitati da stimoli di movimento visivo.

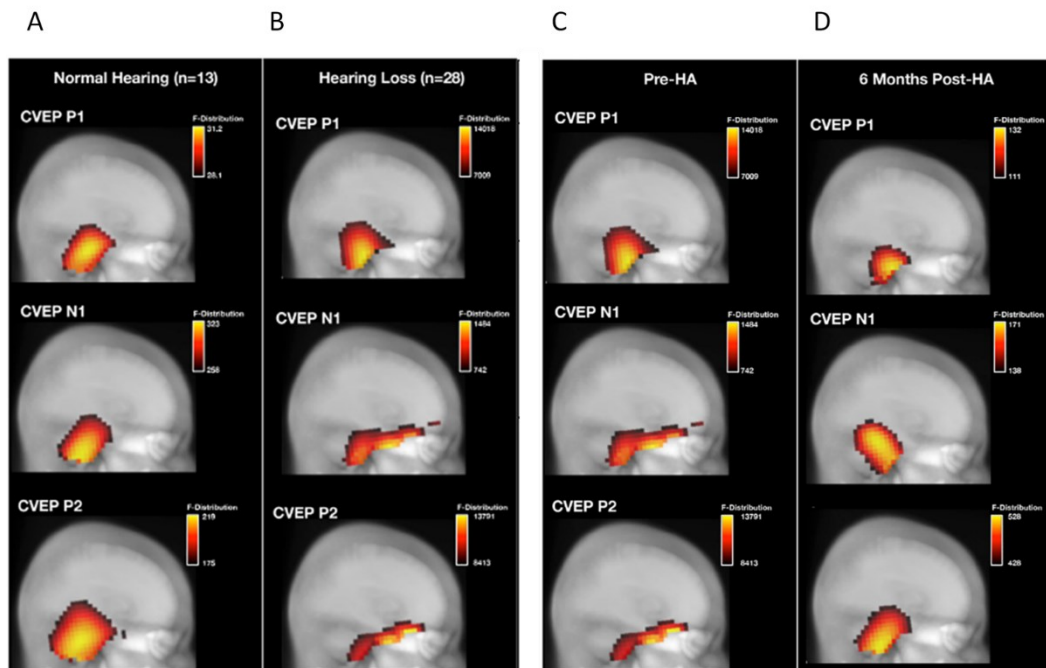


Figura 12/13 – Confronto tra pre (A, B) e post (C, D) protesizzazione acustica per la riorganizzazione cross-modale (4)

L'illustrazione mostra che le regioni attive prima dell'uso degli apparecchi acustici sono ora tornate a livelli più simili a quelli osservati in soggetti normoudenti. Di conseguenza, possiamo osservare che grazie all'uso di apparecchi acustici *c'è un grado di recupero delle funzionalità naturali del cervello andando a ripristinare le funzioni tonotopiche della corteccia uditiva* (4).

Sempre lo stesso studio propone anche una valutazione del parlato nel rumore tra normoudenti e ipoacusici, successivamente vengono protesizzati gli ipoacusici ed a distanza di sei mesi veniva ripetuto l'esame. Come test di valutazione è stato scelto il QuickSINTMtest, che è una valutazione standardizzata della percezione del parlato uditivo nel rumore

di fondo. Sono stati presentati due elenchi di valutazione, ognuno composto da sei frasi costituite a loro volta da cinque parole randomizzate. Il tutto è stato presentato nel contesto del rumore delle chiacchiere di quattro parlanti. Le condizioni di stimolazione erano le seguenti:

- Altoparlante a 0 azimut
- livello di presentazione delle frasi è di 60 dB Spl, ovvero il livello di parlato normale

Le frasi in ciascun elenco variavano nel rapporto segnale-rumore (SNR), iniziando da 25 dB SNR (il più semplice) per la prima frase e diminuivano con incrementi di 5 dB con ciascuna frase successiva (il più difficile). La valutazione del test si basava su dB SNR che servivano per andare a comprendere il 50% delle parole corrette. In questo esame, un punteggio inferiore indica una migliore percezione del parlato uditivo nelle prestazioni rumorose mentre, un punteggio più alto indica una percezione uditiva del parlato più scarsa nelle prestazioni relative al rumore.

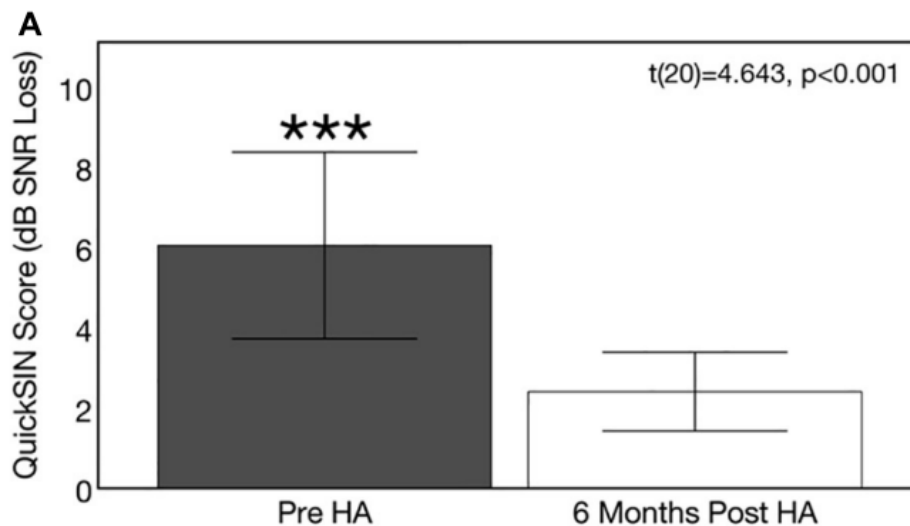


Figura 14 – Valutazione pre e post protesizzazione acustica del parlato nel rumore attraverso il quickSIN Score (4)

Nel grafico riportato qui sopra sono riportati i punteggi medi sulle misurazioni della percezione del parlato nel gruppo con perdita dell'udito legata all'età prima del trattamento (grigio) e sei mesi dopo il trattamento con apparecchi acustici (Post-HA) (bianco).

È risultato un significativo miglioramento pre-post trattamento in QuickSINTM. Se prima della protesizzazione acustica il punteggio medio, per permettere ad un paziente con una perdita uditiva di comprendere il 50% delle parole, era di 6.05 dB SNR, dopo i sei mesi di trattamento gli apparecchi acustici ha prodotto un miglioramento delle prestazioni di 3,6 dB SNR.

L'ultimo studio che farò presente per descrivere i benefici della protesizzazione acustica riguarda *l'aspetto cognitivo*. Come ho descritto precedentemente l'ipoacusia legata all'età può impattare in modo importante su tutto l'aspetto cognitivo. Questo studio considera sempre gli stessi partecipanti dei casi riportati sopra, andando prima a valutare normoudenti rispetto a ipoacusici non protesizzati, e poi il prima e dopo della protesizzazione acustica negli audiolesi. I test sono stati condotti in una

stanza tranquilla per tutti i partecipanti per prevenire effetti negativi del rumore sulle prestazioni del test per tutti i soggetti. Le diverse funzioni cognitive sono state selezionate sulla base di previsioni teoriche su quali sottodomini sarebbero stati maggiormente colpiti dall'ARHL e da precedenti indagini in cui sono state osservate menomazioni nei soggetti ARHL (24-25). Le funzioni cognitive indagate sono le seguenti:

- *Funzione cognitiva globale* (Montreal Cognitive Assessment – MoCA) (26)
- *Funzione esecutiva* (Behavioural Dyscontrol Scale II – BDS-2) (27)
- *Velocità di elaborazione* (Symbol Digits Modalities Test – SDMT) (28)
- *Memoria di lavoro visiva* (Reading Span Test – RST) (29)
- *Memoria di lavoro uditiva* (riconoscimento uditivo delle parole e misura del richiamo) (30)

Rispetto al gruppo dei normoudenti, gli *ipoacusici* hanno ottenuto un risultato nettamente peggiore in tutti i sottodomini cognitivi. Nella tabella (tabella 2) sottostante andremo a paragonare i dati:

Tabella 2 – Studio test cognitivo, risultati a confronto tra ipoacusici e normoacusici					
	Funzione cognitiva globale	funzione esecutiva	velocità di elaborazione	memoria di lavoro visiva	memoria di lavoro uditiva
Punteggio medio HL	26,62	23,85	51,77	46,53%	82,01%
Punteggio medio ARHL	24,93	20,79	43,96	39,61%	71,52%
Differenza	1,69	3,06	7,81	6,92%	11,39%

L'Insieme di questi risultati suggeriscono un impatto *negativo sulla funzione cognitiva anche in caso di lieve perdita dell'udito*. Successivamente i pazienti ipoacusici sono stati protesizzati, e a distanza di sei mesi si sono ottenuto i seguenti risultati:

Tabella 3 – studio test cognitivo, risultati pre e post protesizzazione acustica distanza di 6 mesi					
	Funzione cognitiva globale	funzione esecutiva	velocità di elaborazione	memoria di lavoro visiva	memoria di lavoro uditiva
Punteggio pre AA	24,93	20,79	43,96	39,61%	71,52%
Punteggio post AA	26,55	23,88	48,48	44,91%	71,52%
guadagno	1,62	3,09	4,52	5,30%	0%

Tabella 4 – Studio test cognitivo, confronto tra i punteggi post protesizzazione con quelli dei normoudenti

	Funzione cognitiva globale	funzione esecutiva	velocità di elaborazione	memoria di lavoro visiva	memoria di lavoro uditiva
Punteggio medio post AA	26,55	23,88	48,48	44,91%	71,52%
Punteggio medio NH	26,62	23,85	51,77	46,53%	82,01%
Differenza media finale	-0.07	0.03	-3.29	-1.62%	-10.49%

L'uso degli apparecchi acustici nel corso di 6 mesi ha portato a miglioramenti significativi nei domini della funzione cognitiva globale, funzione esecutiva, velocità di elaborazione e memoria di lavoro visiva. L'unico dominio che non ha ricevuto alcun tipo di miglioramento è la memoria di lavoro uditiva.

Riassumendo, la perdita uditiva legata all'età porta al paziente non solo al non sentire bene, ma è strettamente correlata al rischio di decadimento cognitivo e maggiore probabilità di sviluppare demenza, depressione, isolamento sociale e solitudine. Come si può apprendere dagli studi che ho menzionato, la funzionalità dell'apparecchio acustico non si limita solo al far sentire meglio la persona, ma ha tutta una serie di benefici che vanno *ad arginare, o completamente rimediare*, quella che è la situazione di partenza o una situazione che può verificarsi in un futuro se si trascura la perdita uditiva.

1.3 APPARECCHIO ACUSTICO

L'apparecchio acustico è un dispositivo medico che ha vissuto un esponenziale sviluppo tecnologico, passando da analogico a digitale, da lineare alla possibilità di gestire le compressioni, e quindi dare diversi tipi di amplificazione in base al messaggio sonoro presente. Un'altra evoluzione importante riguarda l'aspetto della connettività, quindi alla sua gestione e la sua maggiore flessibilità.

Nonostante tutti i miglioramenti avvenuti su questo prodotto, solo una persona su cinque che necessita di un apparecchio acustico alla fine cercherà, acquisterà e continuerà a utilizzarne uno in modo efficiente.

L'ultima frontiera su cui si sta lavorando e che è già attiva nei nuovi apparecchi acustici, è tutta la parte *di intelligenza artificiale* che dovrebbero *migliorare le prestazioni in modo significativo in tutti i contesti più complessi*, dove normalmente un apparecchio acustico è fortemente limitato.

Nell'ultimo decennio, l'intelligenza artificiale ha trasformato molte tecnologie, compresi anche gli apparecchi acustici. Queste scoperte provengono principalmente da un *sottocampo dell'apprendimento automatico chiamato "deep learning"*, che copre l'addestramento e l'uso delle reti neurali per risolvere compiti. Le reti neurali con più livelli sono talvolta indicate come reti neurali profonde (DNN).

Le reti neurali sono una classe specifica di algoritmi nell'ambito della disciplina più generale dell'apprendimento automatico. L'idea dell'apprendimento automatico è quella di prendere una grande quantità di dati, noti come campioni di addestramento, per poi sviluppare un sistema in grado di apprendere da essi. Nel contesto delle *reti neurali*, esiste un'unità di base chiamata *neurone*, dove il suo scopo, proprio come un neurone nel cervello, è di *ricevere informazioni, memorizzarle e infine trasmetterle al neurone successivo*. Un gruppo di neuroni forma uno strato e, più strati specializzati e interconnessi, formano la rete neurale. Questa forma la classe più elementare di reti neurali. *l'apprendimento automatico applica*

algoritmi flessibili e generici che possono essere addestrati per risolvere un'attività analizzando esempi di come l'attività dovrebbe essere risolta. (31)

1.3.1 Addestramento della rete neurale (deep learning)

Per far funzionare questa metodologia bisogna “allenare” la rete neurale. La formazione viene eseguita su un database di esempi di corrispondenti segnali vocali puliti e rumorosi, dove la loro funzione è quella di addestrare una rete neurale per calcolare i guadagni che rendono i segnali rumorosi simili a quelli puliti.

All'inizio la modalità con cui si otteneva materiale per l'addestramento delle risorse neurali era attraverso registrazioni audio da Database pubblicamente disponibili che venivano mescolate con rumori di sottofondo. Questo permetteva di creare un numero molto elevato di possibili scenari sonori su cui l'apparecchio acustico poteva addestrarsi. Successivamente però si è visto che il database che si era formato *non rispecchiava la realtà in cui l'apparecchio acustico sarebbe stato immerso*, non si teneva in considerazione nemmeno l'effetto del case dell'apparecchio e il cono d'ombra che crea il capo: da qui derivò la necessità di trovare un'alternativa.

La soluzione arrivò da una casa produttrice di apparecchi acustici che immerse *dei microfoni sferici contenenti 32 capsule microfoniche* in diversi ambienti sonori: Case, uffici, automobili, strade, ristoranti, bar, parchi... Questa tecnica portò non solo un segnale molto più realistico rispetto al precedente, ma la possibilità, grazie all'utilizzo di questi microfoni, di riprodurre quel determinato segnale con diverse casse posizionate in modo tale da creare un ambiente sonoro riprodotto che risultasse praticamente identico a quello reale. (31)

Successivamente sono state *selezionati diversi oratori per andare ad aggiungere la componente vocale all'interno degli scenari sonori registrati precedentemente*. Per rendere il risultato finale più prossimo alla realtà, agli oratori sono stati posizionate delle cuffie in cui veniva riprodotto lo scenario

sonoro su cui dovevano inserire la voce. Questo permise di avere un messaggio verbale congruo con la situazione su cui veniva applicato, risultando estremamente naturale. In più, avendo l'elemento mascherante in cuffia solo l'oratore, il parlato target e il parlato nel rumore vennero fatti con una stessa misurazione.

Ricapitolando, le fasi quindi che compongono la produzione di questi scenari sonori sono quattro (31):

- Immersione del microfono in diversi ambienti sonori per catturarne le caratteristiche acustiche (fig15, a)
- I microfoni vengono posizionati al centro della disposizione degli altoparlanti in modo da misurare tutte le funzioni di trasferimento degli stessi (Fig15, b) per creare un ambiente sonoro il più possibile vicino alla realtà (Fig15, c)
- L'inserimento del materiale vocale (Fig15, d).
- i segnali vocali e di rumore registrati vengono miscelati per generare una scena acustica ecologicamente valida (Fig15, e).

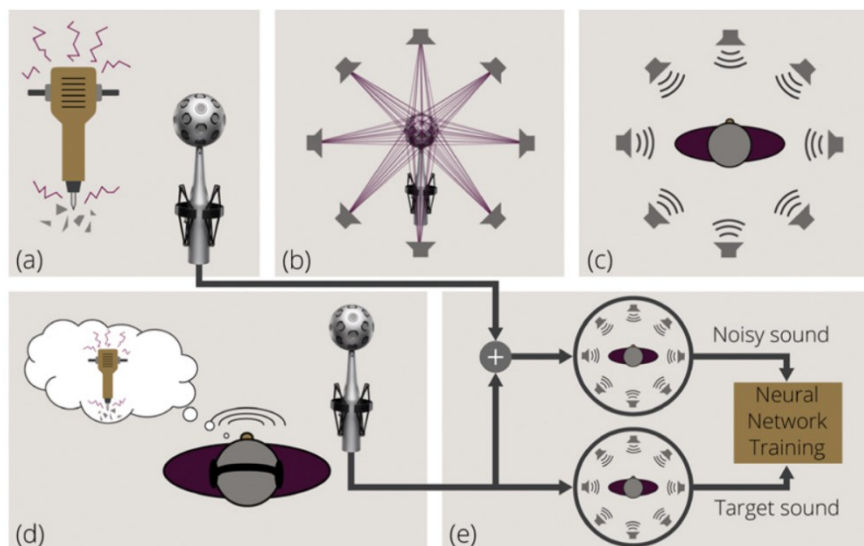


Figura 15 – Creazione del database su cui allenare il sistema neurale profondo (31)

Una volta creato un database da cui l'apparecchio può imparare, avviene l'effettivo allenamento dell'apparecchio acustico.

L'allenamento si suddivide nei seguenti step:

Scopo: bisogna andare a valutare effettivamente quale sarà la funzione della rete neurale profonda, in questo caso sarà facilitare l'ascolto dei pazienti audiolesi portatori di apparecchi acustici nelle situazioni uditive più complesse, dove non è presente un rapporto S/N favorevole.

Addestramento: L'obiettivo di questa fase è addestrare il DNN sulle scene sonore in modo che possa svolgere il compito per cui è stato progettato. Questo punto di può suddividere ulteriormente in altre quattro fasi:

- *input:* i neuroni memorizzano la scena sonora e la memorizzano
- *propagazione in avanti:* utilizza i dati ricevuti dall'input per la propagazione delle informazioni al livello successivo. La quantità di informazioni trasmesse dipende dalla forza delle connessioni che ciascuno dei neuroni ha con gli altri presenti all'interno della rete
- *Output:* questo insieme di elaborazioni porta ad un segnale in uscita che è condizionato dai collegamenti neurali presenti all'interno del DNN.
- *Processo di propagazione all'indietro:* l'apprendimento non è un qualcosa di autogestito, ma esiste un *segnale target* che corrisponde allo stesso segnale inviato per l'allenamento acustico, soltanto privato da tutti i fattori di disturbo. Il DNN prendendo a riferimento il segnale target, valuta la differenza attraverso un algoritmo chiamato funzione di perdita (è una metrica numerica che quantifica la differenza tra i due segnali). Per la rete neurale non addestrata, la funzione di perdita segnalerà che c'è una scarsa somiglianza tra il segnale finale dell'elaborazione e il segnale di destinazione. L'obiettivo è quello di regolare le connessioni della rete neurale attraverso l'allenamento per migliorare questa somiglianza o, più specificamente, diminuire la perdita. Questo, se viene ripetuto più

volte con una diversità molto ampia di materiale (nell'apparecchio preso in considerazione il processo viene ripetuto per 12 milioni di scene sonori differenti), permette alla rete neurale che inizi effettivamente a distinguere nel modo corretto il parlato dal rumore circostante. *È molto importante comprendere che tutto questo procedimento si ottiene solo mostrando alla rete neurale quale dovrebbe essere il messaggio finale, senza nell'effettivo andare a comunicargli come fare per raggiungerlo*

- *Prova*: una volta che l'allenamento è stato portato a termine, viene testato l'apparecchio acustico come si comporta nella realtà, quindi viene sottoposto a scene sonore, a cui non è stato esposto prima durante la fase di addestramento. Questa ultimo passaggio è di estrema importanza per verificare che il DNN che si è formato non sia troppo rigido. Questo è il problema del *sovrallenamento*, dove il sistema neurale diventa *troppo selettivo e non ha più la capacità di adattarsi in altre situazioni*, oltre a quelle che si sono presentate durante l'allenamento. D'altra parte, potrebbe anche non funzionare bene con i dati su cui è stato addestrato, rendendolo *troppo ambiguo*.

In figura si nota come il rapporto tra il materiale di addestramento utilizzato, e il materiale di prova deve essere bilanciato.

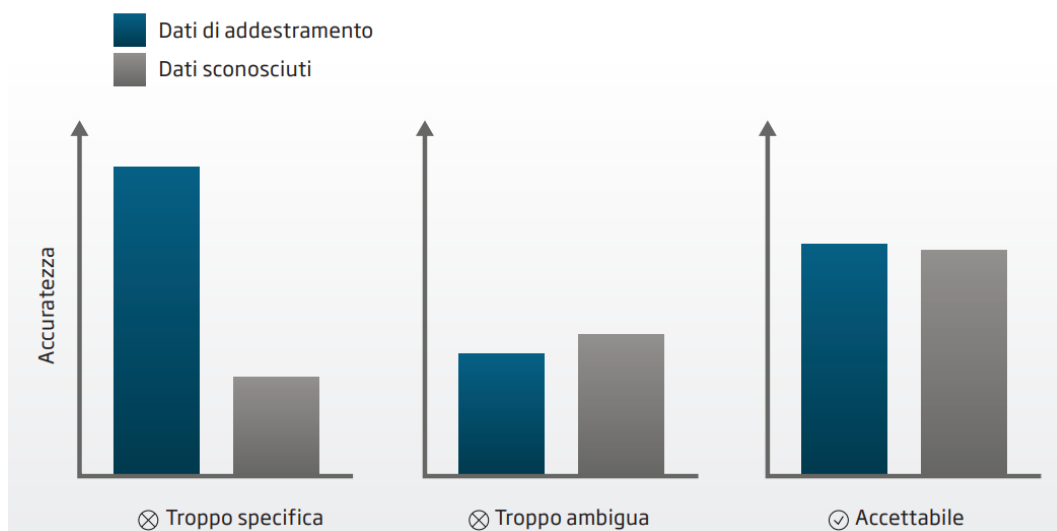


Figura 16 – Comparazione dei risultati ottenuti dall'allenamento e dalla prova (38)

Riassumendo, l'addestramento è eseguito sulla base di due segnali, il segnale di stimolazione e il segnale target. Attraverso la loro comparazione il DNN si riorganizza per far assomigliare il segnale di Output, derivato dal segnale di stimolazione, il più possibile al segnale target. L'allenamento non deve essere troppo elevato, sennò si va incontro al fenomeno del sovrallenamento, dove il sistema neurale se trova un ambiente sonoro differente da quelli presentati durante la fase di allenamento, non è in grado di adattarsi.

Come abbiamo visto precedentemente sul capitolo degli effetti dell'ipoacusia in un paziente adulto/anziano, lo sforzo di ascolto corrisponde all'impiego delle forze cognitive per percepire e capire il parlato. Diversi pazienti audiolesi riferiscono un aumento della stanchezza e spossatezza nei diversi ambienti di ascolto, in modo particolare quelli più complessi (32).

1.4 Evidenze scientifiche

La pupillometria è una metodologia oggettiva che va a confermare questo dato: esami condotti attraverso lo studio della dilatazione della pupilla (33) mostrano come un ipoacusico immerso in un ambiente complesso, anche per pochi secondi, abbia notevoli difficoltà di ascolto e come debba impegnare maggior risorse cognitive per seguire il discorso

Uno studio simile è stato condotto da una casa produttrice di apparecchi acustici per valutare se la tecnologia deep learning inserita all'interno dei dispositivi possa in qualche modo migliorare, e quindi di conseguenza diminuire, lo sforzo cognitivo di un paziente. Sono stati presi diciassette utenti con una perdita lieve/moderata, tutti portatori esperti di apparecchi acustici. Attraverso un rilevatore oculare sono stati annotati tutti i cambiamenti della pupilla delle diverse situazioni sonore che venivano presentate. In questo studio a differenza di quello descritto sopra, la

stimolazione uditiva avveniva per 30 secondi, andando così ad indagare anche l'attenzione prolungata.

Il test va ad evidenziare una minore dilatazione della pupilla (ossia un minore sforzo) durante l'ascolto con l'apparecchio dotato di deep learning piuttosto che quello tradizionale, con una differenza significativa del 30%. Ciò suggerisce che questa tecnologia dia un supporto maggiore per l'attenzione e il coinvolgimento durante l'ascolto.

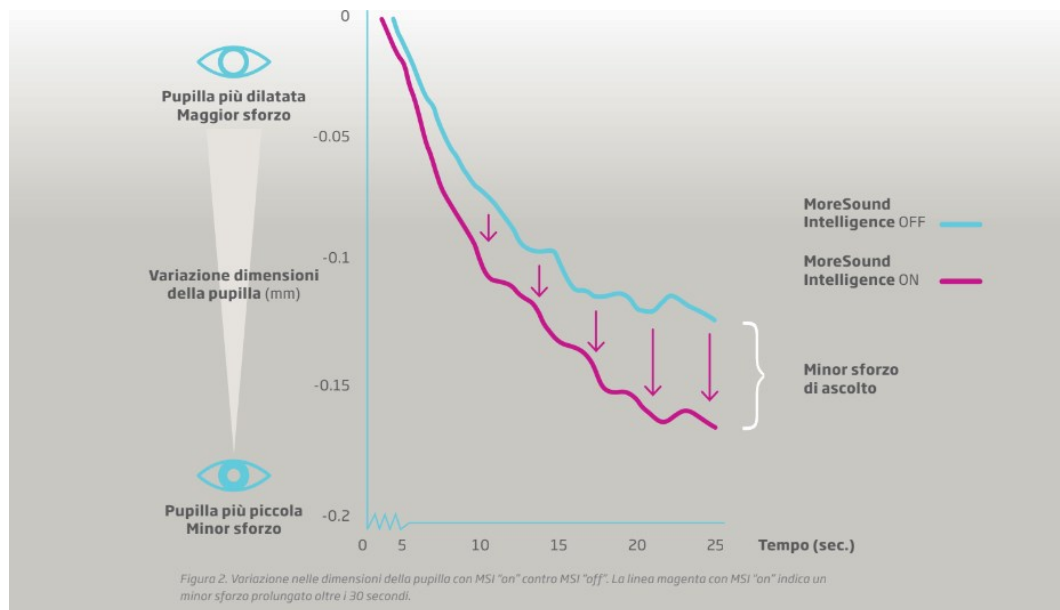


Figura 17 – Differenza della dilatazione della pupilla tra apparecchi con o senza IA (39)

Per quanto riguarda invece la capacità dell'apparecchio acustico dotato di deep learning di gestire il rumore, è stato condotto uno studio (40) per andare a valutare effettivamente quello che poteva essere un miglioramento del rapporto segnale/rumore. Sono state prese come riferimento le soglie SRT, definite come la comprensione del 50% delle parole somministrate con un rapporto S/N.

Sono stati considerati tre diverse tipologie di rumore, rumore del parlato, rumore del ristorante e rumore del traffico. Per ciascun tipo campione rumoroso, è stato testato con e senza l'utilizzo del sistema di deep learning, un gruppo di individui normoudenti, ed un gruppo di ipoacusici.

I pazienti audiolesi mostrano un miglioramento di circa 4 dB rapporto S/N, mentre i normoacusici di 2 dB rapporto S/N.

È stata evidenziata anche una correlazione tra l'entità dell'ipoacusia e il beneficio che un paziente può ottenere. Il miglioramento più piccolo che c'è stato all'interno del campione degli ipoacusici è di 0,9 dB S/N, per un paziente che presentava un'ipoacusia lieve, mentre per il caso con l'ipoacusia più grave, c'è stato un miglioramento di 16,8 dB rapporto S/N (rumore del traffico) che aveva un SRT di 10 senza apparecchi acustici.

Alla fine in questo studio è stato dimostrato che il sistema di soppressione del rumore suggerito migliora l'intelligibilità del parlato per i soggetti con problemi di udito, in un'ampia gamma di condizioni di rumore.

2 SCOPO

-Obiettivo della ricerca: andare a visionare il guadagno e la soddisfazione soggettiva che porta l'apparecchio acustico dotato di deep learning rispetto ad un apparecchio che non ce l'ha per i diversi gradi di ipoacusia.

-Il guadagno degli apparecchi acustici sarà analizzato attraverso il rapporto segnale rumore (r S/N) nella percezione dei suoni per quanto riguarda la percezione e l'intelligibilità vocale.

-la soddisfazione soggettiva verrà quantificata attraverso un questionario auto-prodotto.

3 MATERIALI E METODI

3.1 Criteri di inclusione:

Il campione clinico è costituito da 21 pazienti di età compresa dai 70 anni fino ai 94. Per l'identificazione del campione clinico è stato svolto un colloquio per la soddisfazione dei seguenti criteri:

-Assenza di diagnosi di Demenza, Alzheimer e Depressione (valutazione richiesta a voce al paziente senza ulteriori indagini)*

-Paziente socialmente attivo

-Apparecchio acustico regolato al target utilizzando l'algoritmo proprietario della casa madre basato sul NAL NL-1, portando la totalità dei pazienti ad avere una soglia con l'apparecchio acustico all'interno del range 25-35 dB HL

-Utilizzo medio dell'apparecchio acustico superiore alle sette ore

-Buona capacità nella gestione dell'apparecchio acustico

3.2 Limiti dello studio:

- Per motivi legati a limiti della strumentazione presente nello studio (erogazione massima degli altoparlanti), tutti i pazienti che presentavano una perdita medio/grave, grave o profonda sono stati esclusi dallo studio clinico.

3.3 Classificazione dei gruppi:

Prendendo il campione nella sua interezza, sono tutti già portatori di apparecchi acustici retroauricolari minirite da almeno cinque anni e presentano una buona/ottima capacità di intellesione vocale.

I ventuno soggetti, una volta selezionati, sono stati suddivisi ulteriormente in base alla perdita uditiva che presentavano. Nelle tabelle che seguiranno è descritto l'età del paziente e l'entità dell'ipoacusia che presenta, la tipologia della perdita, la capacità di discriminazione vocale in assenza di competizione.

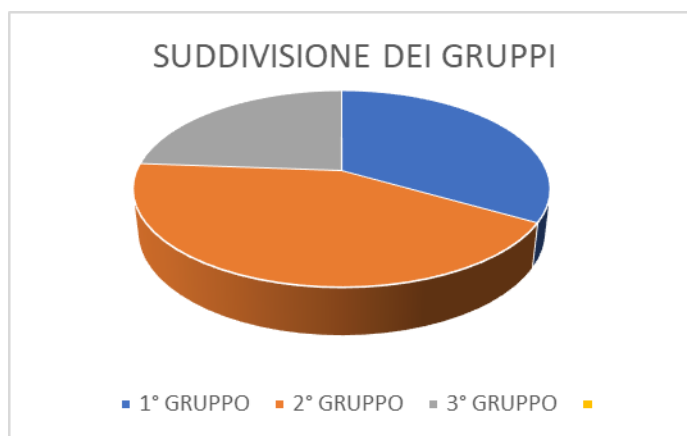


Grafico 1 – suddivisione dei pazienti nei 3 diversi gruppi

Il gruppo uno (tabella 5) è formato da sei pazienti che presentano una perdita uditiva lieve/moderata

Cinque pazienti presentano un accoppiamento con una *chiocciola su misura*, i restanti due con le *cupoline standard*.

Tabella 5 – pazienti del primo gruppo: caratteristiche audiologiche

	Età	Entità ipoacusia	Neurosensoriale Trasmissiva mista	Intellezione esame vocale
Paz 1	91	Lieve/moderata	Neurosensoriale	100%
Paz 2	84	Lieve/moderata	Neurosensoriale	100%
Paz 3	83	Lieve/moderata	Neurosensoriale	100%
Paz 4	83	Lieve/moderata	Neurosensoriale	100%
Paz 5	84	Lieve/moderata	Mista	100%
Paz 6	92	Lieve/moderata	Neurosensoriale	90%
Paz 7	87	Lieve/moderata	Neurosensoriale	100%

Il gruppo due (tabella 6) è formato da nove pazienti che presentano una perdita uditiva moderata/media. Tutti i pazienti presentano un accoppiamento su misura.

Tabella 6 – pazienti del secondo gruppo: caratteristiche audiologiche

	Età	Entità ipoacusia	Neurosensoriale Trasmissiva mista	Intellezione esame vocale
Paz 8	83	Moderata/media	Neurosensoriale	90%
Paz 9	87	Moderata/media	Neurosensoriale	100%
Paz 10	89	Moderata/media	Mista	100%
Paz 11	72	Moderata/media	Trasmissiva	100%
Paz 12	71	Moderata/media	Neurosensoriale	100%
Paz 13	65	Moderata/media	Neurosensoriale	100%
Paz 14	94	Moderata/media	Mista	80%
Paz 15	78	Moderata/media	Neurosensoriale	100%
Paz 16	71	Moderata/media	Mista	100%

Il gruppo tre (tabella 7) è formato da cinque pazienti che presentano una perdita uditiva media. Tutti i pazienti presentano un *accoppiamento su misura*.

Tabella 7 – pazienti del terzo gruppo: caratteristiche audiologiche

	Età	Entità ipoacusia	Neurosensoriale Trasmissiva mista	Intellezione esame vocale
Paz 17	76	Media	Mista	100%
Paz 18	72	Media	Mista	100%
Paz 19	89	Media	Neurosensoriale	80%
Paz 20	90	Media	Neurosensoriale	90%
Paz 21	79	Media	Neurosensoriale	100%

3.4 Metodi di svolgimento dello studio:

Per assicurarsi che il paziente utilizzi correttamente l'apparecchio acustico si è eseguito un periodo di due settimane dove, attraverso almeno due controlli, si è andato a valutare:

- *Le ore di utilizzo*
- *Corretto inserimento dell'apparecchio acustico*
- *Il funzionamento corretto dell'apparecchio acustico attraverso l'orecchio elettronico*
- *Assenza di tappi di cerume o altri impedimenti che avrebbero potuto condizionare negativamente l'ascolto*

Quando, alla fine di questo periodo, è stato verificato l'utilizzo corretto dell'apparecchio acustico da parte del paziente e le prestazioni che corrispondevano alle caratteristiche tecniche rilasciate della casa madre, i pazienti sono stati sottoposti a *prove di valutazione funzionale oggettiva/soggettiva con apparecchio acustico senza la tecnologia deep learning.*

Più precisamente la scala valutativa è formata da:

- *Somministrazione di un questionario di valutazione creato per analizzare la soddisfazione generale del paziente in diversi contesti acustici.*
- *Esecuzione vocale in competizione (rumore cocktail party) senza apparecchi acustici in modalità binaurale. Verranno somministrate parole bisillabiche, dieci per lista.*
- *Esecuzione vocale in competizione (rumore cocktail party) con gli apparecchi acustici in uso in modalità binaurale.*

Per la compilazione del questionario, essendo una metodica soggettiva riguardanti dati personali, è stato necessario far firmare ai pazienti un documento informativo sul progetto della tesi, dichiarando che i loro dati verranno pubblicati in forma anonima.

Successivamente i pazienti verranno forniti di un apparecchio *acustico dotato di tecnologia deep learning*. Dal momento della prima applicazione con il nuovo apparecchio acustico alla valutazione dello stesso, sono state fatte passare almeno *due settimane*, all'interno delle quali si è portato l'apparecchio acustico a target.

Al termine di questo periodo, è stato somministrato nuovamente al campione tutte le valutazioni precedentemente fatta ad eccezione l'esame vocale senza apparecchi acustici.

QUESTIONARIO DI VALUTAZIONE DELL'APPARECCHIO ACUSTICO

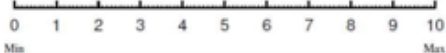
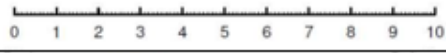


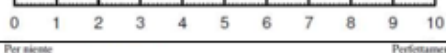
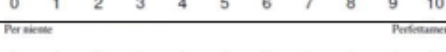

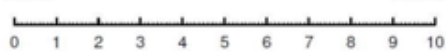


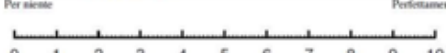

1	Quando c'è un singolo oratore, capisce quello che le viene detto?	Per niente Perfettamente  0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 Min Max
2	Riesce a seguire una discussione tra due persone?	Per niente Perfettamente  0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 Min Max
3	Se si trova in un locale rumoroso, riesce comunque a capire cosa le viene detto?	Per niente Perfettamente  0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 Min Max
4	Se è seduta in una tavola con più persone, riesce a seguire la conversazione?	Per niente Perfettamente  0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 Min Max
5	Come valuta l'ascolto della radio in macchina?	Per niente Perfettamente  0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 Min Max
6	Come valuta l'ascolto di un film in televisione?	Per niente Perfettamente  0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 Min Max
7	Riesce a sentire agevolmente al telefono?	Per niente Perfettamente  0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 Min Max
8	Se si trova in chiesa o in un teatro come valuta il suo ascolto?	Per niente Perfettamente  0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 Min Max
9	Se si trova per strada e all'improvviso passa un camion; come valuta il disagio?	Per niente Perfettamente  0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 Min Max
10	Se una persona alza la voce le dà fastidio?	Per niente Perfettamente  0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 Min Max
11	Il suono che sente dall'apparecchio acustico è naturale?	Per niente Perfettamente  0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 Min Max
12	Come valuta il suo grado di soddisfazione generale?	Per niente Perfettamente  0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 Min Max

Figura 18 – questionario di valutazione autoprodotto per l'analisi soggettiva dell'apparecchio acustico

L'immagine 18 mostra il questionario utilizzato per la valutazione soggettiva dell'AA.

Il questionario proposto sopra ha la funzione di andare ad *indagare i diversi ambienti sonori* in cui l'apparecchio può essere sottoposto. La valutazione che il paziente può dare ad ogni item va da 1 (minimo) a 10 (massimo). Per avere delle risposte più attendibili, le valutazioni si raggrupperanno nel seguente modo:

- 1-2: *per niente*, 3-5: *poco*, 6-7 *abbastanza*, 8-9: *molto*, 10: *ottimale*.

Il seguente questionario è formato da 12 domande che possono essere suddivise nel seguente modo in base al tipo di situazione:

- *Dall'item uno al quattro si valuta la percezione della voce in tutti i contesti, dal singolo oratore, fino a più persone che parlano.*
- *Dell'item cinque all'otto si valuta la capacità di percezione della voce riprodotta*
- *Dall'item nove al decimo si valuta il fastidio che può dare l'apparecchio acustico in situazioni dove ci sono stimolazioni sonore elevate*
- *L'undicesimo item valuta la qualità del suono riprodotto dall'apparecchio acustico*
- *Il dodicesimo item valuta il grado di soddisfazione generale del paziente.*

Sono stati somministrati l'uno dall'altro ad una distanza di almeno 14 giorni, quando è stato compilato per la seconda volta *non è stato dato accesso ai pazienti il primo questionario* compilato per non influenzerli sulla risposta.

L'esame vocale in competizione è stato eseguito in un ambiente silenzioso in campo libero, con un altoparlante posto frontalmente rispetto al paziente. La distanza tra la cassa e la seduta è stata costante per tutti i soggetti analizzati e corrisponde ad un metro.

L'esecuzione dell'esame è avvenuta nel seguente modo:

- Il messaggio verbale è rimasto costante per tutta la durata del test e corrisponde alla soglia di intellesione del paziente. Questo dato è stato ricavato dall'audiometria vocale classica.
- La prima lista di 10 parole viene somministrata con un rapporto segnale/rumore molto favorevole (R S/N +30, ovvero il segnale, che in questo caso corrisponde alla parola, sovrasta il rumore; cocktail party noise, di 30 dB.)
- Nelle fasi successive, il messaggio verbale resta costante mentre l'intensità del rumore competitivo viene aumentata di cinque dB per volta finché non arrivo alla soglia di detezione (rapporto S/n +25, +20, +15, +10, +5, 0, -5, -10).

Con questa prima modalità trovo una curva indicativa. Per avere dei dati più attendibili e affidabili solo per la soglia di percezione è stata applicata questa metodologia:

- Sono state eseguite variazioni di solo 1 dB in corrispondenza della soglia di percezione trovata con le variazioni di cinque dB, per trovare il rapporto segnale/rumore corretto.

4 RISULTATI

La descrizione dei risultati riportati di seguito prende inizialmente in considerazione ciascun gruppo di pazienti (creati sulle diverse perdite udite), per successivamente considerare il campione nel suo insieme.

I primi risultati riguardano i dati ottenuti dalla prima parte dello studio clinico, ovvero dai *pazienti sottoposti al test vocale in competizione senza l'ausilio di apparecchi acustici*

4.1 Risultati esami senza apparecchi acustici

4.1.1 Caratteristiche uditive del primo gruppo.

<i>Tabella 8 – Perdita uditiva gruppo uno</i>										
	125	250	500	1000	2000	3000	4000	6000	8000	PTA
	Hz	Hz	Hz	Hz	Hz	Hz	Hz	Hz	Hz	
Pz1	15	20	20	35	40	45	65	55	45	40
Pz2	10	10	20	30	35	35	45	45	70	33
Pz3	15	15	20	30	35	35	45	50	65	33
Pz4	15	20	25	35	40	45	50	50	60	38
Pz5	40	40	40	40	45	40	35	45	75	40
Pz6	30	25	35	40	55	35	35	55	45	41
Pz7	40	45	40	40	35	50	45	50	55	40
Mediana	15	20	25	35	40	40	45	50	60	40
q.inf.	15	18	20	33	35	35	40	48	50	35
q.sup.	35	33	38	40	43	45	48	53	68	40

Valori espressi in dB HL (decibel hearing level); Hz: Hertz; in giallo sono evidenziate le frequenze prese in considerazione per il calcolo della “media della soglia dei toni puri”, PTA: media della soglia dei toni puri (500, 1000, 2000, 4000 Hz); q.inf.: quartile inferiore; q.sup.: quartile superiore.

In tabella 8 sono riportate le perdite uditive dei sette pazienti misurate in cuffia con tono “pulsato”. La mediana della perdita uditiva dei pazienti che

compongono il primo gruppo è riferibile ad una perdita lieve moderata. La mediana del PTA (500, 1000, 2000, 4000 Hz) globale del *primo gruppo* risulta pari a 40 dB HL (*quartile inferiore: 35 dB HL, quartile superiore: 40 dB HL*).

In tabella 9 sono riportati i risultati ottenuti dal test dell'audiometria vocale in competizione con il rumore cocktail party noise, svolto in campo libero.

Tabella 9 – rapporti S/N gruppo uno

	Detezione	Percezione	Intellezione
Pz1	0	+7	+20
Pz2	-5	+5	+15
Pz3	0	+5	+20
Pz4	+5	+11	+20
Pz5	+5	+9	+20
Pz6	0	+7	+15
Pz7	0	+5	+20
Mediana	0	+7	+20
q.inf	0	+5	+18
q.sup	+3	+8	+20

q.inf.: quartile inferiore; q.sup.: quartile superiore.

4.1.2 Caratteristiche uditive del secondo gruppo.

Tabella 10 – Perdita uditiva gruppo due										
	125	250	500	1000	2000	3000	4000	6000	8000	PTA
	Hz	Hz	Hz	Hz	Hz	Hz	Hz	Hz	Hz	
Pz8	15	25	35	35	45	55	65	70	65	45
Pz9	25	35	45	50	55	55	75	90	NR	56
Pz10	10	25	25	35	55	60	70	80	85	46
Pz11	60	55	50	45	40	35	55	45	30	48
Pz12	35	30	40	40	50	55	55	75	85	46
Pz13	5	25	30	45	55	65	70	75	70	50
Pz14	30	35	40	45	45	55	60	85	100	48
Pz15	10	15	20	50	55	70	75	85	95	50
Pz16	30	30	35	45	50	60	70	100	95	50
Mediana	25	30	35	45	50	55	70	80	85	48
q.inf.	10	25	30	40	45	55	60	75	69	46
q.sup.	30	35	40	45	55	60	70	85	95	50

Valori espressi in dB HL (decibel hearing level); NR: non rilevato; Hz: Hertz; in giallo sono evidenziate le frequenze prese in considerazione per il calcolo della “media della soglia dei toni puri”, PTA: media della soglia dei toni puri (500, 1000, 2000, 4000 Hz); q.inf.: quartile inferiore; q.sup.: quartile superiore.

In tabella 10 sono riportate le perdite uditive dei nove pazienti misurate in cuffia con tono “pulsato”. La mediana della perdita uditiva dei pazienti che compongono il secondo gruppo è riferibile ad una perdita moderata/media. La mediana del PTA (500, 1000, 2000, 4000 Hz) globale del *secondo gruppo risulta pari a 48 dB HL (quartile inferiore: 46 dB HL, quartile superiore: 50 dB HL).*

In tabella 11 sono riportati i risultati ottenuti dal test dell’audiometria vocale in competizione con il rumore cocktail party noise, svolto in campo libero.

<i>Tabella 11 – rapporti S/N gruppo uno</i>			
	Detezione	Percezione	Intellezione
Pz8	-5	4	15
Pz9	5	9	20
Pz10	0	9	20
Pz11	-5	4	15
Pz12	0	7	20
Pz13	-5	3	15
Pz14	5	11	25
Pz15	5	8	20
Pz16	-5	5	15
Mediana	0	+7	+20
q.inf	-5	4	15
q.sup	5	9	20

q.inf.: quartile inferiore; q.sup.: quartile superiore.

4.1.3 Caratteristiche uditive del terzo gruppo.

<i>Tabella 12 – Perdita uditiva del terzo gruppo</i>										
	125 Hz	250 Hz	500 Hz	1000 Hz	2000 Hz	3000 Hz	4000 Hz	6000 Hz	8000 Hz	PTA
Pz17	30	35	45	55	60	60	80	85	80	60
Pz18	15	20	35	45	50	80	105	100	95	59
Pz19	20	20	25	45	65	85	85	90	NR	55
Pz20	20	25	30	40	65	75	90	90	90	56
Pz21	10	20	20	35	65	70	100	110	NR	55
Mediana	20	20	30	45	65	75	90	90	90	56
q.inf.	15	20	25	40	60	70	85	90	85	55
q.sup.	20	25	35	45	65	80	100	100	93	59

Valori espressi in dB HL (decibel hearing level); NR: non rilevato; Hz: Hertz; PTA: media della soglia dei toni puri (500, 1000, 2000, 4000 Hz); q.inf.: quartile inferiore; q.sup.: quartile superiore.

In tabella 12 sono riportate le perdite uditive dei cinque pazienti misurate in cuffia con tono “pulsato”. La mediana della perdita uditiva dei pazienti che compongono il secondo gruppo è riferibile ad una perdita medio/grave. La mediana del PTA (500, 1000, 2000, 4000 Hz) globale del *secondo gruppo risulta pari a 56 dB HL (quartile inferiore: 55 dB HL, quartile superiore: 59 dB HL)*.

In tabella 13 sono riportati i risultati ottenuti dal test dell’audiometria vocale in competizione con il rumore cocktail party noise, svolto in campo libero.

Dal confronto delle prove acustiche fra i tre gruppi di pazienti risulta che il

Tabella 13 – rapporti S/N gruppo uno

	Detezione	Percezione	Intellezione
Paz 17	0	6	20
Paz 18	-5	5	15
Paz 19	5	9	25
Paz 20	5	8	20
Paz 21	0	6	20
Mediana	0	6	20
q.inf	0	6	20
q.sup	5	8	20

q.inf.: quartile inferiore; q.sup.: quartile superiore.

PTA è significativamente diverso nei tre gruppi, per cui sono stati correttamente assegnati i pazienti alle tre categorie di perdita uditiva: lieve/moderata, moderata/media e media/grave (fig. 19)

ANOVA a una via (Non parametrico)

Kruskal-Wallis

	χ^2	gdl	p	ϵ^2
PTA	16.737	2	<.001	0.83686
Detenzione	0.588	2	0.745	0.02938
Percezione	0.130	2	0.937	0.00648
P con aa	0.161	2	0.923	0.00806
P new aa	0.269	2	0.874	0.01345
Intellezione	0.947	2	0.623	0.04737
Int con aa	2.901	2	0.234	0.14507
Int new aa	0.361	2	0.835	0.01804

Confronto a coppie Dwass-Steel-Critchlow-Fligner

Confronti a coppie - PTA

		W	p
lieve	moderata	4.75	0.002
lieve	grave	4.06	0.011
moderata	grave	3.80	0.020

Figura 19. Analisi ANOVA (tabella 15/16) a una via non parametrico (Kruskal-Wallis). Confronto a coppie, significativo se $p < 0.05$, altamente significativo se $p < 0.01$.

Al contrario i valori di detenzione, percezione e intellesione non riportano alcuna differenza significativa tra i tre gruppi di perdita uditiva ($p > 0.05$) (dati non riportati).

4.2 Risultati esami senza apparecchi acustici, con apparecchi acustici tradizionali e con apparecchi acustici dotati di tecnologia deep learning

Nelle tabelle è stato riportato il confronto tra i risultati dei pazienti del gruppo uno, senza apparecchi, con apparecchi non dotati di deep learning e con apparecchi dotati di deep learning, andando ad evidenziare un miglioramento sia nella soglia di percezione che nella soglia di intellesione.

Nelle immagini rappresentative dello studio fatto attraverso l'audiometria vocale in competizione con rumore cocktail party noise, distinguiamo:

- *La curva blu indica l'esame svolto senza apparecchi acustici*
- *La curva verde indica l'esame svolto con apparecchi acustici non dotati di deep learning*
- *La curva arancione indica l'esame svolto con apparecchi acustici dotati di deep learning*

- GRUPPO UNO

Tabella 16 – confronto rapporto S/N senza A.A., con A.A. 1, con A.A. 2.

Gruppo 1

	Perc. S A.A.	Perc. A.A. 1	Perc. A.A. 2	Int. S A.A.	Int. A.A. 1	Int. A.A. 2
Pz1	+7	+5	+3	+20	+10	+10
Pz2	+5	+4	+2	+15	+10	+5
Pz3	+5	+4	+2	+20	+15	+10
Pz4	+11	+8	+5	+20	+15	+15
Pz5	+9	+8	+6	+20	+20	+15
Pz6	+7	+5	+2	+15	+10	+5
Pz7	+5	+3	+2	+20	+10	+10

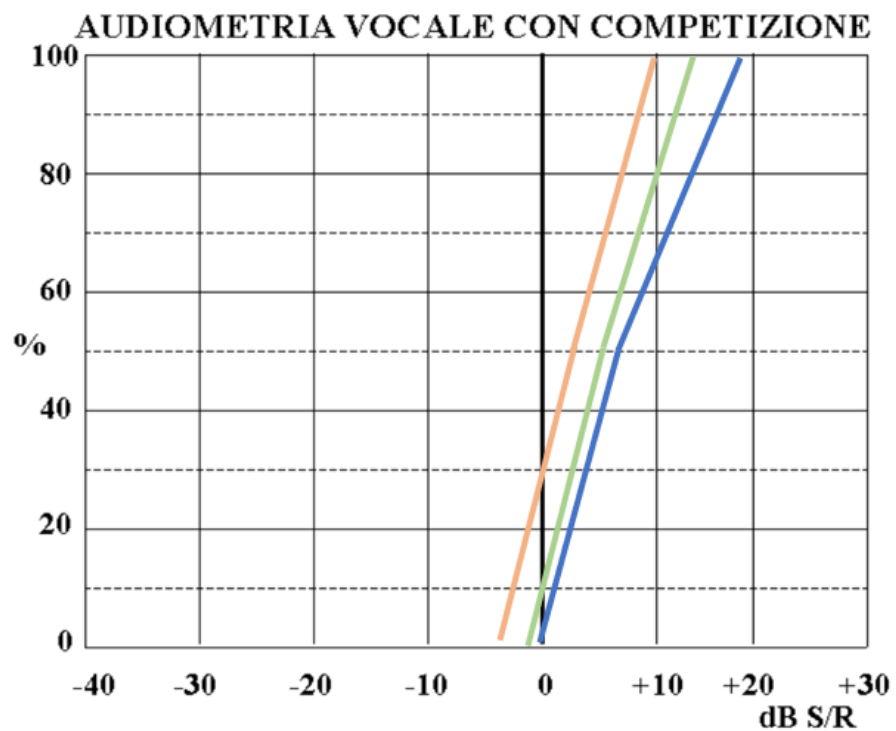


Grafico 2 – comparazione grafica senza A.A., con A.A.1, con A.A.2. Gruppo 1

L'utilizzo dell'apparecchio acustico con tecnologia deep learning permette di raggiungere una *soglia di percezione (50% delle parole comprese) media di circa +3,1 dB rapporto S/N*, rispetto ai +5,2 dB rapporto S/N ottenuti con i primi apparecchi acustici o rispetto +6.8 dB rapporto S/N ottenuti senza apparecchi acustici. L'utilizzo dell'apparecchio acustico con tecnologia deep learning permette di raggiungere una soglia di intellegibilità media di 10 dB rapporto S/N, rispetto gli apparecchi acustici precedenti (senza deep learning) che risulta di 12.9 dB rapporto S/N oppure senza apparecchi acustici 18.6 dB rapporto S/N.

Si può apprezzare anche graficamente che la curva rappresentativa dei risultati ottenuti con apparecchi dotati di deep learning, sia più tendente allo 0 rispetto alla curva in verde (apparecchi acustici tradizionali)

Successivamente ai pazienti è stato riproposto il questionario per la valutazione del comportamento dell'apparecchio acustico nelle diverse situazioni. Il questionario somministrato ha evidenziato un netto miglioramento delle prestazioni soggettive dell'apparecchio acustico, andando ad aumentare la soddisfazione generale dell'apparecchio acustico nella totalità dei pazienti del gruppo uno.

La tabella che segue mette in paragone i risultati ottenuti dai due questionari:

Tabella 17 – confronto delle risposte date ai pazienti del primo gruppo

	Valutazione A.A. 1	Valutazione A.A. 2
Percezione globale della voce	MOLTO	MOLTO
Percezione della voce riprodotta	ABBASTANZA	MOLTO
Percezione stimolazioni intense	ABBASTANZA	ABBASTANZA
Qualità del suono	ABBASTANZA	OTTIMA
Soddisfazione generale	ABBASTANZA	MOLTO

- GRUPPO 2

Tabella 18 – confronto rapporto S/N senza A.A., con A.A. 1, con A.A. 2.

Gruppo 2

	Perc. S A.A.	Perc. A.A. 1	Perc. A.A. 2	Int. S A.A.	Int. A.A. 1	Int. A.A. 2
Pz8	+4	+2	0	+15	+10	+5
Pz9	+9	+6	+4	+20	+15	+10
Pz10	+9	+7	+3	+20	+20	+10
Pz11	+4	+3	+3	+15	+15	+15
Pz12	+7	+4	+3	+20	+15	+15
Pz13	+3	+2	+1	+15	+15	+10
Pz14	+11	+9	+5	+25	+20	+15
Pz15	+8	+6	+4	+20	+15	+15
Pz16	+5	+5	+2	+15	+15	+5

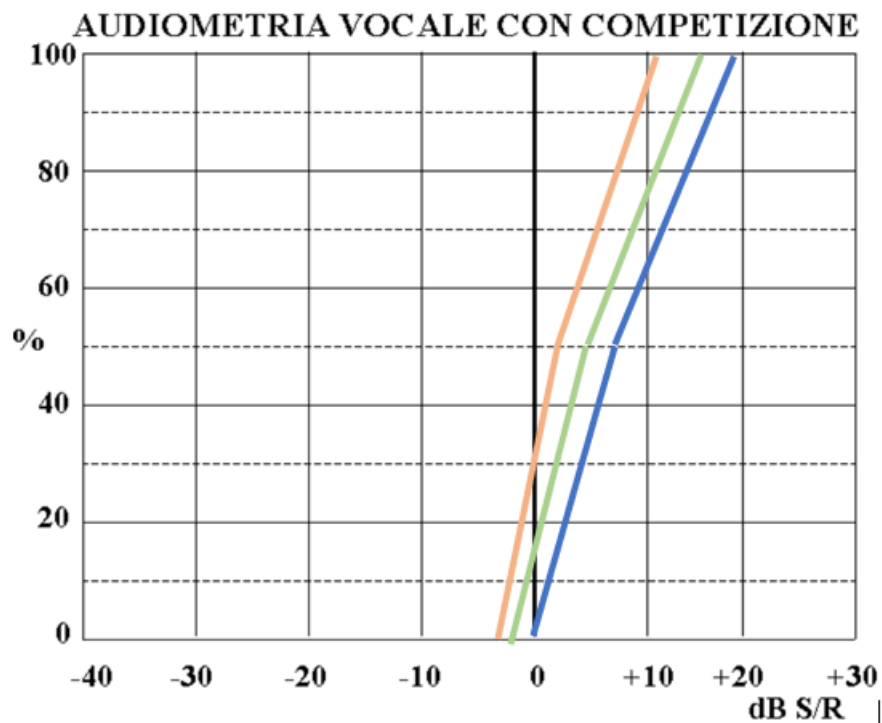


Grafico 3 – *comparazione grafica senza A.A., con A.A.1, con A.A.2. Gruppo*

L'utilizzo dell'apparecchio acustico con tecnologia deep learning (colonna in arancione) permette di raggiungere una *soglia di percezione (50% delle parole comprese) media di circa +2,7 dB rapporto S/N*, rispetto ai +4,8 dB rapporto S/N ottenuti con i primi apparecchi acustici o rispetto +6,7 dB rapporto S/N ottenuti senza apparecchi acustici.

L'utilizzo dell'apparecchio acustico con tecnologia deep learning permette di raggiungere una soglia di intellegibilità media di 11.1 dB rapporto S/N, rispetto gli apparecchi acustici precedenti (senza deep learning) che risulta di 15.6 dB rapporto S/N oppure senza apparecchi acustici 18.3 dB rapporto S/N.

Grafico 3 – *comparazione grafica senza A.A., con A.A.1, con A.A.2. Gruppo 2*

Anche in questo caso, come per il gruppo uno, si può apprezzare che la curva rappresentativa dei risultati ottenuti con apparecchi dotati di deep learning, sia più tendente allo 0 rispetto alla curva in verde (apparecchi acustici tradizionali), ottenendo quindi risultati migliori. Successivamente ai pazienti è stato riproposto il questionario per la valutazione del comportamento dell'apparecchio acustico nelle diverse situazioni.

<i>Tabella 19 – confronto delle risposte date ai pazienti del gruppo 2</i>		
	Valutazione A.A. 1	Valutazione A.A. 2
Percezione globale della voce	MOLTO	OTTIMA
Percezione della voce riprodotta	ABBASTANZA	MOLTO
Percezione stimolazioni intense	POCO	MOLTO
Qualità del suono	ABBASTANZA	OTTIMA
Soddisfazione generale	ABBASTANZA	MOLTO

Il questionario somministrato ha evidenziato un netto miglioramento delle prestazioni soggettive dell'apparecchio acustico, il parametro che ha riscontrato un miglioramento significativo è sicuramente quello riguardante le stimolazioni intense, dove, a detta dei pazienti, l'apparecchio acustico dotato di deep learning ha delle capacità molto maggiori di adattarsi al contesto in cui ci si trova. L'intero gruppo nota un netto miglioramento soggettivo nell'utilizzo del secondo apparecchio acustico.

- GRUPPO 3

Tabella 20 – confronto rapporto S/N senza A.A., con A.A. 1, con A.A. 2.

	Perc. S A.A.	Perc. A.A. 1	Perc. A.A 2	Int. S A.A.	Int. A.A. 1	Int. A.A. 2
Pz17	+6	+4	+3	+20	+20	+15
Pz18	+5	+4	+2	+15	+10	+5
Pz19	+9	+7	+5	+25	+20	+15
Pz20	+8	+6	+5	+20	+15	+10
Pz21	+6	+5	+2	+20	+15	+10

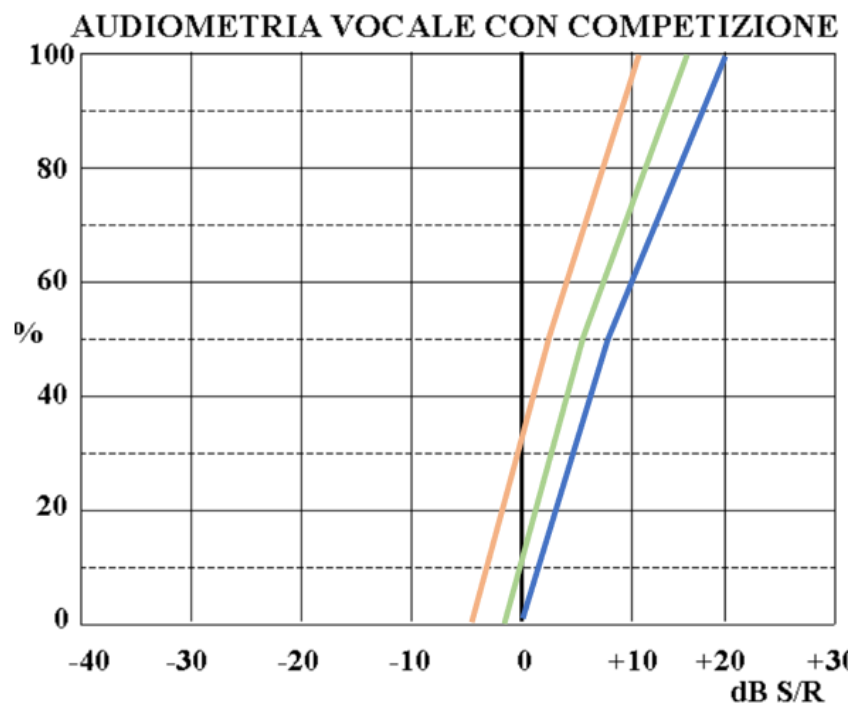


Grafico 4 – comparazione grafica senza A.A., con A.A.1, con A.A.2. Gruppo

L'utilizzo dell'apparecchio acustico con tecnologia deep learning (colonna in arancione) permette di raggiungere una *soglia di percezione (50% delle parole comprese) media di circa +3,4 dB rapporto S/N*, rispetto ai +5,2 dB rapporto S/N ottenuti con i primi apparecchi acustici o rispetto +6,8 dB rapporto S/N ottenuti senza apparecchi acustici.

L'utilizzo dell'apparecchio acustico con tecnologia deep learning permette di raggiungere una soglia di intellegibilità media di 11 dB rapporto S/N, rispetto gli apparecchi acustici precedenti (senza deep learning) che risulta 16 dB rapporto S/N oppure senza apparecchi acustici 20 dB rapporto S/N. In figura si può apprezzare come anche nell'ultimo gruppo, le prestazioni migliore si sono ottenute utilizzando l'apparecchio acustico dotato di deep learning.

Successivamente ai pazienti è stato riproposto il questionario per la valutazione del comportamento dell'apparecchio acustico nelle diverse situazioni. La tabella che segue mette in paragone i risultati ottenuti dai due questionari:

Tabella 21 – confronto delle risposte date ai pazienti del gruppo 3

	Valutazione A.A. 1	Valutazione A.A. 2
Percezione globale della voce	ABBASTANZA	MOLTO
Percezione della voce riprodotta	ABBASTANZA	ABBASTANZA
Percezione stimolazioni intense	POCO	ABBASTANZA
Qualità del suono	POCO/ABBASTANZA	MOLTO
Soddisfazione generale	ABBASTANZA	MOLTO

La tabella evidenzia il miglioramento delle sensazioni soggettive del comportamento degli apparecchi acustici per il paziente. È evidente il

miglioramento riscontrato dai pazienti, specialmente per quanto riguarda la qualità del suono.

In tutti i tre sottogruppi presi in considerazione, i benefici dell'uso dell'apparecchio acustico dotato di deep learning, rapportati con l'apparecchio acustico dei pazienti all'interno del campione, hanno evidenziato un miglioramento sull'intellezione e percezione del parlato con il rumore:

- *il primo gruppo* ha avuto un miglioramento di **-2,1 dB** rapporto segnale/rumore, (5,2 dB S/N A.A.1, 3,1 dB S/N A.A.2)
- *il secondo gruppo* ha avuto un miglioramento di **-2,1 dB** rapporto segnale/rumore, (4,8 dB S/N A.A.1, 2,7 dB S/N A.A.2)
- *il terzo gruppo* ha avuto un miglioramento di **-1,8 dB** rapporto segnale/rumore, (5,2 dB S/N A.A.1, 3,4 dB S/N A.A.2)

un miglioramento sull'intellezione:

- *il primo gruppo* ha avuto un miglioramento di **-2,9 dB** rapporto segnale/rumore, (12,9 dB S/N A.A.1, 10 dB S/N A.A.2)
- *il secondo gruppo* ha avuto un miglioramento di **-4,5 dB** rapporto segnale/rumore, (11,1 dB S/N A.A.1, 15,6 dB S/N A.A.2)
- *il terzo gruppo* ha avuto un miglioramento di **-5 dB** rapporto segnale/rumore, (11 dB S/N A.A.1, 16 dB S/N A.A.2)

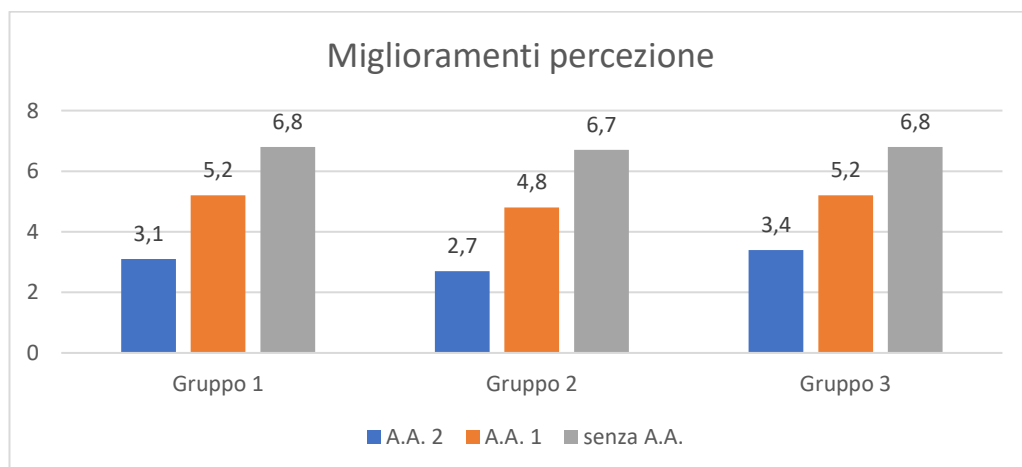


Grafico 5 – visualizzazione grafica dei miglioramenti rapporto S/N percezione

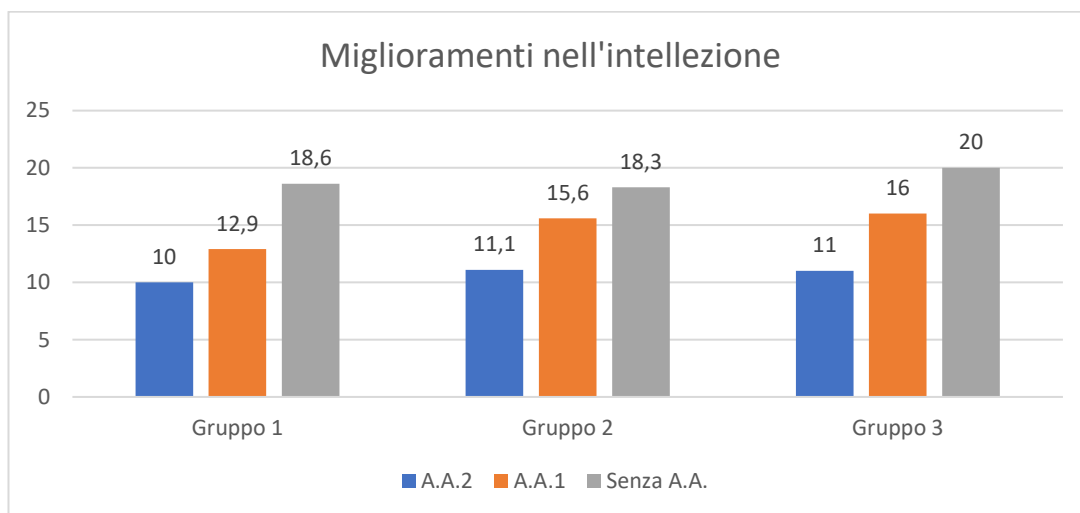


Grafico 6 – Visualizzazione grafica dei miglioramenti rapporto S/N intellesione

Considerando il campione nella sua interezza, si riscontra un miglioramento medio nella percezione di 2 dB rapporto S/N, e un miglioramento medio dell'intellezione di 4,1 dB rapporto S/N.

Ovviamente per come è stato strutturato l'esame, i dati che hanno più rilevanza sono quelli della percezione, visto che le variazioni del rapporto segnale rumore sono state fatte un dB per volta, mentre la soglia di intellesione è stata rilevata attraverso variazioni di 5 dB per volta.

Per quanto riguarda la percezione personale di un paziente dell'apparecchio acustico, il questionario ha evidenziato un miglioramento molto importante tra i due apparecchi acustici testati, le differenze principali comunicate dai pazienti al momento della somministrazione del questionario per la seconda volta, riguardavano la qualità del suono e una percezione della voce migliorata nella maggior parte dei contesti, andando a portare il grado di soddisfazione dell'apparecchio acustico ad un livello più alto.

Per evidenziare se vi sono delle significatività statistiche nel confronto fra le medie ottenute nella capacità di percezione ed intellesione senza indossare gli apparecchi acustici, con apparecchi acustici attuali e con apparecchi acustici di nuova concezione, è stata applicata l'analisi ANOVA non parametrica per misure ripetute (Friedman). Sia considerando l'intero campione di pazienti che suddividendoli per gruppo di perdita uditiva si notano delle differenze significative (figura 19)

χ^2	gdl	p
41.0	2	< .001

χ^2	gdl	p
35.0	2	< .001

Confronti a Coppie (Durbin-Conover)

	Statistiche	p
Percezione - P con aa	20.2	< .001
Percezione - P new aa	40.5	< .001
P con aa - P new aa	20.2	< .001

[3]

Confronti a Coppie (Durbin-Conover)

	Statistiche	p
Intellesione - Int con aa	7.07	< .001
Intellesione - Int new aa	14.14	< .001
Int con aa - Int new aa	7.07	< .001

[3]

Descrittive

	Media	Mediana
Percezione	6.81	7
P con aa	5.10	5
P new aa	3.05	3

Descrittive

	Media	Mediana
Intellesione	18.8	20
Int con aa	14.8	15
Int new aa	10.7	10

Figura 20 - Analisi ANOVA a misure ripetute non parametrico (Friedman) considerando l'intero campione di pazienti in esame. Confronto a coppie, significativo se $p < 0.05$, altamente significativo se $p < 0.01$.

Friedman		
χ^2	gdl	p
14.0	2	< .001

Friedman		
χ^2	gdl	p
12.3	2	0.002

Confronti a Coppie (Durbin-Conover)				
			Statistiche	p
Percezione	-	P con aa	Inf	< .001
Percezione	-	P new aa	Inf	< .001
P con aa	-	P new aa	Inf	< .001

Confronti a Coppie (Durbin-Conover)				
			Statistiche	p
Intellezione	-	Int con aa	5.67	< .001
Intellezione	-	Int new aa	9.07	< .001
Int con aa	-	Int new aa	3.40	0.005

Figura 21 - Analisi ANOVA a misure ripetute non parametrico (Friedman) considerando il campione di pazienti con perdita uditiva lieve/moderata. Confronto a coppie, significativo se $p < 0.05$, altamente significativo se $p < 0.01$.

Friedman		
χ^2	gdl	p
17.0	2	< .001

Friedman		
χ^2	gdl	p
13.6	2	0.001

Confronti a Coppie (Durbin-Conover)				
			Statistiche	p
Percezione	-	P con aa	8.25	< .001
Percezione	-	P new aa	16.49	< .001
P con aa	-	P new aa	8.25	< .001

Confronti a Coppie (Durbin-Conover)				
			Statistiche	p
Intellezione	-	Int con aa	3.10	0.007
Intellezione	-	Int new aa	6.97	< .001
Int con aa	-	Int new aa	3.87	0.001

Figura 22 - Analisi ANOVA a misure ripetute non parametrico (Friedman) considerando il campione di pazienti con perdita uditiva moderata/media. Confronto a coppie, significativo se $p < 0.05$, altamente significativo se $p < 0.01$.

Friedman		
χ^2	gdl	p
10.0	2	0.007

Friedman		
χ^2	gdl	p
9.58	2	0.008

Confronti a Coppie (Durbin-Conover)				
			Statistiche	p
Percezione	-	P con aa	Inf	< .001
Percezione	-	P new aa	Inf	< .001
P con aa	-	P new aa	Inf	< .001

Confronti a Coppie (Durbin-Conover)				
			Statistiche	p
Intellezione	-	Int con aa	5.66	< .001
Intellezione	-	Int new aa	13.44	< .001
Int con aa	-	Int new aa	7.78	< .001

Figura 23 - Analisi ANOVA a misure ripetute non parametrico (Friedman) considerando il campione di pazienti con perdita uditiva media/grave. Confronto a coppie, significativo se $p < 0.05$, altamente significativo se $p < 0.01$.

5 CONCLUSIONI

Anche se i tre gruppi presentavano soglie audiometriche di entità differenti, i risultati raggiunti suggeriscono che, almeno per il caso clinico in esame, la gravità della perdita non è stato un fattore rilevante per le prestazioni finali dell'apparecchio acustico, ed è proprio per questo motivo che le valutazioni finali sullo studio non considerano i tre gruppi separatamente.

Globalmente c'è stata una soddisfazione generale soggettiva maggiore rispetto ai risultati oggettivi che si sono ottenuti attraverso l'utilizzo della vocale in competizione. I pazienti, come descritto prima, hanno avuto un miglioramento medio nella percezione di 2 dB rapporto S/N e miglioramento nell'intellezione di 4,1 dB rapporto S/N. Ovviamente questo dato dimostra una migliore prestazione dell'apparecchio acustico dotato di tecnologia deep learning rispetto al tradizionale, ma la soddisfazione generale nelle prestazioni dell'ultimo apparecchio, sono più alte rispetto alle attese basate sui dati trovati. La motivazione probabilmente è dovuta ad un miglioramento dell'apparecchio acustico a 360 gradi, ovvero un miglioramento che comprende migliore discriminazione nelle situazioni rumorose, un suono più naturale e per alcuni pazienti un aumento della comodità dato dalla batteria ricaricabile rispetto alla pila usa e getta. Questi fattori hanno comportato ad una valutazione soggettiva estremamente positiva, perché, con ogni probabilità, i pazienti hanno considerato l'insieme di questi elementi e non solo il miglioramento dato nelle situazioni complesse.

Andando a prendere come riferimento lo studio descritto sopra (40), si è ottenuto un miglioramento medio tra con e senza apparecchi acustici dotati di deep learning di 4 dB rapporto S/N considerando l'SRT, nello studio condotto da me, c'è stato un miglioramento medio di 3,7 dB rapporto S/N. escludendo tutte le variabili che sono legate al mio campione (età, perdite differenti, numero limitato di pazienti), si può affermare che un miglioramento oggettivo c'è stato, inoltre tali risultati possono essere

considerati paragonabili e molto simili a quelli riportati nel precedente studio (40).

Dall'altro lato bisogna anche evidenziare che il risultato ottenuto, per quanto statisticamente significativo, non può essere considerato migliore dal punto di vista audiologico; infatti, rispetto all'apparecchio acustico non dotato di deeplearning, l'aumento resta limitato a pochi dB nel rapporto segnale rumore, tale differenza oggettiva, anche se ottenuta in ambienti complessi, non può essere considerata un'evidenza significativa.

6 BIBLIOGRAFIA

- 1 Silvano Prosser; Alessandro Martini Argomenti di Audiologia, Omega edizioni 2013
- 2 Umberto Ambrosetti, Federica di Berardino; Luca del Bo. Audiologia Protesica, edizioni Minerva Medica
- 3 Okazawa H. et al., modificato. Co-chlear implant efficiency in pre- and postlingually deaf subjects. A study with H₂(15)O and PET. *Brain* 1996;119:1297-306
- 4 Anu Sharma, Hannah Anneli Glick: Cortical Neuroplasticity and Cognitive Function in Early-Stage, Mild-Moderate Hearing Loss: Evidence of Neurocognitive Benefit From Hearing Aid Use. (Brain and Behavior Laboratory, Department of Speech, Language, and Hearing Science, Center for Neuroscience, Institute of Cognitive Science, University of Colorado Boulder, Boulder, CO, United States)
- 5 Agrawal Y., Platz E. A., Niparko J. K. (2008). Prevalenza della perdita dell'udito e differenze per caratteristiche demografiche tra gli adulti statunitensi: dati del National Health and Nutrition Examination Survey, 1999-2004. *Arch. Intern. Med.* 168, 1522-1530. 10.1001/archinte.168.14.1522 [[PubMed](#)] [[Riferimento incrociato](#)] [[Google Scholar](#)]
- 6 Loughrey D.G., Kelly M.E., Kelley G.A., Brennan S., Lawlor B.A. Association of Age-Related Hearing Loss With Cognitive Function, Cognitive Impairment, and Dementia: A Systematic Review and Meta-analysis. *JAMA Otolaryngol. Head Neck Surg.* 2018;144:115-126. [PMC free article] [PubMed] [Google Scholar]
- 7 Deal J.A., Betz J., Yaffe K., Harris T., Purchase-Helzner E., Satterfield S., Pratt S., Govil N., Simonsick E.M., Lin FR., Health ABC Study Group Hearing Impairment and Incident Dementia and Cognitive Decline in Older

Adults: The Health ABC Study. *J. Gerontol. A Biol. Sci. Med. Sci.* 2017;72:703- 709. (PMC free article) [PubMed] [Google Scholar]

-8 Gallacher J., Ilubaera V., Ben-Shlomo Y., Bayer A., Fish M., Babisch W., Elwood P. Auditory threshold, phonologic demand, and incident dementia. *Neurology.* 2012;79:1583-1590. [PubMed] [Google Scholar]

-9 Lin ER., Metter E.J., O'Brien R.J., Resnick S.M., Zonderman A.B., Ferrucci L. Hearing loss and incident dementia. *Arch. Neurol.* 2011;68:214-220. (PMC free article) (PubMed) [Google Scholar]

-10 Markham J.A., Greenough WT. Experience-driven brain plasticity: beyond the synapse. *Neuron Glia Biol.* 2004;1:351-363. [PMC free article] [PubMed] [Google Scholar]

-11 Livingston G., Sommerlad A., Orgeta V., Costafreda S.G., Huntley J., Ames D., Ballard C., Banerjee S., Burns A., Cohen-Mansfield J. Dementia prevention, intervention, and care. *Lancet.* 2017;390:2673-2734. [PubMed] [Google Scholar]

-12 Pichora-Fuller M.K., Kramer S.E., Eckert M.A., Edwards B., Hornsby B. W., Humes L. E., Lemke U., Lunner T., Matthen M., Mackersie C.L. Hearing Impairment and Cognitive Energy: The Framework for Understanding Effortful Listening (FUEL) *Ear Hear:* 2016;37 (Suppl 1):5S-27S. [PubMed] [Google Scholar]

-13 Yu A, Liljas A (2019) La relazione tra disturbi sensoriali auto-riferiti e salute psicosociale negli anziani: uno studio di follow-up di 4 anni utilizzando lo studio longitudinale inglese sull'invecchiamento. *Salute pubblica* 169: 140–148. <https://doi.org/10.1016/j.puhe.2019.01.018>

-14 Kim SY, Kim H, Park E et al (2017) Grave deficit uditivo e rischio di depressione: uno studio di coorte nazionale. *PLoS ONE* 12(6):1–11. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0179973>

-15 Tatiana Marchese^{1,2,3}· Filipa D. Marques^{4,5}· Antonio Migueis⁶
Ricevuto: 17 dicembre 2020 / Accettato: 7 aprile 2021 / Pubblicato online:

16 aprile 2021 © L'autore/i, su licenza esclusiva di Springer-Verlag GmbH
Germania, parte di Springer Nature 2021

-16 Castiglione A, Benatti A, Velardita C et al (2016), Aging, Cognitive Decline and Hearing Loss: Effects of Auditory Rehabilitation and Training with Hearing Aids and Cochlear Implants on Cognitive Function and Depression among Older Adults. *Audiol Neurootol* 21(suppl2128).<https://doi.org/10.1159/000448350>

-17 Cudjoe TK, Roth DL, Szanton SL, Wolff JL, Boyd CM, Thorpe RJ. The epidemiology of social isolation: National Health and Aging Trends Study. *J Gerontol B Psychol Sci Soc Sci*. 2018;75(1):107–113.

-18 Wenger GC, Davies R, Shahtahmasebi S, Scott A. Social isolation and loneliness in old age: review and model refinement. *Ageing Soc*. 1996;16(3):333–358.

-19 Victor CR, Bowling A. A longitudinal analysis of loneliness among older people in Great Britain. *J Psychol*. 2012;146(3): 313–331. [PubMed: 22574423]

-20 Gerst-Emerson K, Jayawardhana J. Loneliness as a public health issue: the impact of loneliness on health care utilization among older adults. *Am J Public Health*. 2015;105(5):1013–1019. [PubMed: 25790413]

-21 Flowers L, Houser A, Noel-Miller C, et al. Medicare spends more on socially isolated older adults. *Insight on the Issues*. 2017;125.

-22 Hearing Loss, Loneliness, and Social Isolation: A Systematic Review
Aishwarya Shukla, MPH^{1,2}, Michael Harper¹, Emily Pedersen, MPH²,
Adele Goman, PhD^{2,3}, Jonathan J. Suen, AuD^{2,4}, Carrie Price, MLS⁵,
Jeremy Applebaum¹, Matthew Hoyer¹, Frank R. Lin, MD, PhD^{2,3,6},
Nicholas S. Reed, AuD^{2,3,6}. Published in final edited form as: *Otolaryngol
Head Neck Surg*. 2020 May; 162(5): 622–633.
doi:10.1177/0194599820910377.

- 23 Tun PA, McCoy S, Wingfield A. Aging, hearing acuity, and the attentional costs of effortful listening. *Psychol Aging*. 2009;24(3):761. [PubMed: 19739934]
- 24 Lin, F. R., Yaffe, K., Xia, J., Xue, Q. L., Harris, T. B., Purchase-Helzner, E., et al. (2013). Hearing loss and cognitive decline among older adults. *J. Am. Med. Assoc.* 25:173.
- 25 Loughrey, D. G., Kelly, M. E., Kelley, G. A., Brennan, S., and Lawlor, B. A. (2018). Association of age-related hearing loss with cognitive function, cognitive impairment, and dementia: a systematic review and meta-analysis. *J. Am. Med. Assoc.* 44, 115–126. doi: 10.1001/jamaoto.2017.2513
- 26 Nasreddine, Z. S., Phillips, N. A., Bedirian, V., Charbonneau, S., Whitehead, V., Collin, I., et al. (2005). The Montreal cognitive assessment, MoCA: a brief screening tool for mild cognitive impairment. *J. Am. Geriatr. Soc.* 53, 695–699. doi: 10.1111/j.1532-5415.2005.53221.x
- 27 Grigsby, J., and Kaye, K. (1996). *The Behavioral Dyscontrol Scale: Manual, 2nd Edn.* Denver, CO: Authors.
- 28 Smith, A. (1982). *Symbol Digits Modalities Test.* Los Angeles: Western Psychological Services.
- 29 Daneman, M., and Carpenter, P. A. (1980). Individual differences in working memory and reading. *J Verbal Learn. Verbal Behav.* 19, 450–466.
- 30 Smith, S. L., Pichora-Fuller, M. K., and Alexander, G. (2016). Development of the word auditory recognition and recall measure: a working memory test for use in rehabilitative audiology. *Ear Hearing* 37, e360–e376. doi: 10.1097/aud. 0000000000000329
- 31 Creating Clarity in Noisy Environments by Using Deep Learning in Hearing Aids; Asger Heidemann Andersen¹, Sébastien Santurette¹, Michael Syskind Pedersen¹, Emina Alickovic², Lorenz Fiedler², Jesper Jensen¹, Thomas Behrens¹

- 32 Nachtegaal, J., Kuik, D.J., Anema, J.R., Goverts, S.T., Festen, J.M., & Kramer, S.E. (2009). Hearing status, need for recovery after work, and psychosocial work characteristics: Results from an internet-based national survey on hearing. *International Journal of Audiology*, 48, 684-691
- 33 Ohlenforst, B., Wendt, D., Kramer, S. E., Naylor, G., Zekveld, A. A., & Lunner, T. (2018). Impact of SNR, masker type and noise reduction processing on sentence recognition performance and listening effort as indicated by the pupil dilation response. *Hearing research*, 365, 90–99.
- 34 Franck H. Matter, MD: Atlas of human anatomy six edition. Saunders Elsevier 2014
- 35 Impianti cocleari | Neuroscienze uditive (auditoryneuroscience.com)
- 36 L'illustrazione del sistema uditivo centrale dell'ascendente centrale (researchgate.net)
- 37 Sébastien Santurette & Thomas Behrens Centro per la Ricerca in Audiologia Applicata, Oticon A/S 2021
- 38 Introduzione a MoreSound Intelligence™ Product Specialist, Product Marketing Support, Oticon A/S 2021
- 39 nuovi test su Oticon More™; ridurre lo sforzo di ascolto prolungato Ricercatrice Senior, Centro Ricerche di Audiologia Applicata, Oticon A/S 2022
- 40 Diehl, P.U., Singer, Y., Zilly, H. *et al.* Ripristino dell'intelligibilità del parlato per gli utenti di apparecchi acustici con il deep learning. *Sci Rep* **13**, 2719 (2023). <https://doi.org/10.1038/s41598-023-29871-8>

RINGRAZIAMENTI

Grazie alla professoressa Astolfi e al Dr. Pisetta per avermi seguito in questi mesi aiutandomi nella realizzazione della tesi.

Grazie alla mia famiglia:

grazie mamma per esserti sempre occupata di me ed avermi seguito passo dopo passo da quando sono piccolo ad oggi. Grazie Laura per essere stata sempre al mio fianco e per aver ricoperto il difficile ruolo di sorella maggiore e infine grazie a papà che da sempre è la persona a cui aspiro, che mi ha inserito nel mondo lavorativo e che mi ha insegnato cosa significa dedizione, sacrificio e impegno.

Il grazie si espande a tutti i famigliari: nonni, zii, cugini che mi hanno visto crescere e per l'affetto che non mi hanno mai fatto mancare.

Grazie al Gruppo AudioVita che nel corso di questi tre anni e mezzo è stata la mia seconda casa. Ho avuto la possibilità, e la fortuna, di poter girare i diversi centri e di contribuire attivamente al loro sviluppo. Questo mi ha permesso di conoscere persone di grande spessore indipendentemente dal ruolo che ricoprivano all'interno dell'azienda. Citare tutti quelli che hanno contribuito alla mia formazione sarebbe impossibile, ma ci tengo comunque a menzionare chi mi ha lasciato il segno:

Un Grazie speciale va a: Claudio Pinter, Ilaria Terzo, Giulio Fiorotto, Ilaria Trevisan, Valentina Pretto, Cristian Rizzo, Stefano Laconi, Alessia De Zolt, Carolina Bortolotti, Valentina Campagnolo, Giulia Allegro, Laura Mocellin, Federica Gobbo, Roberto Boscardini e Silvia Togo.

Un grazie per la formazione e per il supporto nella stesura della tesi va anche a Massimiliano Dotti, che ha contribuito attivamente nella fornitura di materiale sul deep learning a cui ho fatto riferimento.

L'ultimo grazie va alla mia fidanzata Alessia. Grazie perché sei il mio sostegno, la mia migliore amica e il mio punto di riferimento. Grazie perché in tutto quello che faccio ho il tuo competente supporto. Grazie perché in questo anno ricco di cambiamenti, sei sempre stata l'unica certezza. Grazie perché, anche se è da poco meno di un anno che stiamo assieme, abbiamo già fatto tantissime esperienze, seppur in parte limitati dalla distanza che ci separa. Grazie perché mi hai fatto scoprire quanto può essere bello amare una persona.