



UNIVERSITÀ
DEGLI STUDI
DI PADOVA

Università degli Studi di Padova

Dipartimento di Neuroscienze – DNS

Corso di Laurea in Tecniche Audioprotesiche

Presidente Prof. Gino Marioni

I benefici del sistema CROS: analisi della letteratura

Relatore:

Dott.ssa Vecchini Sara

Laureanda:

Santonico Barbara

INDICE

Abstract.....	1
INTRODUZIONE.....	2
Ipoacusia monolaterale, asimmetrica e SSD.....	2
Eziologia.....	4
Difficoltà della SSD: localizzazione e intelligibilità.....	6
Localizzazione spaziale della fonte sonora.....	7
Intelligibilità verbale.....	9
Soluzioni.....	10
Contralateral Routing of Signal (CROS).....	10
Dispositivi a conduzione ossea (BCD): dispositivi impiantabili.....	11
Dispositivi a conduzione ossea (BCD): dispositivi esterni.....	11
Impianto cocleare (IC).....	12
Storia dei sistemi CROS.....	13
Anni '60: le origini.....	13
Anni '70: l'innovazione Telex.....	13
Anni '00: l'evoluzione wireless.....	13
Ultimi risvolti: innovazioni e standardizzazione.....	13
CAPITOLO 1: SCOPO DELLO STUDIO.....	15
1.1 Scopo dello studio.....	15
CAPITOLO 2: MATERIALI E METODI.....	16
2.1 Materiali e metodi.....	16
CAPITOLO 3: RISULTATI.....	18
3.1 Studio 1.....	18
3.2 Studio 2.....	22
3.3 Studio 3.....	26
CAPITOLO 4: DISCUSSIONE.....	33
4.1 Localizzazione spaziale.....	34
4.2 Intelligibilità verbale.....	35
4.3 Soddisfazione del paziente.....	36
CONCLUSIONI.....	38
BIBLIOGRAFIA.....	39

ABSTRACT

La sordità monolaterale (o single-sided deafness, SSD) è una condizione frequentemente sottovalutata, caratterizzata da una perdita uditiva grave o profonda che colpisce solo un orecchio, mentre il controlaterale si presenta con una normoacusia. Questo disturbo comporta significative difficoltà nella localizzazione del suono e nell'intelligibilità verbale, con conseguenze negative sulla qualità della vita e sull'interazione sociale dei pazienti.

Questo studio si propone di esplorare i benefici apportati dall'utilizzo del sistema CROS (Contralateral Routing of Signal) nella riabilitazione di pazienti con SSD.

Attraverso un'analisi della letteratura, sono stati presi in considerazione vari studi che esaminano l'efficacia del sistema CROS in termini di localizzazione spaziale, intelligibilità verbale e benefici soggettivi.

La selezione degli articoli è stata effettuata su PubMed e limitata a studi eseguiti in ambienti controllati, con soggetti adulti (≥ 18) e con CROS abbinato ad un apparecchio acustico per conduzione aerea.

I risultati mostrano che il sistema CROS migliora significativamente la comprensione del parlato in condizioni di quiete e quando il segnale verbale è diretto verso l'orecchio ipoacusico. Tuttavia, i benefici ottenuti in termini di localizzazione del suono non sono soddisfacenti.

Nonostante le limitazioni del dispositivo, i questionari somministrati indicano un alto grado di soddisfazione da parte dei pazienti, confermando i benefici in termini di qualità della vita e riduzione dell'handicap percepito.

Le conclusioni di questo studio evidenziano l'importanza di ulteriori ricerche e innovazioni nel campo della riabilitazione uditiva, al fine di migliorare l'esperienza uditiva dei pazienti con SSD e promuovere strategie di intervento mirate e personalizzate.

INTRODUZIONE

IPOACUSIA MONOLATERALE, ASIMMETRICA E SSD

La perdita uditiva è spesso definita come una disabilità invisibile, sia per la mancanza di segni fisici lampanti, sia per lo stigma a cui è stata per molto tempo accompagnata (World Health Organization, 2021).

Attualmente, si stima che più di 1,5 miliardi di persone soffrano di un certo grado di ipoacusia, che è ritenuta la terza causa di disabilità a livello globale. Quando non viene accuratamente diagnosticata ed affrontata, la perdita uditiva, porta a ripercussioni negative sulla vita dell'individuo in ogni sua fase: dal corretto sviluppo del linguaggio in età preverbale, a difficoltà accademiche nel bambino e nel ragazzo, alla possibile mancanza di indipendenza economica nell'adulto, fino ad un più rapido decadimento cognitivo nell'anziano. Tutto questo viene irrimediabilmente accompagnato da conseguenze psicosociali per l'individuo e conseguenze economiche per la società, che si stimano essere di oltre \$980 miliardi globalmente (World Health Organization, 2021). Nonostante queste statistiche riportino già numeri importanti, vi è da considerare che spesso non risultano inclusi i casi di ipoacusia monolaterale o sordità monolaterale, in quanto restano più frequentemente non diagnosticati (Snapp & Ausili, 2020).

Generalmente, per sordità monolaterale o single-sided deafness (SSD) si intende una perdita uditiva neurosensoriale di grado grave o profondo in un orecchio, con l'orecchio controlaterale normoacusico (Katiri et al., 2020).

Per ipoacusia monolaterale si intende una perdita uditiva neurosensoriale di grado lieve o moderato in un orecchio, con l'orecchio controlaterale normoacusico (Katiri et al., 2020).

Tuttavia, al momento non esistono linee guida condivise che forniscano criteri precisi per la diagnosi di queste condizioni, quindi verranno utilizzati i criteri forniti nell'ultimo Hearing World Report: l'ipoacusia lieve presenta un Pure Tone Average (PTA) da 20 a <35dB, moderata da 35 a <50dB, moderatamente grave da 50 a <65dB, grave da 65 a <80dB, profonda da 80dB.

La mancanza di una nomenclatura standardizzata porta anche alla difficoltà di fornire una stima il più accurata possibile di quella che è l'incidenza di tali deficit che, secondo alcuni studi, sembrano colpire tra il 7,9-13,3% della popolazione (Chia et al., 2007; Agrawal et al., 2008).

Un'altra morfologia di ipoacusia meno comune è l'ipoacusia asimmetrica: colpisce il paziente bilateralmente, ma la capacità uditiva differisce molto tra le due orecchie. Anche in questo caso, non sono presenti dei criteri diagnostici condivisi ma, l'ipoacusia asimmetrica, viene spesso definita tale quando è presente una differenza interaurale del PTA di almeno 10dB HL, come suggerito da Noble & Gatehouse (2004), o quando è presente una differenza di almeno 10dB HL tra le due orecchie in almeno 2 frequenze ed il PTA dell'orecchio migliore supera i 20dB HL (European Working Group on Genetics of Hearing Impairment, 1996).

Si pensa spesso che un individuo possa condurre una vita senza ripercussioni negative contando su un solo orecchio normoacusico e questa convinzione porta molti pazienti a non ricercare una diagnosi ed una via di riabilitazione per il loro problema.

Le difficoltà acustiche in questi casi vengono spesso superate dal soggetto, che mette in atto strategie molto semplici come il chiedere all'interlocutore di spostarsi dal lato dell'orecchio migliore, il sedersi in un angolo con l'orecchio ipoacusico verso il muro così da esporre l'orecchio udente alla scena uditiva e l'utilizzare il cellulare sul lato migliore o in vivavoce. Ciò che però non viene preso in considerazione è che le disabilità causate da una perdita uditiva di questo tipo sono di ben altra portata, in quanto l'essere umano è naturalmente predisposto ad un ascolto binaurale, ossia ad un'analisi completa della scena uditiva data dall'integrazione di vari fattori provenienti da tutte le dimensioni spaziali. Si è infatti dimostrato come i pazienti con ipoacusia monolaterale o SSD possano avere difficoltà nella localizzazione dei suoni (Agterberg et al., 2012; Snapp et al., 2017) e nella comprensione verbale in ambienti rumorosi (Kitoh et al., 2022), e come tutto ciò abbia un impatto negativo sulla qualità di vita dell'individuo (Vannson et al., 2015) e porti ad un maggior isolamento sociale (Lucas et al., 2018). Se si proiettano questi aspetti sulla vita di un bambino, si può inoltre notare quanto deleteri essi possano essere sullo sviluppo cognitivo (Purcell et al., 2016), linguistico (Sangen et al., 2017) ed accademico (Kuppler et al., 2013).

Una riabilitazione appropriata è quindi fondamentale per avvicinare il più possibile il paziente ad una condizione fisiologica che gli permetta di avere piena consapevolezza dell'ambiente circostante.

EZIOLOGIA

È ampiamente dimostrato quanto l'orecchio sia un organo complesso e delicato, la cui perdita di funzionalità non dipende solo da eventi che lo riguardano strettamente. L'eziologia è molto varia e caratteristica per ogni fascia di età.

In età neonatale, i fattori genetici sono causa di più del 50% delle ipoacusie diagnosticate (Smith et al., 2005), con più di 250 geni individuati come responsabili e 11 sindromi associate, come la sindrome di Usher e la sindrome di Pendred (Carpena et al., 2018). Le perdite uditive congenite non genetiche sono invece spesso causate da infezioni virali (40%) che il feto contrae dalla madre in fase intrauterina (Cohen et al., 2014). I virus più spesso coinvolti sono il Rubella virus, il Citomegalovirus (CMV) e l'Herpes Simplex di tipo 1 e 2 (Grosse et al., 2014).

Nel periodo infantile e adolescenziale, le cause di ipoacusia diventano principalmente infettive. Prima su tutte, si stima che l'otite media (in forma suppurativa o non suppurativa) causi una perdita di udito in 98,7 milioni di persone (Global Burden of Disease, 2019). Altre infezioni comuni in questa fascia d'età sono da diversi Paramyxovirus che causano morbillo e parotite, da virus della Varicella Zoster, da Pneumococco e da Meningococco. Particolarmente lesiva per l'udito può essere lo sviluppo di meningite, infezione che potrebbe estendersi per contiguità all'orecchio interno, andando a provocare un danno alle cellule ciliate della coclea. Statisticamente, circa il 6% dei casi di ipoacusia nel bambino è conseguenza di una meningite (Smith et al., 2005).

In età adulta, il fattore più comune di perdita uditiva è la degenerazione dell'orecchio interno e delle vie uditive superiori causata dall'età. Secondo il Global Burden of Disease (2019), il 60% dei soggetti sopra i 65 anni presenta un qualche grado di presbiacusia, percentuale che aumenta con il progredire dell'età. Un altro fattore che influenza negativamente le capacità uditive nell'adulto è l'esposizione a rumori forti per un periodo

prolungato: spesso questa condizione corrisponde all'attività lavorativa dell'individuo e porta a disabilità permanente in circa il 16% dei casi (Nelson et al., 2005).

Altre cause meno frequenti di ipoacusia e fattori di rischio associati possono essere consultati nel Hearing World Report 2021 e comprendono: l'otosclerosi, l'ipoacusia neurosensoriale improvvisa, il trauma cranico, l'utilizzo di farmaci ototossici, l'utilizzo di prodotti chimici ototossici ed altre patologie dell'orecchio (es. malattia di Ménière, schwannoma vestibolare, ...).

Molti di questi fattori influiscono più spesso su entrambe le orecchie, portando quindi ad un'ipoacusia bilaterale. Per quanto riguarda la SSD, l'ipoacusia monolaterale e l'ipoacusia asimmetrica, l'eziologia è simile, tuttavia, vi è una diversa incidenza.

Uno studio condotto presso il Shinshu University Hospital (Usami et al., 2017) ha ricercato l'eziologia in diversi casi di SSD ed ipoacusia asimmetrica con esordio preverbale e postverbale.

Effettuando imaging, esami ematologici e test genetici si è riscontrato come i casi di SSD preverbale (Figura 1a) siano causati principalmente da un'ipoplasia del nervo cocleare e da infezioni congenite da Citomegalovirus o da Paramyxovirus. Altre cause minori sono le malformazioni dell'orecchio interno, la meningite ed il trauma cranico. Per molti pazienti tuttavia, non è stato possibile rilevare una causa.

I casi di ipoacusia asimmetrica (Figura 1b) sono principalmente idiopatici.

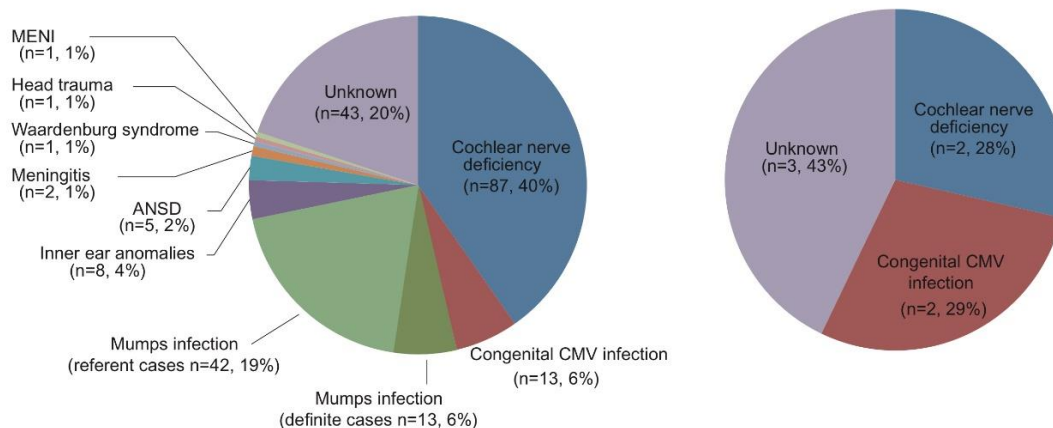


Figura 1a. Cause di SSD congenita/ad esordio preverbale (Usami et al., 2017).

Figura 1b. Cause di ipoacusia asimmetrica congenita/ad esordio preverbale (Usami et al., 2017).

Per quanto riguarda la SSD ad esordio postverbale (Figura 2a), la diagnosi più comune risulta essere quella di ipoacusia neurosensoriale idiopatica mentre, in misura minore, si riscontra essere una conseguenza di otite media, tumori dell'angolo pontocerebellare traumi cranici o altre cause visibili nel grafico.

L'ipoacusia asimmetrica postverbale (Figura 2b) presente cause ed incidenze molto simili alla SSD.

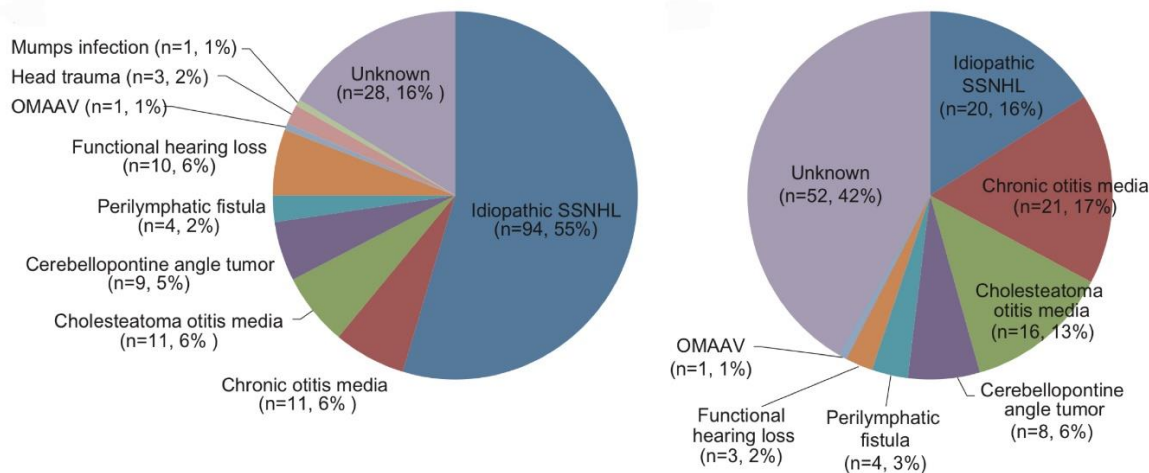


Figura 2a. Cause di SSD postverbale (Usami et al., 2017).

Figura 2b. Cause di ipoacusia asimmetrica postverbale (Usami et al., 2017).

Comprendere l'eziologia dell'ipoacusia rappresenta un fattore cruciale per poter guidare il paziente verso un'adeguata scelta della riabilitazione uditiva e, conoscerne l'incidenza a livello statistico, aiuta i professionisti a formulare una più rapida diagnosi.

DIFFICOLTÀ DELLA SSD: LOCALIZZAZIONE E INTELLIGIBILITÀ

Come anticipato, le difficoltà uditive che un paziente con SSD deve affrontare sono spesso sottostimate. La compensazione del deficit, infatti, richiede che il soggetto compia uno sforzo maggiore per analizzare correttamente la scena uditiva, soprattutto se complessa. Più questa condizione si protrae nel tempo, più è possibile che si instauri un affaticamento dell'udito, ossia *“the extreme tiredness resulting from effortful listening”*, come definito da McGarrigle et al. (2014). Misurando la fatica uditiva attraverso il questionario FAS (Fatigue Assessment Scale, Michielsen et al. 2004), è stato visto come soggetti affetti da SSD siano sottoposti ad uno sforzo significativamente maggiore

rispetto a soggetti normoudenti e, circa il 22% di essi, abbiano riportato di ritrovarsi in condizioni di estremo affaticamento (Alhanbali et al., 2017).

Localizzazione spaziale della fonte sonora

Un altro aspetto noto in cui i pazienti con SSD presentano numerose difficoltà è la localizzazione del suono.

La percezione spaziale, in cui l'udito gioca un ruolo fondamentale, è definibile come multisensoriale e multiforme (Snapp & Ausili, 2020). I segnali uditivi sono in continua variazione in termini di frequenza, intensità e tempo e, quanto più complesso sarà l'ambiente in cui ci si trova, tanto più questi aspetti si sovrapporranno. Per questo motivo è importante comprendere quanto l'udito non si limiti solo alla percezione dei suoni, ma anche alla loro corretta decodifica. Per fare ciò, il sistema uditivo si basa contemporaneamente su modalità di ascolto monoaurale e binaurale.

L'ascolto monoaurale, quindi attraverso un solo orecchio, fornisce informazioni sull'altezza della fonte sonora rispetto al piano: grazie alla sua particolare forma, il padiglione auricolare funge da risonatore e, in base all'elevazione della fonte sonora, è possibile individuare determinate frequenze di risonanza (Wright & Hebrank, 1974) (Fig. 3).

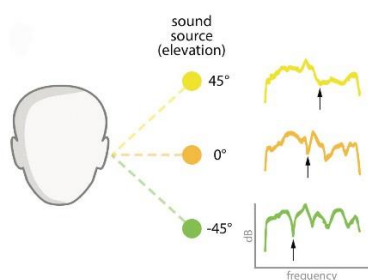


Figura 3. Illustrazione dell'ascolto monoaurale a diverse altezze. Le frecce nere indicano la frequenza di risonanza dell'elevazione corrispondente (Snapp & Ausili, 2020).

L'ascolto binaurale integra le informazioni che giungono ad entrambe le orecchie: questi segnali differiscono per tempo di arrivo (ITD; Interaural Timing Difference) ed intensità (ILD, Interaural Level Difference).

L'ITD è maggiore per le frequenze inferiori a 1000Hz. Un suono presentato ad un azimut di 0°, quindi frontalmente al soggetto, ha un ITD di 0µs, che aumenta quando la fonte

sonora si sposta sul piano orizzontale. L'ITD maggiore lo si raggiunge ad un azimut di circa 90° , dove può arrivare a $600\mu\text{s}$ (Wightman & Kristler, 1992).

Allo stesso modo, il suono sarà percepito con maggior intensità all'orecchio più vicino alla fonte sonora. L'ILD sarà minimo ad un azimut di 0° , mentre sarà maggiore allo spostamento della fonte sonora sul piano orizzontale (Blauert, 1997).

Queste variazioni sono dovute all'effetto ombra del capo: la testa del soggetto si comporta come una vera e propria barriera fisica che, in base alla frequenza ed alla posizione della fonte sonora, può attenuare un segnale acustico di anche 20dB (Middlebrooks & Green, 1991) (Fig. 4). Le frequenze gravi, essendo caratterizzate da una lunghezza d'onda maggiore, sono in grado di aggirare il capo ed essere percepite anche dall'orecchio più lontano dalla fonte sonora. Le frequenze acute al contrario, avendo una lunghezza d'onda ridotta, non sono in grado di aggirare il capo ed arrivare all'orecchio più distante.

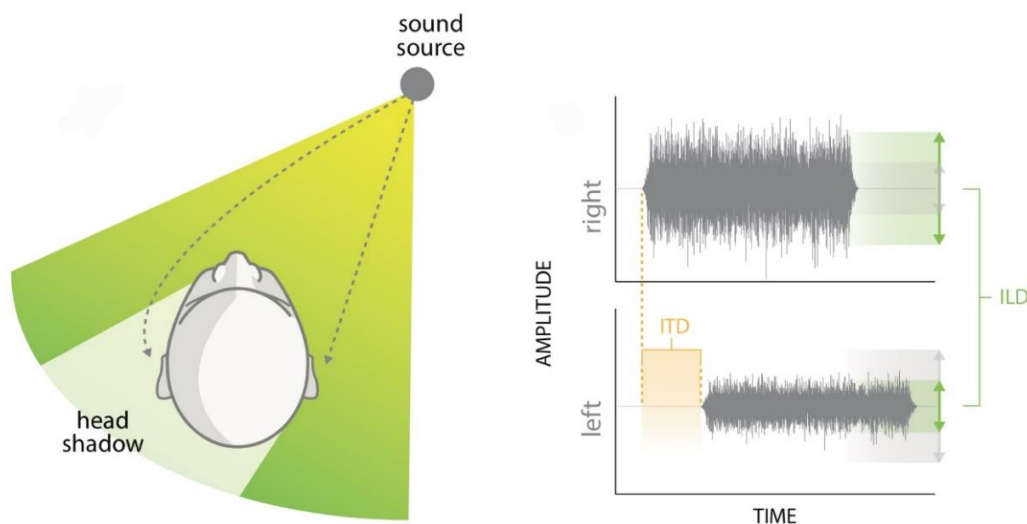


Figura 4. Illustrazione dell'effetto ombra del capo con fonte sonora spostata verso destra. Nel grafico, ITD ed ILD differenti per le due orecchie (Snapp & Ausili, 2020).

Quando vi sono due segnali acustici provenienti da posizioni diverse, l'ascoltatore può trarre beneficio dall'effetto ombra esponendo un orecchio al messaggio sonoro principale e lasciando che il capo attenui il rumore di fondo: così facendo si migliora il rapporto segnale-rumore e l'ascolto risulta più agevole anche in ambienti rumorosi.

Un altro beneficio dell'ascolto binaurale è l'effetto squelch, cioè la capacità del sistema uditivo di integrare i segnali che giungono alle due orecchie e, approfittando della differenza di ampiezza e di fase tra i due, sopprime il rumore in competizione.

Grazie all'integrazione dei vari sistemi dell'ascolto binaurale è possibile ottenere un miglioramento di 4-10dB del messaggio verbale in ambienti acusticamente complessi (Hawley et al., 2004).

Intelligibilità verbale

Queste strategie non sono però accessibili a coloro con SSD, che saranno quindi costretti ad affidarsi unicamente all'ascolto monoaurale. Non potendo approfittare del miglioramento del rapporto segnale-rumore, questi pazienti avranno una ridotta intelligibilità verbale nel rumore.

Quando il messaggio arriva dalla direzione dell'orecchio anacusico, la discriminazione delle parole sarà ulteriormente danneggiata, soprattutto se sono presenti fonemi acuti (Agterberg et al., 2014). Come evidenziato nella Figura 5 (Snapp & Ausili, 2020), le parole "Hat" e "Sat" formano una coppia minima la cui caratteristica distintiva è il fonema iniziale. Quando presentate sul lato dell'orecchio danneggiato (azimut di 90°), le parole verranno percepite dall'orecchio controlaterale (azimut di -90°) ma, per effetto ombra del capo, i fonemi distintivi saranno mascherati ed il paziente non sarà in grado di percepirne la differenza.

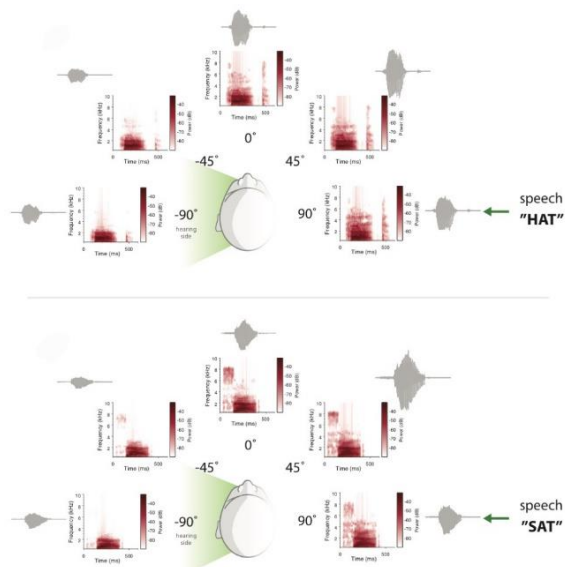


Figura 5. Spettrogrammi della parola "Hat" e "Sat" a diversi azimut (Snapp & Ausili, 2020).

Per quanto riguarda la localizzazione del suono, è stato visto come alcuni pazienti con SSD siano in grado di adattarsi e sfruttare l'ascolto monoaurale al meglio: questi si basano sulle variazioni di intensità date dall'effetto ombra del capo che, insieme alla capacità intrinseca di individuare l'elevazione della fonte sonora, forniscono informazioni sufficienti per dedurre la posizione di provenienza del suono (Wanrooij & Opstal, 2004). Tuttavia, i risultati ottenibili attraverso questa strategia non sono molto accurati, ancor più se l'ambiente circostante è acusticamente complesso.

SOLUZIONI

Contralateral routing of signal (CROS)

Le soluzioni convenzionali per la riabilitazione uditiva dell'ipoacusia monolaterale (SSD) spesso comportano il reindirizzamento del segnale uditivo dall'orecchio affetto a quello sano per facilitare l'elaborazione del suono. I dispositivi CROS rappresentano un approccio non chirurgico e poco invasivo (Fig. 6). Questi apparecchi acustici consistono in un microfono e un trasmettitore nell'orecchio compromesso, che trasmettono il suono all'orecchio funzionante tramite cavo o wireless (Choi et al., 2019). Nei casi di perdita uditiva asimmetrica, l'apparecchio sull'orecchio migliore può fornire amplificazione oltre all'input CROS, creando una configurazione nota come BiCROS, raccomandata per persone con perdita uditiva da lieve a moderata nell'orecchio migliore (Valente & Oeding, 2015).

Recentemente, è stata proposta una nuova tecnologia per soggetti con SSD che soffrono di acufeni nell'orecchio peggiore. Questo dispositivo combina la capacità di reindirizzare il suono dall'orecchio peggiore a quello migliore (sistema CROS) con la stimolazione bilaterale tramite amplificazione convenzionale (StereoBiCros), riducendo l'handicap e la loudness dell'acufene. Sebbene non sia chiaro, l'effetto positivo del sistema StereoBiCros sull'acufene, è probabilmente dovuto al mascheramento prodotto dalla stimolazione acustica dell'orecchio peggiore (Portier et al., 2023).

Le evidenze suggeriscono che i dispositivi CROS riducono gli effetti negativi dell'ombra acustica del capo, migliorando la consapevolezza del suono e il rapporto segnale-rumore

(SNR) quando i suoni sono diretti verso l'orecchio compromesso (Gelfand, 1979; Snapp, 2017). Il design piccolo e discreto dei moderni apparecchi CROS e BiCROS wireless è un vantaggio aggiuntivo che influisce sull'accettazione di questa soluzione. Dal punto di vista tecnico, questi dispositivi sono facili da gestire, soprattutto nei pazienti con SSD, dove non c'è una perdita uditiva controlaterale e quindi non sono necessarie strategie di fitting sofisticate (Snapp, 2017).

Dispositivi a conduzione ossea (BCD): dispositivi impiantabili

I dispositivi a conduzione ossea (BCD) trasmettono segnali dall'orecchio con SSD a quello migliore tramite conduzione ossea, bypassando il percorso della conduzione aerea (Barbara et al., 2019). Le onde sonore vengono trasformate in vibrazioni meccaniche attraverso il contatto diretto con il cranio, che ne facilita il trasporto fino all'orecchio interno controlaterale (Fig. 6). Questi dispositivi possono essere percutanei, collegati al cranio tramite un perno osteointegrato, o transcutanei, impiantati sotto la cute e poggiati sull'osso.

Tuttavia, i dispositivi impiantabili possono portare a complicazioni dovute alla presenza di un corpo estraneo come reazioni cutanee, formazione di tessuto di granulazione, cheloidi e infezioni dei tessuti molli (Mohamad et al., 2016).

È stato dimostrato che i BCD migliorano la percezione del suono proveniente dal lato compromesso, ma non ripristinano l'udito binaurale (Peters et al., 2015).

Dispositivi a conduzione ossea (BCD): dispositivi esterni

Per soggetti non candidabili alla chirurgia o non interessati alle soluzioni chirurgiche, sono disponibili i dispositivi esterni a conduzione ossea (Fig.6). Questi trasmettono le vibrazioni sonore attraverso la cute e possono essere fissati tramite fasce, adesivi od occhiali. Tuttavia, sono meno efficaci dei sistemi osteointegrati a causa dell'attenuazione del segnale causato dalla pelle e dai tessuti molli interposti tra il vibratore ed il cranio, specialmente alle alte frequenze. Inoltre, il loro uso potrebbe essere limitato durante la giornata a causa del disagio che il paziente avverte, causato dalla pressione che il dispositivo deve esercitare sulla cute (Bento et al., 2015; Ellsperman, et al., 2021).

Alcuni studi hanno dimostrato che circa il 70% dei pazienti si dicono soddisfatti dell'utilizzo di dispositivi a conduzione ossea, sebbene non vi siano stati miglioramenti nella percezione verbale nel rumore ed un parziale beneficio nella localizzazione dello stimolo acustico (Mertens et al., 2018).

Impianto cocleare (IC)

Un impianto cocleare (IC) è un dispositivo elettronico impiantato chirurgicamente che, attraverso l'inserimento di un array di elettrodi all'interno della coclea, stimola le fibre nervose del nervo cocleare bypassando le parti danneggiate dell'orecchio (Fig.6).

Nei casi di SSD, l'IC è stato inizialmente proposto come trattamento per l'acufene grave mentre, al momento, ha assunto un ruolo di standard clinico (Pantaleo et al., 2024). Tuttavia, non tutti i pazienti con SSD ne possono beneficiare in quanto il suo funzionamento è strettamente legato all'integrità della coclea e del nervo cocleare (Vesseuer et al., 2018). Inoltre, il paziente deve essere sottoposto ad un'importante operazione chirurgica, quindi è necessario che il soggetto rispetti i criteri clinici necessari a sostenerla.

Il beneficio apportato dall'IC è molto soggettivo e dipendente da vari fattori come il posizionamento dell'array, l'età del paziente (Dillon et al., 2022) e la durata dell'ipoacusia. Tuttavia, una meta-analisi ha dimostrato la presenza di outcome significativamente positivi in vari ambiti tra cui: riduzione dell'acufene, percezione del parlato, localizzazione del suono e qualità della vita (Oh et al., 2023).

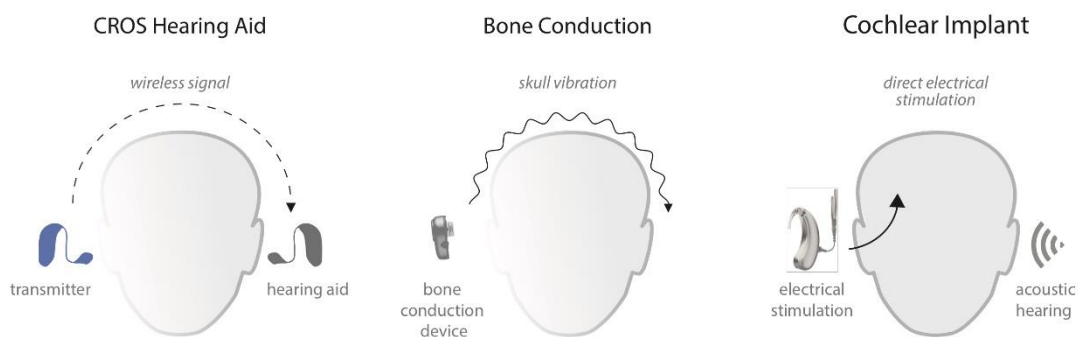


Figura 6. Illustrazione della modalità di funzionamento del sistema CROS, dell'apparecchio acustico per via ossea e dell'impianto cocleare (Snapp & Ausili, 2020).

STORIA DEI SISTEMI CROS

Anni '60: le origini

Il concetto di reindirizzamento controlaterale del segnale acustico (CROS) ha le sue radici negli anni '60. Nel 1964, Harry Teder della Telex Corporation brevettò un sistema che utilizzava un "tubo sonoro" per trasferire il suono da un orecchio all'altro. Sebbene questo brevetto non menzionasse l'uso di un microfono sull'orecchio opposto, segnò l'inizio dello sviluppo dei sistemi CROS. L'anno seguente, nel 1965, Harford e Barry introdussero ufficialmente gli apparecchi acustici CROS e BiCROS, che utilizzavano un microfono per captare i suoni dall'orecchio non funzionante e trasmetterli all'orecchio funzionante (Harford & Barry, 1965)

Anni '70: l'innovazione Telex

Nel 1975, la Telex Corporation introdusse un sistema wireless integrato negli occhiali, che fu accolto con successo. Questo sviluppo ha rappresentato un significativo passo avanti nell'implementazione pratica della tecnologia CROS, rendendo più conveniente e discreto l'uso di tali dispositivi.

Anni '00: l'evoluzione wireless

Il successivo progresso si verificò nel 2004, quando Siemens introdusse la tecnologia wireless *ear-to-ear*, chiamata e2e. Questo sistema permetteva agli utenti di controllare simultaneamente entrambi gli apparecchi acustici. Inizialmente, la tecnologia e2e consentiva l'invio di istruzioni da un apparecchio all'altro, inclusa la regolazione delle caratteristiche di compressione e delle impostazioni direzionali. Successivamente, furono aggiunte funzionalità che permettevano di regolare il volume su entrambi gli apparecchi con un solo comando, migliorando ulteriormente l'esperienza dell'utente.

Ultimi risvolti: innovazioni e standardizzazione

Negli ultimi anni, la tecnologia wireless è diventata uno standard nell'industria degli apparecchi acustici. Le innovazioni hanno permesso la trasmissione non solo di poche

informazioni, ma dell'intero spettro sonoro da un apparecchio all'altro, consolidando ulteriormente il concetto di CROS e BICROS.

Le configurazioni sono ora ottenibili semplicemente tramite software di programmazione: per la prima, il ricevitore dell'apparecchio sull'orecchio anacusico viene disattivato ed il segnale, captato del microfono, inviato verso l'apparecchio controlaterale, il cui microfono sarà spento. Nella seconda configurazione, entrambi i microfoni rimangono attivi. Questa evoluzione ha eliminato la necessità di componenti progettati specificamente per CROS/BICROS, rendendo la configurazione più semplice e accessibile.

CAPITOLO 1

SCOPO DELLO STUDIO

1.1 SCOPO DELLO STUDIO

Lo scopo di questo studio è valutare i benefici dell'utilizzo del sistema CROS per pazienti con sordità monolaterale, con un focus sulla localizzazione spaziale, sull'intelligibilità verbale e la soddisfazione soggettiva del paziente.

CAPITOLO 2

MATERIALI E METODI

2.1 MATERIALI E METODI

Lo studio è stato eseguito analizzando la letteratura disponibile in materia di sistemi CROS.

La ricerca è stata svolta su PubMed (<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/>).

Inserendo “Contralateral Routing Of Signal” come parola chiave si ottengono 113 risultati (Fig.7), lavori pubblicati tra il 1965 ed il 2024. Restringendo la ricerca agli ultimi 20 anni si scende a 97 studi.

Al fine di ottenere dati comparabili, si è proceduto ad una scrematura di questi studi secondo delle precise caratteristiche: il sistema CROS deve essere abbinato ad un apparecchio acustico per conduzione aerea, i test devono essere stati eseguiti in un ambiente controllato come una cabina silente, i soggetti presi in esame devono essere adulti (≥ 18) e devono presentare un’ipoacusia monolaterale. Inoltre, gli studi devono aver analizzato gli stessi ambiti del presente lavoro, quindi i benefici in termini di intelligibilità verbale, localizzazione spaziale e soddisfazione del paziente.

Seguendo questi parametri, 32 studi sono stati esclusi perché riguardanti l’utilizzo del sistema CROS in associazione all’impianto cocleare, 12 per l’associazione con apparecchi acustici per conduzione ossea e 31 articoli non sono stati ritenuti idonei perché non avevano come obiettivo la misurazione dei benefici dati dal sistema CROS.

Sebbene i rimanenti 22 studi presentino uno scopo in linea con quello di questo lavoro, è stata necessaria un’ulteriore selezione riguardante i partecipanti ed i metodi. Sono stati quindi esclusi quelli presentanti soggetti pediatrici e condizioni di test non controllate, come ambienti scolastici.

Gli studi che presentano tutte le caratteristiche richieste sono risultati essere 3, presentati nel capitolo seguente.

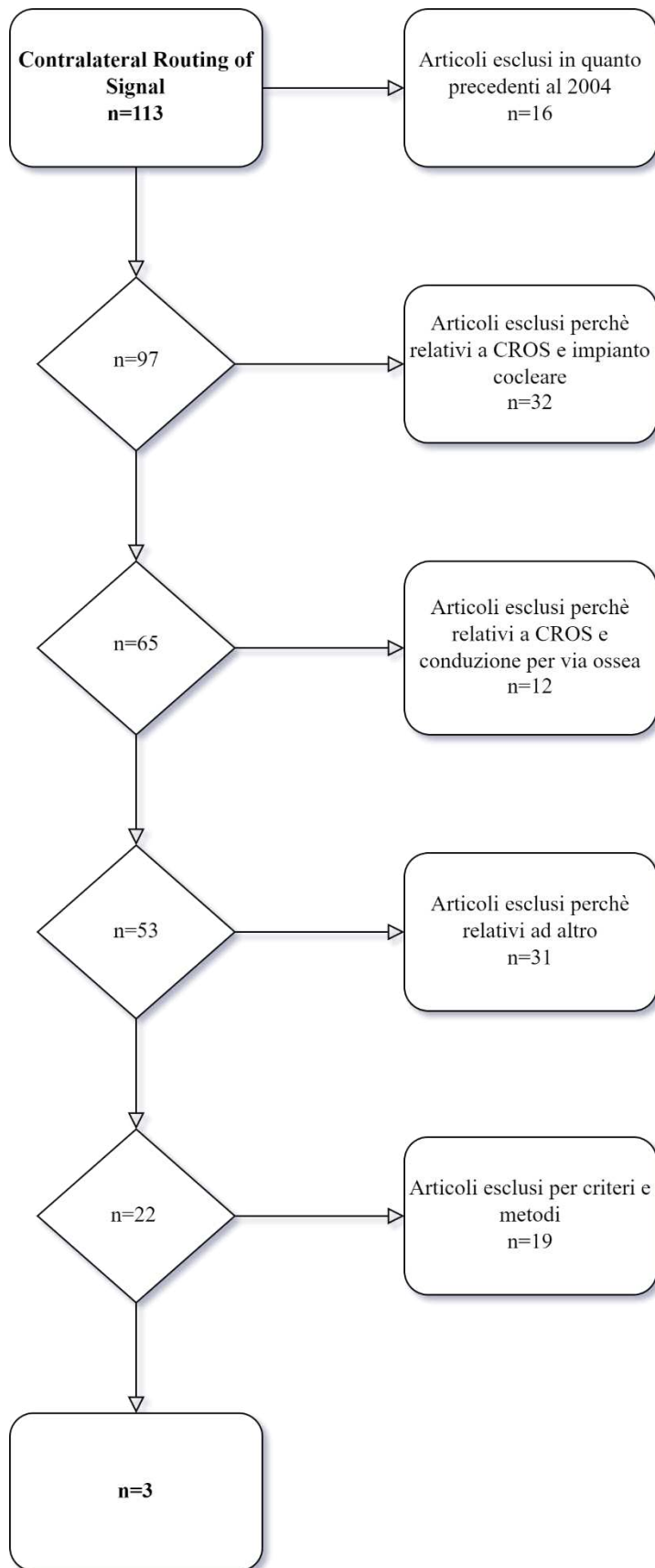


Figura 7. Flow chart del processo di selezione degli studi presenti in letteratura.

CAPITOLO 3

RISULTATI

3.1 STUDIO 1

Uno studio condotto nel 2022 (Jakob et al.) indaga i benefici apportati dal sistema CROS in ambito di localizzazione spaziale, intelligibilità verbale e soddisfazione del paziente.

I partecipanti sono stati 13 soggetti adulti con SSD. La selezione audiologica è stata fatta secondo i criteri di Van de Heyning et al. (2016), quindi tutti i pazienti presentano un PTA per via ossea di almeno 70dB (HL) per l'orecchio deficitario ed un PTA per via aerea inferiore a 30dB (HL) per l'orecchio migliore. La valutazione audiologica iniziale è composta di audiometria tonale, audiometria vocale in competizione con monosillabi e numeri, timpanogramma e ABR (Auditory Brainstem Responses). Inoltre, sono stati selezionati solo candidati non utilizzatori di apparecchi acustici o altri dispositivi. Ulteriori caratteristiche demografiche sono visibili nella Tabella I.

Numero	13
Sesso	F:5 M:8
Età (media)	56.8 anni
PTA orecchio migliore (media)	16.6dB HL
PTA orecchio peggiore (media)	116.1dB HL
Durata della SSD (media)	221.8 mesi

Tabella I. Caratteristiche demografiche dei partecipanti allo studio (Jakob et al., 2021).

I test sono stati eseguiti all'inizio dello studio senza CROS, a 3 settimane di utilizzo e dopo 1 anno.

Per la somministrazione dei test è stata utilizzata una cabina insonorizzata con 7 altoparlanti posizionati in un semicerchio frontale con un diametro di 2m ed una distanza di 30° sul piano orizzontale attorno al partecipante, all'altezza della testa.

Come stimoli per la valutazione della capacità di localizzazione sono state utilizzate le frasi dell'Oldenburg Sentence Test (OLSA) (Wagener et al., 1999). Per ogni sessione, sono state presentate 70 frasi (10 per altoparlante) a 59, 62, 65, 68 e 71dB SPL, con un livello sonoro medio di 65dB SPL. Le frasi si sono susseguite in sequenza casuale da uno dei 7 altoparlanti.

Per ogni partecipante e per ogni intensità, la capacità di localizzazione è stata misurata come l'errore angolare in gradi, ovvero la differenza media in angolo tra l'altoparlante di presentazione e l'altoparlante identificato dal paziente, secondo i criteri suggeriti da Arndt et al. (2011; 2017).

Come riportato in altri studi, non si sono riscontrati benefici significativi nella localizzazione della fonte sonora e non vi è stato un peggioramento della performance (Fig. 8).

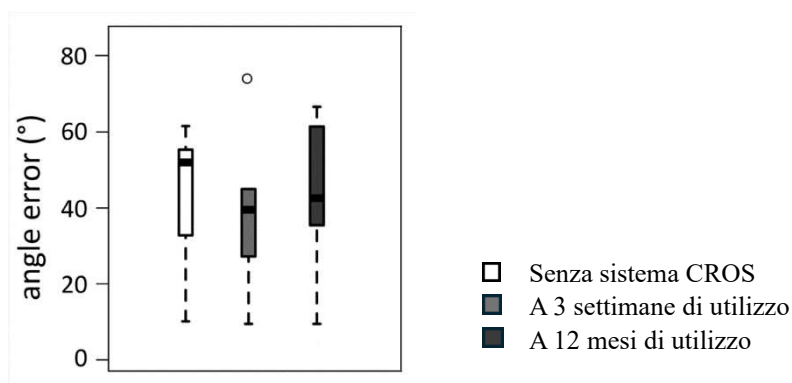


Figura 8. Diagramma a scatola e baffi dell'errore angolare di localizzazione (Jakob et al., 2021).

Lo studio ha valutato l'intelligibilità del parlato in presenza di rumore utilizzando il Hochmair-Schulz-Moser Sentence Test (HSM, Hochmair-Desoyer et al., 1997), composto da 30 liste di 20 frasi di uso quotidiano in lingua tedesca. Le frasi ed il rumore di fondo sono stati presentati a 65dB SPL con un rapporto segnale-rumore fisso di 0dB. Sono state esaminate tre modalità di presentazione: parlato e rumore ad un azimut di 0°, quindi frontalmente al paziente (*S0N0*), parlato dal lato normoudente e rumore dal lato ipoacusico (*SnhNssd*), e viceversa (*SssdNnh*). I segnali sono stati presentati con un angolo di +45° e -45°, come suggerito da Arndt et al. (2011; 2017). Anche in questo caso, i test sono stati eseguiti all'inizio dello studio senza alcun apparecchio acustico, e con il dispositivo CROS dopo un periodo di 3 settimane e di 12 mesi.

I risultati hanno mostrato che dopo 3 settimane di utilizzo del sistema CROS vi sono stati miglioramenti, seppure non significativi. In particolare, le percentuali di comprensione del parlato non sono migliorate significativamente in nessuna delle tre configurazioni testate. Anche dopo 12 mesi di utilizzo del dispositivo CROS, non sono stati osservati miglioramenti significativi nelle prestazioni dei soggetti (Fig. 9).

Inoltre, in una configurazione sembra che l'uso del CROS sia associato ad un peggioramento della comprensione del messaggio verbale rispetto alla situazione senza apparecchio acustico: nella configurazione in cui il messaggio è stato mandato al lato normouidente ed il rumore a quello con SSD (*SnhNssd*), la comprensione è diminuita dal 99% senza sistema CROS al 79% dopo 3 settimane, e al 65% dopo un anno di utilizzo del dispositivo. Anche se questi cambiamenti non sono stati statisticamente significativi, suggeriscono un potenziale effetto negativo dell'uso del CROS in determinate situazioni. Lo studio ha quindi evidenziato come l'uso del dispositivo CROS non porti necessariamente a miglioramenti significativi nell'intelligibilità del parlato in presenza di rumore e, in alcune configurazioni, potrebbe addirittura peggiorare la comprensione verbale.

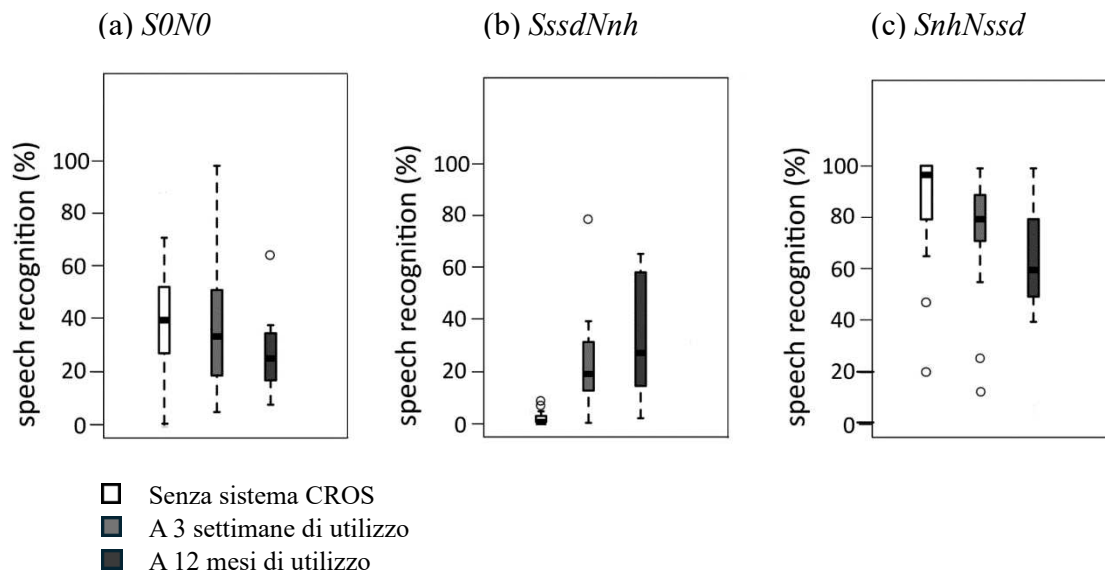


Figura 9. Diagramma a scatola e baffi dei risultati ottenuti tramite il Hochmair–Schulz–Moser Sentence Test nelle tre configurazioni esaminate: (a) *SON0*= parlato e rumore ad un azimut di 0°, (b) *SssdNnh*= rumore dal lato normouidente e parlato dal lato ipoacusico, (c) *SnhNssd*= parlato dal lato normouidente e rumore dal lato ipoacusico (Jakob et al., 2021).

L'analisi della percezione soggettiva è stata fatta attraverso 2 questionari: il Hearing Handicap Inventory for Adults (HHIA; Newman et al., 1991) e la Speech, Spatial and Qualities of Hearing Scale (SSQ; Gatehouse & Noble, 2004).

Il HHIA è un questionario composto da 10 domande, il cui scopo è quello di valutare le limitazioni percepite soggettivamente dal paziente a livello sociale ed emotivo. Poiché il questionario è stato creato per valutare la situazione iniziale del soggetto, è stato somministrato solo all'inizio dello studio.

Ad ogni domanda, il paziente è stato istruito a rispondere con “Sì”, “A volte” o “No”. Ogni risposta assegna un punteggio, la cui somma permette di assegnare un grado di limitazione soggettiva: nessun handicap uditivo (0-8 punti), handicap uditivo lieve-moderato (10-24 punti) e handicap uditivo significativo (26-40 punti).

Il SSQ è un questionario formato da 3 sezioni, la cui funzione è quella di valutare le capacità di comprensione verbale, localizzazione spaziale e qualità dell'ascolto dal punto di vista soggettivo del paziente. Anche in questo caso viene assegnato un punteggio per ogni item. Il punteggio va da 0 a 10, dove 0 indica una situazione in cui il paziente non riesce a percepire nessun suono e 10 una situazione in cui il paziente sente perfettamente. Il questionario è stato somministrato all'inizio dello studio, a 3 settimane di utilizzo e a 12 mesi di utilizzo del sistema CROS.

Secondo i risultati del questionario HHIA, il gruppo dei partecipanti ha riportato in media un punteggio di 18 punti, corrispondente a un handicap da lieve a moderato.

I risultati del SSQ (Fig. 10) hanno riportato un moderato miglioramento soggettivo della comprensione verbale. Il punteggio medio ottenuto all'inizio dello studio è di 5,07 punti; a 3 settimane di utilizzo il punteggio è salito a 6,42 e a 12 mesi è stato di 6,94 punti. Nessun incremento è statisticamente significativo.

Anche la sezione sulla percezione spaziale ha riportato dei miglioramenti: il punteggio medio del gruppo è passato da 2,21 punti iniziali a 4,76 punti a 3 settimane, a 5,65 punti a 12 mesi di utilizzo del CROS. È significativo l'incremento tra la situazione iniziale e quella misurata a 3 settimane di utilizzo.

I punteggi ottenuti nell'ambito della qualità dell'ascolto sono migliorati, ma senza significatività statistica.

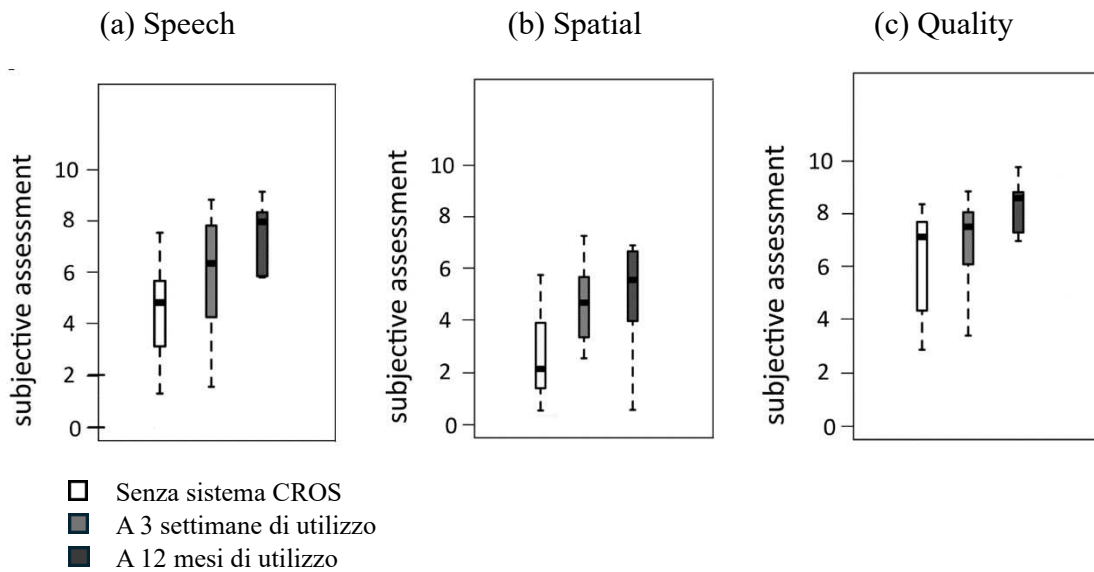


Figura 10. Diagramma a scatola e baffi dei risultati ottenuti tramite il questionario Speech, Spatial and Qualities of Hearing (Jakob et al., 2021).

3.2 STUDIO 2

Volendo comparare le capacità di localizzazione di soggetti utilizzatori di CROS e normoudenti, è possibile prendere in considerazione lo studio pubblicato nel 2017 dall'università di Miami (Snapp et al., 2017).

I partecipanti (Tabella II) sono stati divisi in due gruppi: il gruppo CROS, formato da 13 adulti (età ≥ 18 anni) ed il gruppo di controllo formato da 24 adulti.

	Gruppo CROS	Gruppo di controllo
Numero	13	24
Età	≥ 18 anni	≥ 18 anni
PTA orecchio migliore	≤ 25 dB HL	≤ 25 dB HL (bilaterale)
Soglia intelligibilità verbale	$< 40\%$	

Tabella II. Caratteristiche demografiche dei partecipanti allo studio (Snapp et al., 2017).

I requisiti audiologici sono stati di normoacusia bilaterale ($PTA \leq 25\text{dB}$) per il gruppo di controllo e di normoacusia per l'orecchio controlaterale e ipoacusia severa o profonda ipsilaterale per il gruppo CROS, con una soglia di intellegibilità verbale $<40\%$ misurata attraverso il NU-6 Speech Perception Test (Committee on Hearing and Equilibrium guidelines for the evaluation of hearing preservation in acoustic neuroma, 1995).

Gli stimoli sono stati presentati in una cabina acusticamente isolata personalizzata, di $4\text{m} \times 4\text{m} \times 2\text{m}$ con 19 altoparlanti posizionati con un raggio di $1,3\text{m}$ dal centro del capo del soggetto e separati spazialmente di 10° , coprendo un arco di circa 90° (Figura 11).

Gli stimoli includono un rumore di 350ms a banda stretta di $1/3$ di ottava centrato a 500Hz , un rumore di 350ms a banda stretta di $1/3$ di ottava centrato a 4000Hz e un segnale vocale maschile "hey" di 189ms a banda larga, filtrato tra 100 e 8000Hz . Ogni stimolo è stato presentato tre volte a 65dB SPL con una variazione di $\pm 4\text{dB}$, per un totale di 171 stimoli per soggetto. Il test è stato eseguito una volta senza il CROS (*unaided*) e una volta con il CROS (*aided*). Le risposte sono state registrate utilizzando un pannello di feedback personalizzato con 19 pulsanti, realizzato tramite l'hardware Arduino.

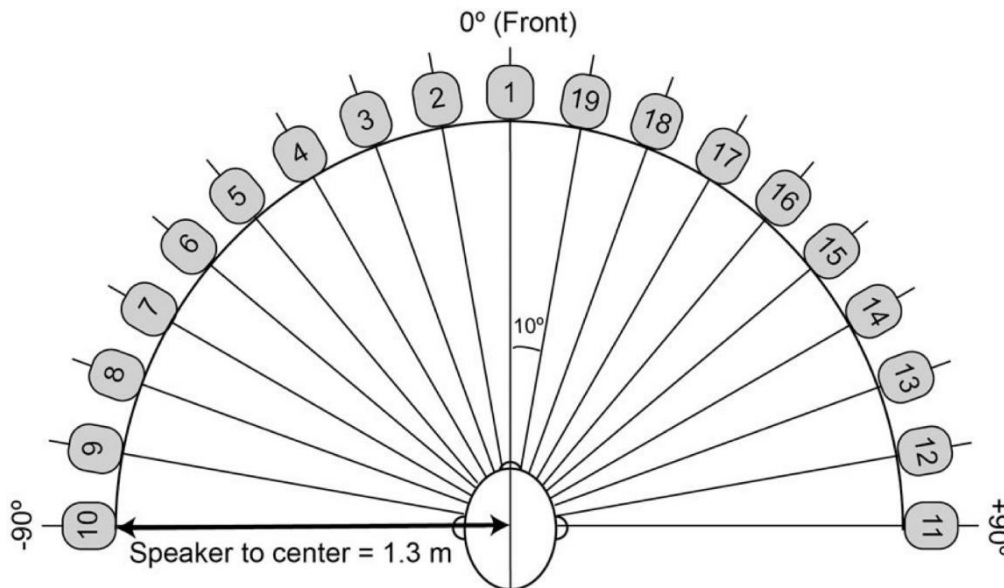


Figura 11. Diagramma della disposizione degli altoparlanti utilizzati in fase di test (Snapp et al., 2017).

Il gruppo di controllo è stato in grado di localizzare la fonte sonora sul piano orizzontale con un alto grado di accuratezza, con un errore medio di 6° (RMS, 13°) per il "hey" vocale, 15° (RMS, 10°) per il rumore a 500Hz e 13° (RMS, 27°) per il rumore a 4000Hz . Questi

risultati si sono dimostrati coerenti con i precedenti studi portati avanti su individui normoudenti (Middlebrooks & Green, 1991; Blauert, 1997; Letowski & Letowski, 2011). In confronto, sono stati osservati punteggi di errore molto più elevati per il gruppo CROS nella condizione *unaided*, con un errore medio di 66° (RMS, 44°) per il "hey" vocale, 60° (RMS, 46°) per il rumore a 500Hz e 56° (RMS, 46°) per il rumore a 4000Hz, dimostrando un'incapacità di localizzare sul piano orizzontale (Grantham et al, 2007).

Per la condizione *aided*, quindi con CROS indossato, non si sono notati cambiamenti. Una revisione attenta dei risultati mostra quindi per il gruppo CROS un errore medio superiore a 50°, indipendentemente dall'utilizzo del dispositivo, deviando significativamente dalle prestazioni di un normoudente (Fig. 12).

Questi risultati sono coerenti con risultati di studi precedenti (Lin et al., 2006; Niparko et al., 2003) e dimostrano che, nonostante i notevoli miglioramenti tecnologici, la capacità di localizzazione rimane compromessa.

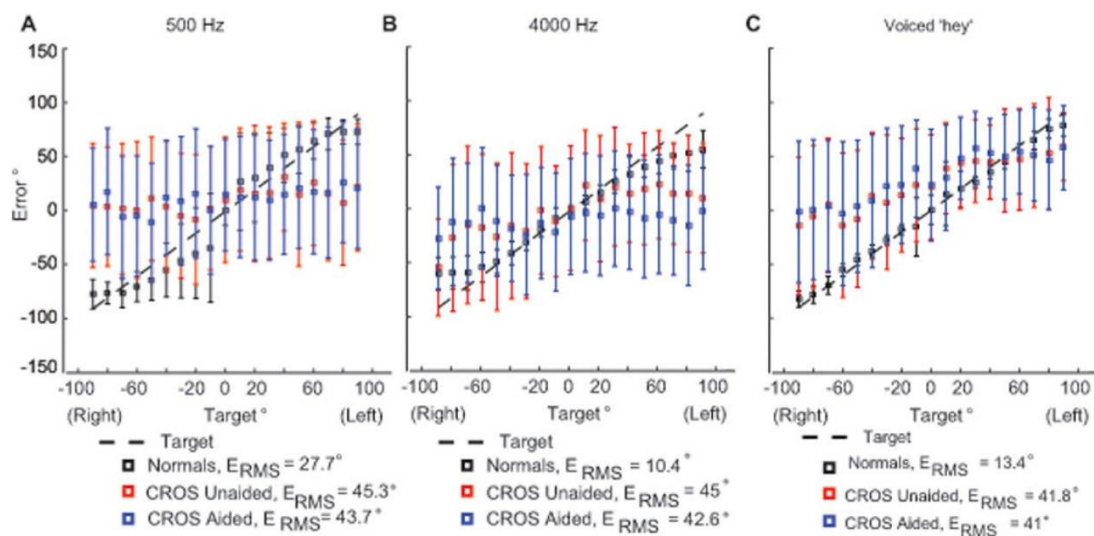


Figura 12. Prestazioni di localizzazione in termini di errore angolare per rumore a (A) 500Hz, (B) 4000Hz e (C) per il segnale vocale "hey" (Snapp et al., 2017).

Per la valutazione dell'intelligibilità verbale, lo studio ha utilizzato le frasi registrate del QuickSIN™ (Etymotic Research, Elk Grove Village, IL, 2001), che utilizza frasi a bassa ridondanza, quindi con scarso significato, registrate con rumore di fondo prodotto da altri quattro parlanti. Ha lo scopo di stimare il rapporto segnale-rumore necessario per ottenere il 50% delle parole corrette rispetto alle prestazioni di un normoudente (Killion et al.,

2004). Il test è stato condotto in ambiente insonorizzato in una sola condizione, ossia con il messaggio verbale diretto all'orecchio peggiore ed il rumore all'orecchio migliore. Per ogni soggetto sono state completate almeno 2 liste da 6 frasi ciascuna ed è stata fatta una media dei risultati. Ogni partecipante è stato testato con e senza dispositivo CROS.

I risultati hanno mostrato un miglioramento significativo nella differenza del rapporto segnale-rumore utilizzato per raggiungere la soglia di percezione (50%) dalla situazione senza CROS a quella con CROS. In particolare, senza dispositivo è stato necessario fornire un rapporto segnale-rumore di 8,8dB per raggiungere il 50% di risposte corrette, mentre con CROS indossato è stato necessario un rapporto segnale-rumore di 1,1dB. Il miglioramento è stato quindi di quasi 8dB (Fig. 13). Secondo i criteri forniti dai creatori del QuickSIN™, ogni rapporto segnale-rumore al di sotto dei 3dB è comparabile a quello di un soggetto normoacusico.

È quindi possibile affermare che, secondo questo studio, il beneficio apportato dall'utilizzo di un sistema CROS in ambienti rumorosi, con messaggio verbale ipsilaterale e rumore controlaterale, è pienamente soddisfacente.

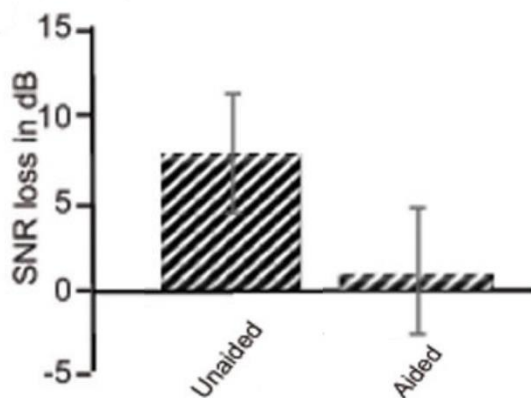


Figura 13. Risultati del QuickSIN™ in termini di rapporto segnale-rumore. Sono riportati i risultati senza l'utilizzo del sistema CROS (unaided) e con l'utilizzo del sistema CROS (aided), (Snapp et al., 2017).

Per quanto riguarda la percezione soggettiva, è stato utilizzato la Speech, Spatial and Qualities of Hearing Scale (SSQ; Gatehouse & Noble, 2004) per valutare il beneficio ottenuto in termini di comprensione verbale, percezione spaziale e qualità dell'ascolto.

Per il primo dominio, i pazienti hanno riportato un notevole miglioramento significativo, mentre non sono stati riportati miglioramenti per quanto riguarda la percezione spaziale e la qualità dell'ascolto.

Un altro questionario utilizzato è stato il Glasgow Hearing Aid Benefit Profile (GHABP; Gatehouse, 1999), utile a valutare la situazione del paziente in fase pre-applicativa e post-applicativa. Valuta 6 ambiti fondamentali (disabilità iniziale, handicap, utilizzo dell'apparecchio acustico, beneficio, soddisfazione e disabilità residua) ed indaga le difficoltà percepite da paziente in varie situazioni quotidiane.

I risultati di questo questionario hanno riportato differenze significative tra la fase pre-applicativa e quella post-applicativa, soprattutto per quanto riguarda gli ambiti della disabilità iniziale e della disabilità residua (Fig. 14).

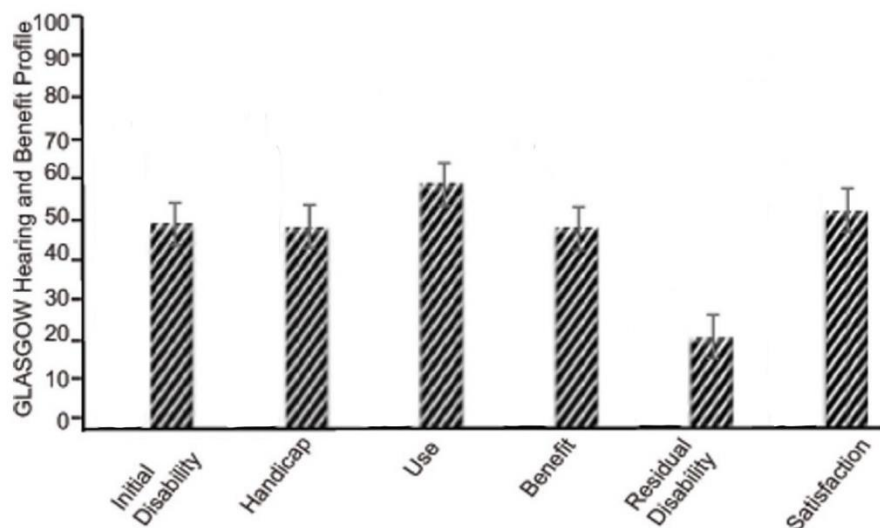


Figura 14. Risultati del Glasgow Hearing Aid Benefit Profile (GHABP) per ogni categoria (Snapp et al., 2017).

3.3 STUDIO 3

Lo studio condotto da Ryu et al. nel 2014 presenta risultati piuttosto diversi dagli studi riportati precedentemente.

I partecipanti (Tabella III) selezionati sono stati 21 con un'età compresa tra i 20 ed i 70 anni. Sono stati divisi in *young group*, con età <40 anni ($n=8$), e *old group*, con età >40 anni ($n=13$). I criteri audiologici da rispettare sono: PTA <25dB HL ed intellegibilità verbale >80% per l'orecchio normoacusico, e PTA >70dB HL ed intellegibilità verbale

<50% per l'orecchio compromesso. L'intelligibilità verbale è stata misurata attraverso il Korean Version of Phonetically Balanced Word List (Hahm, 1962).

	<i>Young group</i>	<i>Old group</i>
Numero	8	13
Età	20-39 anni	40-70 anni
PTA orecchio migliore	<25dB HL	<25dB HL
Soglia intelligibilità verbale orecchio migliore	>80%	>80%
PTA orecchio peggiore	>70dB HL	>70dB HL
Soglia intelligibilità verbale orecchio peggiore	<50%	<50%

Tabella III. Caratteristiche demografiche dei partecipanti allo studio (Ryu et al., 2014).

Tutti i test sono stati effettuati prima del fitting con sistema CROS, a 2 settimane di utilizzo e a 4 settimane di utilizzo.

I test di localizzazione del suono sono stati condotti in una cabina insonorizzata a doppia parete utilizzando 8 altoparlanti. Gli altoparlanti sono stati posizionati all'altezza dell'orecchio del soggetto, ad una distanza di 1m dal centro della testa. Sono stati disposti ad intervalli di 45° e numerati da uno ad otto (Figura 15).

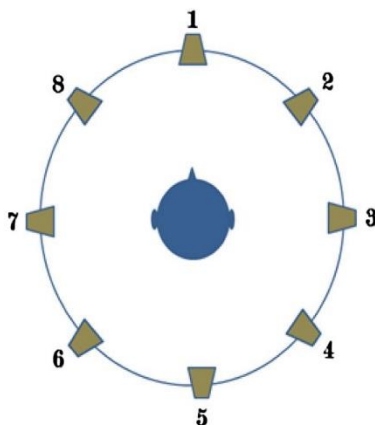


Figura 15. Rappresentazione della disposizione degli altoparlanti in fase di test (Ryu et al., 2014).

I pazienti sono stati istruiti a mantenere la testa fissa, rivolta verso l'altoparlante a 0° di azimut e a identificare l'altoparlante da cui proveniva il suono attraverso il numero assegnato.

Il livello di uscita di ogni altoparlante è stato controllato e calibrato. Un audiologo, situato nella sala di controllo, ha osservato il test per tutta la sua durata tramite una telecamera senza dare alcun feedback. Come stimolo, è stato utilizzato un segnale di click a banda larga di 2 secondi (impulso di 100 μ s con intervallo di interstimolo di 10ms) ad un'intensità di 75dB SPL. È stato presentato 32 volte in ordine casuale attraverso ciascuno degli otto altoparlanti. Dopo ogni presentazione, il paziente doveva indicare la direzione di provenienza del suono, identificando il numero dell'altoparlante corrispondente.

Per ciascun soggetto sono stati calcolati il tasso medio di risposte corrette ed una media di errore angolare in gradi, quindi la differenza media in angolo tra l'altoparlante indicato dal soggetto e l'altoparlante corretto. Inoltre, per valutare la capacità di discriminazione destra/sinistra, è stato calcolato il tasso di lateralizzazione del lato di presentazione per stimoli ipsilaterali e controlaterali.

L'analisi dei risultati per gruppo di età ha rivelato che per il *young group* vi sono stati miglioramenti significativi dell'hit rate, cioè il numero di risposte corrette espresso in percentuale, mentre non vi sono stati miglioramenti per il *old group* (Figura 16a). Per il gruppo dei più giovani si è raggiunto un miglioramento significativo già a 2 settimane di utilizzo, ma non vi sono stati cambiamenti significativi a 4 settimane.

Anche per la media di errore angolare si è notato lo stesso pattern (Figura 16b): il *young group* ha ottenuto risultati significativamente migliori dopo 2 settimane di utilizzo, mentre il *old group* non ha mostrato miglioramenti.

Ci sono state differenze significative tra i giovani e gli anziani sia nell'hit rate, sia nell'errore medio angolare. Tuttavia, complessivamente, entrambi gli aspetti sono leggermente migliorati con il tempo di utilizzo senza significatività statistica.

Il punteggio di lateralizzazione (Figura 16c) è migliorato continuamente dopo 2 e 4 settimane dal punteggio basale per entrambi i gruppi di età, con un miglioramento maggiore nel *young group*. Tra i due gruppi non vi sono state differenze significative.

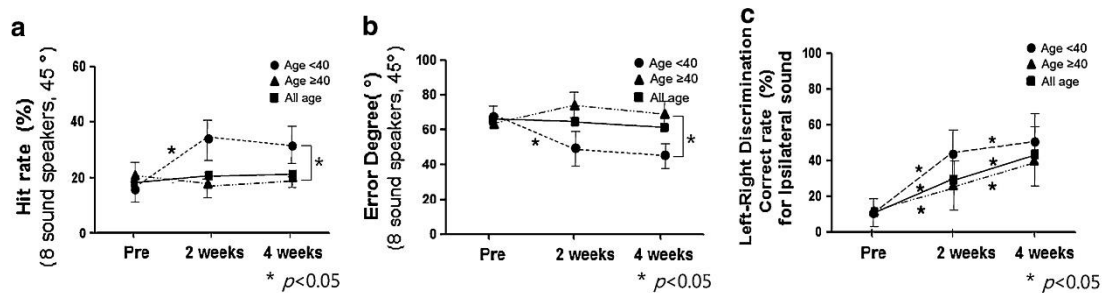


Figura 16. Variazioni in fase pre-applicativa, a 2 e a 4 settimane di utilizzo del sistema CROS della localizzazione spaziale in termini di (a) hit rate, (b) errore medio angolare e (c) lateralizzazione (Ryu et al., 2014).

Anche per la valutazione dell'intelligibilità verbale, tutti i test sono stati eseguiti prima del fitting con sistema CROS, dopo 2 settimane e dopo 4 settimane.

Il test utilizzato è stato il Korean Hearing in Noise Test (K-HINT, Moon et al., 2014).

Le prove sono state somministrate in situazione silenziosa ed in situazione rumorosa.

Il test in ambiente silenzioso è stato eseguito con un rumore di fondo inferiore a 25dB.

Le frasi registrate sono state presentate ad 1m dal centro del capo del paziente e l'intensità è stata aumentata o diminuita in base alle risposte. In ambiente silenzioso, il test è iniziato con un livello di 15dB, modificato poi di -4dB in caso di risposta corretta e +4dB in caso di risposta errata durante le prime quattro domande. Dalla domanda 5 alla 20, sono stati applicati intervalli di 2dB in base alla risposta del soggetto.

In ambiente rumoroso, le frasi sono state emesse frontalmente ed il rumore è stato presentato frontalmente, da sinistra e da destra rispettivamente. L'intensità del rumore è stata fissata a 65dB ed è stato utilizzato un rumore bianco. Lo schema di somministrazione del test in ambiente rumoroso è stato uguale a quello in ambiente silenzioso. L'ordine delle frasi è stato casuale.

Per valutare i risultati, è stata misurata la soglia di percezione del parlato (50%) per l'ambiente silenzioso, mentre è stato misurato il rapporto segnale-rumore per l'ambiente rumoroso.

I risultati mostrano un miglioramento significativo della soglia di percezione del parlato in ambiente silenzioso grazie all'uso del dispositivo CROS nel *young group*. Per il *old group*, si è visto un iniziale deterioramento della soglia di percezione a 2 settimane di

utilizzo del CROS, ma vi è stato un recupero dopo 4 settimane. Tuttavia, il cambiamento di tendenza non è stato statisticamente significativo (Figura 17a).

Per quanto riguarda i risultati ottenuti dai test in ambiente rumoroso, non vi sono stati miglioramenti a 2 e 4 settimane quando sia lo stimolo verbale, sia il rumore sono stati presentati frontalmente.

Quando il rumore è stato presentato controlateralmente, quindi all'orecchio normoacusico, il rapporto segnale-rumore è significativamente migliorato dalla situazione base (senza CROS) alle 2 settimane di utilizzo per entrambi i gruppi.

Al contrario, quando il rumore è stato presentato ipsilateralmente, quindi all'orecchio con SSD, è stato visto un peggioramento significativo nelle risposte. Si è verificato un deterioramento significativo del rapporto segnale-rumore dopo 2 settimane di utilizzo del CROS, con un leggero miglioramento dopo 4 settimane. Il miglioramento non è stato tuttavia significativo. Il *young group* ha mostrato un miglioramento maggiore rispetto al *old group* (Figura 17b).

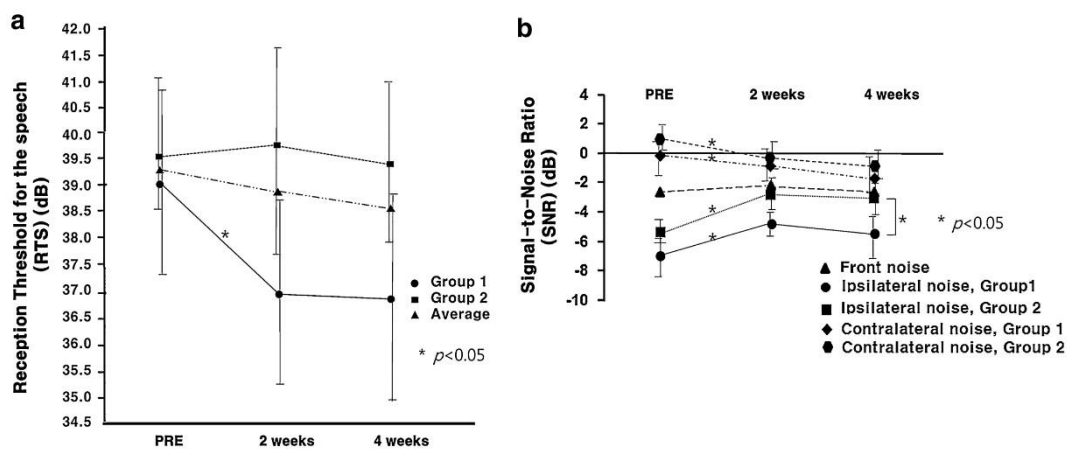


Figura 17. Risultati pre-applicativi, a 2 e a 4 settimane di utilizzo del sistema CROS del K-HINT in (a) ambiente silenzioso e (b) ambiente rumoroso (Ryu et al., 2014).

Per la valutazione del beneficio soggettivo sono stati utilizzati 3 diversi questionari.

Il primo questionario somministrato è stato la versione coreana dell'Hearing Handicap Inventory for the Elderly (K-HHIE; Park et al., 2011; Wiley et al., 2000), che comprende 25 domande, con un punteggio complessivo massimo di 100, e si suddivide in due sottocategorie: situazione sociale e situazione emotiva. Questo strumento è particolarmente utile per valutare quantitativamente l'handicap percepito dai pazienti e

per monitorare i miglioramenti successivi all'applicazione di soluzioni acustiche (Weinstein, 1990; Newman & Weinstein, 1990).

Il secondo questionario somministrato è stato la versione coreana dell'International Outcome Inventory for Hearing Aids (K-IOI-HA; Cox & Alexander, 2002; Chu et al., 2012). È un questionario di rapida compilazione che valuta i risultati soggettivi derivanti dall'uso degli apparecchi acustici. Le sette domande di questo strumento indagano vari aspetti, come la frequenza d'uso quotidiano della soluzione acustica prescelta, i benefici percepiti, il grado di soddisfazione, l'impatto sugli altri e la qualità della vita complessiva (Fig. 18).

Inoltre, è stata somministrata la versione coreana del Speech, Spatial, and Quality Questionnaire (K-SSQ; Gatehouse & Noble, 2004; Moon et al., 2014) per valutare il grado di disabilità uditiva percepita nella vita quotidiana. Questo questionario comprende tre ambiti: percezione del parlato, percezione spaziale e qualità dell'ascolto.

**QUESTIONARIO INTERNAZIONALE RISULTATI
PROTESIZZAZIONE ACUSTICA (QIRPA)**

1. Quante ore al giorno ha utilizzato il suo apparecchio acustico nelle ultime 2 settimane?

Nessuna	Meno di un'ora al giorno	Da 1 a 4 ore al giorno	Da 4 ad 8 Ore al giorno	Più di 8 ore al giorno
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

2. Pensi al problema che maggiormente l'assillava prima di applicare l'apparecchio acustico. Quanto ritiene utile l'apparecchio in tale situazione?

Nessuna utilità	Scarsa utilità	Discretamente utile	Molto utile	Utilissima
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

3. Pensi alla situazione in cui maggiormente desiderava sentire meglio. Quando utilizza l'attuale apparecchio, quante difficoltà ha ancora in tale situazione?

Moltissima difficoltà	Molta difficoltà	Discreta difficoltà	Lieve difficoltà	Nessuna difficoltà
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

4. Considerando tutto, ritiene valga la pena utilizzare il suo attuale apparecchio acustico?

Non vale la pena	Vale poco la pena	Vale abbastanza la pena	Vale molto la pena	Vale moltissimo la pena
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

5. Nelle ultime due settimane di utilizzo dell'apparecchio acustico, quanto ritiene che le difficoltà di udito possano aver influenzato le Sue attività?

Influenzato moltissimo	Influenzato molto	Influenzato abbastanza	Influenzato leggermente	Nessuna influenza
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

6. Nelle ultime due settimane di utilizzo dell'apparecchio acustico, ritiene che le Sue difficoltà di udito possano aver provocato fastidio agli altri?

Moltissimo fastidio	Molto fastidio	Abbastanza fastidio	Lieve fastidio	Nessun fastidio
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

7. Considerando tutto, l'apparecchio acustico ha cambiato la qualità delle sue giornate?

In peggio	Nessun cambiamento	Appena meglio	Abbastanza meglio	Molto meglio
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

Italian Version

Korean version of International Outcome Inventory for Hearing Aids (IOI-HA) translated by Jinsook Kim

Translations of the International Outcome Inventory for Hearing Aids (IOI-HA) Cox/Stephens/Kramer 15

Figura 18. Versione coreana e versione italiana dell'International Outcome Inventory for Hearing Aids (Cox & Alexander, 2002).

Tutti i pazienti hanno mostrato miglioramenti nei punteggi del K-HHIE e del K-IOI-HA in ogni sottocategoria.

Anche i punteggi del K-SSQ hanno evidenziato miglioramenti significativi nelle aree della percezione del parlato, della percezione spaziale e delle qualità dell'ascolto già dopo 2 settimane di utilizzo del sistema CROS.

Tuttavia, non sono stati osservati cambiamenti nei punteggi del K-HHIE (Fig. 19a), del K-SSQ (Fig. 19b) e del K-IOI-HA tra le due e le quattro settimane di utilizzo. Inoltre, non sono emerse differenze significative tra i diversi gruppi di età.

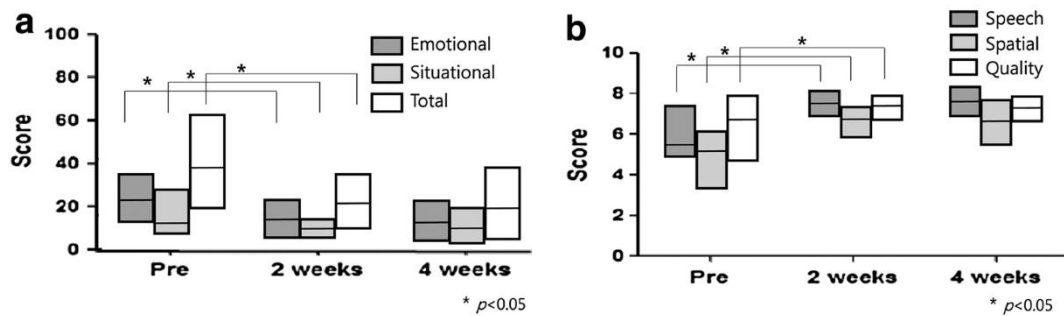


Figura 19. Punteggi pre-applicativi, a 2 e a 4 settimane nel (a) K-HHIE nelle sottocategorie di situazione emotiva e situazione sociale e come punteggio totale e nel (b) SSQ nelle sottocategorie di percezione verbale, percezione spaziale e qualità dell'ascolto (Ryu et al., 2014).

CAPITOLO 4

DISCUSSIONE

Come anticipato, gli individui con SSD non dispongono dei segnali binaurali necessari per una localizzazione accurata dei suoni sul piano orizzontale (Moore, 2012), mostrando quindi gravi difficoltà nell'individuazione della fonte sonora (Colburn, 1982; Slattery & Middlebrooks, 1994).

Alcuni studi hanno anche dimostrato come gli ascoltatori monoaurali possano talvolta adattarsi: utilizzando gli effetti del padiglione auricolare per il riconoscimento dell'elevazione verticale (Wightman & Kistler, 1997), ottengono una buona localizzazione anche sul piano orizzontale (Shub et al., 2008; Kumpik et al., 2010; Rothpletz et al., 2012). Tuttavia, anche in questi casi, le loro capacità restano ridotte rispetto a quelle di un normoudente binaurale (Humes et al., 1980; Wazen et al., 2005). Esiste inoltre una notevole variabilità individuale nella capacità di adattamento alla localizzazione monoaurale (Van Wanrooij & Van Opstal, 2004), che può essere negativamente influenzata dalla perdita uditiva anche lieve alle alte frequenze nell'orecchio normoudente, soprattutto in soggetti anziani con perdite oltre i 5000Hz (Otte et al., 2013).

Reindirizzando il suono dal lato ipoacusico al controlaterale normoudente attraverso un sistema CROS si ottiene il superamento dell'effetto ombra del capo, che risulta sfavorevole in casi in cui la fonte sonora sia disposta ipsilateralmente (Hol et al., 2005). Tuttavia, i dati sui benefici derivanti dall'utilizzo di questo tipo di dispositivo sono piuttosto contrastanti e alcuni studi suggeriscono che il sistema CROS possa addirittura portare ad un notevole peggioramento della percezione spaziale se il soggetto è abituato a localizzare la fonte sonora sul piano orizzontale sfruttando l'ascolto monoaurale (Lin et al., 2006).

La SSD rappresenta una sfida significativa anche per l'intelligibilità del parlato, soprattutto in ambienti rumorosi. Il mancato accesso all'ITD (Interaural Timing Difference) e all'ILD (Interaural Level Difference) non permette al paziente di sfruttare al massimo i naturali meccanismi di miglioramento del rapporto segnale-rumore, creando

così notevoli difficoltà che avranno impatti negativi sulla vita sociale del soggetto (Douglas et al., 2007).

L'utilizzo di un sistema CROS offre il beneficio primario di migliorare il rapporto segnale-rumore in ambienti rumorosi e riverberanti (Bosman et al., 2003; Hol et al., 2004), soprattutto quando il segnale vocale primario ed il rumore di fondo sono spazialmente separati (Douglas et al., 2007; Lin et al., 2006). Questa distanza permette di ridurre il mascheramento spaziale, migliorando le soglie di detezione del segnale principale fino a 25dB SPL (Ebata et al., 1968; Gilkey & Good, 1995).

La separazione del segnale dal rumore di fondo richiede l'elaborazione binaurale del suono, che non è però possibile per i pazienti con SSD. L'uso dei dispositivi CROS consente quindi di ottenere un'amplificazione strategica, trasmettendo i suoni dal lato compromesso all'orecchio sano. Questo riduce l'effetto negativo dell'ombra del capo sull'udito monoaurale e migliora la consapevolezza sonora da entrambi i lati della testa, migliorando la capacità di percezione del parlato in presenza di rumore (Bishop & Eby, 2010).

4.1 LOCALIZZAZIONE SPAZIALE

I risultati degli studi presi in esame mostrano un pattern ben preciso a seconda dell'ambito analizzato.

Per i soggetti affetti da SSD, l'utilizzo del sistema CROS non sembra risolvere la compromissione della capacità di localizzazione del suono. Tuttavia, è importante notare che, contrariamente a quanto riportato da altri studi, non si sono registrati peggioramenti nella percezione spaziale tra i partecipanti che hanno utilizzato il sistema CROS. Questo rappresenta un dato positivo, in quanto indica che, sebbene non completamente risolutivo, l'uso del dispositivo non crea ulteriori difficoltà.

Un'eccezione interessante è emersa nello Studio 3, limitatamente al gruppo dei pazienti sotto i 40 anni (*young group*), che ha mostrato un miglioramento significativo nella localizzazione del suono. Questi soggetti hanno evidenziato una percezione spaziale più precisa fin dalle prime settimane di utilizzo del sistema CROS, con risultati statisticamente significativi rispetto ad altri gruppi di età.

Si può quindi ipotizzare che la superiore capacità di adattamento dei soggetti più giovani giochi un ruolo essenziale nel miglioramento della percezione sonora nello spazio. Questo risultato dovrebbe incoraggiare fortemente una protesizzazione precoce dei giovani con perdita uditiva monolaterale tramite sistema CROS, poiché tale intervento potrebbe rivelarsi cruciale per ottenere vantaggi nella localizzazione spaziale del suono.

4.2 INTELLIGIBILITÀ VERBALE

Per quanto concerne l'intelligibilità verbale, i risultati evidenziano chiaramente che il sistema CROS offre vantaggi importanti nel miglioramento della comprensione del parlato, specialmente in condizioni di quiete. In ambienti in cui il segnale verbale è diretto verso l'orecchio ipoacusico e il rumore verso l'orecchio controlaterale, l'uso del sistema CROS consente di riportare il rapporto segnale-rumore a livelli paragonabili a quelli di un individuo normoudente. Questo rappresenta un beneficio importante per le persone affette da SSD, poiché permette loro di seguire meglio le conversazioni, riducendo lo sforzo uditivo.

Tuttavia, in condizioni acustiche opposte, il sistema CROS ha ripetutamente dimostrato di essere controproducente. In situazioni in cui il rumore di fondo è rivolto verso l'orecchio ipoacusico, il dispositivo tende a peggiorare la comprensione del parlato rispetto a quanto accadrebbe senza il suo utilizzo.

Questo effetto negativo potrebbe derivare da una sovramplicazione del rumore ambientale attraverso i microfoni del CROS, situati sull'orecchio con ipoacusia. Inoltre, l'effetto occlusione generato dal sistema di accoppiamento sul lato normoacusico può contribuire a rendere il suono meno naturale e ad ostacolare la percezione del messaggio verbale.

In sintesi, mentre il sistema CROS offre miglioramenti significativi in determinate situazioni, presenta anche delle limitazioni che ne riducono l'efficacia in contesti acusticamente più complessi.

4.3 SODDISFAZIONE DEL PAZIENTE

Nonostante i risultati sul miglioramento della percezione spaziale e dell'intelligibilità verbale non siano del tutto soddisfacenti, i questionari somministrati durante gli studi mostrano un elevato grado di apprezzamento per il sistema CROS da parte dei pazienti. Nello Studio 1, il questionario HHIA ha rivelato che i pazienti con SSD percepivano un handicap da lieve a moderato prima dell'applicazione del sistema CROS. Dopo l'introduzione di tale sistema, tutti i pazienti hanno riportato, tramite il questionario SSQ, miglioramenti significativi in aree quali la localizzazione spaziale, la comprensione verbale e la qualità generale dell'ascolto.

Lo Studio 3 ha confermato i risultati del questionario SSQ, mentre altri questionari, come il K-HHIE e il K-IOI-HA, hanno evidenziato che il sistema CROS ha contribuito a una riduzione del livello percepito di handicap, migliorando così la qualità della vita dei pazienti. I partecipanti agli studi hanno dichiarato di avvertire benefici in termini di minore isolamento sociale e maggiore sicurezza in contesti di ascolto complessi.

Tuttavia, lo Studio 2 ha mostrato alcune differenze: i pazienti coinvolti in questo gruppo hanno riportato miglioramenti solo nella comprensione verbale, mentre non si sono riscontrati benefici evidenti in termini di localizzazione spaziale e qualità dell'ascolto. È interessante, però, notare come i dati del questionario GHABP indicano una riduzione significativa della disabilità percepita pre- e post-applicazione del sistema, suggerendo che, pur con alcune limitazioni, il CROS apporti vantaggi concreti per i pazienti con SSD. I dati emersi indicano che, sebbene il sistema CROS non offra miglioramenti completi in tutte le aree, contribuisce comunque a un aumento della qualità della vita dei pazienti con SSD, riducendo l'handicap percepito e migliorando la comprensione verbale.

	STUDIO 1	STUDIO 2	STUDIO 3 <i>Young group</i>	STUDIO 3 <i>Old group</i>
LOCALIZZAZIONE SPAZIALE	X	X	✓	X
INTELLIGIBILITÀ VERBALE	✓	✓	✓	✓
SODDISFAZIONE DEL PAZIENTE	✓	✓	✓	✓

Tabella IV. Tabella riassuntiva della presenza o mancanza di benefici ottenuti tramite il sistema CROS in ogni studio per ciascun ambito esaminato.

CONCLUSIONI

Il sistema CROS rappresenta una valida e non invasiva soluzione per il miglioramento nella SSD dell'intelligibilità verbale in situazione di quiete e in ambienti complessi che presentano il messaggio verbale diretto verso l'orecchio ipoacusico.

Pur non ripristinando l'ascolto binaurale e non dimostrando benefici nell'ambito della localizzazione spaziale del suono, se non per i soggetti più giovani, la gran parte dei pazienti riferisce un aumento della qualità della vita, con una riduzione dell'isolamento sociale e dell'handicap percepito.

In conclusione, è fondamentale continuare a sviluppare la tecnologia dei sistemi CROS, investendo in soluzioni sempre più avanzate e personalizzabili.

Vista la limitata quantità di studi clinici presenti in letteratura, è altrettanto importante ed auspicabile condurre ulteriori studi clinici che possano valutare a fondo i benefici e le limitazioni di questi dispositivi in vari contesti acustici e diffondere la conoscenza di tali soluzioni tra i professionisti del campo audiologico.

BIBLIOGRAFIA

Agrawal Y, Platz EA, Niparko JK. Prevalence of hearing loss and differences by demographic characteristics among US adults: data from the National Health and Nutrition Examination Survey, 1999-2004. *Arch Intern Med.* 2008 Jul 28;168(14):1522-30. doi: 10.1001/archinte.168.14.1522. PMID: 18663164.

Agterberg MJ, Snik AF, Hol MK, Van Wanrooij MM, Van Opstal AJ. Contribution of monaural and binaural cues to sound localization in listeners with acquired unilateral conductive hearing loss: improved directional hearing with a bone-conduction device. *Hear Res.* 2012 Apr;286(1-2):9-18. doi: 10.1016/j.heares.2012.02.012. PMID: 22616091.

Agterberg MJ, Hol MK, Van Wanrooij MM, Van Opstal AJ, Snik AF. Single-sided deafness and directional hearing: contribution of spectral cues and high-frequency hearing loss in the hearing ear. *Front Neurosci.* 2014 Jul 4;8:188. doi: 10.3389/fnins.2014.00188. PMID: 25071433; PMCID: PMC4082092.

Alhanbali S, Dawes P, Lloyd S, Munro KJ. Self-Reported Listening-Related Effort and Fatigue in Hearing-Impaired Adults. *Ear Hear.* 2017 Jan/Feb;38(1):e39-e48. doi: 10.1097/AUD.0000000000000361. PMID: 27541332.

Arndt S, Aschendorff A, Laszig R, Beck R, Schild C, Kroeger S, Ihorst G, Wesarg T. Comparison of pseudobinaural hearing to real binaural hearing rehabilitation after cochlear implantation in patients with unilateral deafness and tinnitus. *Otol Neurotol.* 2011 Jan;32(1):39-47. doi: 10.1097/MAO.0b013e3181fcf271. PMID: 21068690.

Arndt S, Laszig R, Aschendorff A, Hassepass F, Beck R, Wesarg T. Cochlear implant treatment of patients with single-sided deafness or asymmetric hearing loss. *HNO.* 2017 Aug;65(Suppl 2):98-108. English. doi: 10.1007/s00106-016-0297-5. PMID: 28188428.

Barbara M, Covelli E, Filippi C, Margani V, De Luca A, Monini S. Transitions in auditory rehabilitation with bone conduction implants (BCI). *Acta Otolaryngol.* 2019 Apr;139(4):379-382. doi: 10.1080/00016489.2019.1592220. Epub 2019 Apr 5. PMID: 30950673.

Bento RF, Lopes PT, Cabral Junior Fda C. Bonebridge Bone Conduction Implant. *Int Arch Otorhinolaryngol.* 2015 Oct;19(4):277-8. doi: 10.1055/s-0035-1564567. PMID: 26491470; PMCID: PMC4593908.

Bishop CE, Eby TL. The current status of audiologic rehabilitation for profound unilateral sensorineural hearing loss. *Laryngoscope.* 2010 Mar;120(3):552-6. doi: 10.1002/lary.20735. PMID: 20014322.

Blauert, J. *Spatial Hearing: The Psychophysics of Human Sound Localization.* London, England: The MIT Press; 1997.

Bosman AJ, Hol MK, Snik AF, Mylanus EA, Cremers CW. Bone-anchored hearing aids in unilateral inner ear deafness. *Acta Otolaryngol.* 2003 Jan;123(2):258-60. doi: 10.1080/000164580310001105. PMID: 12701753.

Chia EM, Wang JJ, Rochtchina E, Cumming RR, Newall P, Mitchell P. Hearing impairment and health-related quality of life: the Blue Mountains Hearing Study. *Ear Hear.* 2007 Apr;28(2):187-95. doi: 10.1097/AUD.0b013e31803126b6. PMID: 17496670.

Choi JE, Ma SM, Park H, Cho YS, Hong SH, Moon IJ. A comparison between wireless CROS/BiCROS and soft-band BAHA for patients with unilateral hearing loss. *PLoS One.* 2019 Feb 21;14(2):e0212503. doi: 10.1371/journal.pone.0212503. PMID: 30789931; PMCID: PMC6383877.

Chu, Hosuk & Cho, Yang-Sun & Park, S.-N & Byun, Jae & Shin, Jung & Han, Gc & Cheon, Byung & Lee, Jun & Jung, Jae Yun. (2012). Standardization for a Korean Adaptation of the International Outcome Inventory for Hearing Aids: Study of Validity

and Reliability. Korean Journal of Otorhinolaryngology-Head and Neck Surgery. 55. 20. 10.3342/kjorl-hns.2012.55.1.20.

Colburn HS. Binaural interaction and localization with various hearing impairments. Scand Audiol Suppl. 1982;15:27-45. PMID: 6955927.

Committee on Hearing and Equilibrium guidelines for the evaluation of hearing preservation in acoustic neuroma (vestibular schwannoma). American Academy of Otolaryngology-Head and Neck Surgery Foundation, INC. Otolaryngol Head Neck Surg. 1995 Sep;113(3):179-80. doi: 10.1016/S0194-5998(95)70101-X. PMID: 7675475.

Cox RM, Alexander GC. The International Outcome Inventory for Hearing Aids (IOI-HA): psychometric properties of the English version. Int J Audiol. 2002 Jan;41(1):30-5. doi: 10.3109/14992020209101309. PMID: 12467367.

Dillon MT, Kocharyan A, Daher GS, Carlson ML, Shapiro WH, Snapp HA, Firszt JB. American Cochlear Implant Alliance Task Force Guidelines for Clinical Assessment and Management of Adult Cochlear Implantation for Single-Sided Deafness. Ear Hear. 2022 Nov-Dec 01;43(6):1605-1619. doi: 10.1097/AUD.0000000000001260. Epub 2022 Aug 22. PMID: 35994570; PMCID: PMC9592177.

Douglas SA, Yeung P, Daudia A, Gatehouse S, O'Donoghue GM. Spatial hearing disability after acoustic neuroma removal. Laryngoscope. 2007 Sep;117(9):1648-51. doi: 10.1097/MLG.0b013e3180caa162. PMID: 18062043.

Ebata M, Sone T, Nimura T. On the perception of direction of echo. J Acoust Soc Am. 1968 Aug;44(2):542-7. doi: 10.1121/1.1911118. PMID: 5665524.

Ellsperman SE, Nairn EM, Stucken EZ. Review of Bone Conduction Hearing Devices. Audiol Res. 2021 May 18;11(2):207-219. doi: 10.3390/audiolres11020019. PMID: 34069846; PMCID: PMC8161441.

European Working Group on Genetics of Hearing Impairment, Report of the study group on epidemiology of genetic hearing impairment. *Infoletter* 1996; 2:18-22.

Gatehouse S. A self-report outcome measure for the evaluation of hearing aid fittings and services. *Health Bull (Edinb)*. 1999 Nov;57(6):424-36. PMID: 12811876.

Gatehouse S, Noble W. The Speech, Spatial and Qualities of Hearing Scale (SSQ). *Int J Audiol*. 2004 Feb;43(2):85-99. doi: 10.1080/14992020400050014. PMID: 15035561; PMCID: PMC5593096.

Gelfand SA. Usage of CROS hearing aids by unilaterally deaf patients. *Arch Otolaryngol*. 1979 Jun;105(6):328-32. doi: 10.1001/archotol.1979.00790180026005. PMID: 454284.

Gilkey RH, Good MD. Effects of frequency on free-field masking. *Hum Factors*. 1995 Dec;37(4):835-43. doi: 10.1518/001872095778995580. PMID: 8851779.

Grantham DW, Ashmead DH, Ricketts TA, Labadie RF, Haynes DS. Horizontal-plane localization of noise and speech signals by postlingually deafened adults fitted with bilateral cochlear implants. *Ear Hear*. 2007 Aug;28(4):524-41. doi: 10.1097/AUD.0b013e31806dc21a. PMID: 17609614.

Hahm TY. Articulation function on the Korean speech in patients with hearing impairment. *Catholic Med College J*. 1962;5:31-8.

Harford E, Barry J. A rehabilitative approach to the problem of unilateral hearing impairment: The Contralateral Routing Of Signals CROS. *J speech hear disord*. 1965 May;30:121-38. doi: 10.1044/jshd.3002.121. PMID: 14283692.

Hawley ML, Litovsky RY, Culling JF. The benefit of binaural hearing in a cocktail party: effect of location and type of interferer. *J Acoust Soc Am*. 2004 Feb;115(2):833-43. doi: 10.1121/1.1639908. PMID: 15000195.

Hochmair-Desoyer I, Schulz E, Moser L, Schmidt M. The HSM sentence test as a tool for evaluating the speech understanding in noise of cochlear implant users. *Am J Otol.* 1997 Nov;18(6 Suppl):S83. PMID: 9391610.

Hol MK, Bosman AJ, Snik AF, Mylanus EA, Cremers CW. Bone-anchored hearing aid in unilateral inner ear deafness: a study of 20 patients. *Audiol Neurootol.* 2004 Sep-Oct;9(5):274-81. doi: 10.1159/000080227. Epub 2004 Aug 13. PMID: 15316200.

Hol MK, Snik AF, Mylanus EA, Cremers CW. Long-term results of bone-anchored hearing aid recipients who had previously used air-conduction hearing aids. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg.* 2005 Apr;131(4):321-5. doi: 10.1001/archotol.131.4.321. PMID: 15837900.

Humes LE, Allen SK, Bess FH. Horizontal sound localization skills of unilaterally hearing-impaired children. *Audiology.* 1980;19(6):508-18. doi: 10.3109/00206098009070082. PMID: 7425955.

Jakob TF, Speck I, Rauch AK, Hassepass F, Ketterer MC, Beck R, Aschendorff A, Wesarg T, Arndt S. Bone-anchored hearing system, contralateral routing of signals hearing aid or cochlear implant: what is best in single-sided deafness? *Eur Arch Otorhinolaryngol.* 2022 Jan;279(1):149-158. doi: 10.1007/s00405-021-06634-7. Epub 2021 Feb 10. PMID: 33566175; PMCID: PMC8739280.

Katiri R, Hall DA, Buggy N, Hogan N, Horobin A, van de Heyning P, Firszt JB, Bruce IA, Kitterick PT. Core Rehabilitation Outcome Set for Single Sided Deafness (CROSSSD) study: protocol for an international consensus on outcome measures for single sided deafness interventions using a modified Delphi survey. *Trials.* 2020 Mar 4;21(1):238. doi: 10.1186/s13063-020-4094-9. Erratum in: *Trials.* 2020 Mar 17;21(1):272. doi: 10.1186/s13063-020-04240-2. PMID: 32131880; PMCID: PMC7057560.

Killion MC, Niquette PA, Gudmundsen GI, Revit LJ, Banerjee S. Development of a quick speech-in-noise test for measuring signal-to-noise ratio loss in normal-hearing and hearing-impaired listeners. *J Acoust Soc Am.* 2004 Oct;116(4 Pt 1):2395-405. doi: 10.1121/1.1784440. Erratum in: *J Acoust Soc Am.* 2006 Mar;119(3):1888. PMID: 15532670.

Kitoh R, Nishio SY, Usami SI. Speech perception in noise in patients with idiopathic sudden hearing loss. *Acta Otolaryngol.* 2022 Mar-Apr;142(3-4):302-307. doi: 10.1080/00016489.2022.2059565. Epub 2022 Apr 24. PMID: 35621147.

Kumpik DP, Kacelnik O, King AJ. Adaptive reweighting of auditory localization cues in response to chronic unilateral earplugging in humans. *J Neurosci.* 2010 Apr 7;30(14):4883-94. doi: 10.1523/JNEUROSCI.5488-09.2010. PMID: 20371808; PMCID: PMC4225134.

Kuppler K, Lewis M, Evans AK. A review of unilateral hearing loss and academic performance: is it time to reassess traditional dogmata? *Int J Pediatr Otorhinolaryngol.* 2013 May;77(5):617-22. doi: 10.1016/j.ijporl.2013.01.014. Epub 2013 Mar 7. PMID: 23474216.

Letowski, T., Letowski, S. Localization Error: Accuracy and Precision of Auditory Localization. <http://www.intechopen.com/books/advances-in-sound-localization/localization-error-accuracyand-precision-of-auditory-localization2011>

Lin LM, Bowditch S, Anderson MJ, May B, Cox KM, Niparko JK. Amplification in the rehabilitation of unilateral deafness: speech in noise and directional hearing effects with bone-anchored hearing and contralateral routing of signal amplification. *Otol Neurotol.* 2006 Feb;27(2):172-82. doi: 10.1097/01.mao.0000196421.30275.73. PMID: 16436986.

Lucas L, Katiri R, Kitterick PT. The psychological and social consequences of single-sided deafness in adulthood. *Int J Audiol.* 2018 Jan;57(1):21-30. doi: 10.1080/14992027.2017.1398420. Epub 2017 Nov 13. PMID: 29132260.

Mohamad S, Khan I, Hey SY, Hussain SS. A systematic review on skin complications of bone-anchored hearing aids in relation to surgical techniques. *Eur Arch Otorhinolaryngol*. 2016 Mar;273(3):559-65. doi: 10.1007/s00405-014-3436-1. Epub 2014 Dec 14. PMID: 25503356.

McGarrigle R, Munro KJ, Dawes P, Stewart AJ, Moore DR, Barry JG, Amitay S. Listening effort and fatigue: what exactly are we measuring? A British Society of Audiology Cognition in Hearing Special Interest Group 'white paper'. *Int J Audiol*. 2014 Jul;53(7):433-40. doi: 10.3109/14992027.2014.890296. Epub 2014 Mar 27. PMID: 24673660.

Mertens G, Gilles A, Bouzegta R, Van de Heyning P. A Prospective Randomized Crossover Study in Single Sided Deafness on the New Non-Invasive Adhesive Bone Conduction Hearing System. *Otol Neurotol*. 2018 Sep;39(8):940-949. doi: 10.1097/MAO.0000000000001892. PMID: 30020266.

Michielsen, H. J., De Vries, J., Van Heck, G. L., Van de Vijver, F. J. R., & Sijtsma, K. (2004). Examination of the Dimensionality of Fatigue: The Construction of the Fatigue Assessment Scale (FAS). *European Journal of Psychological Assessment*, 20(1), 39–48. <https://doi.org/10.1027/1015-5759.20.1.39>

Middlebrooks JC, Green DM. Sound localization by human listeners. *Annu Rev Psychol*. 1991;42:135-59. doi: 10.1146/annurev.ps.42.020191.001031. PMID: 2018391.

Moon IJ, Byun H, Jin SH, Kwon S, Chung WH, Hong SH, Cho YS. Sound localization performance improves after canaloplasty in unilateral congenital aural atresia patients. *Otol Neurotol*. 2014 Apr;35(4):639-44. doi: 10.1097/MAO.0000000000000271. PMID: 24557035.

Moore, B. C. J. (2012). *An introduction to the psychology of hearing* (6th ed). Emerald.

Newman CW, Weinstein BE, Jacobson GP, Hug GA. Test-retest reliability of the hearing handicap inventory for adults. *Ear Hear.* 1991 Oct;12(5):355-7. doi: 10.1097/00003446-199110000-00009. PMID: 1783240.

Newman CW, Weinstein BE. The Hearing Handicap Inventory for the Elderly as a measure of hearing aid benefit. *Ear Hear.* 1988 Apr;9(2):81-5. doi: 10.1097/00003446-198804000-00006. PMID: 3366309.

Niparko JK, Cox KM, Lustig LR. Comparison of the bone anchored hearing aid implantable hearing device with contralateral routing of offside signal amplification in the rehabilitation of unilateral deafness. *Otol Neurotol.* 2003 Jan;24(1):73-8. doi: 10.1097/00129492-200301000-00015. PMID: 12544032.

Noble W, Gatehouse S. Interaural asymmetry of hearing loss, Speech, Spatial and Qualities of Hearing Scale (SSQ) disabilities, and handicap. *Int J Audiol.* 2004 Feb;43(2):100-14. doi: 10.1080/14992020400050015. PMID: 15035562.

Oh SJ, Mavrommatis MA, Fan CJ, DiRisio AC, Villavisanis DF, Berson ER, Schwam ZG, Wanna GB, Cosetti MK. Cochlear Implantation in Adults With Single-Sided Deafness: A Systematic Review and Meta-analysis. *Otolaryngol Head Neck Surg.* 2023 Feb;168(2):131-142. doi: 10.1177/01945998221083283. PMID: 35230924.

Otte RJ, Agterberg MJ, Van Wanrooij MM, Snik AF, Van Opstal AJ. Age-related hearing loss and ear morphology affect vertical but not horizontal sound-localization performance. *J Assoc Res Otolaryngol.* 2013 Apr;14(2):261-73. doi: 10.1007/s10162-012-0367-7. Epub 2013 Jan 15. PMID: 23319012; PMCID: PMC3660912.

Pantaleo A, Murri A, Cavallaro G, Pontillo V, Auricchio D, Quaranta N. Single-Sided Deafness and Hearing Rehabilitation Modalities: Contralateral Routing of Signal Devices, Bone Conduction Devices, and Cochlear Implants. *Brain Sci.* 2024 Jan 20;14(1):99. doi: 10.3390/brainsci14010099. PMID: 38275519; PMCID: PMC10814000.

Park SN, Han GC, Cho YS, Byun JY, Shin JE, Chu HS, Cheon BC, Chung JW, Chae SW, Choi JY. Standardization for a Korean Version of Hearing Handicap Inventory for the Elderly. *Korean J Otorhinolaryngol-Head Neck Surg.* 2011;54(12):828-834.

Peters JP, Smit AL, Stegeman I, Grolman W. Review: Bone conduction devices and contralateral routing of sound systems in single-sided deafness. *Laryngoscope.* 2015 Jan;125(1):218-26. doi: 10.1002/lary.24865. Epub 2014 Aug 14. PMID: 25124297.

Potier M, Gallego S, Fournier P, Marx M, Noreña A. Amplification of the poorer ear by StereoBiCROS in case of asymmetric sensorineural hearing loss: effect on tinnitus. *Front Neurosci.* 2023 May 25;17:1141096. doi: 10.3389/fnins.2023.1141096. PMID: 37304020; PMCID: PMC10248029.

Purcell PL, Shinn JR, Davis GE, Sie KC. Children with unilateral hearing loss may have lower intelligence quotient scores: A meta-analysis. *Laryngoscope.* 2016 Mar;126(3):746-54. doi: 10.1002/lary.25524. Epub 2015 Oct 9. PMID: 26452077; PMCID: PMC4755927.

Rothpletz AM, Wightman FL, Kistler DJ. Informational masking and spatial hearing in listeners with and without unilateral hearing loss. *J Speech Lang Hear Res.* 2012 Apr;55(2):511-31. doi: 10.1044/1092-4388(2011/10-0205). Epub 2012 Jan 3. PMID: 22215037; PMCID: PMC3320681.

Ryu NG, Moon IJ, Byun H, Jin SH, Park H, Jang KS, Cho YS. Clinical effectiveness of wireless CROS (contralateral routing of offside signals) hearing aids. *Eur Arch Otorhinolaryngol.* 2015 Sep;272(9):2213-9. doi: 10.1007/s00405-014-3133-0. Epub 2014 Jun 21. PMID: 24952106.

Sangen A, Royackers L, Desloovere C, Wouters J, van Wieringen A. Single-sided deafness affects language and auditory development - a case-control study. *Clin Otolaryngol.* 2017 Oct;42(5):979-987. doi: 10.1111/coa.12826. Epub 2017 Feb 5. PMID: 28063244.

Shub DE, Carr SP, Kong Y, Colburn HS. Discrimination and identification of azimuth using spectral shape. *J Acoust Soc Am*. 2008 Nov;124(5):3132-41. doi: 10.1121/1.2981634. PMID: 19045798; PMCID: PMC2597187.

Slattery WH 3rd, Middlebrooks JC. Monaural sound localization: acute versus chronic unilateral impairment. *Hear Res*. 1994 May;75(1-2):38-46. doi: 10.1016/0378-5955(94)90053-1. PMID: 8071153.

Snapp HA, Holt FD, Liu X, Rajguru SM. Comparison of Speech-in-Noise and Localization Benefits in Unilateral Hearing Loss Subjects Using Contralateral Routing of Signal Hearing Aids or Bone-Anchored Implants. *Otol Neurotol*. 2017 Jan;38(1):11-18. doi: 10.1097/MAO.0000000000001269. PMID: 27846038; PMCID: PMC5444920.

Snapp H. Nonsurgical Management of Single-Sided Deafness: Contralateral Routing of Signal. *J Neurol Surg B Skull Base*. 2019 Apr;80(2):132-138. doi: 10.1055/s-0039-1677687. Epub 2019 Jan 17. PMID: 30931220; PMCID: PMC6438788.

Snapp HA, Ausili SA. Hearing with One Ear: Consequences and Treatments for Profound Unilateral Hearing Loss. *J Clin Med*. 2020 Apr 3;9(4):1010. doi: 10.3390/jcm9041010. PMID: 32260087; PMCID: PMC7230949.

Valente M, Oeding K. Evaluation of a BICROS System with a Directional Microphone in the Receiver and Transmitter. *J Am Acad Audiol*. 2015 Nov-Dec;26(10):856-71. doi: 10.3766/jaaa.15031. PMID: 26554490.

Van de Heyning P, Távora-Vieira D, Mertens G, Van Rompaey V, Rajan GP, Müller J, Hempel JM, Leander D, Polterauer D, Marx M, Usami SI, Kitoh R, Miyagawa M, Moteki H, Smilsky K, Baumgartner WD, Keintzel TG, Sprinzel GM, Wolf-Magele A, Arndt S, Wesarg T, Zirn S, Baumann U, Weissgerber T, Rader T, Hagen R, Kurz A, Rak K, Stokroos R, George E, Polo R, Medina MDM, Henkin Y, Hilly O, Ulanovski D, Rajeswaran R, Kameswaran M, Di Gregorio MF, Zernotti ME. Towards a Unified Testing

Framework for Single-Sided Deafness Studies: A Consensus Paper. *Audiol Neurotol.* 2016;21(6):391-398. doi: 10.1159/000455058. Epub 2017 Mar 21. PMID: 28319951; PMCID: PMC5472212.

Van Wanrooij MM, Van Opstal AJ. Contribution of head shadow and pinna cues to chronic monaural sound localization. *J Neurosci.* 2004 Apr 28;24(17):4163-71. doi: 10.1523/JNEUROSCI.0048-04.2004. PMID: 15115811; PMCID: PMC6729291.

Vannson N, James C, Fraysse B, Strelnikov K, Barone P, Deguine O, Marx M. Quality of life and auditory performance in adults with asymmetric hearing loss. *Audiol Neurotol.* 2015;20 Suppl 1:38-43. doi: 10.1159/000380746. Epub 2015 May 19. PMID: 25997394.

Vesseur A, Free R, Snels C, Dekker F, Mylanus E, Verbist B, Frijns J. Hearing Restoration in Cochlear Nerve Deficiency: the Choice Between Cochlear Implant or Auditory Brainstem Implant, a Meta-analysis. *Otol Neurotol.* 2018 Apr;39(4):428-437. doi: 10.1097/MAO.0000000000001727. PMID: 29494474.

Wagener K. C., Brand T., Kollmeier B. (1999). Entwicklung und evaluation eines Satztests in deutscher Sprache III: Evaluation des Oldenburger Satztests. *Z Audiology*, 38(3), 86–95.

Wazen JJ, Ghossaini SN, Spitzer JB, Kuller M. Localization by unilateral BAHA users. *Otolaryngol Head Neck Surg.* 2005 Jun;132(6):928-32. doi: 10.1016/j.otohns.2005.03.014. PMID: 15944566.

Weinstein BE. The quantification of hearing aid benefit in the elderly: the role of self-assessment measures. *Acta Otolaryngol Suppl.* 1990;476:257-61. doi: 10.3109/00016489109127287. PMID: 2087973.

Wightman FL, Kistler DJ. The dominant role of low-frequency interaural time differences in sound localization. *J Acoust Soc Am.* 1992 Mar;91(3):1648-61. doi: 10.1121/1.402445. PMID: 1564201.

Wightman FL, Kistler DJ. Monaural sound localization revisited. *J Acoust Soc Am*. 1997 Feb;101(2):1050-63. doi: 10.1121/1.418029. PMID: 9035397.

Wiley TL, Cruickshanks KJ, Nondahl DM, Tweed TS. Self-reported hearing handicap and audiometric measures in older adults. *J Am Acad Audiol*. 2000 Feb;11(2):67-75. PMID: 10685672.

World Health Organization. (2021). World report on hearing. World Health Organization. <https://iris.who.int/handle/10665/339913>. License: CC BY-NC-SA 3.0 IGO

Wright D, Hebrank JH, Wilson B. Pinna reflections as cues for localization. *J Acoust Soc Am*. 1974 Sep;56(3):957-62. doi: 10.1121/1.1903355. PMID: 4417488.