

Sommario

Capitolo 1	Introduzione	4
1.1	Organizzazione del corso	5
Capitolo 2	Il sistema di misura	7
2.1	L'altoparlante	7
2.2	I microfoni.....	9
2.3	Le misure	10
Capitolo 3	Gli algoritmi di fitting e le curve target.....	12
3.1	Un po' di storia	12
3.1.1	Approcci lineari.....	12
3.1.2	Tecniche non-lineari	13
3.2	Lo stato dell'arte.....	13
3.2.1	NAL-NL1, NAL-NL2 (National Acoustic Laboratories, Australia)	13
3.2.2	DSL v5.0 (University of Western Ontario, Canada)	14
3.3	La scelta dei parametri nelle formule di fitting	15
3.4	La scelta della fitting rule.....	25
Capitolo 4	Procedura di fitting con sistema REM	27
4.1	Condizioni ambientali	27
4.2	Stato del paziente ed esami preliminari.....	28
4.3	Equalizzazione dell'altoparlante.....	28
4.4	Calibrazione dei tubicini sonda.....	31
4.5	Misure REM e interfacciamento con il software dell'apparecchio	32
4.5.1	Inserimento dei tubicini sonda nell'orecchio del paziente.....	32
4.5.2	Misure senza apparecchio acustico (REUG / REUR)	34
4.5.3	Misure a canale occluso (REOG / REOR).....	35
4.5.4	Regolazione dell'apparecchio acustico tramite misure REAG / REAR.....	36
4.5.5	Modalità MPO	39
4.6	Open fitting.....	40
4.6.1	Open fitting nelle misurazioni REM	42
4.7	Verifica di altre caratteristiche degli apparecchi.....	43
4.7.1	Soppressione del rumore	43
4.7.2	Frequency lowering	43
4.7.3	Direzionalità.....	44

4.8	Speech mapping e counselling	44
4.9	Casi clinici.....	47
4.9.1	Esempio 1	47
4.9.2	Esempio 2	49
Capitolo 5	Le misure in accoppiatore	52
5.1	Gli accoppiatori e la curva RECD.....	52
5.2	Fattori che influenzano una curva RECD	55
5.3	L'esecuzione del protocollo di fitting	57
Capitolo 6	I segnali speech like	60
6.1	Segnali stazionari e segnali speech like	60
6.2	ICRA	61
6.3	ISTS	62
Glossario		64
Bibliografia.....		65

Capitolo 1 Introduzione

In audiologia, forse più che in altre discipline mediche, è fondamentale per una buona riuscita del procedimento clinico dedicare tempo all'ascolto del paziente. La persona va conosciuta, vanno comprese le sue abitudini quotidiane, e va approfondito ciò che egli si aspetta dall'intervento dell'audioprotesista. Tutte queste informazioni serviranno poi a scegliere la soluzione più adatta alle sue esigenze e, se necessario, ad individuare la giusta tecnologia in grado di migliorare le sue attuali condizioni. Qualora la soluzione includa l'applicazione di un apparecchio acustico, e dunque richieda un processo di adattamento dello stesso alle specifiche esigenze del cliente, risulta essere di importanza fondamentale l'utilizzo di uno strumento in grado di guidare l'audioprotesista nel processo di fitting con dati quantitativi, e consenta inoltre l'analisi oggettiva dei risultati del processo.

Le misure *in situ* (Real-Ear Measurement, REM), oltre che essere un utile mezzo per velocizzare e ottimizzare il fitting dell'apparecchio, sono l'unico strumento che consente una verifica oggettiva dell'attività svolta dall'audioprotesista. Esse consentono di illustrare al paziente con misure quantitative i benefici ottenuti dalla protesizzazione. Se infatti da un lato, grazie alle misure in situ, è possibile ottenere misure ripetibili dell'amplificazione fornita dall'apparecchio, le funzioni di counselling, solitamente presenti nei sistemi REM, aiutano l'audioprotesista a mostrare la propria professionalità al paziente e ai familiari, aumentando la loro soddisfazione per il lavoro svolto.

A partire da queste considerazioni si capiscono dunque le ragioni per cui, a livello internazionale, è crescente l'interesse verso questa pratica, ad oggi considerata come l'unica metodologia in grado di fornire misure oggettive e ripetibili dell'amplificazione fornita da un apparecchio acustico, quando indossato dal paziente. L'acquisizione di segnali in situ, tramite un microfono sonda inserito nel canale uditivo, permette infatti di valutare l'intensità sonora prodotta da un apparecchio acustico al timpano di un paziente. Un sistema di questo tipo consente di quantificare e di visualizzare l'amplificazione fornita, frequenza per frequenza, dall'apparecchio e dal canale, offrendo informazioni fondamentali per ottimizzare i guadagni dell'apparecchio stesso. In questo modo ci si assicura che l'intero sistema, costituito dal dispositivo elettroacustico, dalla presenza di eventuali chiocciole, dal tubing e dall'amplificazione dovuta all'orecchio esterno, produca al timpano un livello di pressione sonora adeguato.

L'esigenza della formalizzazione di una metodica standardizzata per l'acquisizione di misure in situ portò lo United Kingdom National Health Service a commissionare la definizione di una linea guida da utilizzare nelle fasi di programmazione di un apparecchio acustico e di assistenza al paziente (Gatehouse, et al., 2001). Successivamente l'International Society of Audiology (ISA), tramite l'International Collegium of Rehabilitative Audiology, chiese allo stesso Gatehouse e a William Noble di estendere il documento proposto. Il protocollo stilato, attualmente al vaglio dell'ISA, raccomanda di sottoporre tutti coloro per i quali si riveli necessaria l'adozione di un apparecchio acustico a un

fitting con acquisizione di misure in situ. In particolare si specifica che “qualora un razionale di fitting contenga un target acustico, la programmazione di un apparecchio acustico dev’essere verificata con misure in orecchio utilizzando un segnale di stimolo adatto all’apparecchio sotto test. Le tolleranze consentite sono di ± 5 dB a 250, 500, 1000 e 2000 Hz, e di ± 8 dB a 3000 e 4000 Hz”.

Le tolleranze definite nelle linee guida citate, ovviamente, costituiscono per lo più un punto di partenza dal momento che l’effettivo punto di arrivo è rappresentato in ultima analisi dalla risposta e dalla soddisfazione del paziente.

Il fitting di un dispositivo acustico che non tenga conto di misure acquisite in orecchio può indurre l’audioprotesista a effettuare una programmazione dei guadagni poco adatta alle effettive esigenze del paziente che lo indosserà. Nel caso, per esempio, della programmazione di un apparecchio per un bambino, qualora l’audioprotesista si basasse unicamente sulle misure fornite dal produttore (basate per lo più su misure acquisite su un accoppiatore o derivanti da studi di popolazione effettuati su soggetti adulti), senza tener conto delle effettive misure in orecchio, si incorrerebbe nel rischio di un’amplificazione esagerata dei suoni prodotti al timpano. Questo perché in età pediatrica il canale uditivo è più piccolo rispetto all’adulto e, come verrà illustrato nei prossimi capitoli, a parità di intensità del segnale emesso la pressione sonora che si genera in una cavità piccola è maggiore di quella che si genera in una cavità di volume maggiore. Un problema simile può verificarsi ogniqualvolta il paziente in esame presenti un canale acustico la cui risposta in frequenza si discosti da quello che è il comportamento dell’accoppiatore: evidentemente un accoppiatore non può essere utilizzato per tener conto della complessa variabilità anatomica interindividuale di una struttura come il canale uditivo.

Il tempo richiesto per effettuare le misurazioni in situ, sicuramente più oneroso rispetto a quello che si impiegherebbe basandosi sulle misure proposte dal produttore, è ampiamente ripagato in termini di qualità della protesizzazione, e di conseguenza di accettazione dell’apparecchio acustico. Tutto ciò si riflette inoltre in una riduzione del tempo dedicato al follow-up, e rappresenta pertanto un vantaggio sia per il paziente sia per l’audioprotesista.

1.1 Organizzazione del corso

Il presente corso si propone di fornire una visione esaustiva sul panorama del fitting degli apparecchi acustici tramite l’uso di misurazioni in orecchio. Nei capitoli seguenti verrà descritto come si compone un sistema REM e quali siano le misure standard definite da norma che esso deve poter acquisire. Verrà spiegato il significato di ciascuna di tali misure, differenziandole in misure di risposta e misure di guadagno.

Si introdurranno quindi gli algoritmi prescrittivi che forniscono all’audioprotesista le curve target, fondamentali per suggerire i livelli di amplificazione da impostare nell’apparecchio in fase di fitting. Verranno descritte le trasformazioni subite negli anni a partire dai primi semplici approcci prescrittivi, e come tali modifiche abbiano portato agli attuali algoritmi non lineari. Una sezione verrà dedicata alla spiegazione di come certe caratteristiche degli apparecchi acustici si riflettano sulle amplificazioni generate a particolari frequenze.

Verrà poi descritta nel dettaglio l'esecuzione di una procedura di fitting, facendo riferimento in particolare all'acquisizione delle misure richieste dagli standard, e approfondendo gli accorgimenti da prendere nel caso si stia lavorando con un apparecchio open. Il capitolo dedicato alla procedura di fitting si chiuderà con la descrizione di due casi clinici.

Dato che non sempre sarà possibile contare sulla collaborazione del paziente per l'intera durata della seduta, verrà presa in considerazione anche l'esecuzione di un fitting in accoppiatore.

Infine si descriveranno le caratteristiche che devono avere i segnali tipicamente usati come input per le misure da acquisire.

Capitolo 2 Il sistema di misura

Per poter effettuare le misure in orecchio si deve disporre di un sistema REM (Real-Ear Measurement system). Esso si compone principalmente di un altoparlante e quattro microfoni opportunamente calibrati e montati all'interno di due sonde. In particolare:

- l'altoparlante deve essere equalizzato in modo che i suoni inviati al paziente vengano effettivamente emessi all'intensità impostata dall'operatore. L'equalizzazione deve essere effettuata ogniqualvolta venga modificata la conformazione ambientale della stanza in cui si svolge il fitting con un sistema REM. Maggiori dettagli verranno spiegati nel Paragrafo 4.3;
- due microfoni sonda, uno per ciascun orecchio, che permettono di misurare, attraverso un tubicino in silicone inserito nel canale acustico, i segnali che arrivano al timpano del paziente;
- due microfoni di riferimento, uno per ciascun orecchio, che registrano la misura dei segnali che arrivano alla base del padiglione auricolare del soggetto in esame. I microfoni di riferimento vengono tipicamente usati anche in fase iniziale di equalizzazione del sistema.

I sistemi REM sono in genere controllati da un computer in cui sia installato il software di gestione dello strumento.

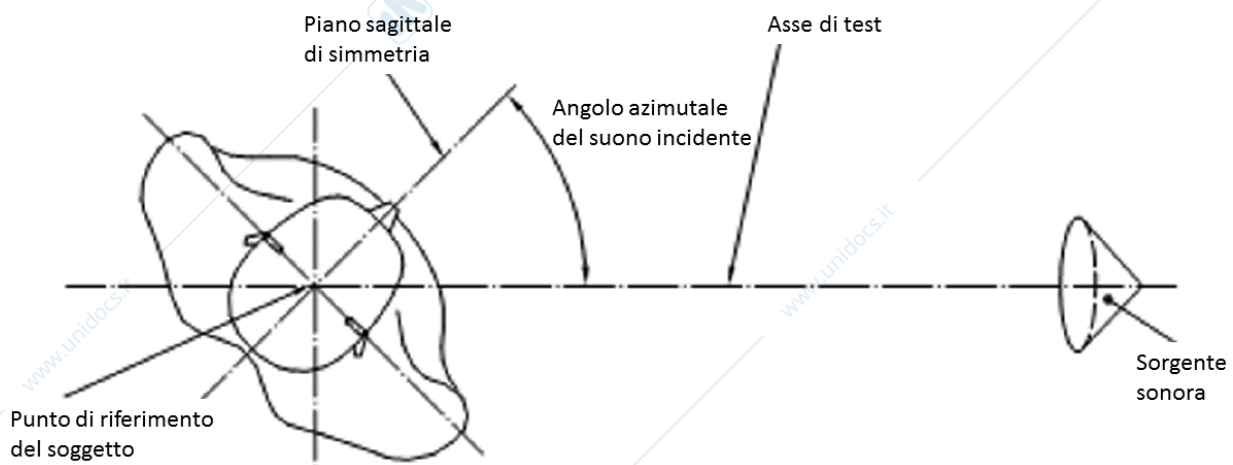


Figura 2.1 Esempio schematico di set up per un fitting con sistema REM. (Adattato da IEC 61669:2015).

2.1 L'altoparlante

Si definisce *angolo azimutale del suono incidente* l'angolo formato dal piano sagittale di simmetria del soggetto e dal piano definito dall'asse di rotazione e dall'asse di test. La Figura 2.1 aiuta a rendere più chiaro il concetto. Si ha che

- quando il soggetto sta di fronte alla sorgente sonora, l'angolo azimutale vale 0° ;
- quando l'orecchio di test del soggetto sta di fronte alla sorgente sonora, l'angolo azimutale vale 90° ;

- quando l'orecchio opposto all'orecchio di test sta di fronte alla sorgente sonora, l'angolo azimutale vale -90° .



Figura 2.2 Esempio di set up per una seduta di fitting con sistema REM.

Benché l'orecchio ci permetta di percepire e localizzare i suoni provenienti da qualsiasi direzione, tipicamente si tende a prestare maggiore attenzione ai suoni che arrivino da una direzione approssimativamente frontale. Ciò non deve vincolare a posizionare l'altoparlante necessariamente a un angolo azimutale di 0° : in generale si consiglia di adottare angoli di 0° o di 45° , evitando tuttavia angoli di 90° , per i quali le curve misurate tendono a presentare molti picchi e valli (Ickes, et al., 1991) (Stoone & Moore, 2004).

Scelto l'angolo azimutale, l'altoparlante viene posizionato circa all'altezza della testa del paziente, e a una distanza minima di 0,5 metri (Figura 2.2). A seconda del sistema REM che si stia utilizzando, l'altoparlante può essere esterno oppure integrato nello strumento.



Figura 2.3 Esempi di diversi sistemi REM disponibili sul mercato, dotati di altoparlanti esterni (a sinistra) o integrati (al centro e a destra).

2.2 I microfoni

In ciascun orecchio durante un fitting REM vengono sistemati due microfoni, contenuti in un piccolo box: uno di riferimento, all'altezza del lobo dell'orecchio, più un microfono sonda. A quest'ultimo si collega un sottile tubicino in silicone che, inserito nel canale acustico (Figura 2.4), permette di misurare i segnali che arrivano al timpano, anche quando il paziente stia indossando l'apparecchio acustico (Figura 2.5). Gli standard (ANSI S3.4., 2013) e (IEC:61669, 2015) elencano le specifiche che tali microfoni devono soddisfare e in particolare richiedono di garantire un'accuratezza minima (pari a 4 dB per la IEC e a 3 dB per l'ANSI) su un intervallo che copra le frequenze da 200 a 8000 Hz.



Figura 2.4 Esempio di microfoni utilizzati per un fitting con un sistema REM: il microfono di riferimento è integrato nel box azzurro alla base del lobo auricolare. Il microfono sonda misura i segnali al timpano tramite il tubicino in silicone a cui è collegato.

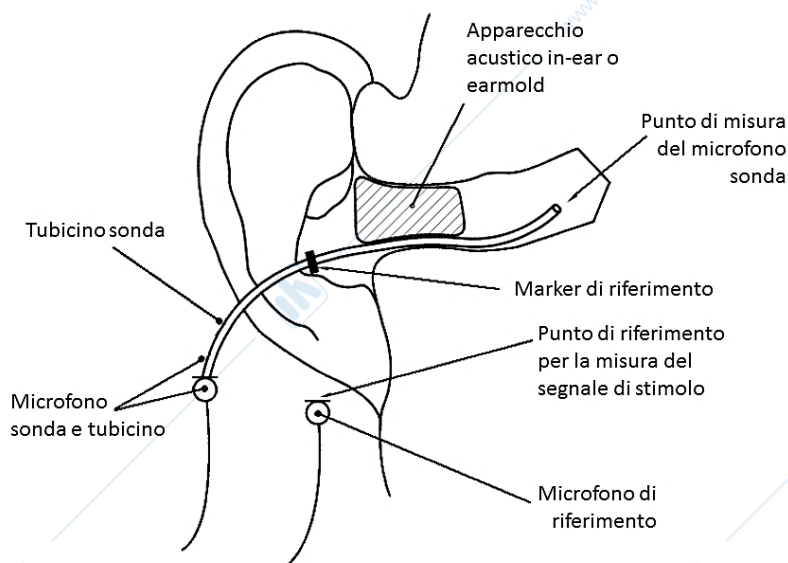


Figura 2.5 Posizionamento schematico del microfono di riferimento e del microfono sonda durante un fitting con sistema REM. (Adattato da IEC 61669:2015).

2.3 Le misure

Posizionato l'altoparlante e sistemati i microfoni come descritto nei paragrafi precedenti, è possibile acquisire diverse misure che vengono generalmente distinte in due categorie:

- **misure di risposta:** si tratta dei valori, in dB SPL, registrati dal microfono sonda. Le misure di risposta mostrano quindi l'intensità, in funzione della frequenza, del segnale al timpano. Il loro acronimo termina con la lettera R (*response*);
- **misure di guadagno:** sono misure differenziali, e si ottengono sottraendo dal segnale misurato al microfono sonda il segnale misurato al microfono di riferimento. Rappresentano quindi la *differenza* dei segnali misurati ai due microfoni o, detto altrimenti, l'amplificazione subita da un segnale nel percorso tra il microfono di riferimento e il microfono sonda. Il loro acronimo termina con la lettera G (*gain*).

Gli standard (ANSI S3.4., 2013) e (IEC:61669, 2015) specificano quali misure, di risposta o di guadagno, sia opportuno acquisire durante un fitting tramite sistema REM. In particolare si dovranno acquisire:

- misure senza apparecchio acustico, o *unaided*: si invia un segnale a banda larga al paziente senza che questi indossi l'apparecchio acustico, e si misura l'intensità del segnale ai microfoni. La misura di risposta al microfono sonda è la Real-Ear Unaided Response (**REUR**), mentre la misura della differenza tra intensità al microfono sonda e al microfono di riferimento è la Real-Ear Unaided Gain (**REUG**). Quest'ultima in particolare rappresenta il guadagno naturale che il canale del paziente è in grado di fornire. In assenza di alterazioni del canale stesso, ci si aspetta che un orecchio adulto sia in grado di fornire un guadagno tra i 10 e i 20 dB nell'intervallo di frequenze approssimativamente tra i 1500 e i 5000 Hz.
- Misure con apparecchio acustico inserito ma spento: sono le curve acquisite in occlusione, o *occluded*. Anche in questo caso si invia un segnale a banda larga al paziente dopo che questi abbia indossato, senza accenderlo, l'apparecchio acustico, e si misura l'intensità del segnale ai microfoni. La misura di risposta al microfono sonda è la Real-Ear Occluded Response (**REOR**), mentre la misura della differenza tra intensità al microfono sonda e al microfono di riferimento è la Real-Ear Occluded Gain (**REOG**). Confrontate con le misure *unaided* sopra descritte, le misure *occluded* permettono di capire quanto l'inserimento dell'apparecchio comporti una chiusura del canale, e di conseguenza una perdita dell'amplificazione naturale da questo fornita. Nel caso di apparecchi o di chioccioline completamente occludenti, si può arrivare ad avere nella REOG valori negativi: in questo caso il segnale che arriva al timpano è meno intenso rispetto a quello che arriva al padiglione.
- Misure con apparecchio acustico inserito e acceso, o *aided*. Il segnale che si utilizza per questo tipo di misure è tipicamente un segnale *speech like* (per dettagli si rimanda al Capitolo 6), inviato al paziente dopo che questi abbia acceso l'apparecchio precedentemente indossato. La misura di risposta al microfono sonda è la Real-Ear Aided Response (**REAR**), mentre la misura della differenza tra intensità al microfono sonda e al microfono di riferimento è la Real-Ear Aided Gain (**REAG**). Queste misure vengono utilizzate per regolare i guadagni dell'apparecchio, verificando come un aggiustamento di questi permetta di

avvicinare la curva *aided* alla curva target scelta. Per una descrizione approfondita delle curve target si rimanda al Capitolo 3. Le curve *aided* rappresentano la somma di tre contributi: l'amplificazione naturale del canale, più l'amplificazione (negativa) dovuta all'occlusione fisica causata dall'apparecchio, più l'amplificazione elettronica fornita ancora dall'apparecchio. Nel caso in cui si voglia verificare quale sia il contributo all'amplificazione dovuto al solo apparecchio, al netto del canale, è sufficiente acquisire una misura di guadagno in inserzione: si parla in questo caso di Real-Ear Insertion Gain (**REIG**), ottenuta con

$$REIG = REAG - REUG$$

L'elenco completo delle misure, assieme alla loro definizione, viene riportato in Tabella 2.1 e nel Glossario.

Tabella 2.1 Riassunto delle misure definite dagli standard per un fitting con sistema REM (ANSI S3.4., 2013) (IEC:61669, 2015).

ACRONIMO	TIPO DI MISURA	SIGNIFICATO
Real-Ear Aided Gain, REAG	Misura di Guadagno, apparecchio indossato e acceso	Differenza in dB, in funzione della frequenza, tra gli SPL misurati in un certo punto prefissato del canale acustico e il livello del segnale di test, con l'apparecchio acustico indossato e acceso.
Real-Ear Aided Response, REAR	Misura di Risposta, apparecchio indossato e acceso	Valori in dB SPL, in funzione della frequenza, misurati in un certo punto prefissato del canale acustico in presenza di un segnale di test, e con l'apparecchio acustico indossato e acceso.
Real-Ear to Coupler Difference, RECD	Misura di confronto tra risposta dell'orecchio e risposta dell'accoppiatore da 2cc	Differenza in dB, in funzione della frequenza, tra gli SPL misurati in prossimità della membrana timpanica in un orecchio occluso da una sorgente acustica ad alta impedenza, e quelli misurati in un accoppiatore acustico collegato alla stessa sorgente sonora.
Real-Ear Insertion Gain, REIG	Misura di Guadagno, apparecchio indossato e acceso	Differenza in dB, in funzione della frequenza, tra una curva REAG e una curva REUG acquisite al medesimo punto di misura e con lo stesso segnale di stimolo.
Real-Ear Occluded Gain, REOG	Misura di Guadagno, apparecchio indossato e spento	Differenza in dB, in funzione della frequenza, tra gli SPL misurati in un certo punto prefissato del canale acustico e il livello del segnale di test, con l'apparecchio acustico indossato e spento.
Real-Ear Occluded Response, REOR	Misura di Risposta, apparecchio indossato e spento	Valori in dB SPL, in funzione della frequenza, misurati in un certo punto prefissato del canale acustico in presenza di un segnale di test, e con l'apparecchio acustico indossato e spento.
Real-Ear Unaided Gain, REUG	Misura di Guadagno, apparecchio non indossato	Differenza in dB, in funzione della frequenza, tra gli SPL misurati in un certo punto prefissato del canale acustico e il livello del segnale di test.
Real-Ear Unided Response, REUR	Misura di Risposta, apparecchio non indossato	Valori in dB SPL, in funzione della frequenza, misurati in un certo punto prefissato del canale acustico in presenza di un segnale di test.

Capitolo 3 Gli algoritmi di fitting e le curve target

Lo scopo principale del fitting eseguito con un sistema REM è quello di riportare il paziente alla miglior esperienza di ascolto possibile, individuando quali siano i guadagni dell'apparecchio acustico più adatti alle sue esigenze. La scelta di tali guadagni viene suggerita dalle cosiddette curve target: si tratta di curve calcolate attraverso appositi algoritmi a partire dai dati del paziente, inclusa la perdita uditiva, e dell'apparecchio adottato, che mostrano all'audioprotesista, frequenza per frequenza, le amplificazioni da impostare sull'apparecchio.

Benché ad oggi la quasi totalità dei produttori di apparecchi acustici offra curve target basate su algoritmi proprietari, l'utilizzo di una regola di target generica è solitamente da preferirsi: questo non solo perché utilizzare una curva target generica significa adottare un metodo prescrittivo basato su dati pubblicati in letteratura, ma anche per facilitare l'audioprotesista e il paziente nel caso in cui dovessero decidere di cambiare marca e modello di apparecchio acustico.

3.1 Un po' di storia

3.1.1 Approcci lineari

La storia delle procedure prescrittive inizia nella prima metà del secolo scorso, quando Knudsen e Jones proposero un primo metodo, diventato celebre come "mirroring of the audiogram". Si trattava di un semplice approccio basato esclusivamente sulla soglia audiometrica del paziente: ogni dB di perdita uditiva veniva compensato con un dB di guadagno. Questo metodo si rivelò essere però poco utile, dato che portava per lo più a guadagni eccessivi, soprattutto in corrispondenza delle frequenze in cui la perdita uditiva era più marcata (Knudsen & Jones, 1935).

Pochi anni dopo un nuovo metodo venne proposto dallo stesso Knudsen in collaborazione con Watson: a differenza di quanto proposto con l'approccio precedente, i guadagni suggeriti non si basavano più solo sulla soglia del paziente, ma piuttosto sul suo Most Comfortable Level (MCL) (Watson & Knudsen, 1940).

Non dissimile fu il successivo contributo di Lybarger: il suo metodo si basava su osservazioni empiriche fatte registrando quali guadagni venivano giudicati migliori dai pazienti stessi. Nel caso di perdite lievi o moderate, il guadagno scelto per una certa banda di frequenze corrispondeva a circa la metà della perdita uditiva per quella stessa banda, mentre per perdite severe o profonde i guadagni richiesti dai pazienti erano in genere più elevati. La formalizzazione del metodo da parte di Lybarger divenne nota come "half-gain rule" (Lybarger, 1944).

Negli anni Settanta fu Berger a proporre un metodo che vedeva un ritorno all'uso della sola soglia uditiva, ignorando il contributo dell'MCL, giudicato una misura troppo poco affidabile. A differenza dei metodi precedenti l'approccio di Berger, che da lui prese il nome, non si limitava a suggerire i guadagni da utilizzare, ma anche il miglior Maximum Power Output (MPO) (Berger, et al., 1977).

Rimanendo nell'ambito delle formule prescrittive per apparecchi acustici lineari, va ricordata la procedura POGO (Prescription Of Gain and Output), introdotta da McCandless e Lyregaard per perdite uditive inferiori ai 65 dB HL (McCandless & Lyregaard, 1983). La POGO fondava le proprie basi nella half gain rule di Lybarger, ma si differenziava da questa per il minor guadagno suggerito per le basse frequenze (i.e. 250 e 500 Hz). Venne successivamente modificata da Schwartz al fine di poter essere utilizzata anche per perdite uditive severe e profonde (Schwartz, et al., 1988).

Non lineari furono anche i primi metodi prescrittivi teorizzati dal National Acoustic Laboratories (NAL), il centro di ricerche dell'Australian Hearing, e dalla University of Western Ontario. In particolare, il primo propose i metodi NAL-R e NAL-RP, rispettivamente NAL Revised (Byrne & Dillon, 1986) e NAL Revised Profound (Byrne, et al., 1990): entrambi si prefiggevano di massimizzare l'intelligibilità del parlato attraverso l'equalizzazione dei suoni su tutte le frequenze. Più o meno coeva alla NAL-R fu l'introduzione della formula DSL (Desired Sensation Level) da parte dell'istituto canadese, che puntava invece a ottimizzare il riconoscimento del parlato in bambini con ipoacusie trattabili mediante amplificazioni per via aerea (Seewald, et al., 1993).

3.1.2 Tecniche non-lineari

L'introduzione di apparecchi acustici in grado di fornire amplificazioni non lineari vide la necessità dello sviluppo di algoritmi che fossero capaci di calcolare guadagni dipendenti dal livello del segnale in ingresso. Scopo dell'Independent Hearing Aid Fitting Forum (IHAF), agli inizi degli anni Novanta, era esattamente quello di definire e progettare un algoritmo di fitting non-lineare. Il risultato fu formalizzato in un protocollo e implementato in un software, il VIOLA (Visual Input/Output Locator Algorithm), in grado di generare output differenti a seconda che i segnali in ingresso fossero deboli, medi o intensi (Cox, 1995).

Il medesimo rationale portò allo sviluppo del metodo noto come FIG6 ad opera del gruppo di ricerca di Killion, lo stesso che aveva progettato il K-Amp, uno dei circuiti di compressione WDRC (Wide Dynamic Range Compression) più popolari degli anni Novanta. Il calcolo dei guadagni, personalizzato in base alla soglia uditiva del paziente, viene fatto per tre livelli di input (40, 65 e 90 dB SPL) (Killion & Fikret-Pasa, 1993).

Anche le già citate NAL-R e NAL-RP vennero modificate in modo da poter essere adattate ai nuovi apparecchi ormai disponibili sul mercato. Alla NAL-NL1 (Non-Linear, versione 1) (Dillon, 1999) fece poi seguito la NAL-NL2 (Non-Linear, versione 2) (Keidser, et al., 2011): entrambe si scostavano dalle NAL precedenti, in quanto lo scopo non era più di equalizzare i suoni su tutte le frequenze, ma piuttosto di massimizzare l'intelligibilità del parlato facendo attenzione a non produrre suoni più intensi da quelli che verrebbero percepiti da un normoudente. La NAL-NL1 e la NAL-NL2 verranno descritte con maggior dettaglio nel Paragrafo 3.2, assieme alla versione non lineare della formula DSL.

3.2 Lo stato dell'arte

3.2.1 NAL-NL1, NAL-NL2 (National Acoustic Laboratories, Australia)

Come già anticipato, con l'introduzione delle versioni non lineari delle formule NAL i ricercatori australiani non si proponevano più di equalizzare i suoni su tutte le frequenze, quanto piuttosto di

massimizzare l'intelligibilità del parlato facendo attenzione che l'intensità complessiva dei suoni non superasse quella percepita da un normoudente sottoposto allo stesso stimolo. Nel formulare le nuove regole non lineari vennero adottati due modelli teorici: entrambi richiedono come dati in ingresso la soglia uditiva del paziente in esame e lo spettro del segnale di input, al livello ottenuto in seguito all'amplificazione applicata. In particolare:

- il primo modello, basato sul calcolo dello Speech Intelligibility Index (SII), considera anche gli effetti dovuti alla desensibilizzazione e all'ascolto di segnali di intensità elevata. È stato infatti dimostrato come la capacità di ricavare informazioni utili da un segnale udibile diminuisca al crescere della perdita uditiva. Questa ridotta capacità tipica di un orecchio con perdite superiori ai 60 dB è nota come *desensibilizzazione da perdita uditiva*. Se si adottasse il modello classico per il calcolo dello SII, si otterrebbe una sovrastima dell'intelligibilità. Pertanto il calcolo dello SII è stato modificato in modo da tener conto di tale desensibilizzazione;
- il secondo modello fu adottato per permettere di calcolare la rumorosità, che non doveva superare quella percepita di una persona normoudente. Il calcolo considera anche gli effetti dovuti a perdite uditive neurosensoriali.

L'equazione risultante venne implementata in un software che, utilizzando un approccio basato sulle reti neurali, era in grado di fornire risultati in termini sia di REAG, sia di REIG, sia di guadagno in accoppiatore, utilizzando come stimoli toni puri o rumori a banda larga disegnati in modo da simulare lo spettro del parlato (Ching, et al., 1998), (Ching, et al., 2001).

Dalla pubblicazione della NAL-NL1, i ricercatori australiani continuarono a raccogliere dati relativi alla quantità di informazione che i pazienti che utilizzavano apparecchi acustici erano in grado di ricavare dal parlato, una volta che questo fosse stato amplificato in modo da essere reso udibile. Fu sulla base di questi dati che il gruppo di ricerca riuscì a raffinare il calcolo della formula di fitting, proponendo la versione NAL-NL2. In quest'ultima il guadagno suggerito per una certa frequenza non dipendeva solo dalla perdita a quella stessa frequenza, ma anche dalla perdita alle altre frequenze. Vennero introdotte altre modifiche e migliorie quali, per esempio, 2 dB di guadagno aggiuntivo per gli uomini rispetto alle donne, una differenziazione nel caso di apparecchio acustico monolaterale o bilaterale (in quest'ultimo caso si preferiva fornire un guadagno inferiore, soprattutto per intensità elevate nei segnali in ingresso), guadagni diversi a seconda che il paziente fosse un nuovo utente o fosse già abituato a indossare un apparecchio acustico, curve target adattate a seconda che la lingua parlata dal paziente fosse una lingua tonale o non tonale, e così via.

3.2.2 DSL v5.0 (University of Western Ontario, Canada)

La regola prescrittiva DSL, nella sua versione non lineare, ha subito una serie di modifiche a partire dal 1995, anno della prima formalizzazione ad opera della University of Western Ontario (Cornelisse, et al., 1995). Attualmente l'ultima versione è la DSL Multistage Input/Output v5.0a, pubblicata nel 2005 (Scollie, et al., 2005), ed è stata progettata allo scopo di modificare l'intensità dei suoni in modo che il soggetto ipoacusico li percepisca così come li sentirebbe un soggetto normoudente, evitando fenomeni di fastidio soprattutto per segnali in ingresso intensi. Come per le NAL, anche nel caso della DSL sono state introdotte migliorie quali, per esempio, 3 dB di guadagno aggiuntivo nel caso in cui l'apparecchio acustico sia monolaterale piuttosto che bilaterale, guadagni diversi a

seconda che il paziente soffra di ipoacusia congenita o acquisita, curve target adattate a seconda che la perdita sia puramente conduttiva o mista, e così via.

3.3 La scelta dei parametri nelle formule di fitting

Al fine di calcolare le curve target richieste, ciascuna delle tre formule non lineari descritte utilizza una serie di parametri che verranno di seguito analizzati nel dettaglio, suddividendoli per praticità in quattro categorie:

1. dati del paziente
2. dati audiologici
3. caratteristiche dell'apparecchio acustico
4. parametri avanzati.

Riferendoci alle formule NAL, per limitare le ripetizioni faremo riferimento alla sola NAL-NL2. Prima di procedere con la descrizione dei diversi parametri, ci soffermeremo sull'unico dato di input obbligatorio per il calcolo di ciascuna curva target: la soglia audiometrica.

L'audiometria tonale: conversione da dB HL a dB SPL

L'insieme dei parametri utilizzati da DSL v5.0 per il calcolo della curva target si sovrappone solo parzialmente a quello dei parametri richiesti dalle NAL non lineari. Tutti e tre i metodi, tuttavia, richiedono l'inserimento della soglia uditiva del paziente, completa o parziale. L'audiometria, infatti, è il punto di partenza per stimare quali debbano essere i guadagni ottimi per generare al timpano una certa intensità sonora. È importante sottolineare come tutte le misure che vengono eseguite durante un fitting con sistema REM siano misure di intensità registrate su microfoni, pertanto le curve calcolate e misurate vengono espresse in dB SPL.

I dB SPL (Sound Pressure Level) rappresentano l'unità di misura utilizzata per quantificare il livello di pressione sonora generata da un'onda meccanica rispetto a una pressione sonora di riferimento. I dB HL (Hearing Level) vengono invece utilizzati in ambito audiologico, tipicamente per quantificare la soglia uditiva di un paziente. Il valore di 0 dB HL, a partire da un certo trasduttore e da una frequenza fissata, viene ottenuto da studi di popolazione, e rappresenta la media dell'intensità sonora minima percepita da un gruppo sufficientemente numeroso di giovani adulti normoudenti. I dB SPL necessari per ottenere un valore di 0 dB HL rappresentano il RETSPL (Reference Equivalent Thresholds Sound Pressure Level) del trasduttore utilizzato, per la frequenza scelta. Per esempio, per una cuffia supraurale di tipo Telephonics TDH 39, si ha che alla frequenza di 125 Hz in media è necessario emettere un tono di 45 dB SPL per raggiungere la soglia uditiva di una popolazione di giovani adulti normoudenti, pari a 0 dB HL: di conseguenza il RETSPL a 125 Hz per questo tipo di trasduttore equivarrà a 45 dB.

Per tutte le frequenze audiometriche e per i trasduttori più comunemente utilizzati, i RETSPL vengono definiti da norma: in particolare si fa riferimento allo standard ISO 389-1 per le cuffie supraurali (ISO:389-1, 1998), ISO 389-2 per le cuffie a inserzione (ISO:389-2, 1994), ISO 389-3 per il vibratore osseo (ISO:389-3, 2016), ISO 389-7 per il campo libero (ISO:389-7, 2005) e ISO 389-8 per le cuffie circumaurali (ISO:389-8, 2004).

L'audiogramma di un paziente si presenta tipicamente in dB HL. Se a ciascun valore di soglia si somma il RETSPL corrispondente, ciò che si ottiene è l'equivalente valore in dB SPL in grado di far percepire al soggetto il tono inviato. Per esempio, l'audiometria eseguita in cuffia supraurale riporta una soglia audiometrica di 40 dB HL alla frequenza di 1000 Hz per il paziente in esame, sapendo che il RETSPL corrispondente vale 7 dB si può ricavare che è necessario inviare in cuffia un tono a 1000 Hz a 47 dB SPL per raggiungere la soglia uditiva. Questo valore, tuttavia, non rappresenta il livello di pressione sonora prodotto al timpano: dato che, nelle misure REM, i dB SPL di interesse sono quelli che arrivano alla membrana timpanica, la conversione da HL a SPL non può tener conto dei soli RETSPL del trasduttore scelto, ma anche dell'eventuale occlusione del canale causata dal trasduttore stesso. In altre parole, la semplice somma del valore di RETSPL fornisce il valore di intensità sonora in dB SPL per cui il paziente riesce a percepire un determinato tono, ma non ci dà alcuna informazione su quale sia l'intensità generata al timpano.

Nel caso, per esempio, di cuffie a inserto, il canale viene completamente occluso. La calibrazione di questo tipo di trasduttori avviene utilizzando un accoppiatore da 2 cc. La formula per il calcolo dei dB SPL che raggiungono il timpano in corrispondenza di un certo valore in dB HL è

$$dB\ SPL = dB\ HL + RETSPL + RECD$$

dove RECD è la curva di differenza tra la risposta del canale e quella dell'accoppiatore da 2cc (Real-Ear-to-Coupler Difference), misurabile sul soggetto in esame o ricavabile da letteratura: studi di popolazione riportano infatti curve RECD medie differenziate in funzione dell'età dei soggetti.

Nel caso in cui l'audiometria sia stata acquisita, invece, con delle cuffie supraurali, la formula di conversione cambia. Infatti le cuffie vengono calibrate per mezzo di un accoppiatore da 6 cc ma, a differenza di quanto detto per le cuffie a inserto, i microfoni sonda usati negli esami REM non permettono di fare misure in accoppiatore da 6 cc, pertanto non è possibile ottenere una curva di differenza tra orecchio vero e accoppiatore da utilizzare per la conversione da HL a SPL: in altri termini, non esiste una RECD per un accoppiatore da 6 cc. In questo caso si ricorre alla curva REDD (Real-Ear-to-Dial Difference) (Revit, 1997), corrispondente alla differenza tra gli SPL misurati in orecchio in seguito all'emissione di un suono da una cuffia, e la lettura dell'intensità (dial) fatta sull'audiometro

$$dB\ SPL = dB\ HL + REDD$$

In alternativa, lo studio di Bentler e Pavlovic offre diverse curve di trasformazione tra trasduttori e diverse posizioni all'interno del canale acustico (Bentler & Pavlovic, 1989): in particolare, la curva di trasformazione tra accoppiatore da 6 cc e membrana timpanica del canale di un adulto medio (RE6cc, Real-Ear-to-6-cc transform) permette di calcolare i dB SPL come

$$dB\ SPL = dB\ HL + RETSPL + RE6cc$$

Infine, nel caso in cui l'audiometria venga eseguita in campo libero, quindi con orecchio non occluso, ai RETSPL del campo libero vanno aggiunti i valori della REUG (Real-Ear Unaided Gain), ossia del guadagno generato dal canale del paziente

$$dB\ SPL = dB\ HL + RETSPL + REUG$$

Anche in questo caso, se è disponibile, si può usare la REUG del paziente in esame, oppure si può ricorrere a valori di REUG disponibili in letteratura, facendo attenzione nel tenere in considerazione l'angolo (tipicamente 0°, 45° o 90°) con cui è stata acquisita l'audiometria: infatti, così come i RETSPL del campo libero, anche la curva REUG dipende dall'angolo di posizionamento degli altoparlanti rispetto al paziente.

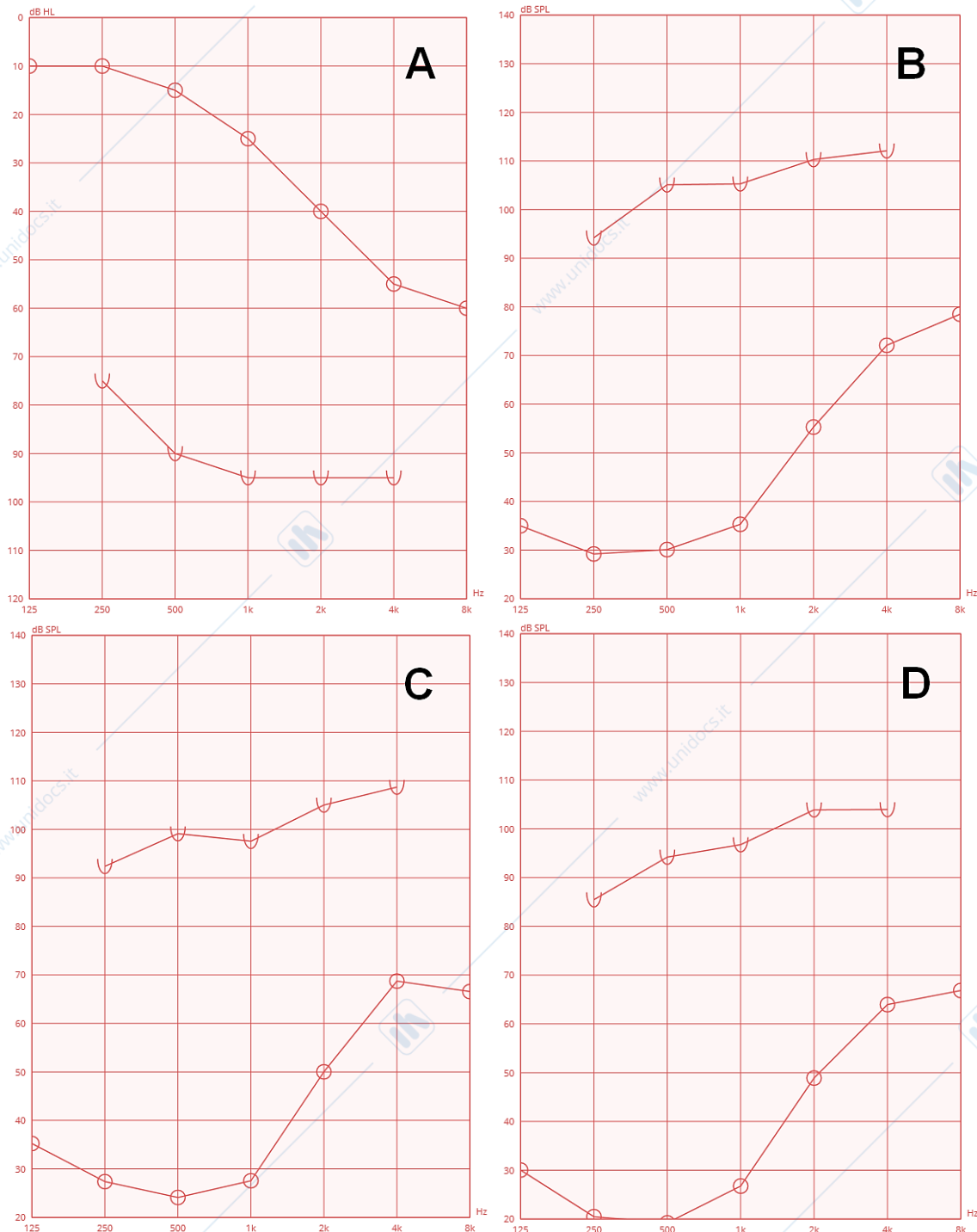


Figura 3.1 A partire dal grafico A (audiometria tonale e traccia UCL in dB HL), le conversioni in dB SPL differiscono a seconda del trasduttore utilizzato: cuffie supraurali (riquadro B), cuffie a inserzione (riquadro C), o campo libero (riquadro D).

Pertanto, durante l'esecuzione di un fitting con sistema REM, è fondamentale sapere con quale trasduttore sia stata acquisita l'audiometria (Figura 3.1). La scelta di un trasduttore che non corrisponda a quello effettivamente utilizzato porterebbe a un calcolo errato dei valori di soglia in dB SPL del soggetto in esame.

Dati del paziente

DSL

- **Età:** la curva target viene calcolata in modo differente a seconda che il soggetto in esame sia un bambino di pochi mesi, un bambino di pochi anni, o un adulto. Sulla base dell'età, l'algoritmo ricava le curve REUG e RECD di popolazione che più approssimano quelle del soggetto in esame, nel caso in cui non fosse stato possibile misurarle direttamente sul paziente. Un altro motivo per cui risulta utile considerare l'età del paziente parte dall'assunto secondo cui i bambini sono soliti richiedere intensità più elevate rispetto agli adulti, soprattutto nel parlato. Pertanto nel caso di soggetto adulto vengono proposti guadagni inferiori e un minor rapporto di compressione. In media, per perdite moderate, un adulto avrà una curva target inferiore di circa 10 dB rispetto a un bambino. Questa differenza diminuisce al crescere della gravità della perdita uditiva, fino ad arrivare a 3 dB di differenza per perdite severe.
- **Paziente con perdita uditiva congenita o acquisita:** vengono forniti guadagni maggiori per soggetti che presentino un'ipoacusia congenita, rispetto a coloro che soffrano di ipoacusia acquisita, a prescindere dall'età. La differenza, dato un audiogramma piatto a 50 dB HL, è di 7 dB in più nel caso di ipoacusia congenita.

NAL-NL2

- **Età:** i bambini tendono a preferire un guadagno maggiore rispetto agli adulti, soprattutto per stimoli a bassa intensità.
- **Esperienza:** pazienti che siano già abituati a utilizzare un apparecchio acustico sono soliti preferire guadagni maggiori rispetto ai nuovi utenti.
- **Genere:** data la diversa dimensione media del canale uditivo tra uomini e donne, in media le donne tendono a preferire guadagni di 2 dB inferiori a quelli degli uomini, a prescindere dal grado di perdita uditiva (Keidser, et al., 2011).
- **Tipo di lingua:** maggiori guadagni vengono forniti nelle basse frequenze di soggetti che parlino lingue tonali, dato che tali linguaggi veicolano molta più informazione sulle basse frequenze rispetto alle lingue non tonali.

Dati audiologici

DSL

- **Trasduttore:** conoscere con quale trasduttore sia stata acquisita l'audiometria è necessario per poter calcolare correttamente quanti dB SPL vengano prodotti al timpano in corrispondenza dei dB HL della soglia uditiva del paziente in esame (si veda il Paragrafo *L'audiometria tonale: conversione da dB HL a dB SPL*).

- **Uso della soglia in via ossea:** qualora venga inserita anche la traccia audiometrica acquisita per via ossea, l'algoritmo calcola la differenza media tra soglia in via aerea e in via ossea (air-bone gap, ABG) per le frequenze a 500, 1000, 2000 e 4000 Hz. Il 25% del valore ottenuto viene aggiunto all'UCL, purché l'ABG non superi i 60 dB. Tale modifica nel valore dell'UCL si riflette in guadagni e in uscite massime suggerite leggermente più elevati.
- **RECD:** la curva, necessaria sia per la conversione da dB HL a dB SPL nel caso di utilizzo di trasduttori a inserto, sia per effettuare il fitting in accoppiatore anziché in orecchio, può essere misurata sul paziente in esame, o ricavata da studi di popolazione. In quest'ultimo caso, l'algoritmo controlla l'età del paziente per selezionare la curva media più adatta, ricavandola da un proprio database interno, in cui sono memorizzate curve differenti a seconda che il paziente abbia 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 11, 12, 18, 24, 36, 42 mesi, 4, 5, 6, 7, 8, 9 anni. Per età superiori ai 9 anni si fa riferimento alla curva media dell'adulto.
- **REUG:** la curva, necessaria sia per la conversione da dB HL a dB SPL nel caso l'audiometria sia stata acquisita in campo libero, sia per descrivere la risposta acustica dell'orecchio, può essere misurata sul paziente in esame, o ricavata da studi di popolazione. In quest'ultimo caso, l'algoritmo controlla l'età del paziente per selezionare la curva REUG più adatta, ricavandola da un proprio database interno in cui sono memorizzate curve differenti a seconda che il paziente sia un neonato, abbia compiuto almeno 4, 9, 14, 37 mesi, o sia di età superiore ai 37 mesi.
- **UCL:** nel caso in cui venga inserita dall'utente, la soglia UCL viene utilizzata per aggiustare i guadagni proposti dalle curve target, in particolare per evitare fenomeni di fastidio soprattutto per segnali in ingresso intensi.

Figura 3.2 Riassunto dei parametri relativi all'ingresso audiologico customizzabili in DSL v5.0.

- **ABR:** soprattutto in pazienti non collaboranti o pediatrici, è possibile che la soglia audiometrica sia stata acquisita tramite potenziali evocati ABR (Auditory Brainstem Response). In questo caso si dovrà specificare che i valori inseriti sono misurati in dB nHL (normalized Hearing Level). Dato

che le soglie stimate tramite ABR sono generalmente più alte rispetto alle soglie misurate con un'audiometria comportamentale (Stapells, et al., 1995), l'algoritmo include dei valori di correzione per tradurre i dB nHL nei corrispondenti dB HL. In alternativa, se la correzione è già stata fatta dall'utente, è possibile inserire la soglia specificando che i valori sono espressi in dB eHL (estimated behavioural Hearing Level)

- **Tipo di RECD:** se si sta facendo un fitting utilizzando l'accoppiatore da 2 cc e la curva RECD misurata, l'algoritmo richiede di specificare se l'accoppiatore utilizzato è un HA1 o un HA2, e se la curva RECD è stata acquisita collegando i trasduttori all'orecchio (e all'accoppiatore) tramite il tip spugnoso o attraverso la chiocciola del paziente. Per maggiori dettagli si rimanda al Capitolo 5.
- **Tipo di REUG:** l'amplificazione che un suono in campo libero subisce nel percorso dall'altoparlante al timpano dipende dall'angolo tra l'altoparlante e l'orecchio del paziente. Con questo parametro, l'algoritmo permette di tener conto di tale angolo.

NAL-NL2

- **Trasduttore:** conoscere con quale trasduttore sia stata acquisita l'audiometria è necessario per poter calcolare correttamente quanti dB SPL vengano prodotti al timpano in corrispondenza dei dB HL della soglia uditiva del paziente in esame (si veda il Paragrafo *L'audiometria tonale: conversione da dB HL a dB SPL*).
- **Uso della soglia in via ossea:** nel caso in cui la perdita uditiva sia di tipo neurosensoriale, viene applicata una correzione alla curva target, basata sulla distanza tra audiometria in via aerea e audiometria in via ossea (Air-Bone Gap)

IMPOSTAZIONI NAL-NL2		
DATI DEL PAZIENTE	Trasduttore	Inserzione (tip)
INGRESSO AUDIOLOGICO	Usa BC	<input type="button" value="SÌ"/> <input type="button" value="NO"/>
APPARECCHIO ACUSTICO	RECD	<input type="button" value="PREDETTO"/> <input type="button" value="MISURATO"/>
IMPOSTAZIONI AVANZATE	REUG	<input type="button" value="PREDETTO"/> <input type="button" value="MISURATO"/>
		<input type="button" value="SALVA"/> <input type="button" value="CHIUDI"/>

Figura 3.3 Riassunto dei parametri relativi all'ingresso audiologico customizzabili in NAL-NL2.

- **RECD:** la curva può essere misurata direttamente sul paziente in esame. In caso contrario, l'algoritmo consente di utilizzare delle curve medie di popolazione calcolate in base all'età del paziente, al tipo di accoppiatore usato, e al modo con cui i trasduttori a inserto sono stati inseriti nell'orecchio e collegati all'accoppiatore. Per maggiori dettagli si rimanda al Capitolo 5.

- **REUG**: la curva può essere misurata direttamente sul paziente in esame. In caso contrario, l'algoritmo consente di utilizzare delle curve medie di popolazione memorizzate in un database interno, e differenziate in base all'età del paziente. In particolare, vengono scelte curve diverse sia a seconda dell'angolo con cui si è posizionato l'altoparlante rispetto all'orecchio del paziente nel corso della seduta di fitting, sia a seconda che il paziente compiuto almeno 3, 6, 12, 24 o 36 mesi. Per età superiori si fa riferimento alla curva media dell'adulto.

Caratteristiche dell'apparecchio acustico

Nel calcolo di una curva target è opportuno considerare sia le caratteristiche fisiche (e.g. ventilazione, tubing, ...) sia quelle elettroniche (numero di canali, tipo di compressione, ...) che descrivono un apparecchio acustico. Prima di specificare quali tra questi parametri vengono presi in esame da ciascuna regola di fitting, verrà di seguito descritto come ciascuno di essi influenzi l'amplificazione del segnale.

Tabella 3.1. Diametro delle più comuni tipologie di tubing. Da (Dillon, 2012).

Tubing Size	Diametro Interno	Diametro Esterno
#12	2.16 mm	3.18 mm
#13 standard	1.93 mm	2.95 mm
#13 medium	1.93 mm	3.10 mm
#13 thick	1.93 mm	3.30 mm
#14	1.68 mm	2.95 mm
#15	1.50 mm	2.95 mm
Thin tube	0.90 mm	1.40 mm

Tabella 3.2. Guadagno offerto da diversi tipi di tubetti rispetto a un #13 standard da 2 mm di diametro, a parità di ricevitore. Da (Dillon, 2012).

	Frequency [Hz]								
	250	500	750	1000	1500	2000	3000	4000	6000
Libby 4	-1	-2	-3	-3	-1	-2	6	10	6
Libby 3	-1	-1	-2	-2	1	1	5	5	2
CFA #2	0	0	-1	-1	0	-1	4	6	4
CFA #3	0	0	-1	-1	0	-1	4	6	2
6C5	0	1	0	0	0	0	-4	-6	-11
6C10	0	2	0	-2	-1	-5	-10	-12	-17
Thin tube 0.9 mm	0	1	4	3	-7	-8	-4	-5	-8
RITC	-1	-4	-5	-7	-10	-6	-3	-6	-6

Cominciamo con l'analizzare l'effetto del **tubing**. Gli horn hanno il compito di fare da adattatore di impedenza tra il ricevitore dell'apparecchio acustico, ad alta impedenza, e il canale acustico, a impedenza molto minore. L'effetto che si ottiene è un'amplificazione delle alte frequenze. I risultati migliori si ottengono con horn di diametro crescente (quindi impedenza decrescente). L'amplificazione si applica alle frequenze con lunghezza d'onda inferiore alla dimensione del tubetto. Si definisce *frequenza di cutoff* dell'horn la frequenza sopra la quale l'horn è in grado di fornire amplificazione. La frequenza di cutoff dipende dalla lunghezza, dal diametro iniziale

(esterno) e dal diametro finale (interno) dell'horn. In Tabella 3.1 vengono riportati a titolo di esempio i diametri iniziale e finale di alcuni dei tubetti più usati. Esistono diversi tipi di tubetti (e.g. Libby horn da 3 o 4 mm di diametro, CFA, thin tube, 6C5, 6C10, ...), e ciascuno di questi comporta diverse amplificazioni alle alte frequenze (Tabella 3.2). Nel caso di apparecchio con ricevitore posizionato nel canale (Receiver In The Canal, RITC), invece del tubetto in plastica si ha un cavetto che corre dall'apparecchio acustico al ricevitore posizionato dentro l'orecchio.

La presenza e la dimensione di un **venting** si riflette sull'amplificazione subita dalle basse frequenze: in un apparecchio acustico, il venting consiste nell'esecuzione di un foro (vent) di dimensione variabile nella chiocciola o, nel caso di apparecchi *in ear*, direttamente nell'apparecchio acustico. Si tratta di un accorgimento utile per limitare l'effetto di occlusione causato da una chiusura completa del canale. In presenza di venting parte della pressione sonora generata, soprattutto alle basse frequenze, esce dal canale. Di conseguenza il venting si comporta come un filtro passa alto, con una frequenza di taglio dipendente dalla dimensione dell'apertura.

Tabella 3.3 Differenza di guadagno tra una chiocciola perfettamente occludente e venting di dimensioni diverse. Da (Dillon, 2012).

	Frequency [Hz]								
	250	500	750	1000	1500	2000	3000	4000	6000
Senza vent, fit medio	-4	-2	-1	-1	1	0	0	0	0
Vent 1 mm	-5	-2	-1	-1	1	0	0	1	1
Vent 2 mm	-11	-3	-1	-1	1	1	1	1	2
Cupola chiusa	-10	-8	-3	-2	-2	-1	1	-2	0
Vent 3.5 mm	-21	-12	-6	-4	1	2	2	1	1
Cupola aperta	-30	-24	-16	-12	-8	-3	5	0	0

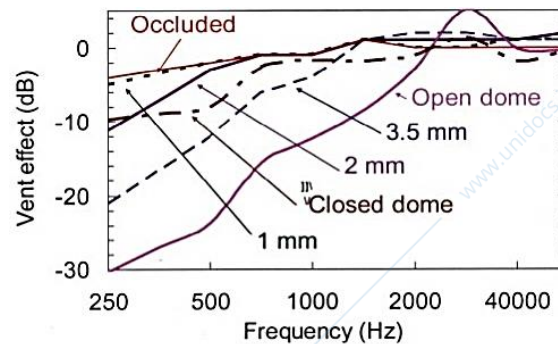


Figura 3.4 Alterazione del guadagno associato alle diverse frequenze, in presenza di venting di diverse dimensioni, rispetto all'utilizzo di una chiocciola perfettamente occludente. Da (Dillon, 2012).

La Tabella 3.3 e la Figura 3.4 mostrano di quanto vengano smorzate le basse frequenze se, al posto di una chiocciola perfettamente occludente, si utilizza un venting: al crescere della dimensione dell'apertura, lo smorzamento delle basse frequenze si fa più importante, e la frequenza di taglio si sposta verso frequenze più alte. Ovviamente un venting agisce in entrambi i versi: se da un lato fa uscire dal canale le basse frequenze, diminuendone l'intensità prodotta al timpano, dall'altro lato permette alle stesse frequenze di entrare nel canale direttamente dall'esterno, bypassando il circuito di amplificazione dell'apparecchio acustico. Di conseguenza apparecchi acustici con venting sono particolarmente indicati per perdite uditive concentrate alle alte frequenze: in questo caso l'utilizzo di un'apertura fa in modo che si possano sfruttare al meglio le capacità residue

dell'orecchio, lasciando che le basse frequenze arrivino inalterate al timpano, e utilizzando l'apparecchio acustico per amplificare le sole alte frequenze.

DSL

- **Numero di apparecchi:** i guadagni proposti nel caso di fitting bilaterale sono ridotti di 3 dB rispetto ai guadagni di un fitting monolaterale.
- **Tipo di apparecchio:** nel caso si stia eseguendo un fitting in accoppiatore, è necessario specificare di che tipo sia l'apparecchio acustico adottato, e.g. Behind The Ear (BTE), In The Ear (ITE), In The Canal (ITC), Completely In the Canal (CIC), Receiver In The Canal (RITC), e così via. Alcune di queste occludono il canale, ostacolando sia l'ingresso di suoni non amplificati, sia l'uscita dei segnali amplificati dall'apparecchio. Per dettagli si rimanda al Capitolo 5.

Figura 3.5 Riassunto dei parametri relativi all'apparecchio acustico customizzabili in DSL v5.0.

- **Numero di canali:** al crescere del numero di canali, il guadagno suggerito viene leggermente ridotto, in modo da tener conto di possibili effetti di sommazione tra canali adiacenti. L'effetto è minimo, e apprezzabile solo se durante la procedura di fitting dell'apparecchio si usino toni puri.
- **Venting:** la presenza di un'apertura si riflette sull'amplificazione degli stimoli. Al crescere dell'apertura aumenta lo smorzamento subito dalle basse frequenze. L'algoritmo permette di scegliere tra 1 mm, 2 mm, 3.5 mm, Open, Custom o None.

NAL-NL2

- **Numero di apparecchi:** le differenze tra guadagni calcolati per fitting bilaterale o monolaterale sono variabili in dipendenza dell'intensità del segnale in ingresso e dell'asimmetria della perdita uditiva tra orecchio destro e orecchio sinistro
- **Tipo di apparecchio:** nel caso si stia eseguendo un fitting in accoppiatore, è necessario specificare di che tipo sia l'apparecchio acustico adottato, e.g. Behind The Ear (BTE), In The Ear (ITE), In The Canal (ITC), Completely In the Canal (CIC). Alcune di queste occludono il canale,

ostacolando sia l'ingresso di suoni non amplificati, sia l'uscita dei segnali amplificati dall'apparecchio. Per dettagli si rimanda al Capitolo 5.

- **Numero di canali:** al crescere del numero di canali, il guadagno suggerito viene leggermente ridotto, in modo da tener conto di possibili effetti di sommazione tra canali adiacenti. L'effetto è minimo, e apprezzabile solo se durante la procedura di fitting dell'apparecchio si usino toni puri.
- **Venting:** la presenza di un'apertura si riflette sull'amplificazione degli stimoli. Al crescere dell'apertura aumenta lo smorzamento subito dalle basse frequenze. L'algoritmo permette di scegliere tra 1 mm, 2 mm, 3 mm, cupola aperta, cupola chiusa, occlusione con fit medio, occlusione con fit stretto.
- **Tubing:** la presenza di un tubing si riflette sull'amplificazione delle alte frequenze. L'algoritmo permette di scegliere tra diversi tipi di tubing presenti nel mercato, e nello specifico: Libby4, Libby3, #13, Thin tube, RITC, None (quest'ultima voce vale nel caso di apparecchi ITE o ITC).

IMPOSTAZIONI NAL-NL2		
DATI DEL PAZIENTE	Numero di a.a.	Bilaterale ▼
INGRESSO AUDIOLOGICO	Tipo di a.a.	BTE ▼
APPARECCHIO ACUSTICO	Numero di canali	1 ▼
IMPOSTAZIONI AVANZATE	Apertura	Occluso ▼
	Tubing	#13 ▼
	Tipo fitting	Standard ▼
	Velocità compressione	Veloce ▼
	Metodo di fitting	Tip di spugna ▼
	Accoppiatore riferimento	HA1 ▼
<input type="button" value="SALVA"/> <input type="button" value="CHIUDI"/>		

Figura 3.6 Riassunto dei parametri relativi all'apparecchio acustico customizzabili in NAL-NL2.

- **Accoppiatore di riferimento:** se si sta facendo un fitting utilizzando l'accoppiatore da 2 cc e la curva RECD misurata, l'algoritmo richiede di specificare se l'accoppiatore utilizzato è un HA1 o un HA2. Per dettagli si rimanda al Capitolo 5.
- **Profondità di fitting:** nel caso di fitting in accoppiatore, specificare se la chiocciola presenta un eventuale leakage, che può essere intenzionale (per esempio dovuto al venting) o meno. L'algoritmo permette di scegliere tra standard, profondo e superficiale. Per dettagli si rimanda al Capitolo 5.
- **Metodo di fitting:** nel caso di fitting in accoppiatore, specificare se la curva RECD è stata acquisita collegando i trasduttori all'orecchio (e all'accoppiatore) tramite il tip spugnoso o attraverso la chiocciola del paziente. Per dettagli si rimanda al Capitolo 5.

Parametri avanzati

NAL-NL2

- **Limiting:** è possibile specificare se l'MPO (Maximum Power Output) di un apparecchio acustico multi-canale viene controllato indipendentemente per ciascun canale (*multi-channel limiting*) o se dipende dall'energia dell'intero segnale (*wide-band limiting*).
- **Posizionamento del riferimento:** si tratta di specificare la posizione del microfono di controllo, ossia del microfono che viene usato per regolare gli SPL del segnale di input emessi dall'altoparlante del sistema REM, in modo che corrispondano al livello desiderato.
- **Orientazione:** dato che l'intensità degli stimoli che vengono registrati dipende dal posizionamento della testa del paziente, è possibile specificare se questa è disposta secondo un angolo di 0° o di 45° rispetto alla sorgente dei suoni di stimolo del sistema REM.

3.4 La scelta della fitting rule

Come riportato in (Mueller, et al., 2017), ad oggi non ci sono studi clinici che abbiano condotto un confronto sistematico dei due algoritmi, eseguendo un fitting completo con entrambi i metodi su un gruppo significativamente numeroso di soggetti di test.

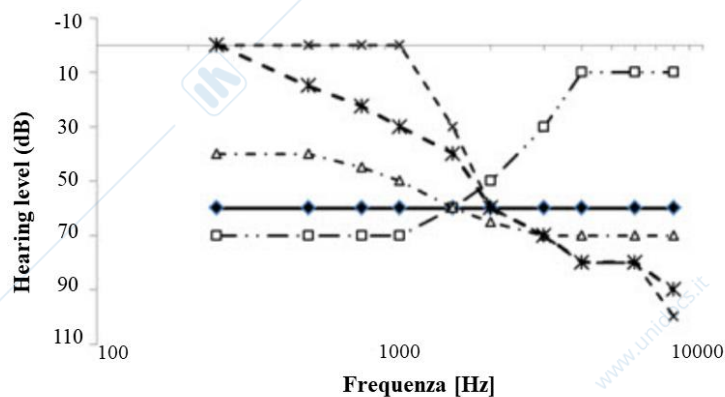


Figura 3.7 Cinque diversi tipi di perdite neurosensoriali, utilizzati per confrontare i due metodi NAL-NL2 e DSL v5.0. Adattato da (Johnson & Dillon, 2011)

Una comparazione tra NAL-NL2 e DSL v5.0 non è immediata, vista la numerosità delle possibili variabili da prendere in considerazione. Tuttavia si può pensare di restringere tali variabili fissando per esempio la popolazione su cui si intende effettuare il confronto: la recente intervista di Muller a Johnson (Johnson, 2012) si focalizza su una popolazione adulta con ipoacusie di diversa gravità e, riprendendo il lavoro di Johnson e Dillon, riporta le differenze nei guadagni suggeriti dai due metodi (Johnson & Dillon, 2011). In particolare, si sono paragonati i guadagni proposti per cinque diverse ipoacusie, riassunte in Figura 3.7: in linea di massima si può concludere che per perdite uditive severe e profonde, e con segnali di input a intensità media, l'algoritmo DSL v5.0 suggerisce guadagni in inserzione maggiori rispetto a quelli proposti dall'algoritmo NAL-NL2. Quanto detto è riassunto graficamente in Figura 3.7 e in Figura 3.8: nel caso di audiogramma A-2, caratterizzato da una perdita uditiva severa alle basse frequenze, in corrispondenza di tali frequenze DSL propone guadagni

maggiori di NAL; similmente, i guadagni suggeriti alle alte frequenze per le perdite associate agli audiogrammi A-4 e A-5 sono maggiori nel caso si adotti il metodo DSL piuttosto che NAL. Tuttavia, benché in questi casi la distanza tra i due metodi possa apparire significativa, come osservato da (Mueller, et al., 2017) le differenze maggiori si hanno in bande frequenziali molto basse o molto alte, mentre per ciascuno degli audiogrammi utilizzati i due metodi non differiscono di più di ± 5 dB per quasi tutte le frequenze comprese nell'intervallo tra 500 e 4000 Hz.

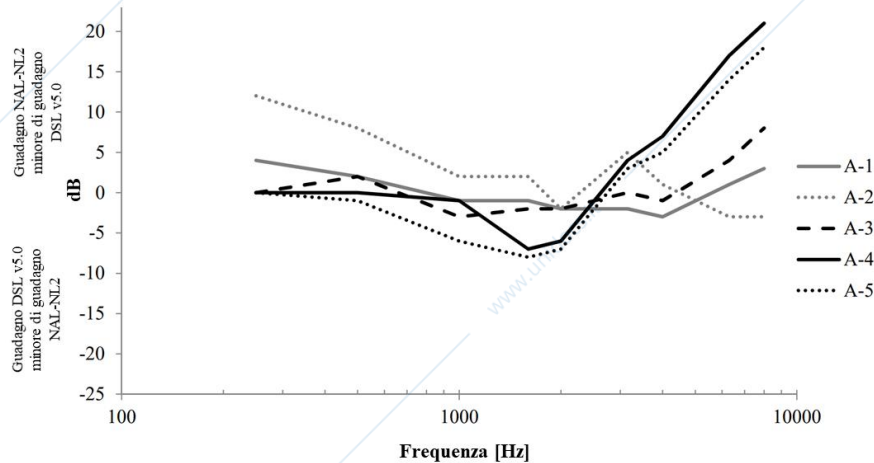


Figura 3.8 Differenza tra i guadagni in inserzione ottenuti con DSL v5.0 e con NAL-NL2 per ciascuna delle cinque audiometrie proposte in Figura 3.7. Adattato da (Johnson & Dillon, 2011)

Si può quindi concludere che i due metodi hanno più punti di contatto che di differenza e, nel caso di effettive differenze, queste possono essere apprezzate dalla sensibilità del singolo paziente, pertanto sarà difficile prevedere quale metodo possa essere migliore prima di procedere con un fitting.

Capitolo 4 Procedura di fitting con sistema REM

In questo capitolo si spiega come eseguire una procedura di fitting di un apparecchio acustico con un sistema REM. In particolare verranno descritte le operazioni preliminari all'acquisizione stessa, *in primis* la preparazione del paziente, l'equalizzazione del sistema e la calibrazione dei tubicini sonda. Quindi si passerà a una spiegazione dettagliata delle misure da acquisire, e del significato associato a ciascuna di esse. Infine una sezione a parte verrà dedicata agli apparecchi *open*, descrivendo quali accorgimenti sia utile seguire nel caso si stia eseguendo un fitting su dispositivi che lascino aperto il canale acustico.

4.1 Condizioni ambientali

A differenza di altri esami audiometrici, l'esecuzione di un fitting con sistema REM non richiede l'impiego di una camera con isolamento acustico. Ciononostante, si consiglia di svolgere il test in un ambiente silenzioso, o comunque tale per cui i rumori siano controllati. A tal proposito gli standard (ANSI S3.4., 2013) e (IEC:61669, 2015) raccomandano l'utilizzo di una stanza in cui, per ogni frequenza dell'intervallo da verificare, il rumore di fondo sia inferiore di almeno 10 dB ai segnali di stimolo, e sia tale da non alterare i risultati di più di 1 dB. Va controllata anche la presenza di eventuale rumore ambientale *al di fuori* dell'intervallo di frequenze da verificare, perché potrebbe essere sufficientemente intenso da attivare algoritmi automatici di controllo interni all'apparecchio acustico. Alcuni sistemi REM integrano il controllo del rumore ambientale, e avvertono l'utente nel caso in cui sia troppo elevato (Figura 4.1).

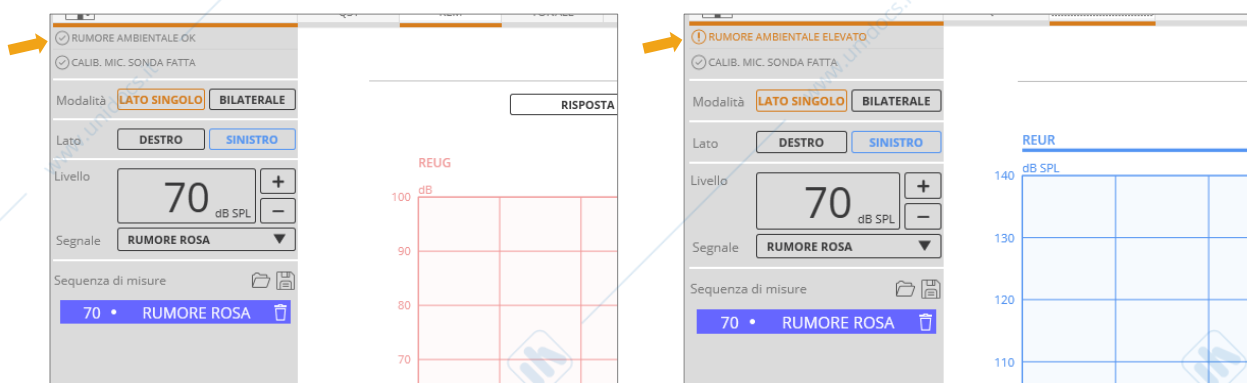


Figura 4.1 Esempio di software per sistema REM che integra il controllo automatico del rumore ambientale: la scritta in alto a sinistra informa l'utente se il rumore ambientale è adatto per lo svolgimento di un fitting ("RUMORE AMBIENTALE OK", immagine a sinistra) o meno ("RUMORE AMBIENTALE ELEVATO", immagine a destra).

Tra i fattori elencati all'inizio del capitolo si ricordavano anche le proprietà acustiche della stanza: le dimensioni e le caratteristiche di assorbimento dell'ambiente in cui si svolge la seduta di fitting influenzano infatti la precisione delle misure. In generale si deve evitare la presenza di superfici riflettenti in prossimità del paziente e dell'altoparlante. Gli standard raccomandano che il paziente

e l'altoparlante distinto da eventuali superfici riflettenti almeno il doppio della distanza che intercorre tra di loro.

4.2 Stato del paziente ed esami preliminari

Prima di procedere con il fitting dell'apparecchio si raccomanda di sottoporre il paziente a un esame otoscopico Figura 4.2. Gli scopi di un'otoscopia preliminare sono molteplici:

- escludere la presenza di situazioni problematiche, quali per esempio stati infiammatori, perforazione del timpano, occlusioni, otiti e altre situazioni di alterazione dalla condizione ottimale;
- ottenere informazioni dettagliate sull'anatomia del canale uditivo del soggetto in esame, utili all'audioprotesista in fase di inserimento del tubicino sonda;
- verificare la presenza di cerume o di frammenti all'interno del canale che possano ostacolare l'inserimento o al limite occludere i tubicini sonda.



Figura 4.2 Esecuzione di un esame otoscopico, preliminare a un fitting con sistema REM.

4.3 Equalizzazione dell'altoparlante

Una delle operazioni fondamentali da eseguire quando si effettua un fitting con sistema REM è l'equalizzazione dell'altoparlante: la sua uscita viene modificata automaticamente dal sistema (agendo su dei filtri equalizzatori) in modo tale che la forma dello spettro del segnale che arriva all'orecchio del paziente (cioè misurato al microfono di riferimento) sia uguale, entro certi limiti, a quella del segnale memorizzato nello strumento che genera il suono. Per esempio un rumore rosa, che ha per definizione uno spettro in frequenza piatto se analizzato in terzi di ottava, deve essere misurato dal microfono di riferimento ancora come uno spettro piatto quando emesso dall'altoparlante e registrato. Il compito dell'equalizzazione consiste nell'annullare gli effetti prodotti dall'altoparlante stesso, dal riverbero della stanza, dal microfono, dai componenti interni della strumentazione e dalla presenza della testa del paziente nel percorso che va dall'emissione del suono alla sua presentazione all'orecchio. Se qui arriva un suono distorto o non conforme a quanto

ci si aspetta, l'apparecchio acustico potrebbe comportarsi in maniera non ideale (per esempio, in casi estremi, confondere lo spettro di un segnale parlato con del rumore di sottofondo). Per facilitare il compito dell'equalizzazione è opportuno far sì che non vi siano oggetti o superfici riflettenti ad almeno un metro in tutte le direzioni attorno all'altoparlante e neanche attorno all'orecchio del paziente. Questo è necessario perché la presenza di superfici riflettenti causa instabilità nella conformazione sonora della stanza, e potrebbero essere sufficienti leggeri spostamenti per causare modifiche nella lettura del segnale di ingresso.

Il metodo di equalizzazione del livello più tradizionale e antiquato è il cosiddetto *substitution method*: lo strumento viene calibrato senza che il paziente sia presente nella stanza, posizionando il microfono nel punto in cui si troverà circa la sua testa durante la seduta di fitting, e fissando la calibrazione per le misurazioni future: il livello dello speaker non viene regolato di volta in volta misurando il livello del microfono di riferimento per adattarlo all'intensità richiesta ma ci si basa sul rilevamento effettuato nella prima misurazione. Gli errori che si possono riscontrare con questo tipo di procedimento sono di due tipi:

- ogni movimento del paziente, anche minimo, rispetto alla posizione in cui le sonde erano state calibrate può diminuire l'accuratezza della misura REM;
- la presenza del soggetto influenza la misurazione, e, dato che la calibrazione viene effettuata senza di lui, non considera gli effetti di riflessione della testa e del padiglione auricolare, nonché l'attenuazione dovuta a determinate angolazioni della riflessione delle pareti (sempre a causa della presenza fisica).

La combinazione di questi due effetti provoca un incremento dell'effettivo livello sonoro misurato alle medie e alte frequenze. Per questi motivi il substitution method è utilizzato ormai raramente nella pratica clinica.

I due metodi più recenti sono l'MPCE (Modified Pressure method with Concurrent Equalization), e l'MPSE (Modified Pressure method with Stored Equalization) (Shaw, 2010). Entrambi non richiedono una calibrazione prima che il paziente si sieda, ma regolano il volume dello speaker per adattare il livello sonoro percepito al microfono di riferimento a quanto desiderato con il paziente presente. La differenza fra i due è che il metodo MPCE aggiusta il livello dell'altoparlante in tempo reale, mentre il metodo MPSE lo fa con un breve segnale di calibrazione emesso prima dell'inizio di ogni misurazione e poi mantiene costante il livello di emissione. Il primo metodo è sicuramente più preciso, in quanto tiene in considerazione qualsiasi situazione si possa presentare attorno al microfono di riferimento (spostamenti, riflessioni, ecc.), ma risulta inutilizzabile in caso di segnali non stazionari il cui spettro è tempo-variante e non costante: questi segnali hanno comportamento troppo variabile nel tempo dato che spesso contengono molte pause, come i segnali che imitano il parlato (ISTS, ICRA), e l'aggiustamento continuo dell'altoparlante è causa di un livello sonoro troppo instabile e non coerente a quanto desiderato. Per questo motivo il metodo ad oggi più utilizzato è l'MPSE, sebbene abbia lo svantaggio intrinseco di non prendere in considerazione eventuali spostamenti che avvengono durante la misura: chiedendo al paziente di rimanere fermo durante l'emissione e non spostando nulla attorno a lui si riescono comunque a ridurre al minimo gli errori di misurazione.

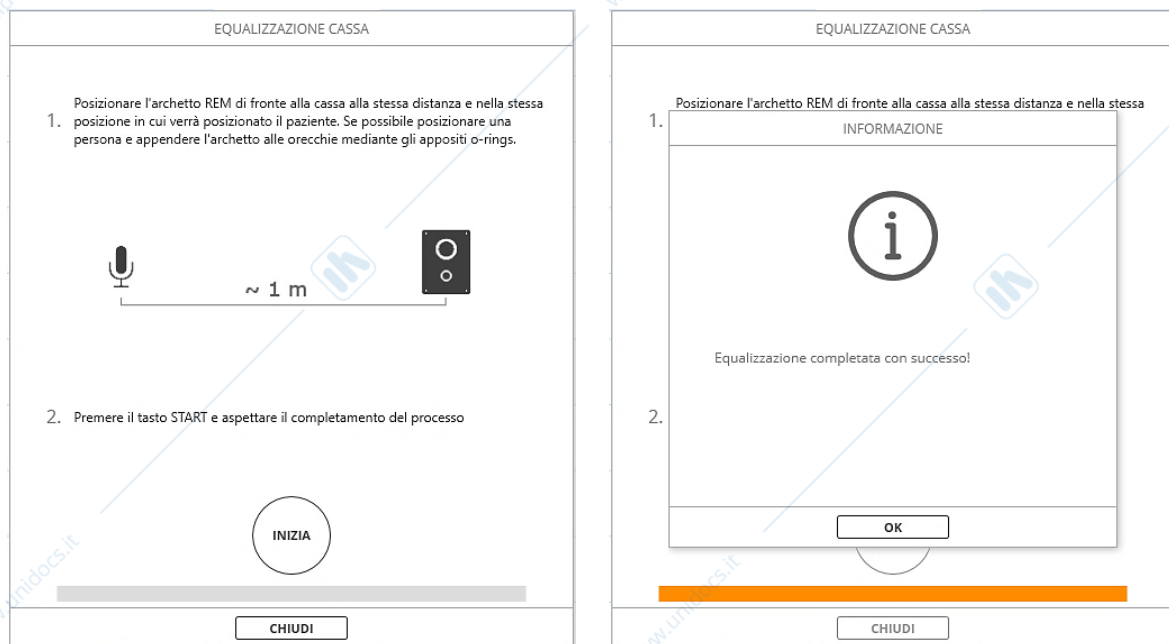


Figura 4.3 Esempio di procedura di equalizzazione: il software suggerisce come posizionare la cassa e i microfoni (immagine a sinistra). Dopo aver dato inizio all'operazione, un messaggio comunica l'esito dell'equalizzazione (immagine a destra).

In genere per eseguire l'equalizzazione gli attuali sistemi REM combinano due procedimenti automatici:

- una prima equalizzazione di base, volta ad adattare l'emissione dell'altoparlante alla stanza dove si svolge la seduta di fitting. Si raccomanda di eseguire questa operazione all'inizio della giornata di esami e quando viene modificata la conformazione della stanza oppure la posizione della strumentazione REM: il tempo richiesto non supera la decina di secondi. Tipicamente il software del sistema suggerisce le operazioni da svolgere (Figura 4.3) e comunica all'utente l'esito dell'equalizzazione. Benché non sia necessario, si consiglia di svolgere tale operazione con una persona che indossi le sonde, in modo da mettersi nelle condizioni più prossime a quelle di una normale seduta di fitting: si posiziona il paziente seduto o frontalmente o all'angolo azimutale utilizzato in sede di fitting, a circa un metro (oppure meno, fino a un minimo di mezzo metro) dall'altoparlante facendogli indossare le sonde senza i tubicini;
- un secondo aggiustamento, in presenza del paziente, che prevede l'emissione di un breve segnale prima di ogni misura: come previsto dal metodo MPSE sopra citato, lo scopo di questo segnale è di raffinare l'adattamento dell'emissione dell'altoparlante alle condizioni specifiche (e.g. posizione e riflessioni dovute alla testa del paziente in esame) che sussistono prima di cominciare ogni misura.

Al paziente non si chiede di restare perfettamente immobile fra una misura e l'altra, ma ci si deve assicurare che sia sempre nella stessa posizione, in termini di angolo azimutale e distanza dall'altoparlante, quando si eseguono le misurazioni.

4.4 Calibrazione dei tubicini sonda

L'altro aspetto fondamentale per ottenere misure REM affidabili è la calibrazione del tubicino probe. Questo oggetto va assolutamente cambiato ogniqualvolta si cambia paziente, sia per ragioni igieniche che di misura: è un componente molto delicato e non riutilizzabile, che non può essere pulito adeguatamente dopo l'utilizzo in quanto è molto sottile e qualsiasi residuo di cerume o grasso cutaneo incontrato nel suo percorso all'interno del canale uditivo potrebbe influenzare pesantemente le misure ostruendolo.



Figura 4.4 Esempio di corretto posizionamento delle sonde rispetto all'altoparlante (immagine a sinistra) e del tubicino sonda in fase di calibrazione (immagine a destra): la ghiera aiuta fissare il tubicino, in modo che sia facile mantenere vicini i due microfoni.

A causa del fatto che viene cambiato ad ogni paziente e che la sua forma modifica la risposta in frequenza del microfono a cui viene attaccato, è necessario fare in modo che il tubicino diventi "acusticamente trasparente", cioè che la sua presenza non modifichi la misura reale che avrebbe il microfono senza alcun tubicino. Per fare questo viene posto molto vicino al microfono di riferimento (Figura 4.4), la cui misura, non avendo ostacoli attorno a sé, può essere considerata corretta su tutto lo spettro, e viene emesso dall'altoparlante un segnale stazionario: si memorizza quindi la differenza fra la curva misurata dal microfono sonda e quella misurata dal microfono di riferimento. Usando questa curva per correggere la misura del tubicino si riesce a renderla uguale a quella misurata dal microfono di riferimento, escludendo in questo modo ogni effetto sullo spettro di misurazione dovuto alla particolarità dei tubicini utilizzati di volta in volta. La misura effettuata, essendo di tipo differenziale e non assoluto, non è influenzata dal posizionamento e quindi è sufficiente posizionare le sonde frontalmente all'altoparlante, anche senza che alcun paziente le indossi, con i tubicini nella posizione corretta di calibrazione.

Similmente a quanto detto per la procedura di equalizzazione dell'altoparlante, nei sistemi REM anche la calibrazione dei tubicini è completamente automatica e in genere non richiede che una decina di secondi. Il software del sistema aiuta l'utente suggerendogli le operazioni da svolgere (Figura 4.5) e comunicandogli se la procedura è andata o meno a buon fine. In quest'ultimo caso sarà necessario cambiare il tubicino sonda.



Figura 4.5 Esempio di procedura di calibrazione del tubicino sinistro: il software suggerisce come posizionare i microfoni (immagine a sinistra). Dopo aver dato inizio all'operazione, la curva ottenuta mostra se la calibrazione ha fatto registrare un segnale entro i limiti richiesti (figura al centro) o se la misura non è accettabile (figura a destra).

4.5 Misure REM e interfacciamento con il software dell'apparecchio

4.5.1 Inserimento dei tubicini sonda nell'orecchio del paziente

Si tratta di un'operazione relativamente delicata, che può essere facilitata dall'esecuzione di un'otoscopia preliminare, e che richiede di essere effettuata da personale specializzato e abilitato a eseguirla. Tipicamente si cerca di posizionare il tubicino in modo da portarlo a non più di 3-5 mm e a non meno di 6 mm dal timpano (Dirks & Kincaid, 1987), (IEC:61669, 2015), (ISO:12124, 2001).

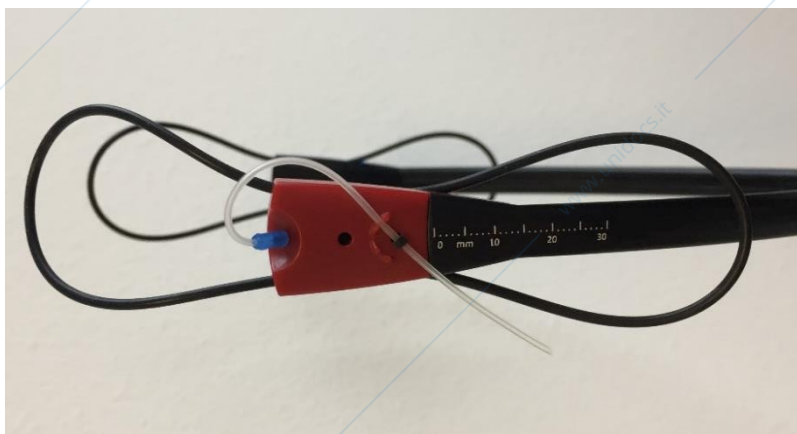


Figura 4.6 L'anellino nero di riferimento può essere fatto scorrere lungo il tubicino in silicone, fino alla distanza desiderata, misurabile utilizzando la scala millimetrata stampata sulla sonda.

La presenza di una scala millimetrata e di un anellino nero di riferimento sul tubicino (Figura 4.6) possono essere usati dall'audioprotesista come ausili per l'operazione: sapendo che la lunghezza media del canale acustico è di circa 25 mm nell'adulto, e che la distanza tra la scissura intertragica e l'apertura del canale è di circa 10 mm, si può utilizzare la scala millimetrata per posizionare l'anellino nero a 30 mm dalla punta del tubicino sonda. Inserendo il tubicino in modo da portare l'anellino in corrispondenza della scissura intertragica, ci si porterà alla distanza desiderata dal timpano (Mueller, et al., 2017). Le distanze citate non valgono ovviamente nel caso di soggetti pediatrici, nei quali il canale ha dimensioni inferiori.

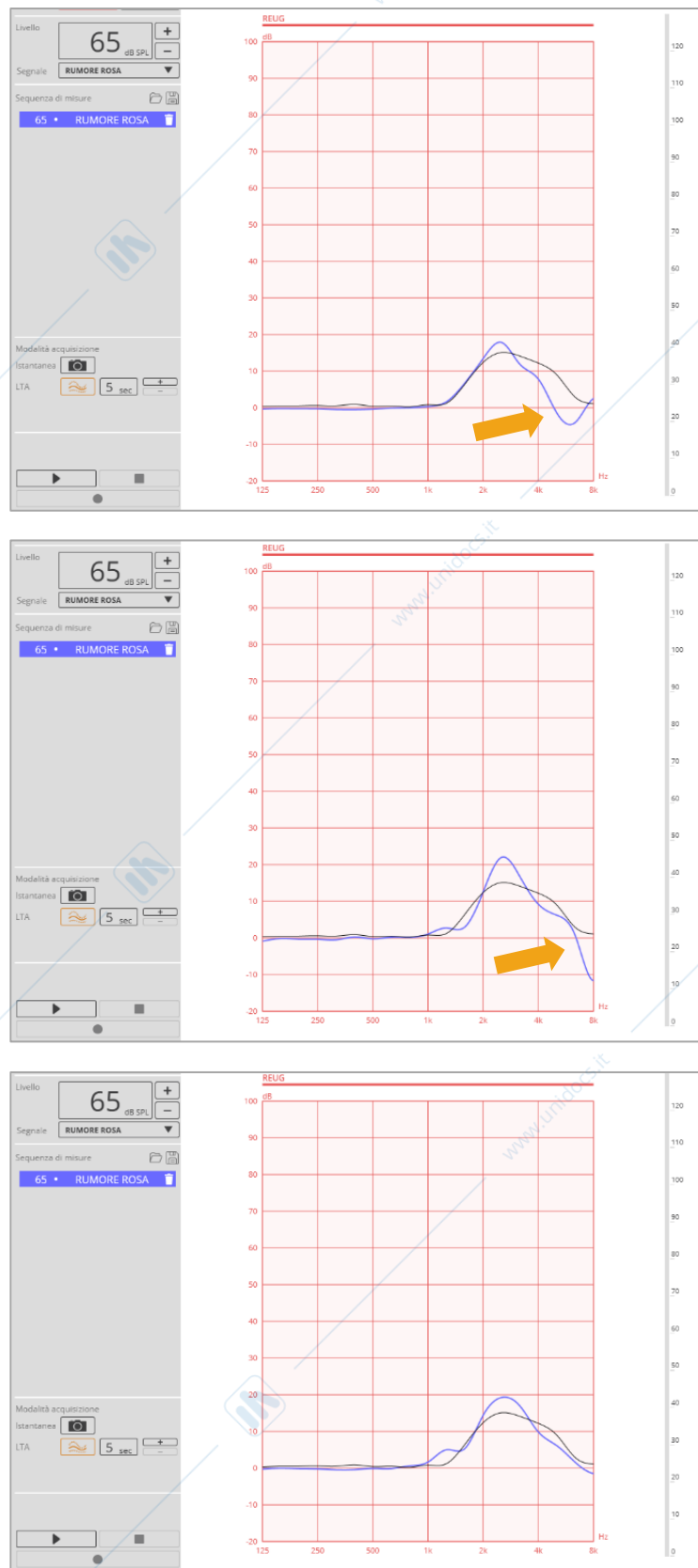


Figura 4.7 Esempio di curve REUG ottenute durante l'inserimento del tubicino sonda. In ciascun grafico la curva viola e la curva nera rappresentano rispettivamente la REUG misurata dai microfoni e la REUG media di popolazione. L'individuazione del minimo a 6 kHz (immagine in alto) suggerisce che la distanza dal timpano sia di circa 14-15 mm. Spingendo il tubicino più in profondità il minimo si sposta a frequenze maggiori (immagine intermedia) fino a scomparire dal grafico (immagine in basso). A inserimento completato, la curva misurata dovrebbe sovrapporsi con buona approssimazione alla curva media di popolazione.

Come verrà descritto nel paragrafo successivo dedicato alle misure senza apparecchio acustico, l'acquisizione della curva REUR (o della corrispondente REUG) può rappresentare un aiuto per capire se l'inserimento sia stato eseguito in modo ottimale. In particolare, il metodo suggerito da (Sullivan, 1988) e rivisto da (Storey & Dillon, 2001) sfrutta la risposta del canale alla frequenza di 6000 Hz: entrambi gli studi dimostrano che le onde stazionarie generate nel canale uditivo di un adulto da un tono a 6000 Hz sono minime a una distanza di 14-15 mm dal timpano. Pertanto, con l'altoparlante che emette un segnale warble a 6000 Hz o un rumore a banda larga, è sufficiente spostare il tubicino fino a determinare visivamente quando la curva registrata dal microfono sonda raggiunge un minimo a questa frequenza: a questo punto si sarà raggiunta la distanza di 14-15 mm dal timpano e per portarsi alla distanza desiderata si dovrà procedere di ulteriori 10 mm. Come già riportato da (Dirks & Kincaid, 1987), distanze inferiori ai 14-15 mm tra il microfono sonda e il timpano corrispondono a curve con minimi a frequenze superiori ai 6000 Hz: pertanto spingendo il tubicino sonda all'interno del canale, si vedrà il minimo spostarsi oltre i 6000 Hz. Come regola pratica, una volta visualizzato il minimo a 6000 Hz (Figura 4.7, immagine in alto), si può procedere continuando a inserire il tubicino più in profondità: il minimo si porterà via via a frequenze più alte (Figura 4.7, immagine intermedia), fino a scomparire dal grafico (Figura 4.7, immagine in basso).

Nonostante piccoli spostamenti siano inevitabili durante il successivo inserimento dell'apparecchio o della chiocciola, si deve fare in modo che il tubicino rimanga fermo durante l'intera seduta di fitting. Per cercare di mantenere in posizione il tubicino sonda durante l'inserimento dell'apparecchio acustico, si consiglia di bloccare il tubicino con un dito all'altezza della scissura intertragica, inserendo l'apparecchio con l'altra mano. Al termine dell'operazione, l'anellino di riferimento usato durante l'inserimento del tubicino deve trovarsi ancora all'altezza della scissura intertragica. Un esempio di corretto inserimento è rappresentato in Figura 4.8.

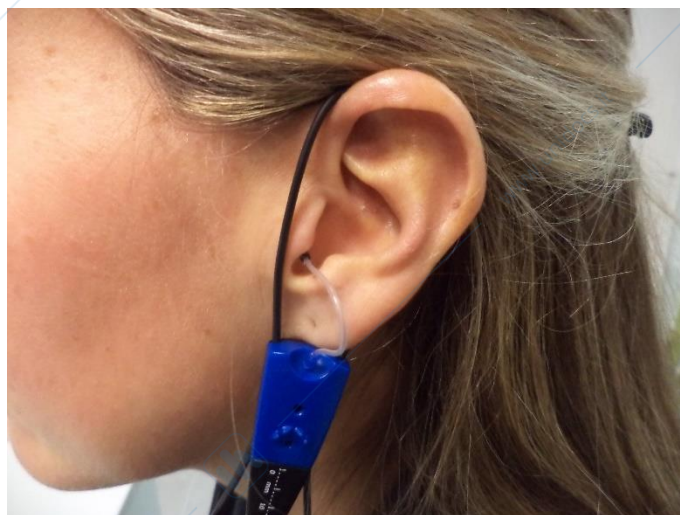


Figura 4.8 Esempio di corretto inserimento del tubicino sonda. L'anellino nero di riferimento dovrebbe trovarsi all'altezza della scissura intertragica.

4.5.2 Misure senza apparecchio acustico (REUG / REUR)

Dopo aver inserito il tubicino sonda nel canale uditivo, è possibile procedere con il fitting acquisendo le misure *unaided*: come già spiegato nel Paragrafo 2.3, si tratta di misure che quantificano l'amplificazione naturale garantita dal canale uditivo, senza l'ausilio di alcun apparecchio acustico. L'acquisizione della curva REUG (Real-Ear Unaided Gain), benché consigliata,

non è tuttavia strettamente necessaria: gli attuali algoritmi prescrittivi includono infatti un insieme di curve REUG medie di popolazione, differenziate in base all'età dei soggetti, che possono essere utilizzate in sostituzione di quella del paziente in esame per i calcoli successivi. Scegliere di usare una REUG di popolazione può però portare a risultati poco accurati, soprattutto nel caso in cui la conformazione del canale uditivo del paziente si discosti sensibilmente dalla media. L'otoscopia effettuata prima del fitting può essere di aiuto nel decidere se il canale del soggetto in esame sia tale da consigliare o meno l'uso di una curva di popolazione.

Per acquisire la curva REUG l'utente può scegliere se utilizzare un rumore a banda larga (tipicamente un rumore bianco o un rumore rosa), che verrà emesso dall'altoparlante all'intensità impostata. Si consiglia un'intensità tale da eliminare eventuali disturbi causati dal rumore di fondo: un segnale a 70 dB SPL può rappresentare una scelta appropriata.

La possibilità di visualizzare, assieme alla misura in corso, una REUG media di popolazione può essere un utile riferimento per verificare in tempo reale se il segnale che si sta acquisendo sia verosimile; in caso contrario è probabile che il tubicino sonda non sia stato inserito correttamente, pertanto si può modificarne il posizionamento fino a che le due curve non siano compatibili. A titolo esemplificativo, in Figura 4.9 è possibile vedere la schermata di acquisizione di una REUG, sovrapposta a una curva media.

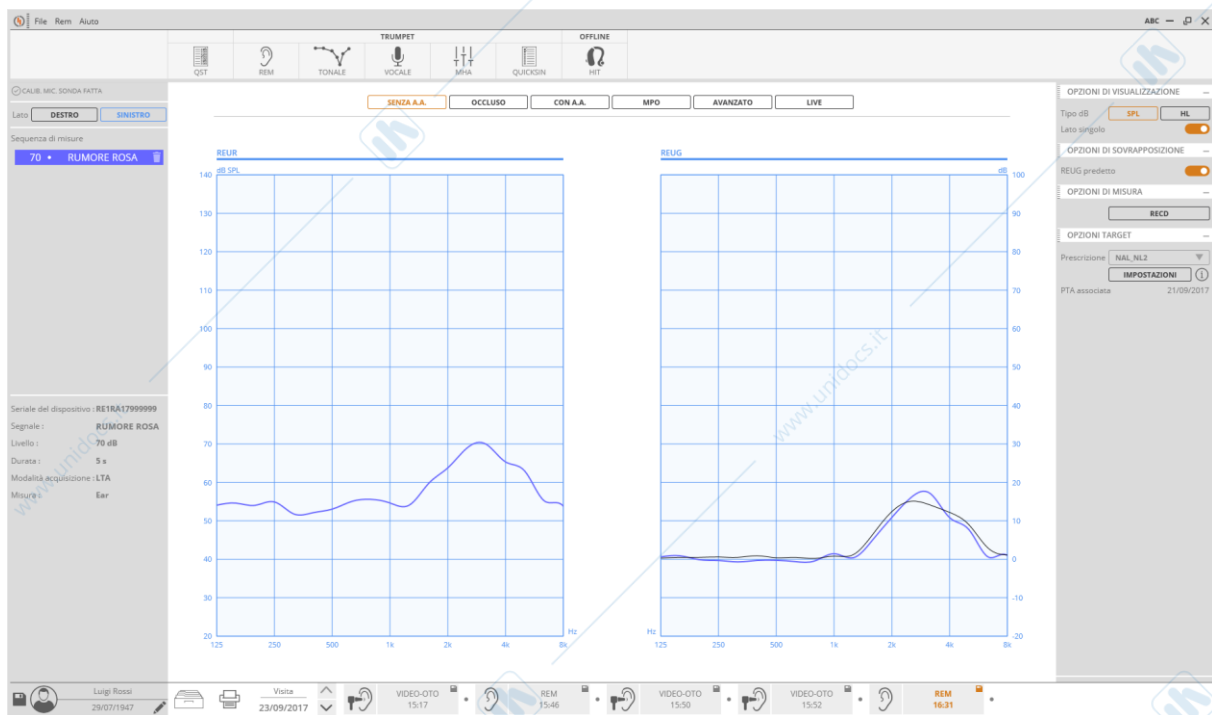


Figura 4.9 Esempio di curve *unaided* acquisite in seguito all'emissione di un rumore rosa a 70 dB SPL. Il grafico di sinistra mostra la curva di risposta, mentre quello di destra mostra la corrispondente curva di guadagno (traccia viola) sovrapposta a una curva media di popolazione (traccia nera).

4.5.3 Misure a canale occluso (REOG / REOR)

Una volta che sia stata acquisita la curva REUG, l'operatore può inserire l'apparecchio acustico o la sua chiocciola nel canale del paziente, prestando attenzione a minimizzare gli eventuali spostamenti del tubicino sonda: a questo scopo si consiglia di mantenere il tubicino in posizione

fissandolo con un dito all'altezza della scissura intertragica, e inserendo l'apparecchio con l'altra mano (Figura 4.10).



Figura 4.10 Esempio di inserimento dell'apparecchio acustico. Durante questa fase è importante cercare di minimizzare gli spostamenti del tubicino sonda.

Con apparecchio acustico inserito e spento, è possibile acquisire le misure di occlusione (Real-Ear Occluded Response, REOR, e Real-Ear Occluded Gain, REOG). Mantenendo il tipo e l'intensità dello stimolo utilizzato per acquisire la curva REUG, si procede visualizzando e registrando la REOG: in questo modo è possibile quantificare l'entità dell'occlusione, e quindi di attenuazione del segnale, dovuta alla presenza fisica dell'apparecchio acustico o della sua chiocciola nel canale uditivo. Un esempio di acquisizione di una curva REOG è visibile in Figura 4.11. Tipicamente, nel caso di un apparecchio acustico occlusivo, come nel caso dell'esempio proposto, ci si aspetta una riduzione del guadagno rispetto alla REUG, soprattutto nelle alte frequenze. Viceversa, se l'apparecchio acustico utilizzato è di tipo non occlusivo, la perdita del guadagno rispetto alla REUG sarà sensibilmente minore.

Pertanto un confronto della REOG con la REUG è utile per esempio per verificare se un apparecchio open stia effettivamente lasciando libero il canale. Proprio per poter rendere confrontabili le due misure si raccomanda di adottare lo stesso stimolo alla stessa intensità durante le due diverse acquisizioni.

4.5.4 Regolazione dell'apparecchio acustico tramite misure REAG / REAR

Dopo aver acceso l'apparecchio acustico precedentemente inserito, è possibile procedere con la regolazione vera e propria dei guadagni, utilizzando l'acquisizione delle cosiddette misure *aided* (Real-Ear Aided Response, REAR, e Real-Ear Aided Gain, REAG): si tratta di segnali che permettono di visualizzare l'intensità dello stimolo che arriva al timpano dopo essere stato amplificato dal canale uditivo e dall'apparecchio acustico. È questa fase più importante della seduta di fitting, durante la quale si esegue la regolazione dei guadagni dell'apparecchio, cercando di portare le curve misurate a essere il più vicine possibile a una serie di curve target calcolate dall'algoritmo prescrittivo selezionato una volta che si sia inserita l'audiometria del paziente. Per un approfondimento sugli algoritmi di fitting si rimanda al Capitolo 3, relativo a *Gli algoritmi di fitting e le curve target*. In questa fase l'audioprotesista può decidere se lavorare con misure di risposta (dB SPL misurati al

microfono sonda) o con misure di guadagno (dB ottenuti sottraendo la misura al microfono di riferimento dalla misura al microfono sonda): la scelta di utilizzare le prime o le seconde fornisce un modo diverso per quantificare l'amplificazione subita dal segnale nel canale uditivo del paziente. Dal momento che mostrano l'effettivo segnale misurato al timpano, le misure di risposta possono apparire più intuitive e facili da interpretare. D'altro canto le misure di guadagno sono tipicamente più stabili: si tratta infatti di misure differenziali, meno sensibili ai cambiamenti dovuti alla non stazionarietà dei segnali di stimolo utilizzati (in genere segnali *speech like*, con alternanza di stimoli e pause di silenzio) o agli spostamenti che inevitabilmente il paziente farà nel corso della seduta. Alla luce di queste considerazioni, la scelta di effettuare un fitting utilizzando misure di risposta o di guadagno dipenderà in ultima analisi dalle preferenze e dall'abitudine dell'operatore.

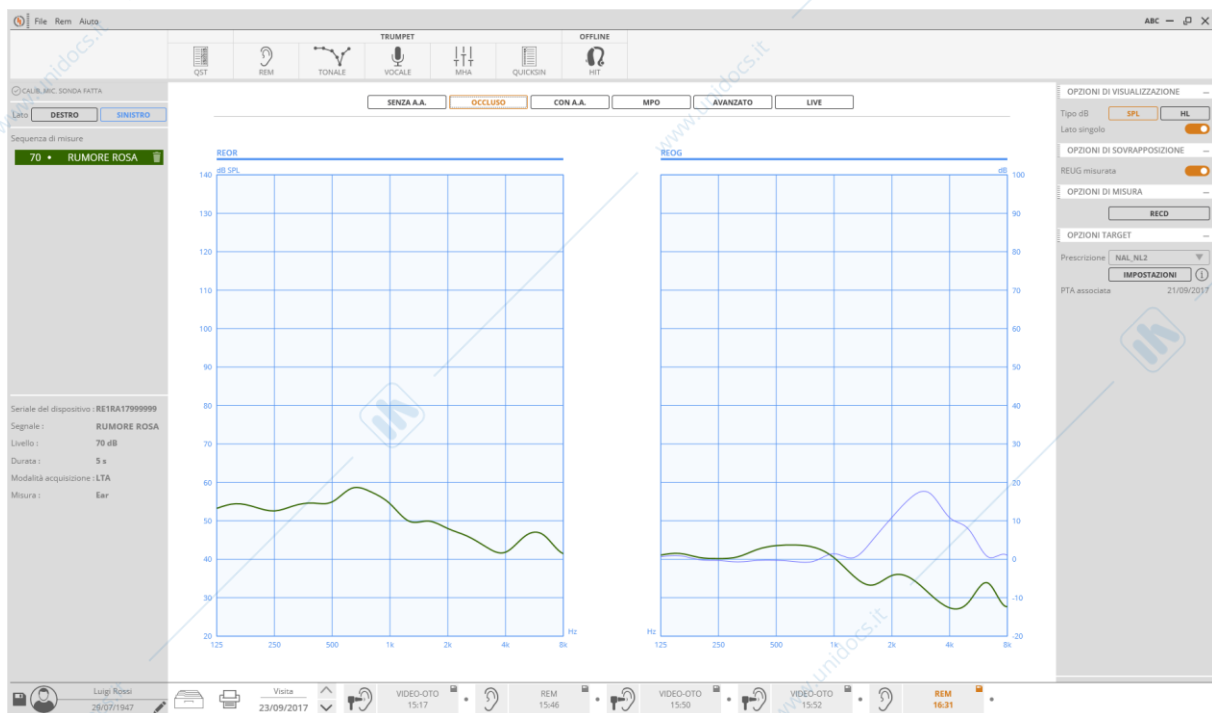


Figura 4.11 Esempio di curve in occlusione acquisite in seguito all'emissione di un rumore rosa a 70 dB SPL. Il grafico di sinistra mostra la curva di risposta, mentre quello di destra mostra la corrispondente curva di guadagno (traccia verde) sovrapposta alla REUG precedentemente registrata (traccia viola).

Si dovranno selezionare il tipo e l'intensità degli stimoli da far emettere dall'altoparlante. Tipicamente verranno scelti segnali *speech like*: si tratta di segnali costruiti in modo che il loro contenuto frequenziale simuli quello del parlato reale. Per un approfondimento si rimanda al Capitolo 6.

La Figura 4.12 mostra il risultato dell'acquisizione di una curva *aided*. Il grafico rappresenta la REAR e la REAG (curve continue, rispettivamente a sinistra e a destra), alle quali sono associate le corrispondenti curve target calcolate attraverso la regola di fitting scelta (curve tratteggiate). In questa fase l'operatore lavora sia sul software del sistema REM, per verificare l'andamento delle misure acquisite, sia sul software associato all'apparecchio acustico utilizzato, attraverso il quale è possibile effettuare la programmazione del dispositivo andando ad agire sui guadagni associati a ciascun canale. In particolare i guadagni andranno aggiustati tramite il software dell'apparecchio in modo da avvicinare il più possibile le curve acquisite e visualizzate dal software del sistema REM alle

curve target calcolate. Il protocollo attualmente al vaglio dell'International Society of Audiology (ISA) specifica che "le tolleranze consentite sono di ± 5 dB a 250, 500, 1000 e 2000 Hz, e di ± 8 dB a 3000 e 4000 Hz": tuttavia tali tolleranze rappresentano per lo più un punto di partenza, dal momento che l'effettivo punto di arrivo è rappresentato in ultima analisi dalla risposta e dalla soddisfazione del paziente.

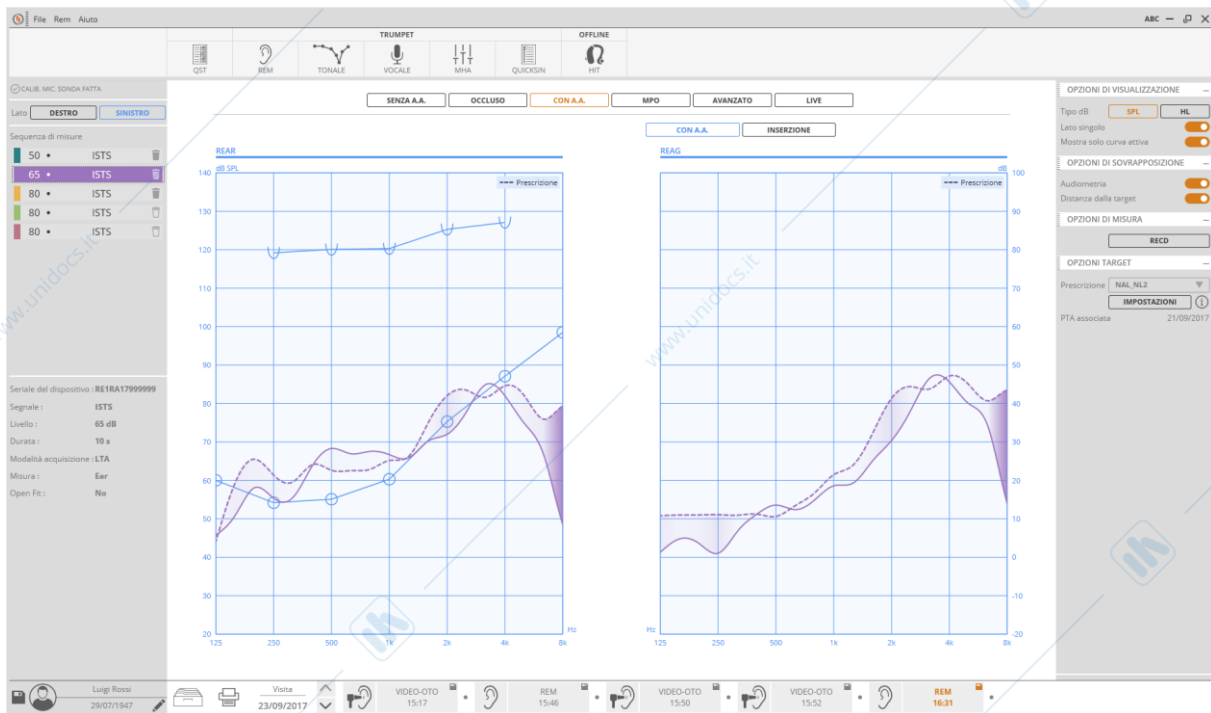


Figura 4.12 Esempio di curve *aided* acquisite in seguito all'emissione di un segnale *speech like* a 65 dB SPL. Il grafico di sinistra mostra la curva di risposta (traccia viola continua), in dB SPL, associata alla corrispondente curva target (traccia viola tratteggiata) e sovrapposta all'audiometria del paziente, convertita in dB SPL. Il tracciato in alto mostra l'UCL precedentemente acquisita. Il grafico di destra mostra la curva di guadagno (traccia viola continua), in dB, associata alla corrispondente curva target (traccia viola tratteggiata).

È opportuno eseguire le misure per diverse intensità di stimolo: i software associati agli apparecchi acustici propongono generalmente almeno tre intensità, tipicamente 50 (*low*), 65 (*medium*) e 80 (*loud*) dB SPL, in modo non solo da riprodurre più situazioni verosimili, ma anche da verificare al meglio le funzionalità dell'apparecchio, soprattutto in termini di non-linearità e di adattamento all'intensità del segnale in ingresso. Pertanto sarà cura dell'operatore impostare il software del sistema REM in modo da emettere i segnali di stimolo richiesti dal software di programmazione dell'apparecchio. In Figura 4.13 è possibile vedere come i due software citati vengano usati simultaneamente: mentre regola i guadagni tramite il software di programmazione dell'apparecchio acustico, l'operatore può sfruttare la modalità *on-top* del software del sistema REM per vedere in tempo reale come le modifiche apportate si riflettano sull'andamento dei segnali misurati dai microfoni.

Le curve *aided* finora descritte rappresentano il contributo di guadagno fornito sia dall'apparecchio acustico sia dal canale uditivo. Qualora si fosse invece interessati a quantificare il solo contributo fornito dall'apparecchio acustico, ovvero al netto del canale uditivo, si dovrà acquisire una curva di guadagno di inserzione (Real-Ear Insertion Gain, REIG). I software associati ai sistemi REM

tipicamente offrono la possibilità di visualizzare tanto le curve *aided* quanto le curve in inserzione, essendo queste ultime ottenute semplicemente sottraendo la REUG alla REAG. Lavorare utilizzando la REIG può avere dei vantaggi nel caso in cui il posizionamento del tubicino sonda si riveli problematico: infatti, trattandosi della differenza di due misure, non ha molta importanza che la sonda sia effettivamente vicina al timpano, purché questa non venga spostata tra l'istante di acquisizione della REUG e quello di acquisizione della REAG.

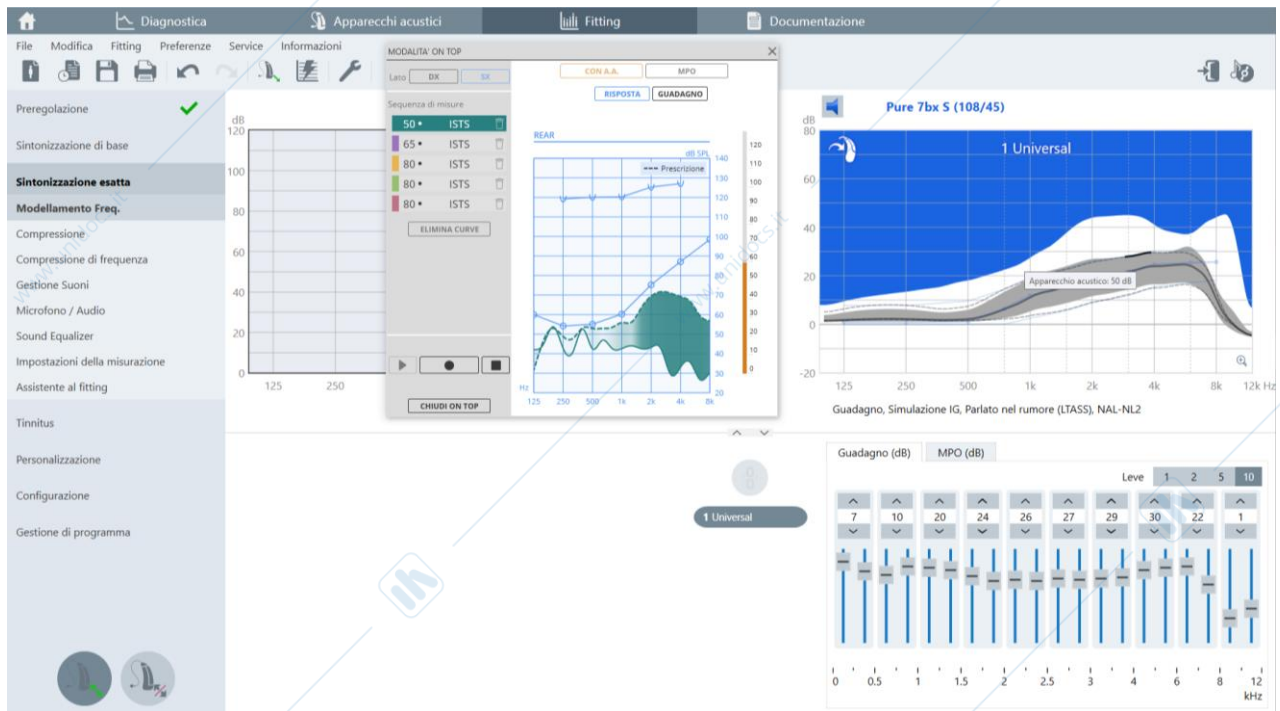


Figura 4.13 Esempio di utilizzo simultaneo dei software del sistema REM e del software di programmazione dell'apparecchio acustico: attraverso quest'ultimo, che comunica direttamente con il dispositivo, l'operatore può aggiustare i guadagni di ciascun canale (nell'esempio proposto, è sufficiente spostare le levette a destra, ciascuna relativa all'amplificazione di una certa banda di frequenze). Nel frattempo il software del sistema REM, utilizzato in modalità *on-top*, visualizza in tempo reale l'andamento delle curve registrate dai microfoni (nell'esempio, si sta controllando una curva REAR misurata in risposta a uno stimolo a 50 dB).

4.5.5 Modalità MPO

Perché un apparecchio acustico funzioni correttamente non è sufficiente verificare che i segnali esterni vengano adeguatamente amplificati: è infatti necessario accertarsi che i guadagni impostati non siano tali da fornire un'amplificazione eccessiva o comunque fastidiosa per il paziente. Un test di questo tipo può essere svolto acquisendo un segnale MPO (Maximum Power Output): in questo caso il segnale utilizzato è una spazzata di toni puri che coprono l'intervallo di interesse, emesso a un'intensità di 85 dB SPL per le misure in orecchio, o a 90 dB SPL per le misure in accoppiatore, che verranno approfondite nel Capitolo 5. Il segnale così emesso non deve superare la soglia del fastidio del paziente. In genere gli algoritmi prescrittivi, oltre alle curve target da confrontare con le misure *aided*, forniscono anche una curva target da usare come limite massimo per il segnale MPO (Figura 4.14).

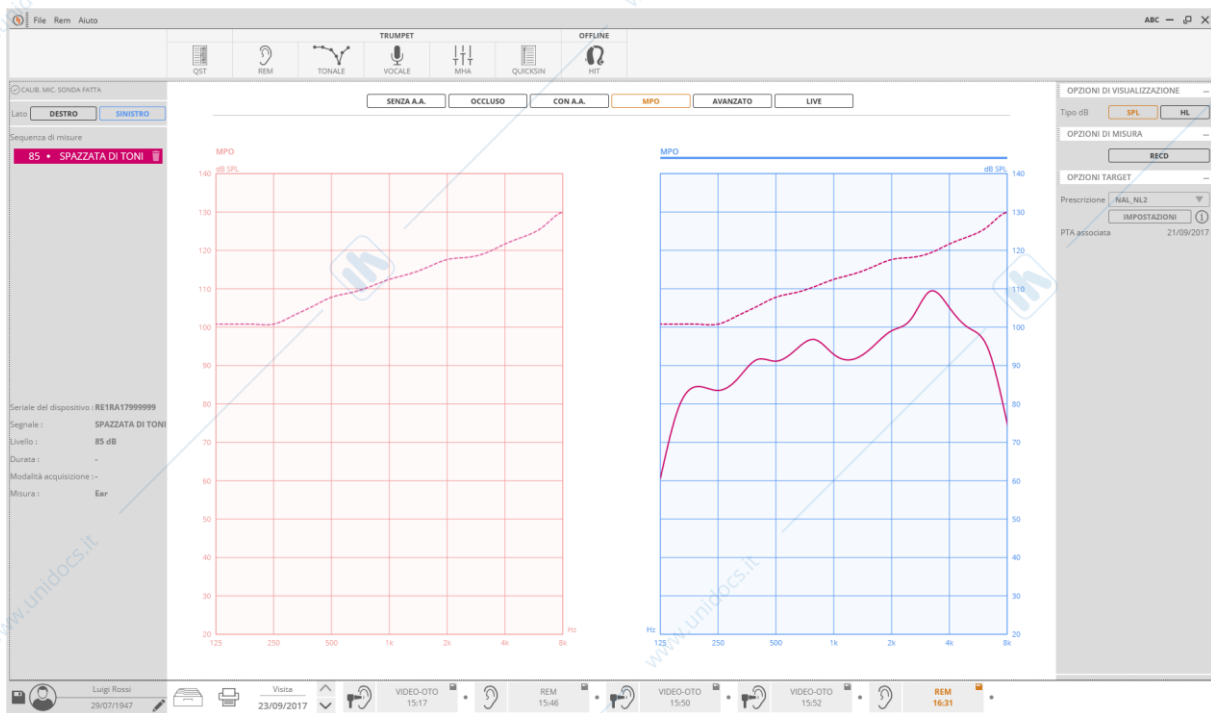


Figura 4.14 Esempio di tracciato MPO (curva continua) acquisito in seguito all'emissione di una spazzata di toni puri a 85 dB SPL, associato al corrispondente target massimo suggerito dall'algoritmo prescrittivo, in questo caso NAL-NL2.

4.6 Open fitting

Una parte consistente degli utilizzatori di apparecchi occlusi lamenta la scarsa naturalezza con cui viene percepita e amplificata la propria voce, nonché l'amplificazione indesiderata di rumori come la masticazione, la deglutizione, il tossire e altri suoni autoprodotti. Queste considerazioni portano spesso all'abbandono della protesi dopo poco tempo. L'introduzione dell'open fitting ha permesso un grande passo in avanti nel risolvere le problematiche legate al comfort di utilizzo, garantendo un minore abbandono della protesi e in generale una maggiore soddisfazione del paziente. L'idea fondamentale consiste nel permettere una comunicazione quasi completa fra l'aria all'esterno e all'interno del canale uditivo, utilizzando soluzioni alternative per connettere l'orecchio alla protesi: al posto del tubing e della chiocciola che occludono l'orecchio, viene usato un fine tubicino in plastica che termina con una cuffietta morbida che viene inserita nell'orecchio (Figura 4.15) e trasporta il suono.



Figura 4.15 Esempio di protesizzazione con apparecchio open.

A causa del fatto che i suoni a bassa frequenza escono dal canale non occluso, l'apparecchio, anche con i guadagni impostati al massimo, non riesce a garantire un guadagno percepito sufficiente per tali frequenze: a 500 Hz la perdita di guadagno rispetto a un orecchio occluso può arrivare fino a 30-35 dB (Dillon, 1985). Per questa ragione, la prescrizione di apparecchi open fitting è da preferirsi nei pazienti che soffrano di una perdita uditiva alle alte frequenze, ma per i quali le basse frequenze presentino al più una perdita lieve, che non necessiti pertanto di una grande amplificazione. Alle alte frequenze (tipicamente 2-4 kHz) inoltre, l'amplificazione naturale dovuta al canale uditivo non più occluso si somma a quella fornita dall'apparecchio acustico, permettendo (quando possibile) di ridurre i guadagni necessari per una buona udibilità.

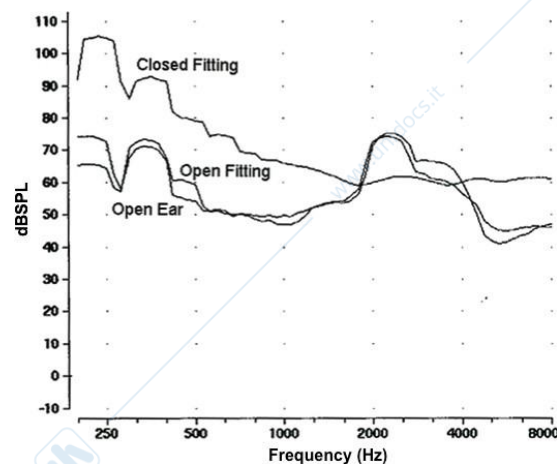


Figura 4.16 Spettro rilevato all'interno dell'orecchio durante la vocalizzazione del suono 'eee' da parte del paziente (Mueller & Ricketts, 2006).

In Figura 4.16 viene rappresentata la misurazione effettuata con un tubicino sonda posto nell'orecchio del paziente mentre egli stesso emette il fonema "eee", in tre situazioni: orecchio libero, fitting occlusivo, open fitting (sempre con apparecchio spento). È evidente come alle basse frequenze l'amplificazione sia molto più elevata (circa 30 dB) a causa dell'occlusione, mentre con la soluzione open fitting si riesce a eliminare questo effetto avvicinandosi alla situazione tipica dell'orecchio libero.

Un modo per verificare se il fitting effettuato sia realmente open utilizzando la strumentazione REM è confrontare le curve REUG (guadagno senza apparecchio) e REOG (guadagno con apparecchio inserito ma spento): se le due curve sono coincidenti o quasi, si può concludere che la protesi è quasi "acusticamente invisibile" per quanto riguarda la comunicazione dell'orecchio con l'esterno, in quanto il guadagno senza protesi o con protesi spenta inserita coincidono.

Il termine *feedback acustico* indica un fenomeno che si verifica quando una parte del suono in uscita prodotto dall'apparecchio nel canale uditivo riesce a sfuggire (fenomeno definito *leakage*) da questo e ritornare come input alla protesi stessa, venendo nuovamente amplificato. Questo segnale ha già effettuato un ciclo completo all'interno dell'apparecchio, passando attraverso microfono, amplificatore ed emettitore e venendo reimpresso all'interno del microfono (Figura 4.17): essendo stato amplificato già una volta, la volta successiva verrà nuovamente amplificato, e così via.

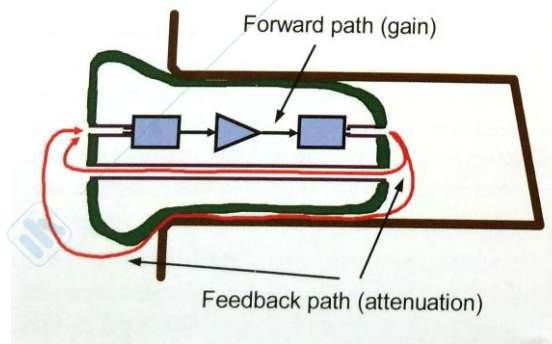


Figura 4.17 Percorso del feedback acustico all'interno di una protesi endoauricolare con venting (Dillon, 2012).

Il processo di amplificazione progressiva termina solo quando il segnale è talmente forte che la protesi modifica le proprie condizioni di funzionamento andando in saturazione, oppure, se presente compressione, tagliando il guadagno della frequenza in cui tale feedback è presente. Questa amplificazione indesiderata può causare molti artefatti, come fischi, ronzii, oscillazioni o suoni striduli che vengono avvertiti con fastidio dal paziente e, se non risolti, possono causare l'abbandono della protesi. Per quanto detto, è evidente che se si utilizzano apparecchi open si deve prestare attenzione a non incorrere in fenomeni di feedback acustico.

4.6.1 Open fitting nelle misurazioni REM

Prima di effettuare una misurazione REM è necessario assicurarsi che il suono che arriva all'orecchio del paziente sia al livello desiderato. Per questo, come descritto nel paragrafo 4.3 dedicato all'Equalizzazione, si usa solitamente il metodo MPSE (Modified Pressure method with Stored Equalization), che regola il volume dell'altoparlante in base alla misurazione ottenuta al microfono di riferimento prima di iniziare la misura (Shaw, 2010). In presenza di open fitting, tuttavia, una volta che si proceda ad acquisire le curve con apparecchio acceso, l'MPSE porterebbe a un risultato errato: il suono che fuoriesce dal canale uditivo andrebbe a sommarsi al segnale registrato dal microfono di riferimento, non permettendo di impostare correttamente il livello dello speaker. L'effetto complessivo risultante sarebbe un abbassamento del volume di emissione. Questo perché, in fase di misurazione preliminare, il livello sonoro percepito dal microfono di riferimento sarebbe dato dalla somma di quello emesso dall'altoparlante e di quello che uscirebbe dal canale uditivo a causa dell'open fitting. Lo strumento si baserebbe dunque su questa misura per regolare il volume dell'altoparlante, ma essendo il livello percepito al microfono di riferimento maggiore di quello effettivamente dovuto al solo altoparlante la regolazione non sarebbe corretta, ma inferiore a quanto desiderato.

Per ovviare a questa problematica, in caso di apparecchio open la procedura prevede in un primo momento una calibrazione del livello dell'altoparlante con l'apparecchio spento, in modo da non contaminare il segnale misurato dal microfono di riferimento con il feedback acustico; successivamente si accende la protesi e si spegne la misurazione del microfono di riferimento, pertanto il segnale associato a questo microfono non verrà misurato, ma stimato. Si tratta di un'approssimazione valida, avendo cura di accertarsi che il paziente non compia movimenti troppo grandi durante la seduta.

4.7 Verifica di altre caratteristiche degli apparecchi

Durante un fitting *in-situ* è possibile utilizzare la strumentazione di un sistema REM per verificare il corretto funzionamento di alcune caratteristiche specifiche dei moderni apparecchi acustici. In particolare nei prossimi paragrafi verranno descritti tre brevi protocolli di misura che permettono di verificare il buon funzionamento degli algoritmi di soppressione automatica del rumore, della direzionalità dei microfoni, e delle tecniche di frequency lowering.

Ciascuna di queste tre misure non è finalizzata al confronto tra diversi apparecchi, quanto piuttosto a una verifica che il dispositivo che si sta utilizzando sia in grado di fornire le funzionalità dichiarate. Si tratta inoltre di misure che possono aiutare il paziente ad apprezzare, anche visivamente, quanto migliora la capacità uditiva tramite l'utilizzo dell'apparecchio scelto.

4.7.1 Soppressione del rumore

La valutazione clinica di un apparecchio acustico dovrebbe verificarne le prestazioni nel saper riconoscere e amplificare adeguatamente il parlato, anche in presenza di rumore competitivo. A tal fine, gli attuali apparecchi implementano algoritmi di diversa natura, il cui scopo comune è quello di riconoscere nel suono in ingresso la presenza di parlato e la presenza di rumore, per gestire i guadagni in modo da amplificare solo il primo. Le tecniche digitali (Digital Noise Reduction, DNR) messe a punto per sopprimere segnali non desiderati si differenziano per esempio tra strategie volte a non amplificare segnali impulsivi, ossia segnali brevi e intensi, e altre progettate per evitare di aumentare l'intensità di rumori stazionari.

Tipicamente i software delle case produttrici permettono di decidere l'entità della riduzione del rumore.

In sede di fitting con sistema REM, dopo aver aggiustato i guadagni dell'apparecchio, è possibile verificarne le prestazioni nella soppressione dei segnali indesiderati, utilizzando stimoli che siano effettivamente rumori (e.g. rumore bianco, rumore rosa, *speech noise* o rumori "quotidiani" quali la registrazione di un aspirapolvere, del traffico, etc). Si procede acquisendo, con DNR non attivo, una curva *aided* utilizzando come stimolo un segnale rumoroso a una certa intensità. Dopodiché si attiva il DNR e si registra una nuova curva *aided* utilizzando il medesimo stimolo dello step precedente, emesso per un tempo minimo di 10 secondi. Una finestra temporale di 10-15 secondi è necessaria perché il rumore venga correttamente riconosciuto come tale e ridotto al minimo. La differenza tra le due curve permette di apprezzare, anche graficamente, i vantaggi forniti da questo tipo di funzionalità. Come ulteriore controprova si possono ripetere le acquisizioni effettuate, usando però come stimolo un parlato: se il DNR funziona correttamente non si dovrebbero notare differenze tra la misura con DNR attivo e quella con DNR disattivo.

4.7.2 Frequency lowering

Alcuni casi di ipoacusia presentano perdite talmente gravi alle alte frequenze da non permettere di recuperare l'intelligibilità del parlato attraverso una semplice amplificazione, per quanto pronunciata. Si può ricorrere in casi come questi ad apparecchi che forniscano la funzionalità di *frequency lowering*: le componenti spettrali dei segnali in ingresso che cadano nell'intervallo di frequenze non udito vengono traslate in un intervallo frequenziale inferiore, in cui il paziente è in grado di percepire e capire i suoni amplificati. Esistono diversi metodi di frequency lowering (e.g.

basati su tecniche di modulazione, di compressione o di trasposizione del segnale, o su uno speech vocoder (Mueller, et al., 2013), (Posen, et al., 1993), (Velmans & Marcuson, 1983).

In sede di fitting con sistema REM, dopo aver aggiustato i guadagni dell'apparecchio, è possibile verificarne la funzionalità di frequency lowering. Si procede acquisendo una prima curva con apparecchio acustico inserito e acceso, ma a frequency lowering disattivo: dato il tipo di ipoacusia del paziente, ci si aspetta che in corrispondenza delle alte frequenze buona parte del segnale cada fuori dalla regione che rappresenta l'area di udibilità del soggetto. Dopodiché si attiva il frequency lowering e si registra una nuova curva utilizzando il medesimo stimolo del passo precedente: lo spettro del segnale risulterà modificato, evidenziando come parte delle informazioni che prima erano rappresentate alle alte frequenze siano ora contenute in un intervallo a frequenza minore.

A seconda della tecnica implementata nell'apparecchio acustico utilizzato, il suono verrà riprodotto in modi diversi. Per esempio, un frequency lowering basato su tecniche di compressione del segnale anziché di trasposizione non mantiene la relazione di partenza tra le diverse armoniche, cosa potenzialmente fastidiosa se il paziente è abituato ad ascoltare musica.

4.7.3 Direzionalità

Le motivazioni per cui è importante che il test sulla direzionalità dei microfoni venga svolto quando l'apparecchio è effettivamente indossato dal paziente sono molteplici, e includono il fatto che non solo il posizionamento dell'apparecchio sul padiglione, ma anche la perfetta occlusione fornita dall'apparecchio o dalla sua chiocciola (e quindi un eventuale leakage o venting) si riflettono sulla direzionalità.

Durante un fitting con sistema REM, dopo aver aggiustato i guadagni dell'apparecchio, è possibile verificare la direzionalità dei microfoni. Si procede acquisendo una prima curva con apparecchio acustico inserito e acceso, con il paziente nella classica posizione utilizzata durante il test, con angolo azimutale di 0° rispetto all'altoparlante. Dopodiché si registra una seconda curva ottenuta con il medesimo segnale di stimolo utilizzato nello step precedente, ma spostando il paziente in modo che sia ruotato di 180° rispetto alla posizione della prima misura. Il confronto tra le due curve permette di quantificare il funzionamento della direzionalità.

4.8 Speech mapping e counselling

Un sistema REM può essere utile non solo per l'acquisizione delle misure oggettive fin qui descritte, ma pure per far apprezzare al paziente e ai suoi familiari, anche visivamente, i benefici dati dall'utilizzo di un apparecchio correttamente programmato. È infatti possibile mostrare in tempo reale il comportamento del dispositivo, spiegando come l'amplificazione da esso introdotta renda udibili segnali che altrimenti non lo sarebbero. In particolare per spiegare in modo facile e intuitivo al paziente i vantaggi attesi dall'uso dell'apparecchio, si rivelerà utile utilizzare dei segnali di stimolo che riproducano situazioni di vita quotidiana, oppure segnali di parlato *live* ottenuti con la collaborazione di un familiare. Un sistema che consenta di visualizzare contemporaneamente, per diverse intensità di stimolo, il segnale *unaided* e il segnale *aided*, assieme all'area che rappresenta l'intervallo residuo del paziente in esame, permetterà di descrivergli nel dettaglio quali siano i suoni che, correttamente amplificati, torneranno a essere udibili.

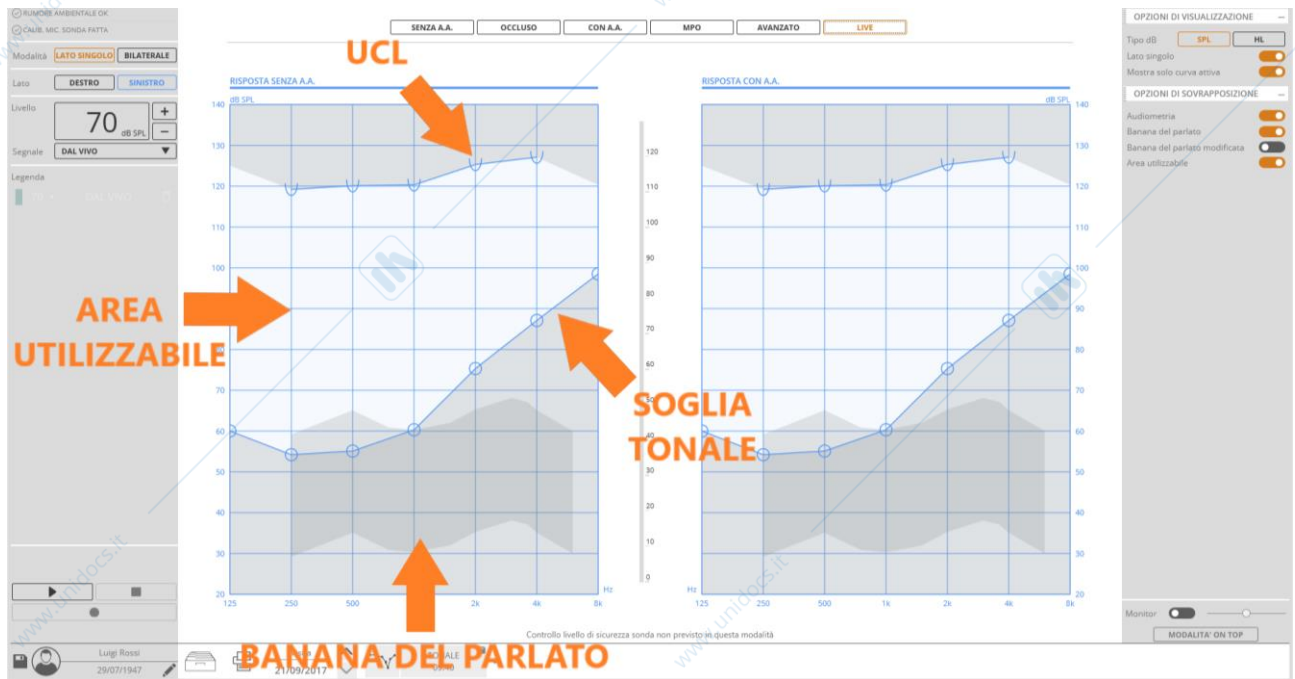


Figura 4.18 Esempio di visualizzazione dell'audiometria del paziente sovrapposta alla banana del parlato. È immediato riconoscere come la perdita uditiva sia tale per cui l'intervallo residuo di udibilità (ossia la regione compresa tra la soglia audiometrica e la soglia UCL) non intersechi più il normale spettro del parlato.

Come suggerito da (Mueller, et al., 2017), il counseling del paziente viene facilitato dall'utilizzo dello speech mapping. Per *speech mapping* si intende la visualizzazione in dB SPL dell'andamento di un segnale *speech like*, emesso a diverse intensità, all'interno del range dinamico del paziente in esame. In una seduta di counseling è possibile spiegare al paziente quali saranno i vantaggi di cui beneficerà grazie all'utilizzo di un apparecchio, non solo facendogli sentire suoni che altrimenti non sarebbe in grado di udire, ma anche mostrandogli visivamente il conseguente miglioramento delle capacità uditive.

Si consiglia di cominciare mostrando al paziente come si posiziona il suo tracciato audiometrico rispetto allo spettro o banana del parlato (Figura 4.18), spiegandogli quindi perché, a causa delle frequenze maggiormente compromesse dall'ipoacusia, abbia spesso la sensazione di "sentire ma non capire" il parlato del proprio interlocutore. Conoscere la propria perdita uditiva è infatti il primo passo per capire l'aiuto che si può trarre da un apparecchio acustico.

Si può procedere quindi mostrando al paziente quali siano i benefici introdotti dall'apparecchio attraverso un confronto visivo tra una curva *aided* (i.e. una curva ottenuta sfruttando l'amplificazione dell'apparecchio) e una curva *unaided* (i.e. la curva che si avrebbe senza l'apparecchio), che riassumano rispettivamente i vantaggi dati dall'apparecchio e come il paziente sentirebbe senza di esso (Figura 4.19).

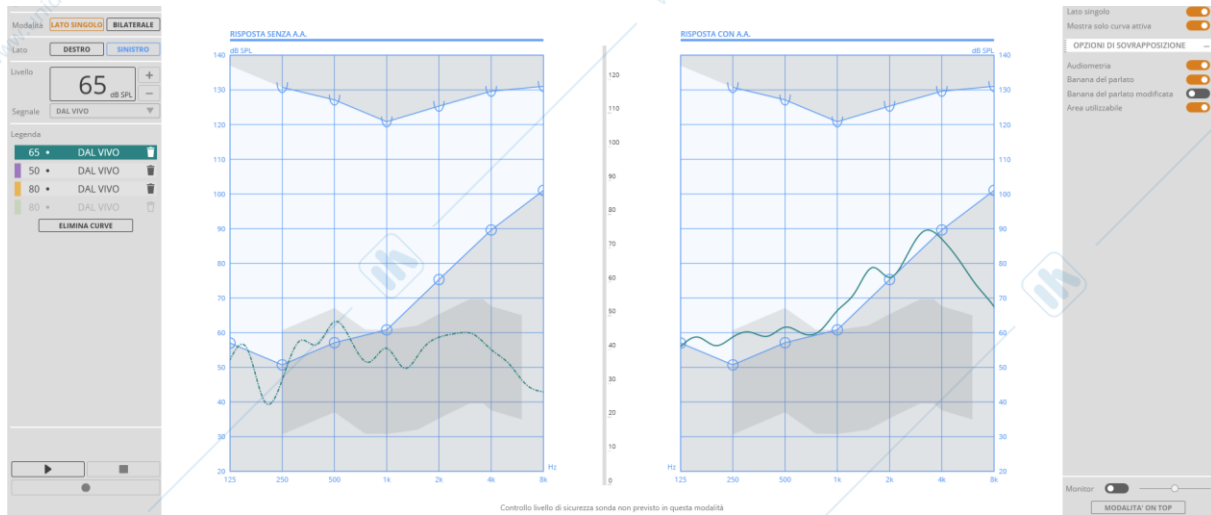


Figura 4.19 Esempio di confronto di curve di risposta corrispondenti a una situazione senza apparecchio acustico (grafico di sinistra) e con apparecchio acustico (grafico di destra): mentre nel primo caso la quasi totalità delle frequenze cade al di fuori della regione compresa tra la soglia uditiva del paziente e la sua soglia del fastidio, nel secondo caso l'amplificazione introdotta permette di superare la soglia uditiva, soprattutto nella banda di frequenze relative allo spettro del parlato.

Infine è importante mostrare il diverso comportamento che ci si deve attendere nell'amplificazione di suoni deboli, medi o intensi, assicurando il paziente sul fatto che anche i suoni intensi potranno subire un'amplificazione, che tuttavia sarà tale da non renderli fastidiosi o sgradevoli (Figura 4.20).

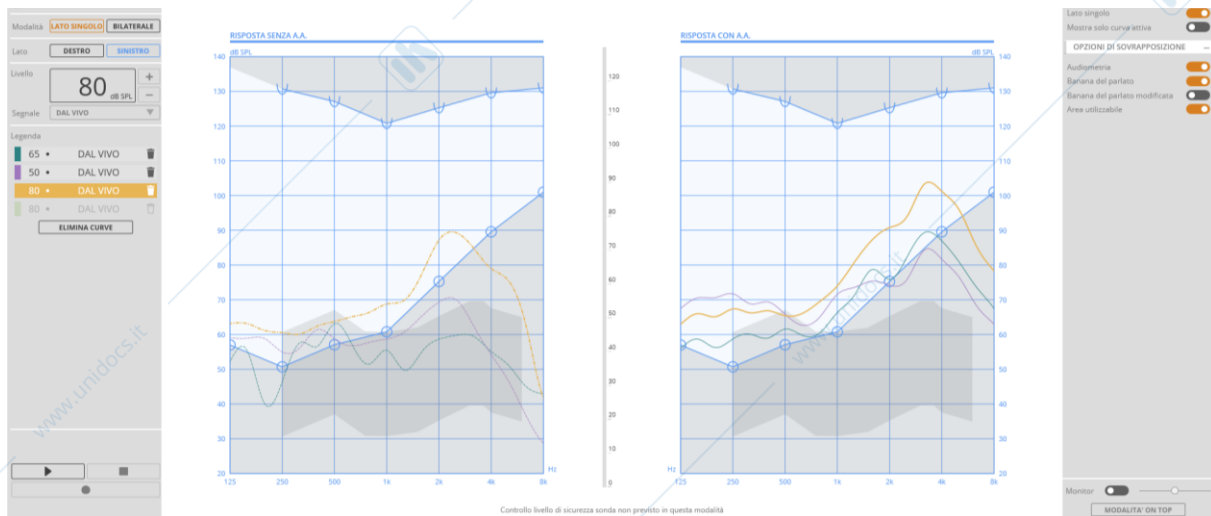


Figura 4.20 Esempio di confronto di curve di risposta corrispondenti a una situazione senza apparecchio acustico (grafico di sinistra) e con apparecchio acustico (grafico di destra), ottenute per diverse intensità del segnale di stimolo: debole (curva viola, 50 dB), media (curva verde, 65 dB), intensa (curva gialla, 80 dB).

4.9 Casi clinici

In questo paragrafo si riportano due esempi di fitting di apparecchi acustici nei quali l'utilizzo di un sistema REM ha permesso di ottimizzare l'adattamento dei guadagni.

4.9.1 Esempio 1

Il primo caso riguarda un paziente maschio, di 64 anni, portatore di un apparecchio acustico nell'orecchio destro. Il paziente usa una chiocciola su misura con ricevitore, e con un'apertura di 3 mm che altera solo parzialmente la risonanza del condotto uditivo, come si può verificare dal confronto tra la curva REUG e la curva REOG in Figura 4.21.

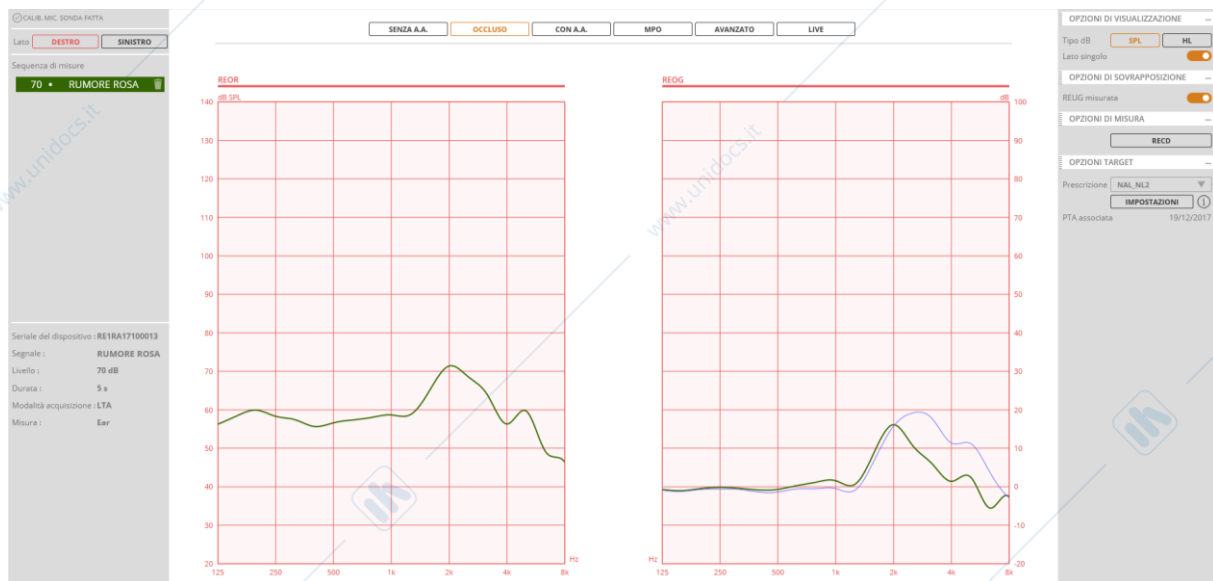


Figura 4.21 Visualizzazione delle curve REOR (verde, grafico a sinistra), REOG (verde, grafico a destra) e REUG (viola, grafico a destra) acquisite durante la seduta di fitting. L'apertura di 3 mm della chiocciola altera solo parzialmente la risonanza del canale.

La formula di fitting utilizzata è la NAL-NL2 e l'operatore ha scelto di lavorare con curve in risposta. In seguito a una prima regolazione, basata su un fitting che si è rivelato essere impreciso alle basse frequenze, il paziente ha osservato che in particolari circostanze alcuni rumori risultavano fastidiosi ("il paziente lamentava di sentire troppo rumori tipo le ruote sull'asfalto"). Pertanto si è proceduto con un secondo fitting in cui è stata diminuita l'amplificazione applicata alle basse frequenze, associate ai rumori indicati come particolarmente fastidiosi. In Figura 4.22 sono riportati e confrontabili i risultati del primo e del secondo fitting, nelle colonne rispettivamente di sinistra e di destra: mentre nel primo caso i suoni a bassa intensità tendevano a superare quanto prescritto dalla curva target alle basse frequenze, con il secondo fitting si è provveduto ad abbassare i guadagni corrispondenti nell'apparecchio, avvicinando al contempo la misura alla curva target nelle frequenze più alte. Una riduzione dei guadagni alle basse frequenze è stata applicata anche ai segnali di più alta intensità (i.e. 65 e 80 dB), mantenendo sostanzialmente inalterate le frequenze più alte. A seguito del secondo fitting, il paziente non ha più lamentato i fastidi prima descritti.

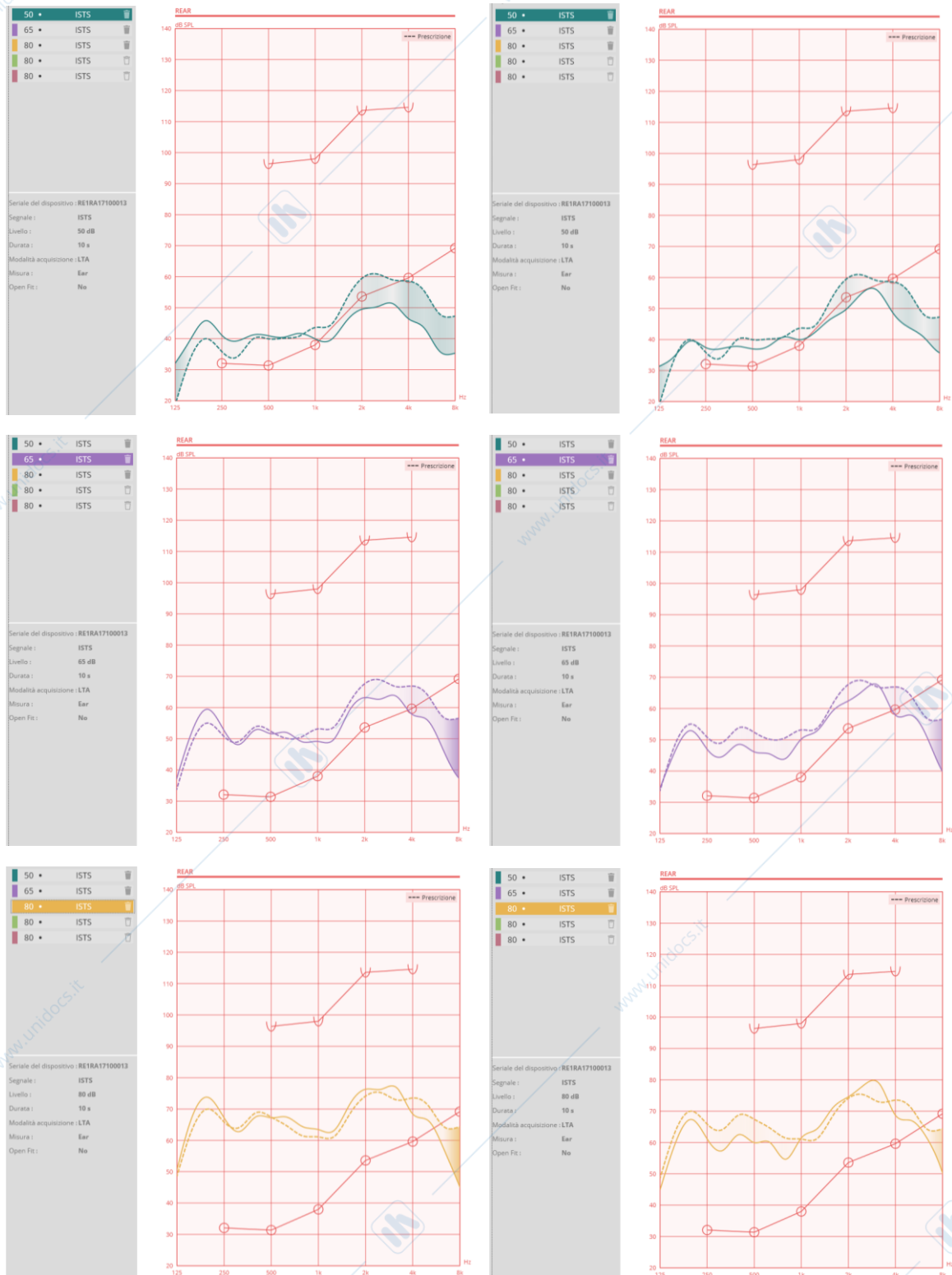


Figura 4.22 Misure REAR (curve continue) sovrapposte alle relative curve target (curve tratteggiate) ottenute durante un primo fitting (grafici di sinistra) e durante un secondo fitting (grafici di destra) su un paziente che lamentava un'amplificazione eccessiva di particolari rumori, per lo più alle basse frequenze.

4.9.2 Esempio 2

Il secondo caso riguarda una signora di 60 anni, portatrice di apparecchi acustici binaurali. Al momento della scelta dei dispositivi e del conseguente fitting eseguito utilizzando la regola di fitting NAL-NL2, si erano adottate delle cupolette standard. In questo modo il canale acustico restava parzialmente aperto (Figura 4.23). Pochi mesi dopo la paziente si è ripresentata, non per problemi sull'amplificazione degli apparecchi ma perché le cupolette standard le causavano fastidio. Pertanto si è provveduto a sostituirle con delle chiocciole morbide su misura. A seguito della sostituzione, è aumentato l'effetto di occlusione (Figura 4.24).

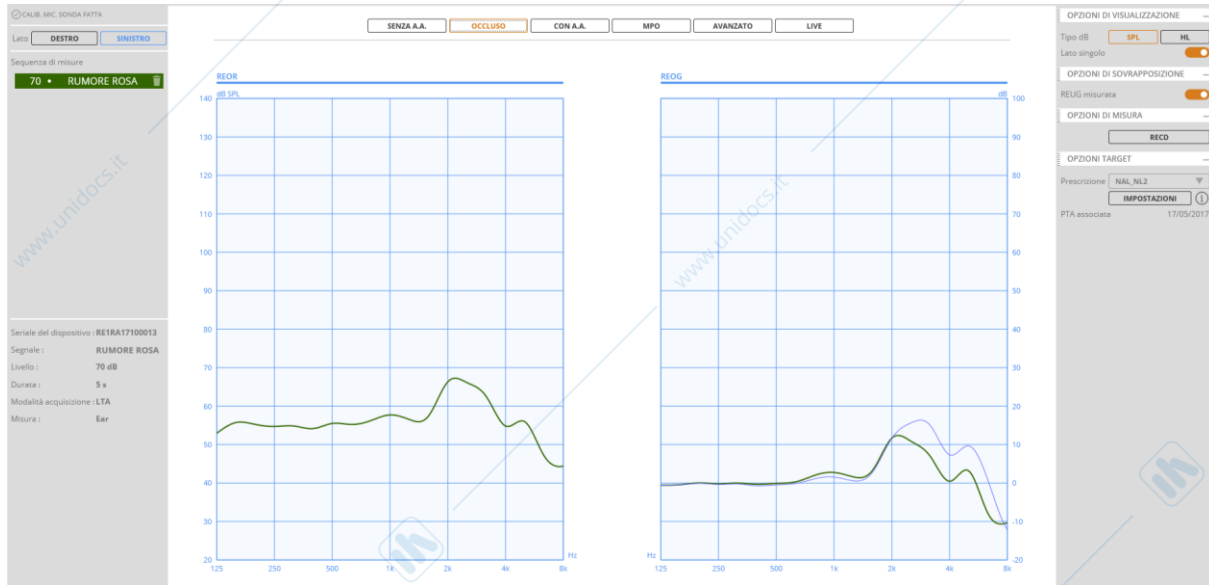


Figura 4.23 Visualizzazione delle curve REOR (verde, grafico a sinistra), REOG (verde, grafico a destra) e REUG (viola, grafico a destra) acquisite durante la seduta di fitting in cui si era scelto di utilizzare delle cupolette che lasciavano il canale solo parzialmente occluso.

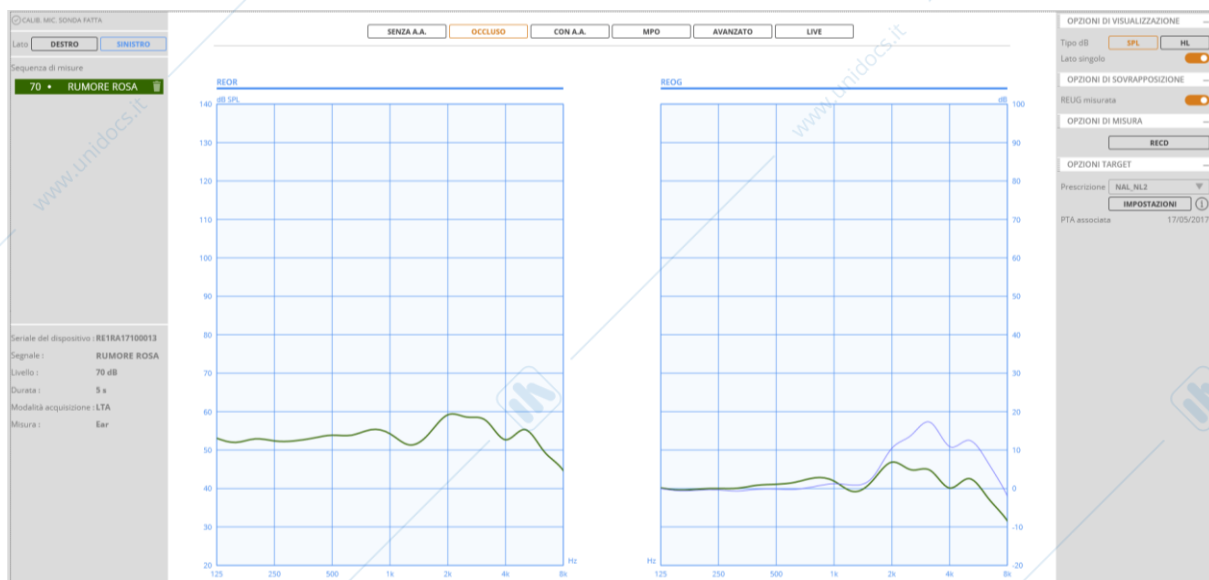


Figura 4.24 Visualizzazione delle curve REOR (verde, grafico a sinistra), REOG (verde, grafico a destra) e REUG (viola, grafico a destra) acquisite durante la seduta di fitting in cui le cupolette sono state sostituite con delle chiocciole morbide su misura.

Rispetto a prima, è evidente l'effetto di maggior occlusione del canale della paziente.



Figura 4.25 Misure REAR (curve continue) sovrapposte alle relative curve target (curve tratteggiate) ottenute prima (grafici di sinistra) e dopo (grafici di destra) aver regolato i guadagni su una paziente che aveva chiesto di sostituire le cupolette standard con delle chioccioline morbide su misura.

Con la nuova configurazione di accoppiamento mediante chiocciola, le curve acquisite durante la seduta REM mostravano un picco di risonanza attorno ai 3000 Hz. In Figura 4.25 sono riportate le acquisizioni ottenute utilizzando le nuove chioccioline morbide, mantenendo i guadagni impostati durante la prima seduta di fitting (colonna di sinistra), e dopo aver aggiustato tali guadagni (colonna di destra). La possibilità di visualizzare le curve acquisite ha permesso di individuare immediatamente il picco a 3000 Hz, e conseguentemente di ridurlo modificando le amplificazioni

impostate sull'apparecchio. I valori relativi alle altre frequenze non sono stati modificati, dato che la paziente trovava già confortevoli le amplificazioni settate durante la prima seduta di fitting eseguita con sistema REM.

www.unidocs.it - Appunti e dispense per superare i tuoi esami universitari

www.unidocs.it - Appunti e dispense per superare i tuoi esami universitari

Capitolo 5 Le misure in accoppiatore

L'esecuzione di protocolli di screening neonatale per il riconoscimento precoce di disturbi dell'udito ha portato non solo a un abbassamento dell'età in cui l'eventuale problema viene identificato, ma anche a un più tempestivo trattamento del disturbo. Il riconoscimento precoce di una perdita uditiva comporta la necessità di tecniche di fitting di apparecchi acustici anche in soggetti in età pediatrica. È di fondamentale importanza riconoscere un'ipoacusia e intervenire con la giusta amplificazione dei suoni durante i primi mesi di vita di un bambino, dal momento che significa permettergli di sviluppare più facilmente abilità linguistiche e di socializzazione (Yoshinaga-Itano, 2003).

Nonostante le misure in orecchio siano il metodo più affidabile per eseguire il fitting di un apparecchio acustico, non è sempre possibile eseguire un'intera procedura REM su un bambino. In alternativa si può effettuare il fitting acquisendo le misure in accoppiatore anziché nell'orecchio, dopo aver calcolato di quanto si discosta la risposta acustica dell'orecchio del paziente da quella dell'accoppiatore utilizzato (Real-Ear to Coupler Difference, RECD).

In questo capitolo si descrive come procedere per il fitting di un apparecchio su un accoppiatore da 2 cc.

5.1 Gli accoppiatori e la curva RECD

Data una sorgente sonora ad alta impedenza, tipicamente un trasduttore a inserto, lo standard definisce la curva RECD come la differenza, in funzione della frequenza, tra i dB SPL prodotti a livello della membrana timpanica in un canale acustico occluso e i dB SPL misurati su un accoppiatore da 2 cm³ (ANSI S3.4., 2013), (IEC:61669, 2015). Un esempio di curva RECD acquisita su un orecchio adulto è proposto in Figura 5.1.

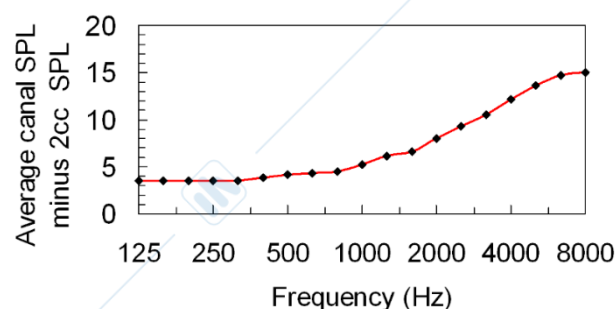


Figura 5.1 Differenza tra i dB SPL misurati al timpano di un orecchio adulto medio e i dB SPL misurati al microfono di un accoppiatore HA 1. Da (Dillon, 2012).

Le diverse modalità con cui è possibile acquisire una curva RECD sono riassunte in modo schematico in Figura 5.2, adattata da (Dillon, 2012), e qui di seguito descritte.

Per la **misura della risposta in orecchio**, è possibile inserire il trasduttore a inserto nel canale uditivo o tramite un tip spugnoso (Figura 5.2, **a**) o, nel caso in cui si sia deciso di adottare un apparecchio BTE con chiocciola, attraverso la chiocciola del paziente (Figura 5.2, **d**). Il segnale inviato dal sistema verrà registrato dal microfono sonda, precedentemente inserito nel canale.

La **misura della risposta dell'accoppiatore** andrà acquisita collegando il trasduttore a inserto o a un accoppiatore di tipo HA-1 tramite il tip spugnoso (Figura 5.2, **b**), o direttamente a un accoppiatore di tipo HA-2 (Figura 5.2, **c**). Nel caso in cui si sia deciso di adottare un apparecchio BTE con chiocciola, invece, il trasduttore a inserto andrà collegato o a un accoppiatore di tipo HA-1 utilizzando la chiocciola stessa (Figura 5.2, **e**), o a un accoppiatore di tipo HA-2 tramite un tubicino da 25 mm (Figura 5.2, **f**). Le misure in accoppiatore possono in generale essere facilmente acquisite utilizzando o un orecchio elettronico o un sistema RECD: entrambi i dispositivi sono dotati di componenti analoghe a quelle di un sistema REM, in particolare

- un altoparlante, utilizzato allo stesso modo dell'altoparlante di un sistema REM
- un accoppiatore dotato di un microfono, che simula il comportamento dell'orecchio e del microfono sonda
- un microfono esterno all'accoppiatore che registra i suoni in uscita dall'altoparlante, in analogia al microfono di riferimento di un sistema REM.

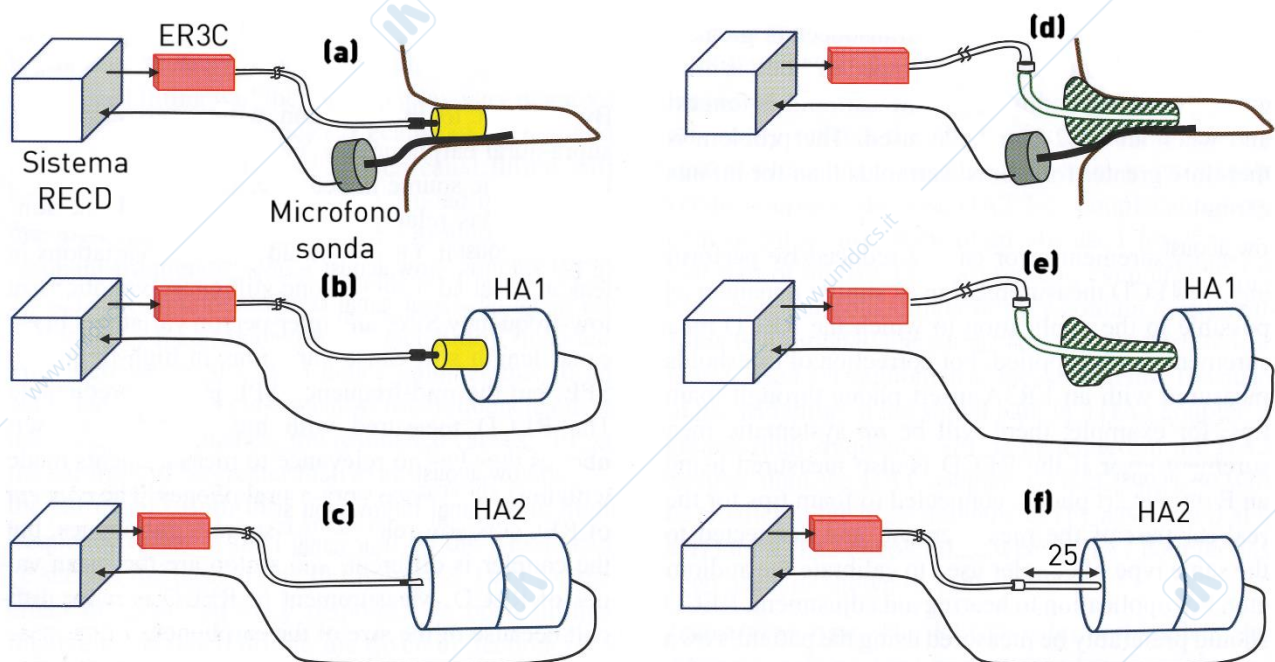


Figura 5.2 Raffigurazioni schematiche delle tecniche di acquisizione della risposta in orecchio (**a**, **d**) e in accoppiatore (**b**, **c**, **e**, **f**) per l'ottenimento della curva RECD. Adattata da (Dillon, 2012).

Per quanto riguarda gli accoppiatori da utilizzare, lo standard IEC 61669 raccomanda l'uso di un accoppiatore conforme alla IEC 60318-5, mentre il nuovo standard ANSI S3.46-2013 richiede l'uso di un accoppiatore HA-1. Con **accoppiatore** si intende una cavità chiusa a un'estremità da un

microfono; l'altra estremità permette di collegare una sorgente sonora, tipicamente una cuffia a inserto o un apparecchio acustico, per misurare l'intensità dei suoni che essa produce. Gli accoppiatori più utilizzati per le misure sugli apparecchi acustici hanno tutti un volume di 2 cm^3 (Romanow, 1942), corrispondente al volume approssimativo del canale uditivo di un soggetto adulto che indossi un apparecchio acustico. Ovviamente si tratta di un'approssimazione, che perde ogni precisione soprattutto in soggetti pediatrici o in coloro che abbiano subito un trattamento chirurgico che abbia alterato l'anatomia del canale. È noto infatti che canali di lunghezza o diametro ridotti presentano picchi di risonanza diversi rispetto a quelli di un adulto. In un soggetto infantile o pediatrico i valori di tali picchi possono spingersi fino a 7200 Hz, abbassandosi poi con il tempo fino a circa 2700 Hz, corrispondente alla frequenza di risonanza tipica di un canale completamente sviluppato (Krueger & Reuben, 1987).

I due accoppiatori sopra citati (Figura 5.3) vengono proposti come alternativi nei parametri delle regole di fitting non-lineari NAL e DSL. In particolare

- l'accoppiatore HA-1 non include un simulatore di chiocciola (*earmold simulator*), e viene usato per gli apparecchi ITE, ITC e CIC, ai quali viene connesso tramite della pasta isolante (*putty*), o per i BTE utilizzati con tubicino e *dome* al posto della chiocciola;
- l'accoppiatore HA-2 include un simulatore di chiocciola che viene collegato all'apparecchio BTE attraverso un tubicino dal diametro di 2 mm.

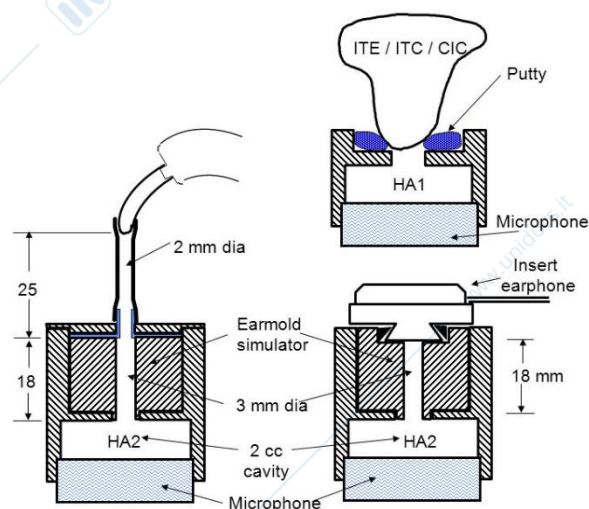


Figura 5.3 Dimensioni e tipi di accoppiamento per gli accoppiatori HA1 e HA2. Adattato da (Dillon, 2012).

Come spiegato nel Capitolo 3, l'uso della curva RECD non si limita ai casi in cui si voglia procedere con il fitting in accoppiatore anziché in orecchio: infatti, data una soglia audiometrica in dB HL, per ricavare quale sia il corrispondente livello in dB SPL di un suono al timpano si ricorre a formule di conversione che utilizzano la curva RECD.

Nel paragrafo seguente verranno descritti quali sono i parametri che si riflettono sui valori della curva RECD, alcuni legati alla conformazione anatomica del canale uditivo, altri alle caratteristiche dell'apparecchio acustico, altri ancora dal tipo di collegamento scelto per inserire i trasduttori nell'orecchio del paziente.

5.2 Fattori che influenzano una curva RECD

Come anticipato nel paragrafo precedente, una modifica del **volume residuo del canale** uditivo comporta uno spostamento della frequenza di risonanza e una variazione dei dB SPL generati al timpano. Cambiamenti nel volume si verificano per esempio in concomitanza con lo sviluppo del bambino, fino approssimativamente ai 5 – 6 anni di età (Tabella 5.1), oppure in seguito a operazioni chirurgiche che alterino la conformazione del canale, o ancora a seconda della profondità con cui si inserisce un apparecchio acustico o la sua chiocciola (Tabella 5.2).

Tabella 5.1. Variazione dei valori delle curve RECD in funzione dell'età. I valori riportati fanno riferimento all'acquisizione su un accoppiatore di tipo HA-1 (Mueller, et al., 2017)

		Frequenza [Hz]							
		250	500	1000	1500	2000	3000	4000	6000
Età [mesi]	0-12	5.4	9.8	13.0	14.4	14.5	18.5	21.6	22.4
	13-24	7.3	10.2	12.6	13.7	14.2	16.1	18.5	15.5
	25-48	4.0	8.5	11.8	13.2	13.2	15.5	16.2	15.4
	49-60	2.8	8.0	9.8	11.9	12.7	14.0	15.0	14.8
	>60	2.2	4.6	6.3	7.7	8.8	11.2	13.1	13.7

Tabella 5.2. Variazione dei valori delle curve RECD in funzione della profondità di inserimento della chiocciola. I valori riportati fanno riferimento all'acquisizione su un accoppiatore di tipo HA-1 (Dillon, 2012).

		Frequenza [Hz]							
		250	500	1000	1500	2000	3000	4000	6000
Inserimento standard		-2.5	4.0	6.5	8.5	10.0	9.0	10.0	10.5
Inserimento profondo		6.0	8.0	10.0	12.5	15.0	19.0	20.0	23.0

Per quanto invece riguarda le caratteristiche di un apparecchio acustico che si riflettono sulla misura dell'RECD, si deve considerare che la presenza di una qualche perdita, o **leakage**, comporta l'uscita dal canale dei suoni a bassa frequenza (per maggiori dettagli si veda il Capitolo 3, al paragrafo *Caratteristiche dell'apparecchio acustico*). Un leakage può essere inserito volontariamente, per esempio con l'introduzione di un venting, oppure può essere dovuto a spostamenti involontari della chiocciola. In ogni caso, l'uscita delle basse frequenze provoca una riduzione dei dB SPL all'interno del canale e, in corrispondenza di tali frequenze, uno spostamento verso valori più bassi della curva RECD rispetto a quella che si avrebbe in un canale perfettamente chiuso. In alcuni casi il leakage può essere così pronunciato da portare a valori negativi della curva in corrispondenza dei 250 Hz (si veda per es. la Tabella 5.2), o addirittura dei 500 Hz. Il caso estremo è rappresentato da un apparecchio *open fit*, in cui il canale rimane quasi completamente aperto. Ciò comporta che i valori della curva RECD siano molto negativi per le basse frequenze, prossimi allo zero attorno ai 1000 Hz, e molto positivi attorno ai 3000 Hz, valore corrispondente alla frequenza di risonanza naturale del canale di un adulto, che in questo caso, dato che il canale è aperto, non viene alterata (Dillon, 2012).

In un lavoro dedicato al fitting di apparecchi open, Mueller e Ricketts hanno dimostrato a quanto ammonta il guadagno offerto da un apparecchio che lasci il canale aperto rispetto a uno che lo chiuda completamente: se da un lato l'apertura del canale non altera la risonanza naturale tra i 2000 e i 4000 Hz, garantendo una maggior amplificazione in questo intervallo di frequenze, dall'altro lato

anche un apparecchio che chiuda il canale aumenta il guadagno delle alte frequenze, dal momento che riduce il volume residuo del canale stesso e ne modifica l'impedenza. Ciononostante, lo studio svolto ha dimostrato come nelle alte frequenze un apparecchio open offra comunque un guadagno di circa 10 dB superiore a un apparecchio occludente. Viceversa quest'ultimo supera il primo nell'amplificazione delle basse frequenze, con una differenza che può raggiungere i 30 dB (Mueller & Ricketts, 2006). I risultati sono riassunti in forma grafica in Figura 5.4. Pertanto, nel caso in cui si tentasse di effettuare un fitting in accoppiatore di un apparecchio open, si rischierebbe di forzare un guadagno esagerato anche in frequenze per le quali non è richiesto. Ad oggi si sconsiglia di eseguire misure in accoppiatore per apparecchi open (Mueller, et al., 2017).

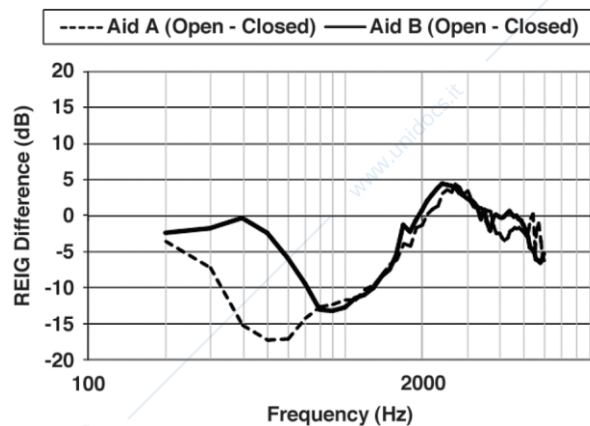


Figura 5.4 Differenza tra le curve REIG ottenute con due apparecchi mini BTE, utilizzando un tip open e uno occludente. (Mueller & Ricketts, 2006).

Prima di procedere con l'aggiustamento dei guadagni di un apparecchio acustico in accoppiatore, è necessario misurare la curva RECD del paziente. Se l'apparecchio utilizzato prevede una chiocciola personalizzata, è consigliabile usare questa stessa chiocciola per acquisire la misura. In particolare:

- in assenza di chiocciola (apparecchi acustici CIC\ITE\ITC\RIC), acquisire la risposta dell'orecchio del paziente collegando i trasduttori a inserto tramite un tip spugnoso. Successivamente acquisire la risposta nell'accoppiatore collegando i trasduttori a inserto o a un accoppiatore HA-1 tramite lo stesso tip spugnoso, o direttamente a un accoppiatore HA-2;
- in presenza di chiocciola (tipicamente per apparecchi acustici BTE) si consiglia di usare la stessa chiocciola per collegare i trasduttori a inserto per la misura della risposta del canale uditivo del paziente. La risposta dell'accoppiatore andrà fatta collegando i trasduttori a un accoppiatore HA-1 tramite la chiocciola o, in alternativa, direttamente a un accoppiatore HA-2.

Le informazioni relative a che tipo di **collegamento** si sia utilizzato (tip spugnoso o chiocciola) e a quale **accoppiatore** sia stato scelto (HA-1 o HA-2), assieme alle caratteristiche legate alla presenza di venting e al tipo di tubing risultano necessarie agli algoritmi di fitting per il calcolo delle curve

target nel caso di misure acquisite in accoppiatore. A titolo di esempio, oltre alle già citate differenze dovute all'età del paziente o alla profondità di inserimento della chiocciola, in Tabella 5.3 si riportano i diversi valori di una curva RECD ottenuta inserendo la stessa chiocciola a profondità standard nell'orecchio del paziente, e collegandola poi a un accoppiatore HA-1 e a un accoppiatore HA-2.

Tabella 5.3 Variazione dei valori delle curve RECD in funzione dell'accoppiatore scelto. I valori riportati fanno riferimento all'utilizzo di una chiocciola inserita a profondità standard (Dillon, 2012).

	Frequenza [Hz]							
	250	500	1000	1500	2000	3000	4000	6000
Accoppiatore HA1	-2.5	4.0	6.5	8.5	10.0	9.0	10.0	10.5
Accoppiatore HA2	-2.0	4.5	7.0	8.0	7.5	2.5	2.5	5.5

5.3 L'esecuzione del protocollo di fitting

L'esecuzione di un protocollo di fitting utilizza generalmente come trasduttore una cuffia a inserto, e consiste in tre fasi:

- tramite la cuffia a inserto, collegata all'accoppiatore, viene inviato uno stimolo ad una certa intensità prefissata: tipicamente lo stimolo è un rumore a banda larga che copra l'intervallo di frequenze tra i 125 e gli 8000 Hz. Il microfono dell'accoppiatore misura i dB SPL generati, fornendo così la *risposta dell'accoppiatore*. Dato che l'accoppiatore utilizzato è sempre lo stesso, la risposta dell'accoppiatore può essere memorizzata dal software del sistema REM, evitando in questo modo di acquisirla ogni volta che si debba procedere con un fitting in accoppiatore;



Figura 5.5 Setup per l'acquisizione della risposta in accoppiatore HA-2 (a sinistra) e curva ottenuta registrando la risposta del microfono (a destra, curva viola tratteggiata).

- lo stesso trasduttore viene accoppiato all'orecchio del paziente, nel quale è stato precedentemente inserito un microfono sonda. Si presenta il medesimo stimolo che, registrato dal microfono sonda, fornisce la *risposta dell'orecchio*;

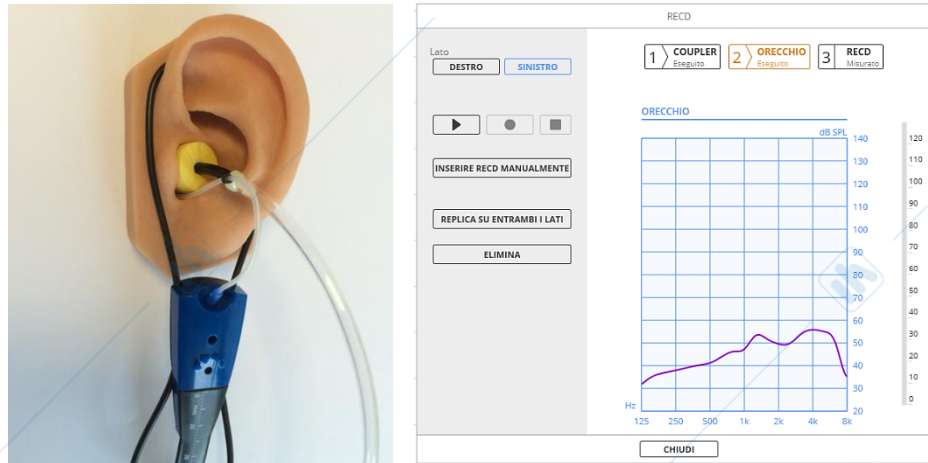


Figura 5.6 Setup per l'acquisizione della risposta in orecchio (a sinistra) e curva ottenuta registrando la risposta del microfono (a destra, curva viola continua).

3. da questo momento la presenza del paziente non è più richiesta, e si può procedere al fitting dell'apparecchio acustico scelto, semplicemente eseguendo le misure *aided* e MPO (si vedano i paragrafi 4.5.4 e 4.5.5) tramite il microfono dell'accoppiatore, al quale l'apparecchio acustico deve essere opportunamente collegato. La differenza tra la risposta dell'orecchio, ottenuta allo step 2, e la risposta dell'accoppiatore, ottenuta allo step 1, rappresenta la curva RECD (Figura 5.1 e Figura 5.7), ossia

$$RECD = SPL_{TM} - SPL_{COUPLER}$$

dove SPL_{TM} rappresenta il livello in dB SPL misurato a livello del timpano (Tympanic Membrane). Il sistema REM provvederà a sommare a tutte le misure acquisite la curva RECD così calcolata registrata per ottenere una predizione delle curve che si sarebbero registrate al timpano durante un fitting REM classico.

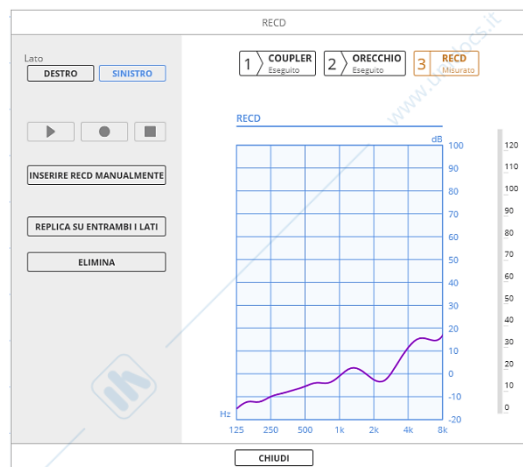


Figura 5.7 Curva RECD calcolata automaticamente dal software sottraendo la misura nell'accoppiatore alla misura in orecchio.

In questa modalità d'esame, rispetto a quello di un fitting REM classico, il microfono di riferimento viene posizionato vicino al microfono dell'apparecchio acustico. Il microfono sonda viene sostituito dal microfono dell'accoppiatore. Apparecchio acustico e accoppiatore vengono posizionati sopra un altoparlante dal quale vengono inviati gli stessi segnali che verrebbero mandati tramite l'altoparlante di un sistema REM (Figura 5.8).

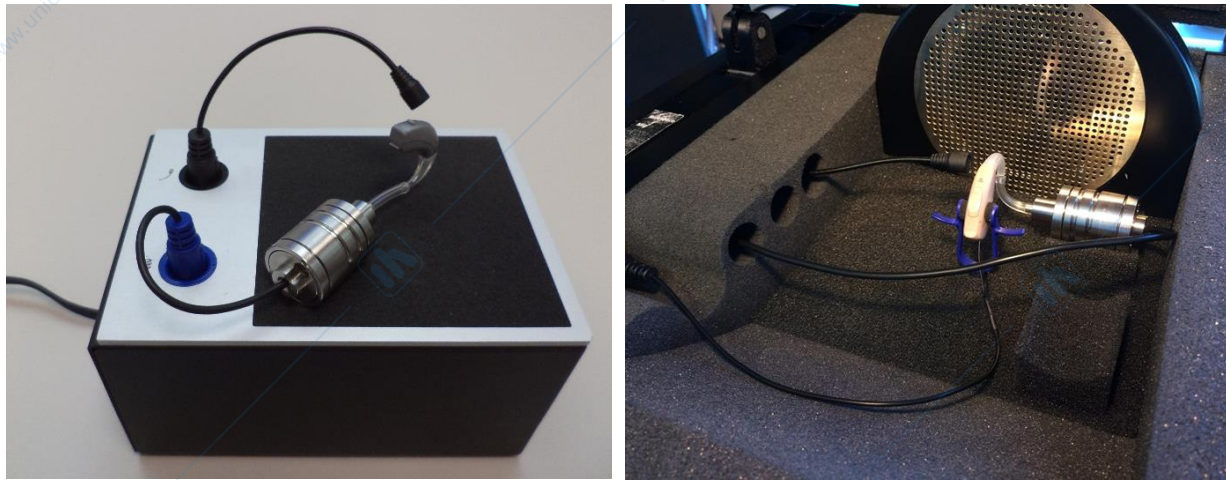


Figura 5.8 Esempi di configurazione per acquisizione di misure in accoppiatore tramite una RECD box (immagine di sinistra) o utilizzando un orecchio elettronico (Hearing Instrument Testing box, HIT, immagine di destra).

Nel caso di fitting su entrambi gli orecchi, dato che i due canali sono generalmente simmetrici e dato che, se utilizzate, la chiocciola destra e la sinistra sono tipicamente simili, ci si può limitare ad acquisire la curva RECD su un solo orecchio. Infatti, a meno di differenze anatomiche macroscopiche, recenti studi hanno dimostrato come le due curve, destra e sinistra, differiscano al più di 3 dB, sia nell'adulto sia nel bambino (Munko & Buttfeld, 2005), (Munko & Howlin, 2010). Questo accorgimento può rivelarsi utile qualora si stia lavorando con soggetti particolarmente poco collaboranti. In alcuni casi, tuttavia, anche la sola acquisizione di una curva RECD risulta non praticabile, e si deve ricorrere a curve RECD medie di popolazione. Tipicamente gli algoritmi di fitting mettono a disposizione un insieme di RECD predette, adattate a seconda dell'età del paziente, del tipo di accoppiatore scelto e di accoppiamento utilizzato, e delle caratteristiche dell'apparecchio acustico.

Capitolo 6 I segnali speech like

In questo capitolo verranno introdotti e descritti i segnali *speech like*: si tratta di segnali con caratteristiche spettrali e temporali il più simili possibile al parlato reale. La valutazione clinica di un apparecchio acustico, infatti, dovrebbe includere una stima delle sue prestazioni nel saper riconoscere la presenza del parlato, distinguendolo dal rumore di fondo. Per fare ciò risultano fondamentali segnali di test che rispecchino le caratteristiche dei suoni e dei rumori tipici di situazioni quotidiane. Durante una seduta di fitting con sistema REM, segnali con queste caratteristiche vengono consigliati nella fase di regolazione dei guadagni di un apparecchio acustico che utilizza l'acquisizione di curve REAG / REAR.

6.1 Segnali stazionari e segnali speech like

Mentre la verifica del funzionamento di apparecchi acustici lineari e tempo-invarianti può essere effettuata tramite l'utilizzo di semplici segnali stazionari (e.g. toni puri o rumore non modulato), l'analisi delle prestazioni degli apparecchi di più recente produzione richiede segnali di diversa natura. Gli apparecchi acustici attuali infatti, diversamente da quelli prodotti nel passato, non sono più semplici amplificatori lineari caratterizzabili da singole curve di guadagno in funzione della frequenza: l'uso di segnali in ingresso stazionari non permette di verificare il funzionamento di tecniche di compressione e di amplificazione dipendente dallo stimolo in ingresso.

L'utilizzo di segnali a banda stretta, per esempio, risulta inadatto soprattutto nel verificare apparecchi acustici non-lineari e multi-canale, dove spesso l'accoppiamento tra canali adiacenti fa sì che il guadagno a una certa frequenza venga influenzato dai livelli delle frequenze vicine. Ugualmente inadatto è l'utilizzo di segnali stazionari nel verificare la funzionalità "attacco e rilascio" di un apparecchio. Infine, l'introduzione nei moderni apparecchi di algoritmi di riduzione automatica del rumore basati sulla dinamica dei segnali in ingresso rende l'utilizzo di segnali non modulati completamente inutile: algoritmi di questo tipo si basano sul fatto che il parlato è caratterizzato da una maggior modulazione rispetto al rumore, pertanto la percentuale di modulazione in una certa banda di frequenze viene utilizzata per decidere se il canale associato a tale banda debba o meno amplificare il segnale in ingresso.

Risulta pertanto fondamentale utilizzare segnali di test che si avvicinino il più possibile al comportamento del parlato naturale, pur mantenendo caratteristiche che permettano di usarli in modo standardizzato. Utilizzare un parlato reale, infatti, si rivelerebbe improprio dal momento che le sue caratteristiche spettrali e temporali cambiano a seconda, per esempio, della voce narrante o del linguaggio utilizzato: in una situazione di questo tipo risulterebbe difficile eseguire dei confronti tra amplificazioni o tra apparecchi diversi. A ciò si aggiunga che il parlato naturale, in un certo linguaggio, non può essere accettato come segnale standard a livello internazionale.

Ciò che si rivela necessario, quindi, per verificare in modo completo le caratteristiche di un apparecchio acustico e aggiustarne in modo appropriato i guadagni, è un segnale che

1. simuli le proprietà spettrali e temporali del parlato naturale
2. sia standardizzato, in modo da poter garantire la ripetibilità degli esami effettuati.

I sistemi REM mettono tipicamente a disposizione dell'utente un insieme di segnali *speech-like*, o *speech-weighted*, alcuni dei quali sono il risultato di studi riconosciuti dalla comunità scientifica internazionale. Di seguito verranno approfonditi due segnali *speech like*, entrambi utili nel verificare particolari caratteristiche degli apparecchi acustici, quali per esempio la funzionalità del sistema di soppressione del feedback, o la direzionalità dei microfoni, o tutte quelle features che non potrebbero essere verificate utilizzando semplici segnali stazionari.

6.2 ICRA

Nel 1993 l'International Collegium for Rehabilitative Audiology (ICRA) riunì il gruppo di ricerca HACTES (Hearing Aid Clinical test Environment Standardisation) al fine di mettere a punto un insieme di segnali di test da utilizzare in sede clinica nel verificare le caratteristiche di apparecchi acustici non lineari. I segnali così sviluppati dovevano essere in grado di simulare la presenza di rumore di fondo. I requisiti generali che avrebbero dovuto soddisfare comprendevano

- caratteristiche spettrali simili a quelle del parlato pronunciato a diverse intensità
- caratteristiche temporali simili a quelle del parlato pronunciato da un numero variabile di persone
- assenza di intelligibilità, in modo da poter essere utilizzati a livello internazionale.

I segnali generati e ad oggi ancora utilizzati consistono in *speech noise* dal profilo spettrale caratteristico del parlato a intensità normale, elevata, molto intensa, in *speech noise* dal profilo spettrale caratteristico del parlato maschile e femminile, e in *speech noise* modulati in modo da riprodurre diverse situazioni quotidiane di sottofondo rumoroso. Questi ultimi, in particolare, simulano situazioni in cui il rumore di fondo è dovuto al parlato

- di una sola persona (segnale a elevata modulazione)
- di due persone (segnale a modulazione moderata)
- di sei persone, due di fronte al soggetto in esame, e quattro a una certa distanza (segnale poco modulato)
- di numerose persone (rumore continuo, privo di una modulazione riconoscibile, riconducibile al *cocktail party noise*).

A partire da un parlato femminile inglese, opportunamente filtrato e processato, l'HACTES propose 9 tracce:

- le tracce 1, 2 e 3, date dal rumore proveniente da una voce maschile a tre diverse intensità (normale, elevata, molto intensa);

- le tracce 4 e 5, date dal rumore proveniente da una voce, rispettivamente, femminile e maschile a intensità normale;
- la traccia 6, che rappresenta il rumore di fondo generato da due persone, un uomo e una donna, che parlino a intensità normale;
- le tracce 7, 8 e 9, date dal rumore proveniente da due voci, una femminile e una maschile, a breve distanza, più il rumore proveniente da 4 voci, due femminili e due maschili, a distanza maggiore. I tre segnali si differenziano per l'intensità con cui le sei persone stanno parlando (rispettivamente normale per il segnale 7, elevata per l'8, molto intensa per il 9).

Nel suo lavoro, Dreschler (Dreschler, et al., 2001) conclude che i rumori ICRA possono essere utilizzati

- per verificare le caratteristiche di amplificazione degli apparecchi acustici di recente generazione, inclusi quelli che implementano tecniche di riduzione del rumore;
- per simulare situazioni di rumore di sottofondo in esami di riconoscimento del parlato;
- per confrontare in modo ripetibile algoritmi di riduzione del rumore in apparecchi acustici di diverso tipo.

L'assenza di una frequenza fondamentale e di una modulazione tra le diverse bande, tipica del parlato, fa sì che questi segnali vengano classificati come rumore, e non come parlato, da molti algoritmi di classificazione dei segnali implementati all'interno dei recenti apparecchi acustici.

6.3 ISTS

Nel 2004 la European Hearing Instrument Manufacturers Association (EHIMA) decise di riunire parte dei propri membri in un gruppo di ricerca (l'ISMADHA, International Standard for Measuring Advanced Digital Hearing Aids), al fine di sviluppare un metodo adatto a verificare il funzionamento dei nuovi apparecchi non-lineari. A questo scopo, l'ISMADHA si prefiggeva anche di progettare un nuovo segnale di test (ISTS) che contenesse le caratteristiche principali del parlato naturale (Holube, et al., 2010). L'ISTS avrebbe dovuto soddisfare una serie di requisiti, tra i quali:

- assomigliare a un parlato naturale, pur essendo non-intelligibile
- basarsi su sei linguaggi diversi: arabo, inglese, mandarino e spagnolo per la loro diffusione a livello globale, più francese e tedesco
- utilizzare una voce femminile, dal momento che il suo contenuto spettrale si posiziona tra quello del parlato di una voce maschile e quello di un bambino
- coprire l'intervallo di frequenze tra i 100 e i 16000 Hz
- riprodurre l'international long term average speech spectrum (ILTASS) femminile descritto da Byrne, a meno di deviazioni inferiori a 1 dB (Byrne, et al., 1994)

- avere un'intensità corrispondente a un livello di RMS di 65 dB SPL, misurato nell'intervallo di frequenze tra i 200 e i 5000 Hz; questo valore è rappresentativo del livello di un parlato normale, alla distanza di circa 1 metro dal proprio interlocutore
- includere parti che simulino il parlato anche nei brevi silenzi tra le parole
- simulare le variazioni spettrali tipiche del parlato pronunciato da una voce singola
- avere una durata di almeno 60 secondi, e una stabilità tale che l'uso di porzioni di lunghezza diversa del segnale, ma comunque superiori ai 10 secondi, portino a risultati simili.

Il risultato fu un segnale di test ottenuto registrando sei parlati femminili, ciascuno nella lingua specificata dai requisiti, segmentandoli e concatenandoli in una sequenza pseudo-casuale che soddisfacesse le richieste elencate. Come richiesto, l'ISTS contiene anche brevi pause di silenzio opportunamente inserite in modo che l'ascoltatore le riconosca come caratteristiche del parlato naturale.

L'ISTS viene esplicitamente raccomandato dagli standard ANSI S3.46:2013 e IEC 61669:2015 come segnale *speech like* standardizzato che garantisce consistenza tra le misure effettuate su diversi apparecchi acustici.

Glossario

Real-Ear Aided Gain (REAG): differenza in decibel, in funzione della frequenza, tra gli SPL misurati in un certo punto prefissato del canale acustico e il livello del segnale di test, con l'apparecchio acustico indossato e acceso.

Real-Ear Aided Response (REAR): valori in SPL, in funzione della frequenza, misurati in un certo punto prefissato del canale acustico in presenza di un segnale di test, e con l'apparecchio acustico indossato e acceso.

Real-Ear to Coupler Difference (RECD): differenza in decibel, in funzione della frequenza, tra gli SPL misurati in prossimità della membrana timpanica in un orecchio occluso da una sorgente acustica ad alta impedenza, e quelli misurati in un accoppiatore acustico collegato alla stessa sorgente sonora.

Real-Ear Insertion Gain (REIG): differenza in decibel, in funzione della frequenza, tra una curva REAG e una curva REUG acquisite al medesimo punto di misura e con lo stesso segnale di stimolo.

Real-Ear Occluded Gain (REOG): differenza in decibel, in funzione della frequenza, tra gli SPL misurati in un certo punto prefissato del canale acustico e il livello del segnale di test, con l'apparecchio acustico indossato e spento.

Real-Ear Occluded Response (REOR): valori in SPL, in funzione della frequenza, misurati in un certo punto prefissato del canale acustico in presenza di un segnale di test, e con l'apparecchio acustico indossato e spento.

Real-Ear Unaided Gain (REUG): differenza in decibel, in funzione della frequenza, tra gli SPL misurati in un certo punto prefissato del canale acustico e il livello del segnale di test.

Real-Ear Unided Response (REUR): valori in SPL, in funzione della frequenza, misurati in un certo punto prefissato del canale acustico in presenza di un segnale di test.

Bibliografia

- ANSI S3.4., 2013. *Methods of measurement of real-ear performance characteristics of hearing aids*. s.l.:American National Standard Institute.
- Bentler, R. & Pavlovic, C., 1989. Transfer functions and correction factors used in hearing aid evaluation and research. *Ear and Hearing*, Volume 10, pp. 58-63.
- Berger, K., Hagberg, E. & Rane, R., 1977. *Prescription of hearing aids: Rationale, procedures and results*. Kent, OH: Herald Publishing House.
- Byrne, D. & Dillon, H., 1986. The National Acoustic Laboratories' (NAL) new procedure for selecting the gain and frequency response of a hearing aid.. *Ear and Hearing*, 7(4), pp. 257-265.
- Byrne, D. et al., 1994. An international comparison of long-term average speech spectra. *J Acoust Soc Am*, 96(4), p. 2108 – 2120.
- Byrne, D., Parkinson, A. & Newall, P., 1990. Hearing aid gain and frequency response requirements for the severely/profoundly hearing impaired. *Ear and Hearing*, 11(1), pp. 40-49.
- Ching, T., Dillon, H. & Byrne, D., 1998. Speech recognition of hearing-impaired listeners: Prediction from audibility and the limited role of high-frequency amplification. *J Acoust Soc Amer*, 103(2), pp. 1128-1140.
- Ching, T., Dillon, H., Katsch, R. & Byrne, D., 2001. Maximising effective audibility in hearing aid fitting. *Ear & Hear*, 22(3), p. 212–222.
- Cornelisse, L., Seewald, R. & Jamieson, D., 1995. The input/output formula: a theoretical approach to the fitting of personal amplification devices. *J Acoust Soc Amer*, 97(3), pp. 1854-1864.
- Cox, R., 1995. Using loudness data for hearing aid selection: The IHAF approach. *The Hearing Journal*, 48(2), pp. 39-44.
- Dillon, H., 1985. Earmolds and high frequency response modification. *Hearing Instruments*, 36(12), p. 8–12.
- Dillon, H., 1999. NAL-NL1: A new prescriptive fitting procedure for non-linear hearing aids. *The Hear J*, 52(4), pp. 10-16.
- Dillon, H., 2012. *Hearing aids*. 2nd Ed. a cura di Turramurra, Australia: Boomerang Press.
- Dirks, D. & Kincaid, G., 1987. Basic acoustic considerations of ear canal probe measurements. *Ear & Hear*, Volume 8, pp. 60S-67S.
- Dreschler, W., Verschuure, H., Ludvigsen, C. & Westermann, S., 2001. ICRA Noises: artificial noise signals with speech-like spectral and temporal properties for hearing instrument assessment. *Audiology*, Volume 40, pp. 148-157.
- Gatehouse, S., Stephens, S., Davis, A. & Bamford, J., 2001. Good practice guidance for adult hearing aid fittings and services. *BAAS newsletter*, Volume 36.
- Hawkins, D. & Mueller, H., 1986. Some variables affecting the accuracy of probe tube microphone measurements. *Hearing Instruments*, Volume 37, pp. 8-12.

Hawkins, S. & Mueller, H., 1992. *Procedural considerations in probe-microphone measurements. Probe Microphone Measurements*. San Diego: Singular Publishing.

Holube, I., Fredelake, S., Vlaming, M. & Kollmeier, B., 2010. Development and analysis of an International Speech Test Signal (ISTS). *International Journal of Audiology*, Volume 49, pp. 891-903.

Ickes, M., Hawkins, D. & Cooper, W., 1991. Effect of reference microphone location and loudspeaker azimuth on probe tube microphone measurements. *J Amer Acad Audiol*, 2(3), pp. 156-163.

IEC:61669, 2015. *Electroacoustics – Measurement of real-ear acoustical performance characteristics of hearing aids*. s.l.:s.n.

ISO:12124, 2001. *Acoustics – Procedures for the measurement of real-ear acoustical characteristics of hearing aids*. s.l.:s.n.

ISO:389-1, 1998. *Acoustic: Reference zero for the calibration of audiometric equipment -- Part1: Reference equivalent threshold sound pressure levels for pure tones and supra-aural earphones*. s.l.:International Organization for Standardization.

ISO:389-2, 1994. *Acoustic: Reference zero for the calibration of audiometric equipment -- Part1: Reference equivalent threshold sound pressure levels for pure tones and insert earphones*. s.l.:International Organization for Standardization.

ISO:389-3, 2016. *Acoustic: Reference zero for the calibration of audiometric equipment -- Part1: Reference equivalent threshold vibratory force levels for pure tones and bone vibrators*. s.l.:International Organization for Standardization.

ISO:389-7, 2005. *Acoustic: Reference zero for the calibration of audiometric equipment -- Part1: Reference threshold of hearing under free-field and diffuse-field listening conditions*. s.l.:International Organization for Standardization.

ISO:389-8, 2004. *Acoustic: Reference zero for the calibration of audiometric equipment -- Part1: Reference equivalent threshold sound pressure levels for pure tones and circumaural earphones*. s.l.:International Organization for Standardization.

Johnson, E. & Dillon, H., 2011. A comparison of gain for adults from generic hearing aid prescriptive methods; impacts on predicted loudness, frequency bandwidth, and speech intelligibility. *J Am Acad Audiol*, Volume 22, pp. 441-459.

Johnson, E. E., 2012. *Comparing the latest NAL and DSL prescriptive targets*. *Audiology Online*. [Online] Available at: <https://www.audiologyonline.com/articles/20q-same-or-different-comparing-769?report=reader>

Keidser, G. et al., 2011. The NAL-NL2 prescription procedure. *Audiology Research*, 1(1), p. 24.

Killion, M. & Fikret-Pasa, S., 1993. The three types of sensorineural hearing loss: loudness and intelligibility considerations. *The Haer J*, 46(11), pp. 31-36.

Knudsen, V. & Jones, I., 1935. Artificial aids to hearing. *Laryngoscope*, Volume 45, p. 48–69.

Krueger, B. & Reuben, R., 1987. The acoustic properties of the infant ear. *Acta Otolaryngologica*, Volume 103, pp. 578-585.

Kuk, F., Keenan, D. & Ludvigsen, C., 2005. Efficacy of an open-fitting hearing aid. *Hearing Review*, 12(2), p. 26–32.

- Lantz, J., Jensen, O., Haastrup, A. & Olsen, S., 2007. Real-ear measurement verification for open, non-occluding hearing instruments. *International Journal of Audiology*, Volume 46, p. 11–16.
- Lybarger, S., 1944. *Method of fitting hearing aids*. Washington, DC, Brevetto n. U.S. Patent Application No. 532, 278.
- McCandless, G. & Lyregaard, P., 1983. Prescription of gain/output (POGO) for hearing aids. *Hearing Instruments*, 35(1), p. 16–21.
- Mueller, H., Alexander, J. & Scollie, S., 2013. 20Q: Frequency lowering – the whole shebang. *Audiology Online, Article 11913*. s.l.:s.n.
- Mueller, H., Hawkins, D. & Northern, J., 1992. *Probe microphone measurements: hearing aid selection and assessment*. San Diego (CA): Singular Publishing Group Inc..
- Mueller, H. & Ricketts, T., 2006. Open-canal fittings: Ten take-home tips. *The Hear Jour*, 59(11), pp. 24-39.
- Mueller, H., Ricketts, T. & Bentler, R., 2017. *Speech Mapping and Probe Microphone Measurements*. San Diego, CA: Plural Publishing Inc..
- Munko, K. & Buttfeld, L., 2005. Comparison of real-ear to couper difference values in the right and left ear of adults using three earmold configurations. *Ear & Hear*, 26(3), pp. 290-298.
- Munko, K. & Howlin, E., 2010. Comparison of real-ear to couper difference values in the right and left ear of hearing aid users. *Ear & Hear*, 31(1), pp. 146-150.
- Posen, M., Reed, C. & Braida, L., 1993. Intelligibility of frequency-lowered speech produced by a channel vocoder. *J Rehab Res Dev*, 30(1), p. 26:38.
- Revit, L., 1997. The circle of decibels: Relating the hearing test, to the hearing instrument, to the real ear response. *Hear Rev*, Volume 4, pp. 35-38.
- Romanow, F., 1942. Methods of measuring the performance of hearing aids. *J Acoust Soc Amer*, 13(2), pp. 294-304.
- Schwartz, D., Lyregaard, P. & Lundh, P., 1988. Hearing aid selection for severe-to-profound hearing loss. *Hearing Journal*, 41(2), p. 13–17.
- Scollie, S. et al., 2005. The Desired Sensation Level multistage input/output algorithm. *Trends Amplif*, 9(4), pp. 159-197.
- Seewald, R. et al., 1993. *Computer-assisted implementation of the desired sensation level method for electroacoustic selection and fitting in children: Version 3.1.*. London, Ontario: The University of Western Ontario.
- Shaw, P., 2010. Are real-ear measurements (rem) accurate when using the modified pressure with stored equalization (mpse) method?. *International Journal of Audiology*, Volume 49, p. 463–466.
- Stapells, D., Gravel, J. & Martin, B., 1995. Thresholds for auditory brain stem responses to tones in notched noise from infants and young children with normal hearing or sensorineural hearing loss. *Ear and Hearing*, 16(4), pp. 361-371.
- Stoone, M. & Moore, B., 2004. Estimated variability of real-ear insertion response (REIR) due to loudspeaker type and placement. *Int J Audiol*, 43(5), pp. 271-275.

Storey, L. & Dillon, H., 2001. Estimating the location of probe microphones relative to the tympanic membrane. *JAAA*, 12(3), pp. 150-154.

Sullivan, R., 1988. Probe tube microphone placement near the tympanic membrane. *Hearing Instruments*, 39(7), pp. 43-50.

Velmans, M. & Marcuson, M., 1983. The acceptability of spectrum-preserving and spectrum-destroying transposition to severely hearing-impaired listeners. *Brit J Audiol*, 17(1), pp. 17-26.

Watson, N. & Knudsen, V., 1940. Selective amplification in hearing aids. *Journal of the Acoustical Society of America*, Volume 11, pp. 406-419.

Yanz, J. & Olson, L., 2006. Open-ear fittings: an entry into hearing care for mild losses. *Hearing Review*, 13(2), p. 48-52.

Yoshinaga-Itano, C., 2003. Early intervention after universal neonatal hearing screening: impact on outcomes. *Ment Retard Dev Disabil Res Rev*, 9(4), p. 252-266.