

L'importanza del mappaggio del parlato nel fitting degli apparecchi acustici

Brian C.J. Moore

*Department of Experimental Psychology, University of Cambridge,
Downing Street, Cambridge CB2 3EB, England*

Introduzione: fitting e verifica degli apparecchi acustici

I moderni apparecchi acustici multi-canale hanno diversi parametri regolabili. Solitamente è possibile regolarne la soglia di compressione e il guadagno a due o più livelli, separatamente in ciascun canale di frequenza oppure in gruppi di canali. Può anche essere possibile regolare la frequenza di taglio fra i canali (specialmente in apparecchi con pochi canali). Talvolta è anche possibile regolare i tempi di attacco e rilascio della compressione oppure selezionare tra differenti forme di compressione, per esempio costante in due tempi (Moore e Glasberg, 1988; Stone e coll., 1999) o ad azione rapida (sillabica) (Villchur, 1973; Moore e coll., 1992). Infine può essere possibile regolare funzioni supplementari, quali l'espansione dei bassi livelli (descritta più avanti), la cancellazione del feedback o l'attenuazione rumore. Il grande numero di parametri significa che è essenziale avere qualche modalità ben definita per impostare l'apparecchio acustico in modo da adattarlo al singolo paziente e per verificare che l'apparecchio acustico funzioni come desiderato.

Il fitting dei moderni apparecchi acustici è normalmente un procedimento in due fasi. La prima fase comporta l'impostazione dei parametri dell'apparecchio acustico secondo una "formula" o una procedura informatica, di solito mediante l'uso di informazioni tratte dall'audiogramma, che possono essere abbinate a informazioni sul livello di intensità sonora non confortevole. Alcuni esempi di procedure di questo tipo sono DSL(i/o) (Cornelisse e coll.,

1995), NAL-NL1 (Byrne e coll., 2001), CAMEQ (Moore e coll., 1999) e CAMREST (Moore, 2000). La seconda fase comporta la "regolazione fine" per l'adattamento alle caratteristiche acustiche e uditive dei singoli orecchi e alle necessità e preferenze individuali.

E' ben accertato che i guadagni programmati in un apparecchio acustico non corrispondono con precisione ai guadagni raggiunti individualmente in vivo (Swan e Gatehouse, 1995; Aarts e Caffee, 2005). Pertanto è essenziale valutare i guadagni effettivamente raggiunti e se necessario apportare regolazioni per far sì che vengano conseguiti gli obiettivi della procedura di fitting. Questo spesso si ottiene mediante misurazioni "in vivo" con l'uso di un microfono sonda (Mueller e coll., 1992). Normalmente le misurazioni vengono effettuate mediante segnali di prova artificiali, per esempio toni puri in spazzolamento, bande di rumore o speech noise (rumore costante con una configurazione dello spettro corrispondente allo spettro medio a lungo termine del parlato).

Limiti del metodo tradizionale

Il modo tradizionale di eseguire le misurazioni in vivo presenta alcuni limiti.

- I guadagni effettivamente raggiunti per i segnali reali, quali parlato e musica, possono differire notevolmente dai guadagni misurati con segnali costanti, quali toni e rumore (per es.

NBN). La differenza dipende dal numero di canali dell'apparecchio acustico, dalla velocità dei compressori e dalle soglie di compressione (Stone e Moore, 1992; Verschuure e coll., 1996; Souza, 2002; Henning e Bentler, 2005; Jenstad e Souza, 2005). Questo vale anche quando le funzioni come l'attenuazione rumore o la cancellazione del feedback non sono presenti o non sono attivate.

- Se un apparecchio acustico prevede la cancellazione del feedback, i segnali di prova con toni puri possono essere "interpretati" dall'apparecchio come feedback, e il segnale di prova con toni puri viene allora parzialmente o completamente cancellato. I guadagni misurati quando questo avviene possono essere totalmente non rappresentativi dei guadagni conseguiti nella vita quotidiana. In certi apparecchi acustici è possibile disattivare il sistema di cancellazione del feedback, ma questo può modificare l'effettiva risposta in frequenza dell'apparecchio e può anche limitare il guadagno ottenibile.
- Molti apparecchi acustici prevedono qualche forma di attenuazione rumore. Se qualche particolare regione dello spettro sembra essere dominata dal rumore (o da qualche suono costante), allora il guadagno dell'apparecchio acustico in tale regione di frequenze viene ridotto. Se il segnale di prova usato per valutare il guadagno dell'apparecchio acustico è un rumore costante o un tono, il guadagno misurato può essere molto inferiore a quello effettivamente raggiunto per i suoni quotidiani come il parlato e la musica. In certi apparecchi acustici è possibile disattivare il sistema di attenuazione rumore, ma questo può modificare l'effettiva risposta in frequenza dell'apparecchio, e il guadagno applicato dall'apparecchio può differire da quello ottenuto quando l'attenuazione rumore è attiva.
- I suoni usati per compiere le misurazioni non hanno attinenza con i suoni che l'utilizzatore dell'apparecchio acustico percepisce nella vita quotidiana, per esempio la voce del coniuge o di un genitore.

La soluzione: mappaggio del parlato

Una soluzione a tutti i problemi sopra descritti è fornita dai sistemi di "mappaggio del parlato" (speech mapping) come Aurical "Visible Speech" della GN Otometrics. Tale sistema di mappaggio del parlato fornisce una rappresentazione visiva dello spettro di suoni a breve termine acquisiti nel canale uditivo dell'utilizzatore dell'apparecchio acustico e offre un'indicazione diretta dell'udibilità dei suoni che sono importanti per l'utilizzatore, come la voce del coniuge o di un altro parente.

Questo particolare sistema di mappaggio del parlato comprende il seguente hardware: unità SpeechLink 100 via Bluetooth e software Visible Speech.

- Vi sono due moduli, ciascuno contenente un microfono di riferimento e un microfono di misura. Si appende un modulo a ciascun orecchio, mediante gomma morbida e flessibile. Il microfono sonda viene inizialmente calibrato in relazione al microfono di riferimento e può quindi essere inserito nel canale

uditivo dell'utilizzatore prima del fitting dell'apparecchio acustico. Gli spettri dei segnali provenienti dai microfoni vengono calcolati in tempo reale, sia per il microfono di riferimento sia per il microfono sonda.

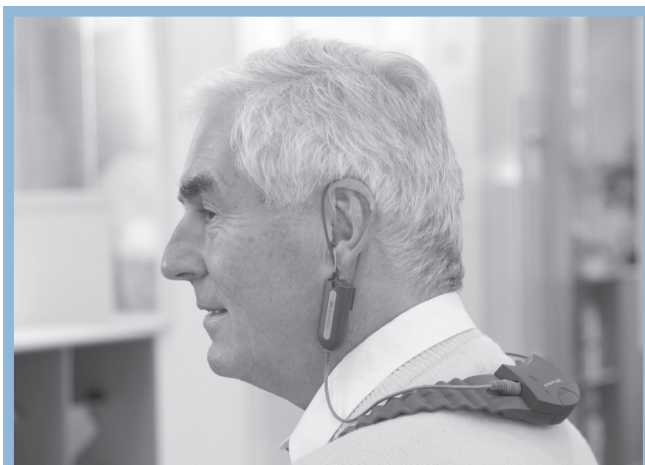


Fig. 1: Collare (SpeechLink 100) e sonde Bluetooth.

- Gli spettri dei segnali microfonici vengono trasmessi a un computer (PC) tramite un collegamento via Bluetooth montato su un "collare" di gomma flessibile leggero e comodo da portare.
- Il PC produce una visualizzazione continua in tempo reale dello spettro registrato nel canale uditivo. E' possibile fare un fermo-immagine dei livelli di picco se lo si desidera. Lo spettro può essere visualizzato in formato ad alta risoluzione oppure in un formato più consueto basato su bande di 1/3 di ottava. In entrambi i casi i livelli vengono regolati in modo da riflettere l'udibilità dei segnali nel canale uditivo a ciascuna frequenza. I livelli dello spettro possono essere visualizzati in dB SPL o in dB HL. La visualizzazione comprende un diagramma delle soglie di udibilità del paziente e dei livelli di intensità riferiti all'UCL

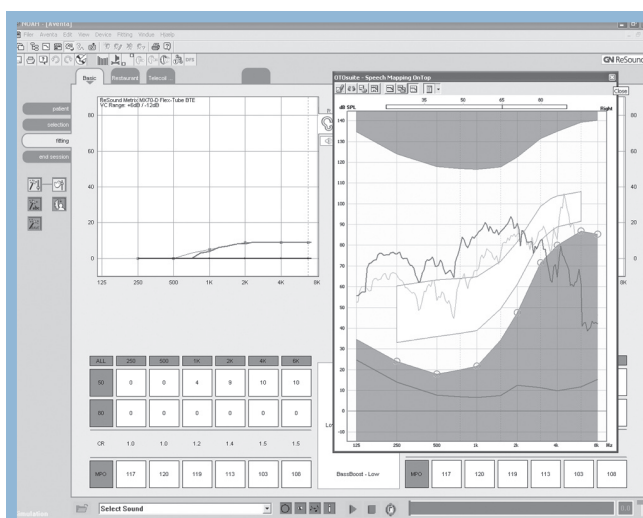


Fig. 2: Mappaggio del parlato in modalità "On top".

(che possono essere stimati a partire dall'audiogramma se non sono stati misurati direttamente). La visualizzazione può anche includere la "speech banana" indicante la gamma di frequenze e i livelli presenti nel parlato a un livello di conversazione normale. La visualizzazione può essere impostata in modalità "On top", il che significa che rimane visibile sullo schermo del PC anche se è in funzione altro software, per esempio il software per il fitting degli apparecchi acustici.

- Il sistema può essere usato con un'unità NOAHlink, per cui le impostazioni dell'apparecchio acustico possono essere regolate mentre è in funzione il sistema Visible Speech e senza fili che colleghino il paziente al PC. L'unità NOAHlink si collega facilmente alla parte anteriore del collare sopra descritto.



Fig. 3: Suoni dal vivo e libreria suoni incorporati nel software.

Un vantaggio importante del metodo di mappaggio del parlato è che l'amplificazione effettiva fornita dall'apparecchio acustico può essere valutata mediante segnali realistici come il parlato e la musica e con l'apparecchio nella modalità normale di funzionamento (con funzioni quali cancellazione del feedback e attenuazione rumore attivate, se disponibili). Pertanto si tiene conto automaticamente dell'influsso di fattori quali numero e larghezza di banda dei canali, velocità di compressione eccetera. Inoltre gli eventuali effetti della cancellazione del feedback o dell'attenuazione rumore sul funzionamento dell'apparecchio vengono inclusi automaticamente nella visualizzazione. Effettivamente ciò che si vede è ciò che si ottiene! Si evitano completamente le incertezze e gli errori prodotti dall'uso di segnali di prova artificiali.

I segnali di prova usati per valutare il funzionamento dell'apparecchio acustico possono essere generati "dal vivo" (per esempio facendo parlare con tono di conversazione normale il coniuge o un genitore), oppure si possono generare suoni mediante PC. Il software include vari segnali di prova calibrati, fra cui parlato in ambiente silenzioso, parlato in vari tipi di suoni di sottofondo, rumore del traffico e vari tipi di musica. Così è possibile simulare molte delle situazioni quotidiane di cui il singolo paziente ha esperienza.

Poiché la visualizzazione include l'audiogramma del paziente, è facile vedere quali parti dello spettro del segnale, per esempio il parlato, siano udibili al paziente. Se i picchi del parlato nella conversazione normale ricoprono l'area della speech banana su tutta la gamma di frequenze della banana, allora tale parlato sarà pienamente udibile. L'audioprotesista può così essere sicuro che la capacità del paziente di capire il parlato non sarà compromessa da un'udibilità limitata. Se i picchi del parlato nella conversazione normale non coprono l'area della speech banana per alcune frequenze, ciò indica che l'udibilità del parlato non è ottimale per tali frequenze, e il guadagno programmato nell'apparecchio acustico va incrementato in maniera opportuna. Se i picchi del parlato nella conversazione normale vanno ben oltre la speech banana per alcune frequenze, ciò può indicare che l'apparecchio acustico sta fornendo un'amplificazione eccessiva per tali frequenze, e può essere necessaria una nuova programmazione dell'apparecchio per fornire un guadagno minore.

Qui di seguito vengono elencati alcuni altri vantaggi del mappaggio del parlato e di Visible Speech.

- La visualizzazione può rendere evidenti degli effetti che non verrebbero rivelati con misurazioni convenzionali, come gli effetti dell'espansione dei bassi livelli (riduzione del guadagno per gli ingressi di basso livello, talvolta chiamata "silenziamiento"). Una tale espansione dei bassi livelli viene spesso usata negli apparecchi acustici per impedire all'utilizzatore di udire il rumore a basso livello generato nell'apparecchio stesso, normalmente dal microfono e dal convertitore analogico-digitale. Le misurazioni tradizionali in vivo con microfono sonda vengono normalmente effettuate mediante segnali di prova con livelli che vanno all'incirca da 50 dB SPL a 85 dB SPL. Simili misurazioni non rivelano l'azione dell'espansione dei bassi livelli. In molti apparecchi acustici la "soglia" sotto la quale opera l'espansione può essere programmata e viene spesso impostata a un valore compreso fra 35 e 45 dB SPL. Generalmente non ci si rende conto che, per un parlato debole a un livello complessivo, per esempio, di 55 dB SPL, il livello effettivo del parlato nei canali delle frequenze più elevate di un apparecchio acustico può essere di appena 30-40 dB SPL (Moore e coll., 1999). Se la soglia dell'espansione è al di sopra di tale gamma, allora l'espansione può essere applicata ad alte frequenze, causando una ridotta udibilità e una ridotta intelligibilità (Moore e coll., 2004). Il mappaggio del parlato può rivelare immediatamente un simile effetto, se è presente. Se il paziente ha la necessità di capire il parlato a basso livello, allora la soglia per l'espansione dei bassi livelli può essere ridotta, oppure l'espansione può essere disattivata del tutto.
- Il paziente e i suoi parenti vengono maggiormente coinvolti nella procedura di fitting. Se l'apparecchio acustico fornisce solo una limitata udibilità del parlato, tale limitazione può essere subito dimostrata e capita intuitivamente. Ciò è particolarmente importante per il fitting di apparecchi acustici destinati ai bambini. Se è impossibile fornire una piena udibilità del parlato, forse a causa della gravità dell'ipoacusia sulle alte frequenze, il paziente e i parenti possono capire perché le cose stiano così e

possono comprenderne le conseguenze. Se si può realizzare un fitting più soddisfacente, il paziente e i parenti possono vedere subito la differenza sullo schermo, e si spera che il paziente possa anche udire la differenza.

- Un sistema di mappaggio del parlato può indicare se nella vita quotidiana possano presentarsi o no dei problemi di intensità sonora non confortevole. I segnali di prova preregistrati possono essere usati per simulare situazioni in cui si possa andare incontro a intensità sonora non confortevole, e il visualizzatore indica se qualcuno dei segnali si avvicina al livello di intensità sonora non confortevole e, in tal caso, a quali frequenze. Se necessario, si possono regolare i parametri della compressione o della limitazione dell'uscita nell'apparecchio in modo da evitare l'intensità sonora non confortevole. In tal modo è probabile che si riducano al minimo le visite di controllo per una nuova regolazione degli apparecchi (Cunningham e coll., 2002).
- Il sistema Aurical Visible Speech è interamente via Bluetooth, per cui il paziente può spostarsi qua e là mentre indossa il sistema, mentre i risultati vengono visualizzati sullo schermo. Ciò consente di valutare l'udibilità del parlato mentre si ascolta una persona situata sul lato opposto della stanza o perfino nella stanza accanto.

Oltre ai vantaggi del mappaggio del parlato e di Aurical Visible Speech sopra descritti, questo particolare sistema include diverse funzioni supplementari che possono essere assai utili, fra cui le seguenti:

- Un simulatore di perdita uditiva. Questo strumento consente ai parenti di una persona affetta da ipoacusia di constatare che cosa voglia dire essere affetti da ipoacusia.
- Un simulatore di apparecchio acustico. Questo strumento simula l'effetto di un'amplificazione multi-canale e può essere usato per dare una dimostrazione dei benefici dell'amplificazione a un paziente che non abbia mai portato un apparecchio acustico. Lo strumento può essere usato anche col simulatore di perdita uditiva per dare una dimostrazione dei benefici di un apparecchio acustico a un parente del paziente.

Conclusioni

AURICAL Visible Speech costituisce uno strumento prezioso per l'audioprotesista. Consente una precisione notevolmente migliore nella verifica e nel fitting degli apparecchi acustici. Offre un'indicazione immediata dell'udibilità di importanti segnali quotidiani come il parlato, compresa la voce dei parenti. Consente di regolare i parametri dell'apparecchio acustico in modo da ottimizzare l'udibilità del parlato pur evitando un'intensità sonora non confortevole. Inoltre coinvolge nella procedura di fitting i pazienti e i loro parenti, consentendo una maggiore convinzione e soddisfazione, e probabilmente riduce il numero di visite dopo il fitting, facendo risparmiare tempo e denaro.

Bibliografia

- Aarts NL, Caffee CS (2005): "Manufacturer predicted and measured REUR values in adult hearing aid fitting: Accuracy and clinical usefulness." *Int J Audiol* 44, 293-301.
- Byrne D, Dillon H, Ching T, Katsch, R, Keidser, G (2001): "NAL-NL1 procedure for fitting nonlinear hearing aids: Characteristics and comparisons with other procedures." *J Am Acad Audiol* 12, 37-51.
- Cornelisse LE, Seewald RC, Jamieson DG (1995): "The input/output formula: A theoretical approach to the fitting of personal amplification devices." *J Acoust Soc Am* 97, 1854-1864.
- Cunningham DR, Laó-Dávila RG, Eisenmenger BA, Lazich RW (2002): "Study finds use of Live Speech Mapping reduces follow-up visits and saves money." *Hear J* 55, 43-46.
- Henning RW, Bentler R (2005): "Compression-dependent differences in hearing aid gain between speech and nonspeech input signals." *Ear Hear* 26, 409-422.
- Jenstad LM, Souza PE (2005): "Quantifying the effect of compression hearing aid release time on speech acoustics and intelligibility." *J Sp Lang Hear Res* 48, 651-667.
- Moore BCJ (2000): "Use of a loudness model for hearing aid fitting. IV. Fitting hearing aids with multi-channel compression so as to restore "normal" loudness for speech at different levels." *Brit J Audiol* 34, 165-177.
- Moore BCJ, Glasberg BR (1988): "A comparison of four methods of implementing automatic gain control (AGC) in hearing aids." *Brit J Audiol* 22, 93-104.
- Moore BCJ, Glasberg BR, Stone MA (1999): "Use of a loudness model for hearing aid fitting. III. A general method for deriving initial fittings for hearing aids with multi-channel compression." *Brit J Audiol* 33, 241-258.
- Moore BCJ, Johnson JS, Clark TM, Pluinage V (1992): "Evaluation of a dual-channel full dynamic range compression system for people with sensorineural hearing loss." *Ear Hear* 13, 349-370.
- Moore, BCJ, Stainsby TH, Alcántara JL, Kühnel V (2004): "The effect on speech intelligibility of varying compression time constants in a digital hearing aid." *Int J Audiol* 43, 399-409.
- Mueller HG, Hawkins DB, Northern JL (1992): *Probe Microphone Measurements: Hearing Aid Selection and Assessment* (Singular, San Diego, CA).
- Souza PE (2002): "Effects of compression on speech acoustics, intelligibility, and sound quality." *Trends Amplif* 6, 131-165.
- Stone, MA, Moore BCJ (1992): "Syllabic compression: Effective compression ratios for signals modulated at different rates." *Brit J Audiol* 26, 351-361.
- Stone MA, Moore BCJ, Alcántara JI, Glasberg BR (1999): "Comparison of different forms of compression using wearable digital hearing aids." *J Acoust Soc Am* 106, 3603-3619.
- Swan IR, Gatehouse S (1995): "The value of routine in-the-ear measurement of hearing aid gain." *Brit J Audiol* 29, 271-277.
- Verschuur J, Maas AJJ, Stikvoort E, de Jong, RM, Goedegebuure, A, Dreschler, WA (1996): "Compression and its effect on the speech signal." *Ear Hear* 17, 162-175.
- Villchur E (1973): "Signal processing to improve speech intelligibility in perceptive deafness." *J Acoust Soc Am* 53, 1646-1657.

Hearing Assessment

Fitting Systems

Balance Assessment