

ALMA MATER STUDIORUM UNIVERSITÀ DI BOLOGNA

FACOLTÀ DI SCIENZE MATEMATICHE, FISICHE E

NATURALI

Corso di Laurea Triennale in Fisica

Confronto di dati timpanometrici ottenuti con strumentazione standard e con sonde pressione-velocità

Relatore:
Prof. Romano Zannoli

Correlatore:
Prof. Domenico Stanzial
Tutor:
Dott. Giorgio Sacchi

Candidata:
Fosca Fimiani

Anno Accademico 2011-2012 - Sessione I

Abstract

A seguito dell'evidenza sperimentale, consolidata definitivamente da Kemp, alla fine degli anni '70 dell'esistenza delle *emissioni otoacustiche*, anche la *timpanometria* tradizionale cioè la tecnica di misura dell'impedenza acustica a livello dell'orecchio esterno, ha ricevuto nuova attenzione da parte dei ricercatori. Questo nuovo interesse è motivato innanzitutto, dalla grande differenza esistente, a livello sperimentale, tra l'intervallo di frequenze coperto dalle tecniche timpanometriche attuali (200-1000 Hz) e quello dello spettro delle emissioni otoacustiche misurate, che copre normalmente la banda compresa tra 50 Hz e 8 kHz, e in secondo luogo è motivato dalla necessità di stabilire una relazione tra la misura dell'impedenza a banda larga nel condotto uditivo esterno e le otoemissioni acustiche.

Recentemente presso la Sezione di Ferrara dell'Istituto di Acustica e Sensoristica "O.M. Corbino" del Consiglio Nazionale delle Ricerche è stata messa a punto una metodica per la misura a banda larga dell'impedenza acustica dell'orecchio e il presente lavoro di tesi ha offerto l'occasione di confrontare i dati sperimentali forniti dalla nuova metodica con quelli ottenuti con le tecniche timpanometriche tonali attualmente usate in clinica audiologica. Nello specifico è stata stimata la superficie efficace di assorbimento energetico, che alla frequenza di 226 Hz è risultata essere compatibile con la superficie timpanica media di un orecchio "sano", costituendo di fatto una prima validazione del metodo p-v in campo timpanometrico.

Indice

| | | |
|----------|--|-----------|
| 1 | Elementi di Acustica | 3 |
| 1.1 | Derivazione dell'equazione delle onde sonore | 3 |
| 1.1.1 | Equazione del moto di un fluido | 3 |
| 1.1.2 | Derivazione dell'equazione d'onda dell'acustica lineare | 6 |
| 1.2 | Immettenza Acustica | 10 |
| 1.2.1 | Impedenza Acustica | 10 |
| 1.2.2 | Ammettenza Acustica | 13 |
| 2 | Materiali e Metodi | 15 |
| 2.1 | Funzioni acustico-anatomiche dell'orecchio | 15 |
| 2.1.1 | Orecchio esterno | 18 |
| 2.1.2 | Orecchio medio | 19 |
| 2.1.3 | Coclea | 20 |
| 2.1.4 | Percezione dell'altezza dei suoni da parte dell'orecchio umano | 20 |
| 2.2 | Timpanometria | 21 |
| 2.2.1 | Timpanometria standard | 21 |
| 2.2.2 | Timpanometria p-v | 22 |
| 2.2.3 | Il sensore p-v | 23 |
| 2.3 | Apparato sperimentale e metodologia di misura | 25 |
| 2.3.1 | Immettenza acustica: unità di misura e definizione per suoni non monocromatici | 25 |
| 2.3.2 | Gli strumenti di misura | 28 |
| 3 | Risultati | 33 |
| 3.1 | Confronto dei due metodi | 37 |

ii

INDICE

4 Conclusioni

41

A Timpanogrammi

43

Introduzione

A seguito dell'evidenza sperimentale, consolidata definitivamente da Kemp alla fine degli anni '70 [10], dell'esistenza delle *emissioni otoacustiche*¹ anche la *timpanometria* tradizionale, cioè la tecnica di misura dell'impedenza acustica a livello dell'orecchio esterno, ha ricevuto nuova attenzione da parte dei ricercatori [12, 11]. Questo nuovo interesse è motivato innanzitutto, dalla grande differenza esistente a livello sperimentale, tra l'intervallo di frequenze coperto dalle tecniche timpanometriche attuali (200-1000 Hz) e quello dello spettro delle emissioni otoacustiche misurate, che copre normalmente la banda compresa tra 50 Hz e 8 kHz, e in secondo luogo è motivato dalla necessità di stabilire una relazione tra la misura dell'impedenza a banda larga nel condotto uditivo esterno e le otoemissioni acustiche.

Recentemente presso la Sezione di Ferrara dell'Istituto di Acustica e Sensoristica "O.M. Corbino" del Consiglio Nazionale delle Ricerche è stata messa a punto una metodica per la misura a banda larga dell'impedenza acustica [13] dell'orecchio e il presente lavoro di tesi ha offerto l'occasione di confrontare i dati sperimentali forniti dalla nuova metodica con quelli ottenuti con le tecniche timpanometriche tonali attualmente usate in clinica audiologica.

La tesi è stata divisa in tre capitoli. Il primo introduce gli elementi che stanno alla base del concetto di impedenza acustica mettendo in evidenza l'indissolubile legame esistente tra le soluzioni di pressione e velocità dell'equazione delle onde sonore di d'Alembert e quindi l'estrema utilità (se non la necessità) sperimentale di utilizzare una sensoristica acustica in grado di rilevare direttamente questi due segnali. Il secondo capitolo dopo una som-

¹segnali inviati dalle cellule cigliate esterne poste lungo la membrana basilare all'interno della coclea e rilevabili come suoni nel canale uditivo esterno

La prima descrizione dell'orecchio illustra i materiali e i metodi utilizzati per le misure. Il terzo è dedicato al confronto dei dati sperimentali ottenuti con la metodica innovativa basata sulle *microsonde p-v* cioè con la trasduzione acusto-elettrica simultanea dei segnali di pressione e velocità, con quelli ottenuti dalla strumentazione standard. Infine le conclusioni.

Capitolo 1

Elementi di Acustica

1.1 Derivazione dell'equazione delle onde sonore

1.1.1 Equazione del moto di un fluido

L'equazione delle onde sonore può essere derivata nell'ambito della fluidodinamica, imponendo particolari condizioni al moto del fluido in modo tale da permettere soltanto "piccole perturbazioni" delle sue proprietà termodinamiche. Il moto del fluido, nel nostro caso l'aria, sarà considerato strettamente in accordo con le leggi fisiche fondamentali di conservazione della massa, della quantità di moto ed energia ottenendo così l'equazione d'onda. L'equazione d'onda è dunque un particolarissimo caso di equazione del moto di un fluido, le cui soluzioni, le "onde" appunto, definiscono il meccanismo naturale di trasporto dell'energia senza alcuna degradazione e senza trasporto di materia.

Nei fenomeni fluidodinamici, in particolare quelli acustici, il fluido è trattato come una *sostanza continua* di cui è possibile definire la densità $\rho(\mathbf{x}, t)$ e la pressione $p(\mathbf{x}, t)$ tramite due campi scalari, mentre il campo vettoriale $\mathbf{u}(\mathbf{x}, t)$ descrive la velocità del fluido all'istante t in ogni punto \mathbf{x} dello spazio occupato dal fluido stesso. Nell'ambito dell'acustica lineare questi tre campi sono legati tra di loro in modo da ottenere l'equazione del moto del fluido nella forma fisico-matematica nota come equazione di d'Alembert, la cui derivazione sarà di seguito schematizzata nei suoi passaggi principali[1].

Equazione di conservazione della massa (equazione di continuità)

Considerando un volume fisso nel tempo, V_0 , contenente una certa massa m di fluido. Il principio di conservazione della massa enuncia che il flusso netto di massa attraverso un elemento di area dS in un intervallo di tempo dt è pari alla variazione di massa all'interno dello stesso elemento; cioè se la massa all'interno di un volume V_0 cambia, allora il flusso di massa che attraversa la superficie di area S_0 , che racchiude il volume, sarà diverso da zero. L'incremento /decremento di massa può essere dunque espresso come $dm = \rho dV$, dove ρ è la densità del fluido. Si può quindi uguagliare il rapporto differenziale d'aumento/diminuzione nel tempo della massa nel volume, con il flusso attraverso la superficie

$$\frac{d}{dt} \left(\int_{V_0} \rho dV \right) = \int_{\partial V_0} \rho \mathbf{u} \cdot \hat{\mathbf{n}} dS \quad (1.1.1)$$

Dove $\hat{\mathbf{n}}$ è il vettore unitario ortonormale alla superficie. L'equazione (1.1.1) può inoltre essere scritta in forma locale grazie al teorema di Gauss[1]:

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} = -\nabla \cdot (\rho \mathbf{u}) \quad (1.1.2)$$

Equazione di conservazione della quantità di moto acustico

Il principio di conservazione della quantità di moto è il seguente: la quantità di moto di un sistema isolato è costante nel tempo. L'equazione che collega le variazioni della quantità di moto di un fluido ideale (cioè non viscoso e incomprimibile) in assenza forze esterne, alla sua pressione p , può essere scritta come:

$$\rho \frac{D\mathbf{u}}{Dt} = -\nabla p \quad (1.1.3)$$

dove

$$\frac{D(\cdot)}{Dt} = \frac{\partial}{\partial t} + \mathbf{u} \cdot \nabla (\cdot) \quad (1.1.4)$$

è la derivata totale rispetto al tempo (derivata sostanziale o Lagrangiana). L'esperienza mostra che tale equazione vale con ottima approssimazione anche nel caso acustico in cui l'attrito viscoso sia piccolo e dunque la forza esterna netta applicata per unità di volume in ogni punto del fluido sia trascurabile in tal caso l'equazione è chiamata equazione di Eulero non lineare e si scrive come:

$$\rho \frac{\partial \mathbf{u}}{\partial t} + \mathbf{u} \cdot \nabla \mathbf{u} + \nabla p = 0 \quad (1.1.5)$$

Se inoltre le variazioni delle quantità fisiche rispetto ai valori di equilibrio sono sufficientemente piccole da poter approssimare le equazioni del moto al primo ordine, la trattazione del problema si semplifica ulteriormente e il termine non lineare $\mathbf{u} \cdot \nabla \mathbf{u}$ in (1.1.5) può essere trascurato ottenendo quindi la forma linearizzata dell'equazione di Eulero

$$\rho \frac{\partial \mathbf{u}}{\partial t} = -\nabla p \quad . \quad (1.1.6)$$

Tale equazione esprime dunque la conservazione della quantità di moto acustico del fluido. L'approssimazione può essere considerata valida se il livello di pressione sonora L_p^1 non supera un livello massimo, che può essere fissato, come vedremo di seguito, a circa 160 dB[1].

Equazione di conservazione dell'energia e di continuità dell'entropia

Quando la dissipazione dell'energia per attrito interno e i trasferimenti di calore attraverso le parti di un fluido sono trascurabili allora le "particelle" del fluido possono essere considerate isolate termicamente l'una dall'altra.

In acustica il moto oscillatorio delle particelle nel mezzo rispetta le condizioni riportate sopra e quindi l'entropia totale, s , è conservata e la derivata totale riportata in (1.1.4) dev'essere nulla:

$$\frac{Ds}{Dt} = 0 \quad (1.1.7)$$

¹vedi paragrafo "Soglia uditiva, linearità e metrologia acustica"

Se durante il moto l'entropia non cambia, la pressione p e il volume V sono legate dalla seguente relazione $pV^\gamma = \text{costante}$ o in termini di pressione e densità

$$p = \text{costante} \times \rho^\gamma \quad (1.1.8)$$

dove γ è l'indice adiabatico (rapporto dei calori specifici isobaro e isocoro)[1].

1.1.2 Derivazione dell'equazione d'onda dell'acustica lineare

A differenza dell'elettromagnetismo dove la relativa equazione d'onda si ottiene direttamente dalle equazioni di Maxwell che descrivono il campo, l'equazione d'onda dell'acustica è un'equazione approssimata che deriva dalla combinazione dell'equazione di stato della termodinamica (conservazione dell'energia (1.1.8)) con l'equazione di continuità (conservazione della massa (1.1.2)) e con l'equazione del moto acustico del fluido (conservazione della quantità di moto (1.1.6)). Trascurando anche gli eventuali effetti sul moto acustico di tutti i campi esterni come quello gravitazionale ed elettromagnetico, queste tre equazioni contengono dunque tutte le informazioni necessarie per risolvere il problema del moto delle particelle di fluido nell'ambito dell'acustica lineare:

$$p = p(\rho), \quad (1.1.9)$$

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} = -\nabla \cdot (\rho \mathbf{u}),$$

$$\rho \frac{\partial \mathbf{u}}{\partial t} = -\nabla p.$$

Dalla combinazione di queste equazioni si ottiene infatti un'unica equazione che descrive simultaneamente l'evoluzione delle grandezze concatenate di pressione acustica p e della velocità della particella \mathbf{u} in funzione della posizione \mathbf{r} e del tempo t . Tale equazione detta Equazione d'onda di d'Alembert è un'equazione differenziale omogenea lineare al secondo ordine nelle derivate parziali rispetto alle variabili spaziali e temporali.

Per derivarla assumiamo per semplicità che in assenza di campo sonoro il mezzo (l'aria) possa considerarsi a riposo (fluido stagnante con velocità delle particelle macroscopiche $\mathbf{u}_0 = \mathbf{0}$) nel sistema di riferimento di laboratorio. Ora in presenza di suono il mezzo subirà una piccola perturbazione che origina i campi di pressione, densità e velocità acustica. Definendo i valori di equilibrio: p_0 , ρ_0 e \mathbf{u}_0 ; e le perturbazioni p_1 , ρ_1 , \mathbf{u}_1 ; si avrà:

$$p = p_0 + p_1 = p_0 + c_0^2 \rho_1, \quad (1.1.10a)$$

$$\rho = \rho_0 + \rho_1, \quad (1.1.10b)$$

$$\mathbf{u} = \mathbf{0} + \mathbf{u}_1. \quad (1.1.10c)$$

Si noti, che per la pressione si è effettuata un'espansione di Taylor attorno a $p_0 = p(\rho_0)$. La derivata al primo ordine $\partial_\rho p$ ha le dimensioni di una velocità c_0 al quadrato,

$$c_0^2 \equiv \left(\frac{\partial p}{\partial \rho} \right)_s. \quad (1.1.11)$$

Questa velocità, che risulta essere, in un'analisi termodinamica più approfondita, la derivata isentropica² della pressione, corrisponderà alla velocità di propagazione delle onde soluzioni dell'equazione di d'Alembert e viene chiamata usualmente velocità del suono.

Tenendo conto delle condizioni

$$p_1 \ll p_0 \quad (1.1.12a)$$

$$\rho_1 \ll \rho_0 \quad (1.1.12b)$$

$$\mathbf{u} \ll \mathbf{u}_0 \quad (1.1.12c)$$

dove l'ultima condizione – poiché il valore della velocità delle particelle di

²non si ha un'aumento o un diminuzione dell'entropia del sistema dall'inizio alla fine del processo

fluido all'equilibrio è zero – è data in termini della velocità di agitazione termica media $|\mathbf{u}_0| = \sqrt{\frac{3kT}{\mu}} \simeq 15,9 \text{ ms}^{-1}$. Applicando la teoria perturbativa ed espandendo le tre espressioni (1.1.10a) (1.1.10b) (1.1.10c), il risultato che si ottiene al primo-ordine è il seguente

$$p_1 = c_0^2 \rho_1, \quad (1.1.13a)$$

$$\frac{\partial \rho_1}{\partial t} = -\rho_0 \nabla \cdot \mathbf{u}_1, \quad (1.1.13b)$$

$$\rho_0 \frac{\partial \mathbf{u}_1}{\partial t} = -c_0^2 \nabla \rho_1 \quad (1.1.13c)$$

il significato fisico di queste equazioni è che tutte le perturbazioni dei campi sopracitati si propagano come onde concatenate che viaggiano alla stessa velocità, uguale a c .

Dalle equazioni (1.1.13) si ottiene infatti l'equazione d'onda acustica utilizzando la proprietà che gli operatori differenziali ∂_t e ∇ commutano. L'equazione d'onda per ρ_1 è ottenuta prendendo la divergenza di (1.1.13c) e sommando l'equazione risultante alla (1.1.13b) dopo aver applicato ad entrambi i lati di quest'ultima l'operatore ∂_t . Con lo stesso procedimento ma invertendo l'ordine di applicazione di ∂_t e ∇ si ottiene l'equazione d'onda per \mathbf{u}_1 . Infine, l'equazione d'onda per p_1 si ottiene da quella per ρ_1 usando l'equazione (1.1.13a). Le risultanti equazioni d'onda sono le seguenti:

$$\frac{\partial^2 p_1}{\partial t^2} = c_0^2 \nabla^2 p_1, \quad (1.1.14a)$$

$$\frac{\partial^2 \rho_1}{\partial t^2} = c_0^2 \nabla^2 \rho_1, \quad (1.1.14b)$$

$$\frac{\partial^2 \mathbf{u}_1}{\partial t^2} = c_0^2 \nabla^2 \mathbf{u}_1. \quad (1.1.14c)$$

Da queste equazioni è chiaro che c_0 è interpretabile fisicamente come velocità del suono.

Un formalismo più compatto per la descrizione della propagazione ondosa nei campi acustici lineari può essere ottenuto introducendo il concetto

di "potenziale di velocità" che trova il suo fondamento fisico nella condizione di irrotazionalità (assenza di vorticità) del campo di velocità delle particelle: $\nabla \times \mathbf{u} = 0$. Poichè il rotore di un gradiente è identicamente nullo, il campo di velocità può essere sempre espresso in acustica lineare come gradiente di un potenziale, $\mathbf{u} = \nabla\phi$, dove ϕ è chiamato potenziale di velocità (potenziale cinetico). Ora si può dimostrare che anche il campo di potenziale ϕ è soluzione dell'equazione di d'Alembert, per cui nota l'onda di potenziale cinetico, da essa si ottengono le due onde concatenate di pressione e velocità acustica grazie alle relazioni

$$\mathbf{u} = \nabla\phi, \quad (1.1.15a)$$

$$p = -\rho_0 \frac{\partial\phi}{\partial t} \quad (1.1.15b)$$

che dunque identificano qualsiasi evento sonoro.

Dal punto di vista sperimentale è chiaro che la registrazione dei segnali p e \mathbf{u} corrispondenti a queste due soluzioni concatenate dell'equazione d'onda permette la ricostruzione locale completa del campo acustico e in particolare la determinazione delle sue proprietà energetiche[1, 8].

Soglia uditiva, linearità e metrologia acustica

L'intensità di un suono o di un evento acustico è descritto generalmente dal valor medio della pressione perturbativa nel tempo $p_{RMS} = \sqrt{\langle p^2 \rangle}$ dove RMS è l'equivalente di Root Mean Square, cioè radice quadratica media o valore efficace e $\langle \cdot \rangle$ indica l'operazione di media stazionaria.

Il livello massimo di pressione, affinché l'ipotesi di linearità rimanga valida, che si può considerare è pari a $L_p = 160$ dB SPL (Sound Pressure Level ovvero livello di pressione sonora). Questo valore è dovuto al fatto che la sensazione sonora stimolata da un'onda di pressione è definita, su di una scala tarata in decibel, come

$$L_p = 10 \times \log \left(\frac{p_{RMS}^2}{p_0^2} \right) = 20 \log \left(\frac{p_{RMS}}{p_0} \right) \text{ dB} \quad (1.1.16)$$

dove p_0 rappresenta un valore di riferimento dato dalla soglia del livello sonoro udibile da un orecchio umano, fissato per convenzione a $20\mu Pa$ (RMS) ad una frequenza di $1000Hz$. Un'eccitazione ideale la cui pressione sia dell'ordine della pressione atmosferica ($p_{atm} \approx 10^5 Pa$) porterà ad un livello dell'ordine di 194 dB, "suono" che non si riuscirebbe a studiare all'interno dell'acustica lineare. Prendendo in esame un suono corrispondente ad un livello di 160 dB SPL e calcolandone il rapporto $p_{160}/p_{atm} \simeq 0.02$, si nota che incomincia ad essere un po' troppo grande per essere trattato perturbativamente e dunque costituisce il limite di linearità espresso in rapporto alla soglia percettiva. Si noti che dal punto di vista fisiologico la soglia del dolore uditivo è fissata a 120 dB ben al di sotto del limite di linearità del suono.

L'acustica lineare è dunque considerata come lo studio dei fenomeni ondulatori le cui ampiezze in pressione possono essere comprese fra $p_0 = 2 \cdot 10^{-5} Pa$ e $p_{160} = 2 \cdot 10^3 Pa$ in aria, corrispondenti ad un valore RMS della velocità vibrazionale delle particelle acustiche pari a $v_0 = 4.8 \cdot 10^{-8} m/s$ e $v_{160} = 4.8 m/s$. Questi ultimi valori sono molto importanti perchè definiscono il range acustico nel quale vale l'approssimazione lineare dell'equazione di Eulero (1.1.6) e dunque si può ricavare l'equazione di D'Alembert per la velocità[1].

1.2 Immettenza Acustica

Il termine immettenza acustica, usato in audiometria, si riferisce collettivamente all'impedenza acustica, all'ammettenza acustica o, indifferentemente, ad entrambe le quantità. Diamo quindi di seguito la definizione di queste due ultime grandezze.

1.2.1 Impedenza Acustica

Verso la fine del 19^{mo} secolo, venne introdotto un nuovo concetto per collegare causa ed effetto nei circuiti elettrici guidati da segnali continui sinusoidali in ingresso. Il principio, estensione della legge elettrica di Ohm, collega una quantità equiparabile ad una forza, la differenza di potenziale, ed una quantità equiparabile ad una velocità, la corrente. Questo concetto risultò molto utile e venne applicato successivamente anche ad altri campi, tra i

quali l'acustica, dove la pressione del suono di un tono puro venne associata alla forza, mentre la velocità di volume³ alla velocità.

L'impedenza acustica è la grandezza che descrive la proprietà di un fluido di opporsi a una perturbazione acustica. Tale perturbazione può assumere la forma di un'onda sonora ma anche essere una semplice vibrazione locale dell'aria. Tale opposizione dipende in modo essenziale dall'interazione che si stabilisce tra la successione delle compressioni e rarefazioni del fluido dovute alla perturbazione e il moto oscillatorio locale delle particelle del fluido. I dettagli della relazione che lega in ogni istante la pressione del fluido con la velocità del fluido dipendono dalla natura e dallo stato del fluido e possono spesso essere rappresentati da una funzione di risposta lineare: cioè la velocità è in prima approssimazione direttamente proporzionale alla pressione, $v \propto p$. In acustica si utilizzano diversi tipi di impedenza.

Impedenza acustica volumetrica, impedenza acustica specifica e impedenza acustica caratteristica

L'impedenza acustica volumetrica è il rapporto tra la pressione sonora p e il flusso del fluido U (o portata di volume) in un punto del campo

$$Z_V = \frac{p}{U}. \quad (1.2.1)$$

In questa definizione il flusso è pari al prodotto della componente normale u_{\perp} della velocità del fluido che attraversa un elemento di superficie orientata di area A moltiplicata con il valore dell'area stessa ($U = u_{\perp}A$). È chiaro che questa definizione richiede che l'area sia ben definita geometricamente e costante nel tempo. L'unità di misura dell'impedenza acustica volumetrica nel sistema internazionale è $\text{Pa} \cdot \text{s}/\text{m}^3$. Nel sistema *cgs* l'unità di misura è l'*ohm acustico*. Un mezzo ha impedenza pari ad 1 *ohm acustico* quando una pressione di $1 \text{ dyne}/\text{cm}^2$ produce un flusso del fluido pari a $1 \text{ cm}^3/\text{s}$.

L'impedenza acustica specifica è invece data dal rapporto tra la pressione

³volume di aria che passa attraverso una superficie immaginaria nell'unità di tempo (portata volumetrica)

sonora p e il modulo della velocità u del fluido in un punto del campo sonoro

$$Z = \frac{p}{u} \quad (1.2.2)$$

e nel sistema mks si misura in *rayleigh* ($1\text{rayl} = 1\text{Pas}/m = 1\text{kg}/(m^2s)$).

E' chiaro che in questo caso si considera la direzione istantanea del moto e la relazione con Z_V va di volta in volta studiata in base alle caratteristiche del campo acustico in esame. Si noti che nel caso particolare in cui la componente u_{\perp} coincide con u , il rapporto Z/Z_V permetterebbe di ricavare proprio il valore di A . Tale operazione tuttavia richiede tuttavia un'attento (e a volte praticamente impossibile) studio della geometria del campo sonoro e dunque in generale il rapporto Z/Z_V acquista il significato di *area di assorbimento acustico equivalente* il cui l'unità di misura dell'area A è da stabilire convenzionalmente. Questa osservazione risulterà importante nella seconda parte di questo lavoro quando si confronteranno le misure di impedenza acustica dell'orecchio ottenute per Z_V con strumentazione trazionale e quelle per Z ottenute con microsonde intensimetriche pressione-velocità (p-v).

Concludiamo questo paragrafo con la definizione di impedenza acustica caratteristica. A differenza dei casi precedenti questo tipo di impedenza è definito convenzionalmente per un campo ideale di onda piana progressiva: un campo in cui le onde di pressione e velocità sono sempre in fase tra loro e il rapporto delle loro ampiezze è costante in ogni istante di tempo e in ogni punto dello spazio. E' chiaro che – fissato il campo – l'impedenza caratteristica dipenderà solo dal mezzo e perciò si chiama anche impedenza acustica caratteristica del mezzo. Utilizzando dunque le soluzioni di pressione e velocità per un campo di onda piana si può dimostrare facilmente che l'impedenza caratteristica z è uguale al prodotto

$$z = \rho_0 c$$

dove ρ_0 è la densità del mezzo imperturbato, e c la velocità del suono nel mezzo. Chiaramente anche l'impedenza caratteristica, nel sistema mks, si misura in *rayleigh*. Per l'aria alla pressione atmosferica standard e alla temperatura di 20°C , z ha il valore di $415\text{ Pa s}/m$.

1.2.2 Ammettenza Acustica

L'ammettenza è il reciproco dell'impedenza,

$$Y = \frac{1}{Z} \quad (1.2.3)$$

e dunque esiste un'ammettenza corrispondente a ogni tipo di impedenza definita nel paragrafo precedente.

Curiosamente nel sistema cgs l'unità di misura dell'ammettenza volumetrica è il *mho* termine ottenuto evidentemente dall'inversione delle lettere che compongono la parola *ohm* che misura invece l'impedenza volumetrica. I millesimi di *mho* unità correntemente usata per la timpanometria dell'orecchio sono indicati con *mmho*.

Capitolo 2

Materiali e Metodi

2.1 Funzioni acustico-anatomiche dell'orecchio

Nell'uomo, l'organo atto a recepire e interpretare i suoni è l'orecchio; il suono è la sensazione data dalla vibrazione di un corpo in oscillazione. Tale vibrazione, che si propaga nell'aria o in un altro mezzo elastico, raggiunge l'orecchio che, tramite un complesso meccanismo interno, codifica i segnali acustici in impulsi nervosi che inviati al cervello danno luogo alla sensazione "uditiva" direttamente correlata alla natura della vibrazione. L'orecchio umano può udire i suoni nell'intervallo dai 20 Hz ai 20 kHz. Questo limite superiore tende ad abbassarsi con l'avanzare degli anni: molti adulti non sono in grado di udire frequenze oltre i 16 kHz. L'orecchio è formato da tre parti principali: orecchio esterno, medio ed interno (dove si trova la coclea).

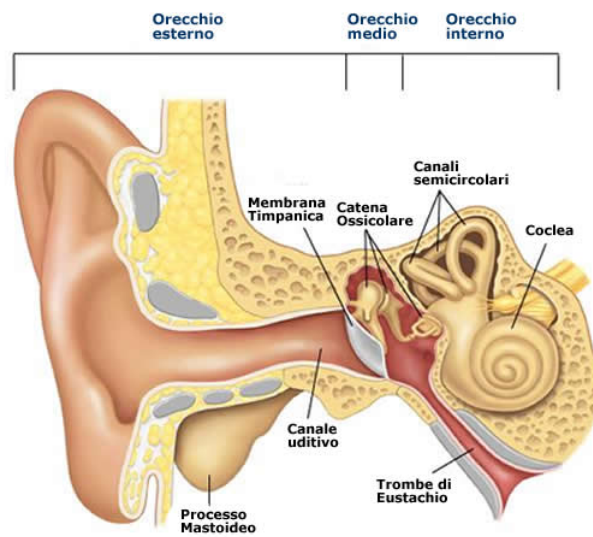


Figura 2.1: Struttura interna dell'orecchio

L'orecchio medio ed esterno catturano l'energia del suono e la “trasportano” verso la coclea. S'incorre però in un problema dovuto al fatto che il suono nell'aria non è assorbito efficacemente dalle strutture riempite di fluido come l'orecchio interno. Una gran parte di energia sonora è riflessa da un'interfaccia fra aria e acqua. L'orecchio esterno percepisce i suoni dall'ambiente esterno e li conduce verso la membrana timpanica auricolare dove le fluttuazioni di pressione sonora sono convertite in un moto meccanico degli ossicini dell'orecchio medio: il martello, l'incudine e la staffa (catena ossicolare).

Figura 2.2: Caratteristiche anatomiche dell'orecchio umano

| |
|---|
| <p><i>Meato uditivo</i></p> <p>Sezione trasversale, 0,3-0,5 cm² Diametro, 0,7 cm Lunghezza, 2,7 cm Volume, 1,0 cm³</p> <p><i>Membrana timpanica</i></p> <p>Area, 0,5-0,9 cm² Spessore, 0,1 mm circa Elasticità di volume a 10 Hz: pari a quella di circa 8 ml di aria Ampiezza di spostamento:</p> <ul style="list-style-type: none">a) per un tono di 1.000 Hz alla soglia: 10⁻⁹ cmb) per toni di bassa frequenza alla soglia: 10⁻² cm circa <p><i>Orecchio medio</i></p> <p>Volume totale, 2 cm³ circa</p> <p>Martello:</p> <ul style="list-style-type: none">peso, 23 mglunghezza, 5,5-6,0 mm <p>Incudine: peso, 27 mg</p> <p>Staffa:</p> <ul style="list-style-type: none">peso, 2,5 mglunghezza del piede, 3,2 mmlarghezza del piede, 1,4 mmarea del piede, 3,2 mm²larghezza del legamento elastico, 0,015-0,1 mm |
|---|

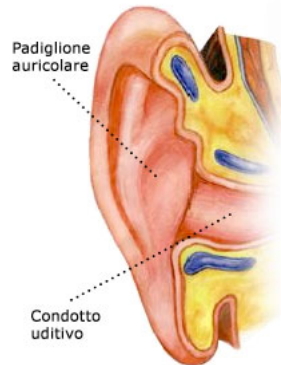


Figura 2.3: Orecchio esterno o pinna

2.1.1 Orecchio esterno

Le proprietà acustiche dell'orecchio esterno trasformano la pressione sonora in campo libero, (p_F), nella pressione sonora nella membrana timpanica auricolare, (p_T). Due aspetti da tenere in considerazione per questa trasformazione, importanti per l'ascolto sono:

1. la cattura efficiente del suono dipendente dalla posizione/inclinazione della testa;
2. la sensitività direzionale dell'orecchio esterno, che provvede un segnale per la localizzazione delle sorgenti sonore.

Il suono in campo libero p_F è la pressione sonora che esisterebbe approssimativamente vicino alla membrana timpanica se l'ascoltatore fosse rimosso completamente dal campo sonoro. Quindi la trasformazione da p_F a p_T contiene tutti gli effetti relativi al posizionamento del soggetto all'interno del campo sonoro, includendo anche quelli dovuti alla rifrazione e riflessione del suono da parte del corpo stesso, della testa, e dell'orecchio e gli effetti di propagazione nel canale uditivo[3].

Cattura dell'energia sonora da parte dell'orecchio esterno

Per la maggior parte del range delle frequenze la pressione del suono è maggiore sulla membrana timpanica rispetto che nel campo libero. Una misura

riassuntiva importante riguardante la “raccolta” di energia è l’area di sezione d’urto effettiva dell’orecchio a_{ETM} , che misura l’abilità dell’orecchio a “raccolgere” il suono da un campo di pressione diffuso incidente alla testa, nel senso che la potenza del suono nell’orecchio medio è uguale a a_{ETM} moltiplicata per la densità di potenza nel campo sonoro. Se a_{ETM} è grande (piccola) rispetto all’area anatomica della membrana timpanica, l’orecchio esterno è più (meno) efficiente nel “raccolgere” il suono rispetto ad una normale membrana timpanica.

A frequenze maggiori di 2kHz , l’orecchio umano è vicino al massimo valore di a_{ETM} ; a queste frequenze l’orecchio esterno “raccolge” la potenza sonora in un campo diffuso il più efficacemente possibile. A frequenze più basse, l’efficienza diminuisce velocemente. Ciò viene attribuito a tre effetti:

1. perdita di guadagno di pressione al di sotto della frequenza di risonanza del canale uditivo
2. aumento della lunghezza d’onda del suono comparata alla grandezza dell’orecchio
3. aumento dell’impedenza dell’orecchio medio a basse frequenze, diminuendo così la capacità dell’orecchio di assorbire i suoni.

Sensitività direzionale

Con sensitività direzionale s’intende che la funzione di trasferimento dell’orecchio esterno dipende dalla direzione rispetto alla sorgente sonora. Conseguentemente si avrà che lo spettro di un’eccitazione sonora a banda larga cambierà il suo profilo anche in funzione di questa proprietà. La sensitività direzionale è generata da suoni che si riflettono nella struttura della pinna¹.

2.1.2 Orecchio medio

La funzione dell’orecchio medio è di trasferire il suono dall’aria al fluido della coclea. Il processo può essere considerato come una trasformazione

¹struttura cartilaginea attaccata al canale esterno dell’orecchio, e include le cavità che conducono all’entrata del canale uditivo

impedenziometrica: quando un suono viene a contatto con un'interfaccia fra due mezzi con impedenze caratteristiche diverse l'energia è in parte riflessa, in parte trasmessa attraverso la stessa.

Nel caso di aria ed acqua, l'aria è un mezzo a bassa impedenza (bassa pressione, grande velocità) mentre l'acqua è un mezzo ad alta impedenza (alta pressione, bassa velocità). All'interfaccia i campi di pressione e velocità devono rispettare il vincolo di continuità: pertanto, un diverso valore delle impedenze implica necessariamente sia la presenza di trasmissione sia di riflessione di parte dell'energia acustica incidente. L'onda riflessa, quindi, porta via energia radiativa all'onda che si propaga. Si ha un massimo trasferimento di energia fra le due zone quando l'impedenza del mezzo in cui l'onda incidente si propaga eguaglia quella del mezzo in cui l'onda viene trasmessa. L'orecchio medio ha il compito di massimizzare il trasferimento di energia tra il mezzo di bassa impedenza (aria) e quello ad alta impedenza (liquido cocleare)[3].

2.1.3 Coclea

La coclea contiene l'apparato di trasduzione dell'orecchio attraverso il quale l'energia sonora è convertita in impulsi elettrici delle cellule nervose. Inoltre, la coclea è l'organo responsabile della suddivisione di un evento sonoro complesso in componenti frequenziali: cioè divide un suono complesso, come della musica, nelle singole frequenze che lo compongono[3].

2.1.4 Percezione dell'altezza dei suoni da parte dell'orecchio umano

Se si considerano i suoni compresi nella gamma udibile (20-20000 Hz), ci si accorge che all'aumentare della frequenza, la sensazione dell'altezza del suono non aumenta linearmente. Per esempio fra un suono a 20 Hz e un suono a 30 Hz, dove si ha una differenza di 10 Hz, corrisponde una chiara differenza nell'altezza del suono udito. Fra un suono di 6.000 Hz ed uno di 6.010 Hz, pur con una differenza sempre di 10 Hz, non corrisponde nessuna differenza udibile nell'altezza del suono. Si deve quindi considerare la gamma udibile

non come linearmente correlata alla sensazione dell'altezza dei suoni, bensì logaritmicamente.

L'acustica musicale suggerisce il modo di stabilire una relazione diretta fra frequenza e sensazione di altezza dei suoni. Musicalmente infatti la gamma udibile è divisa in un certo numero di ottave ed ogni ottava in un certo numero di note (12 nella scala temperata occidentale). Si può in definitiva dire che la suddivisione della gamma udibile in ottave e note musicali, dal punto di vista dell'altezza del suono, soddisfa pienamente l'esigenza di avere intervalli di frequenze che rappresentino, in qualunque punto della gamma, la stessa sensazione sonora di altezza anche se le differenze di frequenza sono molto diverse tra loro. Dal punto di vista quantitativo si trova che l'intervallo musicale di ottava corrisponde al raddoppio di frequenza e dunque gli intervalli musicali sono definiti in base ai rapporti di frequenza.

2.2 Timpanometria

2.2.1 Timpanometria standard

La timpanometria è utilizzata per studiare e identificare determinate patologie relative principalmente alla membrana timpanica e all'orecchio medio. Il test timpanometrico misura l'ammettenza volumetrica dell'orecchio in funzione della differenza del livello di pressione statica tra le due pareti del timpano, producendo un grafico, chiamato timpanogramma (si veda Appendice A) dove in ascissa compare la differenza di pressione statica, ΔP , e in ordinata il modulo dell'ammettenza, Y , o la sua parte reale e immaginaria. Il test viene eseguito causando artificialmente una progressiva modifica della differenza di pressione statica tra il condotto uditivo esterno e l'orecchio medio (quindi prima e dopo la membrana timpanica), in un range normalmente compreso fra -600 e $+400$ daPa, e studiando quindi come varia la risposta acustica nel condotto uditivo in seguito ad uno stimolo monofrequenziale (tonale). Confrontando i valori trovati con la risposta di un orecchio normale si riesce a dare un responso clinico.

Una sonda impedenzometrica consiste tipicamente di un piccolo cilindro cavo contenente tre tubicini collegati rispettivamente a un attuatore

miniaturizzato, a un microfono e alla pompa responsabile della variazione di pressione statica, come schematizzato in figura 2.4. Una base del cilindro è raccordata con un ear-plug morbido che garantisce il corretto inserimento della sonda nel condotto uditivo del paziente e la tenuta stagna del sistema sonda+condotto. Il microfono misura l'ampiezza e la fase del segnale di pressione risultante durante la misura timpanometrica, dato che assieme alla conoscenza del segnale di eccitazione consente di ottenere una misura, per quanto indiretta, dell'ammittenza volumetrica dell'orecchio.

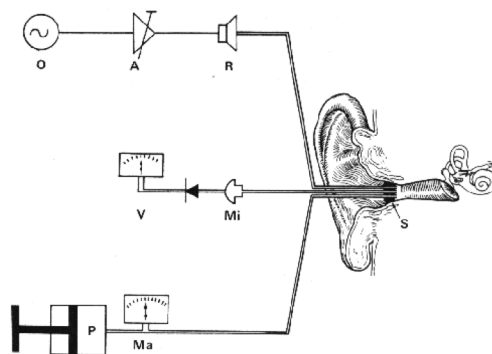


Figura 2.4: Schema del principio di funzionamento di un impedenzometro standard

2.2.2 Timpanometria p-v

Il principio legato alla timpanometria standard di misura si basa sulla sola misura del segnale di pressione, unitamente a una buona conoscenza dell'output, che se da un lato permette di ricavare il valore dell'ammittenza acustica in modo relativamente semplice, basandosi su un modello di cavità risonanti, dall'altro ottiene risultati di difficile o addirittura dubbia interpretazione in quelle situazioni dove il modello perde di valore. A differenza del metodo standard la timpanometria p-v studia la dipendenza dell'ammittenza specifica del sistema condotto+timpano dalla frequenza, a pressione statica costante, allineandosi all'interesse sempre maggiore di una timpanometria a banda larga [12].

Questo problema decade completamente se si misurano sperimentalmente entrambi i campi di pressione e velocità: solo nell'ultimo decennio sono

stati prodotti e commerciati infatti sensori in grado di registrare direttamente questi campi (si veda la sezione 2.2.3 per maggiori dettagli) e dalle dimensioni sufficientemente piccole da poter essere utilizzati per applicazioni audiometriche. Utilizzando questa nuova tecnologia è possibile quindi ottenere una stima dell'ammettenza specifica (lo strumento misura i segnali di pressione e velocità acustica) indipendente dall'accoppiamento sistema di misura-orecchio del soggetto e dalle caratteristiche particolari del segnale di eccitazione utilizzato, fatto salvo ovviamente un adeguato livello di segnale per ogni componente frequenziale utilizzata.

Date queste premesse, la misura dell'impedenza può servire per migliorare i test timpanometrici, e il lavoro qui esposto rappresenta il primo passo in questa direzione.

2.2.3 Il sensore p-v

I rivelatori miniaturizzati pressione-velocità combinano due tipi di sensori differenti: un microfono per la misura della pressione e uno o più sensori di velocità (con tre sensori di velocità disposti lungo tre direzioni ortogonali è possibile misurare le tre componenti della velocità acustica v). Il funzionamento del sensore di velocità, sviluppato e commercializzato dalla ditta olandese Microflown Technologies[®], sfrutta essenzialmente il principio dell'anemometria a filo caldo: il raffreddamento che è subito da un filo percorso da corrente, per effetto dell'oscillazione del gas che si ha durante la propagazione delle onde acustiche, fa variare la resistenza del filo stesso e tale variazione è misurabile come un segnale di tensione elettrica. Se invece si utilizza una coppia di fili paralleli tra loro e posti ortogonalmente alla direzione del flusso d'aria, consente una misura differenziale della variazione di potenziale tra il primo e il secondo filo. Questa differenza, causata dal diverso raffreddamento dei due fili micrometrici risulta proporzionale alla velocità di vibrazione della particella d'aria (Figg. 2.5, 2.6).

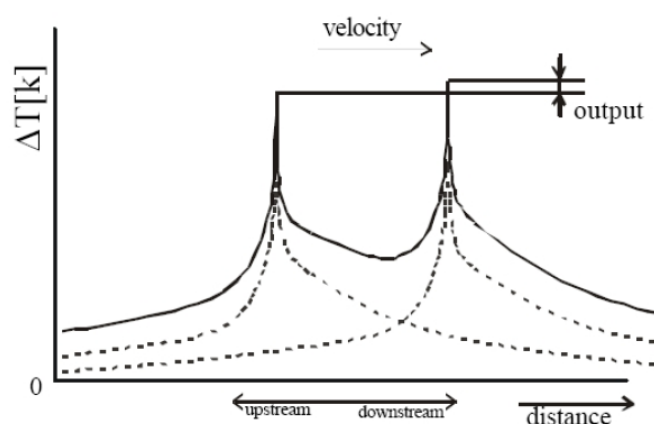


Figura 2.5: Profilo teorico di temperatura di un velocimetrico Microflown soggetto ad una perturbazione acustica.

In questo modo è possibile risalire a una misura diretta di modulo, direzione e verso del campo di velocità acustica in ogni punto dello spazio.

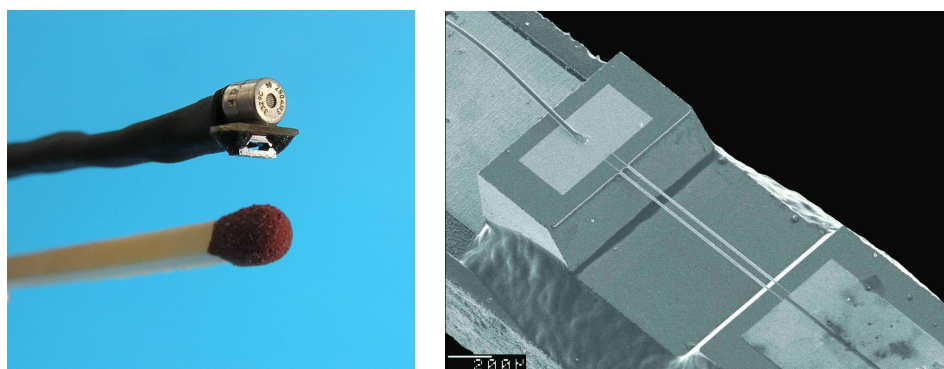


Figura 2.6: Sonda p-v assiale (sinistra) e foto al microscopio elettronico del sensore di velocità (destra).

In particolare, poiché l'orecchio esterno presenta una sostanziale simmetria cilindrica, è stato utilizzato uno strumento costituito dal microfono e un solo sensore di velocità, il cui asse, cioè la direzione in cui il funzionamento è ottimale, appartiene al piano in cui giacciono i fili². Informazioni dettagliate

²In realtà, il sensore qui utilizzato è composto da tre fili: uno funziona da sorgente di calore e riscalda l'ambiente attorno al punto di misura, gli altri due servono per la misura.

sul sensore impiegato si trovano nel materiale tecnico e scientifico messo a disposizione dalla ditta stessa sul web [14].

2.3 Apparato sperimentale e metodologia di misura

Il lavoro qui esposto ha l'obiettivo di confrontare il metodo di misura timpanometrica innovativo, basato su sonde p-v, con delle misure di tipo tradizionale. Esistono però alcune differenze sostanziali fra le due metodologie, in particolare per quanto riguarda i risultati: mentre la timpanometria p-v misura l'ammittenza specifica, quella standard misura l'ammittenza volumetrica (si confrontino le eqq. (1.2.1), (1.2.2) per l'impedenza). I due risultati perciò sono consistenti a meno di un termine proporzionale ad una superficie, interpretabile come l'area efficace di assorbimento dell'energia acustica per la frequenza in esame da parte del contorno. Sapendo che il diametro del condotto uditivo è in media tra 5 e 10 mm, una stima del valore dell'area efficace di assorbimento può essere ottenuta per confronto delle due metodiche e quindi utilizzata come parametro di controllo del metodo sperimentale innovativo qui proposto, assumendo come corretto quello attualmente utilizzato per la diagnostica audiologica, come verrà riportato nel capitolo 3[6].

2.3.1 Immettenza acustica: unità di misura e definizione per suoni non monocromatici

Ovviamente, per confrontare le due grandezze è necessario che esse siano espresse nella stessa unità di misura. L'ammittenza in timpanometria è tradizionalmente espressa in mmho, come già citato nel paragrafo 1.2.2,

$$1 \text{ mmho} = 1 \cdot 10^{-3} \text{ cm}^3/\text{s-barie} \quad (2.3.1)$$

mentre la sonda timpanometrica p-v restituisce un valore di ammettenza specifica espresso in unità del Sistema Internazionale

Esso rappresenta una modifica recente del sensore operata dalla ditta produttrice, e il suo principio di funzionamento è assolutamente analogo.

$$1 \text{ m/s.Pa.} \quad (2.3.2)$$

Il primo passo per un confronto dei risultati è stato quello di trovare la costante di conversione fra le due unità di misura attraverso un'operazione di equivalenza. Sapendo che la relazione tra barie e Pa è

$$\begin{aligned} 1 \text{ Pa} &= 1 \frac{\text{N}}{\text{m}^2} \\ &= 1 \frac{\text{kg}}{\text{m} \cdot \text{s}^2} \\ &= 10 \frac{\text{g}}{\text{cm} \cdot \text{s}^2} \\ &= 10 \text{ barie} \end{aligned} \quad (2.3.3)$$

si dimostra che

$$1 \frac{\text{m}}{\text{s} \cdot \text{Pa}} = 10 \frac{\text{cm}}{\text{s} \cdot \text{barie}} = 10 \frac{\text{mho}}{\text{cm}^2} = 10^4 \frac{\text{mmho}}{\text{cm}^2} \quad (2.3.4)$$

Tutti i risultati ottenuti con la sonda impedenzometrica p-v saranno perciò espressi in questa unità di misura e i valori scalati secondo la costante di conversione trovata.

Per la piena comprensione dei risultati riportati di seguito è inoltre necessario approfondire alcune proprietà base dell'immettenza acustica (sia essa volumetrica o specifica). Si considerino due segnali di pressione e velocità volumetrica monocromatici:

$$p(t) = p_0 \sin(2\pi\nu t + \varphi_p) \quad (2.3.5)$$

$$U(t) = U_0 \sin(2\pi\nu t + \varphi_U) \quad (2.3.6)$$

secondo la definizione in equazione (1.1.15a), l'impedenza acustica è una grandezza dipendente dalla frequenza, ν , e caratterizzata da un'ampiezza, p_0/U_0 , e una fase, $\Delta\varphi = \varphi_p - \varphi_U$. Per semplicità si esprime l'impedenza

come:

$$Z_V = \left(\frac{p_0}{U_0} \right) e^{i\Delta\varphi}. \quad (2.3.7)$$

L'equazione (2.3.7) si riferisce però al caso monocromatico: per generalizzare il concetto di ammettenza e impedenza a segnali a banda larga è necessario ricorrere all'analisi di Fourier. Com'è noto, un qualsiasi segnale periodico può essere scomposto in una serie di segnali monocromatici ognuno dei quali possiede una propria ampiezza e fase. Nel nostro caso, la scomposizione in serie di Fourier si applica ai segnali di pressione e velocità:

$$p(t) = p_0 + \sum_{n=1}^{\infty} [p_n \sin(2\pi\nu_n t + \varphi_n)] \quad (2.3.8)$$

$$U(t) = U_0 + \sum_{n=1}^{\infty} [U_n \sin(2\pi\nu_n t + \varphi_n)] \quad (2.3.9)$$

calcolando l'espressione (2.3.7) per ogni valore di ν_n si ottengono i valori complessi di impedenza per ogni singola frequenza. Nel caso più generale l'operatore sommatoria viene sostituito da un integrale e l'impedenza diventa una funzione continua a valori complessi³ dipendente dalla frequenza. Come nel caso dei circuiti elettrici a corrente alternata, l'impedenza è esprimibile come somma di parte reale e immaginaria

$$Z_V = R + iX, \quad (2.3.10)$$

dove R è chiamata *resistenza acustica specifica* e X *reattanza acustica specifica* (detta reattanza di massa se positiva o reattanza di complianza se negativa). R descrive la parte dissipativa dell'energia: in acustica la resistenza riassume tutte le perdite di energia dovute ad attrito di tipo viscoso, cioè alle forze che si oppongono allo scorrimento delle molecole del fluido in modo direttamente proporzionale alla velocità del flusso. Similmente, anche l'ammettenza volumetrica e l'ammettenza specifica possono essere definite in coordinate polari, attraverso modulo e fase, o in coordinate rettangolari, per

³Unica eccezione a questa affermazione è il campo di onda piana progressiva, ove l'impedenza assume un valore costante e reale pari all'impedenza caratteristica del mezzo $z_0 = \rho_0 c$.

mezzo di parte reale e parte immaginaria:

$$Y = G + iB$$

dove in questo caso G è chiamata conduttanza e B suscettanza acustica.

2.3.2 Gli strumenti di misura

La sonda impedenzometrica di tipo p-v è stata ricavata adattando quella standard: dopo aver tolto il microfono ed il microattuatore si è creato un innesto adatto a ospitare un rivelatore p-v assiale e si è accoppiata la sorgente sonora, un auricolare in-ear commerciale, direttamente al cilindro, come mostrato in figura 2.8. Questa soluzione presenta notevoli miglioramenti rispetto all'idea iniziale di misurare i campi di pressione e velocità, dovuti ad uno stimolo esterno, semplicemente accostando il rivelatore all'ingresso del condotto uditivo (Fig. 2.7): il sistema risulta essere più robusto, quindi in grado di resistere ad eventuali sollecitazioni meccaniche, e presenta un ottimo rapporto segnale-rumore.

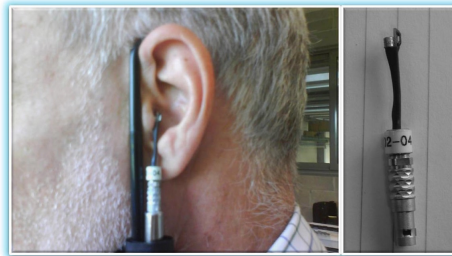


Figura 2.7: Prime misure audiometriche con sonde pressione-velocità.

Sebbene lo studio qui presentato consideri il range 200-1000 Hz, entro cui la timpanometria standard fornisce dei dati, il metodo proposto è in grado di effettuare misure in intervalli ben più ampi, fino a circa 7-8 kHz, limite del corretto funzionamento del sensore p-v.

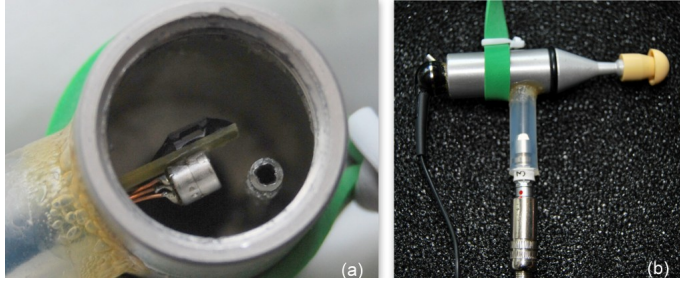


Figura 2.8: (a) Interno della Sonda impedenzometrica p-v, particolare del sensore; (b) panoramica della sonda.

Come già esposto, l'interpretazione dei dati impedenzometrici standard ad "alte" frequenze (678, 800, 1000 Hz) è tutt'ora oggetto di studio, poiché già a queste frequenze viene a cadere l'ipotesi di assorbimento dell'energia sonora dovuto soltanto al puro contributo elastico dell'aria nel condotto (compliance). Pertanto, sebbene per completezza verranno riportati i valori di area efficace ottenuti dal confronto di *tutte* le frequenze, il confronto diretto tra i due metodi ha un preciso significato fisico solo per la frequenza più bassa usata in timpanometria, quella di 226 Hz. Il valore assoluto di ammettenza misurato a questa frequenza per $\Delta P = 0$ deve perciò essere utilizzato come riferimento per la timpanometria a banda larga.

I dati sono stati raccolti in un'unica sessione di misura su 13 soggetti maschi e femmine di età compresa tra 20 e 30 anni, normoudenti, sottoposti prima ad un tradizionale esame timpanometrico con $\Delta P = [-300, \dots, 0, \dots, 200]$ daPa e quindi a quello a banda larga, con sonda p-v non sigillata sul condotto uditivo e quindi misurando l'ammettenza specifica alla pressione atmosferica. Il confronto è stato quindi eseguito estrapolando il valore dell'ammettenza (in mmho) misurato con la timpanometria standard per $\Delta P = 0$ e quello alle frequenze in esame per la timpanometria p-v [6].



Figura 2.9: Impedenzometro Amplaid 728

I risultati sono stati ottenuti rispettivamente con un impedenzometro clinico Amplaid 728, calibrato con un volume di riferimento di 2 cc (Fig. 2.9), in dotazione alla clinica di otorinolaringoiatria dell'Arcispedale S. Anna di Ferrara, e con un sistema non commerciale composto dalla sonda timpanometrica modificata, una scheda I/O NI-4431 e un PC dotato di software per acquisizione dati e analisi segnali su piattaforma Matlab (anch'esso calibrato con un volume standard di 2 cc). La sonda è collegata al dispositivo hardware che prende in ingresso un segnale analogico, cioè la risposta dell'orecchio alle sollecitazioni acustiche, e lo trasforma in un segnale digitale che viene successivamente elaborato dal software di analisi, il quale calcola i valori di ammettenza specifica per ciascuna frequenza che compone lo spettro. Il valore dell'ammettenza viene considerato allo zero della pressione, cioè quando la membrana timpanica è completamente rilassata e quindi si ha un equilibrio di pressione[6].

Per quanto riguarda il calcolo dell'ammettenza con sonda standard, si è dovuto procedere manualmente dato che i valori forniti nei timpanogrammi riguardavano solamente il valore di ammettenza del picco del grafico, non sempre coincidente con il valore a $\Delta P = 0$, utilizzato per il confronto. Normalmente, il picco compare attorno a questo valore nel caso di un orecchio "sano", entro una ragionevole variabilità statistica. Per i timpanogrammi effettuati ad alte frequenze è stato, inoltre, necessario estrapolare dai grafici

le ammettenze sullo zero per ciascuna delle due curve di conduttanza G e suscettanza B .

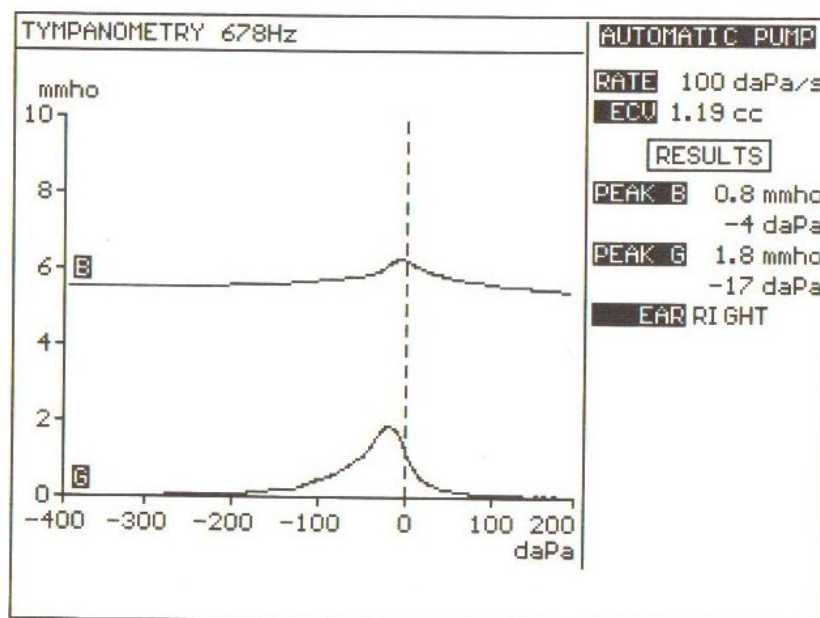


Figura 2.10: Timpanogramma a 678 Hz. In grafico sono riportate la conduttanza G e la suscettanza B .

Vale la pena ricordare qui come per la timpanografia standard si misurino i valori dell'ammettenza alle varie pressioni per una determinata frequenza mentre per la timpanografia effettuata con sonda p-v si ha una misura dell'ammettenza per tutte le frequenze comprese nello spettro dell'udibile ad una pressione fissata, vale a dire $\Delta P = 0$. Il confronto può avvenire pertanto "incrociando" queste due misure in uno o più valori comuni.

Capitolo 3

Risultati

Per sinteticità si riporta di seguito i grafici relativi all'esame timpanometrico standard di solo un soggetto: come si può notare dalle figure 3.1 e 3.2, a 226 Hz è visualizzato il solo modulo dell'ammettenza, mentre per le altre frequenze sono mostrate separatamente la conduttanza G e la suscettanza B . Come già scritto in precedenza, alla frequenza più bassa, il contributo dell'orecchio all'ammettenza è dato esclusivamente dal comportamento elastico del volume d'aria, pertanto è sufficiente una sola curva. Ciò è ulteriormente sottolineato dalla scelta di differenziare le unità di misura per i 226 Hz, centimetri cubi equivalenti, e per gli altri grafici (678, 800 e 1000 Hz), mmho. Si noti infine come cambia il valore stimato di volume equivalente al variare della frequenza, chiara indicazione del diverso comportamento energetico.

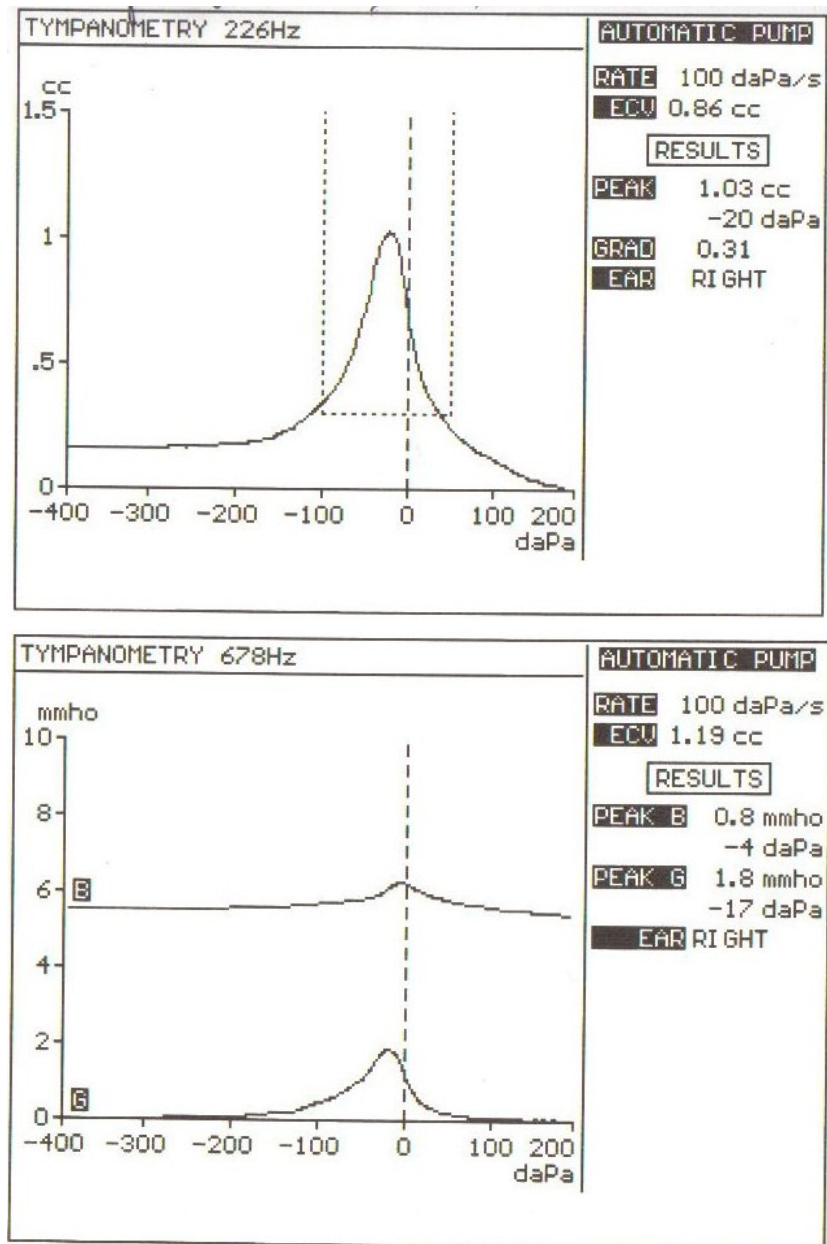


Figura 3.1: Timpanogrammi standard a 226 Hz (sinistra $|Y|$) e 678 Hz (destra, B, G).

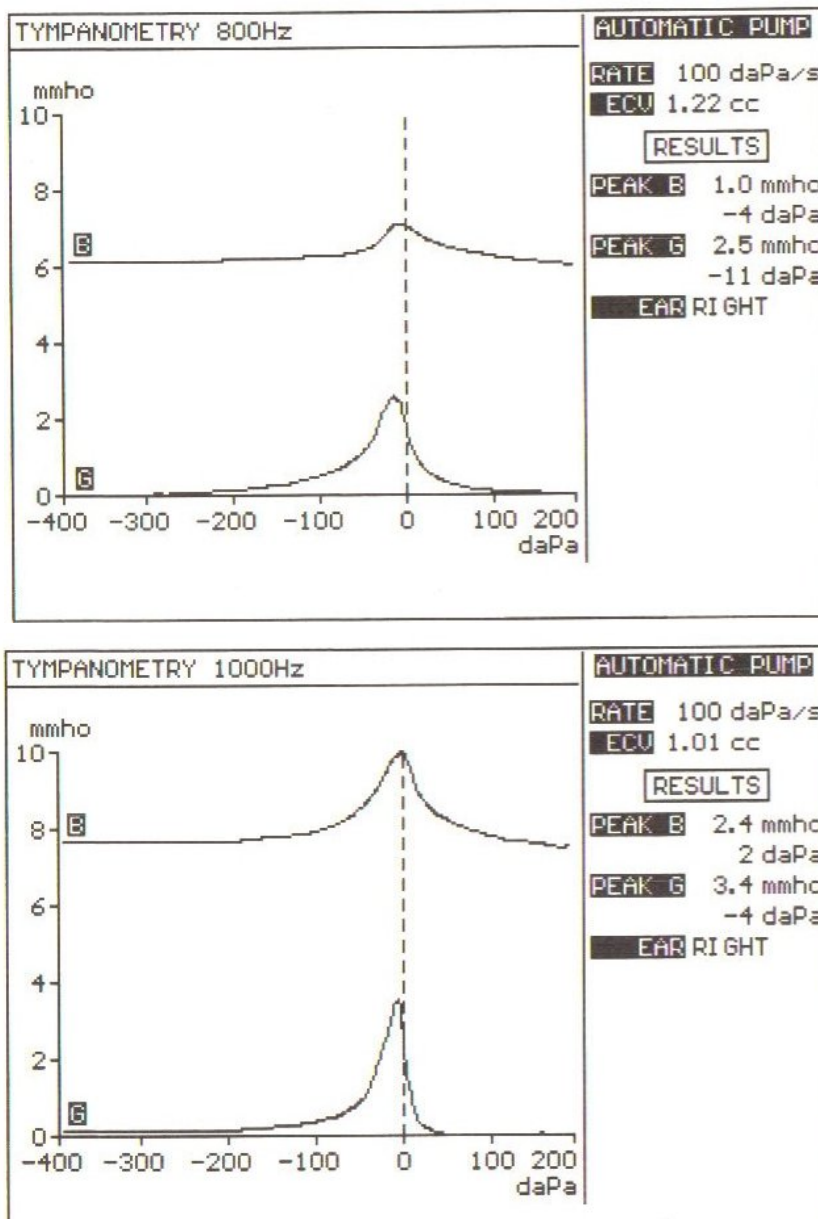


Figura 3.2: Timpanogrammi a 800 Hz (sinistra) e 1000 Hz (destra)

Nel caso della timpanometria p-v si è scelto invece di mostrare le curve di ammettenza specifica $|Y(f)|$ per alcuni soggetti (Fig. 3.3), riportando sia l'effettivo intervallo di misura $[50, 8000]$ Hz sia quello di interesse per il lavoro qui esposto.

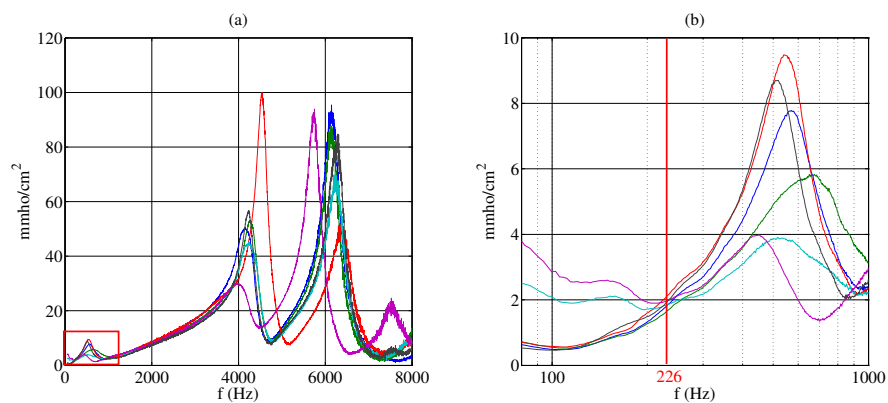


Figura 3.3: (a) Moduli dell'ammettenza specifica ottenuti tramite sonda p-v (b) particolare del grafico (a) fra 50 e 1000 Hz con frequenza a 226 Hz in evidenza

3.1 Confronto dei due metodi

Le misure di ammettenza specifica (metodo pv) e ammettenza volumetrica (metodo standard) sono stati calcolati e ordinati per soggetto, come mostrato nelle tabelle 3.4 e 3.5

| [mmho]/[cm]^2 | Dx | | | | Sx | | | |
|---------------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|
| Studiante | 226 Hz | 678 Hz | 800 Hz | 1000 Hz | 226 Hz | 678 Hz | 800 Hz | 1000 Hz |
| S1 | 1,74E+00 | 5,51E+00 | 3,33E+00 | 2,40E+00 | 1,90E+00 | 5,43E+00 | 4,19E+00 | 2,52E+00 |
| S2 | 1,58E+00 | 5,82E+00 | 4,67E+00 | 3,15E+00 | 2,26E+00 | 2,93E+00 | 3,41E+00 | 3,69E+00 |
| S3 | 2,02E+00 | 5,31E+00 | 3,18E+00 | 2,33E+00 | 2,09E+00 | 6,54E+00 | 2,94E+00 | 1,72E+00 |
| S4 | 1,82E+00 | 3,22E+00 | 2,69E+00 | 2,24E+00 | 2,02E+00 | 4,04E+00 | 2,79E+00 | 2,45E+00 |
| S5 | 1,94E+00 | 1,42E+00 | 1,76E+00 | 2,97E+00 | 2,15E+00 | 2,15E+00 | 1,83E+00 | 3,04E+00 |
| S6 | 1,12E+00 | 6,33E+00 | 8,05E+00 | 5,68E+00 | 1,10E+00 | 5,90E+00 | 8,54E+00 | 6,65E+00 |
| S7 | 1,83E+00 | 3,94E+00 | 2,36E+00 | 2,62E+00 | 1,63E+00 | 5,35E+00 | 3,26E+00 | 2,10E+00 |
| S8 | 2,69E+00 | 1,96E+00 | 1,82E+00 | 2,53E+00 | 1,96E+00 | 2,06E+00 | 2,13E+00 | 2,37E+00 |
| S9 | 2,16E+00 | 3,21E+00 | 1,95E+00 | 2,24E+00 | 3,21E+00 | 3,13E+00 | 1,94E+00 | 2,28E+00 |
| S10 | 1,88E+00 | 3,32E+00 | 3,06E+00 | 2,64E+00 | 3,32E+00 | 6,49E+00 | 4,91E+00 | 2,30E+00 |
| S11 | 4,90E+00 | 7,12E-01 | 1,28E+00 | 2,38E+00 | 7,12E-01 | 1,53E+00 | 2,14E+00 | 3,35E+00 |
| S12 | 3,09E+00 | 2,08E+00 | 1,87E+00 | 2,54E+00 | 2,08E+00 | 4,85E+00 | 2,99E+00 | 2,35E+00 |
| S13 | 1,83E+00 | 5,93E+00 | 3,72E+00 | 1,72E+00 | 5,93E+00 | 4,85E+00 | 4,14E+00 | 2,13E+00 |

Figura 3.4: Valori di $|Y|$ ottenuti con la tecnica p-v

| [mmho] | Dx | | | | Sx | | | |
|-----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|
| Studiante | 226 Hz | 678 Hz | 800 Hz | 1000 Hz | 226 Hz | 678 Hz | 800 Hz | 1000 Hz |
| S1 | 1,60E+00 | 8,56E+00 | 9,91E+00 | 1,27E+01 | 1,89E+00 | 8,84E+00 | 9,65E+00 | 1,24E+01 |
| S2 | 1,08E+00 | 6,97E+00 | 6,21E+01 | 9,13E+00 | 8,83E-01 | 6,51E+00 | 7,28E+00 | 8,86E+00 |
| S3 | 2,03E+00 | 9,59E+00 | 1,06E+01 | 1,43E+01 | 1,89E+00 | 8,68E+00 | 9,95E+00 | 1,32E+01 |
| S4 | | 8,58E+00 | 9,50E+00 | 1,18E+01 | 1,46E+00 | 8,35E+00 | 9,28E+00 | 1,06E+01 |
| S5 | 2,82E+00 | 8,91E+00 | 2,72E+00 | 9,61E+00 | 1,90E+00 | 7,69E+00 | 8,78E+00 | 9,51E+00 |
| S6 | 4,98E-01 | 4,85E+00 | 5,80E+00 | 6,09E+00 | 6,30E-01 | 5,20E+00 | 3,61E+00 | 7,30E+00 |
| S7 | 1,76E+00 | 9,55E+00 | 1,20E+01 | 1,30E+01 | 1,46E+00 | 8,55E+00 | 9,63E+00 | 1,20E+01 |
| S8 | 2,93E+00 | 1,03E+01 | 1,06E+01 | 1,38E+01 | 3,46E+00 | 1,15E+01 | 1,23E+01 | 1,60E+01 |
| S9 | 2,10E+00 | 8,01E+00 | 1,02E+01 | 1,38E+01 | 1,65E+00 | 7,72E+00 | 8,84E+00 | 1,14E+01 |
| S10 | 1,38E+00 | 7,49E+00 | 7,94E+00 | 9,99E+00 | 1,117143 | 6,78E+00 | 7,52E+00 | 9,56E+00 |
| S11 | 1,15E+01 | 6,94E+00 | 7,69E+00 | 9,17E+00 | 1,21E+00 | 6,52E+00 | 7,37E+00 | 9,10E+00 |
| S12 | 3,32E+00 | 8,60E+00 | 9,84E+00 | 1,03E+01 | 1,82E+00 | 8,06E+00 | 9,41E+00 | 1,15E+01 |
| S13 | 4,16E-01 | 8,32E+00 | 9,34E+00 | 1,17E+01 | 1,56E+00 | 7,57E+00 | 8,19E+00 | 1,07E+01 |

Figura 3.5: Valori di $|Y_V|$ ottenuti con la tecnica standard.

Come già esposto in sezione 2.3, i due tipi di ammettenze differiscono di un fattore superficiale che corrisponde all'area efficace di assorbimento

energetico del soggetto in esame.

Di seguito vengono riportati i valori superficiali e i diametri trovati confrontando le misure ottenute con le due tecniche, rispettivamente riportati nelle tabelle 3.6 e 3.7. Si noti come i valori calcolati per i diametri, alla frequenza di 226 Hz, siano in relativa accordanza con i dati clinici medi di popolazione per la misura del condotto uditivo (Fig. 2.1).

| S [cm ²] Studente | Dx | | | | Sx | | | |
|----------------------------------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|
| | 226 Hz | 678 Hz | 800 Hz | 1000 Hz | 226 Hz | 678 Hz | 800 Hz | 1000 Hz |
| S1 | 9,19E-01 | 1,55E+00 | 2,97E+00 | 5,29E+00 | 9,97E-01 | 1,63E+00 | 2,30E+00 | 4,93E+00 |
| S2 | 6,86E-01 | 1,20E+00 | 1,33E+01 | 2,90E+00 | 3,91E-01 | 2,22E+00 | 2,14E+00 | 2,40E+00 |
| S3 | 1,00E+00 | 1,81E+00 | 3,32E+00 | 6,15E+00 | 9,03E-01 | 1,33E+00 | 3,38E+00 | 7,66E+00 |
| S4 | | 2,66E+00 | 3,52E+00 | 5,29E+00 | 7,25E-01 | 2,06E+00 | 3,32E+00 | 4,32E+00 |
| S5 | 1,45E+00 | 6,28E+00 | 1,55E+00 | 3,23E+00 | 8,85E-01 | 3,58E+00 | 4,80E+00 | 3,13E+00 |
| S6 | 4,43E-01 | 7,67E-01 | 7,21E-01 | 1,07E+00 | 5,70E-01 | 8,81E-01 | 4,22E-01 | 1,10E+00 |
| S7 | 9,59E-01 | 2,42E+00 | 5,10E+00 | 4,96E+00 | 8,94E-01 | 1,60E+00 | 2,95E+00 | 5,68E+00 |
| S8 | 1,09E+00 | 5,23E+00 | 5,84E+00 | 5,47E+00 | 1,76E+00 | 5,60E+00 | 5,75E+00 | 6,76E+00 |
| S9 | 9,73E-01 | 2,49E+00 | 5,22E+00 | 6,17E+00 | 5,14E-01 | 2,47E+00 | 4,55E+00 | 5,00E+00 |
| S10 | 7,33E-01 | 2,25E+00 | 2,59E+00 | 3,78E+00 | 3,36E-01 | 1,04E+00 | 1,53E+00 | 4,15E+00 |
| S11 | 2,35E+00 | 9,75E+00 | 6,03E+00 | 3,85E+00 | 1,70E+00 | 4,27E+00 | 3,44E+00 | 2,71E+00 |
| S12 | 1,07E+00 | 4,13E+00 | 5,27E+00 | 4,07E+00 | 8,75E-01 | 1,66E+00 | 3,15E+00 | 4,87E+00 |
| S13 | 2,27E-01 | 1,40E+00 | 2,51E+00 | 6,80E+00 | 2,62E-01 | 1,56E+00 | 1,98E+00 | 5,04E+00 |

Figura 3.6: Stime dell'area efficace di assorbimento energetico.

| d [cm] Studente | Dx | | | | Sx | | | |
|--------------------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|
| | 226 Hz | 678 Hz | 800 Hz | 1000 Hz | 226 Hz | 678 Hz | 800 Hz | 1000 Hz |
| S1 | 1,22E+00 | 1,59E+00 | 2,20E+00 | 2,93E+00 | 1,27E+00 | 1,62E+00 | 1,93E+00 | 2,83E+00 |
| S2 | 1,05E+00 | 1,39E+00 | 4,64E+00 | 2,17E+00 | 7,96E-01 | 1,90E+00 | 1,86E+00 | 1,97E+00 |
| S3 | 1,28E+00 | 1,71E+00 | 2,32E+00 | 3,16E+00 | 1,21E+00 | 1,47E+00 | 2,34E+00 | 3,52E+00 |
| S4 | 0,00E+00 | 2,08E+00 | 2,39E+00 | 2,93E+00 | 1,08E+00 | 1,83E+00 | 2,32E+00 | 2,65E+00 |
| S5 | 1,53E+00 | 3,19E+00 | 1,59E+00 | 2,29E+00 | 1,20E+00 | 2,41E+00 | 2,79E+00 | 2,25E+00 |
| S6 | 8,48E-01 | 1,11E+00 | 1,08E+00 | 1,32E+00 | 9,61E-01 | 1,20E+00 | 8,28E-01 | 1,33E+00 |
| S7 | 1,25E+00 | 1,98E+00 | 2,87E+00 | 2,84E+00 | 1,20E+00 | 1,61E+00 | 2,19E+00 | 3,03E+00 |
| S8 | 1,33E+00 | 2,91E+00 | 3,08E+00 | 2,98E+00 | 1,69E+00 | 3,01E+00 | 3,05E+00 | 3,31E+00 |
| S9 | 1,26E+00 | 2,01E+00 | 2,91E+00 | 3,16E+00 | 9,13E-01 | 2,00E+00 | 2,72E+00 | 2,85E+00 |
| S10 | 1,09E+00 | 1,91E+00 | 2,05E+00 | 2,48E+00 | 7,38E-01 | 1,30E+00 | 1,58E+00 | 2,59E+00 |
| S11 | 1,95E+00 | 3,98E+00 | 3,13E+00 | 2,50E+00 | 1,66E+00 | 2,63E+00 | 2,36E+00 | 2,10E+00 |
| S12 | 1,32E+00 | 2,59E+00 | 2,92E+00 | 2,57E+00 | 1,19E+00 | 1,64E+00 | 2,26E+00 | 2,81E+00 |
| S13 | 6,07E-01 | 1,51E+00 | 2,02E+00 | 3,32E+00 | 6,52E-01 | 1,59E+00 | 1,79E+00 | 2,86E+00 |

Figura 3.7: Diametri delle superfici in tabella 3.6.

Confrontando i valori dei diametri e delle superfici alle frequenze più alte si è rilevata una discrepanza apprezzabile rispetto ai valori effettivi della membrana timpanica. I valori oscillano fra 0,828 cm del soggetto S6 a 800 Hz nell'orecchio sinistro che si considera accettabile (Fig. 1), e i 3,98 cm del soggetto S11 a 678 Hz per l'orecchio destro. Quest'ultimo valore, che comunque rappresenta un aumento riscontrato in quasi tutti i soggetti, sembra essere alquanto discordante da quello effettivo di una normale membrana timpanica: una possibile spiegazione potrebbe essere legata al fatto che l'energia assorbita dal timpano è maggiore alle alte frequenze rispetto a quella assorbita a 226 Hz. Tale interpretazione deve però essere ancora validata, poiché essendo la sonda ancora in fase di studio non si è ancora giunti ad un'analisi del tutto approfondita e completa per questo nuovo strumento.

Capitolo 4

Conclusioni

Con il presente lavoro sono stati riportati e messi a confronto i dati timpanometrici ottenuti con due diverse metodiche di misura dell'ammettenza acustica di ingresso dell'orecchio: quello standard e quello innovativo basato su microsonde p-v a tecnologia MEMS (Micro Electro-Mechanical Systems). Il metodo standard, che viene attualmente usato per la diagnostica clinica, determina il valore di ammettenza in funzione della differenza ΔP di pressione statica che viene creata artificialmente tra il canale uditivo esterno e la cavità dell'orecchio medio in risposta a stimoli monofrequenziali discreti usualmente a 226, 678, 800 e 1000 Hz. A differenza di questo, il metodo di misura basato sulla tecnologia delle microsonde p-v permette invece di graficare l'impedenza per un ampio range di frequenze compreso tra 50 Hz e 8 kHz per $\Delta P = 0$. Inoltre il primo metodo misura l'ammettenza volumetrica mentre il secondo misura l'ammettenza specifica. Confrontando i risultati ottenuti, si è calcolata una stima della superficie efficace di assorbimento energetico, che alla frequenza di 226 Hz è risultata essere compatibile con la superficie timpanica media di un orecchio "sano". Il test ha permesso una prima validazione del metodo p-v per l'uso in timpanometria, ponendo le basi per il futuro utilizzo di questa tecnologia nella clinica audiometrica.

Uno dei maggiori vantaggi relativi all'uso di sonde impedenzometriche p-v è la misura diretta dei valori di pressione e velocità in risposta ad uno stimolo esterno, che consente di superare facilmente le difficoltà relative all'affidabilità del modello utilizzato per stimare l'ammettenza volumetrica a

partire dal solo segnale di pressione ad alte frequenze. Un ulteriore vantaggio consiste in una misura più rapida e meno fastidiosa per il paziente, un aspetto critico se si ha a che fare con soggetti in età infantile, poiché non necessita di attuare variazioni di pressione statica all'interno dell'orecchio per effettuare una misura, al contrario della procedura standard. Risulta infine molto più semplice effettuare con questa metodologia misure ad ampio spettro, essendo l'intero sistema di misura ottimizzato per misure a banda larga e non per singole componenti tonali.

Lo strumento tuttavia presenta ancora dei limiti, dovuti principalmente all'elevato costo delle sonde p-v stesse, le quali richiedono una linea di fabbricazione dedicata e con procedimenti CMOS non-standard; il sensore velocimetrico è inoltre estremamente fragile (Fig. 2.6) e facilmente soggetto a rotture, rendendo la sonda piuttosto inaffidabile per un uso clinico-diagnostico. Infine, lo sviluppo di questi strumenti è ancora troppo recente perché siano previsti nel settore normativo, rendendo di fatto impossibile al momento una qualsiasi certificazione di misure eseguite con questo metodo.

I test effettuati finora suggeriscono che le microsonde p-v, una volta ben calibrate con procedimenti acustici non approssimati, sono un ottimo strumento per studiare le patologie dell'orecchio, e il loro utilizzo potrebbe essere proposto non solo in timpanometria, ma anche in altri campi, come per esempio nello studio delle emissioni otoacustiche.

Appendice A

Timpanogrammi

La timpanometria diventò una procedura clinica a seguito della pubblicazione delle ricerche di Jerger (1970). Quest'ultimo identificò tre forme di timpanogrammi¹ di base.

Un timpanogramma normale di tipo A è il seguente:

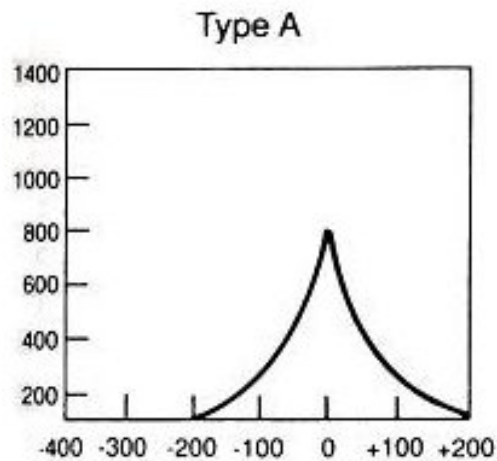


Figura A.1: Timpanogramma tipo A

L'introduzione nel canale uditivo di una forte pressione irrigidisce la membrana timpanica, e l'ammittenza raggiunge un suo minimo. L'ammittenza

¹Con timpanogramma s'intende un grafico dell'ammittenza acustica misurata come funzione del cambiamento della pressione nel canale uditivo.

crebbe gradualmente verso un massimo, e il segnale della sonda diventa sempre più chiaro quando la pressione nel canale uditivo equipara la pressione nella cavità dell'orecchio medio.

Quando la membrana timpanica si ritrae e quindi nell'orecchio medio è indotta una pressione negativa, il picco del timpanogramma si sposta verso un corrispondente valore negativo, e si ottiene un timpanogramma di tipo C.

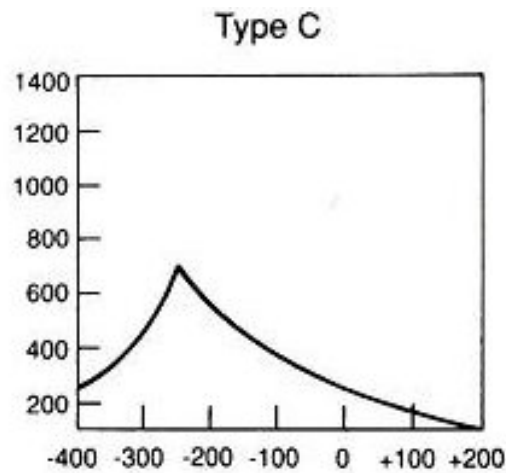


Figura A.2: Timpanogramma tipo C

Infine il timpanogramma di tipo B:

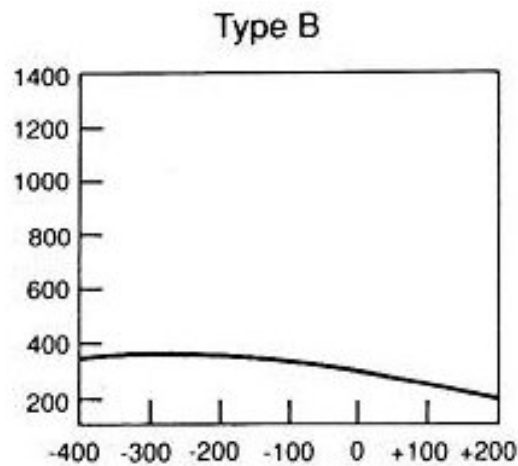


Figura A.3: Timpanogramma tipo B

non ha alcun picco ed è piatto. Questo comportamento si riscontra in orecchie che hanno ad esempio la membrana timpanica perforata.

I valori riportati nei timpanogrammi “tonali”, cioè i valori dell’ammittenza acustica corrispondenti ad uno stimolo monocromatico, sono misurati in mmho (millimho) su una scala precedentemente tarata con un volume d’aria di 2 cc contenuta in una cavità a parete rigida. La misura di ammettenza acustica è in questo modo ricondotta, di fatto, a una misura di volume acustico equivalente V_{eq} nell’ipotesi che, nelle condizioni di taratura, l’ammittenza acustica a bassa frequenza (226 Hz) sia completamente dominata dalla compliance. Per questa ragione, a volte, in corrispondenza delle varie ascisse $\Delta P = [-300, \dots, 0, \dots, 200]$, il timpanogramma tonale a 226 Hz riporta nella scala delle ordinate direttamente i valori in cc di volume acustico equivalente invece dei valori in mmho corrispondenti al modulo dell’ammittenza.

Nella pratica clinica il valore di compressione timpanica differenziale corrispondente per un soggetto sano in condizioni normali ai +200 daPa è considerato sufficiente a tendere e spostare completamente la membrana timpanica verso l’orecchio medio e viene pertanto assunta come zero dell’ammittenza (volumica equivalente). In queste condizioni infatti, come già detto, l’unico assorbimento di energia acustica è dovuto alla compliance dell’aria racchiusa nel condotto uditivo sigillato verso l’esterno con l’auricolare e pertanto questo assorbimento non è significativo per la misura dell’assorbimento di energia acustica da parte del sistema timpanico-ossiculare. L’ammittenza in timpanometria è pertanto relativa al livello misurato per $\Delta P = +200$ daPa. Si noti che il valore assoluto dello zero timpanometrico può essere usato per effettuare la misura indiretta del volume effettivo dell’aria contenuta nel condotto uditivo del soggetto sotto test.

Oltre al tono a “bassa” frequenza di 226 Hz, nella metodica attualmente in uso, si utilizzano anche stimoli di frequenza superiore o ad alta frequenza (678, 800, 1000 Hz) ritenuti utili per evidenziare eventuali assorbimenti acustici dovuti alle caratteristiche di massa dell’orecchio medio. A tutt’oggi tuttavia non esistono chiare indicazioni su come utilizzare i risultati ottenuti dalla timpanometria ad alta frequenza e sta crescendo di conseguenza un rinnovato interesse per lo sviluppo di tecniche di misura dirette, più affidabili

e robuste per la misura dell'assorbimento a banda larga dell'energia acustica da parte dell'orecchio[2, 4].

Ringraziamenti

Un ringraziamento speciale va al Professore Domenico Stanzial e al Dott. Giorgio Sacchi per la disponibilità dimostrata nei miei confronti, la pazienza e per avermi accolto all'interno del progetto. Ringrazio il professore Romano Zannoli per la grande disponibilità e la gentilezza. Un grazie, inoltre, alla mia famiglia per essermi stata sempre vicina in questo periodo sostenendo e appoggiando le mie scelte, ad Edoardo per avermi sostenuto, per essermi stato vicino nei momenti più critici, per la comprensione e per l'affetto; ai miei amici per avermi aiutato soprattutto in quest'ultimo periodo sia materialmente che psicologicamente, in particolare agli amici che ho incontrato durante questi anni a fisica tra i quali specialmente Marco, Lucia, Alessandra e Cristiano.

Infine volevo ringraziare:

- la LABAT (Mogliano Veneto, Maurizio Brugnaro. Che ha fornito il materiale e ha adattato la sondina)
- il professor Silvano Prosser (Reparto di Audiologia, Azienda Ospedaliera S. Anna, Ferrara, che ha organizzato le misure assieme alla sezione di Ferrara dell'Istituto di Acustica e Sensoristica "O.M. Corbino" del Consiglio Nazionale delle Ricerche)
- studenti volontari (corso di audiologia, Università di Ferrara)

Bibliografia

- [1] G. Sacchi, “Calibration of pressure-velocity probes and measurement of sound power and ear canal conductance”, Marzo 2011, pp. 4-9
- [2] American Speech-Language-Hearing Association, “Tympanometry”, *ASHA Working Group on Aural Acoustic-Immittance Measurements, Committee on Audiologic Evaluation*, 1988
- [3] T.D.Rossing, “Handbook of Acoustics”, Ed. Springer, pp. 429-434
- [4] K. J. Van Camp, R. H. Margolis, R. H. Wilson, W. L. Creten, J. E. Shanks, “Monograph”, American Speech-Language-Hearing Association, *Principles of Tympanometry*, no. 24, Marzo 1986
- [5] R. D. Kent, “The MIT Encyclopedia of Communication Disorders”, *Tympanometry*, Ottobre 2003, pp. 558-562
- [6] D. Stanzial, M. Buiat, G. Sacchi, S. Prosser, *Timpanometria a Banda Larga con Microsonde p-v*, 39° convegno Nazionale, Roma, Luglio 2012
- [7] S.W. Rienstra, A. Hirschberg, “An Introduction to Acoustics”, Maggio 2012
- [8] H. Bruuns, “Theoretical Microfluidics”, Lecture notes, terza Ed., MIC - Department of Micro and Nanotechnology, Denmark, 2006.
- [9] A. Ferrari, “Fluidi ideali”, appunti.
- [10] D. T. Kemp, “Stimulated acoustic emissions from within the human auditory system”, *Journal of the Acoustic Society of America*, 64(5), Novembre 1978, pp. 1386 - 1391

- [11] D. H. Keefe, R. Ling and J. C. Bulen, “Method to measure acoustic impedance and reflection coefficient”, *Journal of the Acoustic Society of America*, 91(1), gennaio 1992, pp 470-485
- [12] Y.-W. Liu, C. A. Sanford, J. C. Ellison, D. F. Fitzpatrick, M. P. Gorga, and D. H. Keefe, “Wideband absorbance tympanometry using pressure sweeps: System development and results on adults with normal hearing,” *Journal of the Acoustic Society of America*, 124(6), 2008, pp. 3708–3719
- [13] D. Stanzial, G. Sacchi, G. Schiffrer, “On the physical meaning of the power factor in acoustics”, *Journal of the Acoustic Society of America*, 131(1), 2012, pp. 269-280
- [14] www.microflown.com/library
- [15] D. Stanzial, G. Sacchi, G. Schiffrer, “Calibration of pressure-velocity probes using a progressive plane wave reference field and comparison with nominal calibration filters”, *Journal of the Acoustic Society of America*., 129(6), June 2011, pp. 3745–3755