中耳動特性測定装置による中耳疾患例の測定

東北大学工学部機械工学科

和田 仁

東北大学医学部耳鼻咽喉科学教室（主任：高坂知節教授）

小林 俊光, 末武 光子, 新川 秀一

MIDDLE EAR DYNAMICAL CHARACTERISTICS OF PATIENTS OBTAINED BY A NEWLY DEVELOPED MEASURING APPARATUS

HIROSHI WADA, Ph. D.

Department of Mechanical Engineering, Tohoku University, Sendai

TOSHIMITSU KOBAYASHI, M.D., MITSUKO SUETAKE, M.D.
and HIDEICHI SHINKAWA, M.D.

Department of Otolaryngology, Tohoku University School of Medicine, Sendai

A tympanometer is well known to be a valuable apparatus for the diagnosis of secretory otitis media (SOM). However, it is insufficient for the diagnosis of ossicular chain disorders. Therefore, an attempt was made to develop a new measuring apparatus, which had a function of sweeping both frequency and pressure and was measurable the absolute sound pressure variations at the external auditory canal, owing to the carefully designed probe. In the previous papers, the middle ear dynamical characteristics of normal subjects were measured by this apparatus, and the measurement results were compared with the theoretical analysis. In this paper, the middle ear dynamical characteristics of patients were measured, and the effects of various kinds of middle ear diseases upon its dynamical characteristics were examined.

The measurement results of the patients with ossicular chain separation, ossicular chain fixation, SOM and tympanic membrane perforation had their own distinctive patterns, and were also clearly different from those of normal subjects. Therefore, this apparatus seems to have a high degree of the clinical applicability to the diagnosis of these diseases.

Key words: 中耳動特性, 測定装置, 耳小骨連鎖異常
滲出性中耳炎, 鼓膜穿孔

A 92—0548—22482

I 緒 言

滲出性中耳炎の診断には, Tympanometer (TM) が大変有効であることはよく知られているが, 耳小骨連鎖異常の診断には一般に不適とされている¹⁾²⁾. この

主たる原因は, 現在使用されている TM では一定低周波数 (220Hz または 226Hz) が使用されており, より高周波数領域でまた周波数と共に変化する耳小骨連鎖を含む中耳動特性を測定できないからである. そこで,

一定高周波数を用いたり³⁾⁴⁾⁵⁾、周波数を変化させることができる測定装置が開発されてきている⁶⁾⁷⁾。

我々も前述の問題点を鑑み、Probe音周波数 f を連続的に変化させることができる中耳動特性測定装置を試作し、正常者の中耳動特性を測定し⁸⁾、また理論解析をも試みた⁹⁾。今回は、中耳病変を有する患者の中耳動特性を測定し、中耳動特性に及ぼす中耳病変の影響の解明、および試作装置の臨床応用可能性について検討

を行い、新しい知見を得たのでここに報告する。

II 測定装置

試作機のBlock図を図1に示す。従来型TMでは、Probe音周波数が220Hz、226Hzまたは660Hzに固定され、外耳道内圧力を掃引する機構になっている。試作機では、船坂方式⁶⁾⁷⁾とは異なる手法を用い、Probe音周波数($f=0.1\sim2.0\text{kHz}$)と圧力の両方を掃

図1 試作機のBlock図

図2 測定原理

図4-1 正常者の音圧変化
(1, $P_s=0\text{daPa}$; 2, $P_s=10\text{daPa}$; 3, $P_s=50\text{daPa}$; 4, $P_s=200\text{daPa}$)

図3 Rigid Modelの音圧変化(1, $l_c=3.0\text{cm}$; 2, $l_c=3.5\text{cm}$; 3, $l_c=4.0\text{cm}$)

図4-2 正常者のTG (SC 0.57cc, Base 1.24cc)

図5-1 耳小骨連鎖離断の音圧変化
(1, $P_s=0\text{daPa}$; 2, $P_s=200\text{daPa}$)

図5-2 耳小骨連鎖離断のTG
(SC 1.5lcc, Base 1.5lcc)

引できる機構を有し、中耳の周波数応答の測定が可能となっている。なお試作機の詳細については参考文献8) 9) に記述している。

測定原理を図2に示す。鼓膜面における機械Impedanceを Z_{ALL} とすると、Microphoneで測定される音圧 P は、一次元波動理論より¹⁰⁾

$$P/\Delta V_D = j\omega \frac{1}{S_c^2} \frac{Z_{ALL} \cos \gamma l_c + j S_c \rho_a u_a \sin \gamma l_c}{\cos \gamma l_c + j Z_{ALL} (1/S_c \rho_a u_a) \sin \gamma l_c} e^{-j\omega \epsilon} \quad (1)$$

ここに、 ΔV_D はEarphoneにおける体積変位、 l_c , a_c , $S_c = \pi a_c^2$ はそれぞれ外耳道の長さ、半径、断面積、 $u_a = (K_a/\rho_a)^{(1/2)}$ は空気音速、 ρ_a , K_a はそれぞれ空気密度、体積弾性率、 ω は振動数、 $\gamma = \omega/u_a$ は波数、 $j = (-1)^{(1/2)}$ 、 ϵ は実験より求められる定数である。従って、Earphoneからの入力音圧が一定の場合(80dB SPL)、すなわち ΔV_D が一定の場合、鼓膜面における

図6-1 耳小骨連鎖固着(症例1)の音圧変化
(1, $P_s=0\text{daPa}$; 2, $P_s=200\text{daPa}$)

図6-2 耳小骨連鎖固着(症例1)のTG
(SC 0.29cc, Base 0.82cc)

Impedance Z_{ALL} の変化と共に、Microphoneでの音圧 P が変化することになる。試作機での測定音圧は、レベル差 ΔSPL (dB単位)で表示され、

$$\Delta\text{SPL} = 20 \log \left\{ |P/\Delta V_D| / |P/\Delta V_D|_{\text{REF}} \right\} \quad (2)$$

ここに、添字 REF は基準を表す。

III 測定結果

Rigid Model および人工中耳モデルを用いての実験と、正常耳118例、手術で確認された耳小骨連鎖離断7例9耳および耳小骨連鎖固着7例7耳(離断と固着の合併したものが3耳あったが、これらは鼓膜に近い部位での病変で分類)、滲出性中耳炎耳248例、鼓膜穿孔耳44例の測定を行った。以下にそれぞれの代表例の測定結果を示す。

図7-1 耳小骨連鎖固着（症例2）の音圧変化
(1, $P_s=0\text{daPa}$; 2, $P_s=200\text{daPa}$)

図7-2 耳小骨連鎖固着（症例2）のTG
(SC 0.46cc, Base 0.50cc)

1) Rigid Model

注射筒を利用し片側が閉じられた円筒管 (Rigid Model) を製作し、音圧変化 (ΔSPL) を測定してみた。このモデルは鼓膜が固着し振動しないことに相当する。測定結果を図3に示す。 ΔSPL は周波数 f の増加と共に下り、また音圧低下の割合は外耳道に相当する円筒管が長いほど著しかった。この場合の理論音圧変化 ΔSPL は、式(1)で $Z_{\text{ALL}}=\infty$ とすることにより求められ、その結果を図3に破線で示す。測定結果と理論解析結果とはよく一致しており、これは試作機で用いた Probe の動特性が、ほぼ理論通りフラットであることを意味している。

2) 正常者

例: 22歳, 男性

患者との比較のため、まず正常者の標準的な ΔSPL

図8-1 滲出性中耳炎（症例1）の音圧変化
(1, $P_s=-200\text{daPa}$; 2, $P_s=0\text{daPa}$; 3, $P_s=200\text{daPa}$)

図8-2 滲出性中耳炎（症例1）のTG
(SC 1.58cc, Base 1.40cc)

曲線と Tympanogram (TG) をそれぞれ図4-1, 4-2に示す。なお以後、実線は右耳、破線は左耳を表す。外耳道内圧力 P_s が $P_s=0\text{daPa}$ の場合、すなわち P_s と鼓室内圧力とがほぼ一致している場合、周波数 $f=0.9\sim 1.0\text{kHz}$ に音圧の変化する共振領域が認められた。 P_s 増加と共に共振領域は高周波数へ移行し、また共振領域での音圧変化の割合が小さくなり、 $P_s=200\text{daPa}$ となると ΔSPL 曲線は図3に示した Rigid Model の曲線と類似したものとなった。

3) 耳小骨連鎖離断

症例: 15歳, 女性

離断が疑われた患者の ΔSPL 曲線を図5-1に示す。鼓膜は視診上多少薄いものの正常であったが、気導域値平均 (3分法: 以下同じ) は 41dB であり、A-B gap は 29dB であった。また TG は図5-2に示すように。

図9-1 滲出性中耳炎（症例2）の音圧変化
(1, $P_s = -172 \text{ daPa}$; 2, $P_s = 0 \text{ daPa}$; 3, $P_s = 200 \text{ daPa}$)

図9-2 滲出性中耳炎（症例2）のTG
(SC 0.04cc, Base 0.54cc)

Static Compliance (SC) が 1.51cc の A_D 型になった。 $P_s = 0 \text{ daPa}$ の場合、 $f = 0.7 \sim 1.0 \text{ kHz}$ に共振領域が認められたが、音圧変化の割合は約 17dB もあり、図4-1に示した標準的正常者の音圧変化の4倍以上の大きさであった。また正常者の場合、 $P_s = 200 \text{ daPa}$ とすれば $f = 0.4 \sim 1.8 \text{ kHz}$ に共振領域が存在する被検者はまれであるが、この患者の場合、まだ $f = 1.5 \sim 1.7 \text{ kHz}$ に共振領域が認められた。手術により、先天性キヌタ骨長脚欠損を確認した。

4) 耳小骨連鎖固着

症例1：6歳、女性

ΔSPL 曲線を図6-1に示す。鼓膜は視診上正常であったが、気導域値平均は 66dB であり、A-B gap は 48dB であった。TG は図6-2に示すように B 型となった。外

図10-1 人工中耳モデル (A, 鼓膜; C, 鼓室; D, 乳突洞口; F, 中耳含気腔; H, 外耳道)

図10-2 中耳含気腔に相当する F の容積 V_m に対する鼓膜穿孔モデルの音圧変化
(1, $V_m = 0 \text{ cc}$; 2, $V_m = 1 \text{ cc}$; 3, $V_m = 3 \text{ cc}$; 4, $V_m = 5 \text{ cc}$)

耳道に圧力を加えても加えなくても ΔSPL 曲線はほぼ同じであり、いずれの場合にも音圧は周波数と共になだらかに低下し、 $f = 0.4 \sim 1.8 \text{ kHz}$ に共振領域は認められず、測定結果は Rigid Model の ΔSPL 曲線と似ていた。後に手術の際、変形したキヌタ骨の上鼓室壁および顔面神経管への固着、およびアブミ骨底の固着を確認した。

症例2：7歳、男性

ΔSPL 曲線を図7-1に示す。鼓膜は視診上正常であったが、気導域値平均は 45dB であり、A-B gap は 35dB であった。TG は図7-2に示すように A 型となった。ΔSPL 曲線では、 $P_s = 0 \text{ daPa}$ の場合、正常者よりも多少高い周波数 $f = 1.2 \sim 1.4 \text{ kHz}$ に共振領域が認められ、また音圧変化の割合も正常者のそれに較べて小さかった。しかし $P_s = 200 \text{ daPa}$ とすると、被検者の

図11-1 鼓膜穿孔の Paper Patch 施行前の音圧変化

図11-2 鼓膜穿孔の Paper Patch 施行後の音圧変化 (1, $P_s=0$ daPa; 2, $P_s=200$ daPa)

Δ SPL 曲線は Rigid Model での測定結果と似たような形となった。手術により、アブミ骨前脚と顔面神経管骨壁との融合と、アブミ骨筋腱の骨化を確認した。

5) 滲出性中耳炎

症例 1: 8 歳, 男性

Δ SPL 曲線を図 8-1 に示す。鼓膜に Retraction を認めたが、視診上貯留液の存在は確認できなかった。気導域値平均は 6.7 dB であり、TG は図 8-2 に示すように C₂ 型 (ピーク圧 -226 daPa) となった。外耳道内圧力を鼓室内圧力に近い $P_s = -200$ daPa とすると、正常者よりはるかに低い $f < 0.3$ kHz に共振領域が認められた。また外耳道内圧力を $P_s = 0, 200$ daPa と上げて行くと、共振領域は高周波数へ移行したが、移行の割合は正常者に較べて小さく、 $P_s = 200$ daPa でもまだ $f = 1.4$ kHz 前後に共振領域が認められた。

症例 2: 7 歳, 男性

Δ SPL 曲線を図 9-1 に示す。鼓膜には Retraction が観察され、測定後鼓膜切開し多量の serous な貯留液を

吸引した。気導域値平均は 40 dB であり、TG は図 9-2 に示すように B 型となった。外耳道内圧力と鼓室内圧力とがほぼ等しい $P_s = -172$ daPa とすると、 $f = 1.8$ kHz 前後にかろうじて共振領域が認められ、 $P_s = 0$ および 200 daPa とすると、もはや共振領域は認められず、いずれの場合にも Rigid Model の Δ SPL 曲線と類似したものとなった。

6) 鼓膜穿孔

人工中耳モデル

測定結果に及ぼす鼓膜穿孔の影響を調べるため、まず参考文献 11) で用いたものと同様の図 10-1 に示す人工中耳モデルを製作し、直径 9 mm の人工鼓膜に直径 6 mm の穴を開け音圧変化を測定してみた。測定結果を図 10-2 に示す。縦軸の Scale はこれまで 2 dB または 4 dB で十分であったが、鼓膜穿孔の場合には音圧変化の割合が大きく、Scale として 10 dB を必要とした。また中耳含気腔に相当する人工中耳モデルの F の容積 V_M を増大させると、 Δ SPL 曲線の谷部が高周波数から低周波数に大きく変化することが明らかとなった。

症例: 46 歳, 女性

鼓膜穿孔耳における Paper Patch 施行前後の測定結果をそれぞれ図 11-1, 11-2 に示す。外傷性鼓膜穿孔で、気導域値平均は 21 dB であり、A-B gap は 8.5 dB であった。Paper Patch 施行前の測定結果と人工中耳モデルでの測定結果との比較より、被検者の中耳含気腔容積は十分に確保されていることがわかった。Paper Patch を行くと、 $P_s = 0$ daPa の場合には、正常者の測定結果と同様に、 $f = 1.0$ kHz 前後に適当な振幅を有する共振領域が認められた。しかし $P_s = 200$ daPa の場合には、多少の圧力漏れがあるため、測定結果は Rigid Model での測定結果と少しばかり異なるものとなったが、外耳道内圧力により鼓膜の動きが抑制されていることがわかった。後に鼓膜形成手術に際し、中耳含気腔および耳小骨連鎖に異常のないことを確認した。

IV 考 察

1) 中耳動特性のメカニズム

正常者の場合、外耳道内圧力 P_s と鼓室内圧力とがほぼ一致すると、周波数 $f = 1.0$ kHz 前後に適当な音圧変化を有する共振領域が存在する。そして P_s 増加と共に共振領域は高周波数へ移行し、共振領域での音圧変化の割合が小さくなる。鼓膜面における入力音に対する抗力 (Impedance) は、鼓膜自身の抗力、耳小骨

連鎖の鼓膜に及ぼす抗力および中耳含気腔の鼓膜に及ぼす抗力の総和と考えることができる⁹⁾¹²⁾。そして、これらの抗力の総和と鼓膜、耳小骨連鎖および中耳含気腔の慣性力(質量と加速度の積)が釣合、 $f=1.0\text{kHz}$ 前後に共振領域を形成する。また、共振領域における大きくも小さくもない適当な音圧変化は、鼓膜、耳小骨連鎖および中耳含気腔の適度な減衰によるものである⁹⁾。 P_s 増加と共に、主に耳小骨連鎖の抗力と減衰が大きくなり(耳小骨連鎖の圧力依存性)、その結果、共振領域が高周波数へ移行し、共振領域での音圧変化の割合が小さくなる。

2) 耳小骨連鎖異常

離断の特徴は、正常者に較べて、 P_s と鼓室内圧力とがほぼ一致している場合、共振領域周波数が多少低く、共振領域での音圧変化の割合が大きく、また P_s 増加に対する共振領域の高周波数への移行率が小さく、 $P_s=200\text{daPa}$ でもまだ $f<1.8\text{kHz}$ に共振領域が存在することである。これらの特徴は、離断のため、耳小骨連鎖の抗力と減衰および圧力依存性が小さいためと考えられる。

固着は症例にも示したように、2通りに分けられる。1つは症例1のように、耳小骨連鎖の固着が強度で、鼓膜の振動が大きく妨げられる場合で、 P_s を加えても加えなくても $f=0.4\sim 1.8\text{kHz}$ に共振領域は認められない。これは耳小骨連鎖固着のため、耳小骨連鎖の抗力と減衰が異常に大きくなったためと解釈できる。もう1つは症例2のようにアブミ骨だけの固着(耳硬化症)で、測定結果は正常者とさほど違わず、本装置だけでは診断のむずかしい場合もある。これはアブミ骨だけの固着のため、耳小骨連鎖の抗力と減衰が正常者のそれに較べて少しだけ大きくなったものと考えることができる。また本試作機のように外耳道に Probe を挿入する場合には、Probe に近い部位ほど測定結果に対して大きな影響を及ぼし、アブミ骨での影響は最も小さく表れるという特徴を有している。

3) 滲出性中耳炎

症例1に示したように、貯留液が少量存在する場合には、貯留液が付加質量として作用し、 P_s と鼓室内圧力をほぼ一致させると、共振領域は大きく低周波数へ移行する。 $P_s=0, 200\text{daPa}$ とすると共振領域は高周波数へ移行するが、まだ $f=1.4\text{kHz}$ 前後に存在するのは、耳小骨連鎖の圧力依存性により P_s と共に耳小骨の抗力が大きくなるものの、貯留液が付加質量として作用し、全体として共振領域の高周波数への移行の割

合を低下させる働きをするためと考えられる。

前述の例とは逆に症例2に示したように、貯留液が多量に存在する場合には、貯留液が耳小骨連鎖の抗力と減衰を増大させる働きをし、その結果、共振領域が高周波数に移行し¹³⁾、共振領域での音圧変化の割合が小さくなるものと考えられる。また症例には示していないが、貯留液が serous な場合よりも high viscous mucoid な方が、耳小骨連鎖の抗力と減衰をより増大させることも確認している。

4) 鼓膜穿孔

人工中耳モデルでの測定結果と被検者のそれとの比較より、中耳含気腔の容積の推定が可能であることが判明した。我々は TM を利用し TG の Base より中耳含気腔容積を測定する方法を既に報告したが¹⁴⁾、本手法も同様の目的に対し有効なものと思われる。また穿孔に Patch を貼り測定することにより、一部症例では鼓膜の可動性をも判定できることが明らかとなった。

V 結 語

理論に近い動特性を有する Probe を開発し、中耳の絶対音圧変化を測定できる中耳動特性測定装置を試作し、中耳病変を有する患者の中耳動特性を測定した。その結果、本測定装置を用いれば、従来型 TM よりはるかに多くの中耳に関する情報が得られ、いままで判定の困難であった耳小骨連鎖異常の診断に加え、滲出性中耳炎および鼓膜穿孔の診断でも本測定装置の有用性が明らかとなり、本測定装置の臨床応用可能性の大きいことが判明した。

今後の展望として、操作性および表示法に改良を加え、Dynamics の専門知識がなくても手軽に診断に使用できる、本測定装置の改良型の開発を進めて行きたいと考えている。

参 考 文 献

- 1) 本庄 巖, 松井博史, 牛呂公一, 奥野吉昭, 岩野 正 他: ティンパノグラムによる中耳疾患の鑑別—その信頼度の再検討—. 耳鼻 26: 557-562, 1980.
- 2) 船坂宗太郎: インピーダンス・オージオメトリーの原理と限界. 第9回耳鼻咽喉科学講習会テキスト, 57-65, 1983.
- 3) Colletti V: Multifrequency tympanometry. Audiology 16: 278-287, 1977.
- 4) 恩地 豊: インピーダンス・オージオメトリー—原理—チンパノグラムとは何か, インピーダンスとは何か, そ

- の応用—その3. 耳鼻臨床 75: 3-16, 1982.
- 5) Margolis RH, Camp KJV, Wilson RH et al: Multi-frequency tympanometry in normal ears. Audiology 24: 44-53, 1985.
- 6) Funasaka S, Funai H and Kumakawa K: Sweep-frequency tympanometry: its development and diagnostic value. Audiology 23: 366-379, 1984.
- 7) Funasaka S and Kumakawa K: Tympanometry using a sweep-frequency probe tone and its clinical evaluation. Audiology 27: 99-108, 1988.
- 8) 和田 仁, 小林俊光: 中耳の動特性解析—Middle Ear Analyser による測定—. 日耳鼻 91: 521-527, 1988.
- 9) 和田 仁, 小林俊光: 中耳の動特性解析—三次元ティンパノメトリーの理論解析—. 日本機械学会論文集 54: 1671-1677, 1988.
- 10) 城戸健一: 音響工学. コロナ社, 東京, 1982.
- 11) 和田 仁, 小林俊光: 中耳の動特性解析—人工中耳モデルによる検討—. 日耳鼻 90: 717-722, 1987.
- 12) Onchi Y: Mechanism of the middle ear. J Acoust Soc Am 33: 794-805, 1961.
- 13) Shanks JE: Tympanometry. Ear and Hearing 5: 268-280, 1984.
- 14) 小林俊光, 高坂知節, 沖津卓二, 和田 仁 他: ティンパノメトリーによる中耳含気腔容積ならびに上鼓室疎通性の診断. 日耳鼻 91: 240-246, 1988.
-
- 終わりに臨み, 御校閲を賜りました, 東北大学医学部耳鼻咽喉科学教室, 高坂知節教授および試作機の製作にあたり協力していただいた, 永島医科器械, 高村雅雄氏に深謝致します. 併せて本研究に助力いただいた, 東北大学工学部機械工学科, 立崎 寿君に感謝します.
- なお, 本論文の要旨は第89回日本耳鼻咽喉科学会総会(昭和63年, 金沢) において発表した.
-
- (原稿受付 1988年9月12日)
- 別刷請求先 〒980 仙台市青葉区荒巻字青葉
東北大学工学部機械工学科 和田 仁