新生児外耳道の動特性解析—理論的考察—

Analysis of dynamic behavior of the external ear canal in neonates -theoretical considerations-

学 ○竹田 章平 (東北大院・工)

正 村越 道生 (東北大・工)

正 琵琶 哲志 (東北大・工)

正 和田 仁 (東北大・工)

Shohei TAKEDA, Tohoku University, 6-6-01 Aoba-yama, Sendai 980-8579

Michio MURAKOSHI, Tohoku University

Tetsushi BIWA, Tohoku University

Hiroshi WADA, Tohoku University

Key words: Dynamic Characteristics, External ear canal, Neonates

1. 緒言

新生児での聴覚疾患発生率は約 1,000 人に 1 人と言われている⁽¹⁾。新生児の聴覚疾患の早期発見および治療は、言語能力の発達と知識の形成に大きく貢献すると考えられている。

我々は独自に、中耳の動特性に着目した診断装置である Sweep Frequency Impedance (SFI) メータを開発し、これまでに成人や小児において中耳動特性を測定し、中耳病変の診断に有効であることを示してきた^{(2),(3)}。しかし計測プローブが大きいので、新生児では計測ができなかった。そこで、新生児用に小型の計測プローブを開発し、新生児の中耳動特性を計測した⁽³⁾。

SFI テストの概略図を Fig. 1 に示す。プローブを外耳道に挿入し、シリンジポンプによって外耳道内に一定の圧力を加える。その状態で、イヤホンから体積変位一定の周波数掃引音 (0.1 kHz~2.0 kHz) を外耳道へ送り、外耳道入口での音圧 (sound pressure level: SPL) 変化をマイクロフォンで測定することで、中耳動特性を調べる。SPL はマイクロフォンで計測した音圧 P と最小可聴音圧 P_{REF} (20 μ Pa) から、 $SPL = 20 \log |P/P_{REF}|$ と表される。SFI テストによって、SPL と周波数の関係を表した SPL カーブを取得する。正常な聴覚を有する成人と新生児の代表的な計測結果をそれぞれ Fig. 2(a), (b) に示す。成人の場合、外耳道内の圧力が 0 daPa 付近において、約 1.18 kHz 付近で SPL が大きく変化している。この SPL の変化は、この周波数における中耳の共振に起因すると考えられている⁽²⁾。一方、新生児の場合、外耳道内の圧力が -2 daPa 付近において、約 0.26 kHz と約 1.13 kHz の二カ所で SPL が大きく変化している。1.13 kHz 付近での変化は成人と同様に、中耳の共振に起因すると考えられている⁽⁴⁾。

成人の外耳道壁は主に軟骨組織で構成されており、そのヤング率は約 1 MPa である。一方、生後 7 日以内の新生児の外耳道壁のヤング率は約 30 kPa である⁽⁵⁾。さらに、新生児では、約 0.45 kHz 付近において何らかの共振現象が起こるという報告もある⁽⁶⁾。したがって、0.26 kHz 付近で確認された SPL カーブの変化は、新生児外耳道壁の変形に起因する可能性が考えられる⁽⁴⁾が、その詳細は不明である。

そこで本研究では、新生児外耳道の動特性を解明するために、新生児外耳道を模した有限要素モデルを用いて固有値解析を行い、新生児における SFI 測定結果の考察を行った。

2. 有限要素モデル

2.1 形状と境界条件

Figure 3 に新生児外耳道を模した有限要素モデルの形状と境界条件を示す。形状は、新生児外耳道の三次元モデルを基にした⁽⁵⁾。簡単のため、鼓膜の形状は円錐を仮定し、外耳道の水平断面形状は真直ぐとした。実際の新生児外耳道は鼓膜の下側を除いて側頭骨に覆われている⁽⁵⁾。したがって、このモデルは側頭骨を模した部分 (Fig. 3(c)) と軟骨を模した部

Fig. 1. Schema of the SFI test.

Fig. 2. Representative measurement results of SFI tests. (a) Normal-hearing adult. One variation was found at around 1.18 kHz. (b) Healthy neonate. Two variations were found at around 0.26 kHz and 1.13 kHz.

分 (Fig. 3(d)) に分けた。境界条件は、内壁と右側部を自由とし (細線, Fig. 3(e)), その他は固定とした (太線, Fig. 3(e))。節点数は 22,002、要素数は 14,534 である。モデルの作成、解析には SolidWorks Simulation 2010 (Dassault Systems SolidWorks Corp, MA) を使用した。

2.2 機械特性

生後三か月の小児の頭蓋骨は、そのヤング率が約 380 MPa であるという報告がある⁽⁷⁾。したがって、モデルの骨部 (Fig. 3(c)) のヤング率はこの値を使用した。骨組織の圧縮性を考慮し、ポアソン比は 0.3 とした。また、外耳道壁の軟組織のヤング率は約 36-364 kPa であるという報告がある⁽⁸⁾。したがって、モデルの軟組織部 (Fig. 3(d)) のヤング率は 45 kPa と仮定した。軟組織の非圧縮性を考慮し、ポアソン比は 0.49 とした。密度はいずれも 1,080 kg/m³ とした。

3. 結果と考察

解析により、このモデルの 1 次、2 次、3 次、4 次、5 次モードを得た。例として、Fig. 4 に 1 次モードにおける変位分布を示す。Fig. 4(a) はモデルの X-Y 断面、Fig. 4(b) は 4 つの Y-Z 断面 (A-A', B-B', C-C', D-D') である。Fig. 4(b) を見ると、

Fig. 3. The geometry and boundary conditions of the model. (a) Finite-element model. (b) Cross-sectional view of X-Y plane. (c) The temporal bone. (d) The cartilage. (e) Boundary conditions. The thick and thin lines show fixed and free planes, respectively. S, superior; I, inferior; R, right; L, left.

1 次モードでは、外耳道の下側が大きく動くことが分かる (D-D')。この部位は Fig. 3(b), すなわち(d)に示すように軟組織で構成されている。

Table 1 の左から 2 列目に、得られた各モードでの共振周波数を示す。これらの共振周波数はどれも測定結果、つまり約 0.26 kHz に近い値となった。Table 1 の左から 3,4 列目に、各モードにおける位相が 0 のときの外耳道体積に対するそれらの最大増加及び減少率を示す。1 次モードと 4 次モードのときはその他のモードに比べて、体積変化が大きいことがわかる。つまり、1 次と 4 次の二つのモードがこのモデルにおいて支配的である可能性があると考えられる。

本研究では、有限要素モデルの解析する際に減衰係数を考慮していない。また、Table 1 より、1 次モードと 4 次モードの共振周波数の差は 17 Hz にとどまった。したがって、減衰の効果を検討した場合、この二つの共振による外耳道の振動は重ね合わさると考えられる。

以上の結果より、新生児の 0.26 kHz 付近で見られた一つ目の SPL カーブの変化は、新生児外耳道の振動に起因すると考えられる。

4. 結言

本研究では、新生児外耳道の動特性を解明するために、新生児外耳道を模した有限要素モデルを作成し、解析を行った。得られた共振周波数はどれも、新生児の低周波側での SPL カーブの変化が見られた周波数、つまり約 0.26 kHz に近い値となった。この結果は、新生児で見られた一つ目の SPL カーブの変化が、外耳道壁の振動によるものである可能性を示唆している。

参考文献

- (1) Morton, C.C. and Nance, W.E. Newborn hearing screening—a silent revolution. *N. Engl. J. Med.*, **354**, 2151-2164, 2006.
- (2) Wada, H. and Kobayashi, T. Dynamic behavior of the middle ear: Theoretical study corresponding to measurement results obtained

Fig. 4. Displacement distribution of the first mode. (a) Cross-sectional view of X-Y plane. (b) Cross-sectional view of Y-Z plane. The model was cut in four plains (A-A', B-B', C-C', D-D').

Table 1. Resonance frequencies and changes in the ear-canal volume relative to the volume at phase 0 in each mode.

Mode	Resonance Frequencies (Hz)	Positive (%)	Negative (%)
1st	274.21	32	34
2nd	275.71	8	10
3rd	290.56	3	6
4th	292.10	25	28
5th	319.22	0	4

by a newly developed measuring apparatus. *J. Acoust. Soc. Am.*, **87** (1), 237-245, 1990.

- (3) Wada, H., Koike, T. and Kobayashi, T. Clinical applicability of the sweep frequency measuring apparatus for diagnosis of middle ear diseases *Ear, Hear.*, **19**, 240-249, 1998.
- (4) Murakoshi, M., Zhao, F. and Wada, H. Current developments in the clinical application of the sweep frequency impedance (SFI) in assessing middle ear dysfunction. In: Kei, J. and Zhao, F (Eds.), *Assessing Middle Ear Function in Infants*. Plural Publishing, San Diego, pp. 107-129, 2012.
- (5) Qi, L., Liu, H., Lutfy, J., Funnell, W.R. and Daniel, S. J. A nonlinear finite-element model of the newborn external ear canal. *J. Acoust. Soc. Am.*, **120** (6), 3789-3798, 2006.
- (6) Holte, L., Margolis, R.H. and Cavanaugh, R.M. Jr. Developmental changes in multifrequency tympanograms. *Audiology*, **30**, 1-24, 1991.
- (7) Gzik, M., Wolanski, W., Tejszerska, D., Gzik-zroska, B., Kozlak, M. and Larysz, D. Interdisciplinary researches supporting neurosurgical correction of children head deformation. *Modelling And Optimization Of Physical System*, **8**, 49-54, 2009.
- (8) Holte, L., Margolis, R.H. and Cavanaugh, R.M. Jr. Ear canal wall mobility and tympanometric shape in young infants. *J. Pediatrics*, **117**, 77-80, 1990.