

インパルス応答測定原理を応用した中耳インピーダンスメーターの改良*

◎鳥谷輝樹（山梨大），△永井理紗，△杉本寿史，村越道生（金沢大）

1 はじめに

耳小骨連鎖の離断や固着などの中耳異常を非侵襲・簡便に診断することを目指し、ティンパノメトリーに代わる中耳機能測定法として周波数掃引インピーダンス（SFI）が提案されている [1]. SFI 測定により、外耳道内への音刺激のみを用いて前述の中耳異常を大別できることが示され、新生児に対する適用可能性も検討されている [2,3].

しかし、従来までの SFI 装置では測定中の身動き等による雑音の混入により、安定した測定結果を得られないことが多かった [4]. そこで本稿では、スイープ信号を用いたインパルス応答測定の原理を応用し、雑音環境下においても高 S/N かつ短時間で SFI を測定する方法を検討する。

2 方法

2.1 装置と原理

SFI 測定装置は図 1 に示すように、PC、A/D コンバータ（RME, Babyface Pro FS）とプローブシステム（Etymotic Research, ER-10C）で構成される。外耳道にプローブを挿入し、周波数 100 ~ 2000 Hz のスイープ信号を音圧レベル 75 dB で提示し、同時に外耳道内の音を観測する。このとき、周波数に応じて鼓膜面の体積変位が変化し、観測信号のスペクトル（以後 SPL カーブと呼ぶ）に影響を与える。SPL カーブには、中耳系の共振周波数（RF）を中心に高域・低域側でそれぞれ山と谷が形成される。RF は中耳系の剛性を、山と谷の間の音圧レベル差（ Δ SPL）は中耳系の可動性を示すパラメータである。耳小骨連鎖が離断している耳は低い RF かつ大きい Δ SPL を持つ。一方、耳小骨連鎖が固着している耳は高い RF かつ小さい Δ SPL を持つ [1,2].

2.2 従来法・改良法の信号処理

従来研究 [4] では、サンプリング周波数 96000 Hz、量子化ビット数 24 bit で生成した 10 秒間の線形スイープ信号を提示し、観測音の時間波形に対する移動平均を求めることで、時間-周波数の対応から SPL カーブを算出していた。従来研究で得られた正常耳に対する SPL カーブを図 2

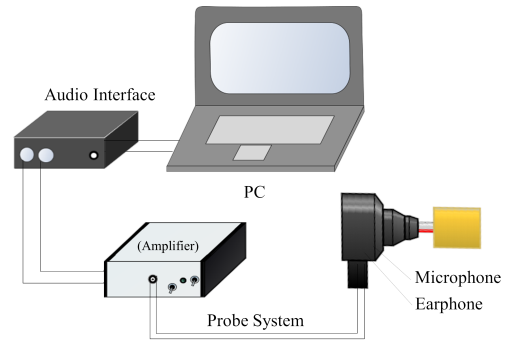


Fig. 1 Overview of the SFI meter for measures of middle-ear dynamic characteristics

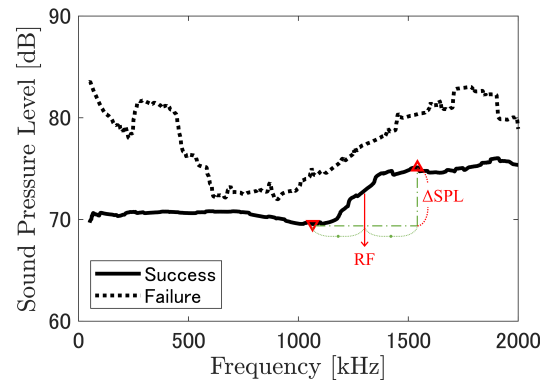


Fig. 2 SPL curves for a normal ear obtained in our previous measurement [4]

に示す。実線に示すように音圧レベルの極小・極大点（▽・△で示す）を明瞭に捕捉できることが望ましいが、点線に示すように、SPL カーブは測定時に体内外で生じる雑音の影響を受けやすく、RF と Δ SPL を決定できないことがあった。

改良法として、室内インパルス応答測定等で用いられる掃引法の原理 [5] に基づき S/N を向上させ、従来法よりも短い信号長の提示音から SPL カーブを得る。入力するスイープ信号を $x[n]$ 、観測信号を $y[n]$ とするとき、中耳の動特性を含むインパルス応答 $h[n]$ は次式で得られる。

$$h[n] = y[n] * x_{\text{inv}}[n] \quad (1)$$

ここで、 $x_{\text{inv}}[n]$ は $x[n]$ とは逆の振幅・位相特性を有する信号を表す。 $h[n]$ をフーリエ変換することで、所望の SPL カーブが得られる。改良法では、 $x[n]$ としてサンプリング周波数 96000 Hz、

* Improvement of middle-ear impedance meter based on principles of impulse response measurement by Teruki TOYA (Univ. Yamanashi), Risa NAGAI, Hisashi SUGIMOTO (Kanazawa Univ. ENT Dept.), and Michio MURAKOSHI (Kanazawa Univ. Frontier Eng.)

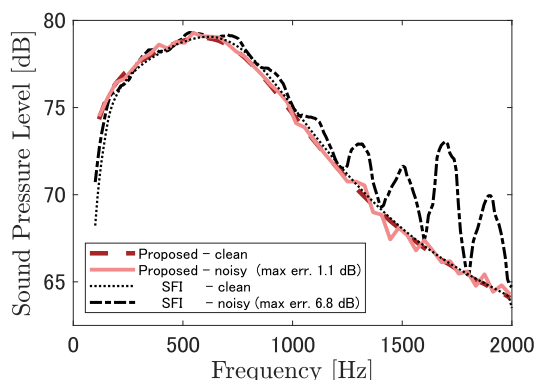


Fig. 3 SPL curves in a 2-cc cavity for clean and noisy signals

量子化ビット数 24 bit, 信号長 2 秒の対数スイープ信号を用い, 音圧レベル 75 dB で提示した。

2.3 キャビティを用いた耐雑音性検証

成人の外耳道容積に近い 2 cc のキャビティを用いて, 従来法と提案法における耐雑音性能を比較した。静音環境下において, 前述の手順でキャビティ内の音を収録した。また, 雑音環境下での観測信号を模擬するため, 変調周波数 5 Hz, 変調度 1 で振幅変調されたピンク雑音を生成し, 計算機上で $S/N = -6$ dB となるよう観測信号に付加した。雑音付加の有無による SPL カーブの変化を, 従来法と改良法で比較した。

2.4 ヒトの耳に対する SFI 測定

健聴耳 1 耳, 耳小骨連鎖の離断を伴う 1 耳および固着を伴う 1 耳に対して, 改良法による SFI 測定を実施した。本測定は, 金沢大学医学倫理審査委員会および富山市民病院倫理委員会の承認の下に実施した。得られた SPL カーブから, RF と Δ SPL を算出した。

3 結果と考察

3.1 キャビティを用いた耐雑音性検証

図 3 に, キャビティ内で観測された SPL カーブを示す。従来法では特に高域において雑音の振幅変動による影響が大きく見られ, 静音下での SPL カーブに対して最大で 6.8 dB の誤差が生じた。一方, 改良法では帯域全体にわたり, 雑音付加下での SPL カーブは静音下でのものに近接しており, 誤差は最大 1.1 dB に留まった。

3.2 ヒトの耳に対する SFI 測定

図 4 に, 各測定耳において得られた SPL カーブを示す。健聴耳では $RF = 1050$ Hz, Δ SPL

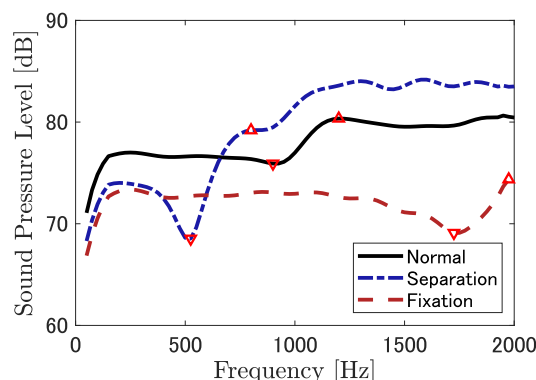


Fig. 4 SPL curves for a normal ear and those with ossicular-chain separation and fixation. Triangular marks correspond to local minimum and maximum SPLs, respectively.

$= 4.4$ dB であった。一方, 離断耳では $RF = 913$ Hz, Δ SPL = 15.5 dB, 固着耳では $RF = 1860$ Hz, Δ SPL = 6.0 dB であった。いずれの耳においても中耳の動特性に起因する SPL 変化を明瞭に捕捉できた。改良法により決定された RF・ Δ SPL を用いることで, 様々な測定環境で高精度に中耳機能を定量化できることが期待される。

4 まとめ

雑音環境下においても高 S/N かつ短時間で SFI を測定することを目指し, 掃引法によるインパルス応答測定の原理に基づいた改良法を検討した。キャビティを用いた雑音付加のシミュレーションの結果, 改良法では $S/N = -6$ dB の条件においても静音下と同等の測定性能が得られることが分かった。ヒトの耳に対する SFI 測定の結果, 正常耳および中耳疾患耳の中耳動特性を明瞭に捕捉できることが示された。

謝辞 本研究は, AMED の課題番号 JP21he0422011, JP22he0422011 の支援を受けた。

参考文献

- [1] Wada, *et al.*, *Ear & Hearing*, **19**(3) 240-249, 1998.
- [2] Murakoshi *et al.*, *Int. J. Pediatr. Otorhinolaryngol.*, **77**(4), 504-512, 2013.
- [3] Kanka *et al.*, *Int. J. Pediatr. Otorhinolaryngol.*, **134**, 110061, 2020.
- [4] 鳥谷ら, 第 34 回バイオエンジニアリング講演会, **2P5-06**, 博多, 2022 年 6 月.
- [5] Farina, *Proc. Audio Engineering Society Convention*, **108**, 1-24, 2000.