

## [研究助成 (A)]

## 触診技術伝承を目指した耳小骨可動性計測訓練シミュレータの開発

2241001



研究代表者 (助成金受領者)	大阪大学 大学院基礎工学研究科	助教	李 信 英
共同研究者	山梨大学 大学院総合研究部	教授	野 田 善 之
	国立病院機構東京医療センター 聴覚・平衡覚研究部聴覚障害研究室	室長	神 崎 晶
	電気通信大学 大学院情報理工学研究科	教授	小 池 卓 二

## [研究の目的]

世界保健機関 (WHO) によると 2050 年までに難聴者は世界全体で 25 億人にまで増加する見込みであり、難聴は認知症やうつ病の罹患リスクを上昇させるため<sup>1)</sup>、世界的に難聴の予防や治療法が求められている。耳小骨 (中耳の 3 つの小さい骨) の固着による難聴は、耳科手術により聴力回復の見込みがある疾患の一つである。耳小骨固着による難聴は耳小骨周囲の靭帯が硬化し、耳小骨の動き (可動性) を妨げることが原因である。非侵襲的検査法では正確な病変部の確認が困難であるため、手術中に耳科用探針を用い、耳小骨を直接加振させ耳小骨可動性の触診を行う (図 1)。術後の聴力改善には耳小骨の可動性評価が重要であるが、術者の経験や感覚に依存する可能性がある。また、内耳などへの副損傷に注意し、微小な力で触診する

必要がある。そのため、経験の浅い外科医でも正確かつ効果的な触診を行えるように、定量的な評価と再現性のある訓練が可能なトレーニングシステムが必要と考えられる。本研究では、仮想現実 (VR) における中耳モデルと連動した力覚提示を活用した耳小骨可動性触診のトレーニングシステムを構築し、効率的かつ確かな手術手技の伝承を目指す。これにより、経験や感覚に頼っていた治療法の選択を、明確なエビデンスに基づいて術中に行うことで、術後成績を向上させ、再手術リスクを低減することが期待できる。このように、人間の繊細な感覚を機械で再現する「感覚と経験に基づく診断技術を数値化し、診断支援と技術伝承を行う手法」は、耳科領域のみならず他診療科の触診・打診にも拡張可能であると考えられる。

## [研究の内容, 成果]

我々の研究グループは、耳小骨の可動性を定量的に測定するための術中測定システム<sup>2)</sup>を開発している。さらに、ヒト中耳の有限要素モデル (図 1) を用いて様々な病状における可動性をシミュレートし、そのデータを機械学習で分類することで、各病変部における効果的な触診法を提案している<sup>3)</sup>。本研究では、耳小骨の可動性を触診時の変位と反力の比 (コンプライア

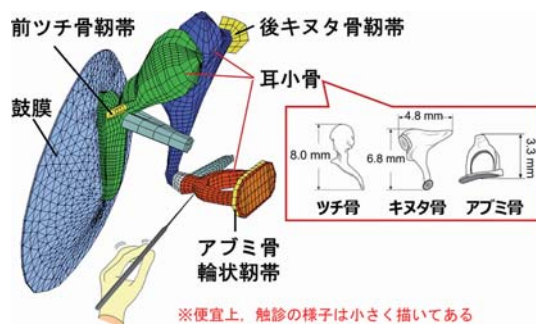


図 1 中耳の有限要素モデルと触診の様子

ンス、図2)として表し、これまでの研究成果を活かした耳小骨可動性触診の訓練システムを構築・評価した。さらに、新たな非侵襲的な触診法のシミュレーションも行った。



図2 耳小骨の可動性（コンプライアンス）の定量評価

## 1. 耳小骨可動性の触診トレーニングシステムの構築（研究成果 [1~2]）

### 1.1 構築方法

耳小骨コンプライアンス（図2）は、ばね定数の逆数として考えられる。計算やプログラムを単純化するため、トレーニングシステム上の耳小骨可動性はコイルばねとしてモデル化した（図3）。本研究では、正常耳と、アブミ骨周囲に固着が生じる耳硬化症（otosclerosis）をモデル化した。病態の有無やその程度に伴うコンプライアンスの変化は、耳小骨可動性計測システム<sup>2)</sup>による側頭標本での計測値と、ヒト中耳の有限要素モデルによる計算値<sup>3)</sup>をを参考に選定した（表1）。モデルのコンプライアンス値の妥当性は、側頭骨標本で歯科用セメントなどを用いて耳小骨を人工的に固着させた場合の耳小骨の挙動変化に関する文献値<sup>4)</sup>と比較して確認した。これらのコンプライアンス値に基づき、

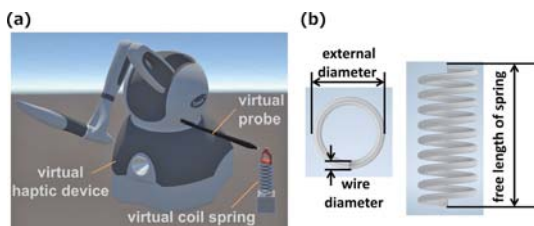


図3 (a) 触診トレーニングシステムの画面  
(b) 耳小骨のばねモデルの寸法

表1 正常耳と耳硬化症におけるアブミ骨のコンプライアンス

Measurements	FE-model		
	Normal (mm/N)	Mild otosclerosis (mm/N)	Moderate otosclerosis (mm/N)
1.5±0.9	1.3	0.48	0.10

表2 仮想耳小骨モデルのコイルばねの特性

	wire diameter (mm)	external diameter (mm)	free length of spring (mm)	number of total coils	compliance (mm/N)	mass (mg)
JA-15	0.23	2.5	7.5	8.5	3.2	22.2
JA-49	0.35	3.0	7.5	8.5	0.93	61.7
JA-52	0.40	3.0	7.5	9	0.56	85.3
JA-55	0.45	3.0	7.5	9	0.34	108

表2のコイルばねを選定し、Autodesk Inventor Professional 2025を用いて3Dモデルを作成した。さらに、中耳有限要素モデルに基づいてアブミ骨の3Dモデルも作成した。アブミ骨の3Dモデルとそれぞれのコイルばねを用いて、3Dの仮想現実のコンテンツ制作可能な汎用ソフトウェアUnity (Ver. 2022)における仮想耳小骨モデルとして組み込んだ。各コイルばねの剛性を調整し、正常耳から軽症・重症の耳硬化症までを表現した。また、触覚フィードバックを実現するため、市販のハプティックデバイス（Touch TM, 3D SYSTEMS）とUnityのプログラムを連動させた。実際にデバイスを操作すると、プログラム上の仮想デバイスや仮想プローブ（耳科用短針）が動き、仮想プローブが仮想耳小骨に触れた際の反力がフィードバックされる（図3）。

### 1.2 システム駆動結果と考察

システム評価のため、触診訓練で得られる反力の主観的感覚による定性的評価と、Unityのアニメーション上で動きの定量的な評価を行った。

システムから得られる反力フィードバックを用いて、正常耳モデル（JA-15, JA-49）と軽度耳硬化症のモデル（JA-52）、重度耳硬化症のモデル（JA-55）の耳小骨可動性を識別できた。また、実際に表2のコイルばねを耳科用短針で触診した際の感覚との主観的評価の比較により、概ね一致することを確認できた。ただし、本報告では対象が1人のみであるため、今後は評価対象者を増やし、より多様な耳小骨コンプライアンスをモデル化することで、訓練システムの精度評価を進める必要があると考えられる。

触診時の仮想プローブ先端の3次元変位から求めた速度量と、触診による仮想アブミ骨頭部の3次元変位量を調べ、Unityのアニメーション上の仮想モデルの動きを評価した。計10回の触診を行った結果を図4に示す。実験対象者はUnityの画面を見ながら同じ力を加えることを心掛けているものの、触診を行う速度にはバラツキが認められた。変位量と速度量には比例関係があると考えられるため、図4に線形近似の式および決定係数をまとめた。特に、コンプライアンスが低いモデル(JA-15, JA-49)ほど線形近似時の決定係数が小さく、正常耳の方が触診の不安定性が増すことが示唆された。仮想耳小骨の変位量と仮想プローブ速度の比の分布を図5に示す。この比は、仮想耳小骨モデルの見かけ上コンプライアンスを反映していると考えられ、コイルばね間の相対的な大きさの関

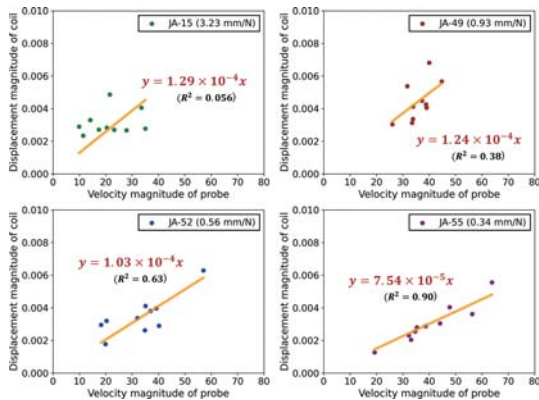
係(表2)と一致していた。そのため、設計されたコンプライアンス変化を再現できており、視覚的フィードバックとして有効であると考えられる。また、触覚フィードバックの再現性向上のためには、実際のコイルばねや仮想耳小骨モデルを触診する際に一定の変位量を与え、その際の反力を計測して比較する必要があると考えられる。

以上の結果から、本研究で構築した耳小骨可動性計測トレーニングシステムは、実際の触診時の耳小骨の動きを概ね再現できていると考えられる。なお、耳小骨固着における様々な病態を正確に診断する技術の獲得のためには、先行研究から得られた知見(定量的測定・コンピュータシミュレーション)に基づく効果的な触診方法を訓練できるようにする必要がある。

## 2. 触診力の評価

### 2.1 方法

耳小骨可動性を触診するには、通常の音刺激による振動より大きな変位を与える可能性がある。残存聴力保存のために、内耳の蝸牛に副損傷を与えない安全な範囲内の力を負荷する必要がある。我々の先行研究<sup>5)</sup>では、耳科手術の経験が異なる医師32名(耳小骨触診の経験がない医師や熟練医までを含む)が術中計測システムを用いて正常耳を模したコイルばね(コンプライアンス0.3 mm/N)を触診し、その力を推定した結果、 $130 \pm 64$  mNと大きなばらつきが認められた。さらに、そのうち21名の医師に対して異なるコイルばね(コンプライアンス0.2~3.3 mm/N)を触診させ、耳小骨固着の有無を判断させた結果、コンピュータシミュレーションに基づく正常値基準(0.26~0.5 mm/N)と一致した判断ができた医師は約50%にとどまり、触診力との明確な関連性は見られなかった。これらの結果から、安全かつ正確な診断のためのトレーニングシステムの必要性が示唆された。そこで、本研究ではトレーニングシステム使用後に、耳科用短針を用いて表2に示すコ



プロットは10回の測定結果を表し、回帰直線はその式と決定係数とともに示す。

図4 仮想耳小骨の変位量と仮想プローブの速度量の関係

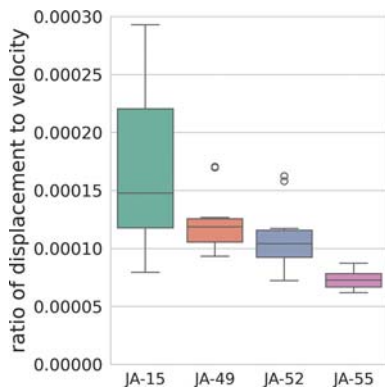
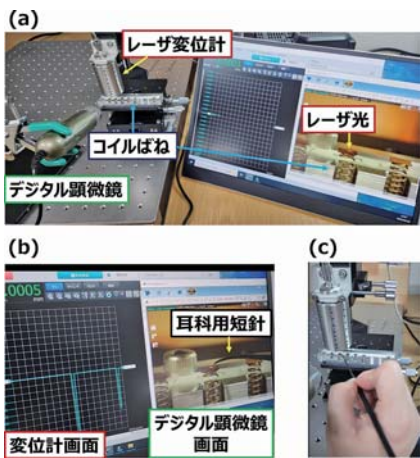


図5 仮想プローブ速度と仮想耳小骨の変位の比

イルばねを触診し、触診力を評価した。コイルばね上部に薄い金属板を接着し、実験対象者にはできるだけ一定の力で金属板の中央を触診するように指示した。レーザ変位計 (CL-S015, 株式会社キーエンス) を金属板の中央に当て、変位を計測した (図 6a)。また、正確な触診のため、デジタル顕微鏡 (Dino-Lite AM4113T, ANMO Electronics Corporation) で観察しながら (図 6b), 5 回ずつ計測した (図 6c)。



(a) 計測スキーム (b) 計測時の画面 (c) 触診の様子

図 6 コイルばね触診時の変位計測システム

## 2.2 結果および考察

レーザ変位計による 5 回の計測結果を図 7 の箱ひげ図に示す。コンプライアンスが大きいコイルばね (JA-15, JA-49) では、計測結果のバラツキが大きかった。一定の力で触診すると、コンプライアンス値が大きいほど大きな変位を

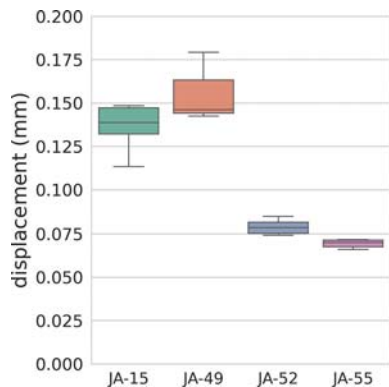


図 7 耳科用探針を用いたコイルばねモデル触診時の変異

示すことが考えられるが、JA-15 と JA-49 では、変位の平均値に大きな差がみられず、コンプライアンスが比較的小さい JA-49 の方の変位が大きい分布を示した。これは、コンプライアンスが大きいコイルほど訓練システムと同様に短針のコントロールが難しく、さらにレーザ変位計は鉛直方向の変位のみを測定しており、ばねの柔らかさによる回転運動を十分に捉えていない可能性があると考えられる。実際の中耳も触診位置や角度によって複雑な動きを示すため、訓練や計測時にその影響をさらに詳細に検討する必要がある。

ばね定数と変位から触診力を算出し、表 3 に示す。ヒト蝸牛モデルを用いた耳小骨可動性計測のシミュレーションを行った結果から、アブミ骨が正常であれば、約 40 mN 以下で蝸牛への安全性が確保できると考えられた。今回の計測結果、正常耳モデル (JA-15) の触診力は  $42 \pm 4.4$  mN であり、安全な触診力の習得が可能であったと考えられる。一方、固着の有る他のコイルばねは、コンプライアンス値が低いため、触診時の反力が感じにくく、触診力が強くなった可能性がある。今回の計測結果は、我々の先行研究における医師の触診力の範囲内であるものの、蝸牛モデルのシミュレーションにより安全性を裏付けする必要がある、訓練システムによって改善の予知があると考えられる。

今後は、医師を対象にトレーニングシステム使用前後で診断精度や適切な触診力の習得状況を評価する必要があると考えられる。

表 3 コイルばねの特性と計測した変位から算出した触診の力

JA-15 (3.2 mm/N)	JA-49 (0.93 mm/N)	JA-52 (0.56 mm/N)	JA-55 (0.34 mm/N)
$42 \pm 4.4$ mN	$92 \pm 9.4$ mN	$140 \pm 8.2$ mN	$210 \pm 7.3$ mN

## 3. 低侵襲的なコンプライアンス計測による耳小骨固着診断法の検討 (研究成果 [3])

中耳機能評価は一般的にティンパノメトリーを用いて行われる。しかし、ティンパノメトリーは鼓膜全体の平均的な可動性 (コンプライ

アンス)を測定する方法であるため、耳小骨が具体的にどの部位で固着しているかを判断することは難しい。従来、我々が行ってきた耳小骨可動性の評価に関する研究では、中耳の鼓室内で直接耳小骨を触診する侵襲的な方法を主に用いてきた。一方、外耳道を経由して、鼓膜に付着している耳小骨の一つであるツチ骨の特定の位置にてコンプライアンスを評価できれば、より非侵襲的に耳小骨の固着を診断できる可能性がある。そこで本研究では、中耳有限要素モデルを用いて、鼓膜の特定位置を直接振動させ、その位置ごとのコンプライアンスをシミュレーションし、耳小骨固着の診断精度を検討した。その結果、耳小骨の固着部位によって、コンプライアンスの測定場所や、コンプライアンス値の低下パターンが異なることが確認できた。ツチ骨の特定位置における可動性計測に基づく検証および訓練シミュレータ開発により、新たな低侵襲的触診法の提案が可能になると考えられる。

#### [今後の研究の方向, 課題]

耳小骨触診の訓練には、3Dプリンタなどで製作した耳小骨模型を用いる方法も考えられるが、大きな力で損傷を受けやすく、固着を含めた多様な耳小骨の可動性(0.3~3.9 N/mm)を精度よく再現することは困難である。そのため、本研究で構築したトレーニングシステムは有用であると考えられる。また、中耳有限要素モデルのシミュレーション結果を基に、各病態において効率的に耳小骨固着を診断できる位置や方向に対して、安全で適切な力で触診する技術を習得可能な耳小骨可動性計測訓練システムを本研究では目標としている。このシステムは、耳小骨可動性の変化を理論的な裏付けの下で訓練が可能であり、学術的および臨床的にも意義が高く、医療教育の分野にも貢献できると考えられる。

今後の研究方向としては、より臨床現場に即

したりアリティ度の高い再現を目指す。そのため、今回の研究成果から明らかになった課題を解決するとともに、熟練医から操作感のフィードバックを得て、システムを改善する必要がある。さらに、臨床現場では患者の病態によって手技が異なり、術野と触診可能な位置や角度が変化するため、中耳全体の動きをリアルタイムでシミュレーションし、耳小骨連鎖の一連の動きをAR(拡張現実)化して、触診の方向や位置、耳硬化症など病態による動きの違いを自由に三次元で観察可能な技術を確認する必要がある。また、耳科用探針の先端部は細長く、しなりやすいため、これらもモデル化することで、よりリアルな操作感の再現を目指すことも重要である。

#### [参考文献]

- 1) G. Livingstone et al.: Dementia prevention, intervention, and care: 2020 report of the Lancet Commission, *The Lancet*, 396 (2020)
- 2) T. Koike et al.: Development of intra-operative assessment system for ossicular mobility and middle ear transfer function, *Hear. Res.*, 378 (2019)
- 3) S. Lee et al.: Classification of ossicular fixation based on a computational simulation of ossicular mobility, *Sci. Rep.*, 14 (2024)
- 4) H.H. Nakajima et al.: Experimental ossicular fixations and the middle ear's response to sound: Evidence for a flexible ossicular chain, *Hear. Res.*, 204 (2005)
- 5) S. Kanzaki et al.: Individual differences in surgeons' procedures and judgements of ossicular conditions during palpation, *AAO-HNSF Annual Meeting* (2023)

#### [成果の発表, 論文など]

- [1] **Sinyoung Lee**, Sho Kanzaki, Takuji Koike, Yoshiyuki Noda, "Development of Ossicular Palpation Training Simulator Using Haptic Device", Association for Research in Otolaryngology 48<sup>th</sup> Mid-Winter Meeting, Orlando, USA, February 2025
- [2] **Sinyoung Lee**, Sho Kanzaki, Takuji Koike, Yoshiyuki Noda, "Development of ossicular palpation training simulator", *The Korean Scientists and*

Engineers Association in Japan 16<sup>th</sup> Meeting, Tokyo,  
Japan, March 2025

(バイオエンジニアリング部門 学術優秀賞 受賞)

[3] 李信英, 神崎晶, 小池卓二, 「ツチ骨柄コンプラ

イアンスの直接計測による新たな耳小骨固着診断法  
開発: 数値シミュレーションによる検討」, 『日本耳  
科学会 第34回学術講演会』, 名古屋, 2024年10  
月