

長岡技術科学大学大学院
工学研究科修士論文

題 目

数値解析による歯骨導音の有用性に関する研究

指導教員

准教授 杉田 泰則

著 者

電気電子情報工学専攻
信号処理応用研究室
18315787 西元 翔

令和 4 年 2 月 10 日

目次

第 1 章	はじめに	1
1.1	研究背景	1
1.2	研究目的	3
1.3	本論文の構成	3
第 2 章	弾性 FDTD 法	4
2.1	FDTD 法とは	4
2.2	弾性 FDTD 法 [13]	5
2.2.1	弾性 FDTD 法とは	5
2.2.2	フックの法則と運動方程式	5
2.2.3	偏微分方程式の差分化	6
2.2.4	弾性定数	8
2.3	その他の条件 [13]	8
第 3 章	提案した頭部モデル	9
3.1	三次元頭部モデルの作成	9
3.1.1	モデル作成用の画像	9
3.1.2	三次元頭部モデルの作成方法	10
3.2	弾性定数	12
3.2.1	三次元頭部モデルの構成組織	12
第 4 章	実験	13
4.1	本論文で共通の実験条件	13
4.1.1	頭部モデルを構成する頭内組織の弾性定数	14
4.1.2	骨導音伝搬解析の流れ	15
4.1.3	共通のシミュレーション条件	16
4.1.4	加速度振幅応答の計算方法	16

4.2	作成した頭部モデルの妥当性評価	17
4.2.1	実験条件	17
4.2.2	実験結果	18
4.3	直接駆動型、皮膚駆動型、歯骨駆動型の骨導音伝導効率の比較	19
4.3.1	実験条件	19
4.3.2	実験結果	20
4.4	歯の加振位置による骨導音の伝達効率の比較	23
4.4.1	実験条件	23
4.4.2	実験結果	24
4.5	被験者による歯の最適な加振位置の評価	25
4.5.1	実験条件	25
4.5.2	実験結果	26
第 5 章	おわりに	29
5.1	まとめ	29
5.2	今後の課題	30
謝辞		31
参考文献		32

第 1 章

はじめに

1.1 研究背景

ヒトは一般的に空気の振動を耳で捉えて音を聞いている。具体的には、まず空気の振動が耳介から入り外耳道を通して、中耳 (外耳道の奥の部分) にある鼓膜を振動させる。鼓膜の振動は更に奥にある 3 つの耳小骨を介して内耳にある蝸牛へと伝達される。蝸牛では内部のリンパ液が振動し、基底膜の受容細胞が揺れることで興奮して電気信号へと変換され、最終的に脳へ達することで"音"として認識される [1]。以上のように空気の振動を起点に聞く音を気導音という。しかし、気導音の伝搬経路に異常があり、この方法で音を聞くことが困難な障害者も存在する。特に、微小な空気振動を増幅する役割を持つ中耳に異常があって音が聞こえにくい場合を伝音性難聴、音の振動を電気信号に変換する内耳に異常があって音がほとんど聞こえない場合を感音性難聴という。

一方、気導音に対して、頭蓋骨を振動させて中耳を介さずに内耳へ直接振動を伝達させるような音の伝え方に骨導音がある [2]。骨導音を利用して音を聞かせるデバイスを骨伝導デバイスという。骨伝導デバイスは現在、骨導音補聴器、聴覚リハビリテーション、吃音の緩和、聴力測定調査など、様々な用途で広く使われている [3]。

骨伝導デバイスは、一般的に加振器を頭蓋骨に直接埋め込むタイプ (以下、本論文では直接駆動型と呼ぶ) と皮膚に装着するタイプ (以下、本論文では皮膚駆動型と呼ぶ) に大別される [3]。直接駆動型は頭蓋骨を直接加振するため、皮膚を介する皮膚駆動型より骨導音の伝達効率が良いとされている。しかし、直接駆動型の使用にはインプラント手術が必要であったり、インプラント部での感染症防止のために日常的なケアが必要であったりと気軽に使用できるものではない。

近年では、歯に装着して歯から頭蓋骨へ振動を伝達させる骨伝導デバイス (以下、本論文では歯骨駆動型と呼ぶ) が登場している [4]。歯はエナメル質や象牙質など、皮膚などの軟組織に比べて振動が伝わりやすい物質で構成されるため、皮膚駆動型より優れた骨導音伝達効率が期待される。また、デバイスに対して入れ歯と同程度の日常的ケアは必要となるが、インプラント手術が不要であるため、比較的気軽に使用できると考えられる。

骨伝導デバイスの骨導音伝達効率を定量的に調査した基礎研究に、遺体頭部 6 体を対象に、直接駆動型使用時の内耳への骨導音伝達特性を実測したものがある [5]。この研究では、頭蓋骨側面上で内耳までの距離が最も近い乳様突起部で加振した場合に骨導音の伝達効率が最も良く、内耳までの距離が離れるほど骨導音の伝達効率が悪化するということが報告された。また、健聴者 10 名を対象に、皮膚駆動型と歯骨駆動型の内耳への骨導音伝達効率を比較した研究もある [6]。この研究では、額部分の皮膚と上下の切歯 (前歯) に加振器を取り付け、4 つの純音 (500Hz、1kHz、2kHz、4kHz) について聴覚可能な振動の閾値が測定された。その結果、骨導音伝達効率は上下切歯 > 額となり、上下の切歯には骨導音の伝達効率に有意な差が見られないことが報告された。

歯骨駆動型デバイスの有用性を明らかにするためには、直接駆動型、皮膚駆動型、歯骨駆動型の骨導音伝達効率を同一条件下で比較する必要がある。ヒトの皮膚や頭蓋骨などの頭内組織には、形状・厚さ・質量などに個人差があるため、条件を揃えるためには同一人物の頭部による実験が必要である。しかし、同一人物による実測実験は、特に直接駆動型のインプラント手術が必要であることから、被験者協力に困難を極めるという課題がある。

この課題を解決できる方法として、精巧な三次元頭部モデルを用いて骨導音伝搬シミュレーションを行うことが考えられる。先行研究としては、女性の遺体頭部の冷凍断面カラー画像 (<http://vhnet.nlm.nih.gov/>, Visible Human Project) を元に 8 つの頭内組織 (皮質骨、板間層、軟骨、脳、脳髄液、軟組織、眼球、内耳) を精巧に再現し、実測実験の再現シミュレーションを行うことで、頭部モデルの妥当性を確認したものがある [7]。さらに、この先行研究で作成された頭部モデルを用いて、直接駆動型使用時の頭内の骨導音強度マップをシミュレーションにより作成し、骨導音が頭蓋底を主な伝搬経路としていることを報告したものや [8]、皮膚駆動型と直接駆動型について実際に存在するデバイスの形状や加振位置を頭部モデル上に再現し、骨導音の伝搬特性を調査したものもあり [9]、シミュレーションによる骨導音伝搬解析は前例がいくつか存在する。

現状では、直接駆動型、皮膚駆動型、歯骨駆動型の骨導音伝達効率を比較した研究の前例がない。また、様々な歯を加振した場合の骨導音伝達効率を比較した研究についても前例がない。

1.2 研究目的

本論文では、同一人物の三次元頭部モデルを用いた各種デバイス使用時の骨導音伝搬シミュレーションと、被験者による歯骨駆動型使用時の実測実験により、歯骨導音の有用性を明らかにすることを目的とする。具体的には、まず頭部の冷凍断面画像を用いて三次元頭部モデルを作成し、直接駆動型、皮膚駆動型、歯骨駆動型使用時の骨導音伝搬シミュレーションを行う。次に、上下左右の奥歯と上下の切歯の計 6 ヶ所を加振した場合の骨導音伝搬シミュレーションを行う。最後に、マウスピース歯骨駆動型デバイスを作成し、聴覚可能な振動閾値の周波数特性を 4 名の被験者を対象に実測する。

1.3 本論文の構成

本論文の構成は以下のとおりである。第 1 章では、本論文における研究背景と目的を述べた。第 2 章では、骨導音伝搬シミュレーションに使用した弾性 FDTD 法について説明する。第 3 章では、弾性 FDTD 法によるシミュレーションで必要となる三次元頭部の弾性体モデルの作成について、その作成方法と各種頭内組織の説明を行う。第 4 章では、まず第 3 章で作成した頭部モデルについて、先行研究の実測実験を再現して得られた結果を比較することで、骨導音伝搬シミュレーションに用いる妥当性があるかを評価する。次に、直接駆動型、皮膚駆動型、歯骨駆動型使用時の骨導音伝搬シミュレーションを行い、各種デバイスの骨導音の伝達効率を比較・考察する。次に、上下左右の奥歯と上下の切歯の計 6 ヶ所を加振した場合の骨導音伝搬シミュレーションを行い、骨導音の伝達効率を比較し、歯の最適な加振位置について考察する。最後に、マウスピース歯骨駆動型デバイスを作成し、聴覚可能な振動閾値の周波数特性を 4 名の被験者を対象に実測し、得られた加振位置ごとの結果を比較し、歯の最適な加振位置について考察する。以上のようなシミュレーションと被験者実験から得られた結果から、歯骨導音の有用性について言及する。第 5 章では、本論文についてまとめと今後の課題について述べる。

第 2 章

弾性 FDTD 法

本論文で行う骨導音伝搬シミュレーションには、全て弾性 FDTD 法を用いる。本章は弾性 FDTD 法について、図や式を用いて詳しく説明する。

2.1 FDTD 法とは

FDTD(Finite Difference Time Domain : 時間領域差分) 法は、元々電磁波解析のために提案されたもので、マクスウェル方程式を差分法により定式化して時間的に逐次計算する手法である [10]。この手法の原理としては差分化した偏微分方程式を用いて計算していることから、連続の式と運動方程式の偏微分方程式を用いる流体力学や、フックの法則と運動方程式の偏微分方程式を用いる弾性体力学への応用が可能である。また、弾性波解析に用いられる別の手法である有限要素法に比べて計算量が少ないという点から、FDTD 法は流体や固体の弾性波 (弾性体中の波) の伝搬解析に広く用いられている [11, 12]。

2.2 弾性 FDTD 法 [13]

2.2.1 弾性 FDTD 法とは

FDTD 法の中でも、特に弾性体を対象としたものを弾性 FDTD 法という。ここで扱う弾性体とは、力を加えると変形し、その力を取り去ると逆の経路をたどって元に戻る性質 (弾性) を有する媒質 (固体、液体、気体) を意味する。また、本論文で扱う弾性波は弾性体中の微小な変形の伝搬を対象とするため、線形性が仮定できる。

2.2.2 フックの法則と運動方程式

線形弾性体の三次元の変形を考慮すると式 (2.1) で表せる。

$$\frac{\partial}{\partial t} \cdot \begin{bmatrix} \sigma_{xx} \\ \sigma_{yy} \\ \sigma_{zz} \\ \sigma_{yz} \\ \sigma_{xz} \\ \sigma_{xy} \end{bmatrix} = -\frac{\partial}{\partial t} \cdot \begin{bmatrix} c_{11} & c_{12} & c_{13} & c_{14} & c_{15} & c_{16} \\ c_{21} & c_{22} & c_{23} & c_{24} & c_{25} & c_{26} \\ c_{31} & c_{32} & c_{33} & c_{34} & c_{35} & c_{36} \\ c_{41} & c_{42} & c_{43} & c_{44} & c_{45} & c_{46} \\ c_{51} & c_{52} & c_{53} & c_{54} & c_{55} & c_{56} \\ c_{61} & c_{62} & c_{63} & c_{64} & c_{65} & c_{66} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \frac{\partial u_x}{\partial x} \\ \frac{\partial u_y}{\partial y} \\ \frac{\partial u_z}{\partial z} \\ \frac{1}{2} \left(\frac{\partial u_z}{\partial y} + \frac{\partial u_y}{\partial z} \right) \\ \frac{1}{2} \left(\frac{\partial u_z}{\partial x} + \frac{\partial u_x}{\partial z} \right) \\ \frac{1}{2} \left(\frac{\partial u_y}{\partial x} + \frac{\partial u_x}{\partial y} \right) \end{bmatrix} \quad (2.1)$$

これをフックの法則という。ここで、 σ_{ij} は i 軸に直行する面に生じる j 軸方向応力 [Pa] ($i = x, y, z, j = x, y, z$)、 u_i は i 軸方向の変位量 [m]、 c_{nm} は弾性体の運動に関係する弾性定数 [Pa] である ($n = 1, 2, \dots, 6, m = 1, 2, \dots, 6$)。また、応力は本来 9 成分持っているが、 $\sigma_{ij} = \sigma_{ji}$ という対称性が保証されるため、式 (2.1) のように 6 成分のみ考えればよい。しかし、式 (2.1) の c_{ij} は 36 個の独立なパラメータを持っており、今回のように頭部内の組織それぞれについて適切に設定することは非常に難しい。そこで、弾性体中の微小変形の伝搬が座標系に依存しない等方弾性体モデルを考えることにすると、式 (2.2) のようになる。

$$\frac{\partial}{\partial t} \cdot \begin{bmatrix} \sigma_{xx} \\ \sigma_{yy} \\ \sigma_{zz} \\ \sigma_{yz} \\ \sigma_{xz} \\ \sigma_{xy} \end{bmatrix} = -\frac{\partial}{\partial t} \cdot \begin{bmatrix} \lambda + 2\mu & \lambda & \lambda & 0 & 0 & 0 \\ \lambda & \lambda + 2\mu & \lambda & 0 & 0 & 0 \\ \lambda & \lambda & \lambda + 2\mu & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \frac{\partial u_x}{\partial x} \\ \frac{\partial u_y}{\partial y} \\ \frac{\partial u_z}{\partial z} \\ \frac{\partial u_z}{\partial y} + \frac{\partial u_y}{\partial z} \\ \frac{\partial u_z}{\partial x} + \frac{\partial u_x}{\partial z} \\ \frac{\partial u_y}{\partial x} + \frac{\partial u_x}{\partial y} \end{bmatrix} \quad (2.2)$$

式 (2.2) を用いれば、ラメの定数 (λ, μ) の 2 パラメータのみを設定すれば良い。

また、弾性体の運動を表すニュートンの運動方程式は式 (2.3) のようになる。

$$\frac{1}{\rho} \frac{\partial^2}{\partial t^2} \cdot \begin{bmatrix} u_x \\ u_y \\ u_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{\partial}{\partial x} & 0 & 0 & 0 & \frac{\partial}{\partial z} & \frac{\partial}{\partial y} \\ 0 & \frac{\partial}{\partial y} & 0 & \frac{\partial}{\partial z} & 0 & \frac{\partial}{\partial x} \\ 0 & 0 & \frac{\partial}{\partial z} & \frac{\partial}{\partial y} & \frac{\partial}{\partial x} & 0 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \sigma_{xx} \\ \sigma_{yy} \\ \sigma_{zz} \\ \sigma_{yz} \\ \sigma_{xz} \\ \sigma_{xy} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} F_x \\ F_y \\ F_z \end{bmatrix} \quad (2.3)$$

ここで、 ρ は密度 [kg/m^3]、 F_i は i 軸方向外力である。以上の 2 式が弾性 FDTD 法で用いる偏微分方程式である。

2.2.3 偏微分方程式の差分化

弾性 FDTD 法では式 (2.2) と式 (2.3) を差分化した式を用いる。以下は説明のため、XZ 二次元弾性体について考えている。差分化には図 2.1 に示すような x 、 z 軸方向に等間隔の空間離散化幅 Δd を持つスタッカードグリッドを用いて空間を離散化し、時間領域に関しても Δt で離散化する。

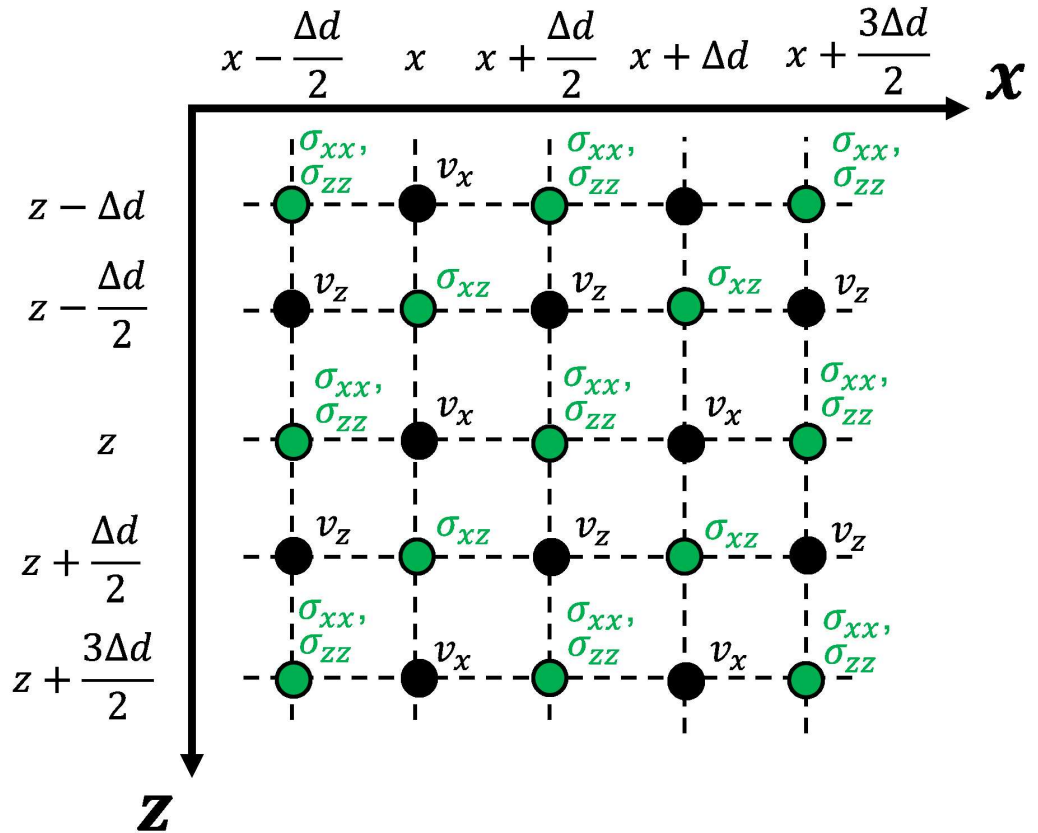


図 2.1 スタッカードグリッド (xz 平面)

ここで、 v_i は i 軸方向の粒子速度で、 $v_i = \frac{\partial u_i}{\partial t}$ である ($i = x, y, z$)。
 この時、例として式 (2.2) の σ_{xx} について差分化すると式 (2.4) となる。

$$\begin{aligned} \sigma_{xx}^{t+\frac{\Delta t}{2}}\left(x + \frac{\Delta d}{2}, z\right) &= \sigma_{xx}^{t-\frac{\Delta t}{2}} - \frac{\Delta t}{\Delta d} \left[(\lambda + 2\mu) \left\{ v_x^t\left(x + \Delta d, z\right) - v_x^t\left(x, z\right) \right\} \right. \\ &\quad \left. + \lambda \left\{ v_z^t\left(x + \frac{\Delta d}{2}, z + \frac{\Delta d}{2}\right) - v_z^t\left(x - \frac{\Delta d}{2}, z - \frac{\Delta d}{2}\right) \right\} \right] \end{aligned} \quad (2.4)$$

また、式 (2.3) の u_x について差分化すると式 (2.5) となる。

$$\begin{aligned} v_x^{t+\Delta t}(x, z) &= v_x^t - \frac{1}{\rho} \frac{\Delta t}{\Delta d} \left\{ \sigma_{xx}^{t+\frac{\Delta t}{2}}\left(x + \frac{\Delta d}{2}, z\right) - \sigma_{xx}^{t+\frac{\Delta t}{2}}\left(x - \frac{\Delta d}{2}, z\right) \right. \\ &\quad \left. + \sigma_{xz}^{t+\frac{\Delta t}{2}}\left(x, z + \frac{\Delta d}{2}\right) - \sigma_{xz}^{t+\frac{\Delta t}{2}}\left(x, z - \frac{\Delta d}{2}\right) \right\} + F_x \end{aligned} \quad (2.5)$$

ここで、各変数は空間と時間の関数であり、表記の都合上、各変数の指数部にあたる場所に時間が示されており、これが累乗の意味を持っているわけではないことに注意が必要である。式 (2.4) は、任意の位置における時刻 $\Delta t[\text{sec}]$ 後の応力が、時刻 $\Delta t[\text{sec}]$ 前の同じ位置の応力と、 $\frac{\Delta t}{2}[\text{sec}]$ 前のその位置の周辺 $\Delta d[\text{m}]$ の粒子速度を用いて計算できることを示している。式 (2.5) に関しても同様のことが言える。そして、この2式を交互に計算することで、時々刻々と伝搬する弾性波をシミュレーションすることができる。

2.2.4 弾性定数

本論文では、シミュレーションに使用するモデルには気体、液体、固体すべてが含まれており、様々な研究で調査された弾性定数を用いている。しかし、固体については一般的に、ヤング率 $E[\text{Pa}]$ (物体の任意の軸に生じる応力と同軸方向の歪の比)、ポアソン比 $\nu[-]$ (任意軸方向の歪とその直行軸方向の歪の比)、密度 $\rho[\text{kg/m}^3]$ を弾性定数として扱い、気体については、圧縮波の音速 $v[\text{m/s}]$ と密度 $\rho[\text{kg/m}^3]$ を弾性定数として扱うことが多い。そこで本論文では、これら弾性定数を、固体に関しては式 (2.6) を、気体や液体に関しては式 (2.7) 用いてラメの定数に変換して弾性 FDTD 法に使用した。

$$\lambda = \frac{E\nu}{(1+\nu)(1-2\nu)}, \mu = \frac{E}{2(1+\nu)} \quad (2.6)$$

$$\lambda = v^2\rho, \mu = 0 \quad (2.7)$$

2.3 その他の条件 [13]

弾性 FDTD 法でシミュレーションする場合、弾性体モデルでそのままシミュレーションすると端の部分で全反射が起こり、シミュレーション結果に影響を与える可能性がある。そのため、弾性体モデルの端で振動が完全に減衰する PML(Perfectly Matched Layer) 層を余分に設けた。

また、弾性 FDTD 法を発散せずに計算するためにクーランの条件に従い離散時間幅を決定した。クーランの条件は式 (2.8) で表される。

$$CFL = c_{max} \cdot \frac{\Delta t}{\Delta d} \quad (2.8)$$

ここで、 Δt は時間離散化幅 [sec]、 Δd は空間離散化幅 [m]、 c_{max} は解析対象のすべての弾性体のうち最大の圧縮波音速 [m/s]、であり、 CFL はクーラン数と呼ばれる係数である。クーラン数は弾性体の解析次元数を N とすると、 $CFL \leq \frac{1}{\sqrt{N}}$ が適当であると言われている。

第 3 章

提案した頭部モデル

3.1 三次元頭部モデルの作成

弾性 FDTD 法で骨導音の伝搬シミュレーションを行うためには、三次元空間的に離散化された頭部弾性体モデルが必要である。本節では、三次元頭部弾性体モデルの作成方法と頭内の各構成組織について詳しい説明を行う。

3.1.1 モデル作成用の画像

モデル作成用の原画像には、図 3.1 のような、Visible Human Project (<http://vhnet.nlm.nih.gov/>) で提供されている、成人女性の遺体頭部の冷凍断面カラー画像を使用した。



図 3.1 三次元頭部モデル作成に使用した原画像の一例

原画像は、首から頭頂部へ向かう方向を Y 軸方向として、XZ 軸方向に分解能 0.33mm を持つ画像が、Y 軸方向に分解能 1mm で 285 枚存在した。よって、空間分解能を全座標軸で共通にするため、各画像の XZ 分解能を 1mm に落として使用した。

3.1.2 三次元頭部モデルの作成方法

頭内組織のセグメンテーションには MATLAB の Image Processing Toolbox のイメージの領域分割アプリケーションを用いた。このアプリケーションは二次元の原画像に対して画像処理を施し、注目領域のすべての画素にラベルを付与することでセグメンテーションを行うことができる。使用した原画像はカラー画像であり、各組織の色から領域分割可能であると思われる。しかし、図 3.1 のように同じ組織内でも複雑な配色になっている場所がいくつもあり、それらを考慮した画像処理による領域分割法を考案することができなかった。よって、本論文では、原画像の組織の配色や、同一原画像を用いた三次元頭部モデルの復元例、解剖学資料 [7, 14] を参考に、領域分割アプリケーションのペイントラベリング機能を用いて、手作業で頭内組織のセグメンテーションを行った。

前節で説明した冷凍断面画像を原画像にして、9 組織と空気をセグメンテーションした結果の例を図 3.2 に示す。

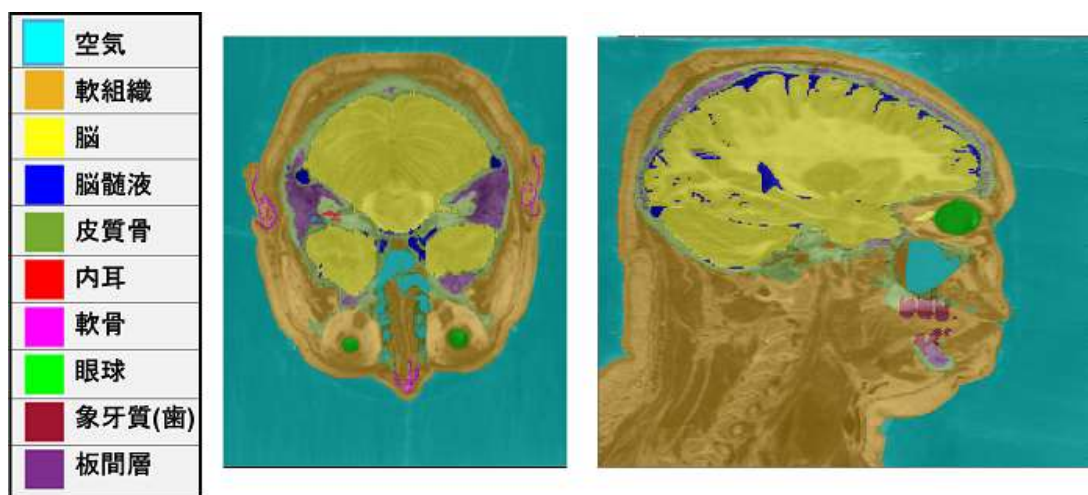


図 3.2 頭内組織のセグメンテーション結果の一例

左図は原画像と同様の XZ 平面、右図は YZ 平面である。また、左には各ラベルの色と組織名の表を示している。同ラベル内でも色が微妙に異なって見えるのは、図 3.2 が原画像の上からラベル色が上乗せされて表示しているためである。

セグメンテーションにより作成した三次元頭部モデルの外観を、空気層を非表示にして図 3.3 に示す。

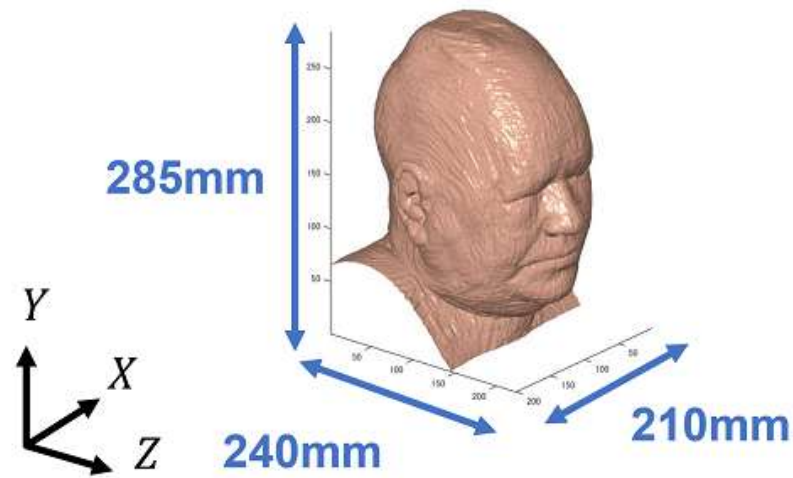


図 3.3 作成した三次元頭部モデル

本論文において、座標軸は、右耳から左耳へ向かう方向を X 軸、首から頭頂部へ向かう方向を Y 軸、後頭部から顔面へ向かう方向を Z 軸と定義した。作成した頭部モデルの空間分解能は $X \times Y \times Z = 1\text{mm} \times 1\text{mm} \times 1\text{mm}$ 、空気層を含めたシミュレーションの全領域サイズは $X \times Y \times Z = 210\text{mm} \times 285\text{mm} \times 240\text{mm}$ となった。

3.2 弾性定数

3.2.1 三次元頭部モデルの構成組織

図 3.4 に作成した頭部モデルの構成組織を示す。

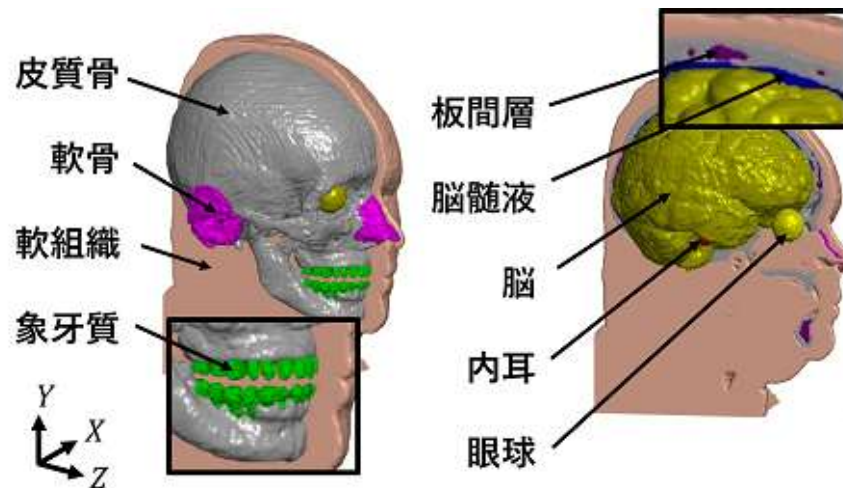


図 3.4 頭部モデルの構成組織

頭部モデルは、皮質骨、軟骨、軟組織、象牙質、板間層、脳髄液、脳、内耳、眼球の計 9 つの生体組織と空気で構成されている。それぞれの組織は以下の条件で定義した。

皮質骨：頭蓋骨は三層のサンドイッチ構造をしており、皮質骨は外側二層を構成する骨組織として定義

板間層：頭蓋骨は三層のサンドイッチ構造をしており、板間層は内側一層を構成する海綿状の骨組織として定義

軟骨：耳介軟骨や鼻軟骨を同じ軟骨として定義

脳：脳、小脳、脳幹の一部や視神経、聴神経などの神経類をすべて脳として定義

脳髄液：脳と皮質骨の間の空間をすべて脳髄液として定義

眼球：特記事項なし

内耳：画像の分解能の関係上、細かい組織形状を無視

象牙質：画像の分解能の関係上、歯の構成割合が比較的高い象牙質を歯として定義

軟組織：頭内組織のうち、上記以外の皮膚、筋肉、血管、リンパ、脳幹の一部、脊髄などの組織をすべて軟組織として定義

空気：シミュレーション領域内の頭部以外や気管や鼻腔などの一部頭内空間をすべて空気として定義

第 4 章

実験

前章で作成した三次元頭部弾性体モデルを用いた弾性 FDTD 法によって骨導音の伝搬シミュレーションと被験者実験の双方から歯骨導音の有用性を確認する。まずは作成した三次元頭部弾性体モデルを用いて先行研究と同様の骨導音伝搬シミュレーションを行い、妥当性を確かめる。次に、直接駆動型、皮膚駆動型、歯骨駆動型デバイス使用時の骨導音伝搬シミュレーションを行い、3 種類のデバイスの骨導音伝達効率を比較する。最後に、骨導音伝搬シミュレーションとマウスピース歯骨駆動型デバイスを用いた被験者実験により、奥歯と切歯の計 6 ヶ所から加振した時の骨導音伝達効率を比較する。

4.1 本論文で共通の実験条件

本論文で行った骨導音伝搬シミュレーションについて、頭部モデルを構成する頭内組織の弾性定数や骨導音伝搬解析の流れなど、条件が同一であるものについて先に説明する。

4.1.1 頭部モデルを構成する頭内組織の弾性定数

作成した弾性体頭部モデルに付与する弾性定数を表 4.1 に示す。

表 4.1 頭部モデルの構成要素の弾性定数

構成要素	ヤング率 [MPa]	ポアソン比 [-]	圧縮波音速 [m/s]	密度 [kg/m ³]
皮質骨	4000	0.3	-	2200
板間層	40	0.1	-	1000
軟骨	7.5	0.45	-	1000
脳	0.035	0.45	-	1000
脳髄液	-	-	1500	1000
眼球	-	-	1500	1000
内耳	-	-	1500	1000
象牙質	19000	0.31	-	2140
軟組織	0.7	0.45	-	900
空気	-	-	340	1000

弾性定数は、象牙質を除いて先行研究 [7] と同様のパラメータとした。象牙質に関しては文献 [15] を参考に設定した。

4.1.2 骨導音伝搬解析の流れ

本論文での弾性 FDTD 法を用いた骨導音伝搬シミュレーションのフローを図 4.1 に示す。

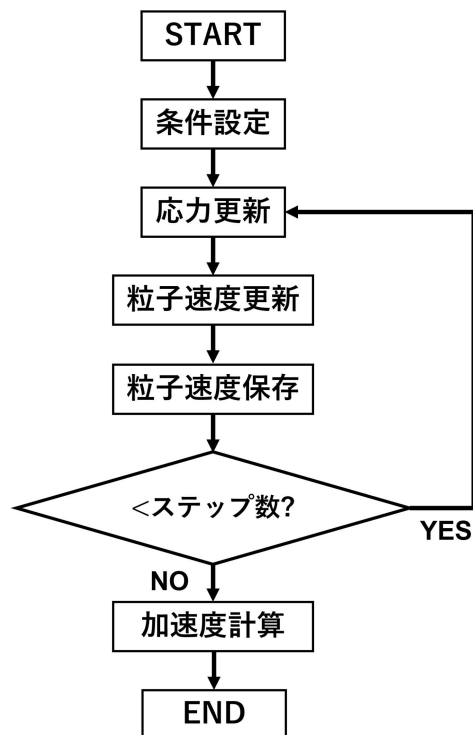


図 4.1 シミュレーションのフロー

まずは三次元頭部モデルに対して、離散時間幅やシミュレーション時間、加振信号、加振・観測位置、などのシミュレーションに必要な条件を設定する。次に、式 (2.4) や式 (2.5) のような差分化式を用いて応力と粒子速度を逐次計算、観測位置の粒子速度の保存を繰り返し行う。最後に、この繰り返し処理の終了後、保存された粒子速度時間波形を離散時間幅を用いて粒子加速度時間波形に変換し、加速度振幅応答を計算する。加速度振幅応答はインパルスハンマ試験などの弾性衝撃波解析の実験データに主に用いられ、対象とする弾性体の共振周波数やその大きさなどの情報を得ることができる [7-9]。この加速度振幅応答を、各種骨伝導デバイスの骨導音の伝達効率の比較や、歯の加振位置による骨導音の伝達効率の比較に用いる。

4.1.3 共通のシミュレーション条件

シミュレーション条件について、離散時間幅とシミュレーション時間、加振信号についてはすべてのシミュレーションで共通であるため、ここで説明する。

まず、シミュレーションの発散に関わる離散時間幅について説明する。式 (2.8) のクーラン条件に従うと $CFL \leq \frac{1}{\sqrt{3}}$ であるが、本論文で作成した頭部モデルでは実験的に $CFL = 0.07$ が安定してシミュレーションできることを確認した。そして、離散空間幅が $\Delta d = 1\text{mm}$ 、最大音速が $v = 1500\text{m/s}$ であるため、離散時間幅は $\Delta t = 46.7\text{ns}$ となった。

シミュレーション時間は、4.2 で先行研究 [5] と比較して作成した頭部モデルの妥当性評価実験を行うため、解析対象の周波数帯を先行研究と合わせるように設定した。先行研究の最低周波数は 100Hz であるため、シミュレーション時間は最低でも 1 周期分として 0.01sec 以上必要だが、余裕を持たせて 0.012sec とした。

加振信号は、先行研究 [5] の解析対象の最高周波数が 10kHz であるため、ナイキスト周波数 12kHz まで平坦な帯域を持つ大きさ 1N の動的なインパルス信号とした。

4.1.4 加速度振幅応答の計算方法

シミュレーションによって得られる観測位置での加速度時間信号は、クーランの発散条件から離散時間幅 46.7ns である。しかし、解析対象の最大周波数は 10kHz であるため、ダウンサンプルして周波数特性を求めた。具体的には、まずアンチエイリアシングとして、得られた加速度時間信号に対してカットオフ周波数 18kHz の 6 次バターワース LPF (Low Pass Filter) を適用した。その後、サンプリング周波数 24kHz にダウンサンプリングした。以上の前処理後の加速度時間波形を、高速フーリエ変換を用いて加速度振幅応答へ変換した。ここで、得られる加速度振幅応答は、 1N の動的な加振に対する加速度 $[\text{m/s}^2]$ の応答を $[\text{dB}]$ 表記するため、その単位は $[\text{dBre } 1\text{m/Ns}^2]$ と表記する。

4.2 作成した頭部モデルの妥当性評価

4.2.1 実験条件

前章で作成した三次元頭部モデルが、以降の骨導音伝搬シミュレーションの実験を行うために使用する弾性体モデルとして妥当であるかを確認する必要がある。妥当性評価のため、直接駆動型デバイス使用時の内耳への骨導音伝達特性を実測した先行研究 [5] の実験を、シミュレーションで再現した。

加振位置と観測位置を図 4.2 に示す。

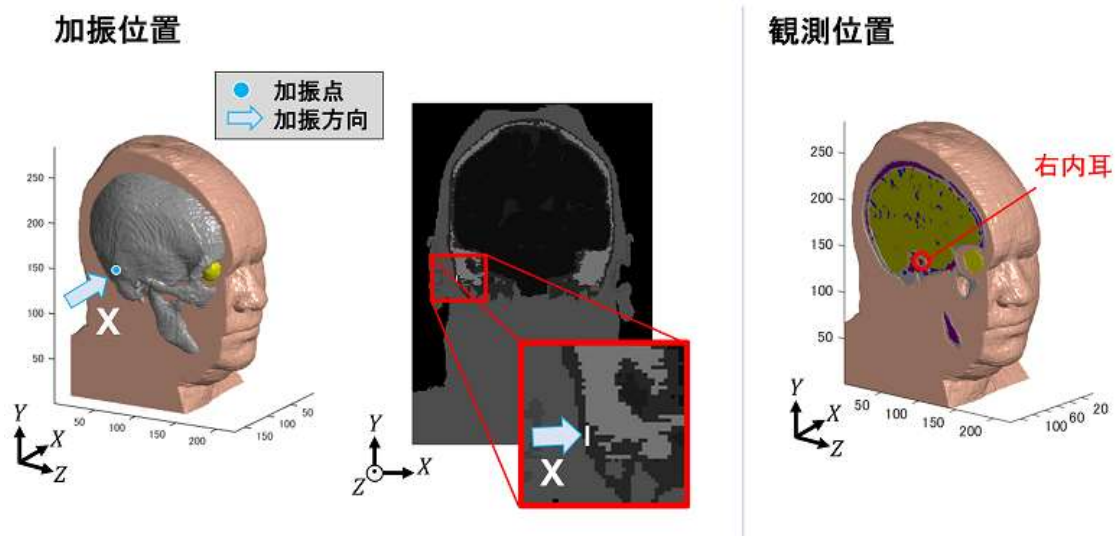


図 4.2 加振位置と観測位置

図中央は画面手前方向を顔面としたときの XY 断面図であり、平板加振器が乳様突起部の頭蓋骨内に埋め込まれている想定でシミュレーションを行った。骨導音伝搬シミュレーションにより得られた加速度振幅応答を先行研究と比較することで妥当性を評価した。

4.2.2 実験結果

図 4.3 に直接駆動型デバイス使用時の右内耳の加速度振幅応答を示す。

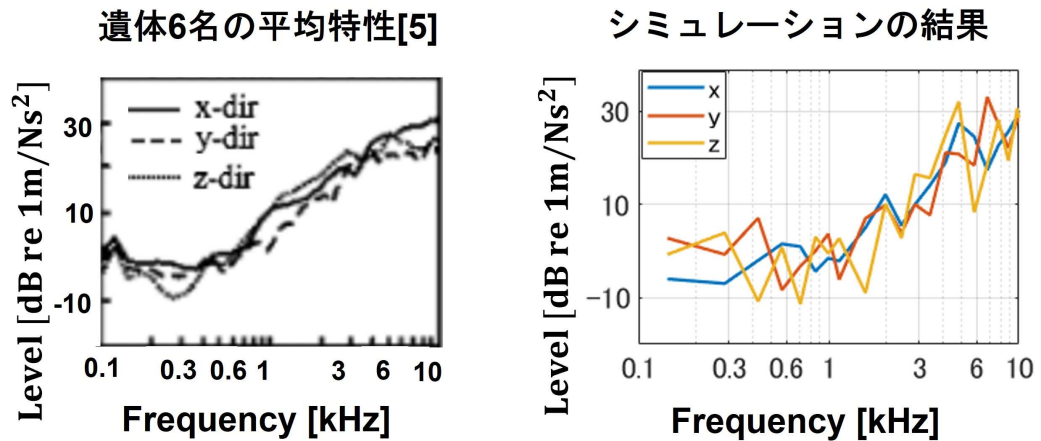


図 4.3 直接駆動型使用時の右内耳の加速度振幅応答

左図は先行研究 [5] の結果で、右図は本論文のシミュレーション結果である。図 4.3 より、本論文で得られた結果は、100Hz～500Hz あたりの低周波帯でレベルが一定で、それ以上の周波数帯でレベルが増加傾向にあることや、全体的な応答レベルの大きさから、先行研究との結果の類似性が高いことが分かる。ただし、シミュレーションの結果に関しては、1 名の遺体頭部から作られた頭部モデルにより得られた結果であり、狭い範囲の周波数応答レベルの変動は信頼性が低いため無視した。

よって、本論文で作成した三次元頭部モデルは、骨導音の伝搬シミュレーションに用いるものとして妥当であると判断した。

4.3 直接駆動型、皮膚駆動型、歯骨駆動型の骨導音伝導効率の比較

4.3.1 実験条件

直接駆動型、皮膚駆動型と比較した歯骨駆動型の有用性を明らかにするため、同一人物の頭部モデルを用いて各種デバイスの骨導音の伝達効率を比較した。加振位置を図4.4に示す。

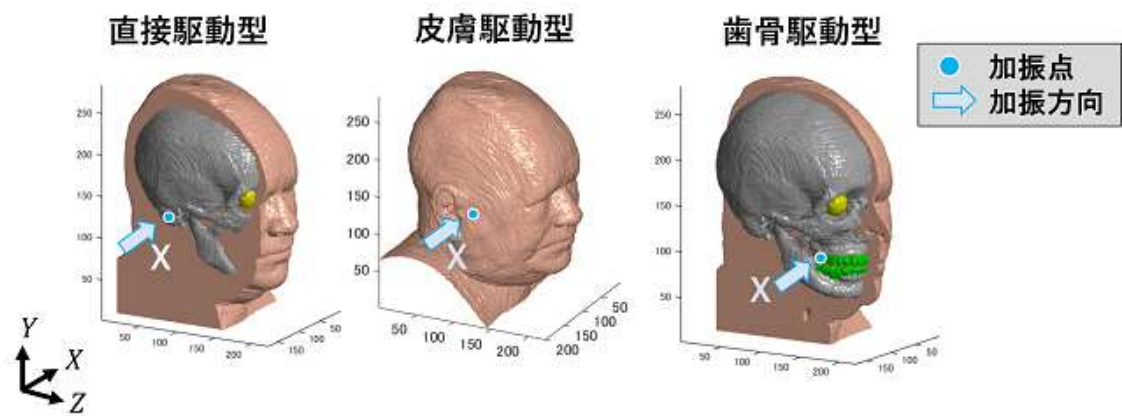


図4.4 加振位置

直接駆動型に関しては4.2節と同様の位置、皮膚駆動型に関しては市販の皮膚駆動型の一般的な加振位置であるこめかみ付近、歯骨駆動型に関しては内耳から最も距離が近い奥歯とした。ここで、直接駆動型に関しては加振位置が頭蓋骨に埋め込まれており、皮膚駆動型と歯骨駆動型に関してはそれぞれ皮膚と歯の側面に接着されている。また、加振方向はすべての加振位置でX軸方向とした。これらの各加振位置について、骨導音伝搬シミュレーションを行い、左右の内耳で得られた加速度振幅応答を比較した。

4.3.2 実験結果

直接駆動型、皮膚駆動型、歯骨駆動型デバイス使用時の内耳の加速度振幅応答結果について、右側から加振した場合の左右内耳の加速度振幅応答を図 4.5 に、左側から加振した場合の左右内耳の加速度振幅応答を図 4.6 に示す。

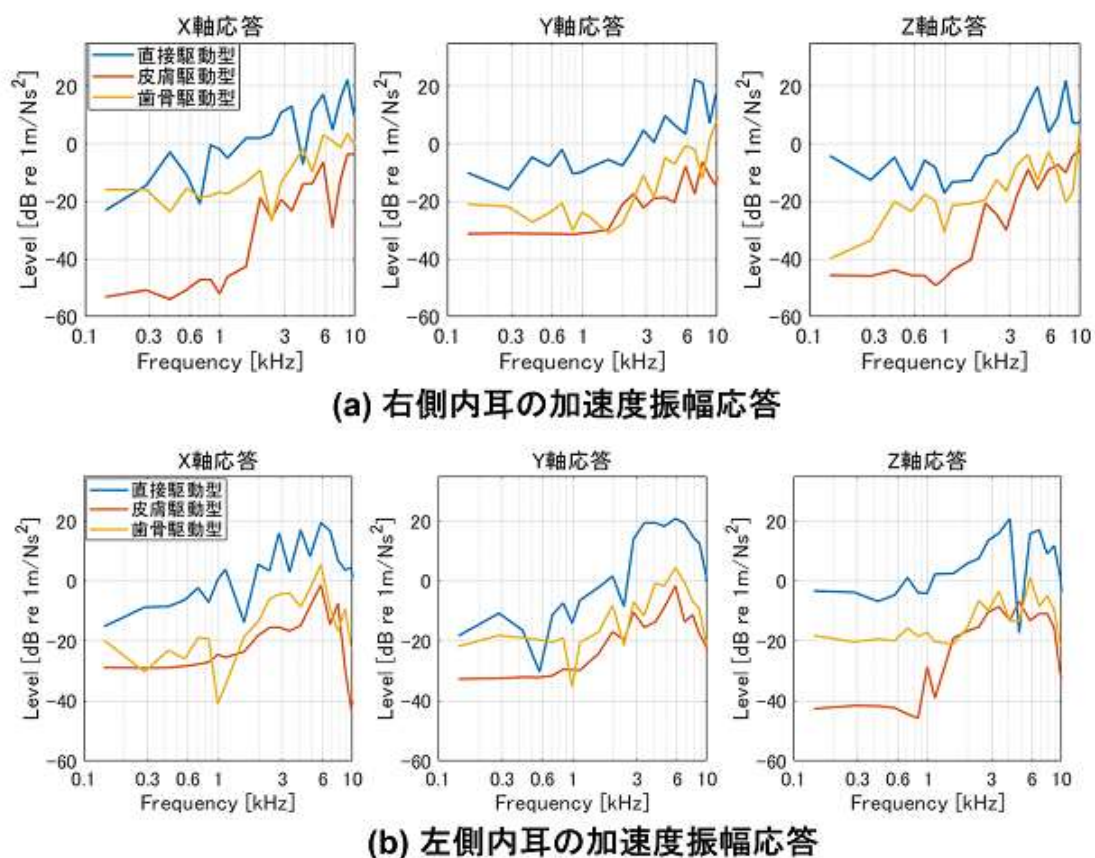
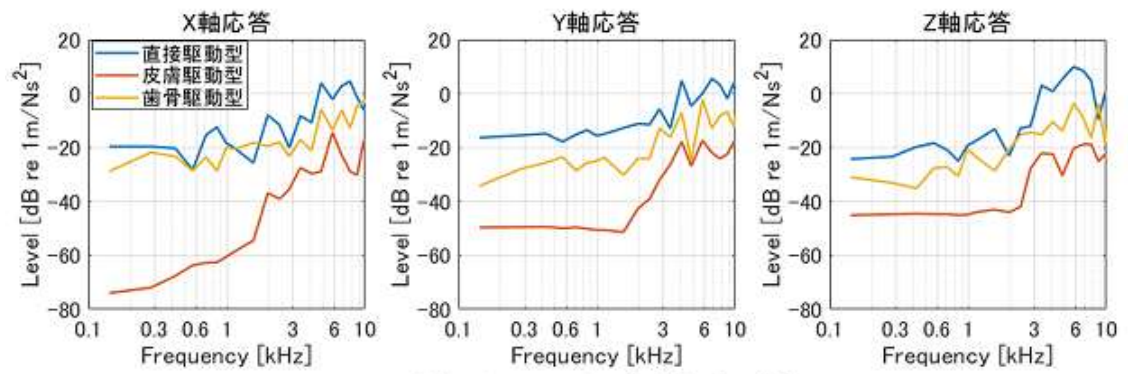
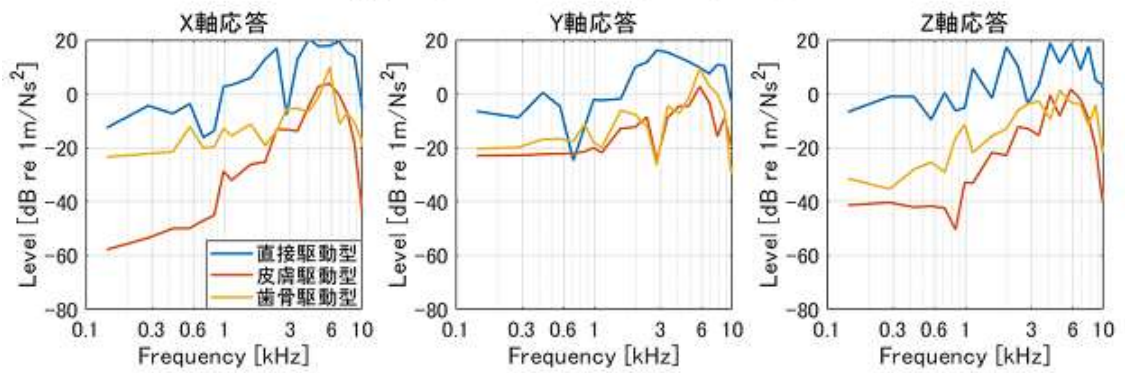


図 4.5 右側加振時の左右内耳の加速度振幅応答



(a) 右側内耳の加速度振幅応答



(b) 左側内耳の加速度振幅応答

図 4.6 左側加振時の左右内耳の加速度振幅応答

図 4.5、4.6 について、それぞれ、(a) が右内耳の加速度振幅応答、(b) が左内耳の加速度振幅応答である。

図 4.5、4.6 を全体的に見ると、左右どちらで加振した場合でも、全軸で加速度レベルの大きさが、直接駆動型>歯骨駆動型>皮膚駆動型の順となった。このような結果になった要因は以下の二点が考えられる。一点目は、表 4.1 より、皮質骨 (頭蓋骨を構成) と象牙質 (歯を構成) は共に密度が 2000kg/m^3 程度で、軟組織 (皮膚や筋肉等を構成) はその半分の 900kg/m^3 程度であり、式 (2.5) より密度が低い程伝搬する振動の減衰が大きくなるため、皮膚駆動型が最も伝達効率が悪くなったと考えられる。二点目は、歯骨駆動型は歯から頭蓋骨へ媒質を跨いだ伝搬をすることで伝搬する振動の減衰が大きくなるため、直接駆動型より歯骨駆動型の伝達効率が悪くなったと考えられる。

直接駆動型と歯骨駆動型は加速度振幅応答の傾向が類似しているが、皮膚駆動型は $100\text{Hz}\sim 2\text{kHz}$ の低周波帯が大きく減衰した。これは、皮膚を伝達することによる骨導音の減衰が、 $100\text{Hz}\sim 2\text{kHz}$ の周波数帯で顕著に表れる可能性があることを示唆している。

図 4.5 の (a) と (b) より、右側加振時では右内耳の加速度振幅応答が、左内耳のそれより $5\sim 10\text{dB}$ 程度大きい。図 4.6 の (a) と (b) より、左側加振時では左内耳の加速度振幅応答が、右内耳のそれより約 $10\sim 20\text{dB}$ 程度大きい。これは、先行研究 [5] で報告されたものと同様に、皮膚駆動型と歯骨駆動型においても加振位置が内耳に近い程、骨導音の伝達効率が良くなることを示唆している。右加振時と左加振時で左右内耳の加速度振幅応答レベル差が異なった要因としては、作成した頭部モデルの頭内組織分布が左右非対称であり、左右それぞれの加振位置から左右内耳に到達するまでの骨導音伝搬経路の特性が異なっていることが考えられる。

4.4 歯の加振位置による骨導音の伝達効率の比較

4.4.1 実験条件

歯の最適な加振位置を調査するため、歯の加振位置による骨導音の伝達効率を比較した。加振位置を図4.7に示す。

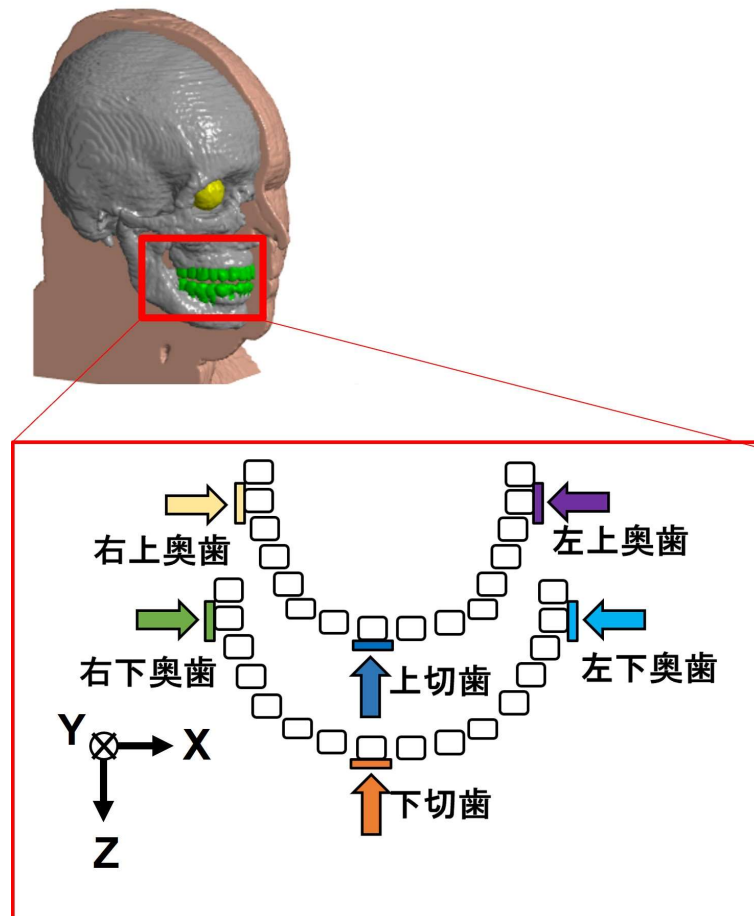


図4.7 加振位置

歯の加振位置は上下の切歯、上下左右の奥歯の計6ヶ所で、歯の側面に加振器を装着し、加振方向は切歯はZ軸方向、奥歯はX軸方向とした。これらの各加振位置について、骨導音伝搬シミュレーションを行い、得られた加速度振幅応答を比較した。

4.4.2 実験結果

上下切歯と上下左右奥歯の計6ヶ所で加振した時の内耳のX軸加速度振幅応答を図4.8に示す。

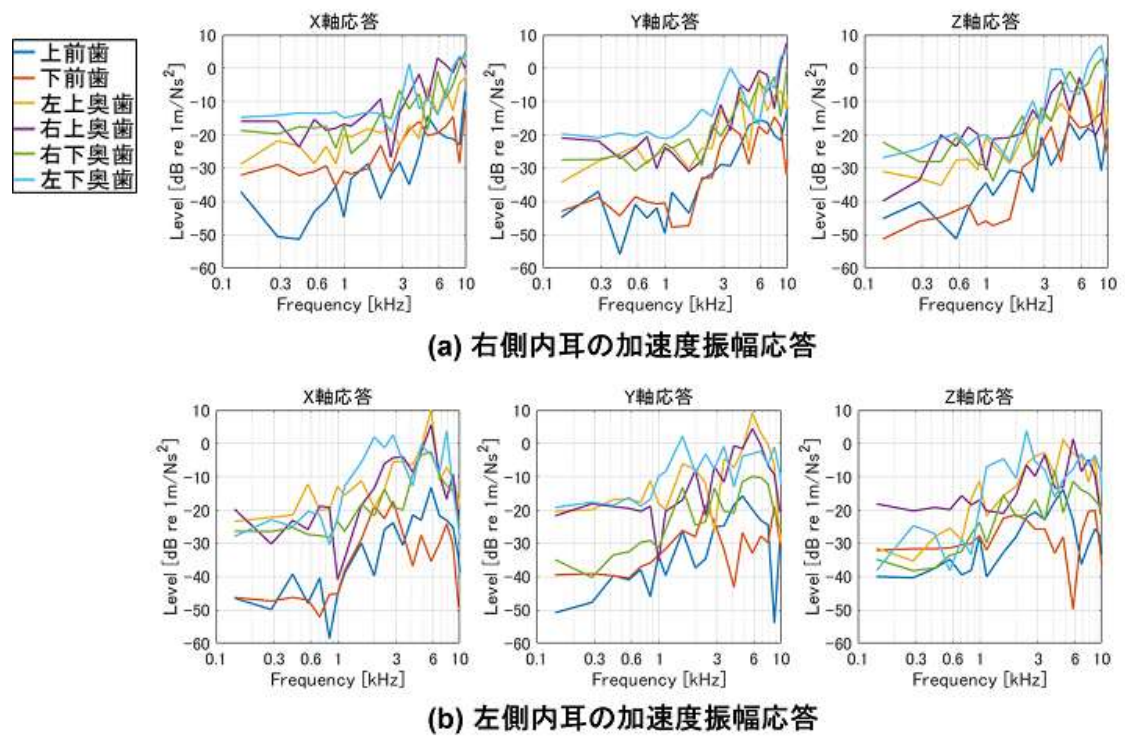


図4.8 直接駆動型、皮膚駆動型、歯骨駆動型使用時の左右内耳の加速度振幅応答

ここで、(a) が右内耳の加速度振幅応答、(b) が左内耳の加速度振幅応答である。

図4.8より、全体的に見ると、全軸の加速度振幅応答で切歯より奥歯の方が10～20dB程度大きくなった。また、切歯は上下で同程度のレベルとなり、奥歯も上下左右で同程度のレベルとなった。応答レベルが大きい奥歯に関して、細かく見ると加振位置ごとにレベル差がある。しかし、狭い周波数での変動は無視すべきであるため、このシミュレーションから最適な加振歯を明らかにすることはできなかった。

4.5 被験者による歯の最適な加振位置の評価

4.5.1 実験条件

被験者実験によっても歯の加振位置による骨導音伝達効率を比較するため、マウスピース歯骨駆動型デバイスによる検知限振動特性を測定した。

まず、図 4.9 に示すような、被験者個人の歯に合わせたマウスピース歯骨駆動型デバイスを上下で作成した。

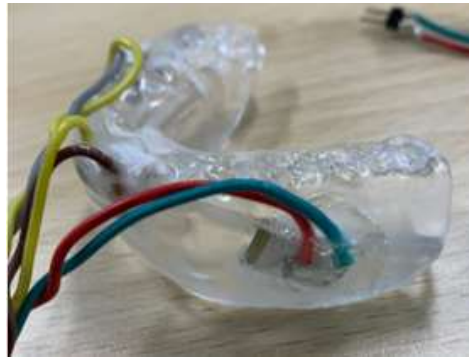


図 4.9 作成したマウスピース歯骨駆動型デバイス

マウスピースには図 4.7 に対応する、歯の側面が接触する 6 ヶ所にカッターで切り込みを入れて加振器を埋め込み、医療用接着剤で切り込みを塞いだ。

次に、以下の手順で被験者実験を行った。

1. 被験者に作成した専用マウスピースと耳栓を装着
 2. 1 つの加振位置から純音を加振して音を聞いてもらい、PC 側で振幅を増減させて、聞こえる限界の振幅を探索する
 3. 2 を 300Hz～1kHz は 100Hz 刻み、1kHz～10kHz は 1kHz 刻みの周波数で実施
 4. 3 を 1 つの加振位置で 3 回行い、平均検知限振幅特性を求める
 5. 2～4 を計 6 ヶ所全ての加振位置で行う
 6. 1～5 で得られた検知限振幅特性を入力とした時の振動子の振動を、歯が接触する部分に装着した振動ピックアップで測定する
 7. この測定結果を用いて振動子やマウスピースの振動伝達特性を加味した特性に補正
- 手順 7 について、補正した特性は、歯に加わる聴覚可能な最低振動レベルの周波数特性を示すものであり、以下、本論文では検知限振動特性と呼ぶ。ここで、300Hz 未満の周波数は、それ以上の周波数に比べて非常に聞こえ辛いいため本論文では排除した。また、被験者実験は 4 名に協力を頂き、騒音の少ない静かな部屋で行った。

4.5.2 実験結果

図 4.10～4.13 に 4 名の被験者の検知限振動特性を示す。

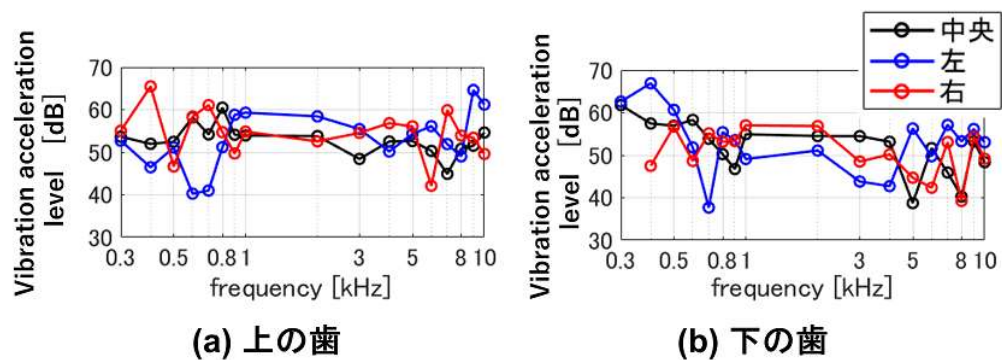


図 4.10 被験者 A の検知限振動特性

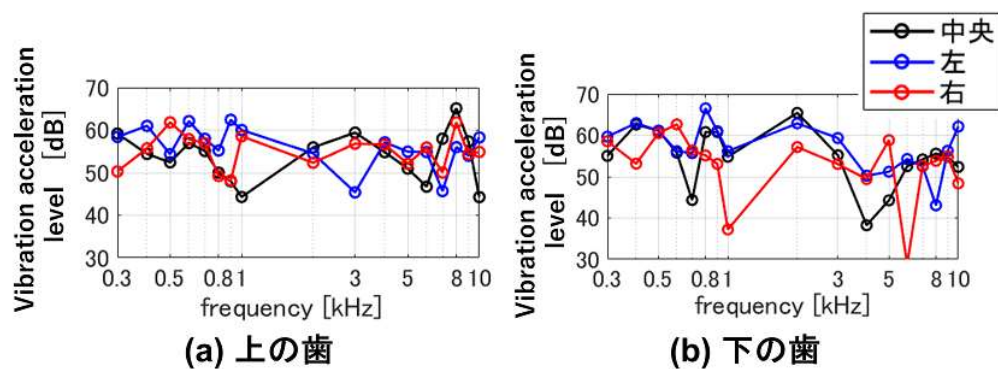


図 4.11 被験者 B の検知限振動特性

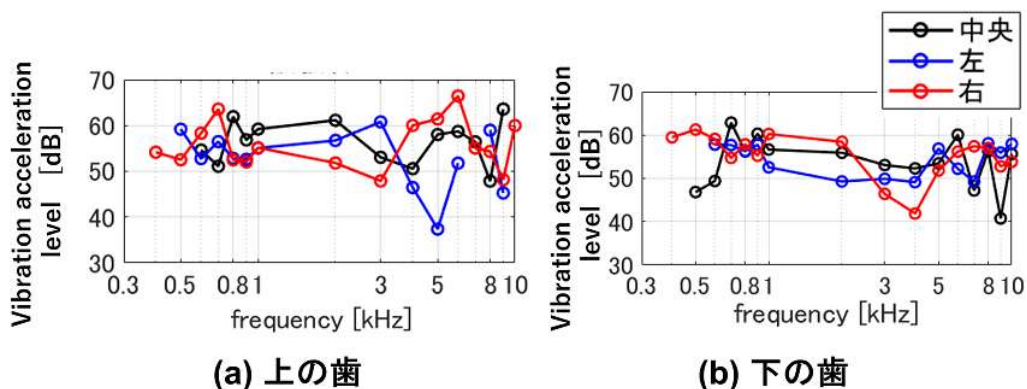


図 4.12 被験者 C の検知限振動特性

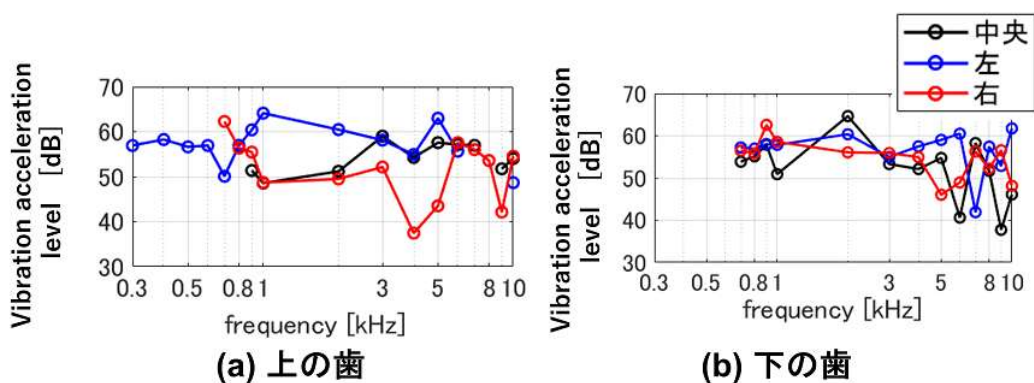


図 4.13 被験者 D の検知限振動特性

すべての図において、(a) と (b) に上下の歯の測定結果を分けて表示している。縦軸はその周波数において被験者が聴覚可能な限界の振動レベルを表しており、大きいほどその周波数の純音は聞こえにくい。また、オーディオアンプのゲインを全被験者で一定にしており、被験者によっては聞こえない周波数があったため、その周波数のデータは非表示とした。

図 4.10～4.13 より、被験者 D を除いて、どの加振位置から加振した場合でも検知限振動特性のレベルが同程度となったため、被験者実験においても最適な加振位置は明らかにならなかった。また、被験者ごとに細かい周波数依存性は見られるが、基本的にはフラットな特性となった。図 4.8 より、シミュレーションでは内耳に届く加速度レベルは奥歯＞切歯となっているが、図 4.10～4.13 より、被験者実験では奥歯と切歯に音の聞こえやすさの差は生じなかった。これは、シミュレーションは歯単体に加振しているが、被験者実験ではマウスピースを使って加振したため、マウスピース内部で振動が分散して、加振位置による聞こえやすさの差が小さくなったと考えられる。

また、被験者4名に実験中のマウスピースの状態について、以下のような意見が挙げられた。

- ・マウスピースの型取り時と加振器取り付け後で、歯茎への密着具合が衰え、実験中に歯とマウスピースの密着具合が変化した
- ・長時間の装着が難しいため途中で必ずマウスピースを着脱しなければならず、着脱前後で歯とマウスピースの密着具合が変化した
- ・マウスピースの密着具合が変化した時、同じ振幅(同じ加振力)でも聞こえる音の大きさが異なった

以上のように、作成したマウスピース歯駆動型デバイスは本実験を行うには完成度が低く、それが最適な加振位置を見つけることができなかった一番の要因であり、今後の課題である。

第 5 章

おわりに

5.1 まとめ

本論文では、三次元頭部モデルを用いた骨導音伝搬シミュレーションと被験者による検知限振動特性の測定実験の双方から、歯骨駆動型デバイスの有用性を調査し明らかにした。第 2 章では、本論文で骨導音伝搬シミュレーションを行うために使用した弾性 FDTD 法について説明した。第 3 章では、弾性 FDTD 法で必要な三次元頭部弾性体モデルの作成方法と頭内組織について説明した。女性の冷凍断面のカラー画像を用いて、骨導音伝搬に影響すると考えられる 9 組織 (皮質骨、軟骨、軟組織、象牙質、板間層、脳髄液、脳、内耳、眼球) で構成された三次元頭部弾性体モデルを作成した。それぞれの組織に付与する弾性定数は先行研究を参考に設定した。第 4 章では、骨導音伝搬シミュレーションと被験者実験により歯骨駆動型の有用性を検証した。まず、直接駆動型、皮膚駆動型、歯骨駆動型の加振位置で加振した時の内耳の加速度振幅応答をシミュレーションにより求めて、骨導音の伝達効率を比較した。その結果、内耳の加速度振幅応答の大きさは、直接駆動型>歯骨駆動型>皮膚駆動型の順となった。この結果は、内耳への骨導音伝達効率が直接駆動型>歯骨駆動型>皮膚駆動型の順となることを示唆している。次に、上下の切歯と上下左右の奥歯の計 6 か所を加振した時の内耳の加速度振幅応答をシミュレーションにより求めて、骨導音の伝達効率を比較した。その結果、最適な加振位置を一つに絞ることはできなかったが、切歯より奥歯の方が骨導音伝達効率が良いことが明らかになった。よって、骨導音伝搬シミュレーションからは最適な加振位置は明らかにならなかった。最後に、マウスピース歯骨駆動型デバイスを用いた 4 名の被験者による被験者実験で、同様に 6 ヶ所の歯の検知限振動特性を測定した。その結果、ほとんどの被験者で、加振位置による検知限振動特性のレベル差は小さく、骨導音伝達効率の優劣をつけることができなかった。これは作成したデバイスに問題点があり、今後の課題点である。

以上をまとめると、歯骨駆動型はインプラント手術が不要だが直接駆動型に近い骨導音伝達効率を有しており、奥歯に装着することでより高い骨導音伝達効率を得ることができることが明らかになった。

5.2 今後の課題

本論文では、より精巧な頭部モデルを用いたシミュレーションを行うため、冷凍断面のカラー画像を使用してモデル作成を行った。しかし、この画像は非常に貴重であり、提供元の Visible Human Project (<http://vhnet.nlm.nih.gov/>) でも男女一体ずつしかサンプルがない。1体のサンプルから作成した頭部モデルによるシミュレーション結果は、狭い周波数での変動は信頼性が低く、大まかな傾向にしか着目できない。よって、複数の頭部モデルでシミュレーションするには、より多くのサンプルが得られる CT や MRI 等の原画像から頭部モデルを開発する方法の検討が必要である。また、被験者実験には、筆者の技術的な問題から、作成が比較的容易なマウスピース歯骨駆動型デバイスを使用した。そのため、多くの被験者が実験中に時間的な接触状況の変化を訴えており、実験条件が異なっていた可能性がある。よって、マウスピースを介さず歯単体に直接加振可能でかつ時間的に接着状況が変化しないような歯骨駆動型デバイスの開発方法について検討が必要である。

謝辞

本論文を修士論文として形にすることができたのは、私の行ってきた実験・調査の結果やその考察、その後の展開についての的確なアドバイスをしていただいた主査の杉田 泰則 准教授や、論文の審査において的確なご指導を頂きました、岩橋 政宏 教授ならびに圓道 知博 准教授、そして被験者実験に協力いただいた信号処理応用研究室の同期・後輩のおかげです。また、頭部モデルを作成するために、貴重な画像を提供していただいた Visible Human Project と、提供に協力された方に深く感謝いたします。そして、修士に至るまで学業に専念できたのは、両親や奨学金を貸与・給付頂いた企業様に深く感謝いたします。協力していただいた皆様へ心から感謝の気持ちと御礼を申し上げたく、謝辞にかえさせていただきます。

参考文献

- [1] 平原 達也, 小澤 賢司, 宮坂 榮一, 蘆原 郁, "音と人間," 音響入門シリーズ A-3, コロナ社, pp.70-86, 3 月 2013 年.
- [2] Stenfelt S., Goode R, "Bone-conducted sound:Physiological and clinical aspects," *Otology and Neurotology*, 26, pp.1245-1261, 2005.
- [3] Reinfeldt S., Hakansson B., Taghavi H., Eeg-Olofsson M., "New developments in bone-conduction hearing implants: A review," *Medical Devices*, 8, pp.79-93, 2015.
- [4] 村松 未輝, 黒澤 潤子, 及川 靖, 山崎 芳男, "歯を介した骨伝導に着目したコミュニケーションエイド," 日本音響学会講演論文集 スペシャル・セッション〔最近の聞こえ支援システム技術とその展開〕, PP.1533-1544, 2011.
- [5] Stefan, S., Richard L., "Transmission properties of bone conducted sound: Measurements in cadaver heads" , *J. Acoust. Am.*, Vol. 118, No. 4, pp. 2373-2391, October 2005.
- [6] Eyal O., Cahtia A., Sharon F., Haim S., "Bone conduction hearing on the teeth of the lower jaw," *J Basic Clin Physiol Pharmacol*, 13(2), pp.89-96, 2002.
- [7] You C., Namkeun K., Stefan S., "The development of a whole-head human finite-element model for simulation of the transmission of bone-conducted sound." , *The Journal of the Acoustical Society of America*, 2016.
- [8] You C., Namkeun K., Stenfelt S., "Simulation of the power transmission of bone-conducted sound in a finite-element model of the human head," *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, 17, pp.1741–1755, 2018.
- [9] You C., Stenfelt S., "Characteristics of Bone-Conduction Devices Simulated in a Finite-Element Model of a Whole Human Head," *Trends in Hearing*, 23, pp.1-20, 2019.
- [10] K.S. Yee, "Numerical solution of initial bound-any value problems involving Maxwell's equations in iostropic media," *IEEE Trans. Antennas Propag.*, AP-14, pp. 302-307, 1966.
- [11] 木村 友側, 三須 幸一郎, 和高 修三 , 小池光裕, "弾性 FDTD 法による音場シミュ

- レーションの超音波傾斜角探傷への適用", 信学技報, US2005-124, pp. 11-16, 2006.
- [12] 藤岡 豊太, 永田 仁史, 安倍 正人, "インパルスハンマを用いた非破壊診断のための時間領域有限差分法によるケーソンの衝撃弾性波解析," 日本音響学会誌, 71 巻, 2 号, pp. 53-64, 2015.
- [13] 佐藤雅弘, "FDTD 法による弾性振動・波動の解析入門," 森北出版, 東京, 2003.
- [14] Karl Heinz Höhne, Andreas Petersik, Bernhard Pflesser, Andreas Pommert, Kay Priesmeyer, Martin Riemer, Thomas Schiemann, Rainer Schubert, Ulf Tiede, Markus Urban, Hans Frederking, Mike Lowndes, John Morris: VOXEL-MAN 3D Navigator: Brain and Skull. Regional, Functional and Radiological Anatomy. Version 2.0. Springer-Verlag Electronic Media, Heidelberg, 2009.
- [15] 西村文夫, "歯根・象牙質の特性を考えた支台築造," AD Vol. 17 No. 2, pp.135, 1999.