

聴覚補完のための骨導振動子
センサレス接触圧力推定法に関する研究

2019年 3月

小木曾 里樹

聴覚補完のための骨導振動子
センサレス接触圧力推定法に関する研究

小木曾 里樹

グローバル教育院
エンパワメント情報学プログラム
筑波大学

2019年 3月

概 要

本研究は骨導振動子を介してヒトの振動特性を計測することで、骨導振動子の接触圧力をセンサレスで推定する手法の確立を目的とした。

第2章ではまず骨導振動子を用いる音提示の問題点を実験により示し、接触圧力等の評価が必要であることを指摘した。次に接触圧力推定法として骨導振動子の電気インピーダンスを用いる接触圧力及び毛髪量の推定原理を示し、接触圧力及び毛髪量の変化による電気インピーダンスの変化とこれを用いる接触圧力・毛髪量の推定法を提案した。まず骨導振動子を用いる音提示の例として立体音響提示を行った。気導音と骨導音の特性差を計測する手法を提案し、これを用いて計測した特性差を補正することで骨導音の音像定位特性の改善を目指した。その結果、提案した特性差の補正手法では骨導音の音像定位特性の変化が見られず、骨導音に影響する要素が多数あることから、接触圧力等の骨導音提示条件を定量的に評価する必要があることを示した。これに対しヒトの機械インピーダンスは接触圧力で変化することを仮定して、この変化を骨導振動子の電気インピーダンスを介して計測する手法を提案した。電気インピーダンスの変化については接触圧力・毛髪量以外の変化を防ぐため、ヒトの毛髪・皮膚・骨を模したファントムを対象として検討した。まず接触圧力と毛髪量により電気インピーダンスが変化することを確認するため、接触圧力 0–5 N、毛髪量 0–169.6 mm³ の範囲について 70 条件で計測を行った。電気インピーダンスは骨導音による可聴域を網羅するため、10 Hz–60 kHz について対数スケールで 500 点計測した。その結果、電気インピーダンスには 4 箇所の特徴が見られ、これらが接触圧力及び毛髪量によって変化することを示した。次に 3 層からなるニューラルネットワークにこれら関係を学習させ、電気インピーダンスから接触圧力及び毛髪量を推定する手法を提案した。実験結果に適用し接触圧力及び毛髪量を推定した結果、各々平均で 0.025 N、0.424 mm³ で推定可能であることを示した。これら推定誤差は推定の対象とする範囲に対し十分小さく、提案法により推定が可能であることを示した。

第3章ではヒトを対象として電気インピーダンスから接触圧力を推定する提案法の評価を行った。まず電気インピーダンスと接触圧力の関係について、12 人の被験者を対象と

して実験を行った。電気インピーダンスの計測は 10 Hz–60 kHz について対数スケールで 300 点計測した。その結果、すべての被験者についてピークが 4 箇所に見られ、接触圧力によるピークの変化が被験者に共通して現れることを示した。つぎにニューラルネットワークを用いる接触圧力推定法を適用し、その推定誤差を評価した。その結果、推定結果の 91.7% が国際規格で必要とされる ± 0.5 N 以内であることから実用的な推定精度を達成可能であることを示した。

第 4 章では物理モデルを用いる接触圧力推定法を提案した。ニューラルネットワークを用いる場合は物理的な妥当性がデータだけに依存しており、十分なデータが得られない場合には推定が的外れになる可能性があった。これに対して前章までで計測された電気インピーダンスを表す物理モデルを提案し、この妥当性を確認した。その結果、提案モデルによってピークのうち特に接触圧力による変化の大きい 2 つのピークを再現できることを示した。つぎに、このモデルを用いて電気インピーダンスから物理パラメータを同定し、これと接触圧力の関係を最小二乗法により求めることで接触圧力を推定する手法を提案した。提案法を 0.3 N と 0.5 N で得た電気インピーダンスで校正し、接触圧力推定法の評価を行った。その結果、推定結果の 97.1% は ± 0.5 N 以内であり、十分実用的な推定が可能であることを示した。当該手法を用いて骨導振動子を用いる音の提示を行い、左右耳に装着した振動子の接触圧力と音像知覚方向の関係を調べた。音像の知覚方向は音像が正面に定位するときの ILD として計測を行った。その結果、左右の振動子の接触圧力差と音像が正面に定位する ILD には 1 kHz 以上程度の周波数で相関があることを示した。これにより、提案する接触圧力推定手法を用いることで骨導振動子を用いる場合の音像定位方向を予測でき、左右の接触圧力として定量的に実験条件を評価できる可能性を示した。

以上から、本研究では骨導振動子の電気インピーダンスから接触圧力を推定する手法を確立した。本研究の成果は聴力検査、補聴器のイコライジングなど聴覚補完の分野に貢献するものと考えられる。

目 次

第1章	序 論	1
1.1	研究背景	1
1.1.1	骨伝導の原理と応用例	1
1.1.2	骨伝導による音提示と接触圧力に関する問題点	3
1.1.3	ヒトの機械インピーダンスとその計測方法	4
1.2	研究目的及び論文構成	6
第2章	端子間電気インピーダンスを用いる骨導振動子の接触圧力推定法	9
2.1	はじめに	9
2.1.1	ヒトを対象とする音像定位の特性計測とその課題	10
2.1.2	骨導音と気導音の伝搬特性差補正による音像定位への影響	14
2.2	接触圧力による端子間電気インピーダンス変化の原理	19
2.3	ヒトの機械的特性を模擬するファントムの検証	21
2.4	接触圧力に対する骨導振動子の電気インピーダンスの変化	25
2.5	端子間電気インピーダンスによる接触圧力推定法の原理	28
2.6	ファントムを対象とする提案法の評価	29
2.7	まとめ	29
第3章	ヒトを対象とする骨導振動子の接触圧力推定法の評価	31
3.1	はじめに	31
3.2	接触圧力に対する骨導振動子の電気インピーダンスの変化	31
3.3	ヒトを対象とする提案法の評価	34
3.4	インピーダンスの計測周波数帯域と推定精度及び計測時間の関係	38
3.5	まとめ	41
第4章	等価回路モデルを用いる端子間電気インピーダンスの表現と等価回路モデルに基づく接触圧力評価法	43

4.1	はじめに	43
4.2	等価回路モデルの提案と妥当性評価	43
4.3	等価回路モデルを用いる接触圧力推定法	47
4.4	ヒトを対象とする提案法の評価	48
4.5	接触圧力による音の知覚特性変化	49
4.5.1	接触圧力による外耳道へ放射される音の変化	49
4.5.2	接触圧力の音像知覚方向への影響	52
4.6	まとめ	56
第5章	結 論	57
	謝 辞	59
	著者文献	67

目 次

1.1	Pathways of air-conduction sound and bone-conduction sound.	1
1.2	Typical placement of bone-conducted sound transducers.	3
1.3	Examples of contact forces suggested by previous researches.	3
1.4	Structure of this dissertation.	7
2.1	Overview of contact force and amount of hair.	9
2.2	Measurement of the difference of AC and BC sound using cancellation method	10
2.3	Experimental setup	12
2.4	Results of the experiments. (a) – (f) amplitude difference of each subject, (g) – (l) phase difference of each subject	13
2.5	Average and standard deviation of amplitude difference	14
2.6	Compensation of the difference of AC and BC sound using measured difference of characteristics	15
2.7	Experimental setup for measuring sound image localization	16
2.8	Result of the sound image localization. (a)–(f) Presented from real loudspeakers, (g)–(l) presented from air-conduction headphone, (m)–(r) presented from bone-conduction headphone without compensation of characteristics, (s)–(x) presented from bone-conduction headphone with compensation of characteristics. Each row shows result from each subject.	18
2.9	Equivalent electrical circuit model of a transducer on human skin.	20
2.10	Experimental setup for experiment on verification of characteristics of equivalent model compared with human head.	22
2.11	Measurement results from experiment 1. (a) Measured electrical impedance with equivalent model and (b) measured electrical impedance with human head.	23

2.12	Electrical impedance of bone-conducted sound transducer without contact to any surface.	24
2.13	Overview of the experimental setup for phantom.	25
2.14	Representative measurement results from phantom (a) Electrical impedance with $F = 0$ N, (b) same condition as (a) in detail: (c) electrical impedance with $F = 0.5$ N, (d) same condition as (c) in detail: (e) electrical impedance with $F = 3$ N, (f) same condition as (e) in detail.	26
2.15	Estimator of contact force and amount of hair with neural network.	28
2.16	Estimation results. (a) Estimation result of hair, (b) histogram of the estimation error of hair, (c) estimation result of contact force, and (d) histogram of the estimation error of contact force.	30
3.1	Experimental setup for impedance measurement with human subjects.	32
3.2	Example of the measurement results from all human subjects at $F = 0.1, 0.5$ and 3 N. (a)–(l) corresponds to the measurements with subject 1–12.	33
3.3	Example of the measurement results from human subjects. (a) example of change of the electrical impedance, (b) comparison of free response to contact force of 5 N.	34
3.4	Peak change of the electrical impedance from human subjects. (a) Peak height, (b) peak frequency.	35
3.5	Model of the vibration of a bone-conducted sound transducer attached on a human head. (a) Overview of the transducer and human, (b) model of the transducer and human (c) vibration of the model with low contact force (d) vibration of the model with high contact force.	36
3.6	Contact force estimation method with 3-layered neural network.	36
3.7	Results of contact force estimation with human subjects. (a) Applied contact force vs. estimated contact force, (b) histogram of estimation error.	37
3.8	Relationship between the estimation error of the contact forces and number of datasets used for training the estimator.	38

3.9	Results of estimation in different frequency ranges. (a) Definition of the start and stop frequencies, (b) mean of the estimation error for different frequency ranges, (c) standard deviation of the estimation error for different frequency ranges, (d) relative measurement time for different frequency range compared to the range of 10 Hz–60 kHz.	39
3.10	Cost functions of estimation for each frequency range.	40
4.1	Cross-sectional view of the bone-conducted sound transducer used in this research. (a) Cross-sectional view of the bone-conducted sound transducer, (b) Examples of transducer vibration.	44
4.2	Reduced model of the transducer and human head.	44
4.3	Results of impedance measurement with 8 subjects.	45
4.4	Results of fitting of the electrical impedance from proposed model and measured impedance.	46
4.5	Estimated damping factors from the electrical impedance for all human subjects.	46
4.6	Overview of the proposed method with physical model.	47
4.7	Fitting of the damping-contact force curve with limited calibration data on 0.3 and 0.5 N.	48
4.8	Estimation results of the contact force with the proposed method.	49
4.9	Experimental setup for measuring ear canal sound pressure.	50
4.10	Experimental results of measured acoustic pressures. (a)–(l) corresponds to the results from subjects 1–12.	51
4.11	Experimental setup for measuring effect of contact force on interaural level difference (ILD).	52
4.12	Experimental results of measured ILD for each condition. (a)Obstacle is inserted on the left side, (b)no obstacle is used, (c)Obstacle is inserted on the right side	54
4.13	Relation of ILD and contact force difference between left and right ear. (a)Results at frequency of 125 Hz, (b)Results at frequency of 250 Hz, (c)Results at frequency of 500 Hz, (d)Results at frequency of 1000 Hz, (e)Results at frequency of 2000 Hz, (f)Results at frequency of 4000 Hz, (g)Results at frequency of 8000 Hz.	55

表 目 次

2.1	Specificaiton of log swept sine signal used for experiment	16
2.2	Equipments used for experiment	16
2.3	Number of incorrect responses	19
2.4	Physical quantities of materials used for simulated human head.	23
2.5	Frequencies and impedances of peaks obtained from simulated model.	24
2.6	Frequencies and impedances of peaks obtained from human head.	24
2.7	Frequencies and impedances of peaks obtained from simulated human head model by varying A ($F = 0$ N).	27
2.8	Frequencies and impedances of each peak obtained from simulated human head model by varying A ($F = 0.5$ N).	27
2.9	Frequencies and impedances of each peak obtained from simulated human head model by varying A ($F = 3$ N).	27
3.1	List of the 4 lowest cost functions and the frequency ranges.	38

本論文で用いる記号一覧

F	接触圧力
A	毛髪量
Z	骨導振動子の端子間電気インピーダンス
Z_e	骨導振動子の電気系のインピーダンス
z	骨導振動子の機械系のインピーダンス
z_0	骨導振動子の接触面から見たヒトの機械インピーダンス
E	骨導振動子の端子間電圧
I	骨導振動子の電流
V	骨導振動子の振動速度
F_t	骨導振動子の発生する力
f_{start}	電気インピーダンス計測の開始周波数
f_{stop}	電気インピーダンス計測の開始周波数
E_r	接触圧力の相対推定誤差
Z_e	接触圧力の相対推定誤差
m_h	振動子の筐体及び磁石の質量
k_t	振動子の筐体・振動板間のバネ定数
c_h	振動子の筐体・振動板間の減衰係数
m_d	振動子の振動板及びこれとともに振動する皮膚の質量
k_s	皮膚のバネ定数
c_s	皮膚の減衰係数

第1章 序 論

1.1 研究背景

1.1.1 骨伝導の原理と応用例

聴覚は5感に数えられるようにヒトの重要な感覚である。ヒトが知覚する音は、その伝播経路に着目すると気導音と骨導音に分けることができる。気導音と骨伝導の主要な経路と概要を Fig. 1.1 に示す [1]。気導音は空気を伝搬し知覚される音である。気導音では音源から空気の振動が伝わった後、外耳、中耳、内耳の順に伝搬し、内耳で機械振動が電気信号に変換され脳へと送られ知覚される。このように空気を伝搬し外耳、中耳、内耳へと至る気導音に比較し、骨伝導は多くの伝搬過程を経ることが知られている [2-4]。骨伝導は主に外耳周辺の皮膚や側頭骨を経由して伝搬し、外耳道の皮膚から空気中への放射や、中耳周辺の組織が揺れることによって耳小骨が相対的に振動するなどにより、気導音と同様に内耳で知覚される [5]。このような骨導音の伝搬過程については多くの研究がされており、上記以外にも内耳が圧縮される、脳脊髄液を伝搬するなど複数の経路があることが知られている [6,7]。

骨伝導は気導音とは異なる経路で知覚されるため、主に聴覚検査や骨導補聴器などへ応

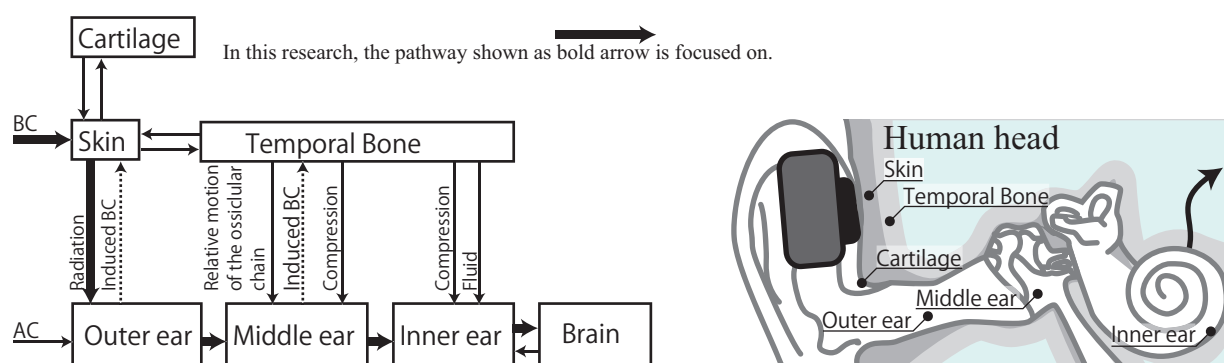


Fig. 1.1: Pathways of air-conduction sound and bone-conduction sound.

用されている。聴覚検査においては19世紀頃より音叉聴力検査と総称される検査が行われており [8]、骨導と気導の差を以て難聴の鑑別が行われている。近年ではオージオメータや骨導振動子の発展により、気導聴力と骨導聴力を比較し、これらの差（気骨導差）を定量的に評価して感温性難聴と伝音性難聴の鑑別に利用される [9] [10]。骨伝導は外耳・中耳の伝搬を必要とせず知覚できることから、これらに起因する難聴者の補聴器として利用されている。このほか、骨伝導では20 kHzを超える超音波が知覚できることが示されている [11, 12]。この現象は骨導超音波知覚と呼ばれ、健常者だけでなく重度の感音性難聴の患者でも聴取可能な場合がある。このため、従来の補聴器では適用不可能であった難聴者への適用が研究されている [13–15]。

骨導音の提示方法は大きく分けると侵襲的な提示方法と非侵襲的な提示方法がある。侵襲的な提示方法は側頭骨に振動子を埋め込み、これを振動させることで骨導音を発生させる。この方法を用いるのは主に伝音性難聴者のための補聴器であり、骨に取り付けることから Bone-Anchored Hearing Aid (BAHA) とよばれる [16]。侵襲的な方法は骨に直接振動子を取り付けるため確実に振動を伝えられる一方、外科的な手術が必要になるため手軽に利用できるものではなく、術後も振動子の取り付け部分を清潔に保つ必要があるなど多くの欠点がある。これに対し非侵襲的に骨伝導を利用する試みが多数行われている。気導音は外耳孔へ音を提示する必要があるのに対し、骨導音は最終的に内耳へ至ればどこへ提示しても構わないことから、必要に応じて多数の提示部位が検討されている。補聴器等への応用では Fig. 1.2 に示すように、乳様突起と呼ばれる外耳後部の骨付近、もしくは外耳孔周辺の頬骨突起や軟骨へ振動を提示するのが一般的である。前者は側頭骨へ振動を伝搬させることを目指したものであり、外耳孔周辺で比較的皮膚が薄く毛髪のない乳様突起部へ提示される。側頭骨へ振動を伝える必要があるため、振動子を約5 N程度の強い力で押し付けて振動を提示する必要がある。接触圧力は後の述べるように音に影響を与えるが、強い力で押し付ける場合多くの人は痛みを感じるとの報告がある。また、長期間この部位に骨導振動子を当て続ける場合、皮膚に陥没が起こる場合がある。これに対し後者の部位 (Fig. 1.2(b)) は側頭骨への振動伝搬のほか、皮膚表面や軟骨を伝搬した音が外耳孔の中で空気へ放射され、中耳・内耳を介して知覚される。この部位は比較的低い接触圧力でも音が聞こえる。また、これら部位では補聴器が露出してしまうため、これをきらう場合には鎖骨や腕などの部位へ装着する場合も検討されている。他方、音楽聴取や仮想現実のためのヘッドセットなど健常者向けのアプリケーションでは、装着の快適さなどから外耳孔周辺へ取り付けられるものが一般的である。

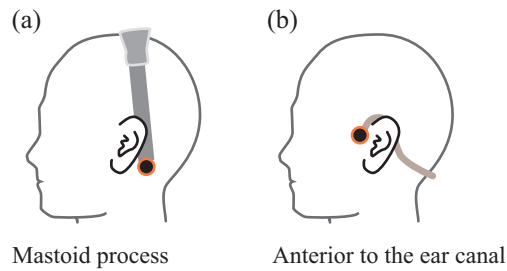


Fig. 1.2: Typical placement of bone-conducted sound transducers.

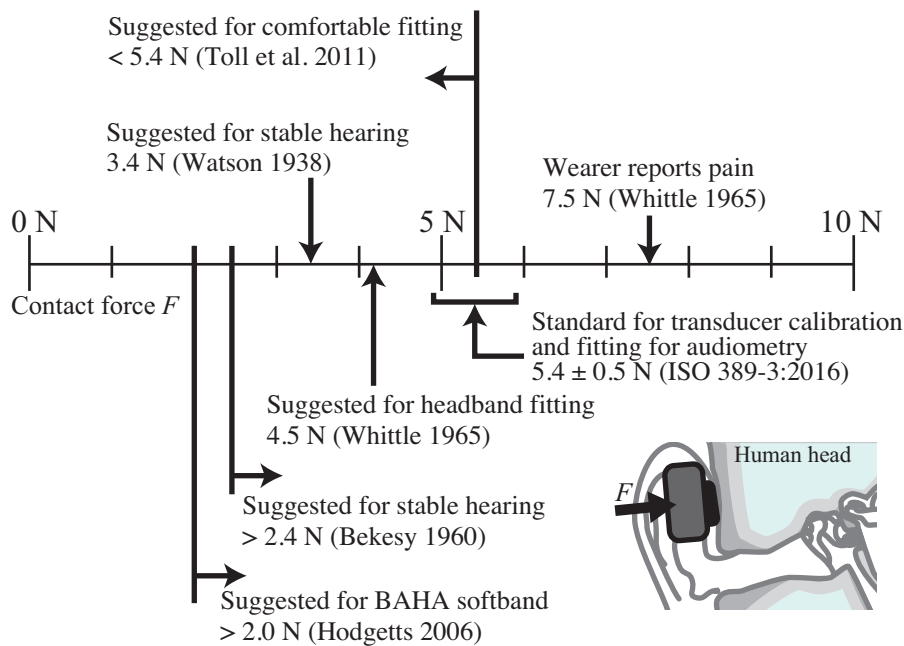


Fig. 1.3: Examples of contact forces suggested by previous researches.

1.1.2 骨伝導による音提示と接触圧力に関する問題点

骨導音は気導音に比べ複雑な経路を辿って知覚されており、装着時の様々な要因によって音が変わることが知られている [17]。とくに骨導振動子の接触圧力によって聞こえる音が変わることが知られている [18,19]。Figure 1.3 にこれまでに提案されている接触圧力の例を示す。Bekesy らは皮膚の上から振動を伝える骨導振動子の場合、接触圧力が 2.4 N 以上の場合に十分な音の伝搬が行われることを示している [20]。この範囲において聞こえと装着感から適切な接触圧力を求めるため 2.4–5.4 N における聴取実験も行われており、装着時の痛みを伴うことから 5.4 N より小さい接触圧力で音を提示できることが望ましいとされている [21]。このほか、多数の研究で目的により異なる接触圧力が推奨されており、2.0 N 以上 [22]、3.4 N [23]、4.5 N [24] などが提案されている。補聴器等を用い

る場合、上記接触圧力で接触していることを担保する必要がある。接触圧力による音の変化は難聴鑑別のための聴覚検査などでは特に重要であることから、骨伝導機器の国際規格 (ISO 389-3:2016, ほか) では骨伝導機器の校正時に接触圧力を 5.4 ± 0.5 N で計測したデータを用いることが定められている。

このように接触圧力に影響を受ける骨導音で再現性ある音提示・計測を行うためには、振動子の接触圧力を評価する必要がある。振動子の接触圧力の評価は大きく分けて (i) 圧力センサを挿入し接触圧力を計測する方法 (ii) おもりを乗せる方法 (iii) ヘッドバンドにより固定する方法の3通りの手法が用いられている。(i) ひとつは圧力センサを振動子と皮膚の間に挿入する手法である [25]。この手法は直接接触圧力を計測できる利点がある。一方、圧力センサを挿入したまま音を提示すると圧力センサ自体が音に影響を与え、圧力計測後にセンサを外して音を提示する場合、音提示中の接触圧力はわからない。これら制約のため研究目的以外には使用されない。(ii) 振動子の校正などの用途では重さの決まった重りを振動子に乗せることで一定の接触圧力を実現している [26]。しかしこの手法は静止状態で重りを乗せる必要があるため、人を対象とする場合には特殊な装置が必要となり装着が困難なことから補聴器には使用できない。(iii) 現在の聴覚検査や補聴器ではヘッドバンドを用いて振動子を固定する手法が用いられるが [27]、ヘッドバンドのみでは接触圧力は計測できない。特に骨伝導を用いる聴覚検査では2回検査を行い、これらに大きな差が無いことを以て接触圧力が一定であることを担保している。しかしながら検査が終わるまで接触圧力がわからないため、検査途中で振動子がずれた場合でもすべての検査が終わるまでこれを知るすべはない。また、補聴器用途でも接触圧力による音の変化が敬遠され、普及の妨げとなっている。

音の伝搬に影響を与えず簡便に利用可能なセンサレス接触圧力推定が可能となれば、聴覚検査における振動子の接触を担保できるとともに、補聴器でも接触圧力に応じた音の補正により聞こえを一定にできる可能性がある。

1.1.3 ヒトの機械インピーダンスとその計測方法

骨伝導ではヒトに振動が伝搬することで音を知覚する。このとき、ヒトの皮膚・骨の振動のしやすさによって知覚される音は変化する。この機械振動のしやすさは機械インピーダンスと呼ばれ、ある力 F を加えたとき、これによって機械系が速度 V で移動したとすると、機械インピーダンス $Z = F/V$ として定義できる。骨伝導に関連する機械インピーダンスとしては、頭蓋骨の機械インピーダンスと皮膚の機械インピーダンスが研究されて

いる。これら機械インピーダンスが接触圧力により変化することで、骨伝導により知覚される音が変わると考えられる。

頭蓋骨の機械インピーダンスは様々な研究で計測され、そのモデルが提案されている。Khali らの研究では2つのヒトの頭蓋骨を対象として共振周波数を計測し、1.3 kHz–5 kHzの帯域に7–12の共振モードがあることを示した [28]。Hakansson ら 1986 では骨のインピーダンスのモデルが提案されている [29]。乾燥させたヒトの頭蓋骨を対象とした計測では、乳様突起部へ振動を提示した場合 500–600 Hz で共振することが示されている [30]。これをもとに頭蓋骨の機械インピーダンスを表す等価回路モデルが提案されており、質量・バネ・ダンパを直列に接続したモデルが提案されている。

皮膚の機械インピーダンスもモデルが提案されている。ヒトの頭部における機械インピーダンスの計測では、前頭部及び乳様突起部で機械インピーダンスを計測する試みが行われてきた [31]。この中で骨導振動子の接触圧力が異なる場合、機械インピーダンスを表すモデルのパラメータが異なることが示されている。また Hakansson らはチタンボルトを側頭骨に固定し直接骨を振動させる場合と乳様突起部に皮膚の上から振動を加える場合では、機械インピーダンスの大きさが 10–30 dB 異なることを示している [29]。死体の頭部を用いる実験では、皮膚を含む頭部が 150–400 Hz 程度で共振することが示されている [32]。

これらヒトの機械インピーダンスの計測には加振力 F とこれによる振動速度 V の計測が必要となる。従来、機械インピーダンスは複数の計測法で計測されている。ひとつはインピーダンスヘッドと呼ばれる装置を用いて加速度と加振力を計測する手法である [29]。インピーダンスヘッドで計測した加速度を積分し、これで計測した加振力を割ることで機械インピーダンスを求める。この手法では駆動点の機械インピーダンスを求めることが可能であるが、インピーダンスヘッドは通常の補聴器等に組み込むことは容易ではない。他にも校正済みの加振機を用いて力を加え、レーザードップラ振動計と呼ばれる振動速度を計測する装置で計測を行う手法がある [33]。この手法は振動子の加振点以外への振動の伝搬を計測可能であるが、レーザードップラ振動計を用いる場合ヒトの頭部運動などにより計測結果が影響を受けるため、頭部を固定して計測する必要がある。

以上のようにヒトの機械インピーダンス計測には特殊な装置が必要であり、これらを接触圧力推定のために補聴器等に組み込むことは現実的ではない。

1.2 研究目的及び論文構成

本研究はヒトと振動子の接触状態により振動特性が変化することを利用し、振動子を介してヒトの機械インピーダンスを計測することで接触圧力を推定手法を提案する。本研究の目的は骨導振動子の電気インピーダンスが接触圧力により変化すると仮定し、センサレス接触圧力推定手法を確立することである。本論文の構成は以下の通りである。第1章は序論として骨伝導の原理と応用例、この際に問題となる接触圧力の影響等について述べた。第2章では接触圧力推定の必要を実験により示すとともに、ヒトの皮膚と骨を模したファントムを対象とし、骨導振動子の電気インピーダンスから接触圧力を推定する手法を提案する。第3章では第2章で提案した手法をヒトを対象に評価する。12人の被験者を対象として提案法を評価し、ヒトにおける骨導振動子のインピーダンス変化を議論するとともに、提案法の推定精度を明らかにする。第4章では以上の結果をもとにインピーダンス変化の等価回路モデルを提案し、これに基づく接触圧力推定を行う。また、提案法を用いることで骨導振動子の接触圧力と音の定位方向の関係を明らかにし、提案法の有用性を示す。第5章は結論である。Figure 1.4 に本論文の構成を示す。

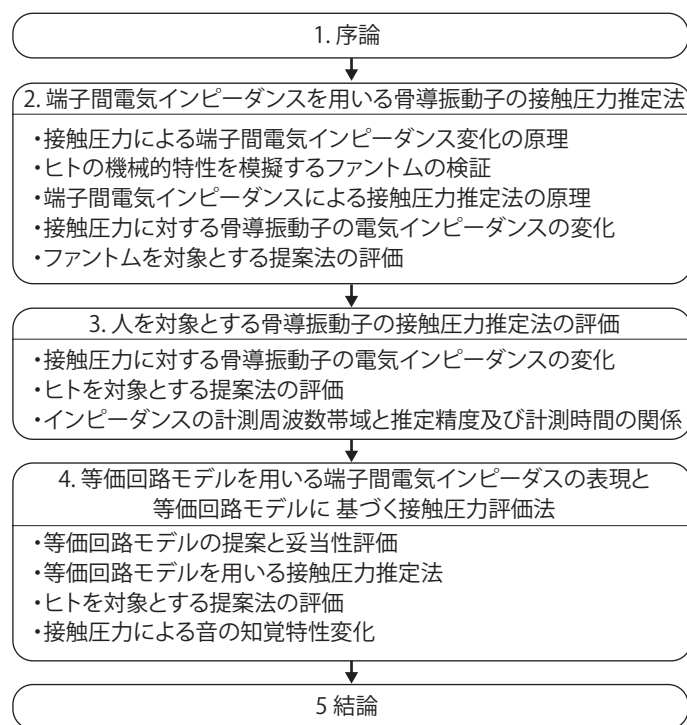


Fig. 1.4: Structure of this dissertation.

第2章 端子間電気インピーダンスを用いる骨導振動子の接触圧力推定法

2.1 はじめに

骨導音は前章で述べたとおり、振動子の接触圧力によりヒトが知覚される音に変化することが知られている。Figure 2.1 に本研究で対象とする接触圧力の概略を示す。この際、ヒトが装着すると接触圧力のほか、振動子と皮膚の間に毛髪が挟まり、これにより音に変化する。従来の接触圧力評価法では、追加のセンサが必要となるため補聴器への適用が難しいなど課題がある。他方、骨導振動子の電気機械系に着目すると、等価回路モデルとして考えることができる。従来この等価回路モデルを用いることで、骨導振動子の出力する力を周波数の関数として表す試みがなされている。校正済みの骨導振動子を用いて出力される音を予測する試みであるものの、当該手法で音を予測するには人工マストイドと呼ばれる特殊な機材が必要であり、ヒトに装着された骨導振動子の接触状態を予測できるものではない。

本章はまずヒトに対する骨導音提示の実験を行い、その問題点を指摘する [34]。これに対してファントムを対象として接触圧力による骨導振動子の電気インピーダンス変化を調べ、接触圧力による電気インピーダンスの変化とこれを用いる接触圧力の推定法を提案する。

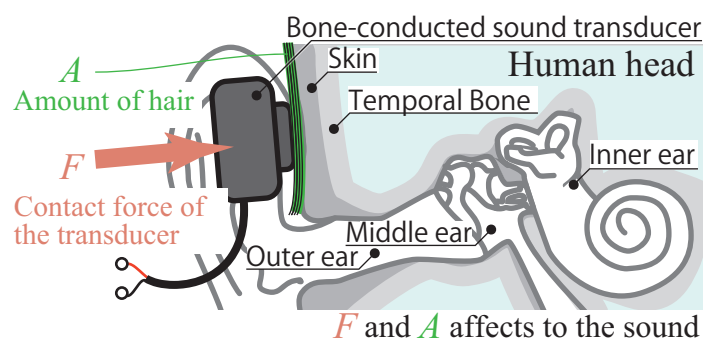


Fig. 2.1: Overview of contact force and amount of hair.

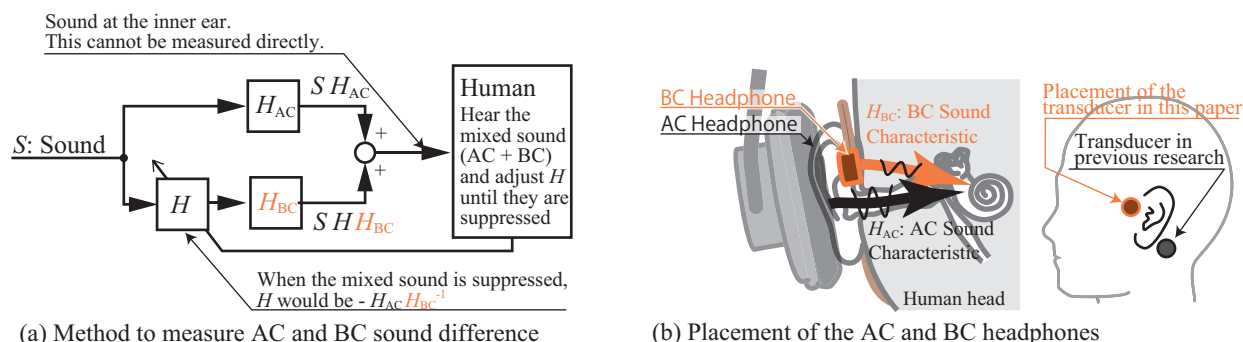


Fig. 2.2: Measurement of the difference of AC and BC sound using cancellation method

2.1.1 ヒトを対象とする音像定位の特性計測とその課題

伝搬特性差の計測原理

第1章で示したとおり，骨導音と気導音はどちらも内耳にて知覚される．このことを Bekesy らが初めて示した際に証拠とされたのは，気導音・骨導音が内耳の中で打ち消し合う現象である [35]．骨導音，気導音ともにその伝搬経路が線形な系であると仮定すると，重ね合わせの原理により，別々の箇所から提示した骨導音と気導音がちょうど知覚できなくなる，つまり内耳でこれらの和が常に0になるような振幅・位相の組み合わせが存在する．この現象を用いることで，これまで直接の計測が難しかった骨導音の伝搬特性を気導音の伝搬特性に対する差として計測することが可能である．計測の原理を Fig. 2.2 に示す．ヘッドホンから内耳に至る気導音の伝搬特性を表す伝達関数を H_{AC} ，骨導音の伝搬特性を表す伝達関数を H_{BC} と定義する．また，骨導音は周波数特性が可変な伝達関数 H を通して人間に提示しているものとする．このとき，同一の音 S をこれら気導音・骨導音として提示した際，人間の内耳で知覚される音は $SH_{AC} + SHH_{BC}$ と表すことができる．ここで，人間にとって音が聞こえなくなるよう H を調節する．このとき， H は次式で表される．

$$H = -H_{AC}H_{BC}^{-1}. \quad (2.1)$$

この関係を用い，音が聞こえなくなるよう人間が H を調節することで，気導音と骨導音の伝搬特性の違いを計測することが可能である．ただし，Eq. (2.1) の関係を満たすように様々な周波数成分を含む音について H を調節するのは，パラメータが膨大であり現実的

ではない。そこで本研究では、単一周波数の音を提示しこれについて H を調節することで、当該周波数における振幅・位相の 2 変数のみを変化させて計測を行い、これを複数周波数で繰り返すことで近似的に H を計測する。

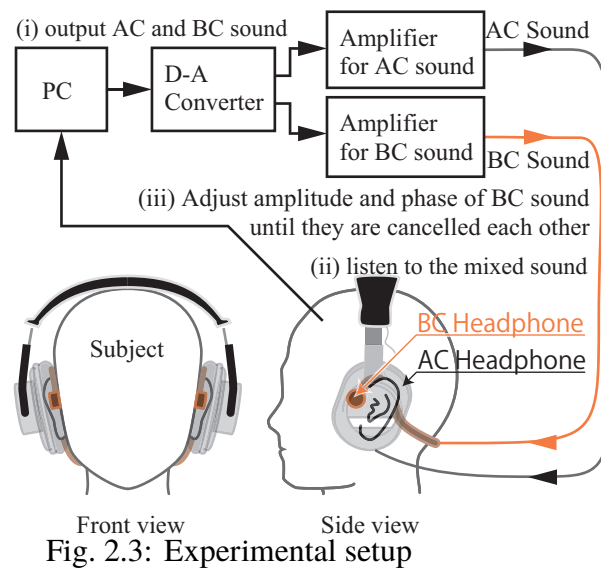
これまでに乳様突起 (Fig. 2.2(b) 右図黒丸) から提示した骨導音についてこの現象を応用し、片耳ずつ 33 の周波数で骨導音と気導音の伝搬特性差を計測し音像定位特性を良くしようという試みがなされている [36]。この取組では骨導音提示箇所の中でも比較的皮膚が薄く外耳道から遠い位置に提示されているため、Fig. 1.1 で示すうち、Temporal Bone を経由する経路の特性を計測しているものと考えられる。この研究では計測した伝搬特性差を利用することで、気導音には及ばないものの前後の誤認識が減っておりこの方法が有用であると結論づけている。しかしながら、この経路で音を伝搬させるためにはトランスデューサを強く皮膚に押し当てる必要があり、長時間の装着が難しいことから一般消費者向けには販売されていない。

現在骨伝導ヘッドホンとして一般的なものは耳の前部の皮膚 (Fig. 2.2(b) 右図赤丸) にトランスデューサを押し付けるものであり、これは外耳道に近く皮膚も厚いことから先述の特性とは大きく異なることが予想できる。しかしながら、この位置に音を提示する場合に関してはこれまでに検討されていない。本研究では、外耳道から多くの音が伝搬するという仮定から同様に特性の計測ができると考え、片耳ずつ気導音と骨導音をキャンセルすることによってこれらの伝搬特性差を計測する。

伝搬特性差の計測実験

被験者には下記の手順で実験を行った。

1. 被験者は Fig. 2.3 に示すように気導・骨導のヘッドホンを装着する。それぞれのヘッドホンの装着圧力は被験者が左右で均等に感じる程度に調節をする。
2. 単一周波数の音について、骨導音の振幅・位相を変化させて最も音が小さく聞こえる組み合わせを探す。
3. 基準となる音と聞こえている音とを比較し、基準となる音と同じか小さく聞こえる場合、この時の組み合わせを記録する。
4. 上記 2. 3. を両耳について行う。
5. 上記 2. 3. 4. を周波数を変えながら 30 回繰り返す。



計測を行う周波数については、上記手順を1点ごとに行うため計測に時間がかかることから、十分な数の周波数を得られる最小の周波数として200 Hzから15 kHzまでを500 Hzごとに30分割しそれぞれについて計測を行った。この点数で実験を行った際、全ての周波数について計測を終えるまでにかかった時間は平均で1時間程度であった。計測を始める際には、上記の手順を説明しながら実際に操作をさせ操作方法の教示をした。万が一、周波数が高過ぎるなどの理由で提示しているはずの気導音が聞こえない場合にはその旨記録するよう指示した。また、気導音と骨導音をキャンセルさせることができず、全く音が変わらない場合には、その旨記録するよう指示した。その他、被験者が実験中に感じた音の聞こえ方などを実験後にヒアリングし、記録した。

実験は無響室内で行った。気導音のヘッドホンにはMDR-7506 (Sony) を使い、アンプはE6 (Fiio) を使用した。骨導音のヘッドホンにはAS400 (Aftershockz, アンプ内蔵) を使用した。気導音および骨導音のアンプの増幅率はすべての被験者で統一した。D-AコンバータにはUSB-6259 (NI) を使用し、サンプリング周波数500 kHzで再生を行った。被験者にはLabVIEW (National Instruments) を用いて骨導音の振幅・位相を操作させた。被験者の操作による振幅・位相の変化は再生する音の1周期ごとに反映するものとした。

上記の実験を6名の被験者に対し行った。左右の耳について気導音と骨導音がちょうど聞こえなくなった時の気導音に対する骨導音の出力電圧の振幅の比を被験者ごとにそれぞれFig. 2.4(a)–(f)に示す。また、その時の気導音と骨導音の出力電圧の位相差をFig. 2.4(g)–(l)に示す。このうち振幅比について6名の平均・標準偏差をFig. 2.5に示す。

まずFig. 2.4(a)–(f)及びFig. 2.5をみると、3 kHz付近から7.5 kHz付近までと、8 kHz

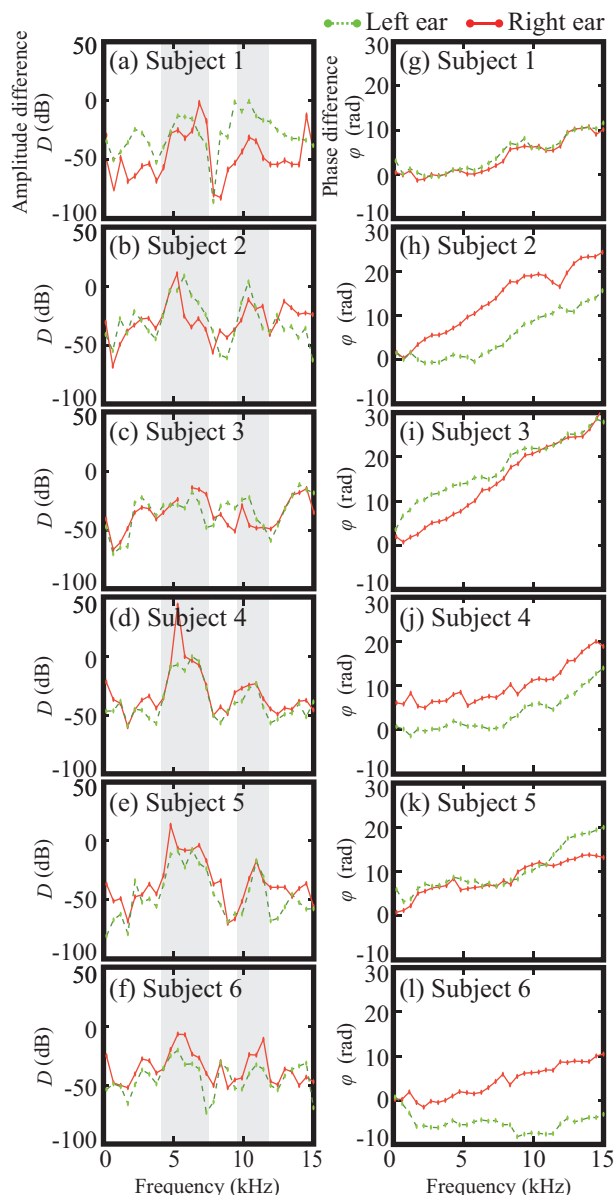


Fig. 2.4: Results of the experiments. (a) – (f) amplitude difference of each subject, (g) – (l) phase difference of each subject

付近から 1.2 kHz 付近までにかけて、どの被験者でも気導音に対し骨導音の振幅が他の周波数帯域に比べ大きいことがわかる。また、3 kHz 付近にもすべての被験者でノッチが見られる。これは左右双方の耳で同様の傾向が見られる。これらは D-A コンバータの骨導音及び気導音のアンプへの入力部からみた周波数特性であり、個人間ではばらつきがあるもののおおまかな形やノッチ・ピークの周波数が一致している。このことは先に示した方法によって気導音と骨導音の差を計測できることを示唆している。次に Fig. 2.4(g)–(l) をみると、気導音と骨導音の位相差は個人によって大きくばらつくことがわかる。しかしなが

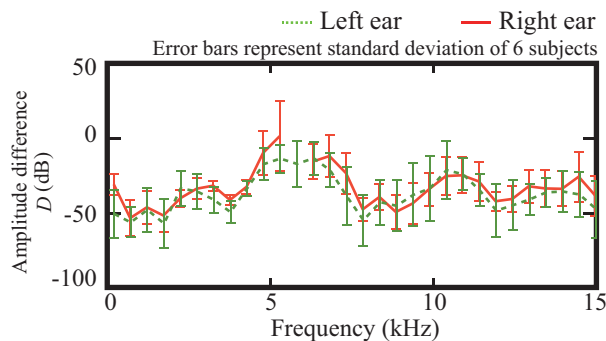


Fig. 2.5: Average and standard deviation of amplitude difference

ら、全員の被験者において周波数が上がるごとに位相が進む点は共通しており、この特性は本実験系及び気導音と骨導音の特性において共通するものと考えられる。ただし、この周波数特性にはアンプやヘッドホンの特性も現れているので、個人差が現れるであろうヘッドホンから出力されてから内耳までの骨導音と気導音の差のみを見ているわけではない。それでもこの伝達特性を用いるフィルタを使用することで、アンプやヘッドホンの特性を加味して骨導ヘッドホンからあたかも気導音がするかのよう音を提示することが可能ではないかと考える。この場合、実際に音像定位の特性を気導音、補正なしの骨導音及び補正後の骨導音で比較し、それぞれ有意な差が現れるかを検証する必要がある。

本実験においては気導音・骨導音用のアンプはそれぞれ増幅率などを被験者によって変化させておらず、Fig. 2.4に見られる周波数特性の差は個人間で気導音と骨導音の伝達特性差にちがいがあことを示唆している。このような違いが発生するのは、トランスデューサの取り付け位置や押付圧といった装着時の条件の違いと、頭部の形状や皮膚の厚みの違いといった個人に固有のものという2通りの原因が考えられる。特に押付圧を変化させた時の特性は個人間においても同様の傾向が見られると考えられる。これら課題を分離し、骨導音提示による音の知覚特性を明らかにするためには、接触圧力等の実験条件を定量的に評価する必要があると考えられる。

2.1.2 骨導音と気導音の伝搬特性差補正による音像定位への影響

伝搬特性差補正の原理

前節にて計測を行った伝搬特性差は気導音と骨導音の差を表しており、これを用いることによって骨導音を補正すればあたかも気導音であるかのように聴かせることが可能であると考えられる。原理を Fig. 2.6 に示す。計測した伝搬特性差 H は $H = -H_{AC}H_{BC}^{-1}$ とな

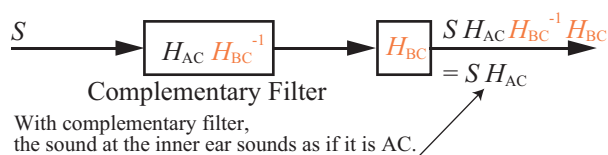


Fig. 2.6: Compensation of the difference of AC and BC sound using measured difference of characteristics

ることから、この伝達関数を通した上で骨導音により音 S を聞いた場合、その内耳における振幅・位相特性は $-S H_{AC} H_{BC}^{-1} H_{BC} = -S H_{AC}$ となる。これは気導音で音を聞いた場合と同じ特性であり、このことから骨導音であっても知覚される際には気導音相当の音になっていることが期待できる。

伝搬特性差補正による音像定位への影響の評価実験

本実験においては前章の伝搬特性差の計測に加え、音像定位特性を計測するための実験を行う。実験手順は下記のとおりとした。

1. 頭部伝達関数を計測
2. 骨導音と気導音の伝搬特性差計測
3. 音像定位実験

実験では被験者に Fig. 2.7 に示す 8 方向から音を提示した。スピーカは正面から 45 度ずつ 8 方向にスピーカを配置、頭の中心から 1 m の位置に配置した。被験者に音像提示をする際には被験者ごとに予め計測を行った頭部伝達関数を提示音に畳み込んだ。提示音には 500 Hz から 15 kHz まで 500 Hz ごとの周波数を含む音を用いた。提示音の長さは 1 s とした。

頭部伝達関数の計測の際には左右のマイクロホンをそれぞれ人間の頭部の中心相当の位置に配置し、マイクロホン自体の周波数特性をそれぞれ予め計測を行った。被験者にマイクロホンを装着して計測した周波数特性からマイクロホンのみで計測した周波数特性との差と求め、これを各方向からの頭部伝達関数として使用した。計測に使用した信号は Log Swept Sine(対数掃引正弦波) [37] を 3 波連続して送信し 2 波目の波に相当する区間の信号を応答として用いた。詳細な実験条件を Table 2.1 に、使用機材を Table 2.2 示す。マイクロホンの信号はアンプを通した後に AD コンバータを通して PC へ記録した。

実験においては、次に示す条件 (1)–(4) について定位特性を計測した。

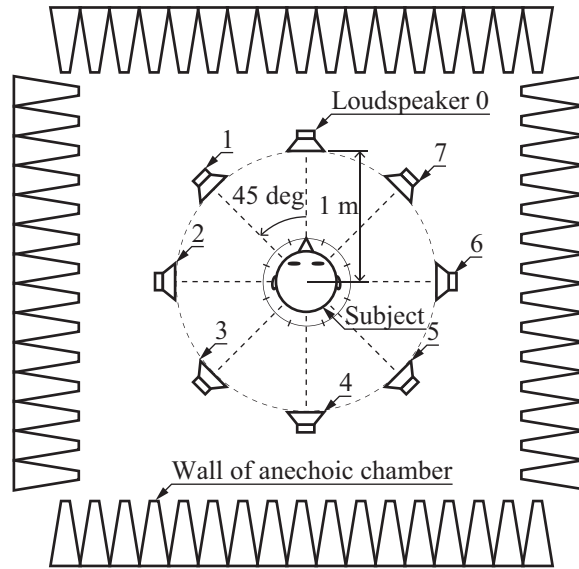


Fig. 2.7: Experimental setup for measuring sound image localization

Table 2.1: Specificaiton of log swept sine signal used for experiment

Signal length	10 kSample
Signal shift	6 kSample
Sampling frequency	100 kHz

- (1) 被験者の周囲に配置したスピーカから音を提示する場合
 この場合、各スピーカからは次式に示す音 s_1 を提示する。

$$s_1(t) = \sum_{n=1}^{30} \sin(2\pi f_n t). \quad (2.2)$$

ここで t は時間, f_n は骨導音の伝搬特性を計測した各周波数であり, $f_n = 0.5, 1, \dots, 15$ (kHz)

Table 2.2: Equipments used for experiment

Names	Model numbers	Makers
Microphone	CS-10EM	Roland
Amplifier	PCM-D50	Sony
AD Converter	USB-6259	NI

である。

(2) 気導のヘッドホンから音を提示する場合

気導のヘッドホン左右から提示する音をそれぞれ $s_{l,AC}$, $s_{r,AC}$ とし, Fig. 2.7 に示すスピーカ m に対応する左右耳への頭部インパルス応答をそれぞれ $h_{l,m}$, $h_{r,m}$ とする. この場合には, ヘッドホンから次式に示す $s_{l,AC}$, $s_{r,AC}$ を提示する.

$$s_{l,AC}(t) = h_{l,m} \circ \sum_{n=1}^{30} \sin(2\pi f_n t), \quad (2.3)$$

$$s_{r,AC}(t) = h_{r,m} \circ \sum_{n=1}^{30} \sin(2\pi f_n t). \quad (2.4)$$

ここで, $f \circ g$ は f と g の巡回畳み込みを表すものとする.

(3) 骨導のヘッドホンから音を提示する場合

この場合, 条件 (2) で示した $s_{l,AC}$, $s_{r,AC}$ を骨導のヘッドホンから提示する.

(4) 骨導のヘッドホンから3章で求めた伝搬特性差の補正を行い音を提示する場合

骨導のヘッドホン左右から提示する音をそれぞれ $s_{l,BC}$, $s_{r,BC}$ とする. また, 予め計測した骨導音と気導音の伝搬特性差について, f_n に対応する左右の気導音と骨導音の振幅比を $A_{l,n}$, $A_{r,n}$, 位相差を $\phi_{l,n}$, $\phi_{r,n}$ とする. この場合には, ヘッドホンから次式に示す $s_{l,BC}$, $s_{r,BC}$ を提示する.

$$s_{l,BC}(t) = h_{l,m} \circ \sum_{n=1}^{30} A_{l,n} \sin(2\pi f_n t + \phi_{l,n}), \quad (2.5)$$

$$s_{r,BC}(t) = h_{r,m} \circ \sum_{n=1}^{30} A_{r,n} \sin(2\pi f_n t + \phi_{r,n}). \quad (2.6)$$

上記実験においては, まず条件 (2), (3), (4) についてそれぞれ, 各音源 8 方向について 5 回ずつ音の提示を行った. その後, 気道のヘッドホンを外して条件 (1), (3), (4) について同様の実験を行った. 音の提示の順は無作為に決定した. これらの音について, 被験者には 8 方向のうちどの方向から音が聞こえたかを回答するよう指示した.

結果を Fig. 2.8 に示す. Figure 2.8 の各列はそれぞれ上記の 4 条件に対応する. また, 各

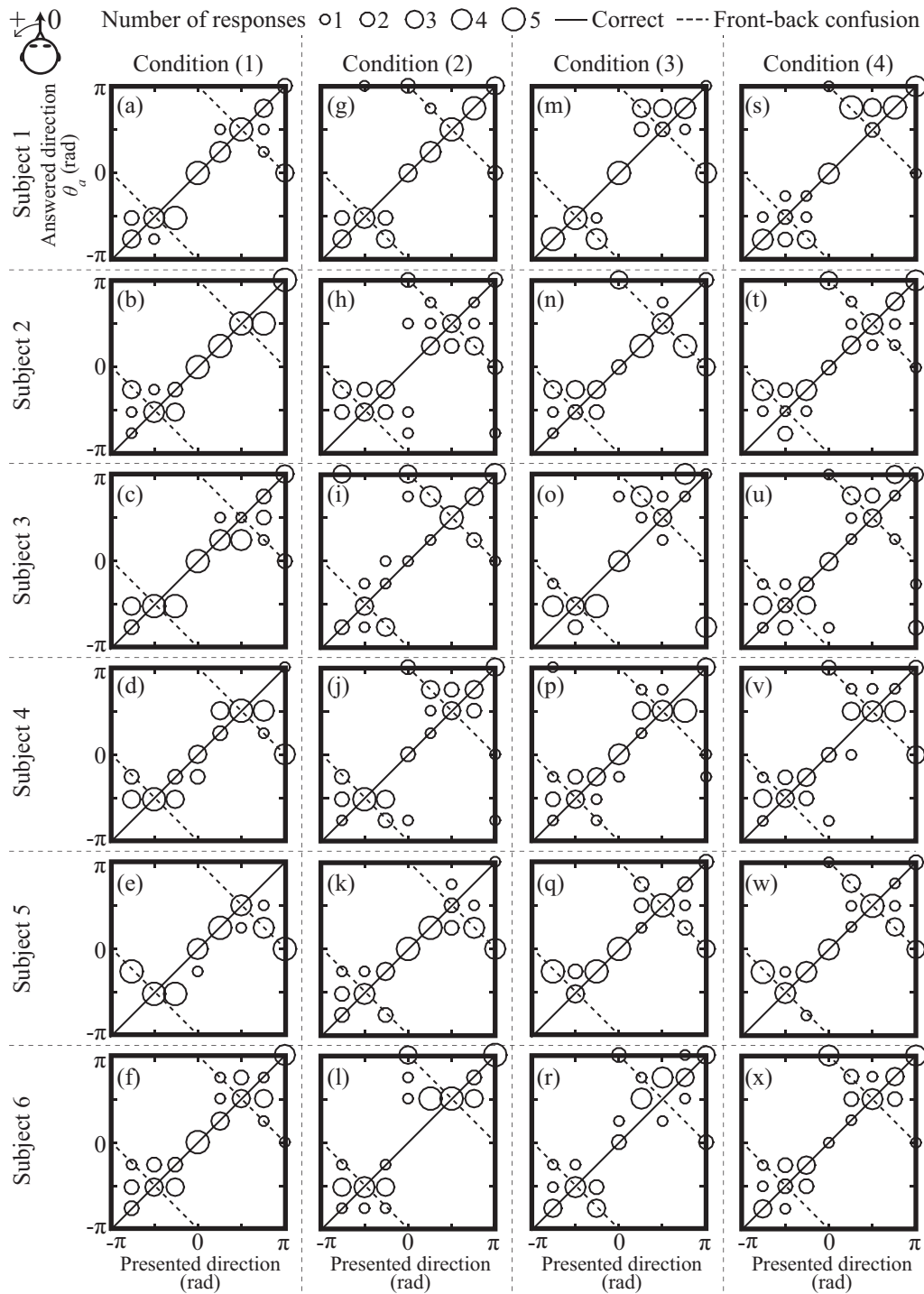


Fig. 2.8: Result of the sound image localization. (a)–(f) Presented from real loudspeakers, (g)–(l) presented from air-conduction headphone, (m)–(r) presented from bone-conduction headphone without compensation of characteristics, (s)–(x) presented from bone-conduction headphone with compensation of characteristics. Each row shows result from each subject.

条件, 被験者ごとに不正解の音源方向を答えた回数を Table 2.3 に示す. まず Fig. 2.8(a)–(f) の結果から, 実験に用いた 30 の周波数のみでも音源方向が前後を含め判別が可能である

Table 2.3: Number of incorrect responses

Subject No.	Condition			
	(1)	(2)	(3)	(4)
1	14	13	18	18
2	13	25	21	19
3	18	20	28	25
4	22	22	21	24
5	22	18	17	19
6	17	22	25	19

ことがわかる。被験者によって音像定位の正確さは異なるが、左右方向に音像定位の結果を間違えることはどの被験者にもなく、むしろ前後方向の弁別が難しいことがわかる。前後方向の定位には頭部伝達関数のほか、部屋の反響などが大きく影響すると言われており、無響室での実験であったために前後の誤判断が多かったものと考えられる。これに加え、被験者には目を開けて実験を行ってもらっており、前方3機のスピーカが視界に入っていたことから、これらの影響によって前方に定位が偏っていることが考えられる。また、音源自体も 500 Hz 刻みの音を用いており、この音が前後方向への定位を阻害する要因となっていることも考えられる。

つぎに、Fig. 2.8(g)–(x) を比較すると、これらの間に顕著な差があるようには見えない。Table 2.3 に示す不正解の数を比較しても条件によって変化する傾向が見られるわけではなく、これらは同等の定位をしているのではないかと考えられる。骨導音による補正を提案したものの、提案法では補正のための気導音・骨導音の特性差計測から音の定位実験開始までに1時間程度かかっており、この間に骨導振動子がずれてしまい特性が変わっている可能性がある。骨伝導の音補正を実験する際には、音像定位への補正の効果の有無が明らかになるよう、骨導振動子の接触状態を評価し特性が変化していないことを担保する必要がある。

2.2 接触圧力による端子間電気インピーダンス変化の原理

提案法による接触圧力推定は骨導振動子の端子間電気インピーダンスが骨導振動子及びヒトの機械インピーダンスによって変化することを用いる。Figure 2.9 に本研究で用いる骨導振動子の等価回路モデルを示す。本節では骨導振動子の端子間電気インピーダンス Z と、骨導振動子から見たヒトの機械インピーダンス z_0 及び骨導振動子自体の機械イン

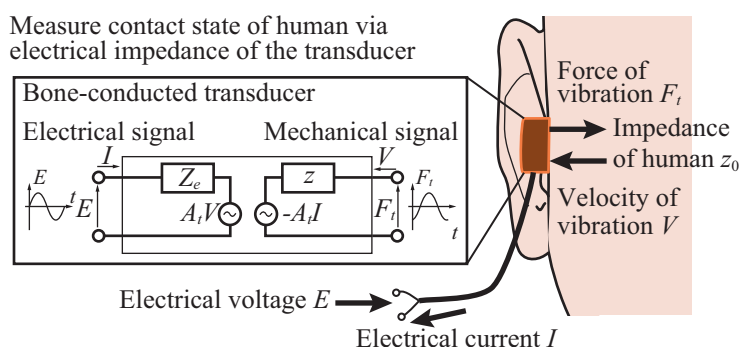


Fig. 2.9: Equivalent electrical circuit model of a transducer on human skin.

ピーダンス z の関係を導出する。骨導振動子が電磁式の振動子であることを仮定すると、振動子の発生する力 F_t 及び振動子に流れる電流の間には以下の関係が成り立つ。

$$F_t = A_t I. \quad (2.7)$$

ここで、 A_t は力係数と呼ばれる定数であり、振動子に流れる電流が電磁誘導によって力に変換される比を表す。また、この振動子の振動板が速度 V で振動したとき、電磁誘導によって端子間に現れる開放電圧 E_t は次式を満たす。

$$E_t = -A_t V. \quad (2.8)$$

これらの関係式から、振動子に加えられた電圧 E と電流 I は次の関係を満たす。

$$E = Z_e I + E_t = Z_e I - A_t V. \quad (2.9)$$

ここで、 Z_e は骨導振動子の制動インピーダンスと呼ばれる値であり、振動子が振動しない ($V=0$) とした場合に観測される端子間のインピーダンスである。これは振動子のうち電気系によるインピーダンスを表す。同様に、振動子の発生する力 F_t と振動速度 V の関係は次式で表される。

$$F_t = -A_t I + (z + z_0)V. \quad (2.10)$$

ここで z は先に述べた振動子の機械インピーダンス、 z_0 は振動子から見たヒトの機械インピーダンスである。これら式 (2.9)、式 (2.10) から、振動子の電圧 E 、電流 I 、力 F_t 、速度

V は次式の関係で表される.

$$\begin{bmatrix} E \\ F_t \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} Z_e & A_t \\ -A_t & z + z_0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} I \\ V \end{bmatrix}. \quad (2.11)$$

従来はこの関係式を用いるため、人工マストイドを用いて F_t 及び V を計測し、内部のパラメータを同定している. そのため振動子のみでは十分な計測を行うことができず、振動状態等をモニタリングできない. これに対し本研究はこの関係のうち、振動子が装着された状態では動的な力の変化はなく $F_t = 0$ であると仮定すると、電流と電圧の関係式として次式を得る.

$$E = ZI, \quad (2.12)$$

$$Z \equiv Z_e + \frac{A_t^2}{z + z_0}. \quad (2.13)$$

ここで新たに定義した Z は振動子の端子間電気インピーダンスを表す. この式から、振動子の機械系のインピーダンス z とヒトの機械インピーダンス z は振動子の端子間電気インピーダンス Z に影響を与えることがわかる. このため、たとえば接触圧力 F や振動子と皮膚の間の毛髪量 A によって機械インピーダンス $z + z_0$ が変化した場合、これが式 (2.13) によって端子間電気インピーダンス Z へと現れることが予想される. 接触圧力 F や毛髪量 A を推定する問題は、得られた電気インピーダンス Z から式 (2.13) に基づく逆問題を解くことに相当する.

2.3 ヒトの機械的特性を模擬するファントムの検証

ヒトの機械的特性を模したファントムを製作し、これを用いて再現性のある基礎的検討を行うこととした. 本節では当該ファントムの妥当性を検証する. Figure 2.10 に実験の概要を示す. 実験では接触圧力 F を様々に変え、(i) 振動子をファントムに接触させた場合、及び (ii) 振動子をヒトに接触させた場合について電気インピーダンス Z を計測した. (i) で用いるファントムは人の肌を模した厚さ 2 mm のゲルシート (Exseal Hyper Gel Sheet Asker C 30) 及び骨を模した厚さ 3 mm のアクリル板 (AcrySunday アクリライト EX) により製作した. 製作したファントムの各種物理量を Table 2.4 に示す. また、(ii) では被験者の外耳孔前部へ振動子を装着した. 本節ではファントムの妥当性を検証するため、被験者は 1 名とした. その他多数のヒトに装着した場合の電気インピーダンスについては第 3

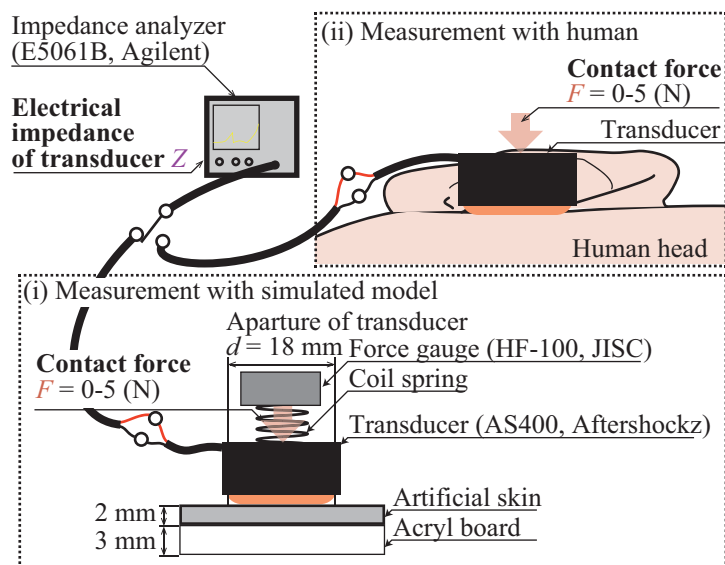


Fig. 2.10: Experimental setup for experiment on verification of characteristics of equivalent model compared with human head.

章にて議論する。これら (i)(ii) で得られた電気インピーダンスが同様の傾向を示す場合、ファントムを用いることは妥当であると言える。毛髪量に関しては、実物の毛髪を用いるため本節では検証の対象としない。(i)(ii)とも、次の条件で実験を行った。端子間電気インピーダンス Z はネットワークアナライザ (E5061B, Agilent) を用いて、10 Hz から 60 kHz の周波数帯域を対数スケールで 500 点計測した。この周波数帯域はヒトの可聴域の下限から骨導超音波で知覚できる周波数までを網羅するよう選択した。インピーダンスの計測は各条件 10 回ずつ行い、10 回平均を計測結果とした。接触圧力 F は 0, 0.1, 0.5, 1.0, 5.0 N とし、これら条件にて上記計測を行った。

以上の実験によって得られた (i) ファントムにおける計測結果を Fig. 2.11(a), (ii) ヒトにおける計測結果を Fig. 2.11(b) に示す。これら図から、両者ともに 4 つの特徴的なピークがインピーダンスに現れることがわかる。また、これらピークは F の変化に対し同様の傾向で変化することがわかる。特にピークの周波数および高さを検討するため、実験 (i)(ii) で得たインピーダンスのピーク周波数及びピーク値を Table 2.5 および Table 2.6 に示す。これら両者において、ピーク I のピーク高さおよび周波数は F と共に増加する。逆に、ピーク II の高さは F が増加するにつれて減少する事がわかる。また、ピーク III および IV は両方の条件下で F による影響をほとんど受けない。

以上の結果から、人体表面を模したファントムの妥当性を以下の観点から検証する。人間の肌の Z については、図 6 (b) に示すように、インピーダンスの周波数と絶対値が F

Table 2.4: Physical quantities of materials used for simulated human head.

Physical quantity	Value
Gel sheet	
Density	1.04 g/cm ³
Longitudinal sound speed ^{a)}	2536 m/s
Attenuation coefficient ^{a)}	-1.9 dB/(MHz cm)
Hardness	Asker C 30
Acrylic board	
Density	1.19 g/cm ³
Longitudinal sound speed	1534 m/s

a) Marked values are measured by experiment.

Other values are from datasheets.

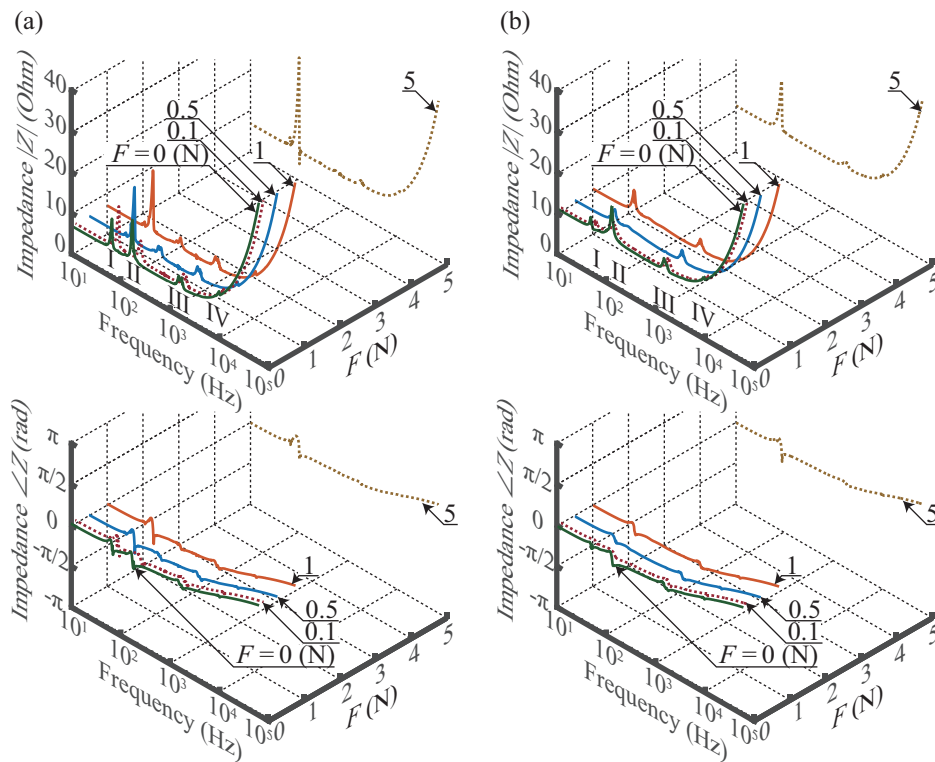


Fig. 2.11: Measurement results from experiment 1. (a) Measured electrical impedance with equivalent model and (b) measured electrical impedance with human head.

によって変化する4つのピークが観測された。これらピーク以外のインピーダンスは変化しないことから、インピーダンスを用いる接触圧力推定にはこれらピークによる特徴が必要である。そのため、当該ファントムの検証では、インピーダンスの周波数と絶対値、およびそれらの変化に焦点を当てる。まず、ピークII, III, IVと、周波数の影響を受けるインピーダンスの傾向について考察する。Figure 2.12に、空中に浮かせた状態で計測した骨

Table 2.5: Frequencies and impedances of peaks obtained from simulated model.

F (N)	Frequency (Hz) / Impedance (Ω)			
	Peak I	Peak II	Peak III	Peak IV
0	68.95/11.29	180.7/14.47	1506/10.96	9532/12.84
0.1	76.34/14.61	217.4/12.77	1506/10.75	9532/12.55
0.5	80.06/17.69	261.9/11.35	1506/11.11	9532/12.84
1	83.43/19.43	282.5/10.86	1506/10.97	9532/12.88
2	94.78/26.86	not observable	1686/9.908	9890/12.63

Table 2.6: Frequencies and impedances of peaks obtained from human head.

F (N)	Frequency (Hz) / Impedance (Ω)			
	Peak I	Peak II	Peak III	Peak IV
0	48.24/16.27	129.7/22.02	1454/16.55	9532/17.69
0.1	51.63/15.25	123.8/16.93	1506/16.60	9532/17.70
0.5	64.97/17.06	119.9/14.76	1506/16.59	9353/17.71
1	68.05/19.31	not observable	1506/16.68	9532/17.86
2	83.43/26.42	not observable	1778/15.57	9711/17.75

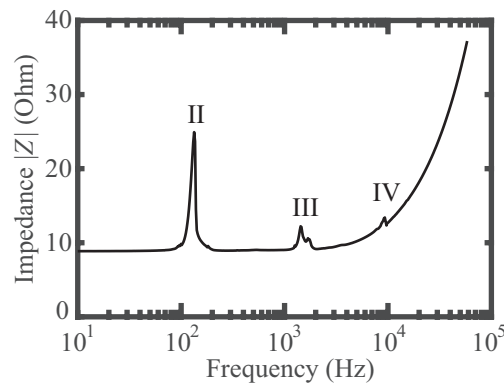


Fig. 2.12: Electrical impedance of bone-conducted sound transducer without contact to any surface.

骨導振動子の電気インピーダンスを示す。この結果にはヒトによる影響が含まれておらず、ピーク II, III, IV の周波数における対応するピークが確認できる。このため、Fig. 2.11 で観測されたピークのうち、特にピーク I はファントムと人体頭部の特性に関連していると考えられる。ピーク I が力 F によって変化する原因として、皮膚の共振周波数が力 F によって変化していることが考えられる。ファントムは皮膚のこの非線形性を模倣すること

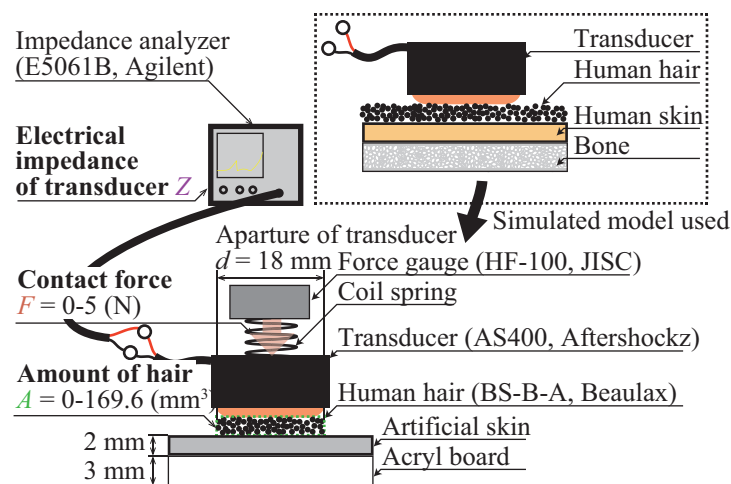


Fig. 2.13: Overview of the experimental setup for phantom.

ができ、ヒトとほぼ同じ共振周波数で共振しており、またピークの変化の傾向も同様である。これらの結果から、当該ファントムを用いて実験することで、ヒトと同様の電気インピーダンス Z を生成できることを確認した。

2.4 接触圧力に対する骨導振動子の電気インピーダンスの変化

接触圧力 F 及び毛髪量 A によって骨導振動子の電気インピーダンスが変化することを示すため、ヒトを模したファントムを用いる実験を行った [38]。Figure 2.13 に実験の概要を示す。実験条件の毛髪量は毛髪の断面積と、直径 d の振動子の代表長さ $\pi/4d$ の積として定義した。実験において毛髪は直径 $d=18$ mm の振動子の振動面に対し一様に広げて配置した。実験に用いた毛髪量は $0, 28.3, 56.5, 84.8, 113.1, 141.4, 169.6$ (mm^3) であり、それぞれ毛髪の断面積 $0, 1, 2, 3, 4, 5, 6$ (mm^2) に対応する。接触圧力は骨導振動子 (AS-400, AfterShokz) の接触圧力が 5.4 N 程度までであることから、 $0, 0.05, 0.1, 0.3, 0.5, 1, 2, 3, 5$ (N) について実験を行った。これら毛髪量、接触圧力に関する全ての組み合わせについて骨導振動子の電気インピーダンス Z を 10 回ずつ計測した。電気インピーダンス Z はネットワークアナライザ (E5061B, Agilent) を用いて 10 Hz– 60 kHz の周波数帯域を対象とし、対数スケールで 500 点計測した。振動子は Fig. 2.13 に示すファントムに接触させた。接触圧力はコイルばねを介して力センサ (フォースゲージ, JISC) で計測し、上記条件となるよう調節した。当該コイルばねは上記接触圧力の範囲で線形に働くことを事前に確認

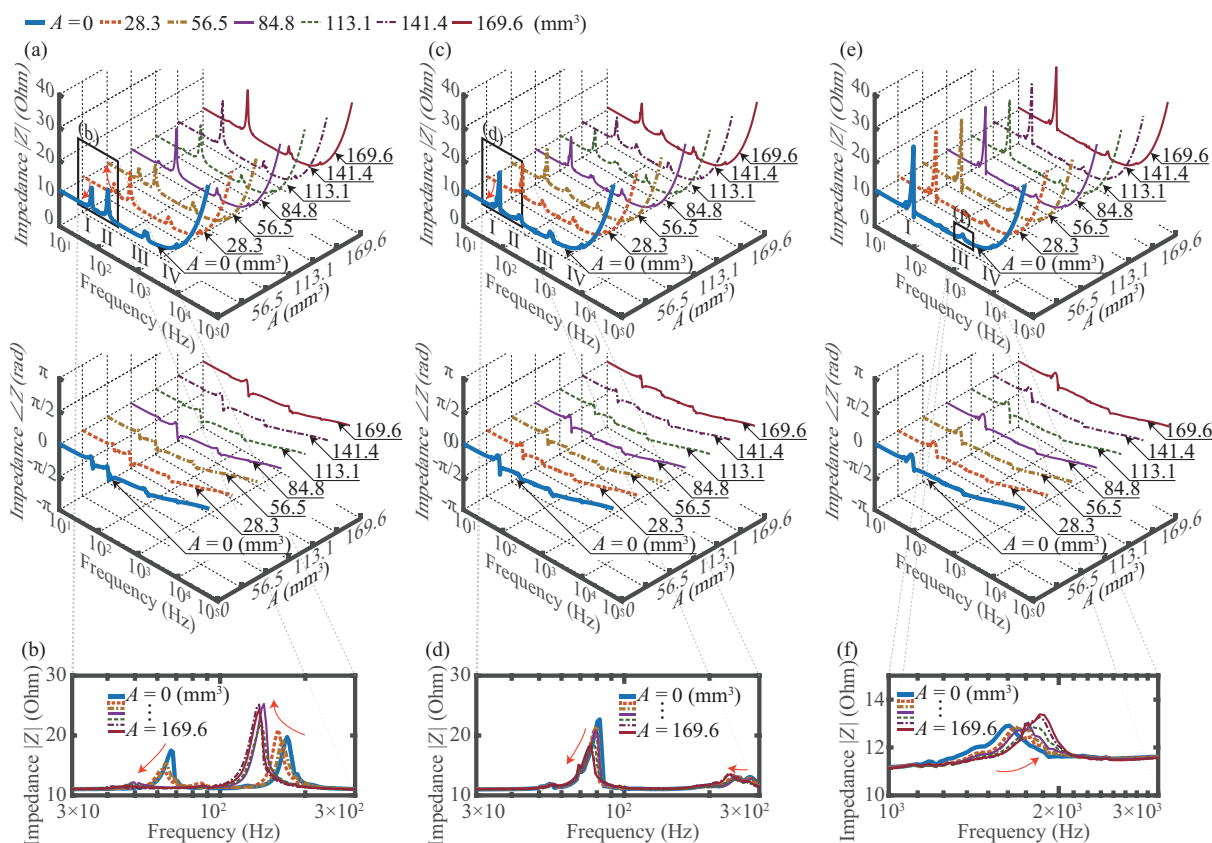


Fig. 2.14: Representative measurement results from phantom (a) Electrical impedance with $F = 0$ N, (b) same condition as (a) in detail: (c) electrical impedance with $F = 0.5$ N, (d) same condition as (c) in detail: (e) electrical impedance with $F = 3$ N, (f) same condition as (e) in detail.

している。

Figure 2.14 に代表的な 3 条件の力におけるインピーダンス Z の計測結果を示す。Figure 2.14(a)(c)(e) から、接触圧力によって電気インピーダンスが変化することが確認できる。また各々の結果において、電気インピーダンスは 4 つのピークを示すことがわかる。これら 4 つのピークの周波数及びその大きさを Table 2.7–2.9 に示す。

特に毛髪量によらず、ピーク I は接触圧力が大きくなるほど大きくなること、ピーク II は接触圧力が大きいほど小さくなり、 F が 3 N 程度になるとピークが消失することがわかる。また、毛髪量が変わると接触圧力による変化とは異なるインピーダンスの変化が見られる。特に接触圧力が小さい場合には毛髪量によるインピーダンス変化は顕著であり、接触圧力が大きくなると毛髪量によるインピーダンス変化はみられなくなる。これらの理由としては、接触圧力が大きい場合毛髪が十分に圧縮され毛髪量による振動の変化が小さくなるが、接触圧力が小さい場合は毛髪の中に空気がありこれによってインピーダンス

Table 2.7: Frequencies and impedances of peaks obtained from simulated human head model by varying A ($F = 0$ N).

A (mm ³)	Frequency (Hz) / Impedance (Ω)			
	Peak I	Peak II	Peak III	Peak IV
0	68.95/11.29	180.7/14.47	1506/10.96	9532/12.84
28.3	70.67/13.09	191.3/12.24	1506/11.57	9532/12.87
56.5	57.79/9.219	148.2/19.09	1531/11.57	9532/13.09
84.8	43.03/8.661	142.8/24.37	1506/11.95	9532/12.86
113.1	51.63/8.906	142.8/19.82	1506/11.78	9532/12.87
141.4	39.31/8.570	142.8/26.58	1506/11.80	9532/13.05
169.6	45.26/8.571	142.8/20.83	1506/11.86	9532/12.90

Table 2.8: Frequencies and impedances of each peak obtained from simulated human head model by varying A ($F = 0.5$ N).

A (mm ³)	Frequency (Hz) / Impedance (Ω)			
	Peak I	Peak II	Peak III	Peak IV
0	80.06/17.69	261.9/11.35	1506/11.11	9532/12.84
28.3	79.18/17.30	261.9/11.13	1506/11.30	9532/12.97
56.5	80.60/17.17	267.1/10.57	1506/11.41	9532/12.87
84.8	80.60/17.10	256.8/10.65	1506/11.52	9532/12.85
113.1	80.60/17.54	247.3/10.56	1506/11.50	9532/12.86
141.4	79.18/16.31	243.5/11.13	1506/11.54	9532/12.86
169.6	80.60/16.53	243.5/10.76	1506/11.58	9532/12.82

Table 2.9: Frequencies and impedances of each peak obtained from simulated human head model by varying A ($F = 3$ N).

A (mm ³)	Frequency (Hz) / Impedance (Ω)			
	Peak I	Peak II	Peak III	Peak IV
0	94.78/26.47	not observable	1661/10.26	9711/12.65
28.3	94.78/26.88	not observable	1712/10.20	9711/12.63
56.5	94.78/26.42	not observable	1742/10.39	9711/12.60
84.8	94.78/25.53	not observable	1814/10.81	9890/12.59
113.1	94.78/26.69	not observable	1814/10.75	9711/12.60
141.4	94.78/26.63	not observable	1814/10.85	9890/12.64
169.6	94.78/25.83	not observable	1814/10.55	9890/12.56

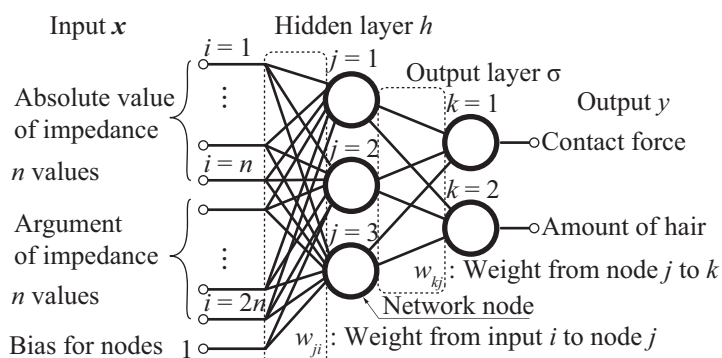


Fig. 2.15: Estimator of contact force and amount of hair with neural network.

が変化すると考えられる。これは特に Fig. 2.14(b) に示す $F=0$ N, $A=169.6$ mm³ の場合に確認でき、この場合の電気インピーダンスは Fig. 2.12 に示す空気中で何も接触させずに振動させた場合と類似している。この場合には、多量の毛髪が振動子を浮かせていることが原因と考えられる。前節で述べたように振動子のピーク I は振動子とファントムの接触によって生じていると考えられ、これは接触圧力が大きいほどこれらの結合が強まり、インピーダンスのピークが大きくなっていることから確認できる。以上のことから、接触圧力及び毛髪量によって電気インピーダンスが影響を受けることを確認した。

2.5 端子間電気インピーダンスによる接触圧力推定法の原理

本手法では接触圧力及び毛髪量によって皮膚などの機械インピーダンスが変化すると仮定し、この変化を電気インピーダンスとして計測することで、骨導振動子自体を用いるセンサレス接触圧力推定法を提案する [39]。本研究では Fig. 2.15 に示す 3 層のニューラルネットワークを用いて推定を試みる。このニューラルネットワークの入力を N 次元のベクトル $\mathbf{x} = [x_1, x_2, \dots, x_i, \dots, x_N]$ 、出力を M 次元のベクトル $\mathbf{y} = [y_1, y_2, \dots, y_k, \dots, y_M]$ とする。また、隠れ層の活性化関数を h 、出力層の活性化関数を σ とすると、出力 y_k は以下のように表すことができる。

$$y_k = \sigma \left[\sum_j w_{kj} h \left(\sum_i w_{ji} x_i \right) \right] \quad (2.14)$$

ここで w_{ji} は入力 x_i から隠れ層のノード j への重み、 w_{kj} は隠れ層のノード j から出力 k までの重みを表す。ニューラルネットワークではこれら重みを適切に設定することで、入力 \mathbf{x} と出力 \mathbf{y} の関係を表す関数を表現できる。本研究では n 点の周波数で計測した電気

インピーダンス Z を入力とした。このとき、実数として入力するため n 点のインピーダンスの絶対値 $|Z|$ 、及び n 点のインピーダンスの偏角 $\angle Z$ を併せ $2n$ 点の入力を x とした。出力 y は推定対象である接触圧力 F 及び毛髪量 A とした。

2.6 ファントムを対象とする提案法の評価

前節で示した推定器に電気インピーダンス Z と接触圧力 F 及び毛髪量 A の関係を学習させ、提案法の推定精度を評価した。ニューラルネットワークへの入力は 10 Hz–60 kHz まで対数スケールで 500 点計測した電気インピーダンスとし、その絶対値と偏角をあわせ $\boldsymbol{x} = [|Z|, \angle Z]$ とした。出力は接触圧力と毛髪量とし、 $\boldsymbol{y} = [F, A]$ とし、隠れ層のノード数は 3 とした。学習には各条件 10 回の計測のうち 9 回を用い、学習に用いなかった 1 回の計測結果で評価を行った。活性化関数として中間層は次式に示す \tanh 、出力層は Linear unit を用いた。

$$h(u) = \frac{2}{1 + \exp(-2u)} - 1. \quad (2.15)$$

Figure 2.16 に接触圧力及び毛髪量推定の結果を示す。Figure 2.16(a)(c) に接触圧力及び毛髪量について、各々実験で設定した真値と提案法で推定した結果の関係を示す。また、Fig. 2.16(b)(d) に各々の推定誤差のヒストグラムを示す。これら図について計測点は 70 条件 10 回ずつ計測を行った 700 点を描画している。これら毛髪量 A 及び接触圧力 F の推定値の誤差の平均/標準偏差はそれぞれ、 $0.42/8.48 \text{ mm}^3$ 、 $0.025/0.24 \text{ N}$ であった。これら誤差の値は計測範囲である $A=0\text{--}169.6 \text{ mm}^3$ 、及び $F=0\text{--}5 \text{ N}$ に対し十分小さい値であることがわかる。特に接触圧力 F については国際規格で定められる $\pm 0.5 \text{ N}$ を下回る平均/標準偏差であり、接触圧力の推定が可能であると言える。以上より、電気インピーダンスの計測結果から毛髪量 A 及び接触圧力 F をそれぞれ推定可能であることを示した。

2.7 まとめ

本章では骨導振動子を用いる音提示の問題点を指摘し、骨導振動子の電気インピーダンスのみを用いて接触圧力及び毛髪量を推定する手法を提案した。まずファントムを対象とし、接触圧力及び毛髪量の変化による振動子の電気インピーダンスの変化を確認した。接触圧力は $0\text{--}5 \text{ N}$ 、毛髪量は $0\text{--}169.6 \text{ mm}^3$ を対象とし、すべての組み合わせで電気インピーダンスを計測した。その結果振動子の電気インピーダンスには 4 つのピークが現れ、これ

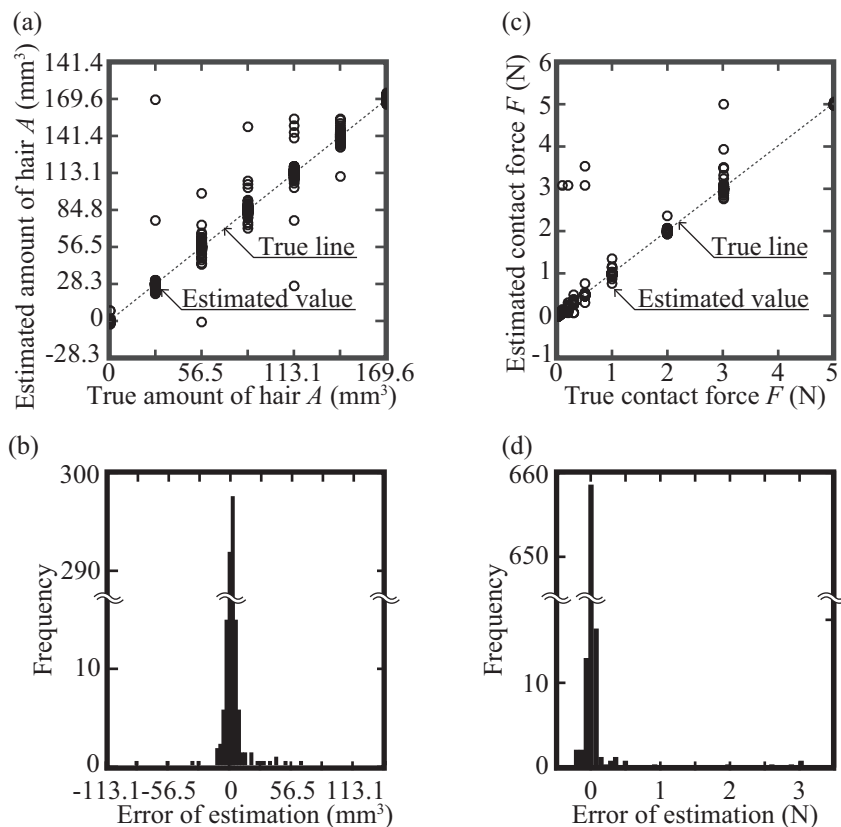


Fig. 2.16: Estimation results. (a) Estimation result of hair, (b) histogram of the estimation error of hair, (c) estimation result of contact force, and (d) histogram of the estimation error of contact force.

らが接触圧力及び毛髪量で変化することを示した。また、振動子の電気インピーダンスの変化を用いて接触圧力及び毛髪量推定法を提案した。3層から成るニューラルネットワークを用いる推定器に電気インピーダンスと接触圧力の関係を学習させ、推定精度を評価した。その結果、毛髪量及び接触圧力の誤差の平均/標準偏差はそれぞれ $0.42/8.48 \text{ mm}^3$, $0.025/0.24 \text{ N}$ であり、計測範囲に対して小さな誤差で計測可能であることを示した。以上より振動子の電気インピーダンスを用いることで接触圧力等を評価可能であり、骨導振動子の接触圧力のセンサレス評価に寄与する。

第3章 ヒトを対象とする骨導振動子の接触圧力推定法の評価

3.1 はじめに

電気インピーダンスを用いる接触圧力推定が可能であることはファントムを対象として示されたが、ヒトを対象として評価されていない。本章ではヒトを対象として、振動子の電気インピーダンスの接触圧力による変化を明らかにし、提案法の推定精度を評価する。また、提案法による接触圧力推定は広い周波数帯域の電気インピーダンスを計測するため計測に時間がかかる問題がある。必要な周波数帯域のみ効率的に評価するため、接触圧力推定誤差と計測時間を評価関数として推定に不可欠な周波数帯域を明らかにする。

3.2 接触圧力に対する骨導振動子の電気インピーダンスの変化

ヒトを対象として接触圧力による電気インピーダンスの変化を計測した [40]。実験の概要を Fig. 3.1 に示す。実験では被験者右耳の外耳孔から約 5 mm 前部に振動子 (AS-400, AfterShokz) を接触させ、接触圧力を 0, 0.1, 0.3, 0.5, 1, 3, 5(N) に変化させてそれぞれ電気インピーダンスを 10 回ずつ計測した。骨導振動子は支点周りにバランスさせた棒材に取り付け、その上部に分銅をのせ対応する接触圧力で押し付けた。電気インピーダンスの計測はネットワークアナライザ (E5061B, Agilent) で行い、10 Hz–60 kHz の周波数帯域を対象として対数スケールで 300 点計測した。実験は 12 人 (21–27 歳, 正常聴覚) の被験者を対象として行った。

インピーダンス計測結果について、全被験者の計測結果を Fig. 3.2 に示す。図中には全条件における結果を示すと煩雑になるため、0.1, 0.5, 3 N の場合について、それぞれ 10 回計測したインピーダンスの平均及び標準偏差を示す。12 名の被験者を対象に計測した電気インピーダンスは Fig. 3.2 のとおり、標準偏差は非常に小さく、再現性ある結果が得られ

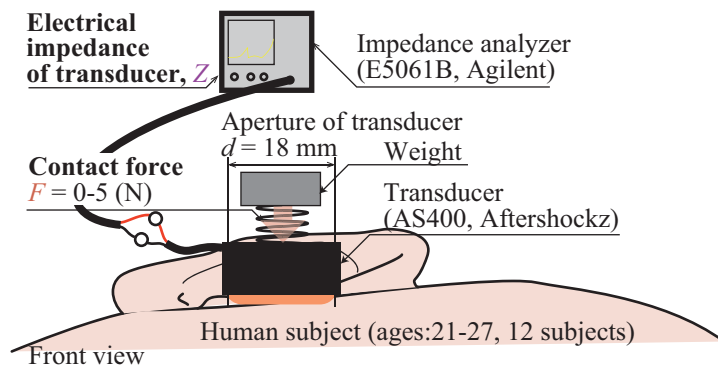


Fig. 3.1: Experimental setup for impedance measurement with human subjects.

ている。また、接触圧力に対する電気インピーダンスの変化は後述するように被験者に共通する傾向が見られる。このうち1名について全計測条件における計測値の例を Fig. 3.3 に示す。Figure 3.3(a) から、ヒトを対象とした場合でも前章で計測したファントムと同様にピークが4ヶ所に現れることが確認できる。Figure 3.3(b) に振動子の応答の比較を示す。図中の Free response は振動子を空中に浮かせた状態で計測した電気インピーダンスを示す。ファントムでも確認されたように、ピーク I はヒトと振動子が接触している場合のみ観測された。

被験者 12 人のピークのインピーダンスの大きさ及び周波数を Fig. 3.4 に示す。Figure 3.4(a) から、接触圧力が大きくなるに連れ、ピーク I はインピーダンスが増加、ピーク II はインピーダンスが減少することが確認できる。また、3 N 以上になるとピーク II は極端に小さくなり、観測できない。ピーク III, IV はピーク I, II に比べ変化は小さいものの、インピーダンスが減少しているのが確認できる。また、Fig. 3.4(b) から、接触圧力が大きくなるに連れ、ピーク I の周波数が高くなることが確認できる。ピーク II の周波数は大きく変化しないが、3 N 以上の接触圧力ではすべての被験者について明確なピークが現れない。

これら変化のうちピーク I とピーク II については Fig. 3.5(a)–(d) に示す物理モデルで説明できる。当該現象を簡潔に考えるため、振動子は振動板と筐体を質点とし、これらがバネとダンパで接続されるモデルを考える。本研究で対象とする音の周波数帯域は高々 60 kHz 程度であり、数 mm の厚さの皮膚や骨を対象とする場合は集中定数でモデル化できると考える。また、振動板は皮膚から離れることなく振動していると仮定し、振動板の質量に皮膚や骨の質量が含まれるとする。骨と皮膚は図中に示すとおり Kelvin-Voigt モデルで近似することとした。これら機械パラメータが接触圧力によって変化することで電気インピーダンスへ影響が現れていると考える。

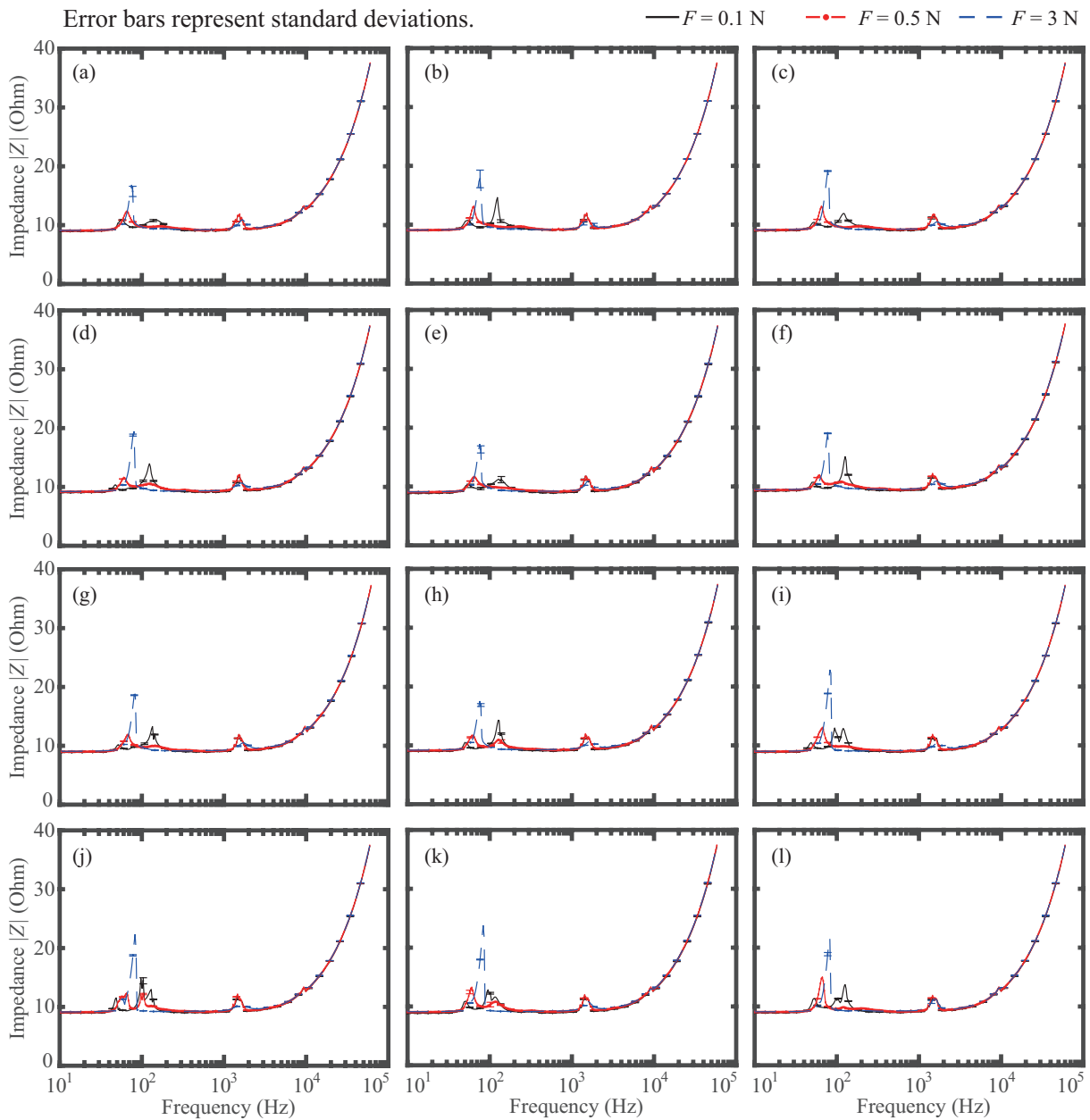


Fig. 3.2: Example of the measurement results from all human subjects at $F = 0.1, 0.5$ and 3 N. (a)–(l) corresponds to the measurements with subject 1–12.

Figure 3.5(b) に示すとおり接触圧力が加えられていない場合、振動子は振動板とそのバネから決定される共振周波数で振動すると考えられる。このとき、筐体は振動板に比べ質量が大きいため、ほとんど振動しない。この振動が計測されたインピーダンスのうちピーク II を発生させていると考えられる。接触圧力が加えられ Fig. 3.5 のような条件になると、皮膚のばね定数が上昇するなどして振動板が動きにくくなるのが考えられる。この場合、振動子の振動板と筐体は同相で振動をすることが考えられ、これらを併せた共振

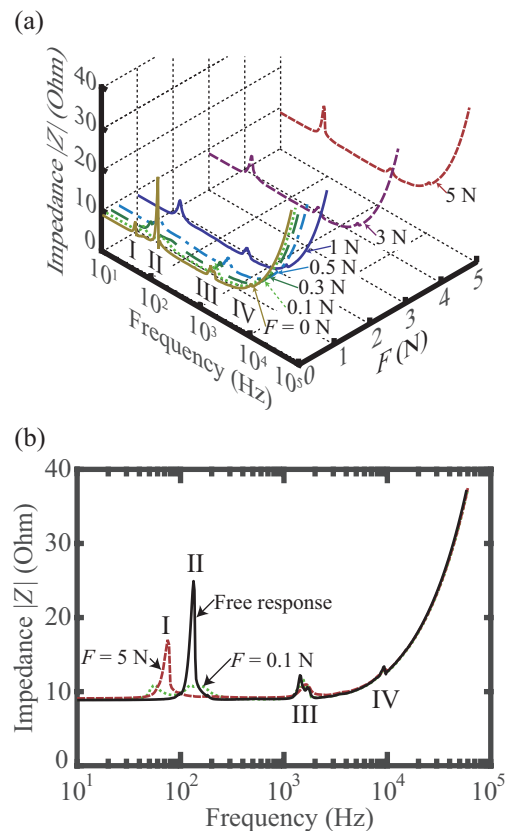


Fig. 3.3: Example of the measurement results from human subjects. (a) example of change of the electrical impedance, (b) comparison of free response to contact force of 5 N.

がインピーダンスに現れることが予想できる。筐体の質量は振動板自体に比べ大きいことから、この共振周波数は先に述べた振動板のみの共振に比べ低いと考えられ、これがインピーダンスに見られたピーク I の原因ではないかと考える。他方、ピーク III, IV は全ての被験者・すべての条件で見られることから、接触圧力等では変化しない機械インピーダンス、もしくは電気的なインピーダンスが原因と考えられる。これまでに確認した接触圧力が上昇するにつれピーク II が消失する現象は、このような理由から振動板のみが共振する条件がなくなることによると考えられる。

3.3 ヒトを対象とする提案法の評価

ヒトを対象とする場合でもファントム同様に振動子の電気インピーダンスが変化することから、これを用いて提案法による接触圧力推定を行い評価する [41]。Figure 3.6 に推定に用いるニューラルネットワークを示す。3層のニューラルネットワークを用い、中間層は3素子、出力は接触圧力 F である。電気インピーダンスを計測した周波数が 300 点で

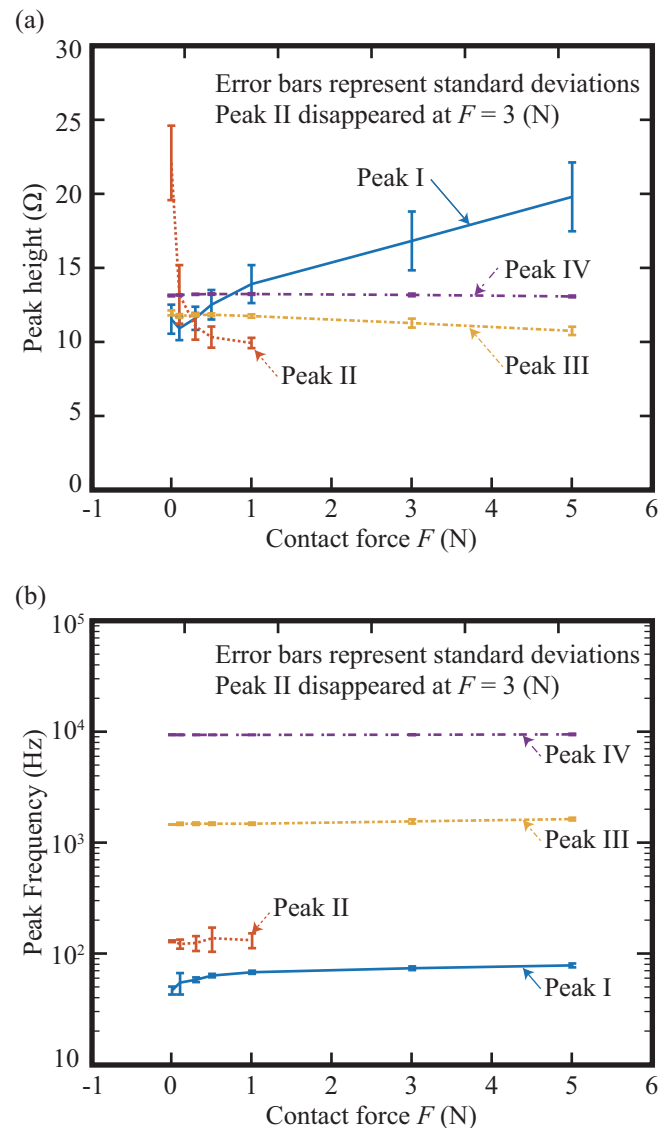


Fig. 3.4: Peak change of the electrical impedance from human subjects. (a) Peak height, (b) peak frequency.

あったことから、これらそれぞれの実部・虚部として 600 点を入力した。活性化関数として中間層は \tanh ，出力層は Linear unit を用いる。評価は 12 人の被験者のうち 11 人の被験者のデータを学習させ、残りの 1 人のデータで接触圧力を推定して行った。

Figure 3.7 に接触圧力の推定結果を示す。Figure 3.7(a) から、実際の接触圧力に対し推定した接触圧力がほぼ対応していることがわかる。また、接触圧力が 3 N の場合、他の場合と比較して誤差が大きいことが読み取れる。これは 3 N で被験者によってピーク II が小さくなり、接触圧力推定に影響を与えていることが原因と考えられる。Figure 3.7(b) に示す誤差のうち、接触圧力の推定誤差の 91.7% が ISO389-3 など国際規格で要求される接触圧力の管理範囲 ± 0.5 N 以内に収まっていることから実用的な精度と言える。

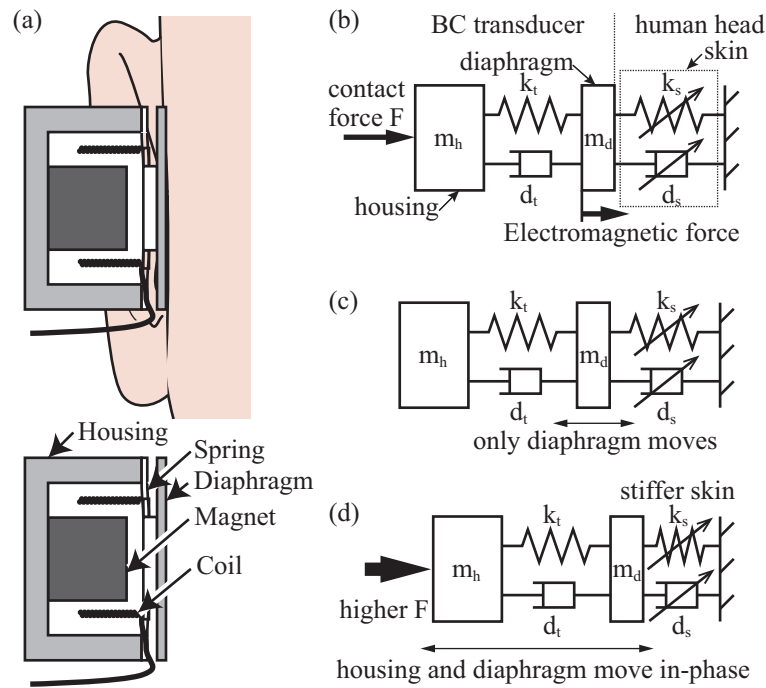


Fig. 3.5: Model of the vibration of a bone-conducted sound transducer attached on a human head. (a) Overview of the transducer and human, (b) model of the transducer and human (c) vibration of the model with low contact force (d) vibration of the model with high contact force.

提案法を用いることで概ね接触圧力を推定が可能であるが、特に $F=3\text{ N}$ の場合には比較的誤差が大きいことが読み取れる。この原因としては電気インピーダンスの特徴が考えられる。接触圧力を上昇させていくと、 $F=3\text{ N}$ でピーク II が消失する。ニューラルネットワークを用いる提案法の推定器はこれらピークを明示的に推定に利用しているわけではないが、接触圧力によるインピーダンスの変化の特徴が $F>3\text{ N}$ でひとつ失われることになる。これが接触圧力推定に影響を与えている可能性がある。これに対しては、何らかの物理モデルを提案し、推定誤差の原因を明らかにする必要がある。

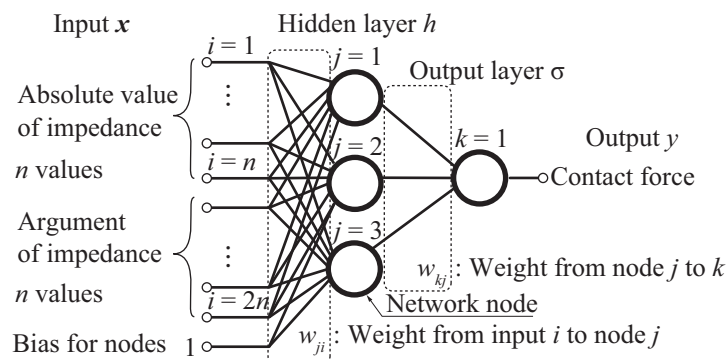


Fig. 3.6: Contact force estimation method with 3-layered neural network.

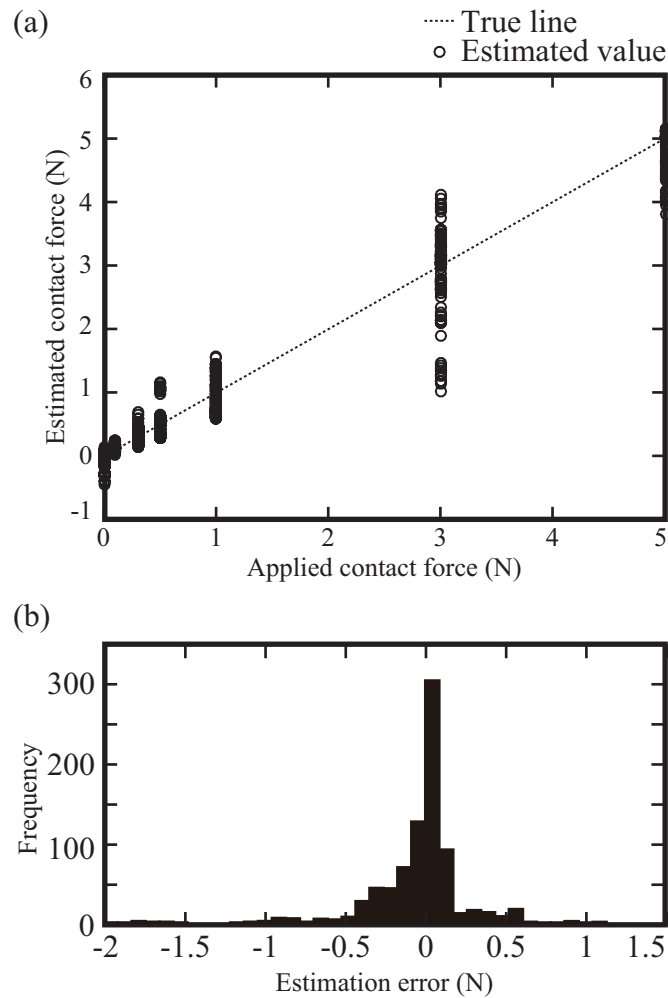


Fig. 3.7: Results of contact force estimation with human subjects. (a) Applied contact force vs. estimated contact force, (b) histogram of estimation error.

提案法はニューラルネットワークを用いるため、推定器の学習に用いるデータによって推定誤差が変化する。この影響を確認するため N 人の被験者のうち T 人を学習、 $N-T$ 人で推定誤差を計算し、 T を変化させた場合の推定誤差を Fig. 3.8 に示す。学習に用いる被験者数 T が小さくなるに連れ、推定誤差は大きくなる傾向にある。Figure 3.8 より、たとえば $T=1$ の場合には 90% 誤差が 1.5 N を超える程度まで精度が悪化する。以上の関係を勘案し、必要に応じ学習人数を選択する必要がある。

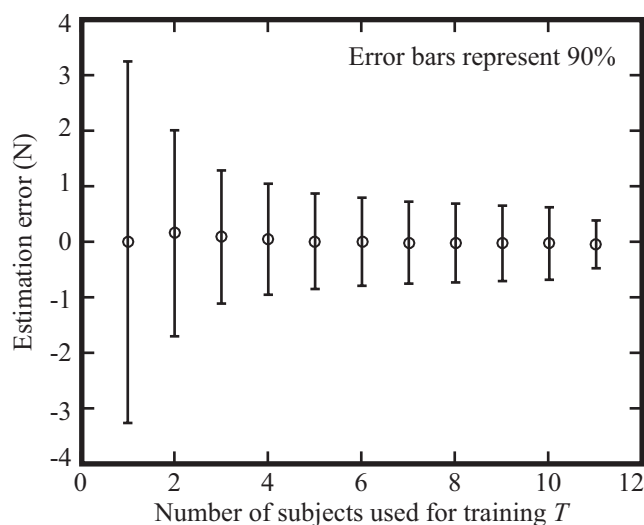


Fig. 3.8: Relationship between the estimation error of the contact forces and number of datasets used for training the estimator.

Table 3.1: List of the 4 lowest cost functions and the frequency ranges.

C	Mean error (N)	Measure time (%)	f_{start} (Hz)	f_{stop} (Hz)
0.37	0.123	5.43	183.5	44850
0.38	0.123	7.28	137.7	33670
0.40	0.114	17.1	57.89	2445
0.41	0.116	17	57.89	1835

3.4 インピーダンスの計測周波数帯域と推定精度及び計測時間の関係

前節までの実験では電気インピーダンスの計測を 10 Hz–60 kHz の帯域を対象としており、計測には 2 分程度の時間が必要である。用途により許容される計測時間は異なるものの、短い計測時間を実現する技術はいずれの用途においても利便性を高めるものである。他方、接触圧力によって電気インピーダンスが変化しているのは一部の周波数帯域であることがこれまでの計測からわかっている。計測対象とする周波数帯域を絞ることで従来と同等の推定精度が達成可能であれば、計測時間の時間短縮が期待できる。

前節までに行った実験結果から 10 Hz–60 kHz の帯域で計測した 300 点を 30 分割し、開始周波数 f_{start} 及び終了周波数 f_{stop} をすべての組み合わせについて評価した [42]。評価の際は事前に計測した実験結果のうち、当該周波数帯域の計測点のみを用いてニューラルネットワークを学習させた。評価は 12 人の被験者のうち 11 人の被験者のデータを学習さ

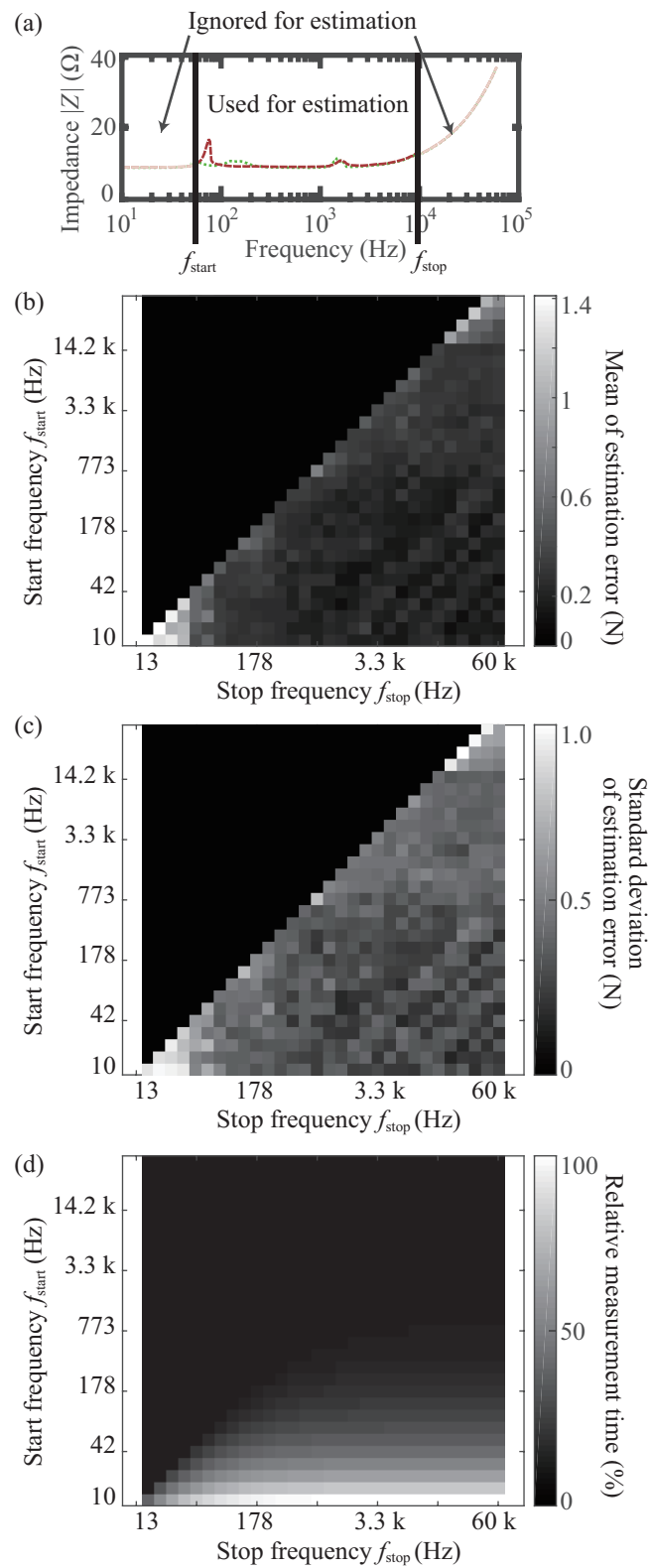


Fig. 3.9: Results of estimation in different frequency ranges. (a) Definition of the start and stop frequencies, (b) mean of the estimation error for different frequency ranges, (c) standard deviation of the estimation error for different frequency ranges, (d) relative measurement time for different frequency range compared to the range of 10 Hz–60 kHz.

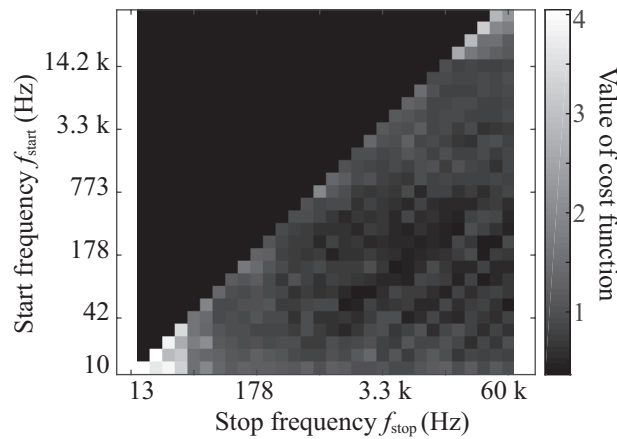


Fig. 3.10: Cost functions of estimation for each frequency range.

せ，残りの1人のデータで接触圧力を推定する評価を全組み合わせについて行った。

周波数帯域ごとに推定誤差及び計測時間を評価した結果を Fig. 3.9 に示す．まず推定誤差の平均値及び標準偏差を示す Fig. 3.9(b)(c) から，開始周波数が 10 kHz 程度以上，もしくは終了周波数が 100 Hz 以下程度の場合に特に誤差が大きいことがわかる．これら周波数帯域では Fig. 3.9(a) から分かる通りいずれのピークも含まないため，接触圧力に寄って電気インピーダンスが変化していない．このため，ニューラルネットワークを用いる推定器を用いる場合でも少なくともこれらピークを含むよう周波数帯域を設定する必要があることがわかる．また，Fig. 3.9(d) に示す相対的な計測時間は低い周波数帯域ほど計測に時間がかかることから，なるべく高い周波数帯域であるほど，また終了周波数が低いほど計測時間が短いことを確認できる．

この際，次式に示す評価関数を提案し，最適な周波数帯域を考察する．

$$C(f_{\text{start}}, f_{\text{stop}}) = \frac{1}{2}E_r + \frac{1}{2}T_r \quad (3.1)$$

ここで E_r は 10 Hz–60 kHz の周波数帯域を用いた場合の推定誤差に対する周波数帯域 $(f_{\text{start}}, f_{\text{stop}})$ のみの電気インピーダンスを用いて接触圧力を推定した場合の誤差を示す相対誤差とする．また， T_r は 10 Hz–60 kHz の周波数帯域の計測に必要な時間に対する周波数帯域 $(f_{\text{start}}, f_{\text{stop}})$ の計測に必要な時間を表す相対計測時間とする．本実験では 10 Hz–60 kHz の周波数帯域の計測時間は約 2 分程度である． $C = 1$ の場合，10 Hz–60 kHz の周波数帯域を用いる場合と同等の計測を示し， $C < 1$ は 10 Hz–60 kHz の周波数帯域よりよい計測を

表す。上記評価関数を用いて、最適な計測帯域 $(\bar{f}_{\text{start}}, \bar{f}_{\text{stop}})$ は次式で与えられる

$$\bar{f}_{\text{start}}, \bar{f}_{\text{stop}} = \arg_{(f_{\text{start}}, f_{\text{stop}})} \min C(f_{\text{start}}, f_{\text{stop}}). \quad (3.2)$$

各周波数帯域に対する評価関数 C の評価結果を Fig. 3.10 に、最も評価関数の小さい 4 帯域を表 3.1 に示す。Figure 3.10 から、開始周波数は 700 Hz 以下、終了周波数は 200 Hz 以上の場合に評価関数が 1 を下回ることが確認できる。

また、Table 3.1 の結果とインピーダンスの計測結果より、上位 2 帯域は比較的高周波のピーク III, IV のみを含み、計測時間が 5% 程度まで短縮されており、約 6 秒で計測できることを示している。

3.5 まとめ

本章ではヒトを対象とし、接触圧力の変化による振動子の電気インピーダンスの変化を確認した。まず 12 人の被験者を対象として、骨導振動子の接触圧力を 0–5 N で変化させ 10 Hz–60 kHz の周波数帯域で骨導振動子の電気インピーダンスを計測した。その結果、ファントムと同様に電気インピーダンスには 4 つのピークが現れ、それぞれピーク周波数及びインピーダンスの大きさが全被験者に共通して変化することを確認した。特にピーク I は接触圧力が増えるに連れピークの値及び周波数が増加し、ピーク II は接触圧力が 3 N を超えると消失することを確認した。次に、この電気インピーダンスの変化を用いて接触圧力推定法を評価した。実験を行った 12 人中 11 人の計測結果をニューラルネットワークへ学習させ、残り 1 人の計測結果に対し接触圧力を推定し推定精度を評価した。その結果ヒトを対象とする推定では推定結果の 91.7% が誤差 ± 0.5 N 以内であることを示し、十分実用的な推定誤差で推定可能であることを示した。

他方で接触圧力推定に必要な周波数帯域を明らかにするため、様々な周波数帯域について接触圧力推定を行い推定精度を検討した。その結果、少なくともピーク I とピーク II を含む場合は接触圧力推定が可能であり、6 秒程度の計測で接触圧力を推定できる可能性を示した。

第4章 等価回路モデルを用いる端子間電気インピーダスの表現と等価回路モデルに基づく接触圧力評価法

4.1 はじめに

前節までにニューラルネットワークを用いる接触圧力推定法を提案し、これを用いてセンサレスで接触圧力を推定できることを示した。上記方法でセンサレス接触圧力推定は可能であるものの、提案法で使用していたニューラルネットワークによる推定は推定結果が学習データに大きく依存し、物理的な妥当性を担保できない。また、物理的な妥当性以外にもニューラルネットワークを用いる場合、データが推定したい接触圧力の範囲を十分網羅している必要がある。少ないデータでニューラルネットワークのパラメータを求める場合、過学習によって推定誤差を生むこととなる。以上のような理由から、接触圧力による電気インピーダスの変化を等価回路モデルによって表現し、これを用いて物理的な妥当性を担保する接触圧力評価手法を提案する。物理モデルを用いることで推定結果の物理的な妥当性を担保するとともに、ニューラルネットワークに比べ学習すべきパラメータを大幅に削減することで少ない計測データから推定器を構築できる可能性がある。

4.2 等価回路モデルの提案と妥当性評価

骨導振動子の電気インピーダスは機械系の変化によって発生する。このため振動子及び皮膚を対象とする機械系のモデルを考え、これを用いて推定を行う。本研究で対象とする骨導振動子の簡易図を Fig. 4.1 に示す。振動子は主に筐体・磁石・バネ・コイル・振動板から成る。この振動子について Fig. 4.2 に提案する機械系の振動モデルを示す。振動子の筐体、振動板が振動子のバネ及びヒトの皮膚によって接続されるモデルである。図中の m_h は振動子筐体の質量であり、振動子のバネ k_h とダンパ c_h を介して振動板へつながる。

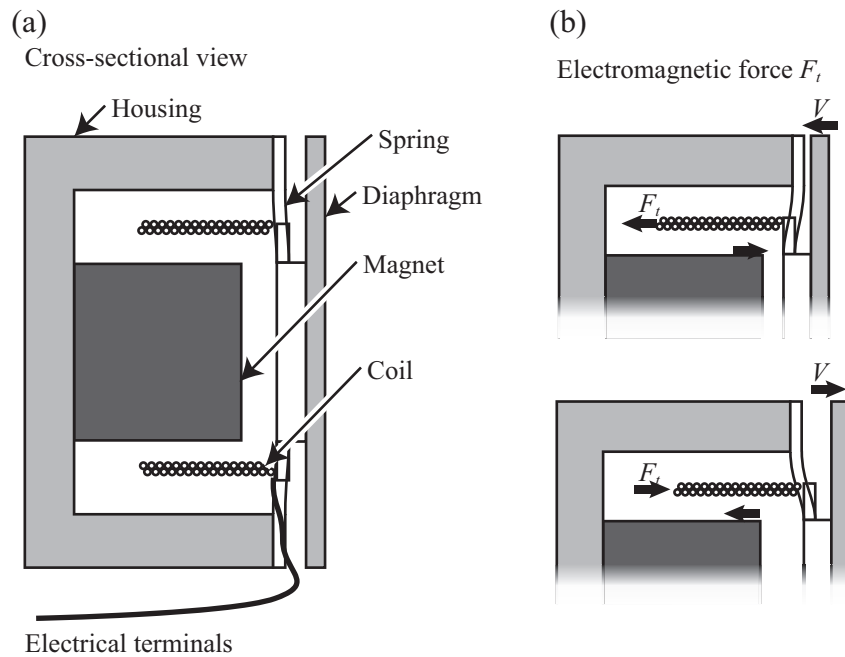


Fig. 4.1: Cross-sectional view of the bone-conducted sound transducer used in this research. (a) Cross-sectional view of the bone-conducted sound transducer, (b) Examples of transducer vibration.

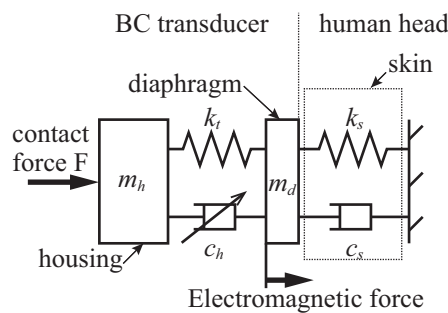


Fig. 4.2: Reduced model of the transducer and human head.

振動板は常に皮膚に触れた状態で振動すると仮定し、振動板と皮膚を併せた質量を m_d と考える。この振動板が k_s と c_s によって接続され、振動する。これらについて被験者実験の結果と比較し妥当性を検討する。

上記モデルの妥当性を示すため、ヒトを対象としてインピーダンス計測を行った。Figure 4.3 に計測結果を示す。被験者ごとにインピーダンスの大きさなど詳細は異なるが、いずれも第2章でファントムを対象とした場合と同様にピーク周波数及びピークの大きさが変化していることが確認できる。第2章では皮膚と骨のみを模倣していたことから、前節のモデルを用いて現象を表現できることが確認できる。

被験者の実験結果に対し等価回路モデルの c_h を変数として最小二乗法によりフィッティ

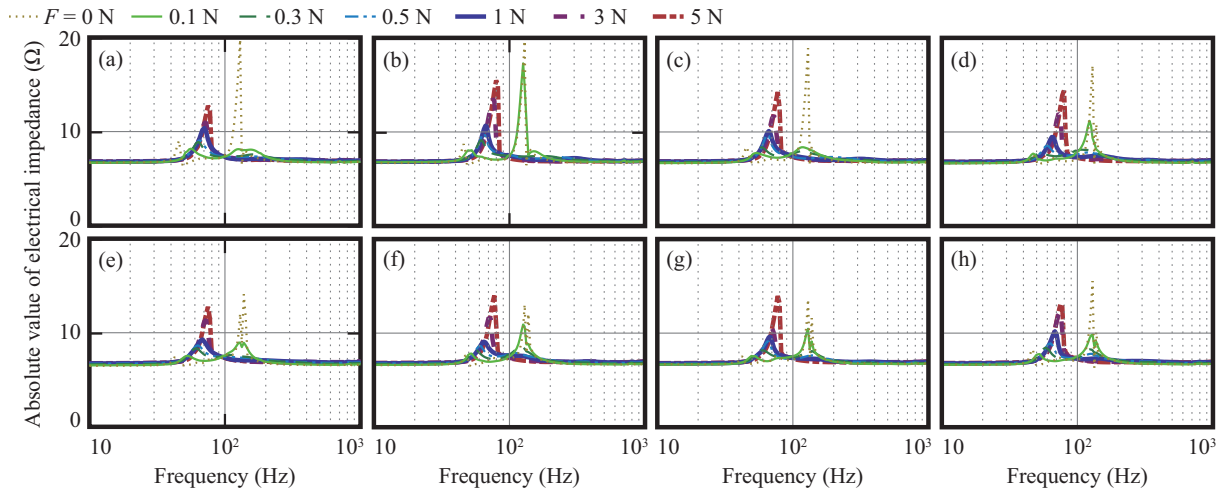


Fig. 4.3: Results of impedance measurement with 8 subjects.

ングし、接触圧力を推定する。被験者実験で現れた4つのピークのうち、接触圧力によって大きく変化するピークI及びピークIIのみをフィッティングの対象とする。その他のパラメータは実測値に近い値を選定し、インピーダンスのピークI及びIIの周波数が実験で得られたピークと合致するよう、 $m_h = 3 \text{ g}$, $k_h = 350 \text{ N/m}$, $m_d = 3 \text{ g}$, $k_s = 1000 \text{ N/m}$, $c_s = 0.001 \text{ N s/m}$ とした。Figure 4.4に被験者の1人に対するフィッティングの例を示す。被験者実験で現れるピークI及びピークIIについて、提案するモデルでは接触圧力を大きくした際にピークIが大きくなること、ピークIIが観測できなくなることを再現できていることが確認できる。特に接触圧力の低いFig. 4.4(a)(b)ではフィッティングした c_h はそれぞれ0.15, 0.16 N s/mであり、これらの場合は2つのピークが観測できる。これ以上に接触圧力を大きくした場合には、フィッティングして得た c_h は大きくなり、これに伴ってピークが一つのみ観測できる事がわかる。他方、 $F \geq 0.1 \text{ N}$, 及び $F \geq 3 \text{ N}$ の場合、フィッティングしたモデルと被験者で計測した値に差が生じている。これらの差は以下のように考えられる。まず $F \geq 0.1 \text{ N}$ については、振動子を押し付ける圧力が非常に小さく、振動子が振動するとき振動によって皮膚から離れている事が考えられる。これは前提とした皮膚と振動子が一体となる振動とは異なるものであり、提案モデルでは表現できない。また、 $F \geq 3 \text{ N}$ の場合、皮膚のばね定数が接触圧力によって非線形に変化する領域であると考えられる。これらのため提案モデルは線形な応答を得られる $0.1 < F \leq 1 \text{ N}$ の範囲であれば適用可能であると考えられる。

以上の結果からすべての被験者で得たデータに関して c_h を推定した結果をFig. 4.5に示す。被験者によってばらつきはあるが、 F が増加すると c_h も増加する傾向にあることがわかる。また、先に述べたように電気インピーダンスが提案したモデルとよく一致する範

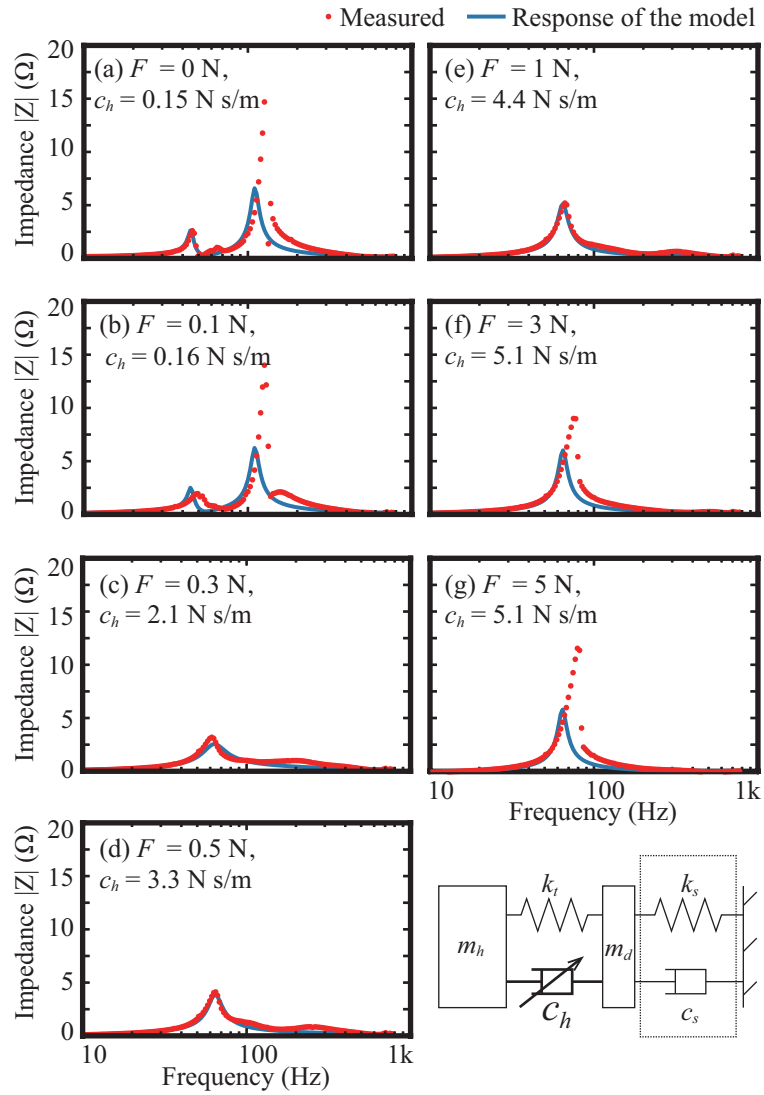


Fig. 4.4: Results of fitting of the electrical impedance from proposed model and measured impedance.

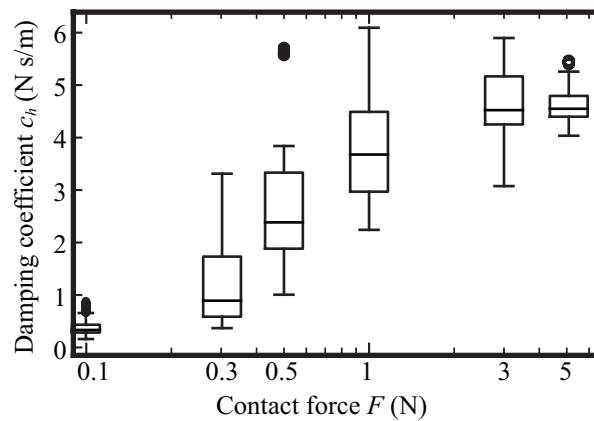
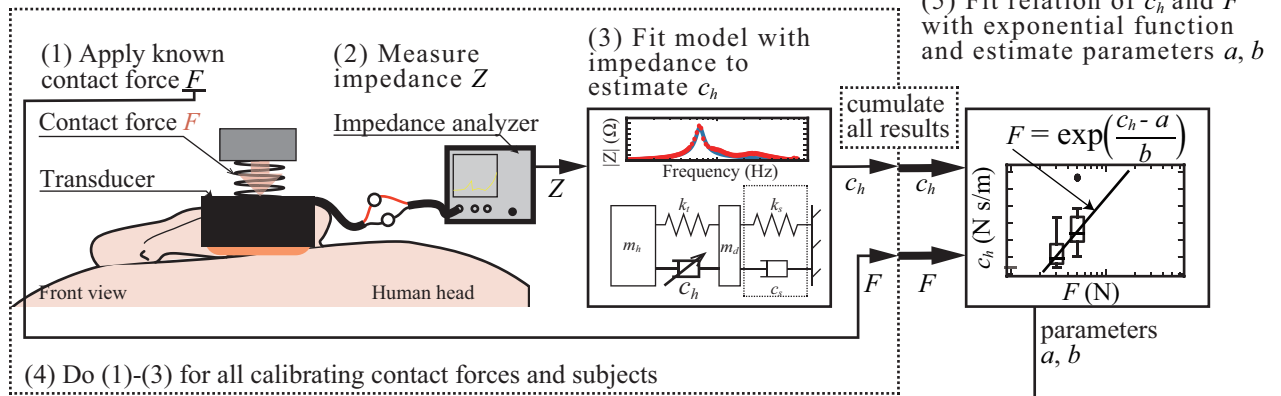


Fig. 4.5: Estimated damping factors from the electrical impedance for all human subjects.

(i) Calibration



(ii) Estimation

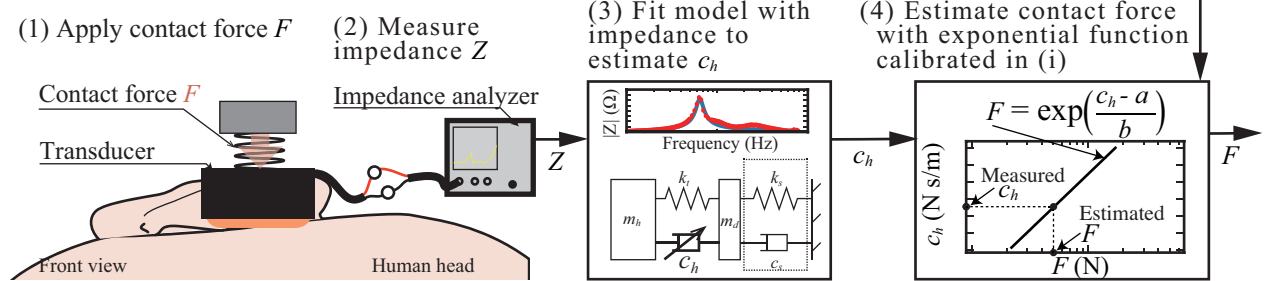


Fig. 4.6: Overview of the proposed method with physical model.

围においては、 F と c_h が対応する関係にあることがわかる。以上の結果から、提案したモデルを用いる場合は $0.1 < F \leq 1$ N の範囲であれば c_h から F を一意に推定できる可能性がある。

4.3 等価回路モデルを用いる接触圧力推定法

以上で確認したモデルを用いる接触圧力推定法を提案する。Figure 4.6 に提案法の概要を示す。提案法は主に次の2段階からなる。まず (i) 校正では、Fig. 4.6(i)-(1) に示すように既知の接触圧力 F で振動子をヒトに接触させ、このときの電気インピーダンスから c_h を求めることで F と c_h の関係を計測する。これまでの議論でも述べたように、提案するモデルによる c_h の推定は $0.1 < F \leq 1$ N の範囲で行うこととする。この結果に対し F と c_h の関係を次式の関数で近似することを考える。

$$F = \exp\left(\frac{c_h - a}{b}\right). \quad (4.1)$$

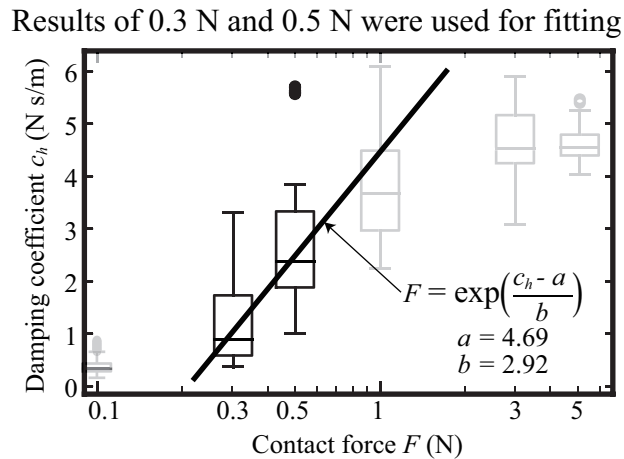


Fig. 4.7: Fitting of the damping-contact force curve with limited calibration data on 0.3 and 0.5 N.

ここで a と b は任意のパラメータであり、 F と c_h の計測結果を用いて最小二乗法により決定する (Fig. 4.6(i)-(5))。以上の校正段階により F と c_h の関係を求めた後、(ii) 接触圧力の推定を行う。接触圧力を推定するときにはまず電気インピーダンスを計測し、これをもとに c_h を推定する。その後、先に求めたパラメータ a 、 b を用いて式 (4.1) から接触圧力 F を推定する。

4.4 ヒトを対象とする提案法の評価

提案法における (i) 校正の結果を Fig. 4.7 に示す。校正においては、先の議論の通り 0.3 N 以上が提案モデルで表現できる接触圧力であると考え、0.3 N、0.5 N の条件で計測した F と c_h を a 、 b の推定に用いた。図中の黒線は同定したパラメータ a 、 b を用いて式 (4.1) を描画したものである。本実験では、推定で得たパラメータは $a = 4.69$ 、 $b = 2.92$ となった。

これを用いて 0–1 N の接触圧力を推定した推定誤差を Fig. 4.8 に示す。この結果から、多くの場合誤差 0.3 N 以内程度での推定ができていることがわかる。また、推定結果には -0.2 N ほどの偏りがあることもわかる。この原因は校正結果によるものと考えられる。Figure 4.7 に示す校正結果から、0.1 N の場合には校正で得た直線は実際に計測された c_h に対して小さい値を取ることがわかる。これは先に述べた提案モデルの制約によるものと考えられる。また、本実験では対象としなかったが 3 N を超える接触圧力についても、Fig. 4.7 から校正結果と大きく異なる値を示すことがわかる。以上の議論からも、提案法は 0.1–1 N の範囲での適用が妥当であり、これ以外の範囲を推定するためには非線形性を考慮するモデルを構築する必要がある。

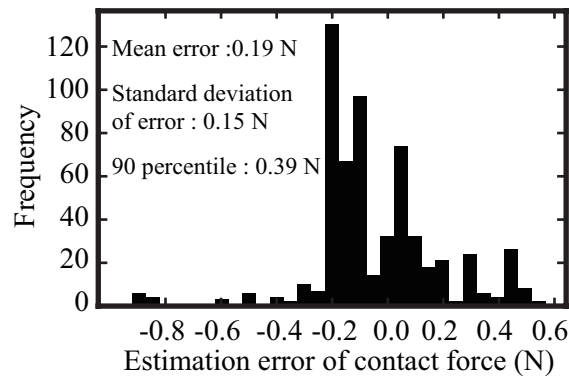


Fig. 4.8: Estimation results of the contact force with the proposed method.

骨導機器校正の国際規格によれば、接触圧力は ± 0.5 N 以内の誤差で提示することが求められる。提案法を用いる場合、皮膚の非線形性をモデルに考慮していないが、0.1–1 N の範囲では 97.1% の推定結果が ± 0.5 N 以内の誤差であった。このことは提案法を用いることで 0.1–1 N の接触圧力を推定可能であると言える。また、提案法の校正には 0.3 N, 0.5 N で計測した情報のみを用いていることも特徴である。このように少量のデータでは、前章までに提案したニューラルネットワークを用いる手法では数千のパラメータに対する学習が収束せず、推定器の校正が困難である。たとえば前章の提案法であるニューラルネットワークを用いる場合、校正のために 770 条件のデータを用いたうえで、推定誤差が ± 0.5 N 以内に収まるのは推定値の内 91.7% である。また、前章で示したように 4 名の被験者のデータを校正に用いる場合、データ数は 280 条件であるが、この場合は推定誤差の 90% でも 1.0 N となり実用的とは言えない。これに対し本章の提案法は 0.3 N, 0.5 N で計測した 240 条件の計測結果を校正に用い、その推定誤差の 97.1% は 0.5 N 以内に収まっている。接触圧力推定の範囲は異なるものの、これらの比較は物理モデルを用いる接触圧力推定法でより少ないデータで校正が可能であることを示唆している。

4.5 接触圧力による音の知覚特性変化

4.5.1 接触圧力による外耳道へ放射される音の変化

ヒトが聴取する音の変化は調べられているが、当該経路で外耳道内へ放射される音圧が接触圧力によってどのように変化するのは明らかにされていない。外耳道前部へ装着した骨導振動子の接触圧力を変化させた際、外耳道内の音圧に対する影響について実験結果を示す。被験者の右耳に骨導振動子を接触させ外耳道内の音圧を計測した。実験

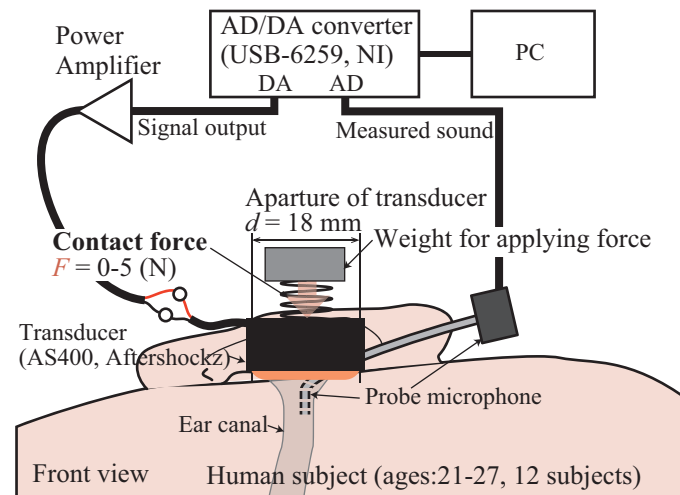


Fig. 4.9: Experimental setup for measuring ear canal sound pressure.

の概要を Fig. 4.9 に示す。外耳道内の音圧は外耳道入り口から約 5 mm プローブマイクを挿入し計測した。プローブマイクは無響室にて校正済みマイクロホン (type 4955, Bruel & Kear) と比較し、予め校正した。外耳道内の音圧計測時は、骨導振動子に DA 変換器 (NI USB-6259BNC, National Instruments) からパワーアンプを通じて電圧を印加し、AD 変換器 (NI USB-6259BNC, National Instruments) を用いてマイク信号を録音した。DA/AD 変換器は 100 kHz でサンプリングを行い、音圧の周波数特性計測には掃引時間 0.05 s の対数掃引正弦波を用いた。外耳道内の音圧は上記計測を 200 回繰り返して同期加算し、計測結果とした。実験は被験者 12 人 (22-27 歳, 正常聴覚) の右耳に対して行った。

各被験者について計測した外耳道における音圧の結果を Fig. 4.10(a)-(l) に示す。すべての被験者について、接触圧力に応じて外耳道内の音圧の周波数特性が変化していることがわかる。また、接触圧力が増加するにつれ、変化は被験者により異なるが、100 Hz-1 kHz の帯域では音圧が大きくなる傾向にある。また、1 kHz-10 kHz の帯域は接触圧力によらず比較的大きな音圧となる。接触圧力によらず、100 Hz 以下、及び 10 kHz 以上の周波数は他の音に比べ音圧が小さい傾向にある。

まず 100 Hz-1 kHz の帯域では接触圧力によって影響を受ける。これは当該帯域では接触圧力によって皮膚を經由し外耳道へ音が放射される経路が支配的であることを示唆している。また、1 kHz-10 kHz の帯域では、接触圧力によらず音圧が大きい。この帯域では振動子の振動が骨導音ではなく気道音として聞こえる成分が大きいことが考えられる。以上より、外耳道前部へ提示する骨導振動子で音を聴取する場合、特に 100 Hz- 1 kHz の帯域で接触圧力の影響を受けると考えられる。

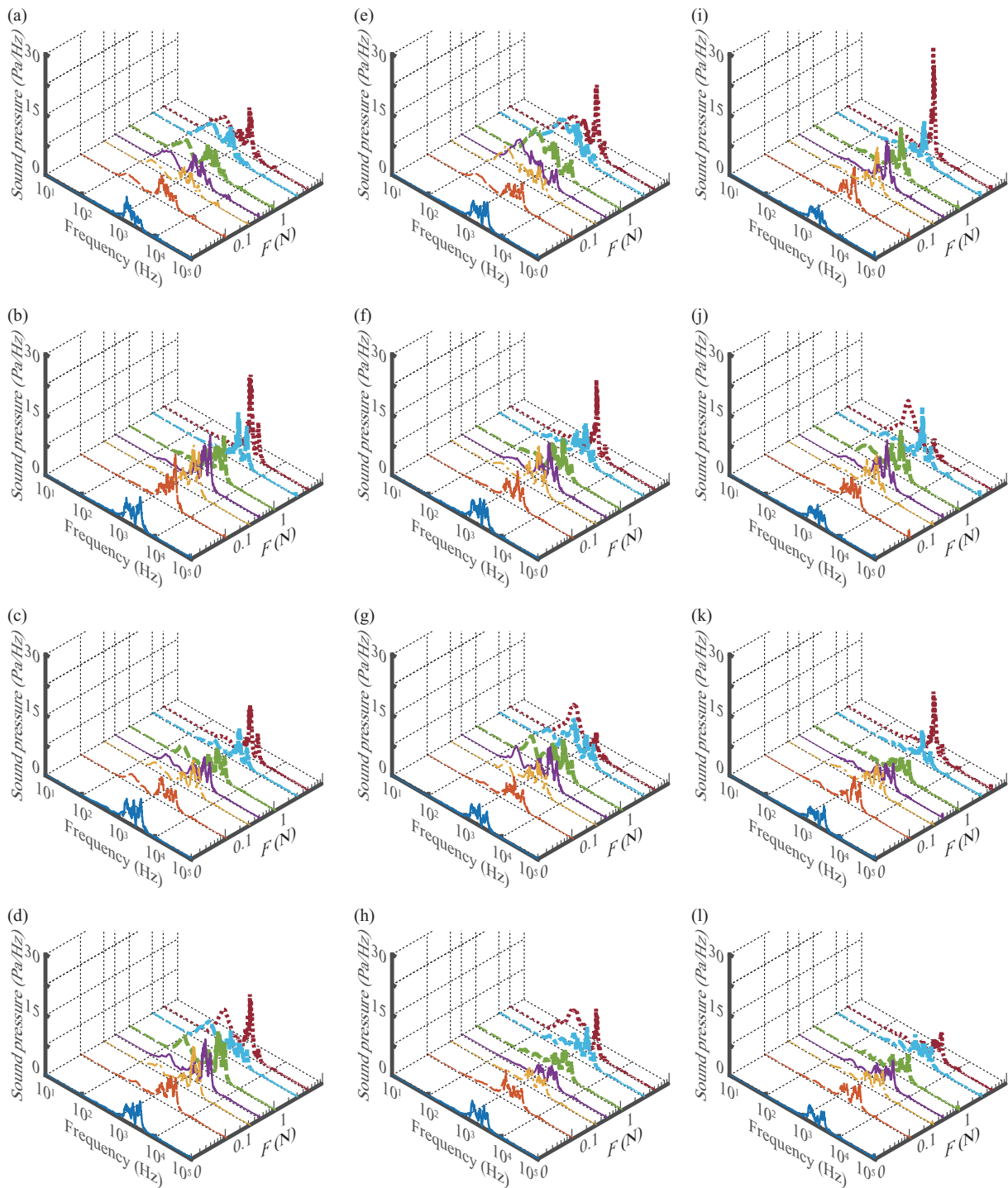


Fig. 4.10: Experimental results of measured acoustic pressures. (a)–(l) corresponds to the results from subjects 1–12.

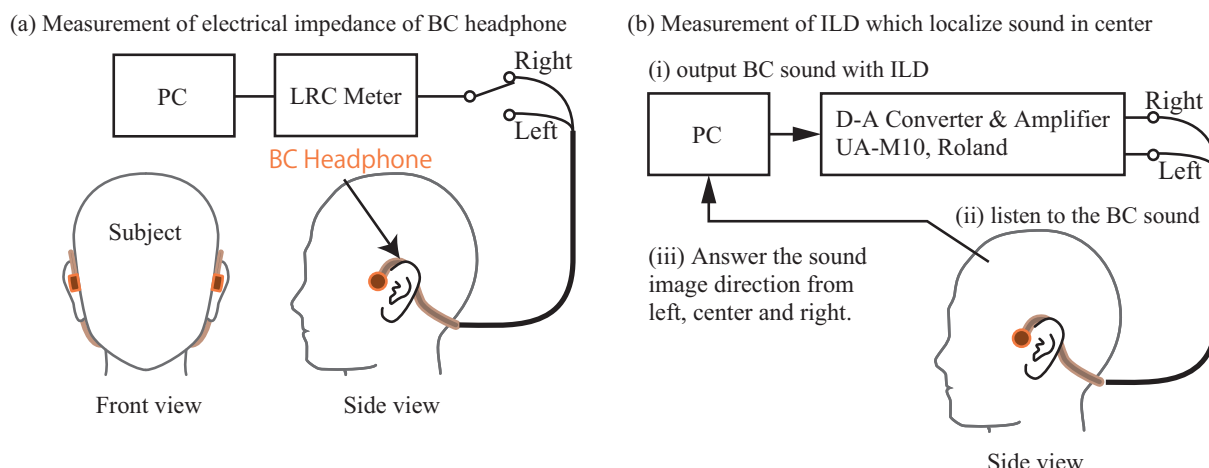


Fig. 4.11: Experimental setup for measuring effect of contact force on interaural level difference (ILD).

4.5.2 接触圧力の音像知覚方向への影響

これまで接触圧力の推定法を検討してきたが、接触圧力推定によって音像知覚の方向を推定可能かは明らかでない。本節では市販の骨導振動子を装着した場合に左右の接触圧力差が音像知覚に与える影響を明らかにする。ヒトは音の方向の知覚に両耳の音量差（両耳間強度差：Interaural Level Difference (ILD))と時間差（両耳間時間差：Interaural Time Difference (ITD))を手がかりとしている。接触圧力によって知覚される音に変化が現れる場合、これが音像の方向の変化となる。このとき、左右の耳に提示するILDを適切に設定することで、音像が中央に聞こえるILDを定めることができる。音像が中央に聞こえるとき、両耳の内耳に同じ音量で音を提示できていると考えられ、このとき提示しているILDが両耳の伝搬特性の差を表す。本節では以上の仮定より、接触圧力を変化させたときの両時間の音量差を計測し、これらの関係を求める。また、提案する接触圧力推定法により接触圧力を推定し、左右の振動子の接触圧力の差とILDの関係を明らかにする。

ILDと接触圧力の関係を計測するため、Fig. 4.11に示す実験を行った。実験は(i)接触圧力推定のための電気インピーダンス計測、(ii)音像が中央に聞こえるILDの計測の2段階からなる。被験者は骨導振動子(AS400, AfterShokz)を図のように装着し、外部の音による影響を抑えるため耳栓を装着した。耳栓の装着により骨導音には外耳道閉塞効果が加わるため耳栓非装着時とは異なる特性が得られることになるが、接触圧力と骨導音の関連を計測する上では問題ないものとする。

まず(i)では振動子をLCRメータ(HP4284A, HP)に接続し、電気インピーダンスを計測した。電気インピーダンスの計測は前章の議論よりインピーダンスのピークI, IIを含む

よう定め、50 Hz から 1 kHz まで対数スケールで 100 点行った。電気インピーダンスは (ii) の実験前、実験後に左右の耳それぞれ 3 回ずつ計測し、片耳につき計 6 回の計測結果に対し前節で提案した物理モデルを用いる接触圧力推定を行った。推定に用いるパラメータは前節と同様であり、12 名の被験者でキャリブレーションした結果を用いて接触圧力推定を行った。

つぎに (ii) では、被験者に装着した骨導振動子に対し、PC から DA コンバータ (UA-M10, Roland) を介して音を出力し、音像が中央に聞こえる ILD を計測した。ILD は左耳提示音に対する右耳提示音の比として定義し、 $ILD > 0$ dB の場合、右耳に提示される音量が大きいことを示す。音像が中央に聞こえる ILD の計測には極限法を用いて行い、ILD を -20 dB から始まる上昇系列もしくは 20 dB から始まる下降系列として変化させ、このとき聞こえた音の方向を「左」「中央」「右」のいずれかで回答させた。刺激音は単一周波数で信号長 0.5 s の純音とし、可聴域を網羅するため周波数は 0.125, 0.25, 0.5, 1, 2, 4, 8 kHz に関して各々 8 系列の計測を行った。上昇系列と下降系列の提示順はランダムとし、被験者の半数ごとに提示順を入れ替えた。実験において接触圧力を左右で変化させるため、メガネのツルを模した厚さ 5 mm の障害物を使用し、これを左側に挟む場合、何も挟まない場合、右側に挟む場合の 3 通りについて実験を行った。Figure 4.12 に障害物の有無を示す。被験者は 8 人とし、刺激の提示順、及び障害物の有無の実験順それぞれを被験者により入れ替え、実験への影響を及ぼさないようにした。

Figure 4.12 の実験結果から、障害物の有無により音像が中央に聞こえる ILD が影響を受けることがわかる。まず、障害物を挟まない場合 Fig. 4.12(b) では、ILD が 0 dB 程度の場合に音像が中央に聞こえる。これに対し障害物を挟む場合 Fig. 4.12(a)(c) では、周波数が高くなるに連れ、障害物がある側の振動子の振幅が大きい場合に音像が中央に聞こえる。これは接触圧力が変化し、振動子の接触が弱くなることで内耳までの音の伝搬が変化し、音像の変化が見られている。特に接触圧力が小さくなる場合、振動子から皮膚に対して振動が十分伝わらず、同じ信号を入力した場合には小さい音が内耳で聞こえることになると予想される。この音の変化を補正するような ILD が加わった場合に音像が中央に定位すると考えられ、これを用いて定位の左右移動を評価する。

接触圧力の変化と音像が中央に聞こえる ILD の関係を定量的に評価するため、本研究の提案法を用いて接触圧力を推定し、この左右差と ILD の関係を調べる。Figure 4.12 では周波数の高低によって傾向が異なるため、それぞれの周波数について考察する。Figure 4.13 に左右の接触圧力差と音像が中央に聞こえる ILD の関係を示す。また、各図中に相関係

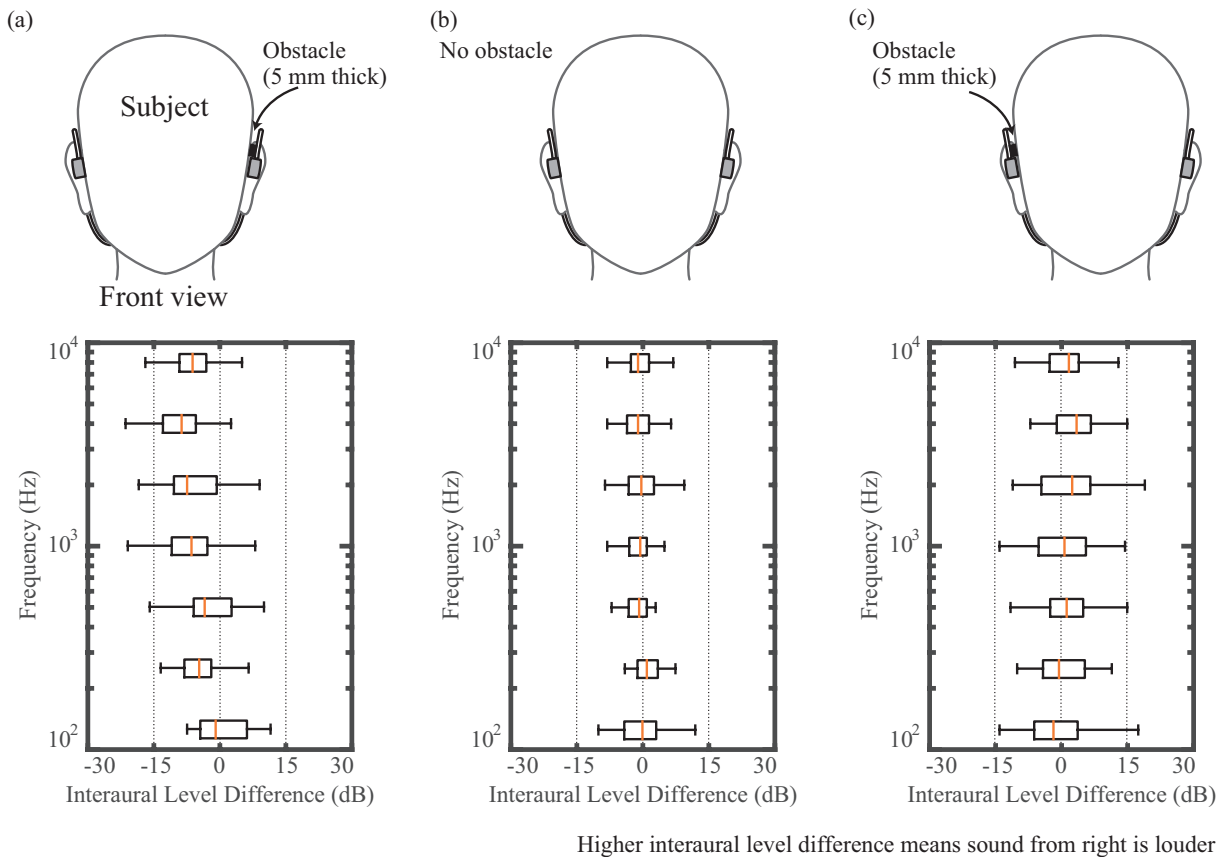


Fig. 4.12: Experimental results of measured ILD for each condition. (a) Obstacle is inserted on the left side, (b) no obstacle is used, (c) Obstacle is inserted on the right side

数 r と p 値を示す。各図中の計測点数は被験者 8 人に対し障害物 3 条件、各条件 8 回の計測を行ったため 192 点である。まず比較的低い周波数である Fig. 4.13(a) では相関係数が -0.07 程度であり、接触圧力差による ILD の変化は顕著に見られない。他方、その他の周波数では左右の耳の接触圧力差と ILD の間に相関があることがわかる。高周波では ILD が音の定位に影響を与えることが知られており、上記実験においても 1 kHz を超える周波数では接触圧力の変化により ILD の変化が生じたと考えられる。他方、数百 Hz を下回る周波数帯域では両耳間時間差 (ITD) が定位において大きな影響を与えることが知られている [43]。本実験の結果では Fig. 4.13(a)(c) の周波数帯域では接触圧力と ILD に相関があるとは言い切れず、これはこの周波数帯域では音像が変化していないこと示している。この場合、音像変化に影響を与える ITD も変化していないと考えられ、当該周波数帯域では接触圧力による音像定位への影響が小さいことを示唆している。また、前節の実験結果より、外耳道内の音圧は 1 kHz 以上では大きな影響を受けないことが示されている。このことから、これら ILD の変化は骨導音のうち外耳道に放射されない成分による変化である

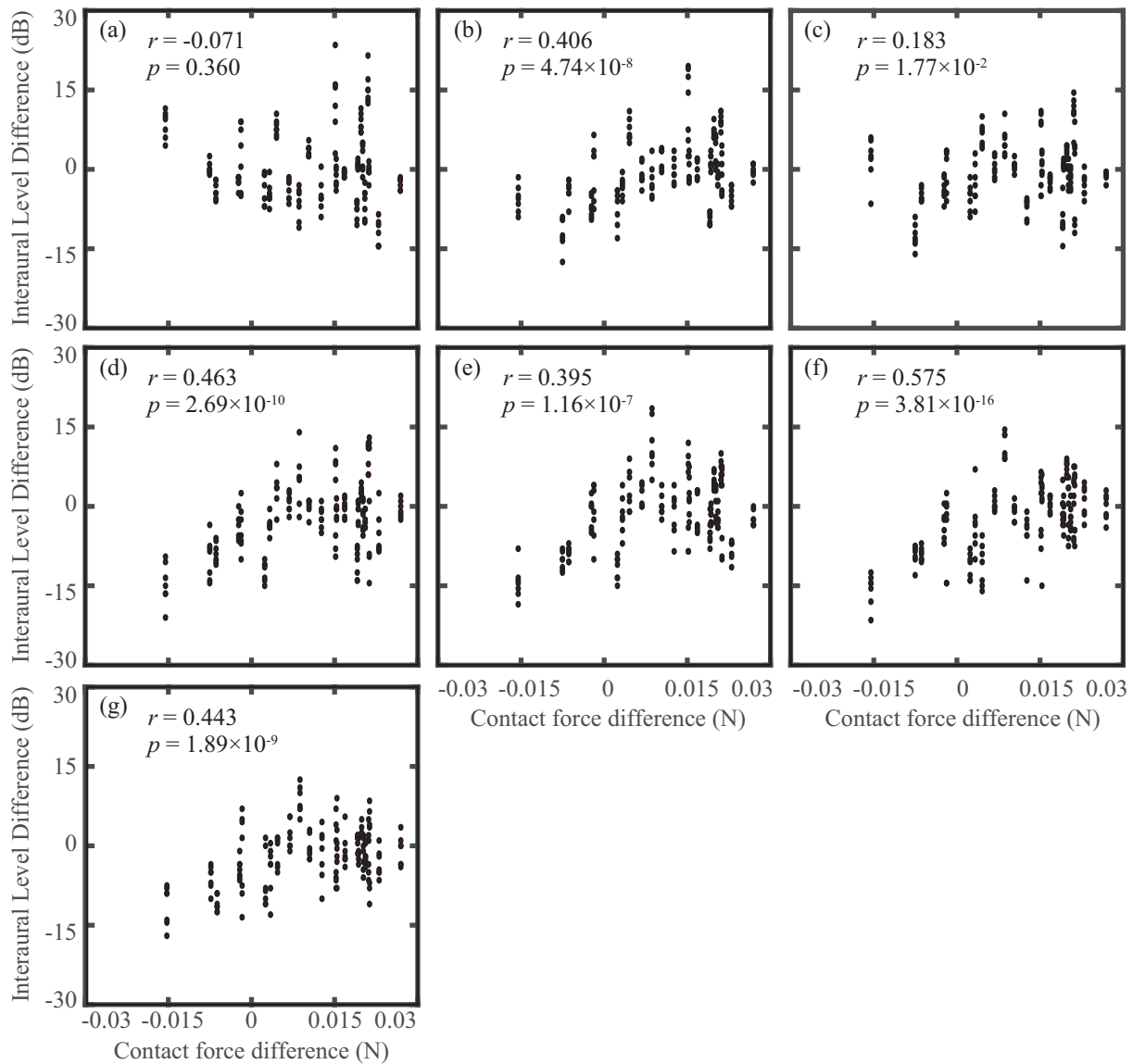


Fig. 4.13: Relation of ILD and contact force difference between left and right ear. (a)Results at frequency of 125 Hz, (b)Results at frequency of 250 Hz, (c)Results at frequency of 500 Hz, (d)Results at frequency of 1000 Hz, (e)Results at frequency of 2000 Hz, (f)Results at frequency of 4000 Hz, (g)Results at frequency of 8000 Hz.

と考えられる。以上の結果より、接触圧力による立体音響聴取の際には接触圧力に応じて比較的高周波の帯域では影響があることを示した。また、接触圧力と音像の定位方向に相関があることから、本研究で提案する接触圧力推定法を用いることで、骨導振動子の装着者が知覚するであろう音像の方向を予測でき、左右の接触圧力として定量的に実験条件を評価できる可能性を示した。

4.6 まとめ

本章ではこれまでに提案したニューラルネットワークを用いる接触圧力推定に対し、データに依存せず物理的な妥当性を担保する等価回路モデルによる接触圧力推定法を提案した。等価回路モデルは2自由度から成り、このうち粘性係数が接触圧力によって変化するとして検討を行った。その結果、接触圧力が0.1–1 Nの範囲では提案したモデルにより電気インピーダスを表現できることを示した。次に、等価回路モデルを用いる接触圧力推定法を提案し、その推定精度を評価した。提案法は計測した電気インピーダンスに対し等価回路モデルの粘性係数を推定、この粘性係数と接触圧力の関係を事前に校正することで、接触圧力を推定するものである。0.3 Nと0.5 Nの接触圧力に対して行った計測結果をもとに粘性係数と接触圧力の関係を校正し、0.1–1 Nの接触圧力を対象として推定精度を評価した。その結果、推定誤差の97.1%が国際規格で求められる ± 0.5 N以内であることを示した。以上の結果から提案法では従来法に比べ大幅に少ない計測でも接触圧力の推定が可能であることを示した。

また、当該手法を用いて装着状態の骨導振動子を対象に接触圧力推定を行い、音像の知覚方向との関係を調べた。その結果、音像が中央に聞こえるILDと接触圧力の間には提示音が特に1 kHz以上の場合には相関が見られ、提案法により音像の知覚方向を予測でき、左右の接触圧力として定量的に実験条件を評価できる可能性を示した。

第5章 結 論

本研究は骨導振動子の接触圧力をセンサレスで推定する手法の確立を目的とした。第1章では骨導音に関する概説を述べ、このうち接触圧力が骨導音の間こえに大きく影響を与えることを示した。

第2章では骨導振動子の電気インピーダンスのみを用いて接触圧力及び毛髪量を推定する手法を提案した。まず骨導振動子を用いる音提示の例として立体音響提示を行った。気導音と骨導音の特性差を計測する手法を提案し、これを用いて計測した特性差を補正することで骨導音の音像定位特性の改善を目指した。その結果、提案した特性差の補正手法では骨導音の音像定位特性の変化が見られず、骨導音に影響する要素が多数あることから、接触圧力等の骨導音提示条件を定量的に評価する必要があることを示した。これに対して接触圧力及び毛髪量の推定法を確立するため、ファントムを対象とし、接触圧力及び毛髪量の変化による振動子の電気インピーダンスの変化を確認した。接触圧力は0-5 N、毛髪量は0-169.6 mm³を対象とし、すべての組み合わせで電気インピーダンスを計測した。その結果振動子の電気インピーダンスには4つのピークが現れ、これらが接触圧力及び毛髪量で変化することを示した。また、振動子の電気インピーダンスの変化を用いて接触圧力及び毛髪量推定法を提案した。3層から成るニューラルネットワークを用いる推定器に電気インピーダンスと接触圧力の関係を学習させ、推定精度を評価した。その結果、毛髪量及び接触圧力の誤差の平均/標準偏差はそれぞれ0.42/8.48 mm³、0.025/0.24 Nであり、計測範囲に対して小さな誤差で計測可能であることを示した。これらの結果は電気インピーダンスを用いることで接触圧力等を評価可能であることを示した。

第3章ではヒトを対象とし、接触圧力の変化による振動子の電気インピーダンスの変化を確認した。まず12人の被験者を対象として、骨導振動子の接触圧力を0-5 Nで変化させ10 Hz-60 kHzの周波数帯域で骨導振動子の電気インピーダンスを計測した。その結果、ファントムと同様に電気インピーダンスには4つのピークが現れ、それぞれピーク周波数及びインピーダンスの大きさが全被験者に共通して変化することを確認した。特にピークIは接触圧力が増えるに連れピークの値及び周波数が増加し、ピークIIは接触圧力が3 Nを超えると消失することを確認した。次に、この電気インピーダンスの変化を用いて接触

圧力推定法を評価した。実験を行った12人中11人の計測結果をニューラルネットワークへ学習させ、残り1人の計測結果に対し接触圧力を推定し推定精度を評価した。その結果ヒトを対象とする推定で推定結果の91.7%が誤差 ± 0.5 N以内であることを示し、十分実用的な推定誤差で推定可能であることを示した。他方で接触圧力推定に必要な周波数帯域を明らかにするため、様々な周波数帯域について接触圧力推定を行い推定精度を検討した。その結果、少なくともピークIとピークIIを含む場合は接触圧力推定が可能であり、6秒程度の計測で接触圧力を推定できる可能性を示した。

第4章ではこれまでに提案したニューラルネットワークを用いる接触圧力推定に対し、データに依存せず物理的な妥当性を担保する等価回路モデルによる接触圧力推定法を提案した。等価回路モデルは2自由度から成り、このうち粘性係数が接触圧力によって変化するとして検討を行った。その結果、接触圧力が0.1–1 Nの範囲では提案したモデルにより電気インピーダンスを表現できることを示した。次に、等価回路モデルを用いる接触圧力推定法を提案し、その推定精度を評価した。提案法は計測した電気インピーダンスに対し等価回路モデルの粘性係数を推定、この粘性係数と接触圧力の関係を事前に校正することで、接触圧力を推定するものである。0.3 Nと0.5 Nの接触圧力に対して行った計測結果をもとに粘性係数と接触圧力の関係を校正し、0.1–1 Nの接触圧力を対象として推定精度を評価した。その結果、推定誤差の97.1%が国際規格で求められる ± 0.5 N以内であることを示した。以上の結果から提案法では従来法に比べ大幅に少ない計測でも接触圧力の推定が可能であることを示した。

以上から、本研究では骨導振動子の電気インピーダンスから接触圧力を推定する手法を確立した。本研究の成果は聴力検査、補聴器のイコライジングなど聴覚補完の分野に貢献するものとする。

謝 辞

本研究の実施にあたり筑波大学システム情報系 教授 水谷孝一先生には、指導教員として研究内容や発表多くのご指導をいただきました。研究方針の決め方のみならず、研究環境の整え方や円滑に進めるための方法、私生活や人生設計に至るまで多くのことを教えて頂きました。

筑波大学システム情報系 准教授 若槻尚斗先生には研究の詳細な議論、論文執筆等にて多くのご指導をいただきました。現象の詳細を考え抜くこと、実験を丁寧に行うこと、文章表現に気をつけることなど、多くのことを学びました。凶らずも私の借りたアパートが先生の向かいの家だったこともあり、非常に楽しく過ごさせて頂きました。

筑波大学システム情報系 助教 善甫啓一先生には研究内容に加え魅力的な発表方法などご指導いただきました。

アドバイザー教員として筑波大学芸術系 教授 山中敏正先生、筑波大学人間系 教授 綾部早穂先生のご指導をいただきました。各審査会でのアドバイスに加え、ラボローテーションや研究室見学など多くの知見をいただきました。

筑波大学システム情報系 准教授 海老原格先生、助教 前田祐佳先生には日頃より研究に関して多くのご意見をいただきました。

筑波大学音響システム研究室では、多くの皆様と楽しく有意義な研究生活を送ることができました。研究室所属当初より黒山崇允博士、川岸卓司博士には研究室でのゼミ長としてご指導をいただきました。実験方法の詳細や物事への取り組み方、考え方など、このときの経験は現在でも大変活かされております。また博士課程後期に在籍の皆様、特に宮本隆典氏、中林大樹氏は研究室で同期の博士学生として苦楽をともにできたことも感謝しております。青木拓也氏には研究における実験機材準備から解析方法、果ては私の不意な思いつきから始まることもあったコンテスト出場などで大変お世話になりました。研究室の先輩方、20名を超える同期の皆様、後輩の皆様、個性豊かな皆様との研究生活で大きく成長できました。

筑波大学エンパワーメント情報学プログラムの先生方・事務室の皆様ほか関係の方々には1期生として入学して以降、授業等に限らず気にかけて頂きました。今週末からアメリ

カに行きたいと突然言い出すなど明らかに無茶なお願いにも応えて頂き、非常に多くの経験をさせて頂きました。ここにいなければできない経験ばかりで、大きく成長させていただいたと感じています。本プログラムに入学以降、周囲の学生の皆様の活躍を間近で見つ非常に大きな刺激を頂き続けてきました。いつも前を向いて成果を出すよう取り組めたのは、非常にアクティブで優秀なEMP学生の皆様のおかげだと確信しております。

岐阜工業高等専門学校電子制御工学科の先生方には、在職しながらの博士取得について機会をいただきましたこと深く感謝申し上げます。

最後になりますが、博士課程へ進むことを快諾し支えてくれた家族に感謝します。

参考文献

- [1] Stefan Stenfelt and Richard L Goode. Bone-conducted sound: physiological and clinical aspects. *Otology & neurotology : official publication of the American Otological Society, American Neurotology Society [and] European Academy of Otology and Neurotology*, Vol. 26, No. 6, pp. 1245–1261, 2005.
- [2] Stefan Stenfelt, Naohito Hato, and Richard L Goode. Factors contributing to bone conduction: The middle ear. *The Journal of the Acoustical Society of America*, Vol. 111, No. 2, pp. 947–59, feb 2002.
- [3] R Dauman. Bone conduction: An explanation for this phenomenon comprising complex mechanisms. *European annals of otorhinolaryngology, head and neck diseases*, Vol. 130, No. 4, pp. 209–213, jun 2013.
- [4] Stefan Stenfelt. Inner ear contribution to bone conduction hearing in the human. *Hearing Research*, Vol. 329, pp. 41–51, 2014.
- [5] Stefan Stenfelt and Bo Håkansson. Air versus bone conduction: an equal loudness investigation. *Hearing Research*, Vol. 167, No. 1-2, pp. 1–12, may 2002.
- [6] Haim Sohmer, Sharon Freeman, Miriam Geal-Dor, Cahtia Adelman, and Igal Savion. Bone conduction experiments in humans - a fluid pathway from bone to ear. *Hearing Research*, Vol. 146, No. 1-2, pp. 81–88, aug 2000.
- [7] Haim Sohmer and Sharon Freeman. Further evidence for a fluid pathway during bone conduction auditory stimulation. *Hearing research*, Vol. 193, No. 1-2, pp. 105–10, jul 2004.
- [8] 立木孝, 亀井昌代. 音叉聴力検査. *Audiology Japan*, Vol. 44, pp. 38–45, 2001.

- [9] M Fagelson and F N Martin. Sound pressure in the external auditory canal during bone-conduction testing. *Journal of the American Academy of Audiology*, Vol. 5, No. 1994, pp. 379–383, 1994.
- [10] 佐野肇. 純音聴力検査における気骨導差の意義. 日本耳鼻咽喉科学会会報, Vol. 119, No. 8, pp. 1150–1151, 2016.
- [11] Kazuhito Ito and Seiji Nakagawa. Perception Mechanisms of Bone-conducted Ultrasound assessed by Acoustic Characteristics in the External Auditory Meatus. Vol. 30, pp. 593–594, 2009.
- [12] Kazuhito Ito and Seiji Nakagawa. Perception Mechanisms of Bone-Conducted Ultrasound Assessed by Acoustic Characteristics in the External Auditory Meatus. *Japanese Journal of Applied Physics*, Vol. 49, No. 7, p. 07HF31, jul 2010.
- [13] Nakagawa Seiji, Chika Fujiyuki, and Takayuki Kagomiya. Development of a Bone-Conducted Ultrasonic Hearing Aid for the Profoundly Deaf : Evaluation of Sound Quality Using a Semantic Differential Method Development of a Bone-Conducted Ultrasonic Hearing Aid for the Profoundly Deaf : Evaluation of Sound Quality. *Japanese Journal of Applied Physics*, Vol. 52, No. 7, p. 07HF06, 2013.
- [14] Seiji Nakagawa, Chika Fujiyuki, and Takayuki Kagomiya. Development of Bone-Conducted Ultrasonic Hearing Aid for the Profoundly Deaf: Assessments of the Modulation Type with Regard to Intelligibility and Sound Quality. *Japanese Journal of Applied Physics*, Vol. 51, p. 07GF22, jul 2012.
- [15] Kazuhito Ito and Seiji Nakagawa. Self-demodulation of amplitude-modulated signal components in amplitude-modulated bone-conducted ultrasonic hearing. *Japanese Journal of Applied Physics*, Vol. 54, No. 7S1, p. 07HF07, 2015.
- [16] Ad F.M. Snik, Emanuel A. M. Mylanus, David W. Proops, John F. Wolfaardt, William E. Hodgetts, Thomas Somers, John K Niparko, Jack J Wazen, Olivier Sterkers, Cor W. R. J. Cremers, and Anders Tjellström. Consensus statements on the BAHA system: where do we stand at present? *The Annals of otology, rhinology & laryngology Supplement*, Vol. 195, pp. 2–12, 2005.

-
- [17] Paula Henry and Tomasz R Letowski. Bone Conduction : Anatomy , Physiology , and Communication. Technical Report May, U.S. Army Research Laboratory, 2007.
- [18] Shyam M Khanna, Juergen Tonndorf, and Judith E Queller. Mechanical parameters of hearing by bone conduction. *The Journal of the Acoustical Society of America*, Vol. 60, No. 1, pp. 139–154, 1976.
- [19] M Paquier, V Koehl, and B Jantzem. Influence of headphone position in pure-tone audiometry. In *Proceeding of the Acoustics 2012 Nantes Conference*, No. April, pp. 3925–3930, 2012.
- [20] Georg von Békésy. *Experiments in hearing*. McGraw-Hill, 1960.
- [21] Laura E Toll, Diana C Emanuel, and Tomasz Letowski. Effect of static force on bone conduction hearing thresholds and comfort. *International journal of audiology*, Vol. 50, No. 9, pp. 632–635, 2011.
- [22] William Hodgetts, Susan Scollie, and Ryan Swain. Effects of applied contact force and volume control setting on output force levels of the BAHA® Softband. *International Journal of Audiology*, Vol. 45, No. 5, pp. 301–308, 2006.
- [23] Norman A Watson. Limits of Audition for Bone Conduction. *Journal of the Acoustical Society of America*, Vol. 9, No. 1938, pp. 294–300, 1938.
- [24] Whittle L. S. A determination of the normal threshold of hearing by bone conduction. *Journal of Sound and Vibration*, Vol. 2, No. 3, pp. 227–248, 1965.
- [25] H. Hosoi, S. Yanai, T. Nishimura, T. Sakaguchi, T. Iwakura, and K. Yoshino. Development of cartilage conduction hearing aid. *Archives of Materials Science and Engineering*, Vol. 42, No. 2, pp. 104–110, 2010.
- [26] Samantha M. Ginter and Robert H. Margolis. Acoustic method for calibration of audiometric bone vibrators. II. Harmonic distortion. *The Journal of the Acoustical Society of America*, Vol. 134, No. 1, pp. EL33–EL37, 2013.
- [27] Seiji Nakagawa, Riki Ogino, and Sho Otsuka. Assessment of detection threshold and temporal resolution of distantly presented bone-conducted ultrasonic hearing. *Japanese Journal of Applied Physics*, Vol. 57, No. 7S1, p. 07LD22, 2018.

- [28] T.B. Khalil and D.C. Viano. Comparison of human skull and spherical shell vibrations—implications for head injury modeling. *Journal of Sound and Vibration*, Vol. 82, No. 1, pp. 95–110, may 1982.
- [29] Bo Håkansson, Peder Carlsson, and Anders Tjellström. The mechanical point impedance of the human head, with and without skin penetration. *The Journal of the Acoustical Society of America*, Vol. 80, No. 4, pp. 1065–1075, 1986.
- [30] S Stenfelt, B Håkansson, and A Tjellström. Vibration characteristics of bone conducted sound in vitro. *The Journal of the Acoustical Society of America*, Vol. 107, No. 1, pp. 422–431, 2000.
- [31] L.R. Corliss and W Koidan. Mechanical Impedance of the Forehead and Mastoid. *The Journal of the Acoustical Society of America*, Vol. 27, No. 6, pp. 1164–1172, 1955.
- [32] Stefan Stenfelt and Richard L. Goode. Transmission properties of bone conducted sound: Measurements in cadaver heads. *The Journal of the Acoustical Society of America*, Vol. 118, No. 4, p. 2373, 2005.
- [33] Stefan Stenfelt, Timothy Wild, Naohito Hato, and Richard L. Goode. Factors contributing to bone conduction: The outer ear. *The Journal of the Acoustical Society of America*, Vol. 113, No. 2, p. 902, 2003.
- [34] Satoki Ogiso, Koichi Mizutani, Keiichi Zempo, and Naoto Wakatsuki. Measurement of the Differential Transfer Function Between Bone-Conduction and Air-Conduction for Sound Localization. In *Proceeding of 2015 IEEE 4th Global Conference on Consumer Electronics (GCCE2015)*, pp. 135–138, 2015.
- [35] TS Kapteyn, E Boezeman, and AM Snel. Bone - conduction measurement and calibration using the cancellation method. *The Journal of the Acoustical Society of America*, Vol. 74, No. 4, pp. 1297–1298, 1983.
- [36] Raymond M. Stanley and Bruce N. Walker. Towards a transfer function used to adjust audio for bone-conduction transducers. *The Journal of the Acoustical Society of America*, Vol. 123, No. 5, p. 3565, 2008.

-
- [37] N. Moriya and Y. Kaneda. A study on the optimal signal for impulse response measurement. *IEIC Technical Report (Institute of Electronics, Information and Communication Engineers)*, Vol. 104, No. 715, pp. 1–6, 2005.
- [38] Satoki Ogiso, Koichi Mizutani, Naoto Wakatsuki, Keiichi Zempo, and Yuka Maeda. Effect of intermediate material at contact surface of bone-conducted sound transducer on propagation characteristics. In *Proceedings of the 37th Symposium on Ultrasonic Electronics(USE2016)*, pp. 2P2–8, 2016.
- [39] S. Ogiso, K. Mizutani, K. Zempo, N. Wakatsuki, and Y. Maeda. Estimation of contact force and amount of hair between skin and bone-conducted sound transducer using electrical impedance. *Japanese Journal of Applied Physics*, Vol. 56, No. 7S1, p. 07JC06, 2017.
- [40] Satoki Ogiso, Koichi Mizutani, Naoto Wakatsuki, Keiichi Zempo, and Yuka Maeda. Relationship between contact force and electrical impedance of bone-conducted sound transducer on human head. In *Proceedings of the 38th Symposium on Ultrasonic Electronics(USE2017)*, pp. 3P2–7, 2017.
- [41] Satoki Ogiso, Koichi Mizutani, Keiichi Zempo, Naoto Wakatsuki, and Yuka Maeda. Verification of contact force estimation method for the bone-conducted sound transducer with human subjects. *Japanese Journal of Applied Physics*, Vol. 57, No. 7, p. 07LC11, 2018.
- [42] Satoki Ogiso, Koichi Mizutani, Naoto Wakatsuki, Keiichi Zempo, and Yuka Maeda. Sensorless Contact Force Evaluation of Bone-conducted Sound Transducer by Electrical Impedance in Limited Frequency Range. In *IEEE 7th Global Conference on Consumer Electronics, GCCE 2018*, pp. 483–486, 2018.
- [43] 古川茂人. 音を聞く仕組みを探る. 計測と制御, Vol. 43, No. 4, pp. 294–300, 2004.

著者文献

学位請求申請に関係のある論文

査読付雑誌論文

- (J-1) **Satoki Ogiso**, Koichi Mizutani, Naoto Wakatsuki, Keiichi Zempo and Yuka Maeda: “Estimation of contact force and amount of hair between skin and bone-conducted sound transducer using electrical impedance,” Japanese Journal of Applied Physics, Vol. 56, No. 7S1, 07JC06 (7-pages), 2017.
- (J-2) **Satoki Ogiso**, Koichi Mizutani, Naoto Wakatsuki, Keiichi Zempo and Yuka Maeda: “Verification of contact force estimation method for the bone-conducted sound transducer with human subjects,” Japanese Journal of Applied Physics, Vol. 57, No. 7S1, 07LC11 (6-pages), 2018.

査読付国際会議論文

- (P-1) **Satoki Ogiso**, Koichi Mizutani, Keiichi Zempo and Naoto Wakatsuki: “Measurement of the Differential Transfer Function Between Bone-Conduction and Air-Conduction for Sound Localization,” Proceeding of the 4th IEEE Global Conference on Consumer Electronics (IEEE GCCE 2015), pp.135-138 (Osaka, 28 October, 2015).
- (P-2) **Satoki Ogiso**, Koichi Mizutani, Keiichi Zempo, and Naoto Wakatsuki: “Sensorless Contact Force Evaluation of Bone-conducted Sound Transducer by Electrical Impedance in Limited Frequency Range,” Proceeding of the 7th IEEE Global Conference on Consumer Electronics (IEEE GCCE 2018), pp. 483-486 (Nara, 11 October, 2018).

学位請求申請に関係のない論文

査読付国際会議論文

- (P-1) Satoki Ogiso, Koichi Mizutani, Keiichi Zempo, and Naoto Wakatsuki: “Analysis of sound propagation in human head for bone-conduction headphones using finite element method,” Proceeding of the 3rd IEEE Global Conference on Consumer Electronics (IEEE GCCE 2014), pp.573-576 (Tokyo, 9 October, 2014).

査読なし発表論文

- (D-1) 小木曾 里樹, 水谷孝一, 善甫啓一, 若槻尚斗: “骨導音の伝搬速度および脳脊髄液への入射の簡易頭部モデルを用いる計測,” 生活生命支援医療福祉工学系連合大会 2014 講演論文集 CD-ROM, GS9-2, (留寿都, 26 September, 2014).
- (D-2) 小木曾 里樹, 水谷孝一, 善甫啓一, 若槻尚斗, 前田祐佳: “骨導ヘッドホン伝達特性の補正が無響室内での音源方向知覚に与える影響,” 日本音響学会, 音楽音響研究会 オータムセミナー講演論文集, Vol. 3, No. 4, pp.89-94, (つくば, 30 October, 2016).
- (D-3) Satoki Ogiso, Koichi Mizutani, Keiichi Zempo, Naoto Wakatsuki and Yuka Maeda: “Effect of intermediate material at contact surface of bone-conducted sound transducer on propagation characteristic,” Proceedings of the 37th Symposium on UltraSound Electronics, 2P2-8 (2 pages), (Busan, 15 November 2016).
- (D-4) Satoki Ogiso, Koichi Mizutani, Keiichi Zempo, Naoto Wakatsuki, Yuka Maeda: “Effect of characteristics compensation between air-conduction and bone-conduction headphones on sound localization in an anechoic chamber,” Proceedings of the 5th ASA ASJ Joint meeting, p.3277, (Hawaii, United States, 1 December, 2016).
- (D-5) 小木曾 里樹, 水谷孝一, 善甫啓一, 若槻尚斗, 前田祐佳: “接触圧力及び毛髪量が骨導トランスデューサによる励振へ与える影響,” 日本音響学会, 音楽音響研究会講演論文集, Vol. 36, No. 3, pp.7-12, 2017 (つくば, 2 September, 2017).
- (D-6) Satoki Ogiso, Koichi Mizutani, Keiichi Zempo, Naoto Wakatsuki and Yuka Maeda: “Relationship between contact force and electrical impedance of bone-conducted sound

transducer on human head,” Proceedings of the 38th Symposium on UltraSound Electronics, 3P2-7 (2 pages), (Sendai, 27 October 2017).

- (D-7) **Satoki Ogiso**, Koichi Mizutani, Keiichi Zempo, Naoto Wakatsuki and Yuka Maeda: “Modeling of bone-conducted sound transducer on human skin by vibrating system with two degrees of freedom,” Proceedings of the 39th Symposium on UltraSound Electronics, 2P2-4 (2 pages), (Kyoto, 30 October 2018).