

長岡技術科学大学大学院
工学研究科修士論文

題 目

耳音響放射を用いた歯骨導特性の推定と
音像定位への応用に関する研究

指導教員

准教授 杉田 泰則

著 者

工学専攻
電気電子情報工学分野
21317489 福森美月

令和 7 年 2 月 7 日

目次

第 1 章	序論	1
1.1	背景	1
1.2	目的	2
1.3	本論文の構成	2
第 2 章	本論文における基礎的な知識及び SFOAE の測定方法	3
2.1	音の伝達経路	3
2.2	歯骨伝導における音像定位	4
2.3	クロストーク (交叉聴取)	5
2.4	耳音響放射 (OAE)	5
2.5	SFOAE の測定方法	6
2.5.1	抑圧法 (Suppression 法)	6
2.5.2	スペクトル推定	7
2.6	骨導応答特性	8
第 3 章	自作した再生デバイスを用いた定位実験	10
3.1	再生デバイス	10
3.2	実験方法	11
3.2.1	定位結果	13
3.2.2	考察	14
3.3	まとめ	14
第 4 章	SFOAE 測定	16
4.1	実験機器	16
4.2	実験条件	17
4.3	測定方法	18
4.3.1	実験 1: 気導音と骨導音に対する SFOAE の比較	18

4.3.2 実験 2: 気導音と歯骨導音に対する SFOAE の比較	18
4.4 骨導及び歯骨導 SFOAE の予備実験	19
4.5 解析方法	20
4.6 比較に用いる周波数の範囲について	21
4.7 実験 1: 気導音と骨伝導による SFOAE 測定結果	22
4.8 実験 2: 気導音と歯骨伝導による SFOAE 測定結果	22
4.8.1 気導音との振幅特性を比較	23
4.9 歯骨伝導における左右差	23
4.9.1 レベル差について	23
4.9.2 時間差について	26
第 5 章 おわりに	28
5.1 まとめ	28
5.2 今後の課題	29
謝辞	30
付録 A 測定データ	31
A.1 歯骨伝導 SFOAE	31
A.2 歯骨伝導の骨導伝達特性	33
A.2.1 平均	33
A.2.2 個人	33
A.3 経頭蓋減衰	36
A.4 SFOAE の群遅延特性	36
参考文献	38

第1章 序論

1.1 背景

近年、骨伝導イヤホンの普及により、骨への振動を通じて音を知覚できることが一般に広く認知されるようになった。頭蓋骨へ与えた振動を音として知覚させる骨伝導は、骨伝導イヤホンや骨導補聴器 [1] などに応用されている。骨伝導を用いた補聴器は、特に外耳道や中耳に障害があり音が伝わりにくい伝音性難聴 [2] に特に有効である。また、骨導音の利点としては耳を塞がないことがあり、外部の音を同時に聞くことができるため、視覚障害者の歩行支援への応用も期待されている [3]。現在、製品に採用される音の呈示する方法として、「直接駆動型」と「皮膚装着型」がある [4]。頭部に振動子を埋め込み直接頭蓋骨を加振する方式は「直接駆動型」と呼ばれ、主に補聴器に使用される。直接駆動型は皮膚装着型と比較して音の伝達効率が良く明瞭な音を聞くことができるが、インプラント手術とその後のケアが必要となり、侵襲性や感染症のリスクがある。そのため、使用者の負担を考えると非侵襲な呈示方法が望ましい。一方、側頭部や乳様突起付近の皮膚上に振動子を取り付け加振する方式は「皮膚装着型」と呼ばれ、市販の骨伝導イヤホンで用いられている。皮膚装着型はインプラント手術が不要であるため非侵襲で手軽に使えるが、皮膚などの生体組織による音の減衰があり、伝達効率は直接駆動型に劣る。補聴器への応用を考えるとより、直接駆動型のように明瞭な音を再生できることが望ましい。

近年、アメリカでは Sonitus Medical 社が歯に装着するタイプの補聴器 SoundBite を開発し [5]、骨伝導の中でも歯を加振することで音を伝える「歯骨伝導 [6]」の研究が行われている。歯は、エナメル質や象牙質など骨と同等の硬い組織で構成されており、皮膚などの軟組織を介さずに音を伝達させることができるために、皮膚装着型と比較して音の伝達効率が良く、マウスピース型 [7] や SoundBite (Sonitus Medical 社) [8] で採用されたクリップ型などの着脱可能な再生デバイスにより、インプラント手術を必要としないため、明瞭な音の受聴と非侵襲性を両立した骨伝導補聴器が開発できると考えられる。

また、音像定位技術を使った障がい者支援についても研究が行われている。音像定位とは、音の位置や方向を知覚する能力のことである。骨伝導補聴器の両耳装用によって方向感が得られることで、人からの呼びかけや車等の障害物の接近への気づき

など、日常生活での安全性や利便性を向上させることが期待される。しかし、健聴者が受聴する気導音での音像定位精度は水平方向で約 96 % [2] であるのに対し、骨伝導では低くなる。特に、歯骨伝導においては前後感が得られにくいことが確認されている [7]。骨伝導ではクロストークや、骨導特性により、蝸牛に伝わる音が気導音と異なることが原因として考えられる。歯骨伝導は、骨伝導での音像定位では皮膚装着型が良く用いられる皮膚装着型よりも音の伝達効率が良いことから、クロストークもより影響していると考えられる。また、伝達経路も皮膚装着型では外耳道に放射された気導音が完全な骨導経路より有意に大きい可能性が示唆されているが [9]、歯骨伝導においては完全な骨導経路が知覚に最も寄与する可能性が示唆される [10] ため、骨伝導とは異なった伝達特性を持つと考えられている。しかし、歯骨伝導における蝸牛までの伝達特性は明らかになっていない。実際に被験者の蝸牛に届く振動を直接に測定することは難しいため、蝸牛から生じる音響現象（耳音響放射）を測定することで骨伝導伝達特性を推定、クロストークの除去を試みた研究も行われている [11]。先行研究 [11] では、耳音響放射の中で SFOAE(Stimulus Frequency Otoacoustic Emission) を測定し、これから骨導応答関数 (BTRF) を推定することを目的にし、骨伝導におけるクロストークを抑制し定位精度が上がるか検証した。SFOAE 測定において掃引信号を用いており、これにより任意の範囲に対する応答が短時間で得られる。

1.2 目的

そこで本研究では、歯骨導音での音像定位精度向上のために補正を行う際に必要な内耳までの音の伝達特性を推定することを目的とする。歯骨伝導の被験者実験では、口内に振動子を設置する都合上、被験者の負担を減らすことが必要となるため、本研究では掃引信号を用いた SFOAE の測定を行う。さらに、その結果を気導音と比較し、音像定位の手がかりとなるスペクトルの特徴や両耳間レベル差、両耳間時間差を比較する。また、先行研究 [11] で定義された骨導応答特性を骨導伝導特性とし、皮膚装着型と歯骨伝導の骨導特性を比較する。

1.3 本論文の構成

第一章では、本研究の背景及び目的について述べた。2章では論文における基礎的な知識及び、SFOAE の測定方法やスペクトルの推定方法、骨導応答特性について述べる。3章では、作成した2つの歯骨伝導デバイスを用いた定位実験を行い、今後の測定に用いるデバイスを決定する。4章では、気導、骨伝導、歯骨伝導における SFOAE を測定とその結果を述べる。5章では本論文のまとめと今後の課題を示す。

第2章 本論文における基礎的な知識及びSFOAEの測定方法

本章では、本研究の基礎となる知識として音の伝達経路、音像定位、クロストーク、耳音響放射について説明し、SFOAEの測定方法、およびSFOAEを用いた骨伝導特性の推定について示す。

2.1 音の伝達経路

普段、知覚している音（気導音）は、空气中を伝わった振動が耳介を経由して外耳道を通り、鼓膜を振動させることによって始まる。この振動は中耳の耳小骨（鼓膜側から順にツチ骨、キヌタ骨、アブミ骨）を介して蝸牛と呼ばれる器官に伝わり、最終的に音として知覚される。蝸牛はカタツムリの殻のような形をした器官であり、その内部はリンパ液で満たされていて、基底膜と呼ばれる膜で仕切られている。蝸牛に伝わった振動は基底膜のたわみを引き起こし、これにより基底膜上に存在する有毛細胞が刺激される。この刺激によって振動は電気信号に変換され、聴神経系へ入力されることで音として認識される。一方、骨伝導では、頭蓋骨の振動が直接蝸牛に伝わることで音が知覚される。このときの骨伝導の経路は、図2.1に示すように、以下のようなものが考えられる。

- ① 振動子から空气中に漏れ出た振動が気導音と同じ経路（耳介を経由する）で伝わる経路
- ② 外耳道内で振動が気導音として放射され、通常の気導音と同じ経路で伝わる経路
- ③ 振動が耳小骨の慣性によって伝わる経路
- ④ 頭蓋骨を介して直接内耳（蝸牛）に伝わる経路

これらの経路のうち、骨導聴取と気導聴取での両耳間ラウドネスマッチングを用いた実験結果[9]から、健聴者における骨導聴取は主に外耳道壁から外耳道内に放射される成分（②の経路）によって大きく影響されることが示唆されている。

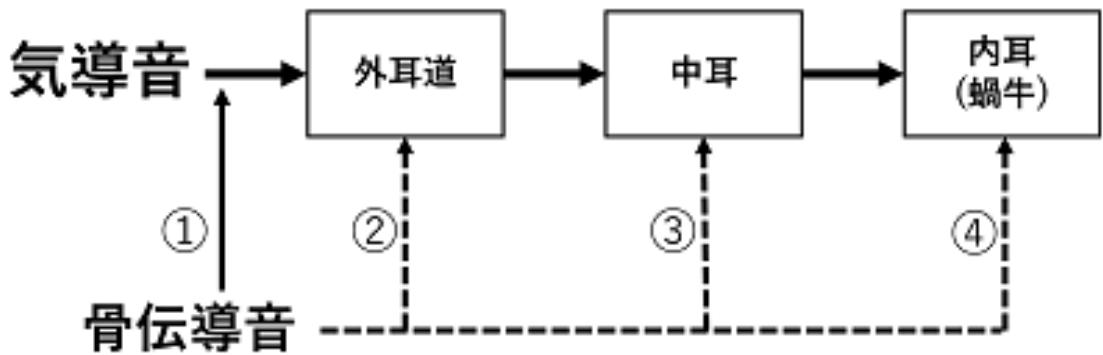


図 2.1: 骨伝導における伝達経路

2.2 齒骨伝導における音像定位

人間は、左右の耳に届く音の時間差（両耳間時間差: ITD, Interaural Time Difference）やレベルの差（両耳間レベル差: ILD, Interaural Level Difference）、およびスペクトル的特徴によって、どの方向から音が到來したかを認識しているとされている [2]。骨伝導においても、頭部を伝搬する振動が対側に伝わるまでに減衰する現象である経頭蓋減衰（Transcranial Attenuation: TA [12]）や遅延を引き起こすため、ITD や ILD が生じ、方向感を得られると考えられる。

歯骨伝導は、一般的な骨伝導と異なり、歯を介して振動が頭蓋骨に伝わる点に特徴がある。この振動経路の違いが、音像定位にどのような影響を与えるかについては十分に解明されていない。村松ら [7] は、ダミーヘッドを用いて 30° ごとに 12 方向の音源を録音し、マウスピース型歯骨伝導アクチュエータを用いて被験者に呈示する実験を行った。その結果、ホワイトノイズを音源とした場合、左右方向の知覚は可能であったが、前後方向の知覚については困難であることが確認された。この結果が得られた要因として、歯骨伝導音の受聴において、ITD や ILD、スペクトル的特徴がクロストークや骨導特性によって気導音とは異なる影響を受ける可能性が考えられる。特に、クロストークによって対側に提示された音も受聴してしまうことや、歯骨伝導特有の減衰・伝搬特性が前後方向の定位を妨げた可能性が示唆される。これらの特性を詳細に評価することは、歯骨伝導音における音像定位のメカニズムを理解するうえで重要である。

2.3 クロストーク (交叉聴取)

2つの骨導トランスデューサを用いて両側頭部から刺激音を呈示する場合、振動は同側の蝸牛だけでなく対側の蝸牛にも伝わる。この現象はクロストーク（交叉聴取）と呼ばれ、振動が蝸牛に伝搬する過程で気導とは異なる両耳間レベル差（ILD）や両耳間時間差（ITD）が生じる。これにより、音の空間情報が歪められるため、骨伝導による音像定位において大きな問題となっている [11]。

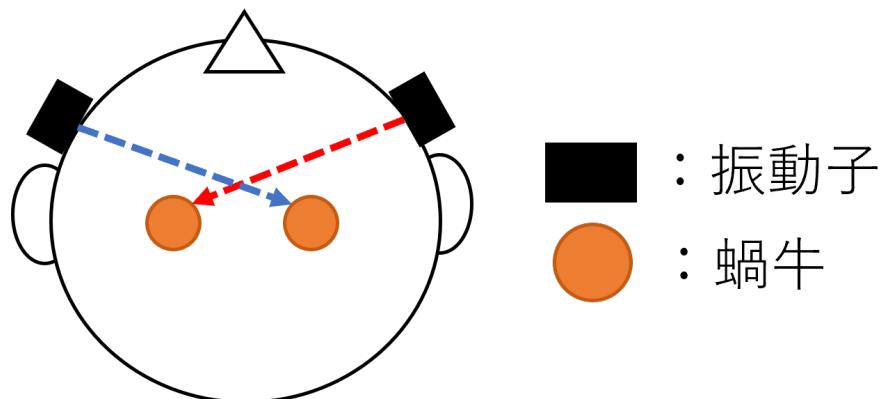


図 2.2: クロストーク

2.4 耳音響放射 (OAE)

耳音響放射 (otoacoustic emission:OAE) とは蝸牛内のリンパ液が動くことで発生した基底膜の進行波が発生し、振動として中耳を経て外耳道に放射される様々な音響現象の総称である [13]。現在、表 2.1 の 4 つが確認されている。

表 2.1: 耳音響放射の種類

自発性放射	自発音響放射 (spontaneous OAE:SOAE)
誘発性放射	誘発耳音響放射 (transiently evoked OAE:TEOAE)
	歪成分耳音響放射 (distortion product OAE:DPOAE)
	同時音響放射 (stimulus-frequency OAE:SFOAE)

OAE は、音響刺激に関係なく蝸牛より放出される自発音響放射 (spontaneous OAE:SOAE) と音響刺激により誘発される誘発性耳音響放射 (evoked OAE:EOAE)

に大別される。EOAE は、与える刺激によって誘発耳音響放射 (transiently evoked OAE:TEOAE)、歪成分耳音響放射 (distortion product OAE:DPOAE)、同時音響放射 (stimulus-frequency OAE:SFOAE) の 3 つに分けられる。DPOAE は 2 つの異なる周波数の純音 ($f_1, f_2, f_2: f_1 < f_2$) で同時に刺激すると、外耳道内でその歪成分 ($mf_1 \pm nf_2: m, n$ は整数) が記録される現象である。DPOAE は骨導音の伝達経路の調査にも用いられている [14] 一方、測定時間が長くなる問題がある。また、SFOAE は純音刺激により誘発される、刺激音と同じ周波数の定常的な音響反応である。刺激音に掃引音を用いることで短時間に広い周波数帯域に対する SFOAE が得られる [15] [16] ことが確認されている。また、骨伝導におけるクロストークキャンセリングの研究では、骨導特性の推定に SFOAE が用いられていた [11]。

歯骨伝導音の研究において、口内に再生デバイスを挿入するため被験者に対して低負担な実験が好ましい。そのため、本研究では短時間で広い周波数帯域での OAE が得られる SFOAE を測定することで、蝸牛に伝達する振動及び骨導特性を推定する。

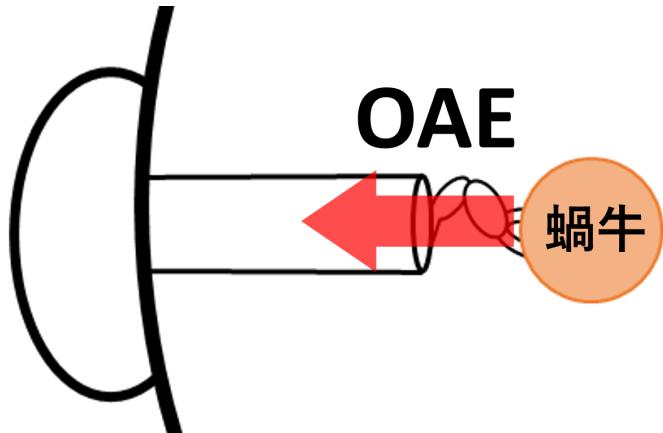


図 2.3: 耳音響放射について

2.5 SFOAE の測定方法

SFOAE は耳音響放射の中でも刺激音と同じ周波数の音響放射であるため、測定が難しい。そこで、抑圧法を用いて対象の刺激音を測定し、モデル波形との比較を行うことで SFOAE のスペクトル推定を行う。

2.5.1 抑圧法 (Suppression 法)

SFOAE 測定において、測定対象とする純音 (測定音) と測定音に近い周波数の純音 (抑圧音) を同時刺激すると、SFOAE が抑圧されることを利用して測定する方法であ

る[17]。外耳道内に2つのスピーカと1つのマイクを挿入し、図2.4のように、測定音(Probe)と抑圧音(Suppressor)を3区間にかけて流し、外耳道内音圧を測定する。図中の各区間で観測された音響波形をそれぞれ p_1 ～ p_2 としてその残差 p を下式で求め、それを解析することでSFOAEを算出できる。本研究では実験時間を短縮するため、掃引信号を測定音および抑圧音へ用いる。

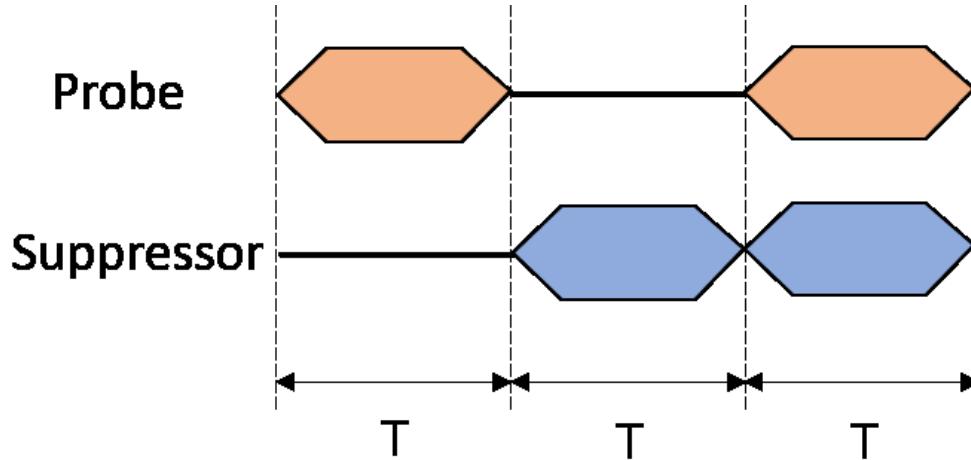


図2.4: 3区間パラダイムの概要図

$$p = p_1 + p_2 - p_3 \quad (2.1)$$

この時、波形 p_1 、 p_2 はそれぞれ

$$p_1 = \text{測定音} + \text{測定音で励起される放射} \quad (2.2)$$

$$p_2 = \text{抑圧音} + \text{抑圧音で励起される放射} \quad (2.3)$$

と表される。また、測定音と抑圧音が同時に流れる区間においては、測定音で励起される放射は抑圧音により減少するが、抑圧音で励起される放射は殆ど減少しないとされる。(一般に、抑圧音の音圧レベルは測定音より十分高いため)[15]

よって、(2.1)式により測定音で励起される放射が求まる。

2.5.2 スペクトル推定

測定されるSFOAE波形 p の電圧波形を v_{oae} とする。本研究では、測定した電圧波形にモデルを当てはめることで[16] v_{oae} からSFOAEスペクトルを推定する。ここで時刻 t_n における電圧波形を(2.4)とし、対応するモデル波形 \hat{v}_n を(2.5)とする。各解

析時間 t_n において(2.4)と(2.5)の最小二乗フィッティングを行うことで3つ未知のパラメータ c_n, s_n, τ_n を決定する。この時、3つのパラメータを同時にフィッティングしようとすると解が収束しない可能性があるため、 τ_n を固定してフィッティングを行う必要がある。複数の τ_n に対して c_n, s_n のフィッティングを行い、最小二乗誤差が最小となる τ_n を最適なパラメータとして決定する。

$$v_n = W(t - t_n) v_{oae}(t) \quad (2.4)$$

$$\hat{v}_n = W(t - t_n) \{c_n \cos(2\pi\Phi(t - \tau_n)) - s_n \sin(2\pi\Phi(t - \tau_n))\} \quad (2.5)$$

W: 窓関数, t_n : 解析時間, c_n, s_n : 同相・直交成分の係数, τ_n : 遅延時間

$$\Phi(t) = \Phi_0 + (f_1 - bt_1)t + (b/2)t^2 \quad (2.6)$$

Φ : 位相関数, Φ_0 : 初期位相, f_1 : チャープ信号の開始周波数, t_1 : チャープ信号の開始時刻, b : 掃引速度 [Hz/s]

得られたパラメータより、周波数 f_n におけるSFOAEは次の値を持つ。

$$P_{SFOAE}^{ST}(f_n) = (c_n + is_n)e^{-2\pi i f_n \tau_n} \quad (2.7)$$

2.6 骨導応答特性

先行研究[11]で定義された骨導応答特性:BCRF(bone conduction response functions)を骨導特性として求める。先行研究[11]においてBCRFは図2.5のSFOAE(E1)と刺激音(M1)との相対関係と定義され、周波数領域ではF(E1)/F(M1)と定義される。Fはフーリエ変換である。BCTFは、図2.5のように振動子-蝸牛間の伝達特性と蝸牛-外耳道間の伝達特性を意味する。

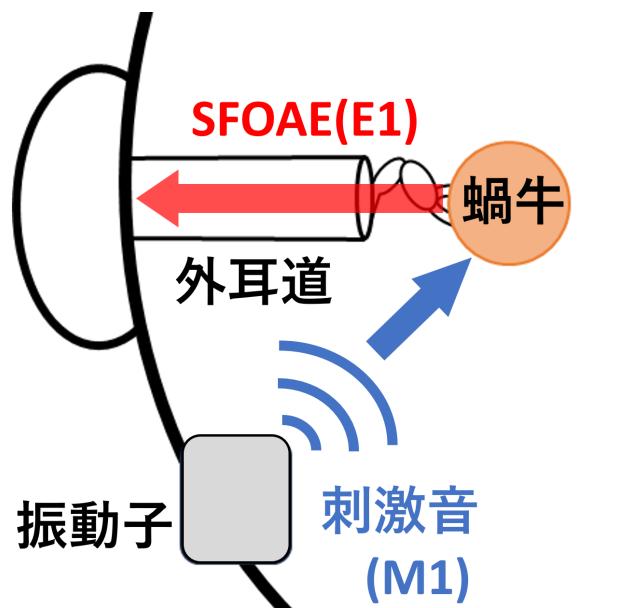


図 2.5: 骨導応答特性の概略図

第3章 自作した再生デバイスを用いた定位実験

マウスピース型のデバイスと [7] [10]、プレート型（振動子を左右の奥歯で噛み固定する）の再生デバイスを作製した。先行研究 [7] の結果が再現できるかを確認するとともに、作成したデバイスのうち、より被験者の負担が小さく実験に適したものを探討することを目的とし、音像定位実験を実施した。この章では、作成した再生デバイスについての説明とそれを用いた音像定位実験の方法及び結果について述べる。

3.1 再生デバイス

作製した再生デバイスは図 3.1 に示す通りである。

マウスピース型は、市販のマウスピースで被験者の歯型を取り、石膏にて作成した歯型を真空成形機で成型した。圧電振動子（スライブ, K212U1）は、歯科用接着剤で小白歯から大臼歯の位置に接着された。振動子の接着時には、過度な曲がりや破損を防ぎ、設置面積を広げるため、振動子の接着部に歯科用レジンを埋めて均した。また、振動子の固定と防水を目的とし、マウスピースよりも厚いプラスチック板で奥歯部分を作成し、振動子の上に重ね、端をグルーガンで接着した。使用時には、上顎に装着し上奥歯を加振する。

プレート型は圧電振動子（スライブ, K212U1）をマウスピースと同じ素材で挟み、グルーガンで側面を密閉した。使用する際は、小白歯から大臼歯で噛むため上下奥歯を加振する。

マウスピース型は、加振部分を固定できるため、左右対称な位置で加振が可能である。しかし、歯肉に接触するため、口内の違和感（痛みや唾液分泌過多）を引き起こすことがある。対して、プレート型は製作が容易で、口内の違和感が少ないが、振動子の位置が左右対称であるかの確認が難しいという欠点がある。

また、これらのデバイスは図 3.2 に示すような特性をもつ。この特性は振動ピックアップ（小野測器, NP-2110）を圧電振動子の中央付近に取り付け、測定音源として TSP 信号を用いて測定した。その結果から、マウスピース型では 1kHz 以下、プレート型では低域 (100-300Hz) は特性が低く、十分な出力が得られないことが分かった。

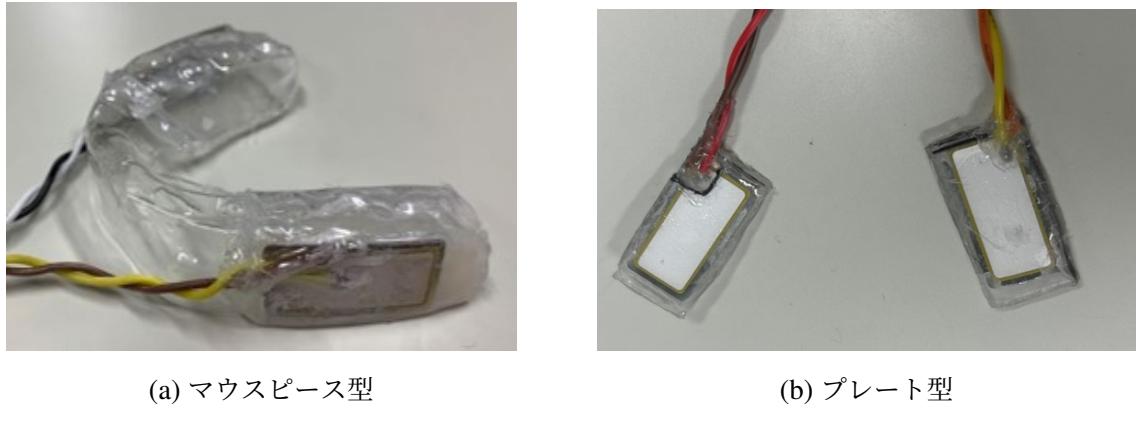


図 3.1: 使用したデバイス

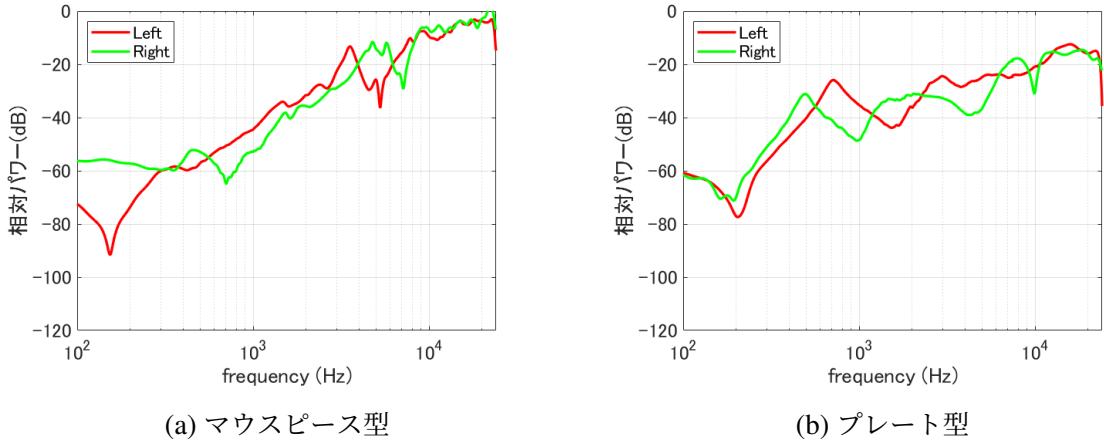


図 3.2: 使用したデバイスの振幅特性

3.2 実験方法

本実験では、実験機器を図 3.3 のように構成した。オーディオインターフェイスとして Roland 社の OCTA-CAPTURE、歯骨伝導デバイス用のアンプはマルツエレック社のピエゾ素子駆動用 PWM アンプモジュール (IFJM-001) を使用した。また、プレート型は小臼歯から大臼歯に当たるように噛むよう指示した。実験は、聴覚に異常のない成人 5 人を対象とし、マウスピース型には 4 人、プレート型には 5 人が参加した。音源は無響室内で、図 3.4 に示すように水平面の 12 方向に設置したスピーカーからホワイトノイズを 3 秒間流し、バイノーラル録音（被験者の外耳道入口に設置したマイクによる録音）したものを使用した。呈示する信号は、各個人のデバイスの振幅特性に基づき、1 kHz 以上で振幅が一定となるようなフィルタを作成し、補正を行った。録

音した 12 方向の音源をランダムに 60 回（各方向 5 回）表示し、被験者は図 3.4 に基づいて聞こえた方向を回答した。再生中は、振動子から空気中に漏れ出た音が受聴されるのを防ぐため、被験者には耳栓（E-A-Rsoft SuperFit, 3M）を装着させた。

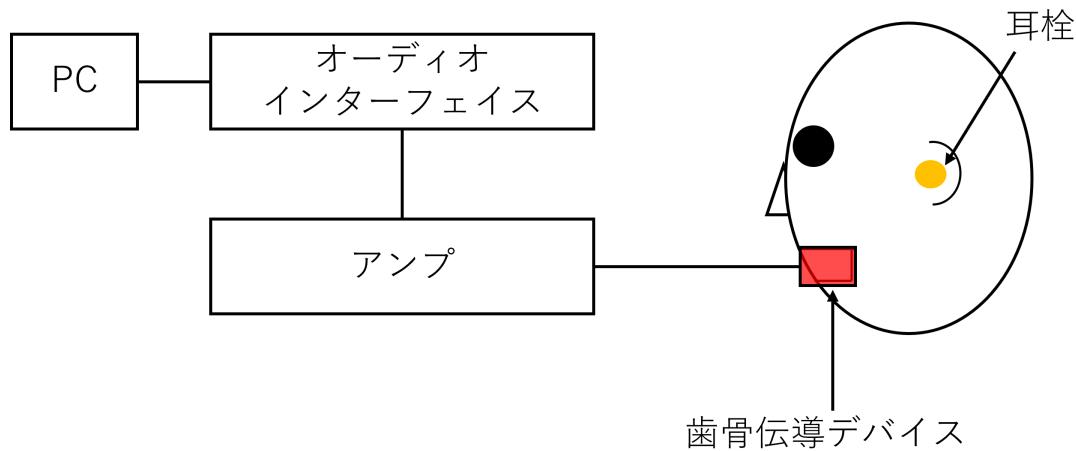


図 3.3: 実験環境

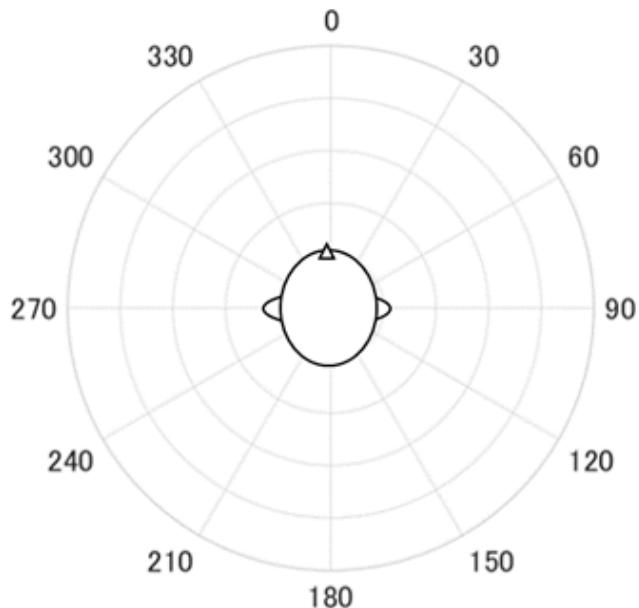


図 3.4: 録音方向

3.2.1 定位結果

被験者全員の定位結果を図 3.5 に示す。横軸は被験者に呈示した角度、縦軸は回答された角度を表す。呈示角と回答角の対応する位置を円で示しており、その大きさは回答回数に比例する。呈示角と回答角が一致している場合、つまり正しく方向を定位した回答は実線上に配置され、前後を間違えて認識(前後誤判定)した場合の回答は点線上に分布する。

図 3.5 では実線および点線上にも回答が存在するが、それ以外の位置にも目立つ回答が見受けられる。前後誤判定も正答としてカウントした場合の正答率は、マウスピース型で約 30.4 %、プレート型で約 41.7 %であり、過半数の回答が正答にならなかったことが分かる。

また、右側(横軸: 0-180°)から呈示した際には右側(縦軸: 0-180°)に回答が集中し、左側(横軸: 180-330°)から呈示した際には左側(縦軸: 180-330°)に回答が集中することが確認できた。これにより、ホワイトノイズを音源とした歯骨伝導を用いた音像定位の精度は、左右の知覚ができる程度にとどまっていることが分かる。

さらに、図 3.5a から、マウスピース型ではプレート型よりも回答のバラつきが大きく、左側(横軸: 180-330°)から呈示した際に右側(縦軸: 0-180°)に定位する回答も見受けられた。これは 1 人の被験者においてほとんどの回答が右に定位していたためであり、詳細は図 3.6 に示す。

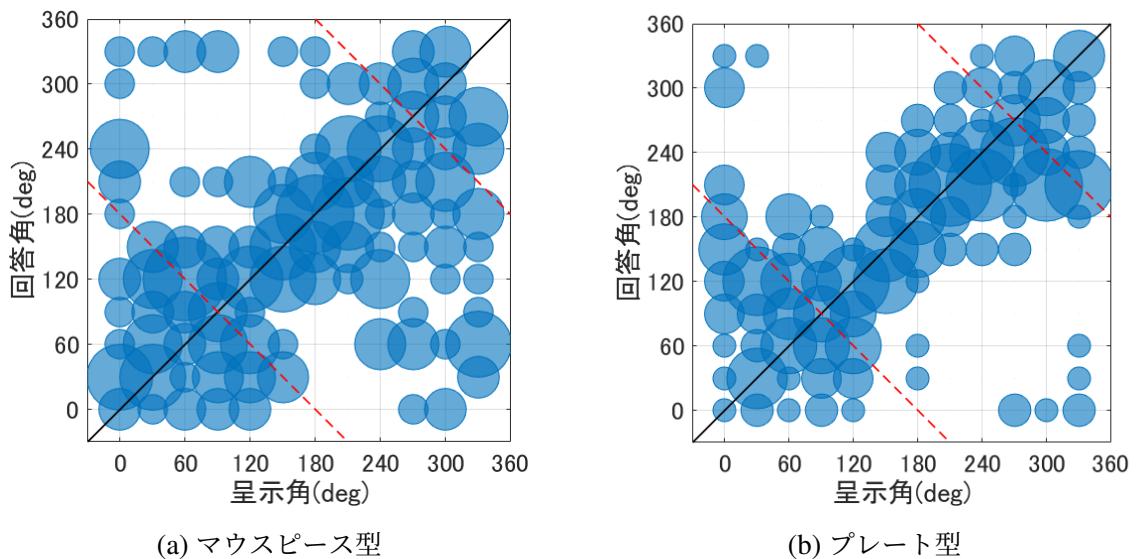


図 3.5: 音像定位結果

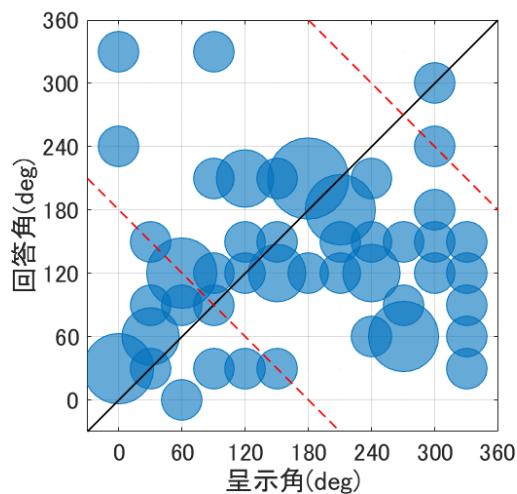


図 3.6: 定位位置が右に偏った回答

3.2.2 考察

この結果の要因として、以下の点が考えられる。まず、マウスピース型では振動子の短辺が歯の高さよりも長いため、振動子が歯肉にも接触することにより、振動が歯に十分に伝わりにくい可能性がある。また、歯並びの個人差により、歯と振動子の接触面積に左右差が生じることで、左右の歯を均等に加振できていないことが考えられる。一方、プレート型では左右の歯並びによって接触面積や圧力に多少の左右差が生じるもの、マウスピース型と比較するとその影響は小さいと考えられる。そのため、左右の加振がより均等に行われ、結果として全被験者が左右の聞き分けができたと推察される。

3.3 まとめ

本章では、マウスピース型とプレート型の2種類の再生デバイスを用いて、歯骨伝導による音像定位実験を実施した。実験の目的は、先行研究の再現性を確認するとともに、被験者の負担が少なく、実験に適したデバイスを選定することであった。

結果として、どちらのデバイスも左右の聞き分けができる被験者が確認されたが、マウスピース型デバイスでは右側に定位が集中する被験者も存在した。一方、プレート型デバイスの方が高い精度で音像定位が可能であることが確認された。

また、マウスピース型では歯肉との接触による違和感や左右の加振の不均等が定位に影響を与え、特に定位結果のバラつきが大きかった。これに対して、プレート型では左右の加振が比較的均等に行われ、音像定位の精度がマウスピース型より高くなっ

たと推察される。これらの結果から、プレート型デバイスの方が実験に適していることが示唆された。よって、今後の SFOAE 測定においては、プレート型デバイスを用いて実験を行う。

第4章 SFOAE 測定

本章では歯骨伝導音における骨導応答特性と定位への寄与を推定すべく、気導、骨伝導、歯骨伝導における SFOAE を測定し、その結果と考察を示す。

4.1 実験機器

本実験では、骨伝導デバイスとして噛むタイプを用いた。本デバイスは、圧電振動子(スライブ,K212U1)をプラスチック板で挟み、側面をグルーガンで密閉した構造である。アンプとして、マルツエレック社製のピエゾ素子駆動用 PWM アンプモジュール(IFJM-001)を使用した。

実験に使用した機器を表 4.1 に示す。また、実験機器の接続および配線の概要を図 4.1、デバイスの装着位置を図 4.2 に示す。

表 4.1: 使用機器

機器	メーカー	型番
OCTA-CAPTURE	Roland	UA-1010
アンプ(スピーカー)	Fiio	K7
マイクアンプ	etymotic research	ER-10B
プローブマイク	etymotic research	ER-10B
骨伝導デバイス	shokz	AEROPEX

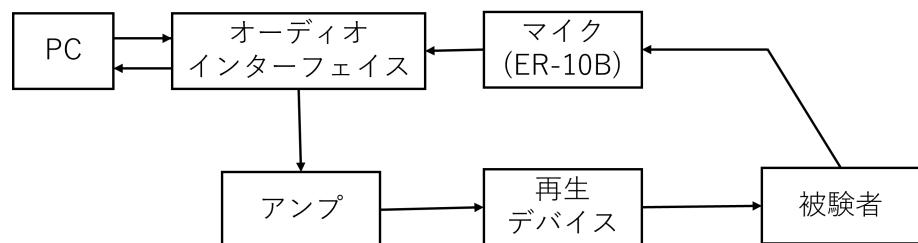


図 4.1: 実験環境

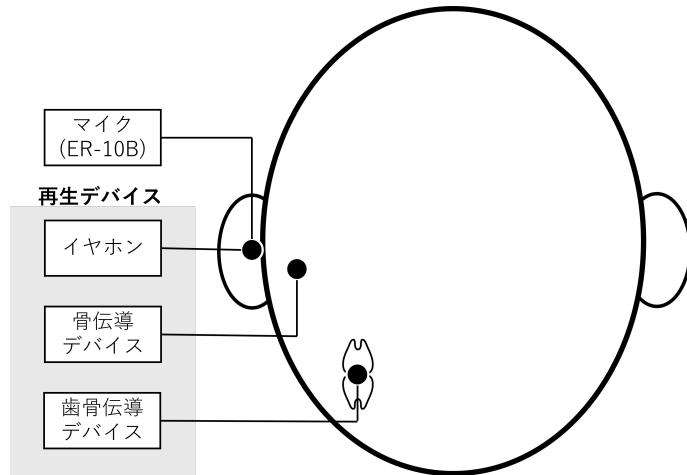


図 4.2: 装着位置

4.2 実験条件

測定は背景ノイズの影響を低減するため、無響室内で実施した。被験者は聴覚に異常のない成人 11 名とし、各自の同意を得た上で実験を行った。

呈示音は先行研究 [11] に基づき、長さ 2 秒の線形チャーブ信号を使用した。Probe 音は Suppressor 音より 200Hz 低く設定し、Suppressor 音の音圧レベルは Probe 音より 20dB 高く設定した。呈示音の条件を表 4.2 および表 4.3 に示す。

SFOAE は、以下の 3 つの区間の再生を 20 回繰り返し、その平均を取ることで測定した。

- 区間 1: Probe 音のみ
- 区間 2: Suppressor 音のみ
- 区間 3: Probe 音 + Suppressor 音

測定中、嚙下音がノイズ要因となるため、被験者には可能な限り静かにするよう指示した。

表 4.2: 再生音 (気導音と骨導音の比較)

	Frequency [kHz]	Level [dB SPL]
Probe	0.5 – 10	60
Suppressor	0.7 – 10.2	80

表 4.3: 再生音 (気導音と歯骨導音の比較)

	Frequency [kHz]	Level [dB SPL]
Probe	0.5 – 10	45
Suppressor	0.7 – 10.2	65

4.3 測定方法

4.3.1 実験 1: 気導音と骨導音に対する SFOAE の比較

まず、表 4.2 の呈示音を片耳ずつ被験者に呈示し、気導音に対する左右耳の SFOAE を測定した。骨伝導音に対する SFOAE 測定では、呈示する信号の振幅調整 (4.4) を行い、表 4.2 相当のレベルを振動子から出力することで SFOAE を測定した。このとき、片耳にプローブマイクを挿入し、左右それぞれの振動子から音を呈示した際の SFOAE を測定した。骨伝導音に対する SFOAE 測定は、以下の 4 通りで行った。

- 左側頭部呈示 - 左耳測定
- 左側頭部呈示 - 右耳測定
- 右側頭部呈示 - 右耳測定
- 右側頭部呈示 - 左耳測定

4.3.2 実験 2: 気導音と歯骨導音に対する SFOAE の比較

まず、表 4.3 の呈示音を片耳ずつ被験者に呈示し、気導音に対する左右耳の SFOAE を測定した。音圧レベルは振動子の電圧の定格を超えないレベルにするため、実験 1 よりも低く設定した。歯骨伝導音に対する SFOAE 測定では、呈示する信号の振幅調整 (4.4) を行い、表 4.3 相当のレベルを振動子から出力することで SFOAE を測定した。このとき、片耳にプローブマイクを挿入し、左右それぞれの振動子から音を呈示した際の SFOAE を測定した。歯骨伝導音に対する SFOAE 測定は、以下の 4 通りで行った。

- 左奥歯呈示 - 左耳測定
- 左奥歯呈示 - 右耳測定
- 右奥歯呈示 - 右耳測定
- 右奥歯呈示 - 左耳測定

4.4 骨導及び歯骨導 SFOAE の予備実験

歯骨導 SFOAE を骨導 SFOAE と気導 SFOAE と比較し、歯骨伝導において伝わりやすい周波数帯域および伝わりにくい周波数帯域を調査する。比較を容易にするため、1kHz の純音を用いた振幅調整より気導音と(歯)骨導音の聴取レベルを統一する。調整は先行研究 [11] に基づき、気導音を提示した後、骨導振動子から 1kHz の純音を出力し、気導音と等価となるレベルにした。表示する気導音の音圧レベルが実験 1 では 60dB SPL、実験 2 では 65dB SPL とした。この調整には、先行研究 [18] の手法を用い、被験者に骨導音と気導音の大きさを比較させた。

調整手順は以下の通りである。

1. 初期変動幅を 5dB に設定し、被験者が骨導音と気導音の大小を判断
2. 回答が 3 回反転すると変動幅を 3dB に縮小
3. 6 回反転すると変動幅を 1dB に縮小
4. さらに 6 回反転した場合終了

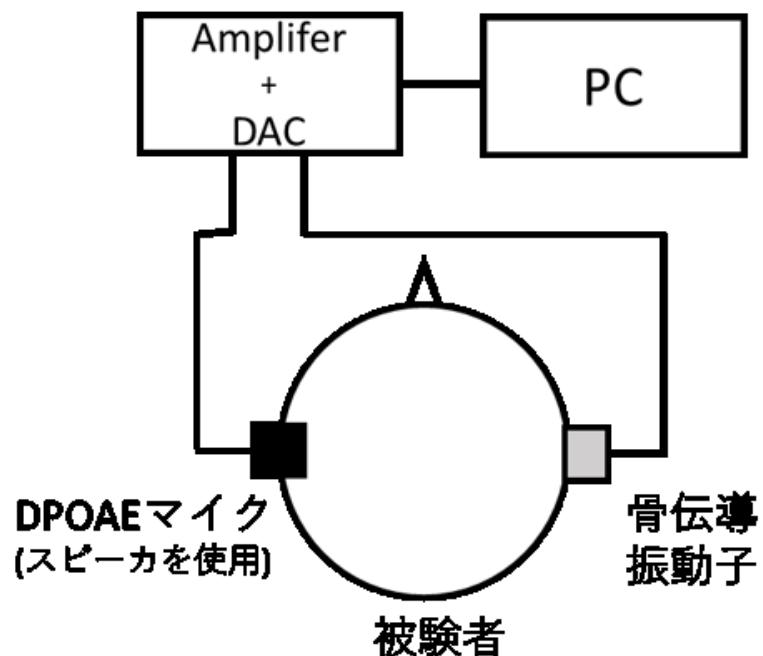


図 4.3: 予備実験の概要図

4.5 解析方法

2.5.2よりSFOAE及び各特性を求めた。振動特性を求める際、式(2.5)の τ_n に図4.4に示す遅延時間を平均化された蝸牛の遅延特性[19]を用いてフィッティングを行った。

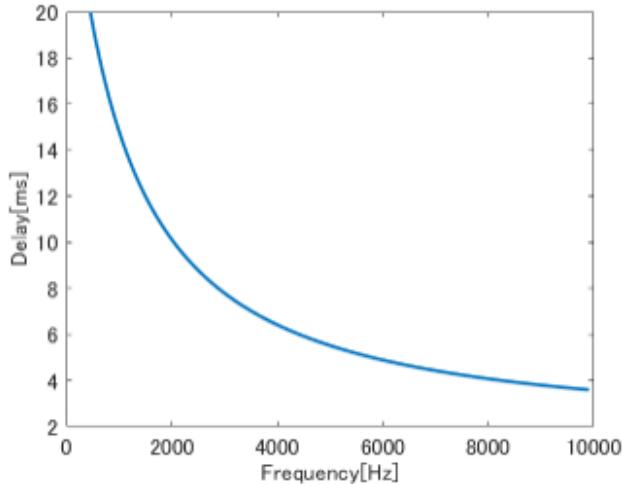


図4.4: 用いた遅延の関数

遅延時間は式(2.5)の τ_n 以下の手順でフィッティングを行った。

- ① 図4.4の遅延で τ_n を固定
- ② c_n 、 s_n を最小二乗フィッティング
- ③ 図4.4を-20~10msの範囲でオフセットさせて①②を複数回行い最小二乗誤差が最小になる τ_n を決定(図4.5)

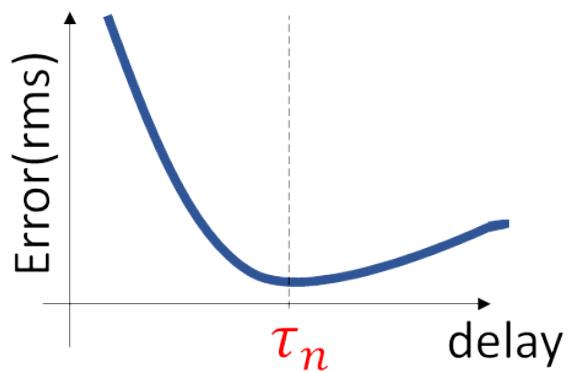


図4.5: τ_n 決定のイメージ

4.6 比較に用いる周波数の範囲について

図4.6は実験1における左耳で測定した11人分のSFOAEの振幅特性を示す。0.5-6kHzは先行研究[15]と同レベルであったが、6kHz以上の帯域では振幅が高い。そのため、この帯域のSFOAEは信頼性が低い可能性がある。8kHz付近でSFOAEがピークとなる被験者が多いが、図4.7に示す被験者3のProbe音とSuppressor音を同時に再生した時の録音波形からも録音波形自体の振幅が大きい。これは外耳道内で強められることで波形の振幅も大きくなっている。また、高周波においてわずかな位相の違いによって振幅が大きく異なるため、式(2.1)を計算する際に大きな差になったのだと考えられる。

そのため、今後の比較には0.5-6kHzのみを用いる。

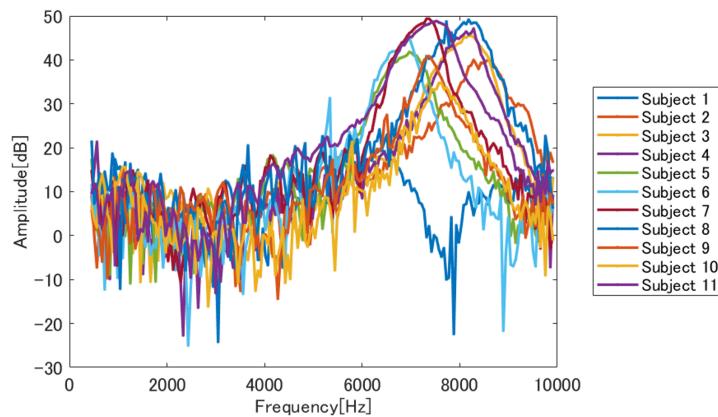


図4.6: 気導SFOAEの振幅特性(左耳)

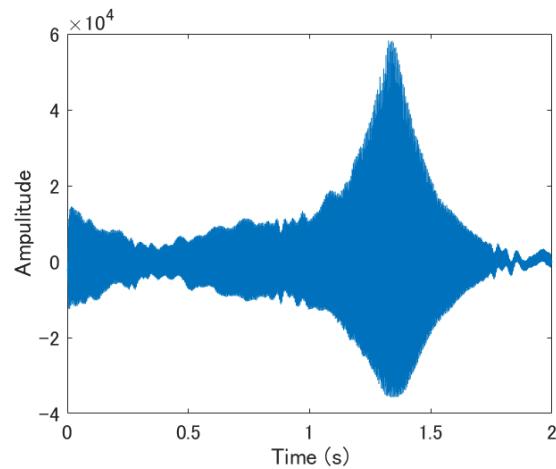


図4.7: 被験者5の1回目のp3区間(Probe音+Suppressor音)

4.7 実験1：気導音と骨伝導によるSFOAE測定結果

図4.8は、被験者のSFOAE（同側）の平均値及び標準偏差区間（±1）を示す。気導音および骨導音の条件で測定した結果を比較すると、骨伝導では全体的なSFOAEのレベルが低下していることが確認された。特に、高周波数になるほど、骨伝導ではSFOAEのレベルの低下がみられる。これは、皮膚などの生体組織により振動が減衰するためと考えられる。

また、骨伝導において1kHz以下の低周波域でSFOAEが相対的に高い傾向が見られた。この現象は、外耳道閉塞効果によるものであると考えられる。外耳道閉塞効果とは、外耳道を耳栓や指で閉鎖した際に、1kHz以下の低周波域の音が5~20dB強調されて聴こえる現象であり[9]、骨伝導では頭蓋骨の振動により外耳道内で音が反響し、低域成分が強調されることが要因と推察される。

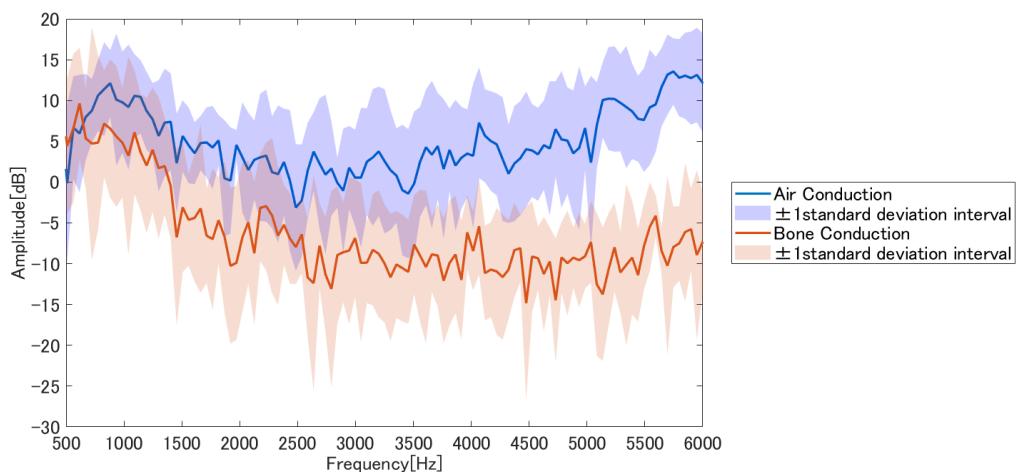


図4.8: 気導、骨伝導の平均同側SFOAEと標準偏差区間（±1）

4.8 実験2：気導音と歯骨伝導によるSFOAE測定結果

歯骨伝導SFOAEの測定において、3人の被験者で振動子の故障や振幅調整時に振動子の定格を超えた出力にする必要があったため、測定を行わなかった。そのため、以降は被験者8人の測定結果を示す。

4.8.1 気導音との振幅特性を比較

図4.9に被験者のSFOAE(同側)の平均値及び標準偏差区間(±1)を示す。図4.8より骨伝導では全体的にSFOAEのレベルが低下していたが、歯骨伝導では気導音と近い特性が確認された。皮膚装着型デバイスにおける骨伝導では生体組織により減衰するが、歯を加振してためより振動の減衰が抑えられている。また、特に1.5-4kHzの領域では平均と標準偏差区間が重なる部分が多く、この領域では気導音と同等の振幅で蝸牛に届いていると考えられる。

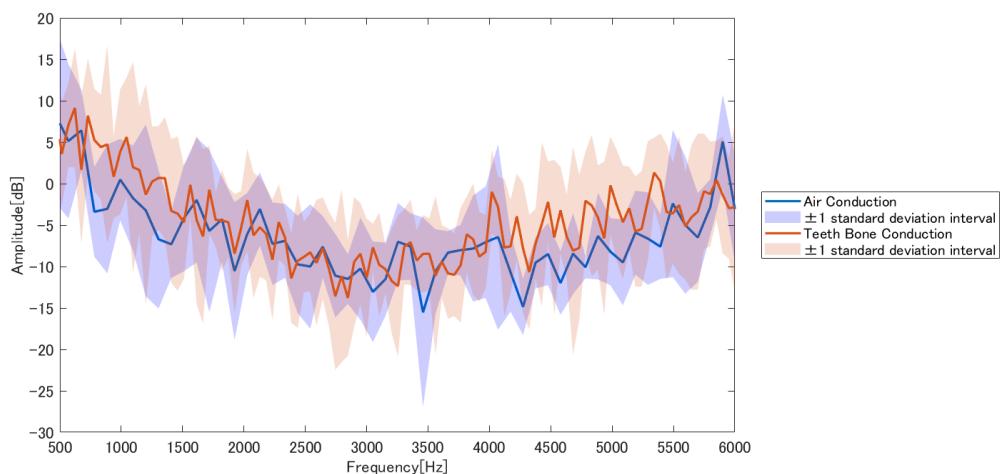


図4.9: 気導、歯骨伝導の平均同側SFOAEと標準偏差区間(±1)

4.9 歯骨伝導における左右差

4.9.1 レベル差について

歯骨伝導における左右のレベル差を示す。図4.10は左耳で測定されたSFOAEの振特性を示す。図4.10より、500-6000kHzの領域においては、対側を加振した際のSFOAEは同側を加振した際と同等であると確認できる。また、このSFOAEより計算された骨導応答特性を図4.11に示す。2-3kHzで他の周波数領域よりも伝達特性が下がるが、これは先行研究[11]でも確認された。低周波数の振動は頭蓋骨を伝搬しやすいが、本実験で使用したプレート型の再生デバイスは上下の歯で噛むことで振動子を固定したため、特に低周波数において歯列や顎骨全体が一体となって振動していた可能性がある。この場合、同側と対側で加振した時の左右の蝸牛に届く振動は殆ど等しくなる。そのため、定位に必要な両耳間レベル差(ILD)がこの周波数帯では得にくい

と考えられる。

図4.12に骨伝導と歯骨伝導における経頭蓋減衰を示す。経頭蓋減衰(Transcranial attenuation)は特定の位置の刺激に対する同側と対側の反応の差として定義される[20]。ここでは、対側BCRF/同側BCRFと定義し、各被験者の左外耳道で観測されたSFOAEよりBCRFを計算し、その比の平均を描画した。また、経頭蓋減衰が0dBつまり減衰がなく対側蝸牛に届いたとされるレベルを点線で示す。点線より下のデータは対側まで減衰して伝わったことを表す。これより、骨伝導においては500-6000Hzの全体域で減衰しているため、クロストークがあるものの左右のレベル差は明確である。一方、歯骨伝導においては0dB付近にプロットされており、減衰なく伝わるまたは対側から伝わる振動の方が大きい周波数もある。骨伝導において対側までの骨導応答特性を補正することで、クロストークを打ち消し定位精度の向上が期待されるが、歯骨伝導においてはクロストークキャンセルがより困難であると考えられる。

また、高周波数の振動は減衰しやすいため、本実験で測定できなかった6kHz以上の帯域においてはレベル差があり、それにより音像定位実験で左右の知覚が行えた可能性も考えられる。

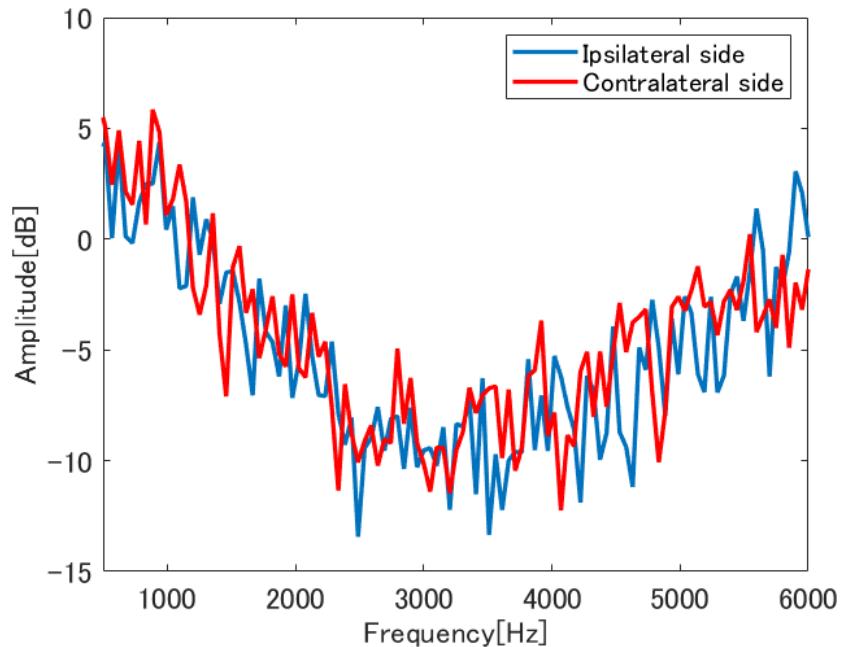


図4.10: 左耳で測定されたSFOAEの平均(振幅)

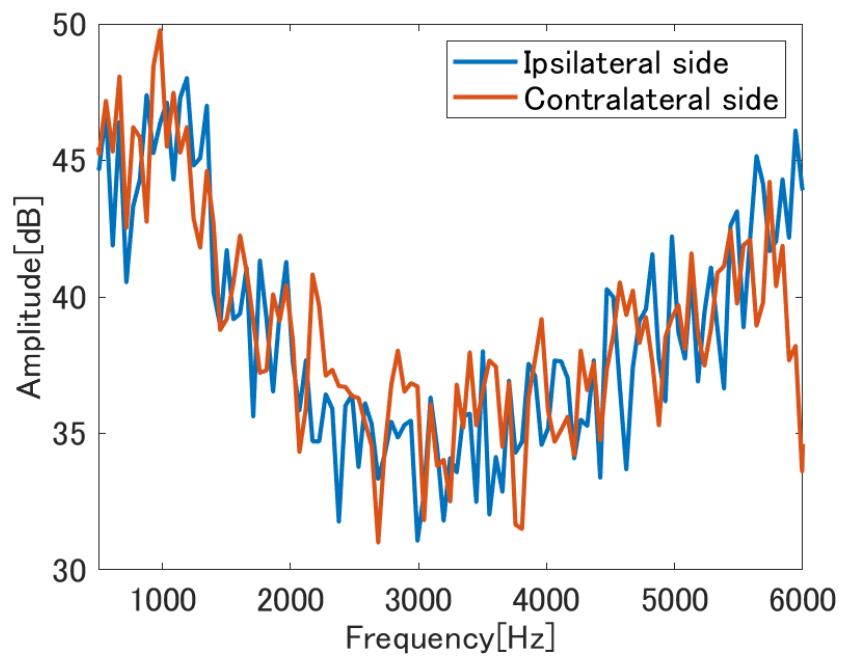


図 4.11: 左耳に対する骨伝導特性の平均

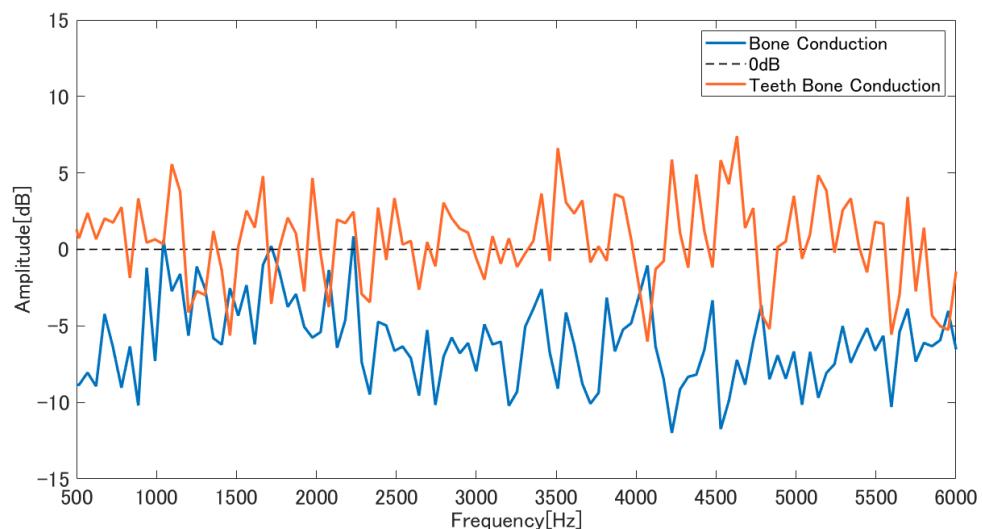


図 4.12: 経頭蓋減衰

4.9.2 時間差について

ここまで、500-6000Hzにおいては左右の骨導応答特性の比較から左右のレベル差が小さいことが分かった。そこで、両耳間時間差が知覚できるか調査するため、次に片耳で測定した SFOAE より、骨導応答特性の群遅延特性を示す。

図 4.13 と図 4.14 はそれぞれ、歯骨伝導と骨伝導において右耳に対する骨導応答特性の群遅延である。測定された SFOAE の群遅延から Probe 音の群遅延を引いた結果を平均し算出した。骨伝導では 3kHz までで対側の群遅延が 10 ms 以上である周波数が多く、歯骨伝導においては対側の群遅延は最大 10 ms 程度であり、左右の群遅延は歯骨伝導においては左右の伝達時間差が骨伝導より小さいことが分かる。また、歯骨伝導では 1.3-2kHz、4-5kHz で対側の方が遅延時間が長いため、この周波数では左右歯からの振動の到達に時間差があることが分かる。両耳間時間差 (ITD) は低周波数、特に 1.6kHz 以下では時間波形そのものの時間差が手がかりとなるため [21]、定位実験において被験者は 1.3-1.6kHz で生じる ITD により左右差を判別していたと推察される。この結果は、歯骨伝導においても低周波では ITD が定位の知覚に寄与する可能性を示唆している。また、それ以上の帯域で遅延時間が負になる理由として、遅延を求める際に図 4.4 を-20ms から 10ms ずらしてフィッティングしていたため、ノイズの影響で上手くフィッティングが行われず、群遅延の最小値が τ_n として決定されやすくなっていたためと考えられる。

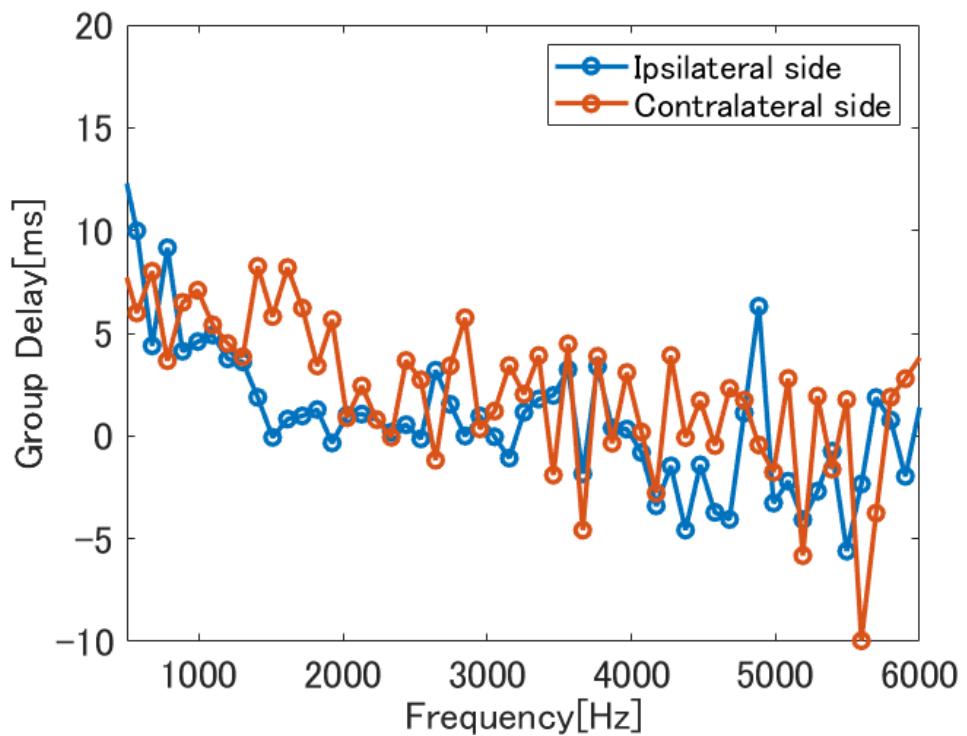


図 4.13: 右耳に対する歯骨伝導の群遅延特性(平均)

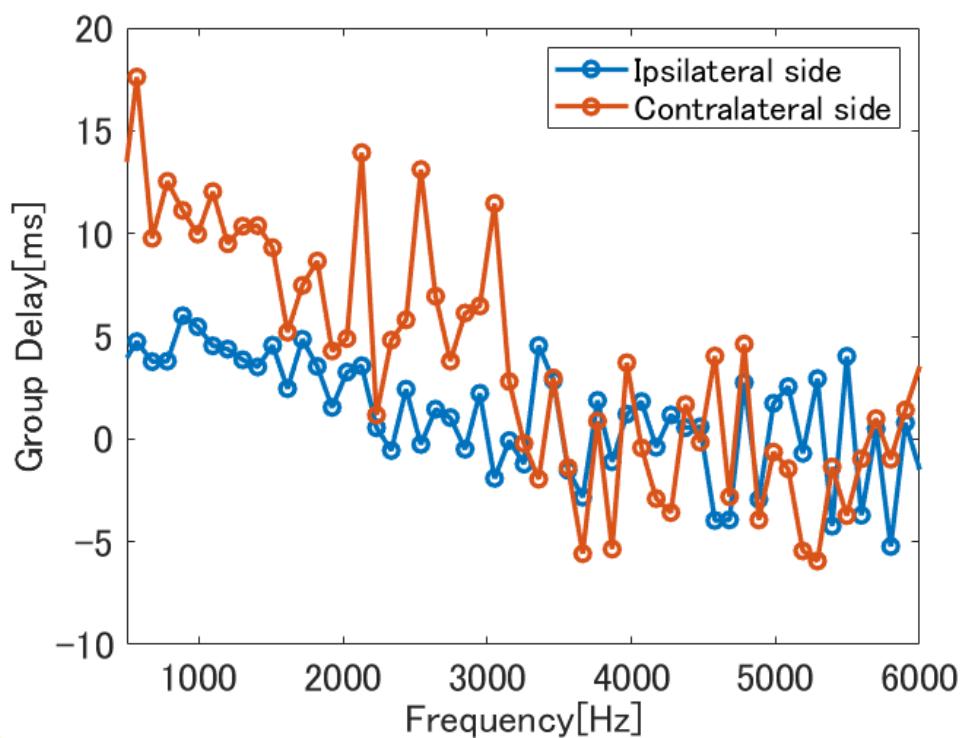


図 4.14: 右耳にたいする骨伝導の群遅延特性(平均)

第5章 おわりに

5.1 まとめ

本論文では、耳音響放射の一種である同時音響放射 (stimulus-frequency OAE:SFOAE) を測定することで歯骨伝導において振動子から蝸牛、さらに外耳道に至るまでの伝達特性を推定した。また、気導および骨伝導の SFOAE と骨導応答特性を比較し、歯骨伝導における振幅および遅延が音像定位に与える影響について検討した。定位実験より、上下歯で挟むプレート型の再生デバイスが個人差が少なかったため、SFOAE 測定ではこのタイプを用いた。

気導音の SFOAE 測定から、高周波数 (7-9kHz 付近) において振幅が過剰に高く信頼性が低いと判断されたため、以後の比較では 0.5-6kHz の周波数帯域を用いることとした。

振幅特性に関しては、骨伝導では従来の研究と同様に高周波数ほど減衰が顕著であり、気導音と比較して振幅が低い傾向がみられた。

一方、歯骨伝導においては SFOAE の振幅が気導音と同程度であり、0.5-6kHz においては気導音に近い振幅特性であることが確認された。また、経頭蓋減衰については 0dB に近く、対側に到達する振動が同側よりも大きくなる周波数帯も確認された。左右の音のレベル差 (ILD) が生じにくい要因として、本実験で使用したプレート型再生デバイスは上下の歯で噛むことで振動子を固定する構造であったため、特に低周波数において歯列や顎骨全体が一体となって振動していた可能性が考えられる。

時間差 (ITD) については、同側と対側それぞれから振動を与えた際の SFOAE の群遅延を比較した結果、1.3-2kHz において左右差があることが確認された。特に、ITD が重要となる 1.6kHz 以下の帯域で 1.3-1.6kHz にのみ ITD が生じるため、定位の手がかりとして用いることの出来る帯域が気導音より狭いことが定位低下の原因であると考えられる。

また、これらの結果から 1.3-1.6kHz の帯域で生じる ITD によって左右を知覚していた可能性が示唆された。

5.2 今後の課題

本研究では、歯骨伝導における伝達特性を推定した。その結果、左右の振幅差が小さく、広帯域で両耳間レベル差 (ILD) が小さいことが明らかになった。これは、音像定位の手がかりとなる ILD が十分に形成されないことを示唆している。また、両耳間時間差 (ITD) の比較より 1.3-2kHz では遅延時間に左右差があることで左右の定位が行えていたことが推察された。今後は、歯骨伝導による定位精度を向上させるためにはこれらの特性を基にクロストークキャンセルが行えるか検証する必要がある。

歯骨伝導の SFOAE 測定結果における個人差の要因として、被験者の骨導特性に加え、歯と振動子の接触面積や圧力の違い、再生デバイスの口内での位置のばらつきが考えられる。本研究で使用したマウスピース型再生デバイスは歯型の精度が低く、振動子から歯への振動伝達に左右差が生じることがあった。その結果、音像の側方化がうまくいかない被験者が確認されたため、プレート型デバイスを使用した。今後の研究では、位置を安定して固定できるデバイスの開発が求められる。さらに、使用した振動子の定格により高音圧レベルの再生が難しく、実験が実施できない被験者もいた。そのため、十分な S/N 比を確保した SFOAE 測定を行うため、より高出力の振動子を用いる必要がある。

謝辞

この修士論文を形にするにあたり、日頃より多くのご指導ご鞭撻を頂いた杉田 泰則准教授に心から感謝申し上げます。また、本論文の審査において貴重なご意見、お時間を賜りました圓道 知博 教授、ならびに南部 功夫 准教授に深く感謝申し上げます。さらに、研究を行うにあたり快く被験者実験に協力してくださった信号処理応用研究室の学生の皆さんへ感謝いたします。最後に、これまでの学生生活において金銭面、精神面で支えて下さった両親に深く感謝の意を示して、謝辞とさせていただきます。

付録 A 測定データ

A.1 歯骨伝導 SFOAE

右耳で測定された振幅スペクトルを図 1.1 に示す。

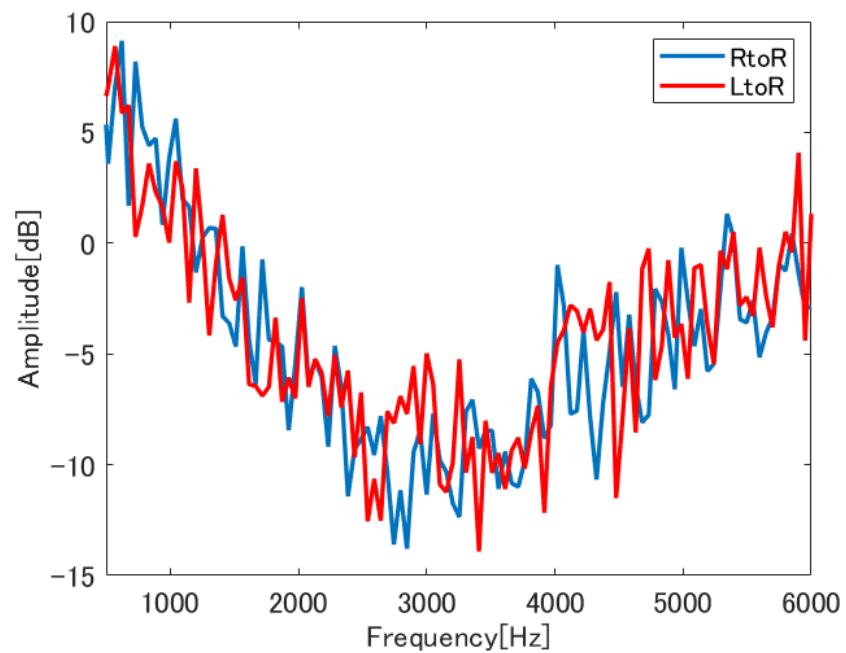


図 1.1: 右耳で測定された SFOAE の平均 (振幅)

左右それぞれの奥歯を加振した際の両耳で観測された SFOAE を図 1.2、1.1 に示す。

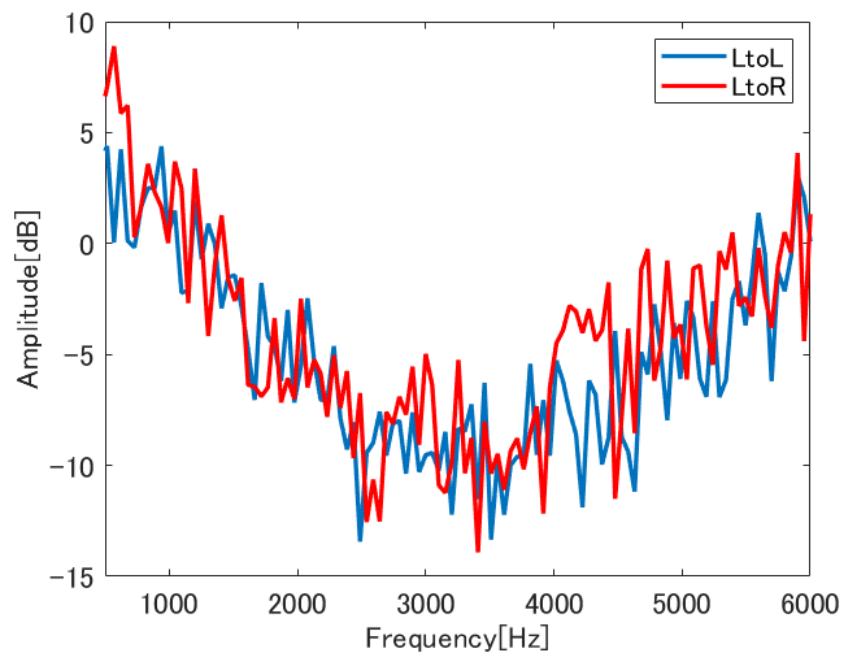


図 1.2: 左奥歯を加振した際の SFOAE 平均 (振幅)

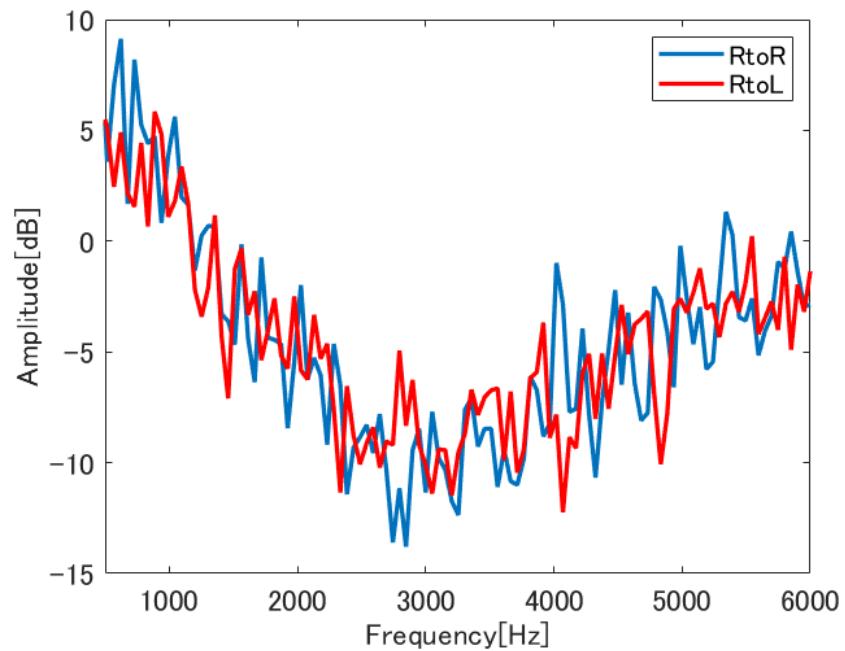


図 1.3: 右奥歯を加振した際の SFOAE 平均 (振幅)

A.2 歯骨伝導の骨導伝達特性

A.2.1 平均

右耳に対する歯骨伝導の骨導伝達特性の平均を図 1.4 に示す。

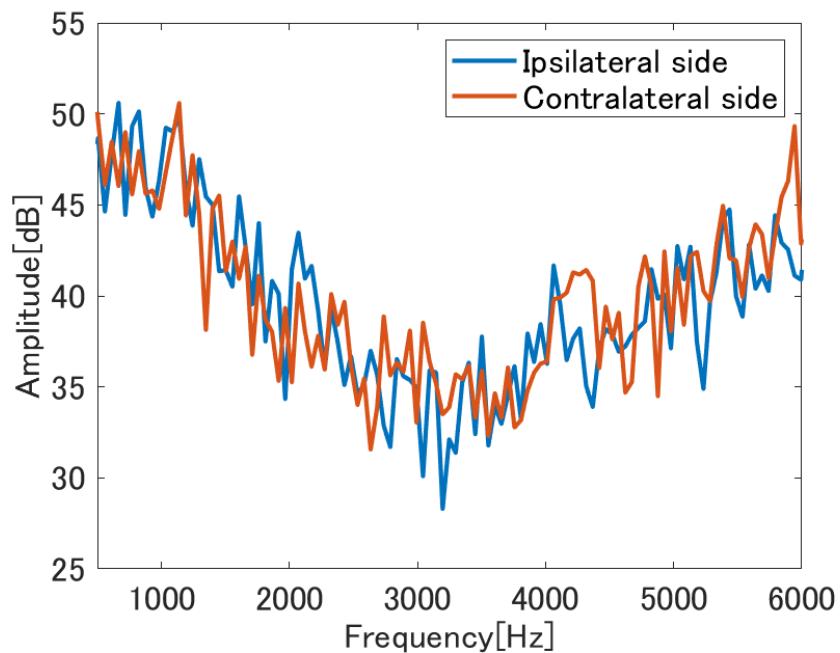


図 1.4: 右耳に対する骨導伝達特性の平均

A.2.2 個人

各個人の骨導伝達特性を図 1.5 と図 1.6 に示す。

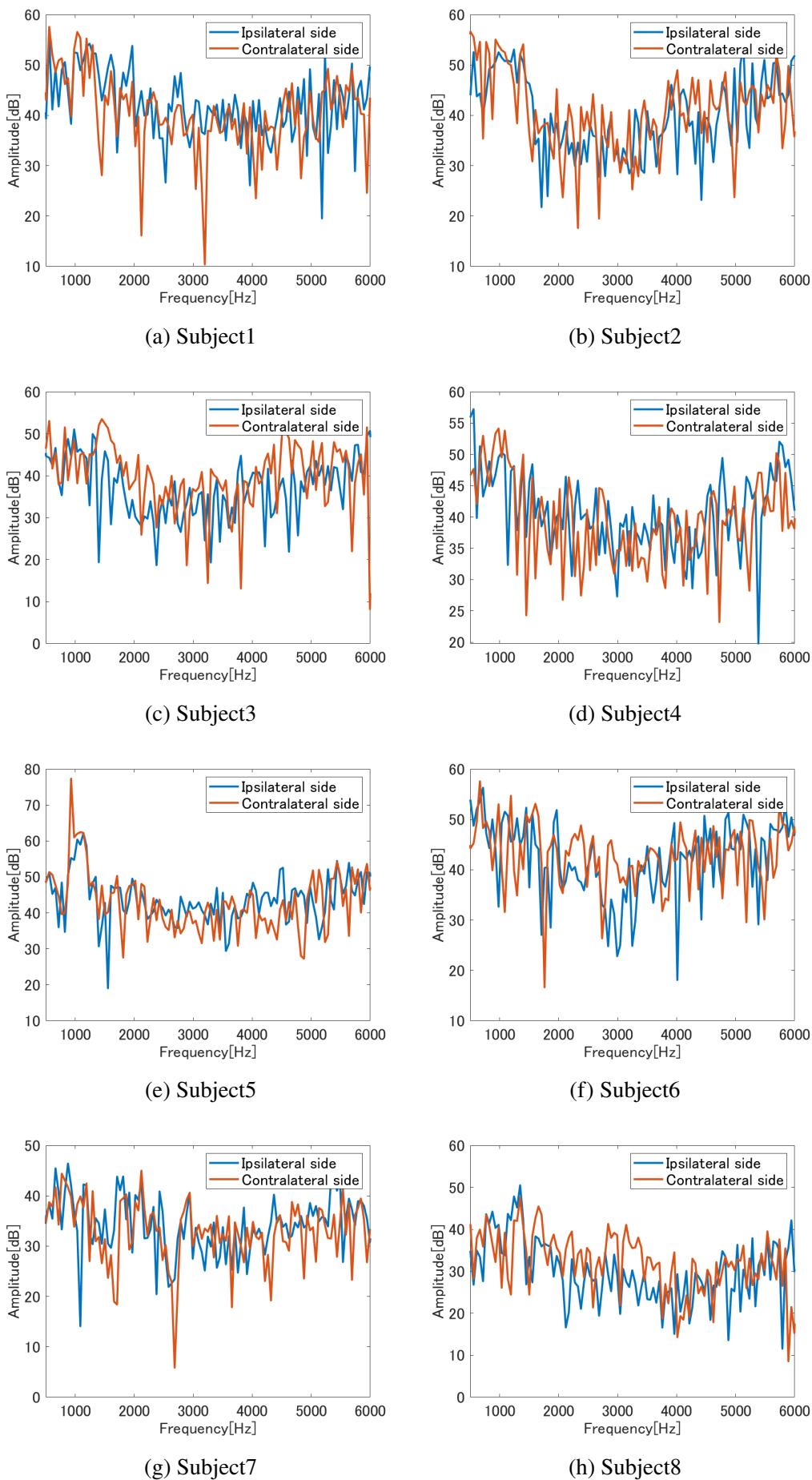


図 1.5: 各被験者の左耳に対する骨導伝達特性

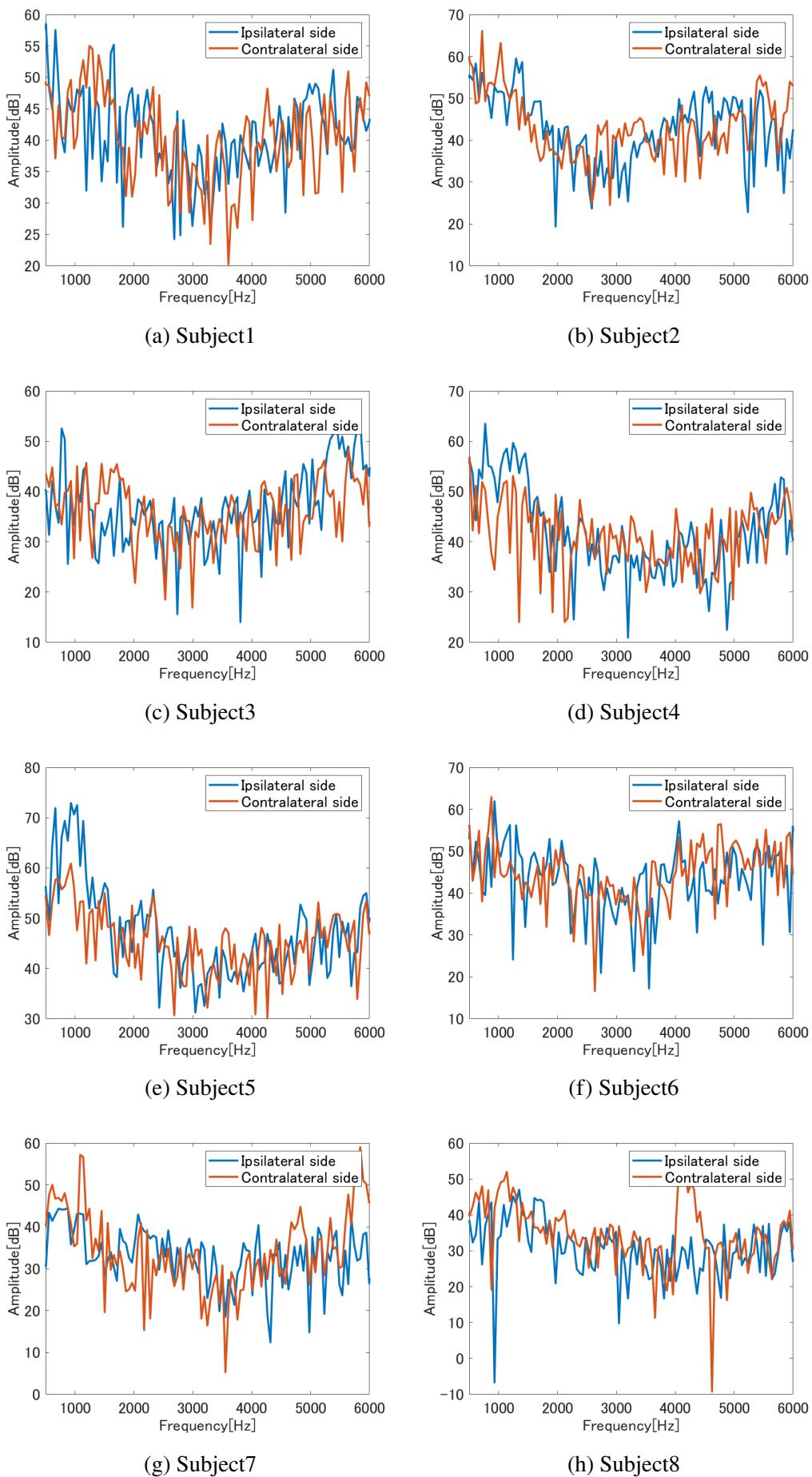


図 1.6: 各被験者の右耳に対する骨導伝達特性

A.3 経頭蓋減衰

図 1.7 に骨伝導と歯骨伝導における経頭蓋減衰を示す。各被験者の右外耳道で観測された SFOAE より BCRF を計算し、その比の平均を描画した。

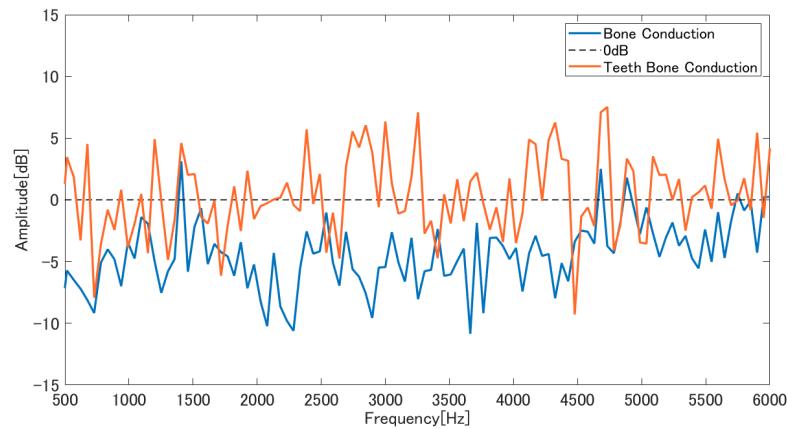


図 1.7: 経頭蓋減衰

A.4 SFOAE の群遅延特性

4.9.2 に示した骨導、歯骨伝導の SFOAE の群遅延を図 1.8 と図 1.8 に示す。

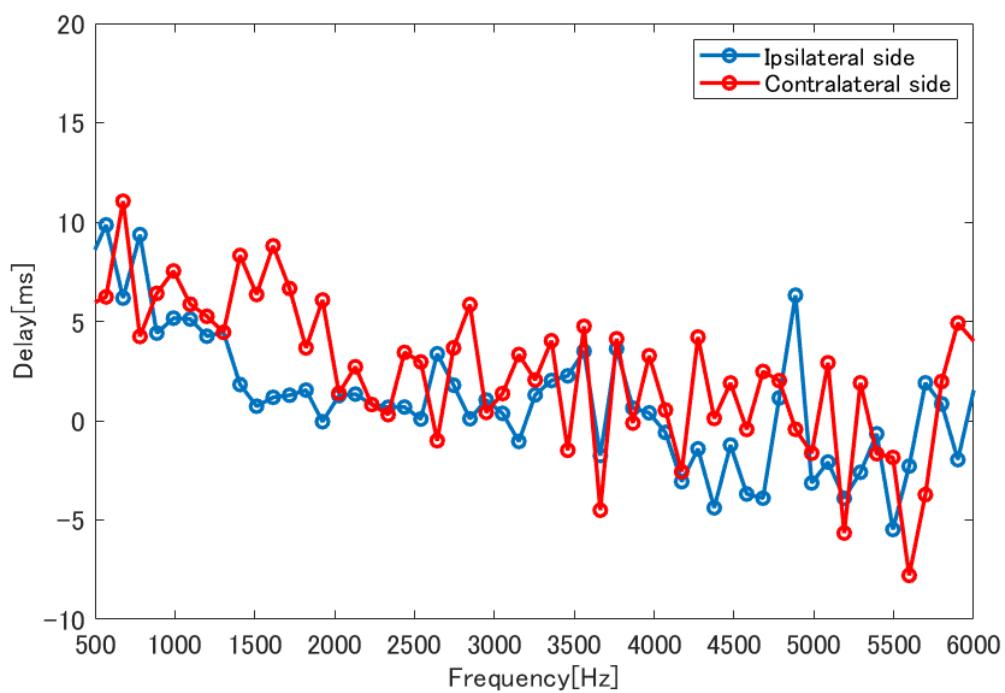


図 1.8: 右耳で測定した歯骨伝導 SFOAE の群遅延特性 (平均)

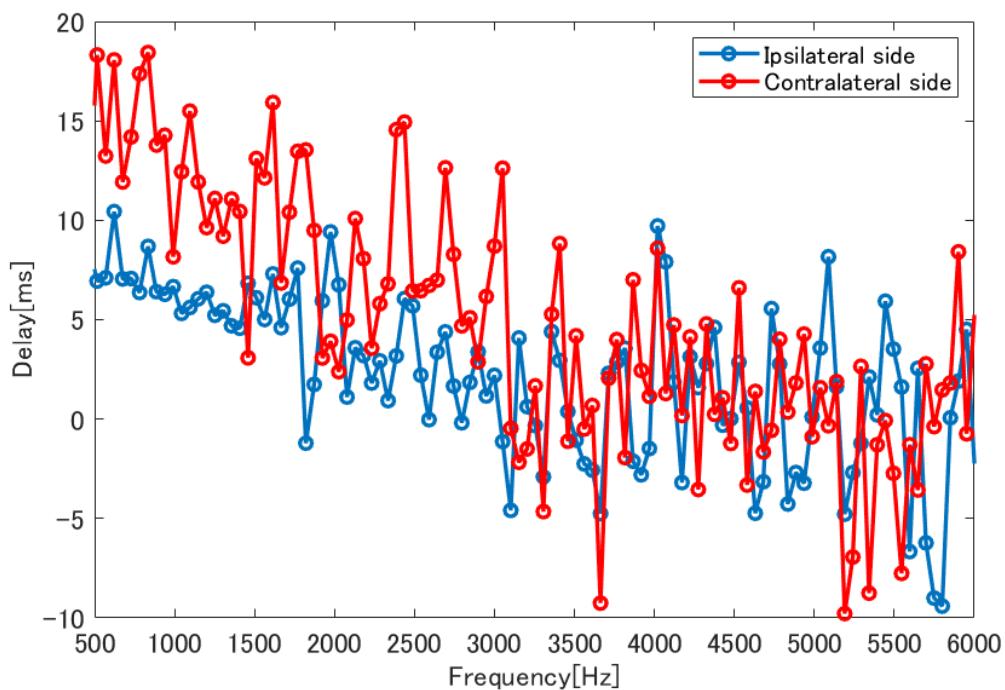


図 1.9: 右耳で測定した骨伝導 SFOAE の群遅延特性 (平均)

参考文献

- [1] Abdulrahman Hagr. Baha: bone-anchored hearing aid. *International journal of health sciences*, Vol. 1, No. 2, p. 265, 2007.
- [2] 平原達也, 蘆原郁, 小澤賢司, 宮坂榮一. 音と人間, 第 A-3 卷. コロナ社, 2013.
- [3] Takumi Asakura. Bone conduction auditory navigation device for blind people. *Applied Sciences*, Vol. 11, No. 8, p. 3356, 2021.
- [4] Sabine Reinfeldt, Bo Håkansson, Hamidreza Taghavi, and Måns Eeg-Olofsson. New developments in bone-conduction hearing implants: a review. *Medical Devices: Evidence and Research*, pp. 79–93, 2015.
- [5] Gerald R Popelka. Soundbite hearing system by sonitus medical: a new approach to single-sided deafness. In *Seminars in Hearing*, Vol. 31, pp. 393–409, 2010.
- [6] 村松未輝雄, 及川靖広, 山崎芳男, 黒澤潤子. 齒骨伝導アクチュエータを用いたコミュニケーションエイド. 電子情報通信学会論文誌 A, Vol. 95, No. 7, pp. 623–630, 2012.
- [7] 齒骨導音提示時における方向知覚と聴感特性. pp. 471–472, 2012.
- [8] Ross J Miller. It's time we listened to our teeth: The soundbite hearing system. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, Vol. 138, No. 5, pp. 666–669, 2010.
- [9] 伊藤一仁. [総説] 骨導聴覚の知覚機序に関する実験的考察. 純真学園大学雑誌, Vol. 11, pp. 67–72, 2021.
- [10] 矢田雅人, 杉田泰則. 齒骨伝導における骨導音知覚寄与成分の調査・検討. 第 S13-6 卷, pp. 17–20, 2023.
- [11] Jie Wang, Yunda Chen, Stefan Stenfelt, Jinqiu Sang, Xiaodong Li, and Chengshi Zheng. Analysis of cross-talk cancellation of bilateral bone conduction stimulation. *Hearing Research*, Vol. 434, p. 108781, 2023.
- [12] C. Röösli, I. Dobrev, and F. Pfiffner. Transcranial attenuation in bone conduction stimulation. *Hearing Research*, Vol. 419, p. 108318, 2022.
- [13] 小川郁. 他覚的聴覚検査法としての耳音響放射検査. *Audiology Japan*, Vol. 49,

No. 3, pp. 219–226, 2006.

[14] 渡辺知緒, 伊藤吏, 阿部靖弘, 千葉寛之, 青柳優. 骨導聴力検査と骨導 dpoae による骨導音の伝達に関する検討. *Audiology Japan*, Vol. 50, No. 5, pp. 465–466, 2007.

[15] Shixiong Chen, Jun Deng, Lin Bian, and Guanglin Li. Stimulus frequency otoacoustic emissions evoked by swept tones. *Hearing Research*, Vol. 306, pp. 104–114, 2013.

[16] Kalluri R and Shera CA. Measuring stimulus-frequency otoacoustic emissions using swept tones. *J Acoust Soc Am*, Vol. 134(1), pp. 356–68, 2013.

[17] 原田竜彦. Suppression 法を用いた stimulus frequency oae の測定. *Audiology Japan*, Vol. 54, pp. 208–213, 2011.

[18] Tsuyoshi Usagawa Xiuyuan Qin. Frequency characteristics of bone conduction actuators – measurements of loudness and acceleration. *Applied Acoustics*, Vol. 126, pp. 19–25, 2017.

[19] Joshua J Hajicek, Ivan W Selesnick, Simon Henin, Carrick L Talmadge, and Glenis R Long. The influence of a time-varying least squares parametric model when estimating sfoaes evoked with swept-frequency tones. In *AIP Conference Proceedings*, Vol. 1965, 2018.

[20] Cristina Rigato, Sabine Reinfeldt, Bo Håkansson, Karl-Johan Freden Jansson, Erik Renvall, and Måns Eeg-Olofsson. Effect of transducer attachment on vibration transmission and transcranial attenuation for direct drive bone conduction stimulation. *Hearing Research*, Vol. 381, p. 107763, 2019.

[21] 古川茂人. 聴覚, 第 5 卷. コロナ社, 2021.