

長岡技術科学大学大学院

工学研究科修士論文

題 目

歯骨伝導における骨導知覚寄与成分の
調査とその推定に関する研究

指導教員

准教授 杉田 泰則

著 者

電気電子情報工学専攻
信号処理応用研究室

19319290 矢田 雅人

令和 5 年 2 月 10 日

ABSTRACT

Components contributing to the perception of bone conduction sounds in tooth-bone conduction

Student ID : 19319290

Author : Masato Yada

Supervisor : Yasunori Sugita

In recent years, bone conduction earphones have become commercially available, and products using bone conduction have become familiar. Bone conduction, which can perceive sound through vibration of the skull, is used as a bone conduction hearing aid for conductive hearing loss, in which sound cannot be properly transmitted to the inner ear due to defects in the outer or middle ear. Currently available bone conduction devices are roughly classified into direct-drive type and skin-mounted type, depending on how they are attached. In the skin-mounted type, the bone conduction device is worn on the skin near the temporal bone and mastoid process. It does not require the implant surgery required for the direct-drive type, and can be used easily.

Tooth-bone conduction is thought to enable efficient sound transmission because there is no vibration attenuation by the skin. However, the propagation path of bone-conducted sound is complicated, and there are many unclear points about what kind of path the component that propagates is mainly perceived by humans. In skin-mounted bone conduction, the bone conduction path components were investigated using interaural loudness matching. As a result, it was suggested that the component that is radiated into the external auditory canal from the bone conduction channel and becomes the air conduction channel during skin-mounted bone conduction listening may be significantly larger than the component that travels through the complete bone conduction channel. However, it is necessary to investigate the components of the tooth-bone conduction pathway because the components of the tooth-bone conduction pathway have not been clarified. In addition,

as an application of tooth-bone conduction technology, when considering the creation of new tooth-bone conduction devices and the rehabilitation of hearing-impaired people, the estimated values of path components and the values used during measurement (amplitude values, etc.) are information. Therefore, it is important to estimate the investigated tooth-bone conduction pathway components.

Based on the above, the purpose of this study is to investigate and estimate the path components that contribute to the perception of tooth-bone conduction sound during listening, I measured the sound pressure in the ear canal and transiently evoked otoacoustic emissions(TEOAE) using interaural loudness matching.

As a result, it was thought that the "complete bone conduction path component (tooth → skull → cochlea)" greatly contributed to the perception of the bone conduction component in listening to the bone conduction sound with tooth-bone conduction. In addition, by comparing the results of skin-mounted bone conduction and tooth-bone conduction, we thought that it is more likely that tooth-bone conduction can be expected to be more effective for hearing-impaired bone conduction hearing aids than skin-mounted bone conduction.

However, in order to "estimate the complete bone conduction path components", it was necessary to consider the presence or absence of reflection from the inside of the cochlea. In this study, we focus on the well-known otoacoustic emission (OAE) as this reflex, and investigate TEOAE, which is an OAE that occurs when a single tone stimulus is given, and investigate whether it contributes to bone conduction perception of tooth-bone conduction. We derived an estimate of the path components As a result, it was thought that the air conduction pathway from the bone, not TEOAE, contributed most to the sound pressure in the ear canal. Also, from the estimated values obtained, the path component that contributes most to bone conduction perception during tooth-bone conduction sound listening is the "complete bone conduction path component", similar to the results measured by binaural loudness matching. It was considered.

目次

第 1 章	序論	1
1.1	背景と目的	1
1.2	本論文の構成	2
第 2 章	気伝導及び骨伝導音の知覚機序と耳音響放射	3
2.1	気伝導及び骨伝導音の知覚機序と伝達経路	3
2.2	耳音響放射	6
2.2.1	耳音響放射の機序や種類	6
2.2.2	誘発耳音響放射（TEOAE）の潜時と持続時間	8
2.3	まとめ	9
第 3 章	測定手法と実験条件	11
3.1	実験① 測定手法と実験条件	11
3.1.1	測定手法	11
3.1.2	実験条件	15
3.2	実験② 測定手法と実験条件	16
3.2.1	測定手法	16
3.2.2	実験条件	18
第 4 章	骨導知覚寄与成分の調査	19
4.1	聴力及び左右差の確認	19

4.2	実験① 結果	21
4.3	実験①の結果に対する考察	24
第 5 章	歯骨伝導音傾聴時の骨導知覚に寄与している経路成分の推定	26
5.1	実験② 結果	26
5.2	実験②の結果に対する考察	27
5.3	歯骨伝導音傾聴時の骨導知覚に寄与している経路成分の推定	28
第 6 章	おわりに	31
6.1	まとめ	31
6.2	今後の課題	32
謝辞		33
参考文献		34

第1章

序論

1.1 背景と目的

近年、骨伝導イヤホンやヘッドホンが市販されるようになり、骨伝導技術を利用した製品が身近なものとなっている。頭蓋骨の振動を介して音を知覚することができる骨伝導は、外耳または中耳に障害があり、音を内耳に適切に伝達できない伝音性難聴者のための骨導補聴器として最も一般的に使用されている。また騒音の大きい環境（工場など）においても応用され始めている。現在利用可能な骨伝導デバイスは、その取り付け方によって直接駆動型と皮膚装着型に大別される[1]。直接駆動型は、骨伝導デバイスを乳様突起近くの頭蓋骨に直接接続する。皮膚装着型よりも明瞭な音で聴くことができるが、大がかりなインプラント手術が必要であり、衛生面での定期的なケアも必要とされる点がデメリットである。一方、皮膚装着型では、骨伝導デバイスを側頭骨や乳様突起付近の皮膚上に装着する。インプラント手術が必要なく、手軽に利用可能であるものの、皮膚などの生体組織の影響を受けやすく、骨伝導音の音質は直接駆動型に比べて劣っている。

近年では、米国 Sonitus Medical 社の SoundBite を始めとして、歯に振動を与えるタイプの「歯骨伝導デバイス」の研究、開発も盛んである[2]-[4]。歯骨伝導は皮膚による振動減衰が無いため、効率の良い音の伝達が可能だと考えられている。しかしながら、骨導音の伝搬経路は複雑であり、どのような経路を伝わる成分をヒトが主に知覚

しているか、不明な点も多い。皮膚装着型骨導において伊藤[5]は両耳間ラウドネスマッチングを用いて骨導経路成分の調査を行い、皮膚装着型骨導での骨導聴取時は骨導経路から外耳道内放射によって気導経路となる成分が、完全な骨導経路を伝わる成分より有意的に大きい可能性が示唆された。しかし歯骨伝導経路の成分については明らかとなっていないため、歯骨伝導経路成分を調査する必要がある。また歯骨伝導技術の応用として、新たな歯骨伝導デバイスの作成や難聴者のリハビリテーションを考えた時、経路成分の推定値や測定時に使用した値（振幅値など）が必要な情報として挙げられる。よって調査した歯骨伝導経路成分について推定を行うことも重要であると考えた。

以上のことから、本研究の目的を歯骨伝導音傾聴時の知覚に寄与している経路成分の調査とその推定とした。

1.2 本論文の構成

本論文の構成は以下の通りである。第2章では、気伝導音及び骨伝導音の知覚機序と耳音響放射について説明し、本研究の中でどの骨伝導成分と耳音響放射について調査を行ったか述べる。第3章では、本研究で用いたラウドネスマッチングや耳音響放射の測定手法、それぞれの実験条件について説明する。第4章では、被験者が健聴者であるか確認調査を行った結果と、ラウドネスマッチングを用いて骨導知覚寄与成分の調査を行った結果について述べる。第5章では、誘発耳音響放射の測定を行った結果について述べ、4章と5章の結果を用いて歯骨伝導音傾聴時の骨導知覚寄与成分を推定する。最後に第6章にて本論文のまとめと今後の課題について述べる。

第2章

気伝導及び骨伝導音の知覚機序と耳音響放射

この章では、はじめに人間が音を知覚する機序について説明する。次に骨導音の知覚機序や伝達経路について説明し、本研究においてどのような骨導成分を調査していくのかを述べる。最後に耳音響放射の機序や種類について説明した後、本研究において調査した耳音響放射について、潜時と持続時間という点で先行研究の結果を用いて述べる。

2.1 気伝導及び骨伝導音の知覚機序と伝達経路

図 2.1 に耳の構造と大別した骨伝導経路について示す。まず人間が音を知覚するまでの基本的な流れだが、人間は空気の振動を末梢器官である耳で捉え、脳内で音として認識する。この流れを詳細に説明すると、まず図 2.1 に示されている耳介に空気の振動が伝わり、外耳道を通って鼓膜を揺らす。次に鼓膜の振動が中耳である耳小骨を介して内耳の蝸牛に伝わる。蝸牛内では蝸牛へ伝わってきた振動によってリンパ液が動き、基底板に進行波と呼ばれる振動を起こす。この振動により基底板表面の受容細胞が電気的興奮を起こし、電気信号が発生する。この電気信号が複数の神経を経由し、脳の聴覚野に達することで音が知覚される。

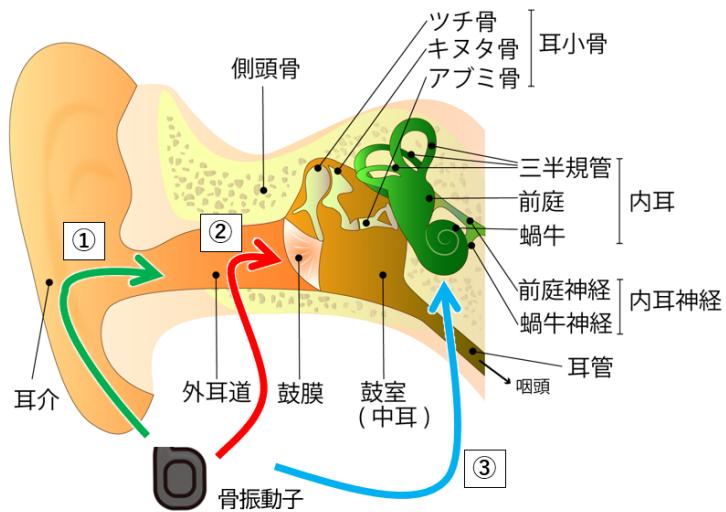


図 2.1 骨導音の知覚機序

以上を踏まえ、骨導伝音の伝達経路と知覚機序について説明する。図 2.1 より大別すると次の 3 つの経路が考えられている。

- ① 骨振動子から空気へ漏れ出た音が気導経路（外耳道→鼓膜→耳小骨→蝸牛）を通って知覚される経路（図 2.1 中矢印①）。
- ② 骨振動子から与えられた振動が生体内部を伝わっていく過程で、外耳道壁から外耳道内部へ気導音として放射されることで、気導音と同じ経路で知覚される経路。骨導音が外耳道内に気導音として放射され、気導音と同じ経路で知覚される経路（図 2.1 中矢印②）。この経路は皮膚を介す場合の骨導音呈示において顕著となる。その理由だが、外耳道内放射には外耳道周囲の軟骨や軟組織が大きく寄与することが分かっているためである [6]。
- ③ 骨振動子から与えられた振動が外耳や中耳を経由せず、直接内耳に到達し、蝸牛内の受容器官を刺激して知覚される経路（図 2.1 中矢印③）。この経路成分は、外耳や中耳に障害があり、音を内耳に適切に伝達できない伝音性難聴において特に有効で

ある。

以上大別した3つの経路の内、骨導知覚への寄与として、①の経路成分より②と③の経路成分が十分に大きく、①の経路成分は測定結果にほとんど影響しない。以下に③をさらに分類したときの、いくつかの知覚機序について紹介する。

(1) 耳小骨の慣性振動 側頭骨に振動が与えられた時、中耳の耳小骨の慣性によって側頭骨との間で位相の異なる相対的な運動が起こり、結果的に蝸牛内に進行波が引き起こされる。耳小骨の慣性振動は、耳硬化症により耳小骨の動きが硬化し、2kHz周辺の骨導閾値が悪化することが分かっていることから、耳小骨の共振周波数(1.5kHz)周辺の骨導知覚に大きく関係すると考えられている[7]。

(2) 内耳のリンパ液の慣性振動 側頭骨に振動が与えられた時、慣性によって蝸牛内の基底板上に圧力勾配ができ、リンパ液に慣性振動が起こる。この慣性振動は低周波数の骨導知覚に大きく関係すると考えられている[8]。

(3) 圧縮・拡張による蝸牛容積の変化 側頭骨に振動が与えられた時、内耳周辺の側頭骨が圧縮・拡張を繰り返すことで、蝸牛内部の容積にも変動がもたらされる。具体的には蝸牛が圧縮される時、リンパ液が基底板を前庭階側から鼓室階側へ押し、蝸牛が拡張される時はその逆が起こる。その結果、基底板が振動し、受容細胞を電気的に興奮させる。この圧縮・拡張による蝸牛容積の変化は、蝸牛内部の構造が前庭階と鼓室階に関して非対称なことが一つの理由とされ、4kHz以上の高周波の骨導知覚に大きく関係すると考えられている[9]。

以上のように、骨導聴覚には複数の経路や機序が確認・示唆されている。また皮膚装着型骨導を用いた場合、健聴者においては、②の経路の外耳道内放射の寄与は比較的大きい可能性が高い。例としては、骨導音を聞いている際に外耳道を耳栓や指で閉鎖すると、1kHz以下の低周波域の音が5~20dB強調されて聴こえる現象(外耳道閉

鎖効果)がある。これは外耳道壁から外耳道へ放射される音が、外耳道の閉塞によつて共鳴するためと考えられている[10]。

本研究では②と③の骨導成分について、先行研究[5]の結果(皮膚装着型を用いた骨導成分調査結果)の再現性について確認後、歯骨伝導について骨導成分を調査、推定を行う。

2.2 耳音響放射

2.2.1 耳音響放射の機序や種類

まず2.1節にて説明した、音の知覚を踏まえたうえで耳音響放射の機序や種類などについて説明する。耳音響放射(Oto Acoustic Emissions: OAE)とは、蝸牛内のリンパ液が動くことでできた基底板の進行波が、逆に蝸牛から振動として放出され、耳小骨などの中耳を経て外耳道へ放射される様々な音響現象の総称のことを指す[11]。

1978年にKempは、クリックやトーンバーストなどの単音刺激の後に一定の潜時をもって、外耳道で誘発耳音響放射(Evoked OAE: EOAEまたはTransiently Evoked OAE: TEOAE)が記録されることを初めて報告した。また2つの異なる周波数の連續音により刺激した際に、外耳道内で刺激音の周波数とは異なる周波数の歪成分が記録される歪成分耳音響放射などが明らかになった。以下に大別した3つのOAEについて説明する。

(1) 自発耳音響放射(Spontaneous OAE: SOAE) 刺激音の無い状態で、音響放射を測定することで得られる耳音響放射を指す。新生児ではSOAEが確認されることが多いが、年齢とともに確認しづらくなるという特徴がある。また、放射される音を第三者が聴取できることもあるが、本人には聴取することができない。この耳音響放射の信号は、純音に近く、狭い帯域で変動の少ない安定した信号となる。正常耳の場合、音圧は-10~20dB程度とされ、感音難聴耳(聴覚の感覚神経細胞から大脳までつながる、音刺激を脳に伝える神経経路のどこかに障害があることが原因の難聴耳)で

は検出率は低くなると言われている。

(2) 誘発耳音響放射 (TEOAE) クリック刺激やトーンバースト (単音) 刺激が与えられた際の音響放射を測定することで得られる耳音響放射を指す。刺激周波数にもよるが、音響刺激より 10ms 前後の潜時をもって記録される反応で、検出には 100 回単位での加算平均が必要である。この 10ms 前後に出現する潜時の短い成分 (fast component) に対して、潜時の長い成分 (slow component) があり、各々が異なる入出力特性を有することから、発生機序も異なると考えられている。潜時の長い成分も記録するために音響刺激後 40ms までの反応を記録する方法が主流である。先ほど「刺激周波数にもよるが」と記載したが、TEOAE の潜時は刺激周波数が高くなると短縮する。刺激音にトーンバーストを用いると、刺激音の周波数にほぼ一致した TEOAE が得られる。クリック刺激の場合、広域で不規則な周波数成分を含む TEOAE が得られる。TEOAE は主に 1~2kHz の周波数成分から構成され、これら中音域の聴覚評価に有用とされている。後述の DPOAE では、低周波数域の刺激音による反応が検出しにくいのに対して、TEOAE は低周波数域の刺激でも誘発されることから、低~中周波数域の聴覚の評価方法として有用性は高いと考えられている。

(3) 歪成分耳音響放射 (Distortion Product OAE : DPOAE) 2 つの異なる周波数の純音 (周波数 $f_1, f_2 : f_1 < f_2$) で同時に刺激した際の音響放射を測定することで、2 つの周波数の歪み成分 ($m f_1 \pm n f_2 : m, n$ は整数) が得られる耳音響放射を指す。この歪成分の中では $2f_1 - f_2$ の周波数成分が安定して検出されるため $2f_1 - f_2$ を記録して分析することが多い。 $2f_1 - f_2$ の発生部位は f_2 付近 (正確には $\sqrt{f_1 \times f_2}$) の基底板だと考えられている。 $2f_1 - f_2$ の音圧は $f_1 : f_2 = 1 : 1.2$ 、刺激音圧は $L_1(f_1)$ の音圧) - $L_2(f_2)$ の音圧) = 5~15dB で最大となるため、このような条件に沿って刺激音の周波数や音圧を設定する。低周波数域では S/N 比が小さく、正常耳だとしても DPOAE の検出率が低下するため、低音域の測定限界は 500Hz であると言われている。逆に高音域では音響特性の優れたプローブを用いることで最大 16kHz まで測定が可能であると言われて

いるため、前述した TEOAE と比較しすると 1kHz 以下の低周波数域では TEOAE が、2kHz 以上の中～高周波数域では DPOAE の方が臨床的な有用性は高いと考えられている。以上のように、DPOAE では刺激周波数を変えることで、複数の周波数ごとに音響放射測定が可能であるが、実験において設定する条件数が膨大になりやすく、実験時間が長くなることで被験者への負担が大きいという問題もある。

以上が耳音響放射の機序及び種類となる。本研究では、骨伝導デバイスから単音刺激を与えた際の骨導成分について調査・推定を行うため、TEOAE について OAE 測定を実施した。

2.2.2 誘発耳音響放射（TEOAE）の潜時と持続時間

図 2.2 に蝸牛の基底回転構造の簡易図を示す。図中に示している周波数についてだが、入力音の周波数によって基底回転のどの部分で最も振幅が大きくなるかを簡易的に示している。まず TEOAE の潜時は前述したように 10ms 前後に出現する潜時の短い成分 (fast component) と、潜時の長い成分 (slow component) が存在する。この潜時の短い成分について、刺激周波数が高いほど OAE の潜時は短く、刺激周波数が低いほど OAE の潜時は長いことが知られている。これは図 2.2 から分かるように、高い周波数の刺激音に対して蝸牛の基底回転に近い部分で発生する OAE の潜時が短く、逆に低い周波数の刺激音に対しては蝸牛の頂回転に近い部分で発生する OAE の潜時が長くなることが関係している [12]。

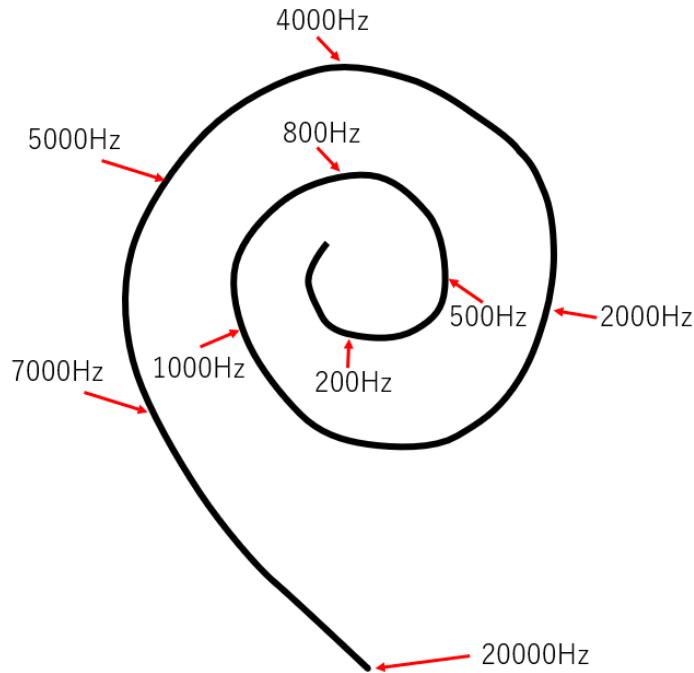


図2.2 基底回転構造の簡易説明図

続いて TEOAE の持続時間についてだが、Pytel ら [13] によって、正常耳と感音難聴耳の TEOAE 持続時間について調査が行われ、正常耳（36耳）では TEOAE 持続時間の平均値は $15.1 \pm 0.69\text{ms}$ となった。また最小持続時間は 8.2ms、最大持続時間は 19.0ms となった。

以上より、TEOAE の潜時は 10ms 前後に出現する潜時の短い成分と潜時の長い成分が存在し、持続時間は平均的に 15.1ms 前後だが、個人差が大きいことから、それらを考慮した上で測定結果を処理する必要がある。

2.3 まとめ

この章ではまず音の知覚機序と伝達経路などについて説明した。音の伝達経路として大別した3つの経路の内、骨導知覚への寄与として、①の経路成分より②と③の経路成分が十分に大きく、①の経路成分は測定結果にほとんど影響しない。本研究ではまず②と③の骨導成分について、先行研究 [5] の結果の再現性について確認後、歯骨

伝導について骨導成分を調査を行う。次に耳音響放射（OAE）の機序や種類、本論文内で主に触れる誘発耳音響放射（TEOAE）の潜時や持続時間について説明を行った。自発耳音響放射（SOAE）は刺激音の無い状態で、音響放射を測定することで得られるOAEであり、TEOAEはクリック刺激やトーンバースト（単音）刺激が与えられた際の音響放射を測定することで得られるOAE、歪成分耳音響放射（DPOAE）は2つの異なる周波数の純音で同時に刺激した際の音響放射を測定することで、2つの周波数の歪み成分が得られるOAEである。TEOAEの潜時は10ms前後に出現する潜時の短い成分と潜時の長い成分が存在するが、周波数によってはこれらの成分の現れる時間が変化する。持続時間については平均的に15ms前後だが、個人差が存在することから、実験結果処理時は考慮する必要がある。

第3章

測定手法と実験条件

この章では、本研究にて行う実験①（両耳間ラウドネスマッチングを用いた骨導成分の調査実験）と実験②（TEOAE 測定）の測定手法や使用している実験機器、実験条件について説明する。

3.1 実験① 測定手法と実験条件

3.1.1 測定手法

まずラウドネスとは、一般的に人間の感じる「音の大きさ」を指す言葉である。つまりラウドネスマッチングとは、ある条件下でラウドネスが等しくなった場合に測定を行う手法である。先行研究 [5] にて用いられた両耳間ラウドネスマッチングの簡易的な実験モデルを図 3.1 に示す。先行研究では、皮膚装着型骨伝導デバイスを用いた場合において、両耳間ラウドネスマッチング法による骨導経路成分の調査が行われた。両耳間ラウドネスマッチングによる骨導経路成分の測定の流れは以下の通りである。

- 1) 被験者の片耳（基準耳）より、基準音圧に設定した気導純音を呈示（音源周波数は実験条件からランダムに決定）。
- 2) 反対側の耳（対象耳）より、ランダムな振幅値の骨導純音を呈示（音源周波数は 1) と同じ）。
- 3) 2) のラウドネスが 1) と同じになるように被験者が骨導純音の振幅値を調整。

- 4) 基準耳に呈示している音を停止し、対象耳の外耳道内音圧を被験者の外耳道入口に設置したマイクロホンにて測定。
- 5) 条件数分 1)~4) を繰り返す。

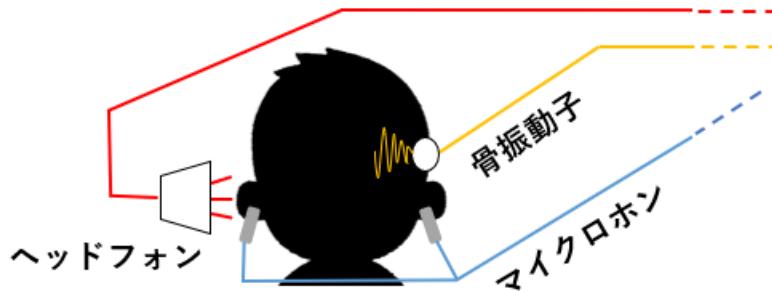


図 3.1 先行研究の簡易的な実験モデル

本研究ではまず先行研究の結果の再現性を確認するため、図 3.1 と同様の実験モデルを設定し、同条件にて測定を行った。本研究全体を通して、実験プログラムやデータ処理、音源作成などには MATLAB を、オーディオインターフェースは Roland 社の OCTACAPTURE、ヘッドフォンは Senheiser 社の HD599 を使用している。また本研究では、測定後に処理した音圧値が物理量である必要があるため、必ず実験の前に、使用するマイクのキャリブレーションを行った。ここでキャリブレーションとは、計測器（マイクロホン）が示す値の正確性を標準器を使用して比較することで、正確な値を計測できるように調整する作業のことを指す。本研究にて使用した骨伝導デバイスおよびマイクロホンの装着時の様子を図 3.2, 3.3 に示す。骨伝導デバイスは米 shokz 社の AEROPEX を、マイクロホンは AudioTechnica 社の BP896cW を使用した。マイクロホンの設置場所は外耳道入口である。



図 3.2 皮膚装着型骨伝導デバイスと装着時の様子

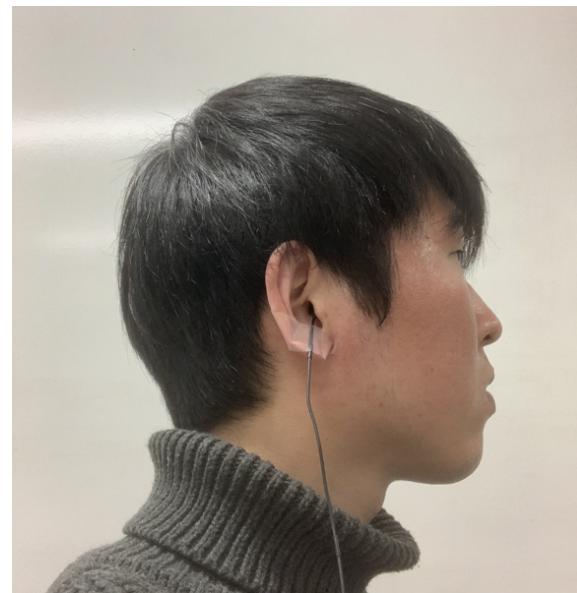


図 3.3 マイクロホン装着時の様子

本研究の歯骨伝導条件にて実施した実験モデルを図 3.4 に、実験に使用した歯骨伝導デバイスとその装着時の様子を図 3.5 に示す。図 3.5 の歯骨伝導デバイスは、市販のマウスピースで型を取った後、石膏にて作成した歯型を真空成型器にて成形し、THRIVE 社の振動圧電素子である K2512BP1 を両側の小臼歯～大臼歯に設置したものである。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

モジュールである IFJM-001 を使用している。歯骨伝導デバイスを用いた両耳間ラウドネスマッチング測定の流れは以下の通りである。

- 1) 被験者の片耳（基準耳）より、基準音圧に設定した気導純音を呈示（音源周波数は実験条件からランダムに決定）。
- 2) 歯骨伝導デバイスに設置した2つの振動子の内、基準耳と反対側に設置した振動子より、ランダムな振幅値の歯骨導純音を呈示（音源周波数は1）と同じ）。
- 3) 2) のラウドネスが1)と同じになるように被験者が骨導純音の振幅値を調整。
- 4) 基準耳に呈示している音を停止し、対象耳の外耳道内音圧をマイクロホンにて測定。
- 5) 条件数分1)～4)を繰り返す。

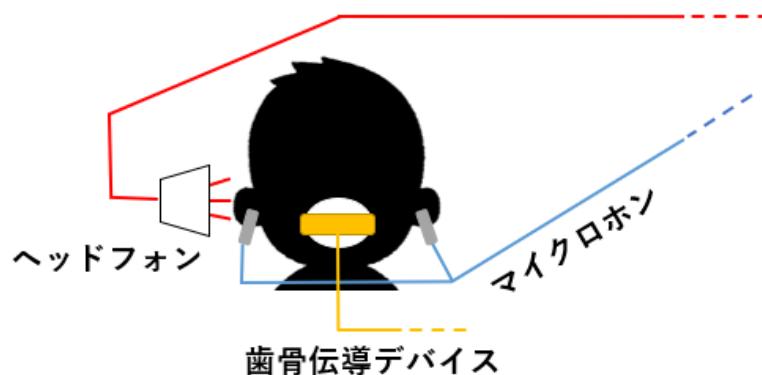


図3.4 本研究の簡易的な実験モデル（実験①歯骨伝導デバイス使用時）



図 3.5 歯骨伝導デバイスとその装着時の様子

3.1.2 実験条件

実験①の実験条件を表 3.1 に、歯骨伝導デバイスを使用する場合に測定不可能な実験条件を表 3.2 に示す。表 3.1 の被験者数に記載した「聴力及び左右差が規定値以内」ということについてだが、一般的な聴力検査では 30dB が健聴者の基準値として用いられている（高齢者に関しては、高周波音源は 40dB が基準値）。また左右差に関しては、基本的に 5~10dB 程度が健聴者の平均的な値であるが、環境による影響や個人差等を考慮すると最大 20dB 未満の場合は正常とされている。これらのことから、実験①を行う前に、全被験者が健聴者であることを確認する必要がある。全被験者に対して聴力と左右差の確認実験を行った結果は第 4 章 4.1 節の図 4.1 に示す。基準音圧と音源周波数に関しては先行研究 [5] の値と同様にし、再現性の確認を行うことができるようとした。外耳道状態は外耳道閉鎖効果 [10] という、外耳道を閉鎖することで低周波域（1000Hz 以下）の音が 5~20dB 強調されて聞こえる現象による影響が出ないよう「開放状態」とした。また歯骨伝導デバイスを使用する場合、表 3.2 の実験条件において、歯骨伝導デバイスからの呈示音が歪んでしまい、先行研究と同じ実験条件での測定が不可能となってしまった。原因としては、使用している振動子の周波数特性を測定したところ、表 3.2 に示している範囲の周波数帯にて、その他の周波数帯より 10~30dB 程度減衰しており、その減衰分の增幅は可能だが、振動子の安定出力域

を超えてしまうためであると考えられる。このことから実験①・実験②とともに、表3.2に示している実験条件は測定不可能とし、測定を行っていない。

表3.1 実験① 実験条件

被験者数	健聴者 7名（聴力及び左右差が規定値以内）
実験場所	無響室
基準音圧 [dB]	40, 60
音源周波数 [Hz]	125, 250, 500, 1000, 2000, 3000, 4000, 8000
マイクロホン位置	外耳道入口
外耳道状態	開放
測定対象	気導音・骨導音・歯骨導音呈示時の外耳道内音圧

表3.2 歯骨伝導デバイスを使用する場合に測定不可能な実験条件

基準音圧 [dB]	音源周波数 [Hz]
40	125, 250, 500
60	125, 250, 500, 1000

3.2 実験② 測定手法と実験条件

3.2.1 測定手法

続いて実験②の測定手法などについて説明する。図3.6に実験②の簡易的な実験モデルを、実験②で使用した OAE 測定用マイクロホン（ETYMOtic RESEARCH 社 Low Noise DPOAE マイクロホンシステム）の装着時の様子を図3.7に示す。3.1節と同様に OAE 測定用マイクロホンについても実験前にキャリブレーションを行った。実験②の測定の流れは以下の通りである。

- 1) ラウドネスマッチングを用いて、全条件における歯骨導呈示音の振幅値を被験者ごとに保存。

2) 1)で記録した振幅値を用いて、全条件において TEOAE を測定。

※被験者は 1)の測定時と同様の状態になるよう歯骨伝導デバイスを装着し、測定中は雑音を極力立てないよう留意。

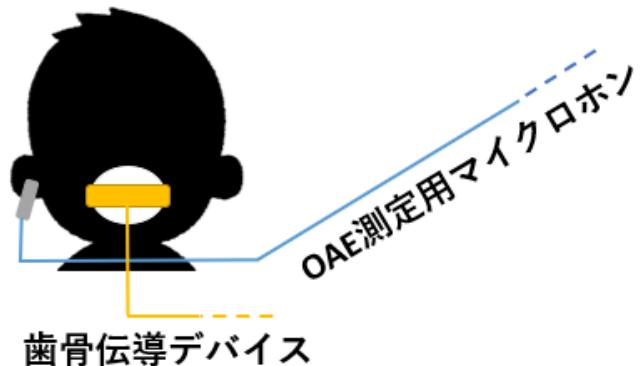


図 3.6 実験②の簡易的な実験モデル

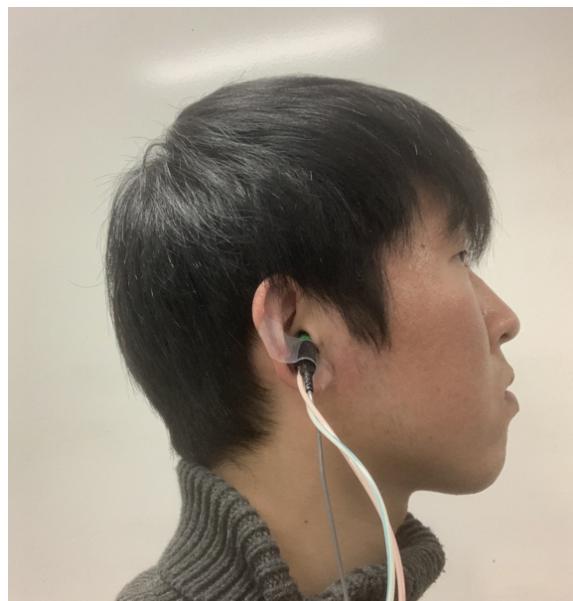


図 3.7 OAE 測定用マイクロホンの装着時の様子

3.2.2 実験条件

次に実験②の実験条件について説明する。実験②の実験条件を表3.3に示す。外耳道状態が閉鎖となっている理由としては、 OAE 自体が小さい信号であること、実験①で使用していたマイクのノイズレベルが高く、ノイズに埋もれてしまう可能性が大きいため、実験①で使用していたマイクロホン（AudioTechnica社 BP896cW）ではなく、図3.7に示したような OAE 測定用マイクロホンを使用したためである。

表3.3 実験② 実験条件

被験者数	健聴者 7名（聴力及び左右差が規定値以内）
実験場所	無響室
基準音圧 [dB]	40, 60
音源周波数 [Hz]	1000（40dBのみ）, 2000, 3000, 4000, 8000
1音源あたりの測定回数	200
外耳道状態	閉鎖
測定対象	歯骨導音呈示後の TEOAE

第4章

骨導知覚寄与成分の調査

この章では、第3章にて手法や実験条件などを説明した実験①（両耳間ラウドネスマッチングを用いた骨導知覚寄与成分の調査実験）の測定データを処理した結果及びその考察を述べている。

4.1 聴力及び左右差の確認

まず表3.1の実験条件に示したように、被験者が健聴者であるという確認を行うために事前調査を行った。3章にて記述したように、一般的な聴力検査では30dBが健聴者の基準値として用いられ、左右差に関しては、基本的に5~10dB程度が健聴者の平均的な値であるが、環境による影響や個人差等を考慮すると最大20dB未満の場合は正常とされている。聴力に関しては、低周波(500Hz)・中周波(1000Hz)・高周波(4000Hz)の3段階において20dB前後の純音を聞かせ、聞こえるかどうかを確認した。左右差に関しては、気導純音(基準音圧40dB、音源周波数は実験条件と同様)のみで両耳間ラウドネスマッチングを行い、左右差が20dB未満であるかどうかを確認した。それぞれの結果を表4.1と図4.1に示す。ここで音圧の計算式は、一般的に用いられている音圧レベルの計算式

$$L[dB] = 20 \log_{10} \left(\frac{p_1}{p_0} \right) \quad (4.1)$$

※ p_1 : 測定音圧 [Pa], p_0 : $20\mu[Pa]$

を用いている。表4.1に示すように、全被験者において低周波～高周波の20dB前後の純音を聞かせ、全被験者が明瞭もしくは明瞭ではないとしても聞こえると回答した。また左右差について図4.1より、基準音圧40dBに対して全被験者で最小左右差約0.3dB、最大左右差約10dBとなっていることが分かる。

以上より、全被験者において聴力及び左右差は健聴者だといえると考え、実験①、②を実施した。

表4.1 聴力の確認結果

被験者	聞こえ方
A～G	全音源で明瞭に（または明瞭ではないが）聞こえた

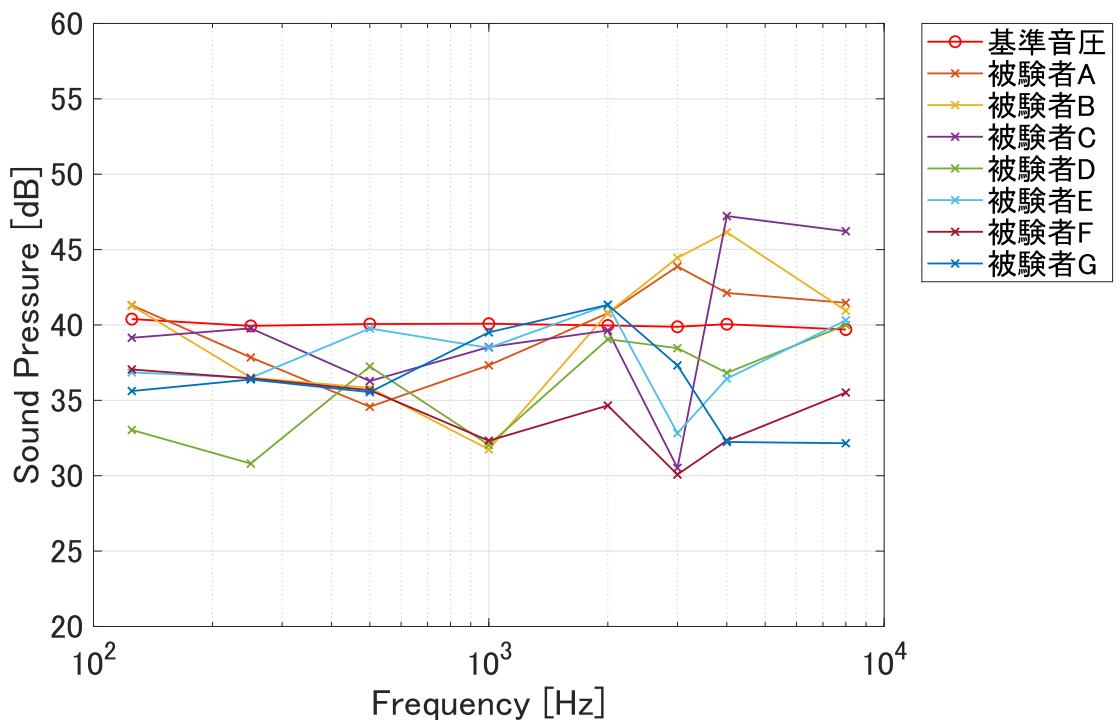


図 4.1 左右差の確認結果

4.2 実験① 結果

3章 3.1 節にて説明した実験①の実験結果を図 4.2～4.4 に示す。実験結果の統計的な評価指標として二元配置分散分析を用いた。図 4.2 に関する分析結果を表 4.2 に、図 4.3 に関する分析結果を表 4.3 に、図 4.4 中の皮膚装着型骨導に対して歯骨導の測定データを分散分析した結果について表 4.4 に示す。まず図 4.2 について、気導音圧 40dB の時、骨導音を呈示した時の外耳道内音圧も概ね 40dB (± 2 dB の範囲) となっていることが分かる。また気導音圧 60dB の時においても、骨導音を呈示した時の外耳道内音圧は概ね 60dB (-5～+2dB の範囲) となっていることが分かる。また表 4.2 より、気導音圧 40dB 及び 60dB の両方で p 値が有意水準を大きく上回っていることが分かる。よって帰無仮説が採択されるため、皮膚装着型骨導と気導の測定値の平均に有意的な差があるとはいえない。先行研究 [5] の結果と比較すると、図 4.2 の全体的な傾向が一致していることや二元配置分散分析の結果も同様 (p 値が有意水準を大き

く上回っている) となっていることが分かった.

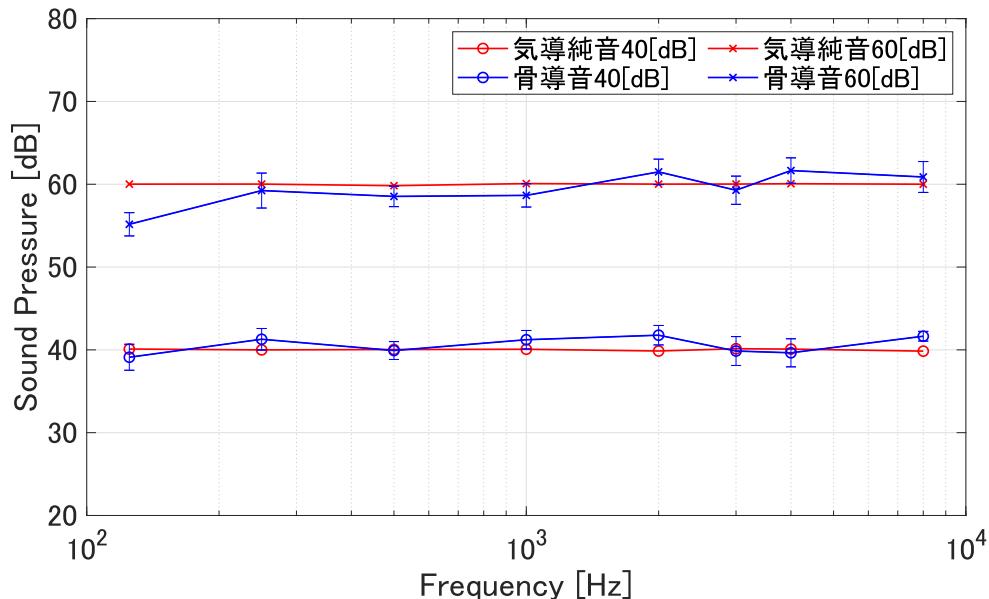


図 4.2 気導と皮膚装着型骨導の結果

表 4.2 図 4.2 の二元配置分散分析結果（有意水準 0.05）

基準音圧 [dB]	p 値
40	0.258
60	0.265

次に図 4.3 について、気導音圧 40dB の時、歯骨導音を呈示した時の外耳道内音圧は 1000~4000Hz の範囲で約-10~-13dB となっていることが分かる。しかし 8000Hz では気導音圧とほぼ同値（約 39.5dB）となった。また気導音圧 60dB の時においては、歯骨導音を呈示した時の外耳道内音圧は全周波数帯（2000~8000Hz）で約-13dB ~-22dB となっていることが分かる。また表 4.3 より、p 値は有意水準未満となっていることが分かる。よって帰無仮説が棄却され、対立仮説が採択されるため、歯骨導と気導の測定値に有意的な差があるといえる。

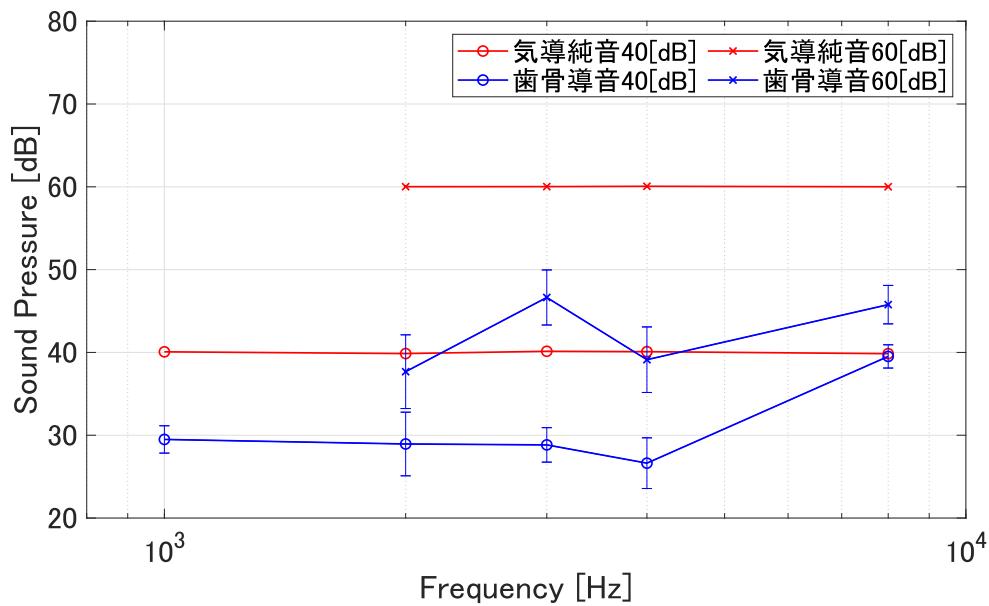


図 4.3 気導と歯骨導の結果

表 4.3 図 4.3 の二元配置分散分析結果（有意水準 0.05）

基準音圧 [dB]	p 値
40	3.54e-11
60	4.33e-13

次に図 4.4 について、いずれのデータについても皮膚装着型骨導より歯骨導の測定値が小さくなっていることが分かる。また表 4.4 より、p 値は有意水準未満となっていることから、帰無仮説が棄却され、対立仮説が採択されるため、皮膚装着型骨導と歯骨導の測定値に有意的な差があるといえる。

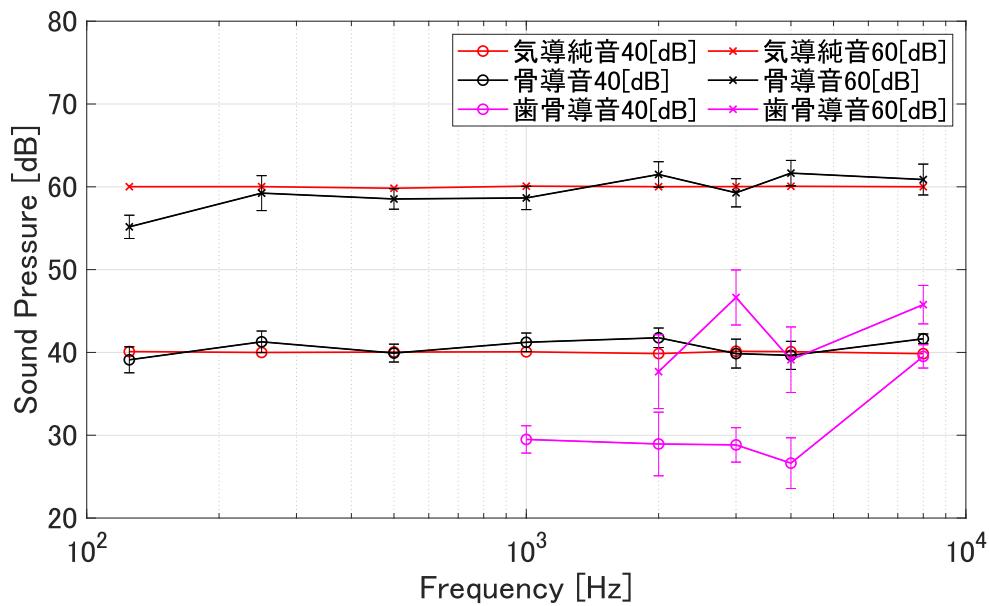


図 4.4 気導・皮膚装着型骨導・歯骨導の結果

表 4.4 皮膚装着型骨導と歯骨導測定データの二元配置分散分析結果（有意水準 0.05）

基準音圧 [dB]	p 値
40	9.81e-11
60	2.30e-12

4.3 実験①の結果に対しての考察

まず図 4.2 や表 4.2 の結果と先行研究の結果が一致もしくは類似したことから、再現性の確認を行うことができたと考えた。これを踏まえた上で、図 4.2 や表 4.2 より、気導音圧と骨導測定値が概ね一致することや検定を行った結果、p 値が有意水準を大きく上回ることから、皮膚装着型骨導を用いた骨導音聴取における骨導成分は、「骨導経路から外耳道内へ放射され気導経路となった成分」が知覚に大きく寄与していると考えられる。

次に図 4.3 及び表 4.3 から、気導音圧より歯骨導測定値がほとんどの測定点において小さくなっていることや検定を行った結果、p 値が有意水準未満となったことから、歯

骨導での骨導音聴取における骨導成分は「完全な骨導経路成分（歯→頭蓋骨→蝸牛）」が知覚に大きく寄与していると考えられる。また気導音圧 40dB 時に歯骨導測定値がほぼ同値（39.5dB）となっていることに関して、先行研究 [4] にて調査された骨導特性や耳音響放射の成分が大きく含まれてしまっていることが原因として考えられる。

また図 4.4 及び表 4.4 より、いずれのデータについても皮膚装着型骨導より歯骨導の測定値が小さくなっていることや検定を行った結果、p 値が有意水準未満となってることから、骨導補聴器へ応用を考えた時、難聴者への効果は皮膚装着型骨導より歯骨導が期待できる可能性が高いと考えた。

以上のことから、本研究の目的の 1 つである「歯骨伝導の骨導知覚に寄与している経路成分の調査」を達成することができたと考える。しかし、蝸牛に伝わった骨導音が進行波によって、蝸牛→耳小骨→鼓膜→外耳道というルートで振動伝達がなされ、外耳道内音圧を作り出した可能性が否定できないことから、「歯骨伝導の骨導知覚に寄与している経路成分の推定」を行うには、蝸牛内部からの反射の有無を考慮する必要がある。この蝸牛内部からの反射として、耳音響放射（OAE）[5][11] と呼ばれる現象がよく知られている。本研究においては、単音刺激を与えた場合の OAE の有無を確かめる必要があるため、2 章にて説明した、トーンバースト（単音）刺激が与えられた際の OAE である誘発耳音響放射（TEOAE）を調査する必要がある。以上のことから、歯骨導知覚に寄与している成分の総量を基準音圧と同値とすると、

$$\text{歯骨導知覚寄与成分 } [dB] = \text{完全な骨導経路成分} + (\text{外耳道内音圧} - \text{TEOAE}) \quad (4.2)$$

の関係式から完全な骨導経路成分を推定することが可能だと考えた。よって TEOAE について調査を行い、(4.1), (4.2) 式などを用いることで歯骨伝導音傾聴時の骨導知覚に最も寄与している経路成分の推定を行うこととした。

第 5 章

歯骨伝導音傾聴時の骨導知覚に寄与している経路成分の推定

この章では、第 3 章 3.2 節の実験②（TEOAE 測定実験）の測定データを処理した結果及びその考察、4 章と本章 2 節までのデータから歯骨伝導音傾聴時の骨導知覚に寄与している経路成分を推定した結果と考察を述べる。

5.1 実験② 結果

表 5.1 に実験②の測定を行い、音源周波数と基準音圧に対する全被験者の TEOAE の平均・最小・最大値を導出した値を示す。TEOAE を導出する時、潜時や持続時間は先行研究 [12] [13] の結果から、潜時を 3ms 以上、持続時間を 8~19ms とし、測定開始後から 40ms の範囲で TEOAE が最大となる時間とした。表 5.1 より、基準音圧が 40dB 時と 60dB の時で、1000Hz, 2000Hz の TEOAE が特に大きいことが分かる。しかし、平均値に対して最小・最大値の差が大きいことも分かる。また TEOAE は基準音圧 40dB の時と比較して、60dB では平均・最小・最大値が全て大きくなっていることが分かる。

表 5.1 TEOAE 測定結果の平均・最小・最大値

音源周波数 [Hz]	基準音圧 [dB]	TEOAE[dB]		
		平均値	最小値	最大値
1000	40	10.2	-1.4	19.8
2000		9.3	-1.9	21.7
3000		-2.1	-11.6	9.5
4000		-0.87	-8.8	8.5
8000		5.1	-3.8	8.5
2000	60	17.2	10.0	28.7
3000		3.3	-6.3	14.7
4000		4.9	-4.3	20.9
8000		11.6	-0.18	22.6

5.2 実験②の結果に対しての考察

表 5.1 より、1000Hz・2000Hz の TEOAE が大きい（20~30dB 前後）ことについて、先行研究 [11] より、TEOAE は刺激音の周波数に一致した TEOAE が得られることが分かっているが、1000~2000Hz は TEOAE の信号が大きく表れやすい周波数帯であることも分かっている。1000・2000Hz の TEOAE が他の周波数の TEOAE と比較して大きくなつたと考えられる。また平均値に対して最小・最大値の差が大きいことに関しては、TEOAE 自体の個人差や同様の条件かつ同一被験者で行った測定回数が 1 回となっており、より個人差が大きく開いてしまつたためと思われる。

5.3 歯骨伝導音傾聴時の骨導知覚に寄与している経路成分の推定

4章と5章5.1・5.2節より、歯骨導音傾聴時の骨導知覚に寄与している経路成分の推定に必要な値を測定・導出することができた。表5.2に歯骨導音傾聴時の知覚に寄与している経路成分の推定に必要な値を4章～5章5.2節の図表より抜粋して示す。尚、TEOAEは表5.1の最大値を使用する。今回、実験①では外耳道を閉鎖しない状態で測定しているのに対し、実験②では外耳道を閉鎖した状態でのTEOAEを測定した。つまり外耳道閉鎖状態での値となるため、外耳道を開放した状態のTEOAEはこの値よりも大きくなる可能性は低いと考えられる。

ここで実験①にて測定した外耳道内音圧を p_a [Pa]、TEOAEを p_b [Pa]とすると、差分結果（骨→外耳道→気導経路成分） L_1 [dB]は、(4.1)式より、

$$L_1[dB] = 20 \log_{10} \left(\frac{p_a - p_b}{p_0} \right) \quad (5.1)$$

となる($p_0 = 20\mu Pa$)。上式(5.1)及び(4.2)式より、完全な骨導経路成分を L [dB]、歯骨導知覚寄与成分（基準音圧）を L_2 [dB]とすると、

$$\begin{aligned} L[dB] &= 20 \log_{10} \left(\frac{p_2 - p_1}{p_0} \right) \\ &= 10 \log_{10} \left(\frac{p_2^2 - p_1^2}{p_0^2} \right) \\ &= 10 \log_{10} (10^{0.1L_2} - 10^{0.1L_1}) \end{aligned} \quad (5.2)$$

と式変形することで、4章～5章にて示した値を用いて、完全な骨導経路成分の推定値を導出する。表5.2及び(5.1)式より、外耳道内音圧とTEOAEとを差分することで導出した、骨→外耳道→気導経路となる成分を表5.3に示す。表5.2、5.3より、外耳道内音圧に対して骨→外耳道→気導経路となる成分がTEOAEより有意的であることが分かる。よって歯骨導音傾聴時の外耳道内音圧へのTEOAEの影響は非常に少なく、

骨→外耳道→気導経路となる成分が外耳道内音圧に大きく寄与していると考えられる。

表 5.2 齒骨伝導音傾聴時の知覚に寄与している経路成分の推定に必要な値

音源周波数 [Hz]	基準音圧 [dB]	外耳道内音圧 [dB]	TEOAE[dB]
1000	40	29.5	19.8
2000		28.9	21.7
3000		28.8	9.5
4000		26.6	8.5
8000		39.5	8.5
2000	60	37.7	28.7
3000		46.6	14.7
4000		39.1	20.9
8000		45.8	22.6

表 5.3 骨→外耳道→気導経路の成分

音源周波数 [Hz]	基準音圧 [dB]	骨→外耳道→気導経路の成分 [dB]
1000	40	29.0
2000		28.0
3000		28.8
4000		26.6
8000		39.5
2000	60	37.1
3000		46.6
4000		39.1
8000		45.8

続いて、(5.1), (5.2) 式を用いて、完全な骨導経路成分の推定値を導出した結果を表 5.4 に示す。表 5.3～表 5.4 の値を比較すると、歯骨導音傾聴時の骨導知覚に寄与して

いる経路成分の総量（基準音圧）に対して、より有意的な成分は完全な骨導経路成分だといえる。以上より、歯骨導音傾聴時の骨導知覚に最も寄与している経路成分は、4章4.3節と同様に、「完全な骨導経路成分」だと考えられた。しかし、4章でも挙げたように、音源周波数8000Hz、基準音圧40dBにおいてのみ、完全な骨導経路成分より骨→外耳道→気導経路となる成分が有意的である。これは骨導特性[4]の影響と被験者数や同一被験者での実験回数による影響が考えられるため、追って調査が必要だと考える。

表5.4 完全な骨導経路成分

音源周波数 [Hz]	基準音圧 [dB]	完全な骨導成分 [dB]
1000	40	39.6
2000		39.7
3000		39.7
4000		39.8
8000		30.7
2000	60	60.0
3000		59.8
4000		60.0
8000		59.8

第6章

おわりに

6.1まとめ

本論文では、両耳間ラウドネスマッチングを用いた外耳道内音圧の測定や TEOAE の測定を行い、歯骨伝導における骨導知覚寄与成分を調査・推定した。

まず本研究の結果と先行研究の結果が一致もしくは類似したことから、再現性の確認を行うことができた。測定結果より、皮膚装着型骨導を用いた骨導音聴取における骨導成分は、「骨導経路から外耳道内へ放射され気導経路となった成分」が知覚に大きく寄与していると考えられた。

また歯骨伝導デバイスを用いて同様の実験を行った結果から、歯骨導での骨導音聴取における骨導成分は「完全な骨導経路成分（歯→頭蓋骨→蝸牛）」が知覚に大きく寄与していると考えられた。また音源周波数 8000Hz、基準音圧 40dB 時に歯骨導測定値がほぼ同値（39.5dB）となっていることに関して、先行研究 [4] にて調査された骨導特性や OAE の成分が大きく含まれてしまっていることが原因として考えられた。皮膚装着型骨導と歯骨導の結果を比較し、骨導補聴器への応用を考えた時、難聴者への効果は皮膚装着型骨導より歯骨導が期待できる可能性が高いと考えた。

この実験で得られた外耳道内音圧について、蝸牛に伝わった骨導音が進行波によつて、蝸牛→耳小骨→鼓膜→外耳道というルートで振動が伝達し、外耳道内音圧を作り出した可能性が否定できないことから、「歯骨伝導の骨導知覚に寄与している経路成

分（完全な骨導経路成分）の推定」を行うには、蝸牛内部からの反射の有無を考慮する必要があると考えた。本研究ではこの反射としてよく知られている誘発耳音響放射（TEOAE）の調査を行い、歯骨伝導の骨導知覚に寄与している経路成分の推定値を導出することとした。

TEOAE の測定結果を用いて、歯骨伝導の骨導知覚に寄与している経路成分の推定値を導出した結果、まず外耳道内音圧への TEOAE の影響は非常に少なく、骨→外耳道→気導経路となった成分が有意的であると考えられた。また得られた推定値から歯骨伝導音傾聴時の骨導知覚に寄与している経路成分は、両耳間ラウドネスマッチングにて測定した結果と同様に、「完全な骨導経路成分」が知覚に最も寄与していると考えられた。

6.2 今後の課題

今後の課題として 2 点挙げられる。1 点目は「皮膚装着型骨伝導を用いた場合と同様の実験条件で実験を行うことができる歯骨伝導デバイスを作成する」ということである。本研究にて使用した歯骨伝導デバイスは、先行研究 [4] にて用いられていたデバイスの問題点である、実験中の装着状態の変化による影響と振動の大幅な減衰を改善する目的で作成した。この 2 点については被験者の意見や 2 つのデバイスを使用することで、改善を確認することができた。しかし、使用している振動圧電素子の周波数特性の影響により、設定した実験条件で満足に測定を行うことができなかった。

2 点目として、被験者数や同一被験者での実験実施回数が少ないとによる測定値のばらつきの影響が考えられる。特にこの影響が出ているのではないかと考えているのは、6.1 節でも触れた「音源周波数 8000Hz、基準音圧 40dB 時に歯骨導測定値がほぼ同値（39.5dB）となっている」点である。よって今後は、骨導特性の影響と被験者数や同一被験者での実験回数を増加させた場合の測定値への影響を調査すべきだと考える。

謝辞

本研究を進めるにあたり、日頃より様々なご指導ご鞭撻を賜りました、本学電気系准教授 杉田泰則 博士に深謝いたします。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、本学電気系教授 岩橋政宏 博士、本学電気系教授 圓道知博 博士、ならびに本学電気系助教 原川良介 博士に御礼申し上げます。そして、本研究に関して多くのご指摘、ご意見を下さった信号処理応用研究室の皆様に感謝の意を表します。最後に、学生生活を支えていただいた両親に心から感謝いたします。

令和 5 年 2 月 10 日

参考文献

- [1] S. Reinfeldt, B. Hakansson, H. Taghavi and M. Eeg-Olofsson, "New developments in bone-conduction hearingimplants", A review. *Med. Devices Evid. Res.*, Vol.8, pp.79 – 93, 2015.
- [2] Y. Chang and S. Stenfelt, "Characteristics of boneconduction devices simulated in a finite-element model of a whole human head", *Trends in Hearing*, Vol. 23, pp. 1 – 20, 2019.
- [3] F. Ren, Y. Li, L. Chen, J. Huang, and J. Tao, "The sensitivity of bone conduction for dental implants", *J. Acoust. Soc. America*, 2022.
- [4] K. Nishimoto and Y. Sugita, "Efficiency Evaluation of Bone Conduction Devices UsingThree-Dimensional Finite-Difference Time-Domain Head Model", *Journal of Signal Processing*, Vol.26, No.6, pp.177-182, November 2022.
- [5] 伊藤一仁（純真学園大学）, ”骨導聴覚の知覚機序に関する実験的考察”, 純真学園大学雑誌第 11 号, pp.67-72, 2021.3.
- [6] R. Shimokura, H. Hosoi, T. Iwakura, T. Nishimura, and T.Matsui, “Development of monaural and binaural behindthe-ear cartilage conduction hearing aids” , *Applied Acoustics* 74, pp. 1234-1240, 2013.
- [7] R. Carhart, “Clinical application of bone conduction audiometry” , *Archives of Otolaryngology* 51, pp798-808, 1950.
- [8] S. Stenfelt, “Acoustic and Physiologic Aspects of Bone Conduction Hearing” , in *Implantable Bone Conduction Hearing Aids.*, pp.10-21, *Adv. Oto -rhinolaryngol.*

- Basel, Karger, 2011.
- [9] K. Ito and S. Nakagawa, “Self-demodulation of amplitude-modulated signal components in amplitudemodulated bone-conducted ultrasonic hearing”, Japanese Journal of Applied Physics, 54, 07HF07, 2015.
- [10] M.A. Fagelson and F.N. Martin, “The occlusion effect and ear canal sound pressure level”, American J. of Audiology, 7(2), pp.50-54, 1998.
- [11] 小川 郁（慶應義塾大学耳鼻咽喉科）,”多角的聴覚検査法としての耳音響放射検査”, AUDIOLOGY JAPAN, 49 卷 3 号,pp.219-226, 2006.
- [12] 大内 利昭, 田中 康夫（濁協医科大学越谷病院耳鼻咽喉科）,”誘発耳音響放射の潜時に関する検討”, Ear Res Jpn 19 卷 1 号, pp.527-531, 1988.
- [13] J. Pytel and B. BükiMoving, ”Time window analysis of transiently evoked otoacoustic emissions”, Clinical Otolaryngology Allied Sciences Volume 20, Issue 5, pp.439-442, 1995.10.