

Title	骨導提示音による気導提示音の抑圧法の検討
Author(s)	井上, 隼輔
Citation	
Issue Date	2023-03
Type	Thesis or Dissertation
Text version	author
URL	http://hdl.handle.net/10119/18298
Rights	
Description	Supervisor: 鷓木 祐史, 先端科学技術研究科, 修士(情報科学)

修士論文

骨導提示音による気導提示音の抑圧法の検討

井上 隼輔

主指導教員 鶴木 祐史

北陸先端科学技術大学院大学
先端科学技術研究科
(情報科学)

令和5年3月

Abstract

The relationship between human and sound is close and it is difficult to separate. It is said that its history dates to before recorded history. There are essential sounds such as music and conversation in our daily lives. On the other hand, there are sounds that interfere with the necessary conversation or become a hindrance. These unwanted sounds are called noise. There are various environmental noises in our daily lives such as the sound of shopping streets, cars and trains running, construction sounds, and dog barking sound. Listening to these noises at high sound pressure levels for a long period of time increases the risk of noise-induced hearing loss. There are three types of hearing loss, conductive hearing loss, sensorineural hearing loss, and mixed hearing loss. The noise-induced hearing loss is a type of sensorineural hearing loss. The sensorineural hearing loss is caused by a malfunction of the inner ear or higher neural system, and it is difficult to improve with a hearing aid. In terms of hearing protection and reducing the risk of the noise-induced hearing loss, it is important to suppress noises in daily life and protect our ears.

In these days, the hearing protection devices are used to suppress noise. These devices include earplugs, which are inserted into the ear canal, and earmuffs, which cover the ears. Hearing protection devices are evaluated and tested according to JIS standards, allowing for high levels of noise suppression. Active-noise control (ANC) technology uses a microphone to capture the target noise, and then presents an inverted phase and equivalent amplitude signal through a speaker to suppress the noise. However, this technology and these devices are assumed to leave the ear canal (EC) close, which can suppress not only noise but also important sounds. Therefore, there is a need for a method of suppressing external noise with our EC open.

In this study, the bone-conduction (BC) devices are focused on because that allow for the perception of sound with EC open. To realize a noise suppression method that does not block EC, the purpose of this research is to suppress stationary noise presented through air-conduction (AC) by presenting BC sound. In this study, three experiments were conducted to investigate whether it is possible to suppress a stationary noise by the BC device.

Several studies have been conducted to investigate the use of BC sound for noise suppression. Ito conducted hearing experiments based on the hypothesis that there is linearity in the transmission pathways of AC and BC sounds and the principle of ANC. They examined whether it is possible to suppress environmental noise by providing the inverse phase component of the noise with amplitude adjustment through BC. As a result, it was found that the internal sound image of environmental noise moved, and that noise suppression was possible through BC. Sakai

considered the differences in the transmission characteristics between AC and BC pathways, which causes a phase delay between them, and examined whether pure tones could be suppressed by adjusting the amplitude and phase of BC tone in the experiment using an adjustment method. As a result, it was revealed that pure tone could be suppressed by BC tone.

The results of Ito showed qualitative suppression effects, but they were only able to show the internal sound image position changed. The results of Sakai achieved sufficient amounts of suppression (more than 10 dB), but there were problems such as the influence of subjective factors due to the use of the adjustment method, and the assumption that the noise was only periodic noise (pure tone). Additionally, neither study was limited to suppress in only one ear and the effect of binaural hearing was not considered.

In this research, three experiments were conducted. In the first experiment, the suppression conditions of amplitude and phase of BC tones were examined for AC tones at six frequencies. The differences in transmission paths between air and bone-conducted sounds were considered. The amplitude and phase conditions of BC tones were determined by the method of limits. In the second experiment, the amplitude and phase conditions of BC tones were used to determine if it is possible to suppress a complex tone. In the third experiment, the same amplitude and phase conditions of BC tones were used to determine if it is possible to suppress stationary noises. Based on the amplitude and phase conditions of BC tones obtained in the first experiment, the filter for each participant was designed, and BC experimental stimuli were created to suppress stationary noise presented through AC.

The results of the experiment revealed three things. First, it is possible to sufficiently suppress pure tones presented through AC by BC tones. Second, it is possible to suppress complex tone presented through AC by BC tone, but the amount of suppression was lower than that of pure tones. Third, it is possible to suppress stationary noise using BC sound through accurate filter design, but the amount of suppression was lower than that of complex tone.

目次

第1章 序論	1
1.1 はじめに	1
1.2 研究背景	3
1.3 問題点	3
1.4 研究の目的	3
1.5 論文構成	4
第2章 関連研究	6
2.1 気導音と骨導音の知覚に関する研究	6
2.2 単耳提示された骨導音による騒音の抑圧に関する研究	6
2.2.1 先行研究における問題点	7
第3章 提案方法	8
3.1 方法論	8
3.2 抑圧量の評価基準	10
第4章 骨導デバイスによる純音の抑圧に関する実験	11
4.1 実験原理	11
4.2 実験方法	14
4.2.1 実験(1): 標準刺激の決定	14
4.2.2 実験(2): 気導提示音を最大限に抑圧する骨導提示音の振幅・位相の決定	14
4.2.3 実験(3): 気導提示音の抑圧量の決定	15
4.3 実験条件	19
4.3.1 実験参加者	19
4.3.2 実験装置	19
4.4 実験結果	19
4.5 考察	29
第5章 骨導デバイスによる複合音・定常雑音の抑圧に関する実験	30
5.1 実験原理	30
5.2 複合音の抑圧に関する実験	31
5.2.1 実験方法	31

5.2.2	実験参加者	31
5.2.3	実験装置	31
5.2.4	実験結果	32
5.2.5	考察	33
5.3	定常雑音抑圧に関する実験	34
5.3.1	実験刺激	34
5.3.2	実験方法	47
5.3.3	実験参加者	47
5.3.4	実験装置	48
5.3.5	実験結果	48
5.3.6	考察	51
第6章	全体考察	52
第7章	結論	54
7.1	本研究が明らかにしたこと	54
7.2	残された課題	54
	付録	56
	謝辞	59
	研究業績	63

目次

1.1	身の回りの環境騒音	2
1.2	論文構成	5
3.1	気導音および骨導音の伝達経路	9
4.1	純音の抑圧に関する実験の原理の概略図	12
4.2	実験で予想される回答例	13
4.3	実験手順の概略図	16
4.4	調整法で用いた GUI	17
4.5	極限法で用いた GUI	18
4.6	実験環境の概略図	20
4.7	実験 (1), 手順 I の結果	21
4.8	実験 (1), 手順 II の結果	22
4.9	実験 (1), 手順 III の結果	23
4.10	純音を最も抑圧する骨導提示音の振幅	25
4.11	純音を最も抑圧する骨導提示音の位相	26
4.12	純音の抑圧量	27
4.13	純音の抑圧量の平均値と分散	28
5.1	複合音/定常雑音の抑圧に関する実験原理の概略図	30
5.2	複合音の抑圧量	32
5.3	気導提示する定常雑音の作成手順	35
5.4	実験参加者 A に適したフィルタの振幅応答	36
5.5	実験参加者 A に適したフィルタの位相応答	36
5.6	実験参加者 B に適したフィルタの振幅応答	37
5.7	実験参加者 B に適したフィルタの位相応答	37
5.8	実験参加者 C に適したフィルタの振幅応答	38
5.9	実験参加者 C に適したフィルタの位相応答	38
5.10	実験参加者 D に適したフィルタの振幅応答	39
5.11	実験参加者 D に適したフィルタの位相応答	39
5.12	実験参加者 E に適したフィルタの振幅応答	40
5.13	実験参加者 E に適したフィルタの位相応答	40
5.14	実験参加者 F に適したフィルタの振幅応答	41

5.15	実験参加者 F に適したフィルタの位相応答	41
5.16	実験参加者 G に適したフィルタの振幅応答	42
5.17	実験参加者 G に適したフィルタの位相応答	42
5.18	実験参加者 H に適したフィルタの振幅応答	43
5.19	実験参加者 H に適したフィルタの位相応答	43
5.20	実験参加者 I に適したフィルタの振幅応答	44
5.21	実験参加者 I に適したフィルタの位相応答	44
5.22	実験参加者 J に適したフィルタの振幅応答	45
5.23	実験参加者 J に適したフィルタの位相応答	45
5.24	骨導提示する定常雑音の作成手順	46
5.25	定常雑音の抑圧量	49
5.26	定常雑音の抑圧量の平均値, 分散	50
5.27	骨導提示音の位相によるラウドネスの変化	51
7.1	実験参加者 A に適したフィルタの振幅応答 (IIR フィルタ)	57
7.2	実験参加者 A に適したフィルタの位相応答 (IIR フィルタ)	57
7.3	IIR フィルタの安定性	58

表 目 次

5.1	純音の最小抑圧量と複合音の抑圧量の比較	33
5.2	各実験参加者のフィルタの RMSE とフィルタ精度の順位	47
6.1	三つの実験の結果と抑圧量の低下に影響を与える要因	53

第1章 序論

1.1 はじめに

ヒトと音の関わりは密接であり、その歴史は有史以前まで遡る。音楽や会話といった日常生活を豊かにするような音が存在する。一方で、これらの音の聴取を妨害したり、生活するうえで障害になるような望まれない音も存在する。これらを騒音と呼ぶ [1]。図 1.1 に示すように私たちの日常生活には商店街の音、自動車のロードノイズ、電車内の騒音、犬の吠える音など様々な環境騒音がある。これらを高い音圧レベルで長時間聞くと、騒音性難聴になるリスクが高まる。難聴は三種類に大別される [2]。外耳、中耳の機能障害により生じる難聴は伝音性難聴と呼ばれ、鼓膜の損傷や中耳炎が相当する。内耳もしくは内耳より高次な神経系の機能障害により生じる難聴は感音性難聴と呼ばれ、治療によって改善すること、補聴器で補うことが困難である。現在、人工内耳と呼ばれる人工臓器によって聴覚の補助を行う技術もあるが、完全な回復は不可能に近い [3]。上記の二種類の難聴の機能障害が合わさった難聴は混合性難聴と呼ばれる。ここで、騒音性難聴は感音性難聴の一種に分類される。

アメリカ合衆国環境保護庁 (United States Environmental Protection Agency: US EPA) によるガイドラインに騒音性難聴の基準が示されている [4]。このガイドラインによると「A 特性音圧レベルが 73 dB の音を一日に 8 時間聞くことで 40 年後に 9 割以上のヒトに何らかの聴覚障害が生じる」というデータがあり、これを騒音性難聴の基準としている。ここで、商店街の騒音は A 特性音圧レベルで 65 dB 以上 [5]、地下鉄乗車時の騒音は A 特性音圧レベルで 77 dB 程度、ロックコンサートにおける A 特性音圧レベルは 100 dB 以上である [6]。以上のことから、騒音性難聴になるリスクは、無意識のうちに環境騒音に暴露され続けることで、かなり高くなると考えられる。実際に本国でも多くの騒音性難聴の症状例があり、厚生労働省によって「騒音障害防止のためのガイドライン」が策定されているが [7]、依然として毎年 4 万件程度の騒音性難聴の発例が確認されている [8]。騒音性難聴のリスクを下げ、聴覚を保護するという観点から、日常生活における騒音を抑圧して耳を守る必要がある。

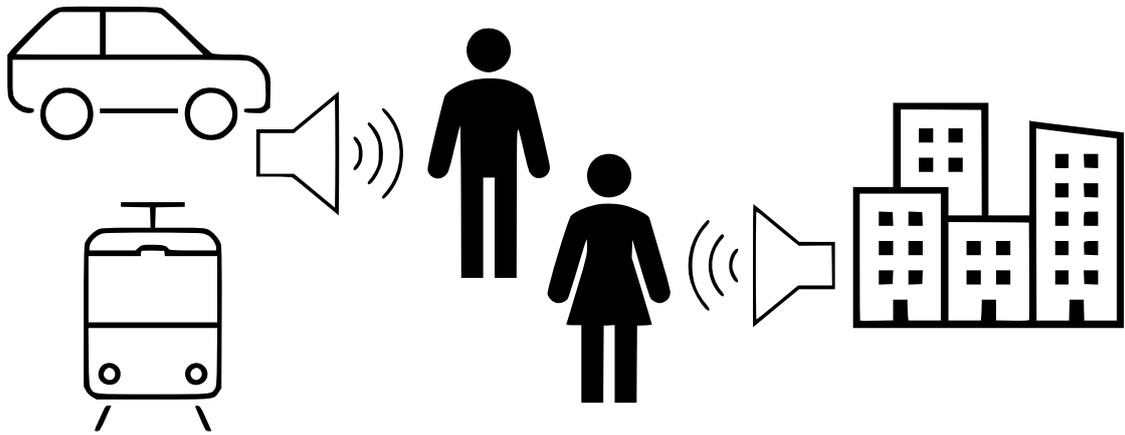


図 1.1: 身の周りの環境騒音

1.2 研究背景

現在，騒音を抑圧する方法として，聴覚保護具がある．聴覚保護具には外耳道に挿入するタイプである耳栓と，耳を覆うイヤーマフが存在する．聴覚保護具はその性能が JIS 規格で規定されている [9]．そのため，高い抑圧量を精度よく稼ぐことができる．形状により音声そのものが耳の穴（外耳道）に入ることを防ぐ騒音抑圧法は，その仕組みが騒音に対して受動的であることからパッシブノイズコントロール（Passive Noise Control: PNC）と呼ばれる．一方で，能動的に騒音を抑圧する方法はアクティブノイズコントロール（Active Noise Control: ANC）と呼ばれる [10]．この技術では，マイクロホンで抑圧対象の音声を收音し，その音声の逆位相かつ同振幅の信号をスピーカにより提示して抑圧を図る．現在，ノイズキャンセル機能が付いたイヤホンやヘッドホンがあるが，これらは PNC と ANC の両者を用いている．

1.3 問題点

聴覚保護具やイヤホン・ヘッドホンを利用した ANC など，現在の騒音抑圧法は，いずれも耳を塞ぐことを想定しており，騒音だけでなく会話などの聞こえてほしい音声まで同様に抑圧してしまう．また，PNC で抑圧量を大きくするためには，その仕組みから，可能な限り隙間の無いように外耳道を塞いだり，覆ったりする必要がある．デバイスからの加わる圧力によって，長時間着用すると，圧迫感や痛みを伴う恐れがある．また，その形状や材料によっては外耳道内が蒸れる可能性もある．この蒸れの影響で外耳道内の細菌が増え外耳道炎と呼ばれる症状が発症する危険性がある [11]．そのため，耳を塞がずに外界の騒音のみの抑圧が可能かつ，自然な音声コミュニケーションを実現する新たな騒音抑圧法が期待されている．

1.4 研究の目的

耳を塞がずに音の知覚が可能な骨導デバイスを利用した騒音抑圧技術の実現を目指す．そのために，本研究では気導提示された定常雑音を骨導提示音により抑圧することを目的とする．

音は固体，液体，気体中を伝わる物理的な振動である [12]．人が知覚する音は媒体（伝達経路）の違いから気導音と骨導音の二種類に大別される．気導音は外耳道から鼓膜，耳小骨，蝸牛へと伝達され，知覚される音である．一方で，骨導音は頭骨が直接振動することで知覚が可能な音である．詳しい骨導音の伝達経路の説明は，3.1 節で行う．本研究では，三つの聴取実験を実施し，気導提示された定常雑音を，骨導提示音で抑圧が可能かどうか検討を行う．

1.5 論文構成

本論文は、7つの章で構成される。図 1.2 に本論文の構成を示す。第 5 章の実験を行うための実験刺激の条件を第 4 章で決定するため、第 4 章と第 5 章のつながりを考慮して破線で囲われている。それぞれの章の内容を以下で説明する。

第 1 章

聴覚保護の観点から騒音を抑圧し、耳を守る必要性を示す。また、現在用いられている騒音抑圧の方法の問題点を示し、本研究の目的を説明する。

第 2 章

本研究の方法論に関わる研究として、気導音と骨導音の知覚に関する研究を示す。骨導音による騒音に関する先行研究を示し、それらの問題点を説明する。

第 3 章

本研究の方法論を示す。また、抑圧量の評価基準を示す。

第 4 章

骨導デバイスによる純音の抑圧に関する実験の内容を示す。

第 5 章

骨導デバイスによる複合音と定常雑音の抑圧に関する実験の内容を示す。

第 6 章

第 4 章と第 5 章の結果から考えられる全体考察を示す。

第 7 章

本研究で明らかにしたこと、残された課題を示す。

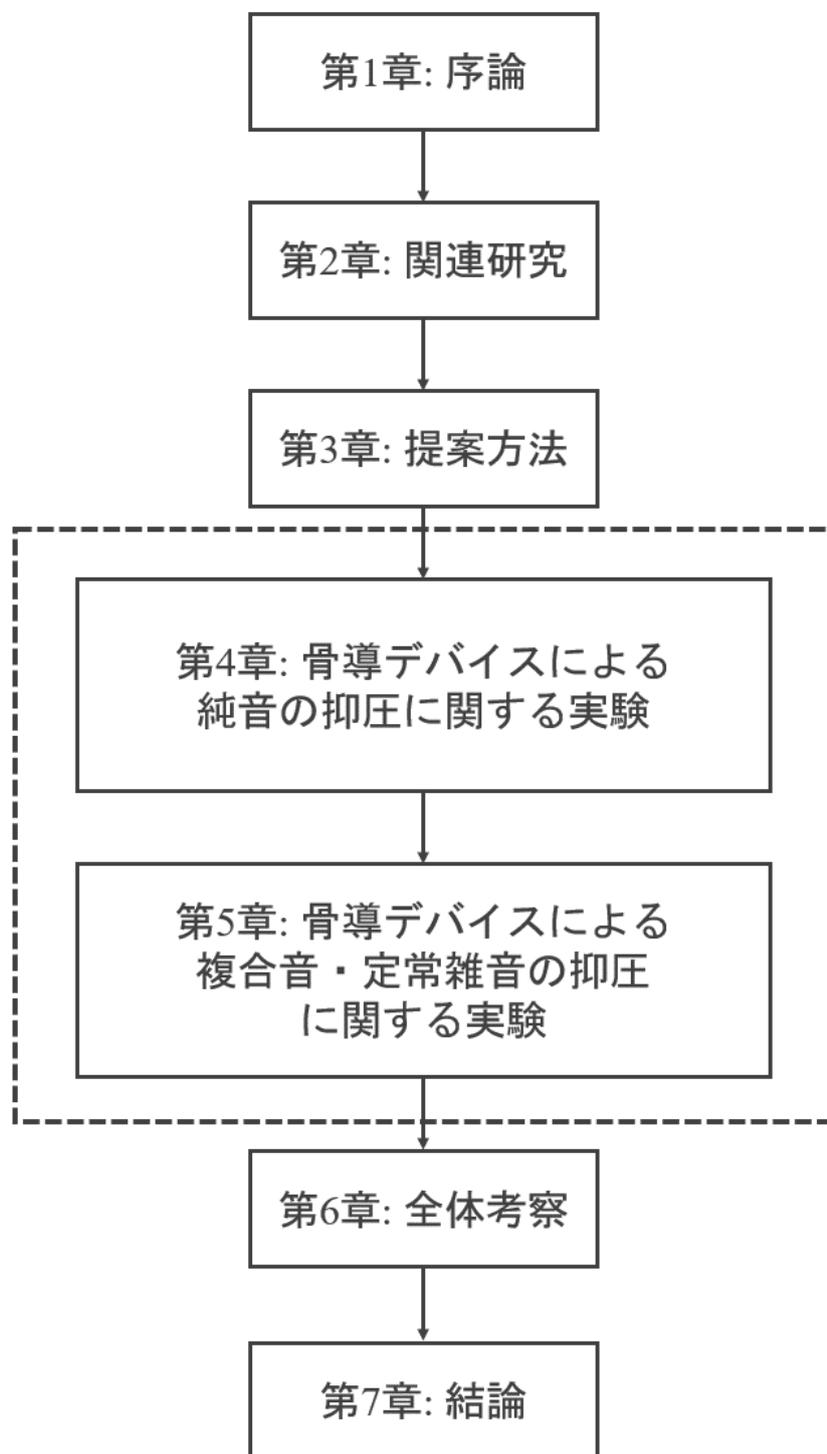


図 1.2: 論文構成

第2章 関連研究

2.1 気導音と骨導音の知覚に関する研究

気導音と骨導音の知覚に関する研究は生理学的なアプローチと心理学的な観点から調査が実施されている。

生理学的な側面からの研究として、Lowy は猫とモルモットを使った生理実験によって、250 Hz から 3,000 Hz の範囲で骨導音を気導音によって抑圧可能であることを示した [13]。同じく生理実験によって Lawrence はこの周波数範囲を 100 Hz から 15,000 Hz まで拡張した [14]。Stenfelt はヒトの死体の基底膜に関して生理実験を実施した [15]。気導音と骨導音を基底膜に提示し、どの部分が振動するかを記録した。その結果、気導提示音と骨導提示音の周波数が等しいとき基底膜上の振動が同様の位置で生起することを明らかにした。

心理学的な側面からの研究として、Bekesy は骨導提示した 400 Hz の純音に対し、その音の振幅・位相を制御したものを気導提示する実験を実施した [16]。その結果、気導音および骨導音の伝達経路は異なるが、純音に関する知覚は最終的なプロセスは同じであり、内耳で線形加算されるという仮説を立てた。Stenfelt は骨導提示した純音の複合音 (700 Hz, 1,000 Hz) に対し、その音の振幅・位相を制御したものを気導提示する実験を実施した [17]。その結果、骨導提示音を気導提示音で相殺可能であることを明らかにし、純音のみならず複合音に関しても気導音および骨導音は内耳で線形加算されることを示した。

2.2 単耳提示された骨導音による騒音の抑圧に関する研究

伊藤らは、Stenfelt の発見と ANC の原理から騒音の抑圧に関する研究調査を行った [18]。環境騒音に対して、その逆位相成分を振幅調整した上で骨導提示することで騒音を抑圧可能であるか検討した。結果として、環境騒音の頭内音像が移動し、骨導提示により騒音を抑圧できる可能性を示唆した。酒井らは気導音および骨導音の伝達経路の違い [19] から両者に位相差が生じることを考慮し、調整法により実験参加者に骨導提示音の振幅・位相を自由に調整させ、純音 (500 Hz, 1,000 Hz, 2,000 Hz) を抑圧可能か検討した [20]。その結果、気導提示された純音を骨導提示音により抑圧可能であると示した。

2.2.1 先行研究における問題点

伊藤らの結果では定性的な抑圧効果が確認されたものの、頭内音像の位置が変化する程度の騒音抑圧量しか稼ぐことしか叶わなかった。酒井らの結果によると、10 dB 以上という十分な抑圧量を得ることができたが、調整法を用いたことで主観の影響が結果に含まれる [24] という問題点があった。また、想定している騒音が周期的な騒音（三つの純音信号）のみにとどまっているという問題点があった。いずれの研究も単耳での抑圧効果しか確認されておらず、実際に騒音を抑圧することを想定した両耳受聴での実験が実施されていないという問題点があった。

第3章 提案方法

3.1 方法論

Stenfelt の研究によって、骨導音の伝達経路には五つの経路があり、それらの経路で骨導音が知覚されることが知られている [21]。図 3.1 に Stenfelt が明らかにした骨導音の伝達経路と気導音の伝達経路を示す。骨導音の一つ目の経路は外耳道内への放射，二つ目の経路は耳小骨への慣性力，三つ目の経路は蝸牛内のリンパ液の振動，四つ目の経路は蝸牛の壁の圧縮，五つ目の経路は脳脊髄液の圧力変化によるリンパ液の振動である。その中でも，外耳道内への放射による経路が主要であるとされる [22][23]。本研究では，気導音および骨導音の伝達経路の違いから両者に位相差が生じることを考慮する。気導音および骨導音の伝達経路の最終的なプロセスが基底膜上での線形加算であるという仮説から [16][17]，気導提示音が骨導提示音により最も抑圧されたと知覚されることと気導提示音および骨導提示音の重ね合わせの和が最小となることが同じ事を意味すると考えられる。従って，気導音として知覚される音に対し，その音の各周波数帯域での振幅・位相情報を制御したものを骨導提示することで，気導音を知覚的に抑圧することが可能であると考えられる。極限法を用いた聴取実験により，この抑圧量が最も大きくなる振幅・位相の条件を明らかにする。本研究は以下の三つの実験で構成される。いずれの実験も両耳受聴で実施した。

1. 骨導提示音による純音の抑圧に関する実験
2. 骨導提示音による複合音の抑圧に関する実験
3. 骨導提示音による定常雑音の抑圧に関する実験

一つ目の実験では，気導音および骨導音の伝達経路の違いから両者に位相差が生じることを考慮し，極限法により気導提示音を最大限に抑圧する骨導提示音の振幅・位相の条件を求める。

二つ目の実験では，初めの実験で明らかにした骨導提示音の振幅・位相の条件を用いて，気導提示される複合音を抑圧可能か明らかにする。

三つ目の実験では，初めの実験で明らかにした骨導提示音の振幅・位相の条件を用いて，気導提示される定常雑音を抑圧可能か明らかにする。ここでは，一つ目の実験から得られた骨導提示音の振幅・位相の条件から，フィルタを設計し，気導提示される定常雑音を抑圧するような骨導提示音の実験刺激を作成する。

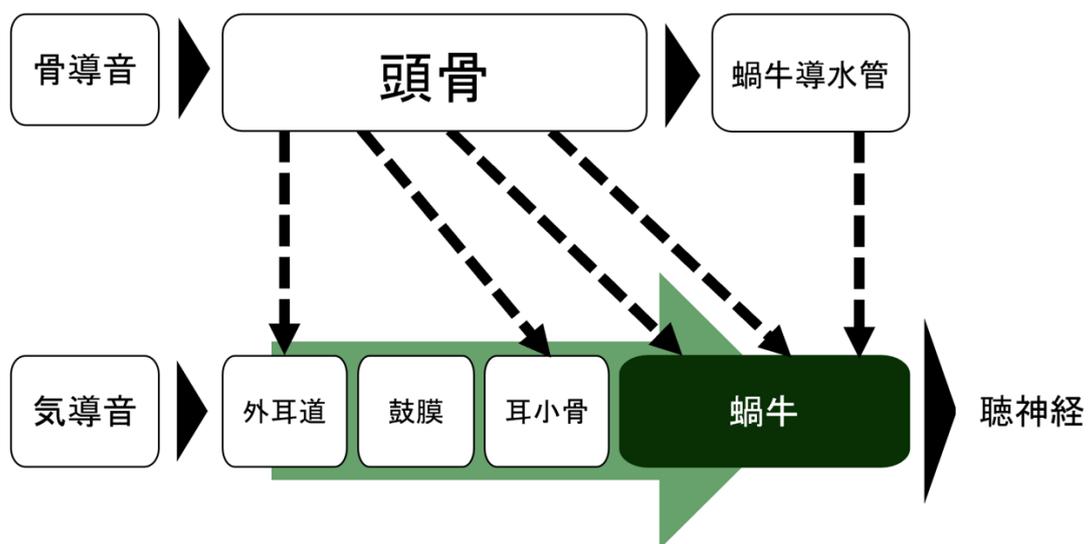


図 3.1: 気導音および骨導音の伝達経路

3.2 抑圧量の評価基準

どれだけ騒音に暴露されたかを表す指標に音響暴露量 $E_{A,T}$ があり, 下式で求められる [25].

$$E_{A,T} = \int_{t_1}^{t_2} p_A^2(t) dt \quad (3.1)$$

T は t_1 から t_2 までの時間長を表す. この指標は A 特性で重み付けされた瞬間的な音圧の 2 乗の時間積分を表す. ヒトが知覚する音の大きさ (ラウドネス) は周波数ごとに差異がある. 聴取実験によって, 1,000 Hz の純音と同等のラウドネスとなる他の周波数の純音の音圧レベルを求め, それらを結んだ曲線は等ラウドネス曲線と呼ばれる [26]. その中でも A 特性とはフレッチャーとマンソンが聴取実験により得たフレッチャー・マンソン曲線の逆特性に近似した特性である [27]. この特性で重み付けを行うことで, ヒトの聴覚特性に準じた音圧レベルに補正が可能である.

上式に関して A 特性で重み付けされた瞬間的な音圧の値が時間に伴って変化せず一定である場合を考える. このように時間的に音圧が変化しない音を時変動音に対して, 定常音と呼ぶ. 定常音の場合, 音響暴露量 $E_{A,T}$ は音のパワーと時間を単純に掛け合わせた値で表される. 従って, 騒音を 3 dB 抑圧することは, パワーが半分となることを表し, 音響暴露量 $E_{A,T}$ の定義式から晒される時間の許容値が 2 倍となることと同義である. 本研究における抑圧量の評価基準は 3 dB とし, この値を超える抑圧量を得られたとき, 十分に抑圧ができたと評価する.

第4章 骨導デバイスによる純音の抑圧に関する実験

4.1 実験原理

本研究では、主観の影響を受けにくい極限法により、気導提示音を最も抑圧するような骨導提示音の振幅・位相を明らかにする。聴取実験によって、気導提示音および骨導提示音の混合音のラウドネスが最も小さく知覚されときの骨導提示音の振幅・位相を明らかにする。極限法でラウドネスが最も小さくなる振幅・位相条件を求めるためには、標準刺激と比較刺激のラウドネスの比較を実施することが必要である。標準刺激の振幅・位相を調整法により決定したのちに、極限法を実施する。

図4.1に実験原理の概略図を示す。ここで、ANCの原理から骨導提示音の振幅・位相を単調に増加するに伴ってラウドネスがどのように変化するかを考える。骨導提示音の振幅が小さいときは、気導提示音のラウドネスが骨導提示音により抑圧されることがないため、混合音のラウドネスは大きくなる。徐々に振幅を増加させることで、気導提示音が骨導提示音により抑圧されるのでラウドネスが小さくなる。ラウドネスが最も小さくなったのち、振幅を増加させると今度は骨導提示音のラウドネスが主に知覚されるようになり、混合音のラウドネスが再び増大すると考えられる。位相に関しては、抑圧の条件が一点のみ存在し、その条件から位相がずれることでラウドネスが徐々に増大すると考えられる。図4.2に実験で予想される回答例を示す。図4.2のように、混合音のラウドネスは振幅・位相の変化によって一度小さくなり、再び大きくなると考えられる。つまり、標準刺激に対する弁別閾が二つ存在すると予想される。気導提示音を最も抑圧するような骨導提示音の振幅・位相は、これら二つの弁別閾の中央値を求めることで得られる。

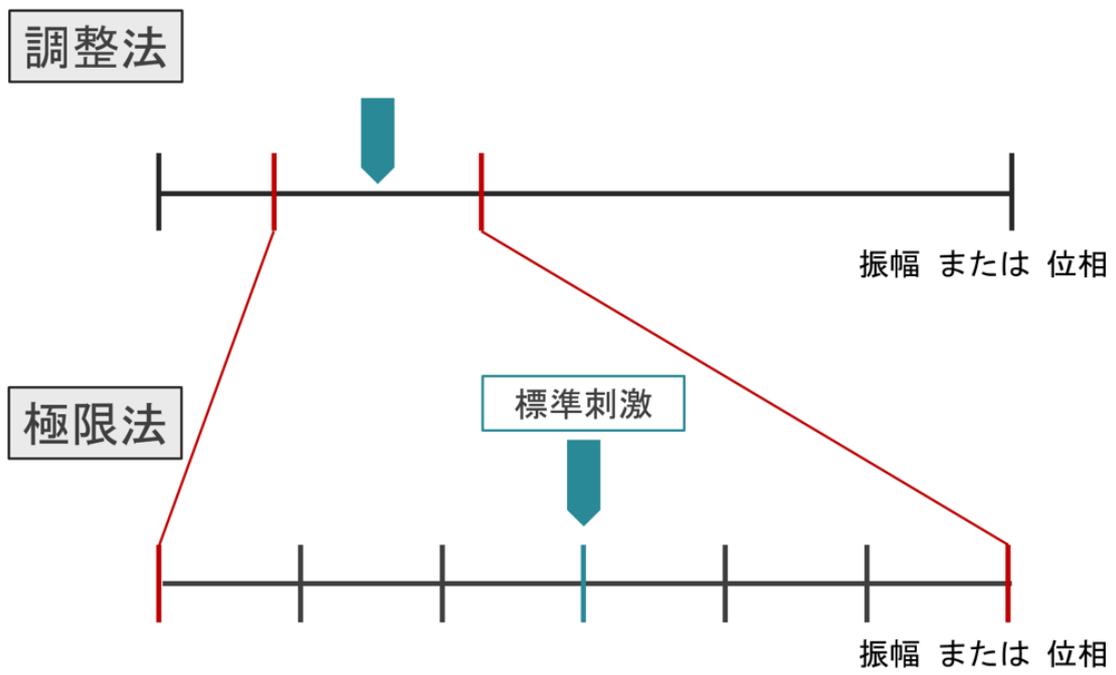


図 4.1: 純音の抑圧に関する実験の原理の概略図

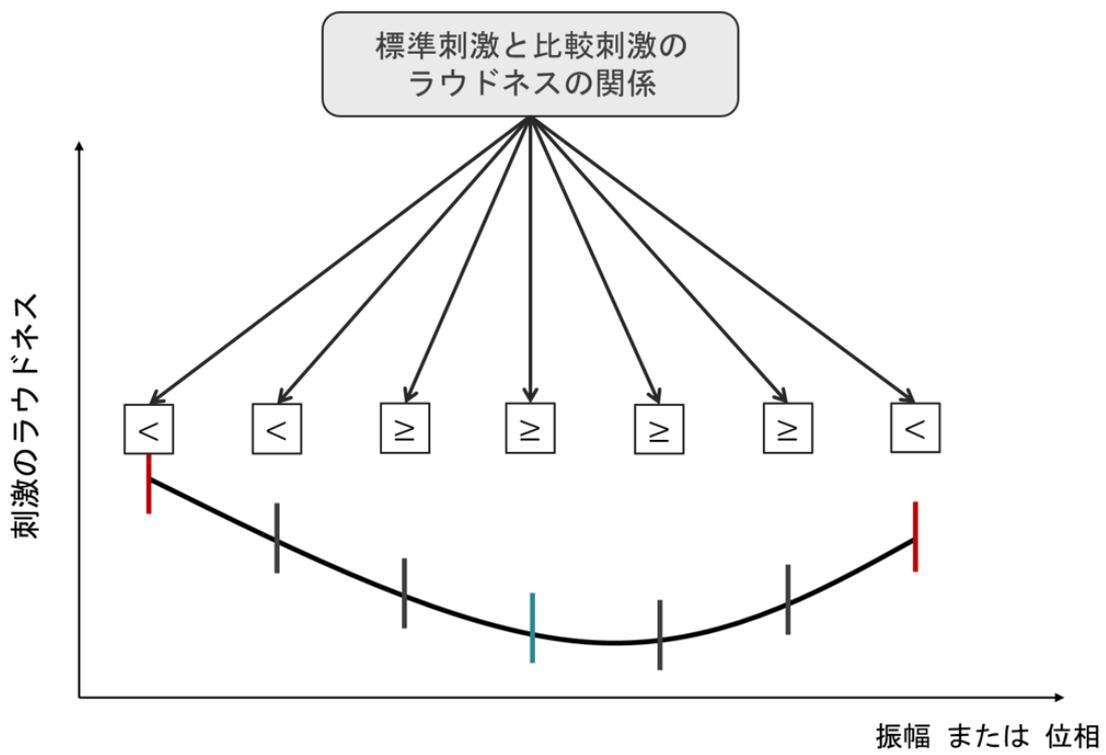


図 4.2: 実験で予想される回答例

4.2 実験方法

図 4.3 に、実施した実験手順の概略を示す。まず、実験 (1) では、手順 I~III を実施し、標準刺激を決定した。次に、実験 (2) では、手順 IV, V を実施し、気導提示音を最大限に抑圧する骨導提示音の振幅・位相を明らかにした。最後に、実験 (3) では、手順 VI を実施し、求めた振幅・位相の条件で骨導音提示したときの気導提示音の抑圧量を調べた。図 4.3 で各手順の下部に示すの枠の変数は、その手順で求められた変数を表す。また、変数の横に示すローマ数字は、その変数を用いた手順の番号を表す。実験 (1)~(3) の詳細な手順を下記に述べる。

4.2.1 実験 (1): 標準刺激の決定

実験 (1) では標準刺激の振幅・位相を求めることを目的とした。

手順 I では、調整法により気導提示音を基準として骨導提示音をラウドネスマッチングし、標準刺激として用いる骨導提示音の振幅を決定した。図 4.4 に本実験で利用した調整法の GUI を示す。実験参加者に純音 $A_{50} \sin(2\pi ft)$ を気導提示し、続いて $B \sin(2\pi ft)$ を骨導提示する。振幅 A_{50} は A 特性音圧レベルが 50 dB のときの気導提示音の振幅を意味する。振幅 B をスライダーにより実験参加者に調整させることで、気導・骨導提示音のラウドネスが互いに同等となるときの振幅 $B = B_{\text{adj}}$ を決定した。

手順 II では、調整法により気導提示音を最大限に抑圧する骨導提示音の位相を求め、標準刺激として用いる骨導提示音の位相を決定した。実験参加者に気導音 $A_{50} \sin(2\pi ft)$ と骨導音 $B_{\text{adj}} \sin(2\pi ft + \phi)$ の混合音を提示した。位相 ϕ をスライダーにより実験参加者に調整させることで、混合音のラウドネスが最も小さくなる位相 $\phi = \phi_{\text{adj}}$ を決定した。

手順 III では、調整法により気導提示音の抑圧量を求め、標準刺激として用いる気導提示音の振幅を決定した。実験参加者に気導音 $A_{50} \sin(2\pi ft)$ と骨導音 $B_{\text{adj}} \sin(2\pi ft + \phi_{\text{adj}})$ の混合音を提示し、続いて気導音 $A \sin(2\pi ft)$ を提示した。振幅 A をスライダーにより実験参加者に調整させることで、混合音と気導音 $A \sin(2\pi ft)$ のラウドネスが互いに同等となるときの振幅 $A = A_{\text{adj}}$ を決定した。

4.2.2 実験 (2): 気導提示音を最大限に抑圧する骨導提示音の振幅・位相の決定

実験 (2) では実験 (1) の結果から気導提示音を最大限に抑圧する骨導提示音の振幅・位相を求めることを目的とした。

手順 IV では、極限法により気導提示音を最大限に抑圧する骨導提示音の振幅を決定した。図 4.5 に本実験で利用した極限法の GUI を示す。標準刺激として、気

導音 $A_{50} \sin(2\pi ft)$ と骨導音 $B_{\text{adj}} \sin(2\pi ft + \phi_{\text{adj}})$ の混合音を提示し、続いて比較刺激として気導音 $A_{50} \sin(2\pi ft)$ と骨導音 $B_{\text{com}} \sin(2\pi ft + \phi_{\text{adj}})$ の混合音を実験参加者に提示した。ここで、 B_{com} は B_{adj} により得られる骨導提示音の振幅であり、一つのステップで 1 dB 変化するような値とした。実験参加者には、比較刺激のラウドネスが標準刺激よりも「大きい」か「大きくない」か回答させた。回答が「大きい」から「大きくない」に変化したときの振幅と、「大きくない」から「大きい」に変化したときの振幅から、これらの中央値を求めて $B = B_{\text{lim}}$ を決定した。

手順 V では、極限法により気導提示音を最大限に抑圧する骨導提示音の位相を決定した。標準刺激として気導音 $A_{50} \sin(2\pi ft)$ と骨導音 $B_{\text{lim}} \sin(2\pi ft + \phi_{\text{adj}})$ の混合音を提示し、続いて比較刺激として気導音 $A_{50} \sin(2\pi ft)$ と骨導音 $B_{\text{lim}} \sin(2\pi ft + \phi_{\text{com}})$ の混合音を実験参加者に提示した。ここで、 ϕ_{com} は ϕ_{adj} により得られる骨導提示音の振幅であり、一つのステップで 5 deg 変化する値とした。実験参加者には、比較刺激のラウドネスが標準刺激よりも「大きい」か「大きくない」か回答させた。回答が「大きい」から「大きくない」に変化したときの位相と、「大きくない」から「大きい」に変化したときの位相から、これらの中央値を求めて $\phi = \phi_{\text{lim}}$ を決定した。

4.2.3 実験 (3): 気導提示音の抑圧量の決定

実験 (3) では、実験 (2) で求めた、気導提示音を最大限に抑圧する骨導提示音の振幅・位相の条件で、骨導音を提示したときの気導提示音の抑圧量を明らかにすることを目的とした。

手順 VI では、標準刺激として気導音 $A_{50} \sin(2\pi ft)$ と骨導音 $B_{\text{lim}} \sin(2\pi ft + \phi_{\text{lim}})$ の混合音を提示し、続いて比較刺激として気導音 $A_{\text{com}} \sin(2\pi ft)$ を実験参加者に提示した。ここで、 A_{com} は A_{adj} により得られる気導提示音の振幅であり、一つのステップで 0.5 dB 変化するような値とした。実験参加者には、比較刺激のラウドネスが標準刺激よりも「大きい」か「大きくない」か回答させた。上昇系列の場合は回答が「大きくない」から「大きい」に変化したときの振幅 $A = A_{\text{lim}}$ 、下降系列の場合は回答が「大きい」から「大きくない」に変化したときの振幅 $A = A_{\text{lim}}$ を決定した。抑圧量 L_{supp} [dB] は 4.1 式のように定義し、この抑圧量 L_{supp} を比較評価に用いた。

$$L_{\text{supp}} = 20 \log_{10} \frac{A_{50}}{A_{\text{lim}}} \quad (4.1)$$

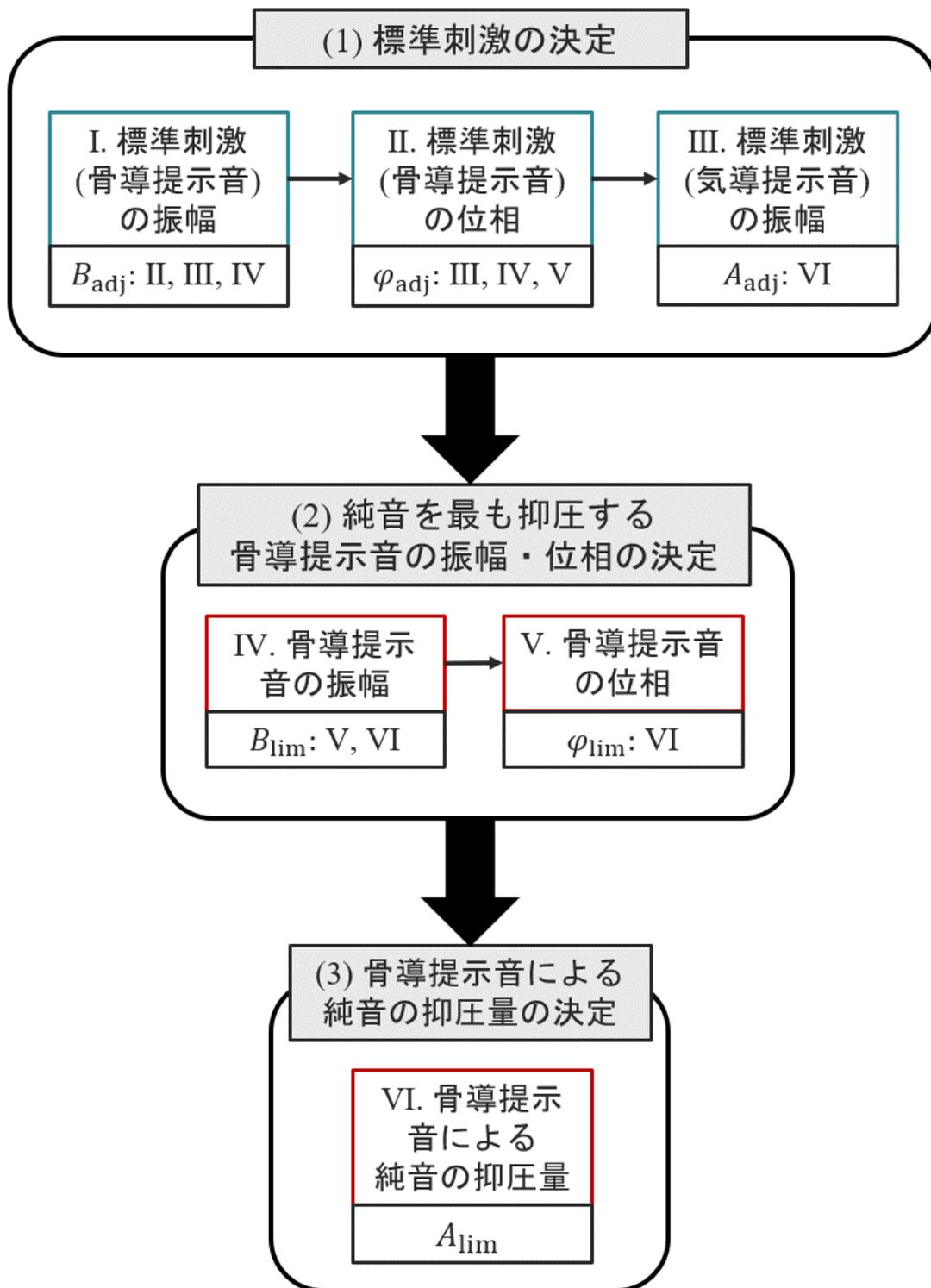


図 4.3: 実験手順の概略図

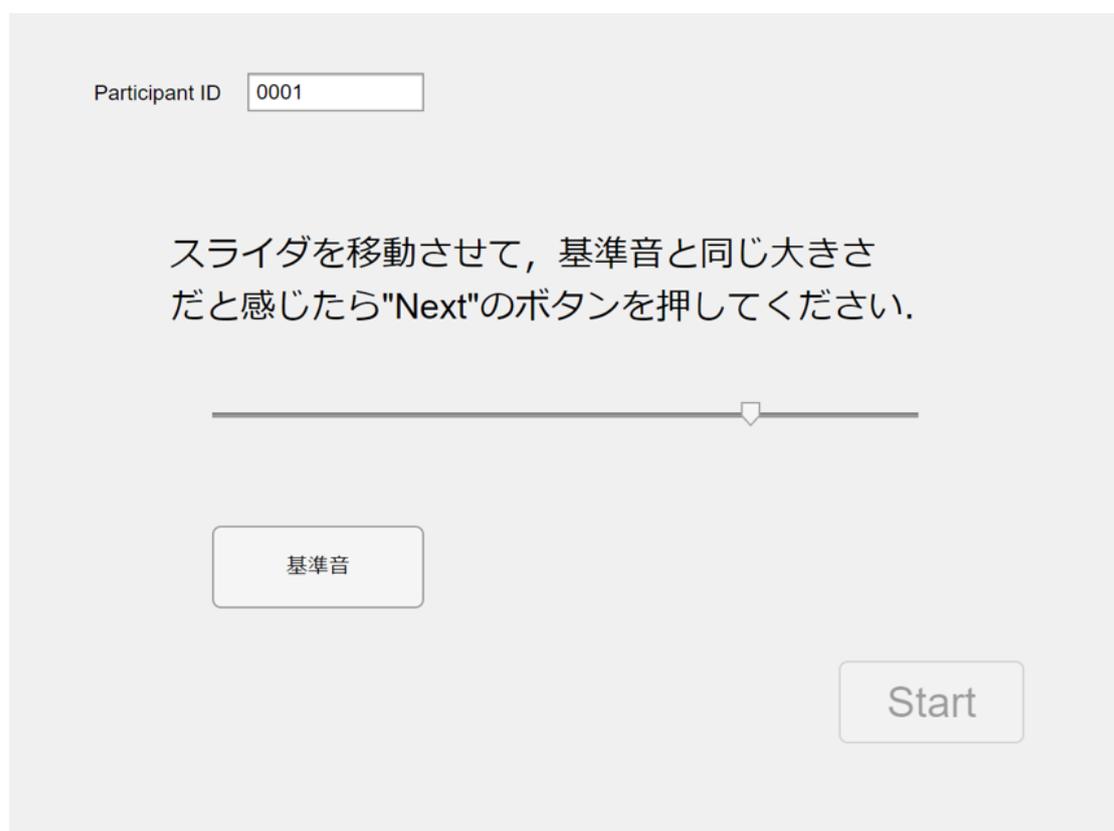


図 4.4: 調整法で用いた GUI

Participant ID

Freq

後に流れた音は先に
流れた音と比較して

大きい

大きくない

図 4.5: 極限法で用いた GUI

4.3 実験条件

本研究では実験刺激として、周波数 $f = 250, 500, 1,000, 2,000, 4,000, 8,000$ Hz の純音信号を利用した。刺激長は 1.5 s で実験を実施した。サンプリング周波数 f_s は 44,100 Hz とした。実験時間は一つの周波数に関して1時間前後であった。一日に、二つの周波数に関して実験を行った。二つの周波数の実験の合間に30分前後の十分な休憩時間を取らせた。一つの周波数の実験を実施しているときはデバイスの位置を変化させることが無いように実験が行われた。

4.3.1 実験参加者

実験には正常な聴力を有する大学院生10名（男性9名、女性1名、平均 23.7 ± 0.78 , 22-25歳）が参加した。

4.3.2 実験装置

実験は暗騒音レベル 25.9 dB の防音室内で実施した。気導提示にはイヤホン（Etymotic ER3 SE）とアンプ（audio-technica AT-HA5000）を、骨導提示には骨導ヘッドホン（TEAC HP-F200）および付属のアンプを利用した。刺激の提示制御はPC（Windows 10）上のソフトウェア（Mathworks MATLAB 2021b）およびA/Dコンバータ（Roland Rubix 44）で行われた。図 4.6 に実験環境の概略図を示す。

4.4 実験結果

実験(1)の結果から、標準刺激の振幅 $B = B_{\text{adj}}$ 、位相 $\phi = \phi_{\text{adj}}$ 、振幅 $A = A_{\text{adj}}$ を安定に求めることができた。図 4.7 に骨導提示する標準刺激の振幅の結果を、図 4.8 に標準刺激の位相、図 4.9 に気導提示する標準刺激の振幅の結果を示す。標準刺激の振幅 $B = B_{\text{adj}}$ が個人間でおおきくばらつくことが明らかになった。

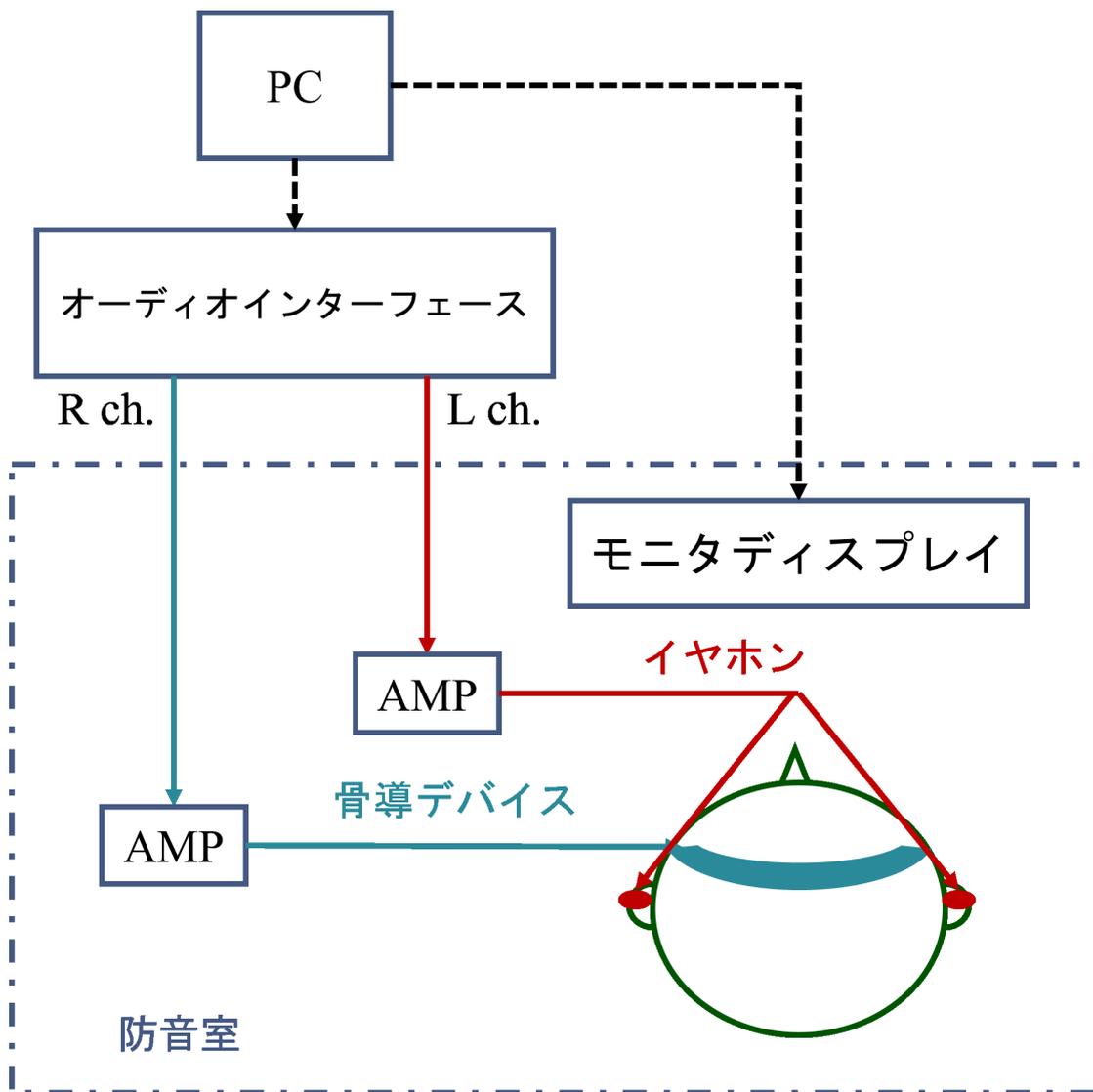


図 4.6: 実験環境の概略図

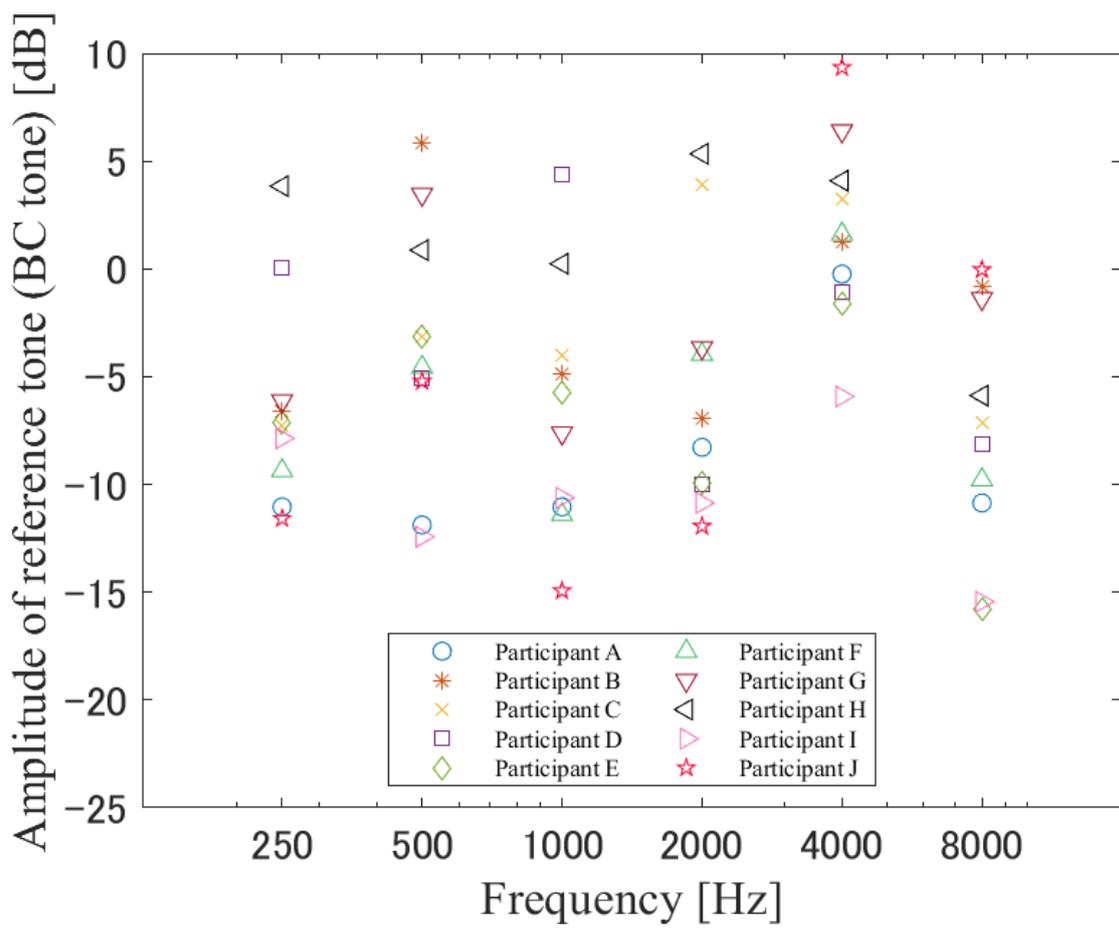


図 4.7: 実験 (1), 手順 I の結果

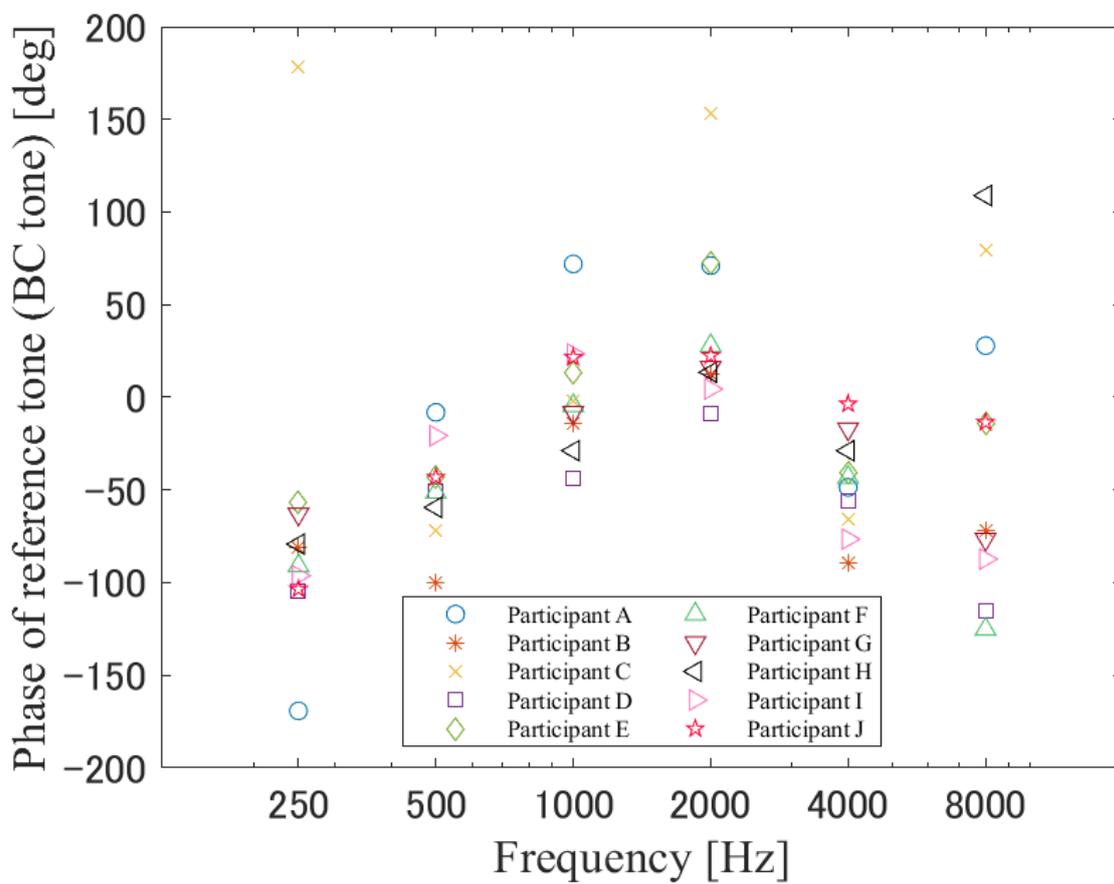


図 4.8: 実験(1), 手順 II の結果

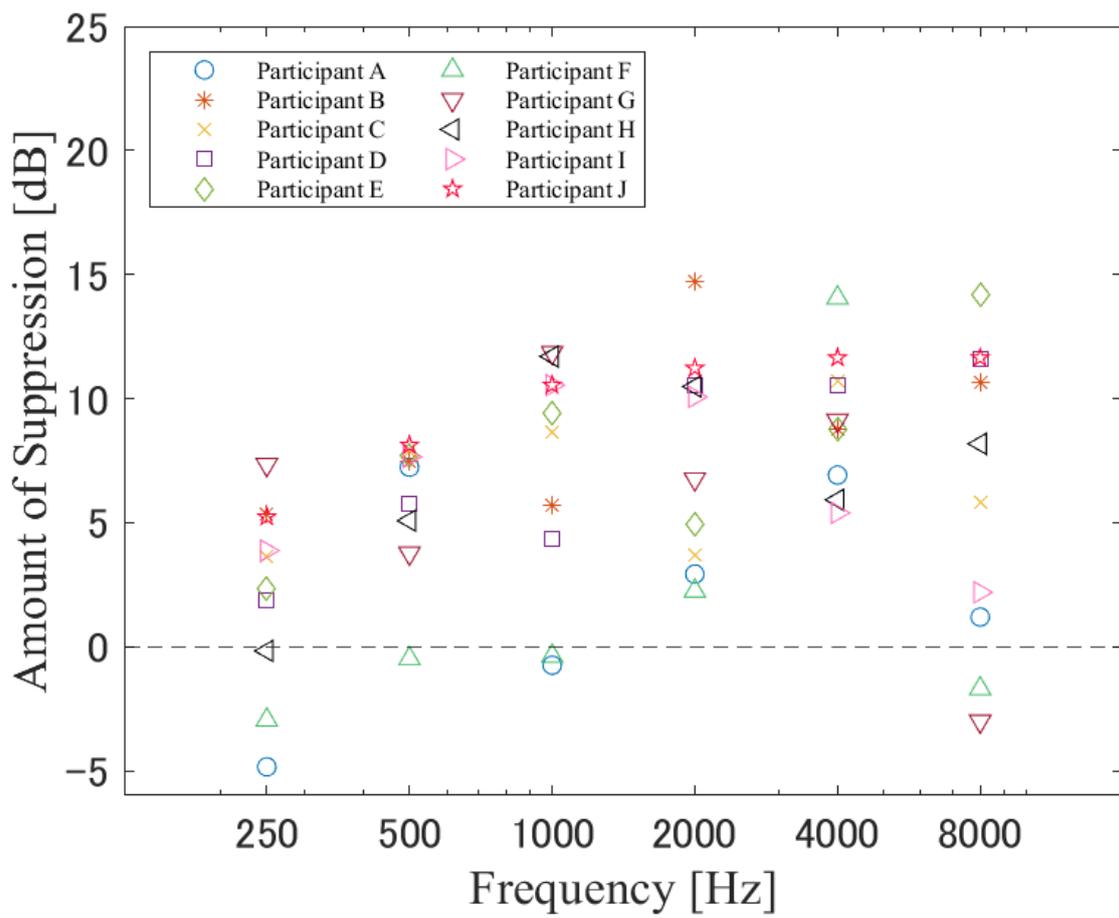


図 4.9: 実験 (1), 手順 III の結果

図 4.10 に、実験 (2)、手順 IV から得られた、各周波数における気導提示音を最も抑圧する骨導提示音の振幅を示す。図 4.10 より、気導提示音を最も抑圧する骨導提示音の振幅が求められた。個人差が大きく、全員に共通する骨導提示音の振幅の傾向は確認されなかった。実験参加者 J の結果から、ある周波数において振幅が大きい場合でも、他の周波数で振幅が必ずしも大きくなることはないということが示された。

図 4.11 に、実験 (2)、手順 V から得られた、各周波数における気導提示音を最も抑圧する骨導提示音の位相を示す。図 4.11 より、気導提示音を最も抑圧する骨導提示音の位相が分かった。位相は外れ値を除いて、最もばらつく場合でも 132 deg の範囲内の値になることが明らかになった。従って、骨導提示音の位相に関して、全員に共通する気導提示音の抑圧条件の存在が示唆された。

図 4.12 に、実験 (3)、手順 VI から得られた、気導音を最大限に抑圧する振幅・位相の条件で骨導音を提示したときの、各周波数における気導提示音の抑圧量を示す。図 4.13 に抑圧量の平均値と分散の結果を示す。すべての周波数において、抑圧効果が見られるが、振幅の結果と同様に大きな個人差が生じることが分かった。平均抑圧量は 4.95 dB となり、評価基準である 3 dB を超えることが示された。極限法で行われた実験 (3) の結果から、骨導提示音の振幅・位相を適切な条件にすることで、気導提示された純音を骨導提示音により十分に抑圧可能であるということが明らかになった。図 4.13 から、250 Hz のとき他の周波数と比較して抑圧効果が小さいことが分かった。

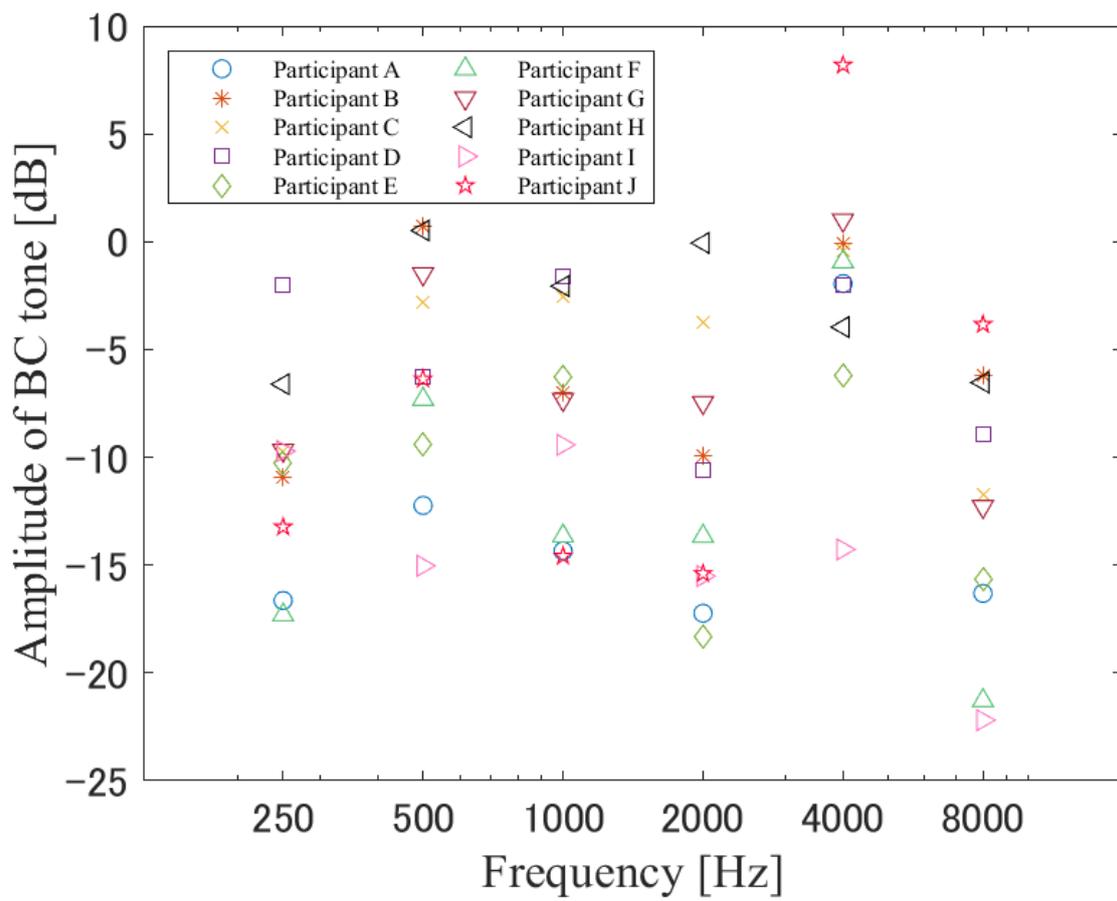


図 4.10: 純音を最も抑圧する骨導提示音の振幅

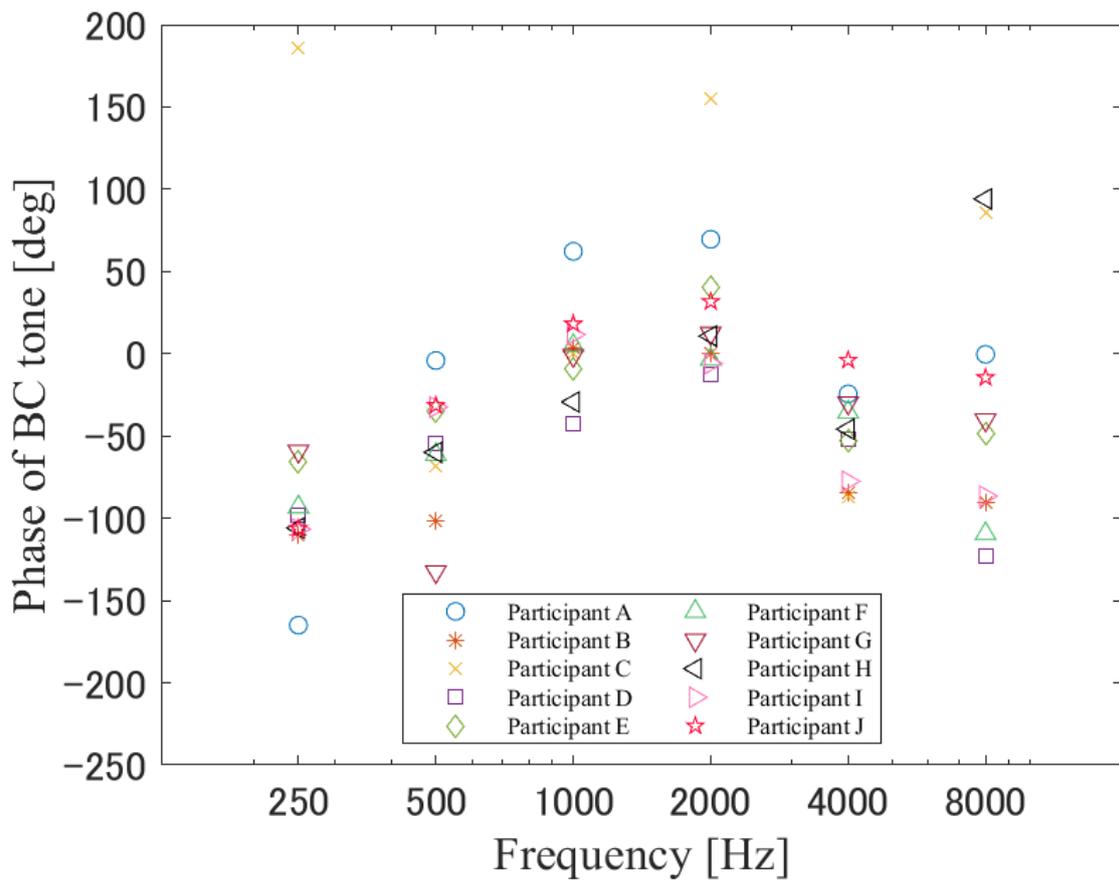


図 4.11: 純音を最も抑圧する骨導提示音の位相

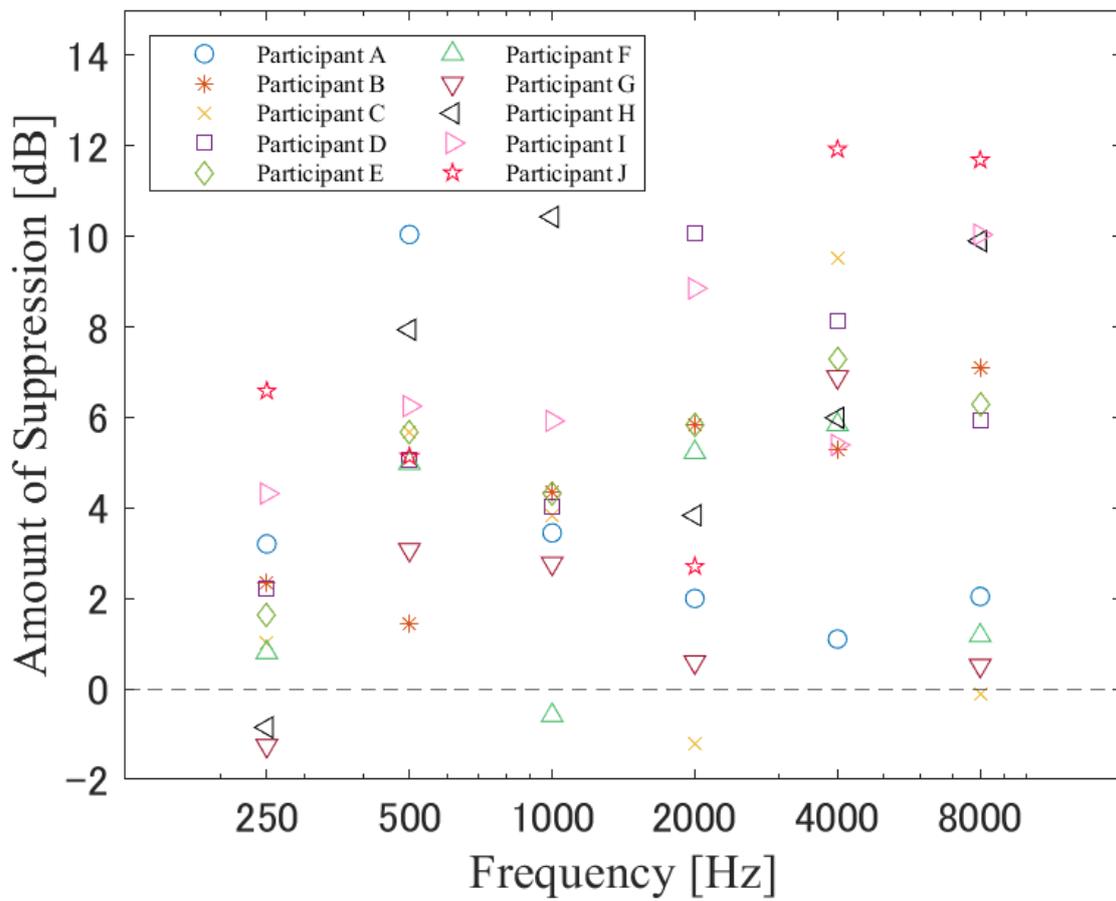


図 4.12: 純音の抑圧量

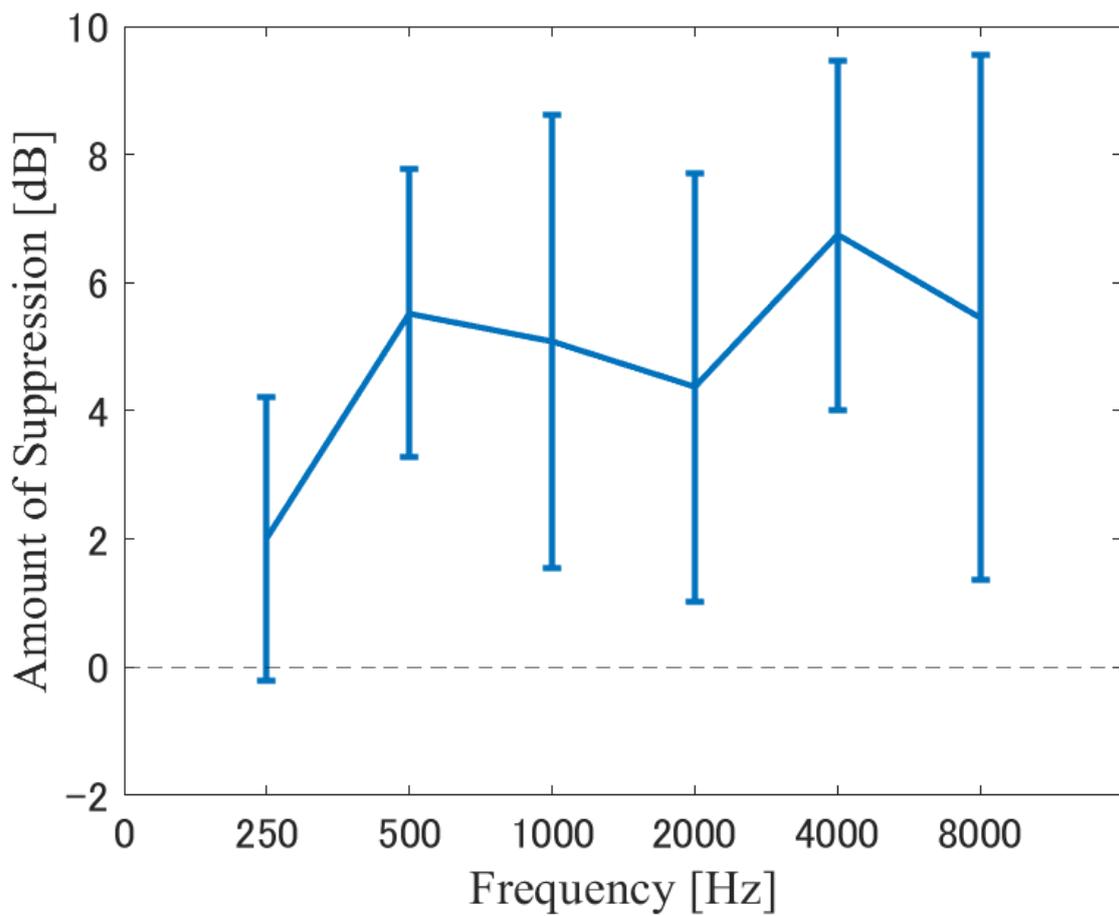


図 4.13: 純音の抑圧量の平均値と分散

4.5 考察

実験(2), 手順IV および実験(2), 手順Vでの結果に個人差が生じた要因として, 個人の身体的特徴によるものが考えられる. 皮下の筋繊維や骨密度は個人ごとに異なる. それらの個人差によって気導提示音を抑圧する骨導提示音の振幅・位相の条件が異なり, 結果がばらついたことが考えられる.

抑圧量が個人間でばらついた要因として, 両耳受聴による影響が考えられる. ラウドネスは左右耳の加算効果がある [28, 29, 30]. このことから, 片方の耳で抑圧ができていたとしてもう一方で抑圧ができず, 結果的に両耳での抑圧量が増大した可能性が考えられる. 聴力検査を実施した際に正常な聴力の範囲内で左右の最小可聴値に最大で 15 dB の差がある実験参加者がいた. このことから, 左右の耳で気導提示音のラウドネスに差異が生じていた可能性が考えられる. また, 骨導デバイスの装着状況によって骨導提示音のラウドネスが左右で異なっていたことも考えられる. また, 骨導音は頭骨を振動させるため, 単耳に提示した骨導音が提示とは逆側の耳に到達するクロストークと呼ばれる現象が存在する [31]. この現象によって, 単耳に提示した骨導提示音が回り込み, 反対の耳でのラウドネスを増大させた可能性が考えられる.

抑圧量が負になり元の純音よりラウドネスが大きくなった要因として, 骨導デバイスの装着位置による影響が考えられる. 各周波数の実験に有した時間は, 間の3回の休憩を含め合計すると1時間前後であった. その間に装着位置がずれ, 気導提示音を抑圧する骨導提示音の振幅・位相条件が変わったことが考えられる.

第5章 骨導デバイスによる複合音・定常雑音の抑圧に関する実験

5.1 実験原理

本研究では、「気導提示された複合音または定常雑音 + 骨導提示された複合音または定常雑音」のラウドネスと同等になるように「気導提示された複合音または定常雑音」のラウドネスを調整（ラウドネスマッチング）させる。後者を基準とした前者の相対音圧レベルを求めることによって抑圧量を求める。図5.1に実験原理の概略図を示す。

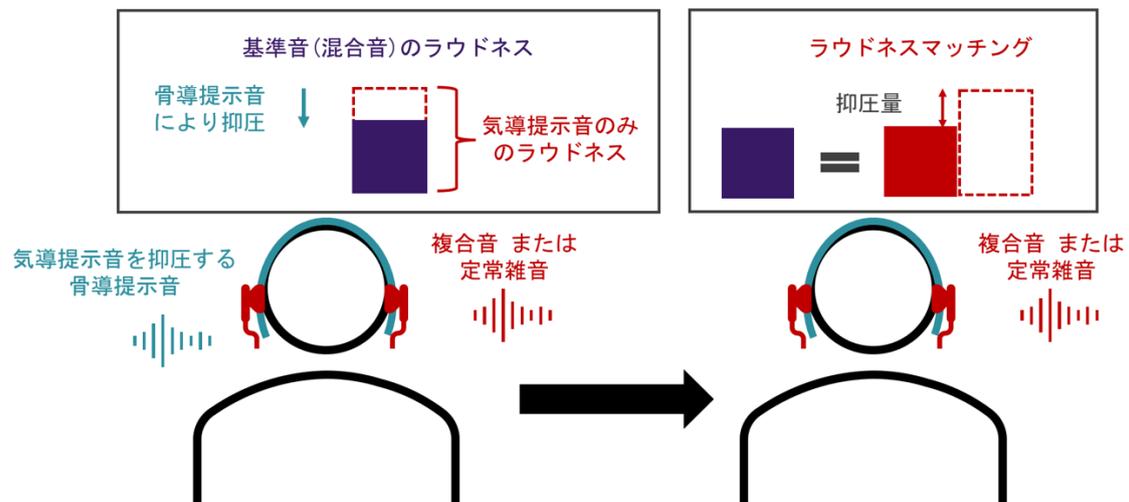


図 5.1: 複合音/定常雑音の抑圧に関する実験原理の概略図

5.2 複合音の抑圧に関する実験

この実験では、骨導提示音を用いて複合音を抑圧可能か明らかにすることを目的とした。

5.2.1 実験方法

実験参加者に気導音 $\sum A_{50,i} \sin(2\pi f_i t)$ と骨導音 $\sum B_{\text{lim},i} \sin(2\pi f_i t + \phi_{\text{lim},i})$ の混合音を提示し、続いて気導音 $\sum A_i \sin(2\pi f_i t)$ を提示する。ここで、 $i = 1, 2, \dots, 6$ であり、周波数 $f_i = 250, 500, 1,000, 2,000, 4,000, 8,000$ Hz である。 $A_{50,i}$ はそれぞれの周波数に対応する A 特性音圧レベルが 50 dB となるように設定した振幅の値、 $B_{\text{lim},i}$ 、 $\phi_{\text{lim},i}$ は各周波数における骨導提示音の振幅と位相をそれぞれ表す。振幅 A_i をスライドバーにより実験参加者に調整させることで、混合音と気導音 $\sum A_i \sin(2\pi f_i t)$ のラウドネスが互いに同等となるときの振幅 $A = A_{\text{sup},i}$ を決定した。抑圧量 L_{supc} [dB] は 5.1 式のように定義し、この抑圧量 L_{supc} を比較評価に用いた。

$$L_{\text{supc}} = 20 \log_{10} \frac{A_{50,i}}{A_{\text{sup},i}} \quad (5.1)$$

5.2.2 実験参加者

5.3.3 で説明するフィルタの設計を精度よく行えた上位 2 名と下位 2 名に関して実験を実施した。以降上位 2 名をそれぞれ上から順番に実験参加者 1 と 2、下位 2 名をそれぞれ上から順番に実験参加者 3 と 4 とした。正常な聴力を有する大学院生 4 名（男性 3 名、女性 1 名、平均 24.3 ± 0.83 、23-25 歳）が参加した。

5.2.3 実験装置

実験は暗騒音レベル 25.9 dB の防音室で行われた。気導提示にはイヤホン（Etymotic ER3 SE）とアンプ（audio-technica AT-HA5000）を、骨導提示には骨導ヘッドホン（TEAC HP-F200）および付属のアンプを利用した。刺激の提示制御は PC（Windows 10）上のソフトウェア（Mathworks MATLAB 2021b）および A/D コンバータ（Roland Rubix 44）で行われた。

5.2.4 実験結果

図 5.2 に複合音の抑圧量の結果を示す. 図 5.2 より, いずれの実験参加者に関しても骨導デバイスを用いて複合音を抑圧できることが分かった. しかし, 抑圧量はいずれの実験参加者に関しても評価基準である 3 dB を上回らなかった. 平均抑圧量は 0.95 dB となった.

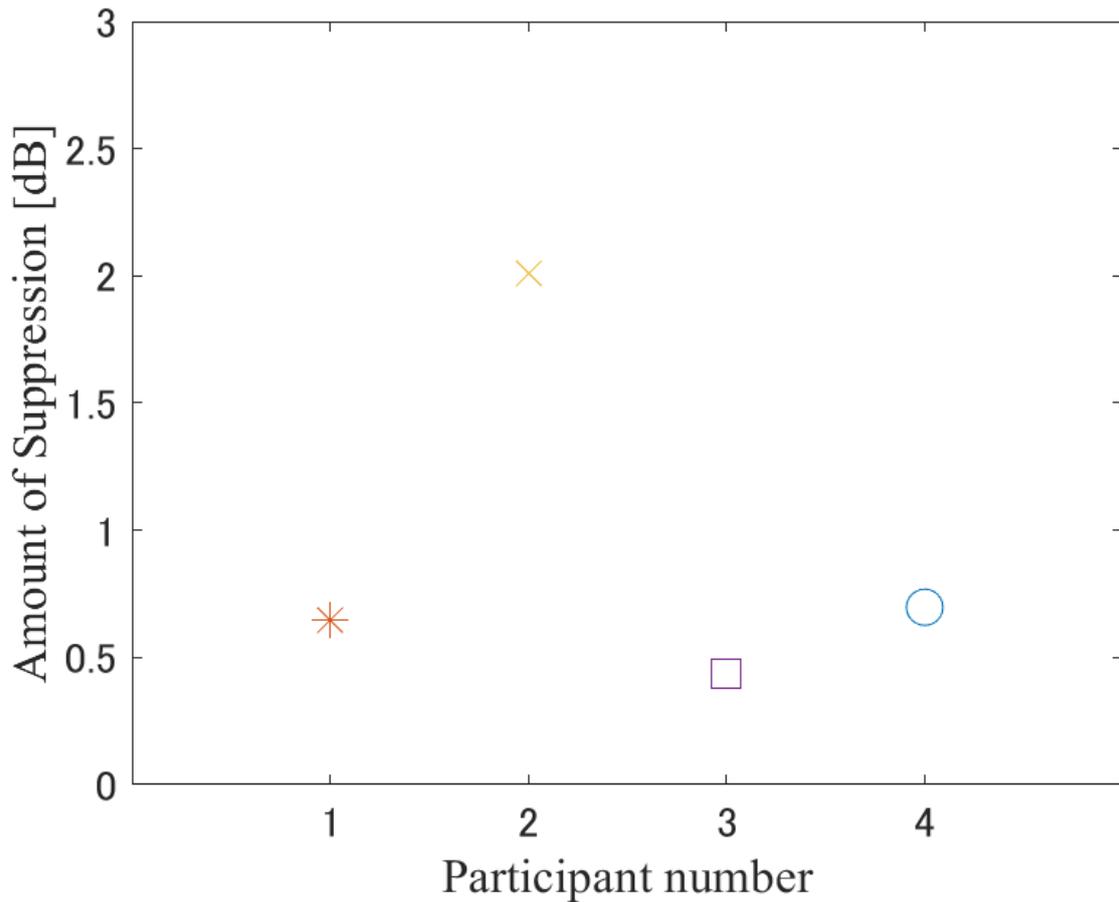


図 5.2: 複合音の抑圧量

5.2.5 考察

純音の抑圧量と複合音の抑圧量を比較する．純音の抑圧量 L_{supp} が最小となった場合の抑圧量と複合音の抑圧量 L_{supc} の差の絶対値を表 5.1 に示す．その差の絶対値が最大でも 1.91 dB と小さいことから，最も抑圧ができていない周波数でのラウドネスによって，全体のラウドネスが増大したことが考えられる．ISO 532[32] より，複合音のラウドネスは各周波数におけるラウドネス密度を計算し，それらを加算することで得られる．ある周波数帯域で抑圧量が小さい場合にはその帯域でのラウドネス密度が増大し，結果として複合音全体のラウドネスも増大する．このことにより，抑圧量が減少したと考えられる．十分な抑圧量が得られなかった要因として，骨導デバイスの装着位置によるずれが考えられる．純音の抑圧実験の際，各周波数の実験で骨導デバイスの位置が極力変わらないように，骨導デバイスを装着し続けた状態で実験を実施した．しかし，一つの周波数に対する純音の抑圧実験に 1 時間程度かかることから，異なる周波数の純音での実験は日にちを空けたり，同日でも骨導デバイスを外して休憩を取らせたりした．従って，各周波数で骨導デバイスの位置が僅かにずれている場合に関して，骨導提示音の振幅・位相の条件を求めたこととなる．本実験では，骨導デバイスを装着した際に実験参加者の両側面の写真を撮り，実験ごとにデバイスの装着位置が等しくなるように試みた．しかし，写真のみでは担保できない骨導デバイスの僅かなずれがあったことが抑圧量の低下の要因となったと考えられる．複数の骨導デバイスの装着位置で純音の抑圧実験を行い，その平均の値を骨導提示音の振幅・位相の条件として用いることで，どの位置に骨導デバイスを装着しても抑圧量を稼ぐことが可能であると考えられる．

表 5.1: 純音の最小抑圧量と複合音の抑圧量の比較

	純音の最小抑圧量 [dB]	周波数 [Hz]	L_{supc} [dB]	差の絶対値 [dB]
実験参加者 1	2.21	250	0.65	1.56
実験参加者 2	1.62	250	2.01	0.39
実験参加者 3	-0.85	250	0.44	1.29
実験参加者 4	-1.21	2000	0.70	1.91

5.3 定常雑音抑圧に関する実験

この実験では、骨導デバイスを用いて定常雑音を抑圧可能か明らかにすることを目的とした。

5.3.1 実験刺激

本実験で用いた定常雑音は白色雑音である。純音の抑圧実験を実施した周波数に合わせるために、250 Hz から 8,000 Hz の範囲の成分を持つ定常雑音を作成した。刺激長は純音の抑圧実験に合わせて 1.5 s とした。特定の定常雑音の抑圧だけでなく、任意の定常雑音を抑圧できるかを確認するため、15 s の定常雑音を作成した後にそれを 10 等分した。図 5.3 に気導提示した定常雑音の作成手順を示す。まず、サンプリング周波数 44,100 Hz で 15 s の白色雑音を作成し、10 等分した。次に、バンドパスフィルタを利用して、定常雑音の周波数帯域を 250 Hz から 8,000 Hz にした。このとき、バンドパスフィルタには、リップルが生じないバターワースフィルタを利用した。設計時の次数は 40 とし、サンプリング周波数は 44,100 Hz とした。最後に、フィルタをかけることで得られた定常雑音の信号が A 特性音圧レベルで 50 dB となるようにサウンドレベルメータを用いて出力を設定した。

純音を抑圧する骨導提示音の振幅・位相の条件からフィルタを個人ごとに設計し、気導提示する定常雑音をこのフィルタにかけ、骨導提示する定常雑音を作成した。フィルタ設計には、任意の振幅・位相応答を満たすフィルタの設計が可能な MATLAB の関数 `arbmagnphase` を用いた。フィルタは FIR で設計し、次数は 150 とした。目的とする特性の周波数帯域が 250 Hz から 8,000 Hz と設定したことから、サンプリング周波数は、10,000 Hz までの特性を得られるように 20,000 Hz とした。純音の抑圧実験から獲得されたデータを内挿し、フィルタを設計した。低周波数帯域でのフィルタ特性と実験データによる目的の特性の誤差が限りなく小さくなるように、低周波数帯域における内挿を細かく行った。図 5.4 から図 5.23 にそれぞれの実験参加者に適したフィルタの設計結果を示す。丸のプロットは純音の抑圧実験により獲得された値、米印は目的の振幅・位相、曲線は設計したフィルタの振幅・位相特性を表す。図 5.24 に骨導提示した定常雑音の作成手順を示す。まず、気導提示する定常雑音を 44,100 Hz から 20,000 Hz にダウンサンプリングした。次に任意の振幅・位相応答を満たすフィルタをかけた。最後に得られた信号を 20,000 Hz から 44,100 Hz にアップサンプリングした。

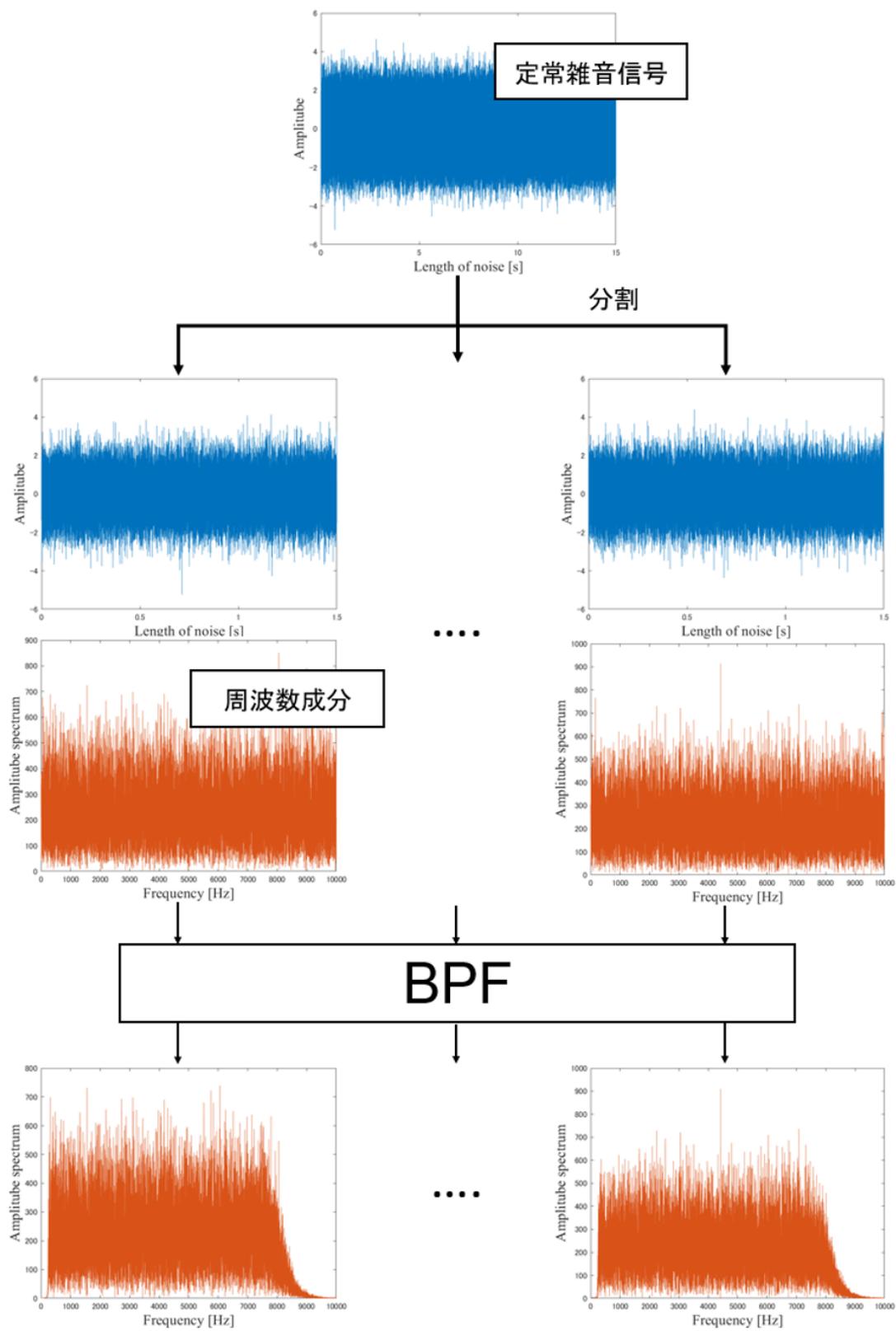


図 5.3: 気導提示する定常雑音の作成手順

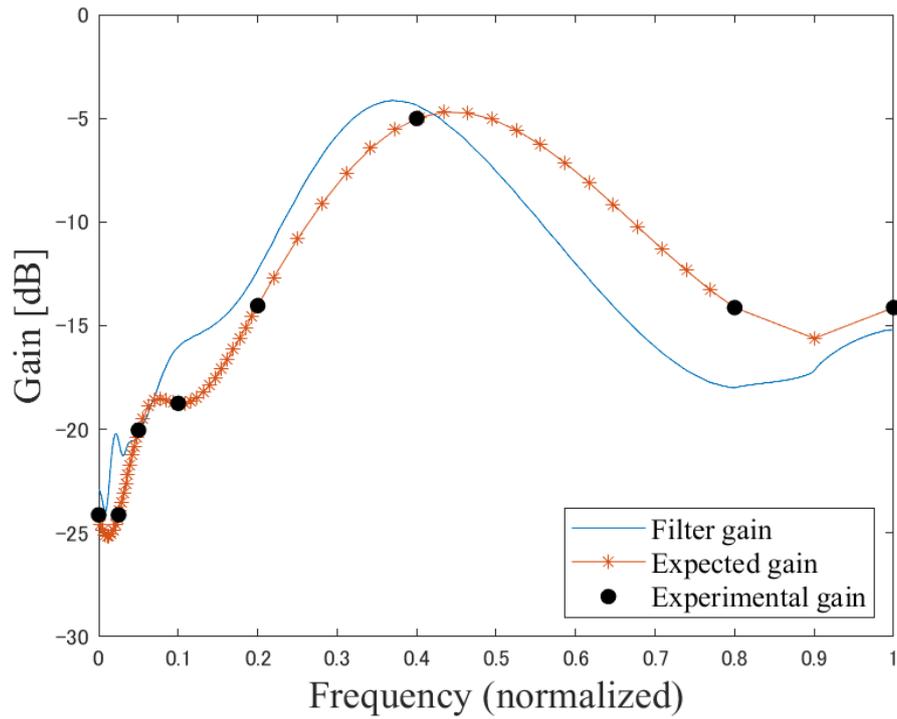


図 5.4: 実験参加者 A に適したフィルタの振幅応答

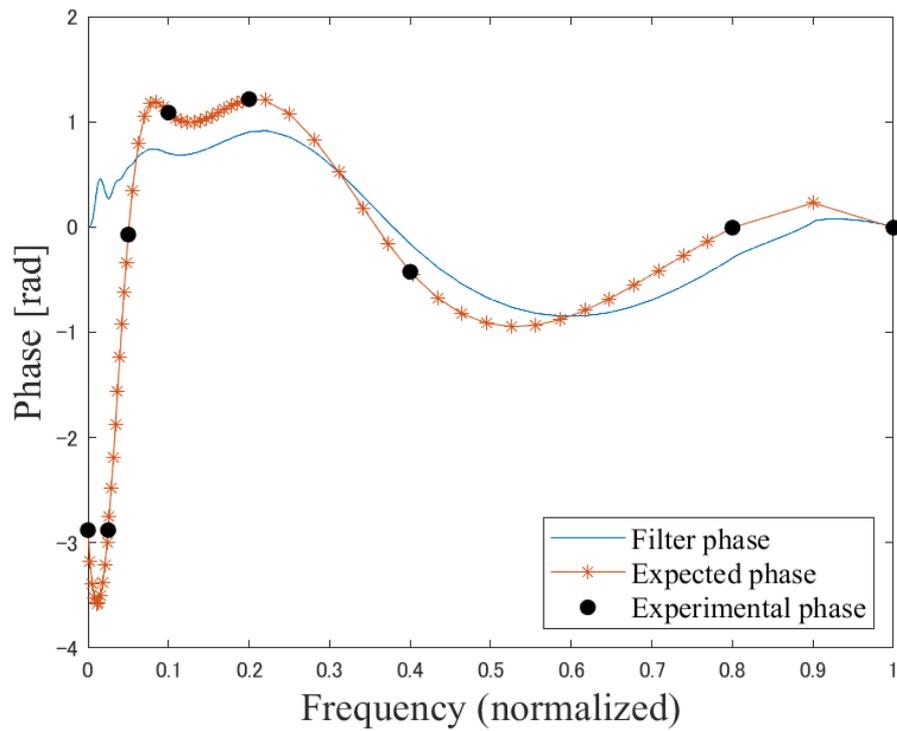


図 5.5: 実験参加者 A に適したフィルタの位相応答

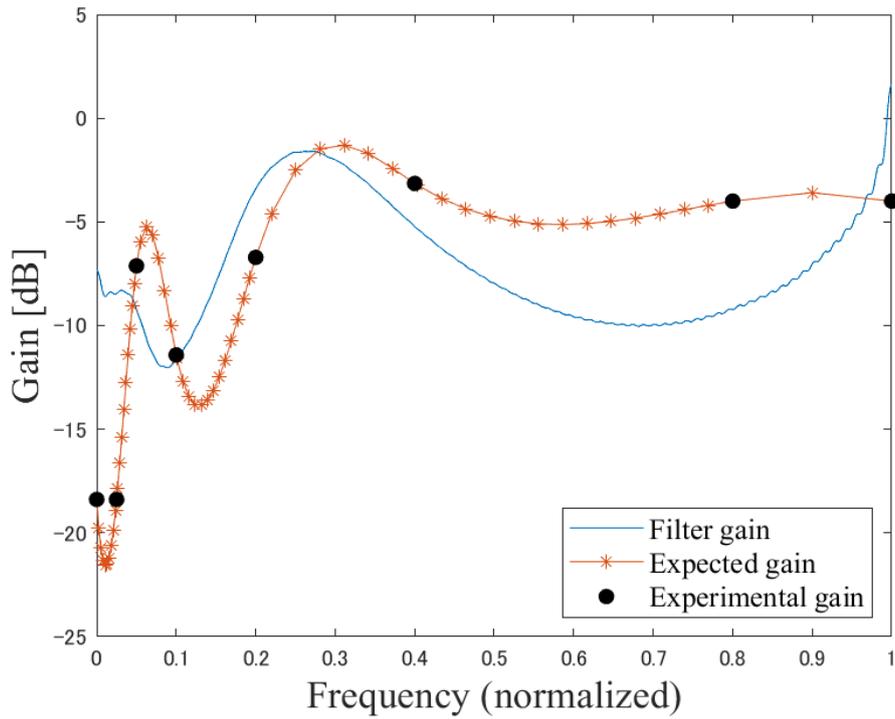


図 5.6: 実験参加者 B に適したフィルタの振幅応答

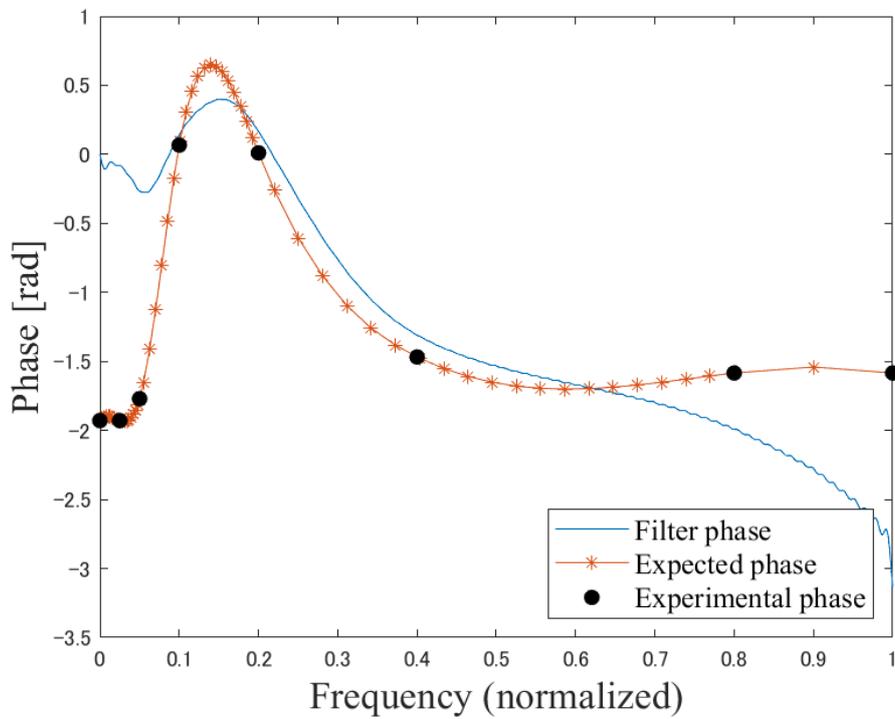


図 5.7: 実験参加者 B に適したフィルタの位相応答

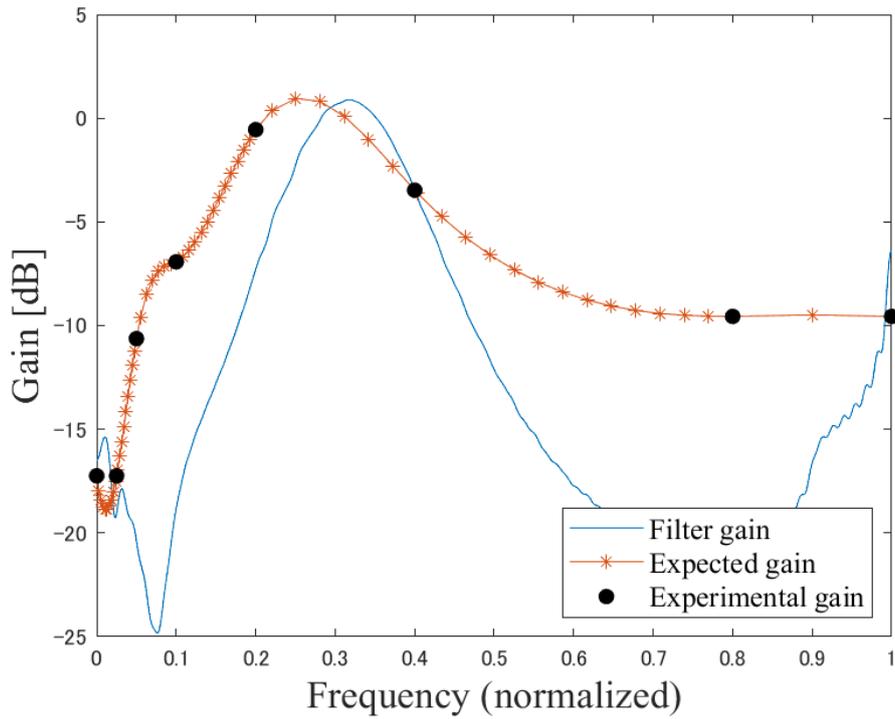


図 5.8: 実験参加者 C に適したフィルタの振幅応答

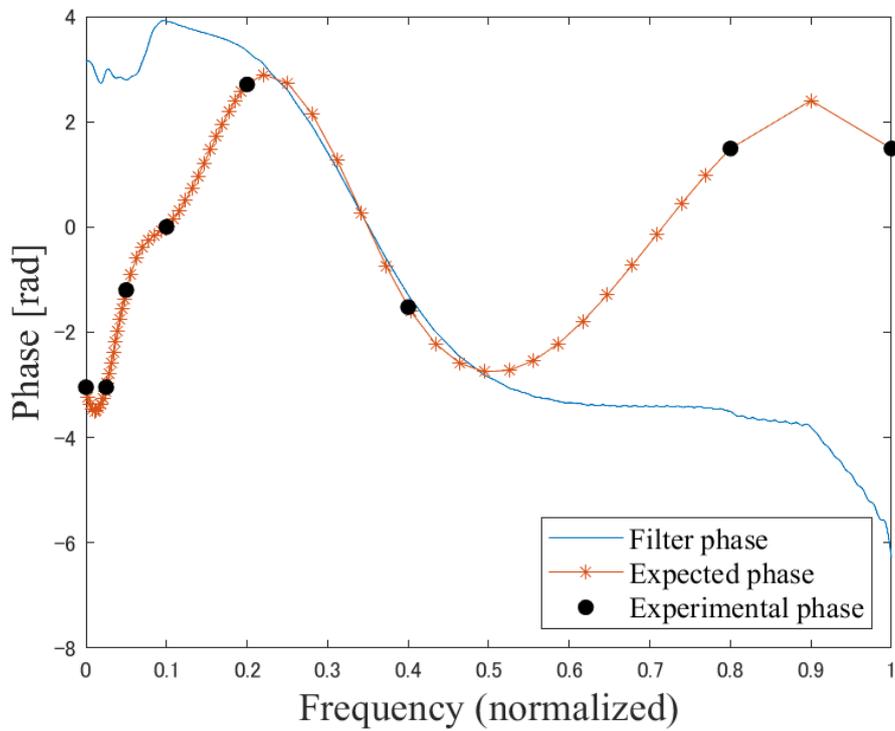


図 5.9: 実験参加者 C に適したフィルタの位相応答

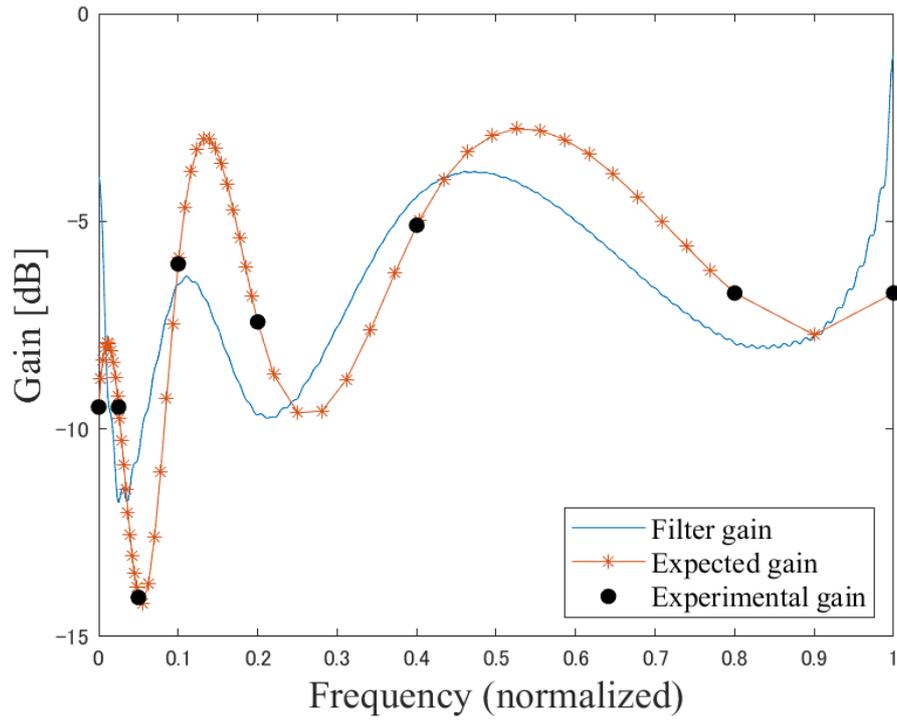


図 5.10: 実験参加者 D に適したフィルタの振幅応答

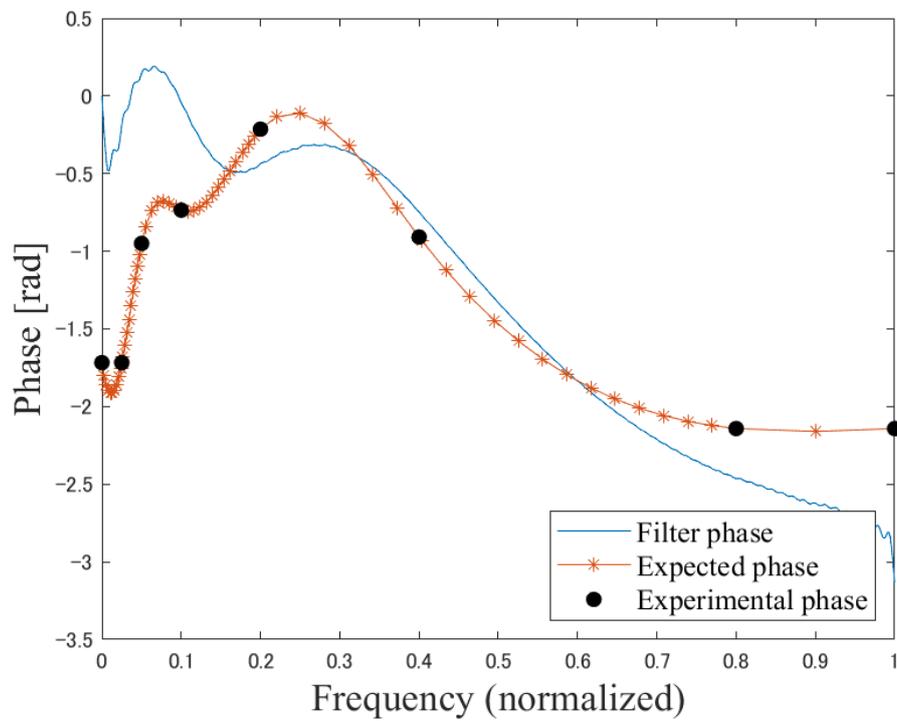


図 5.11: 実験参加者 D に適したフィルタの位相応答

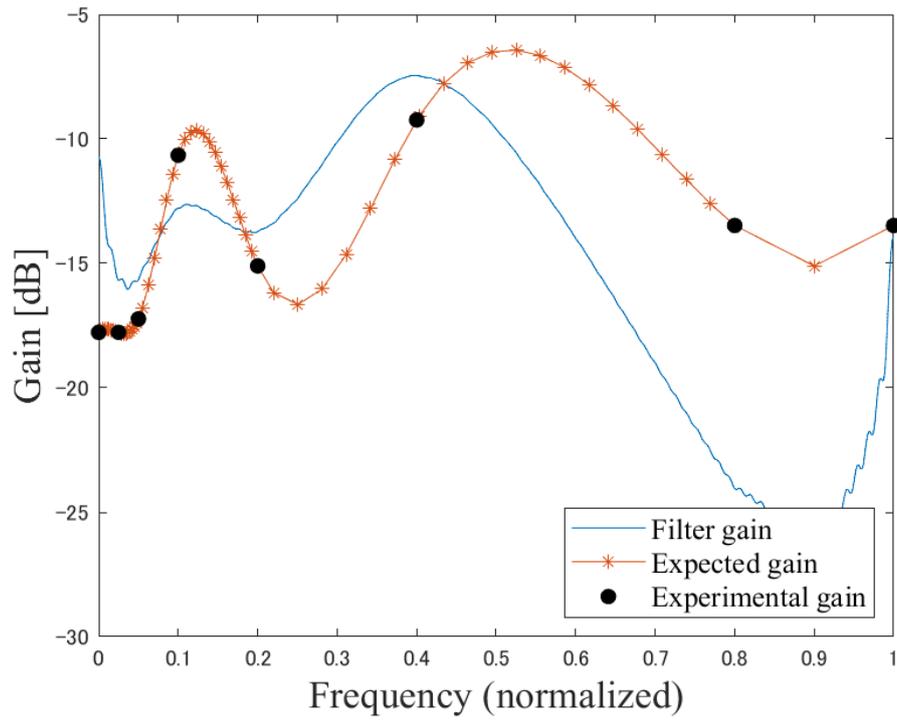


図 5.12: 実験参加者 E に適したフィルタの振幅応答

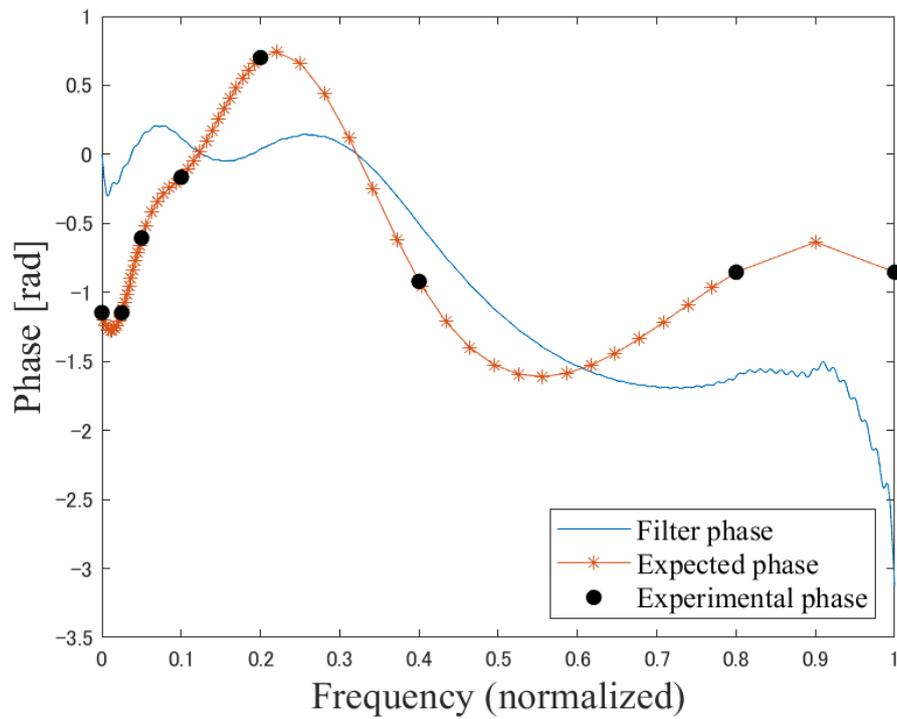


図 5.13: 実験参加者 E に適したフィルタの位相応答

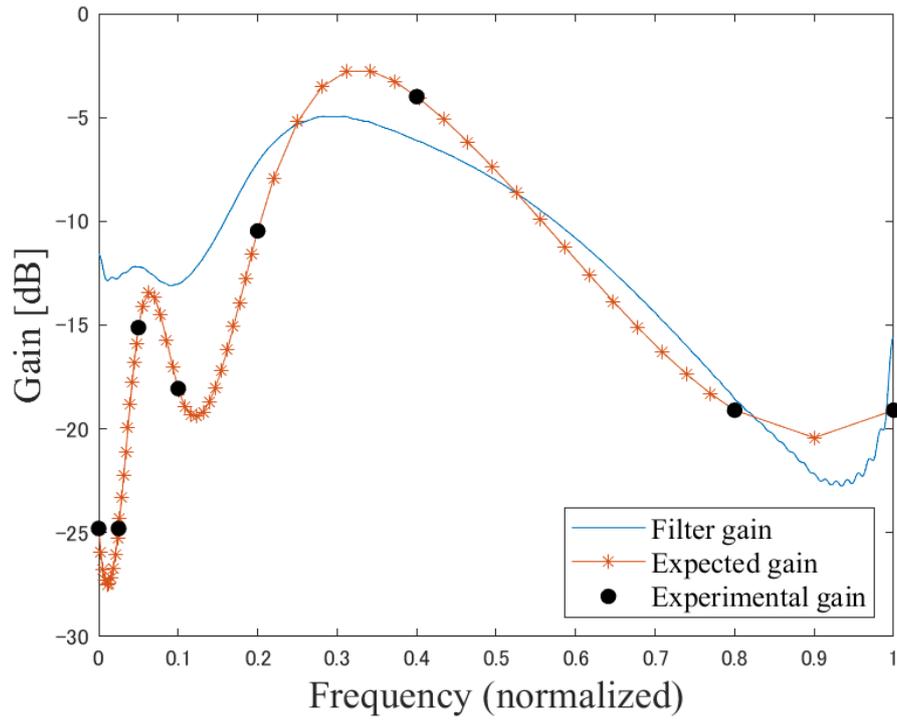


図 5.14: 実験参加者 F に適したフィルタの振幅応答

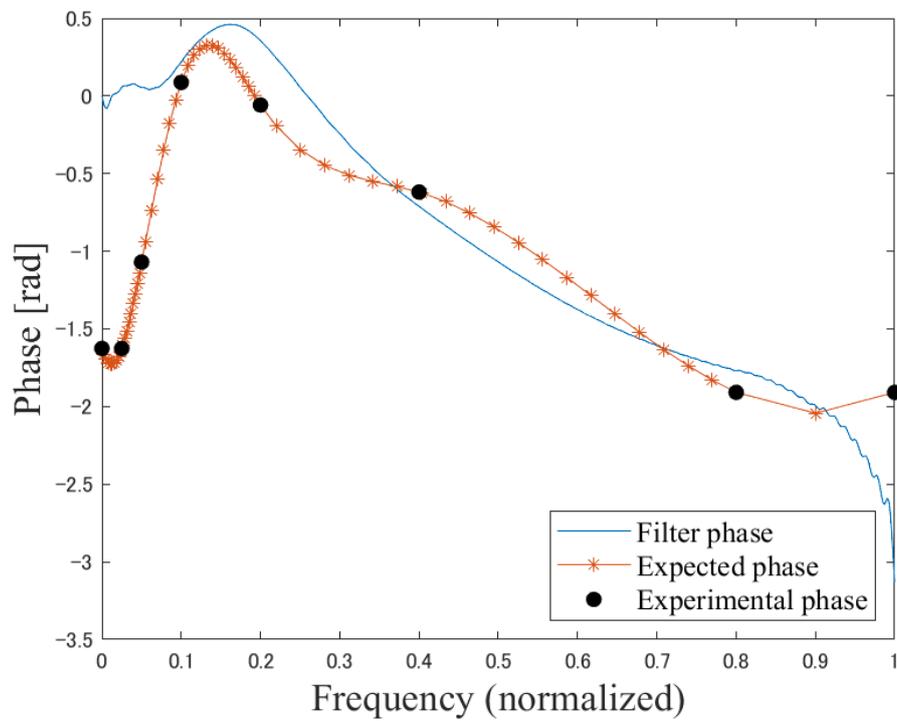


図 5.15: 実験参加者 F に適したフィルタの位相応答

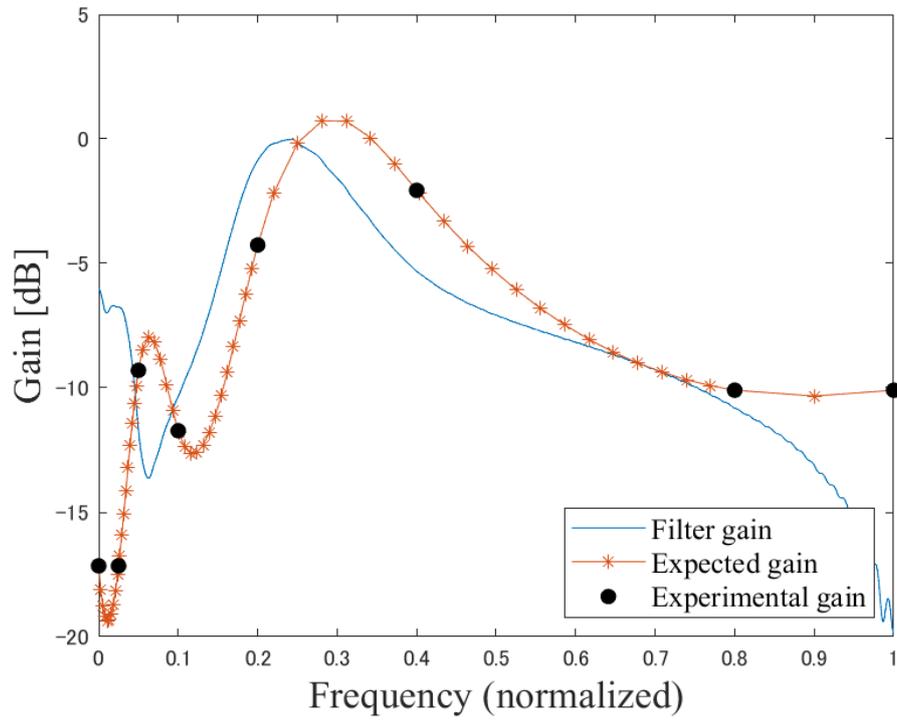


図 5.16: 実験参加者 G に適したフィルタの振幅応答

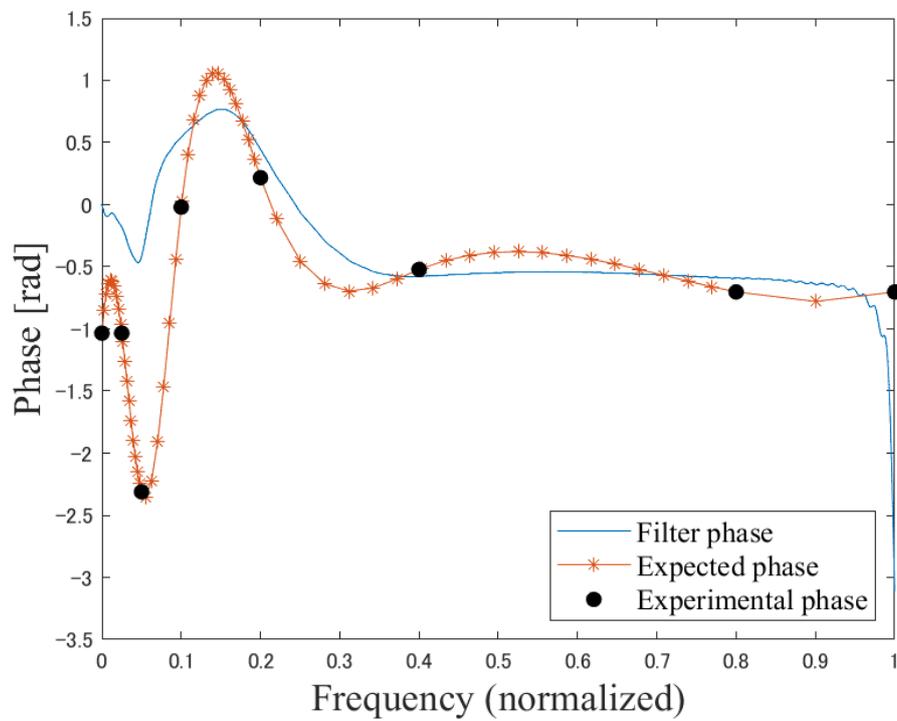


図 5.17: 実験参加者 G に適したフィルタの位相応答

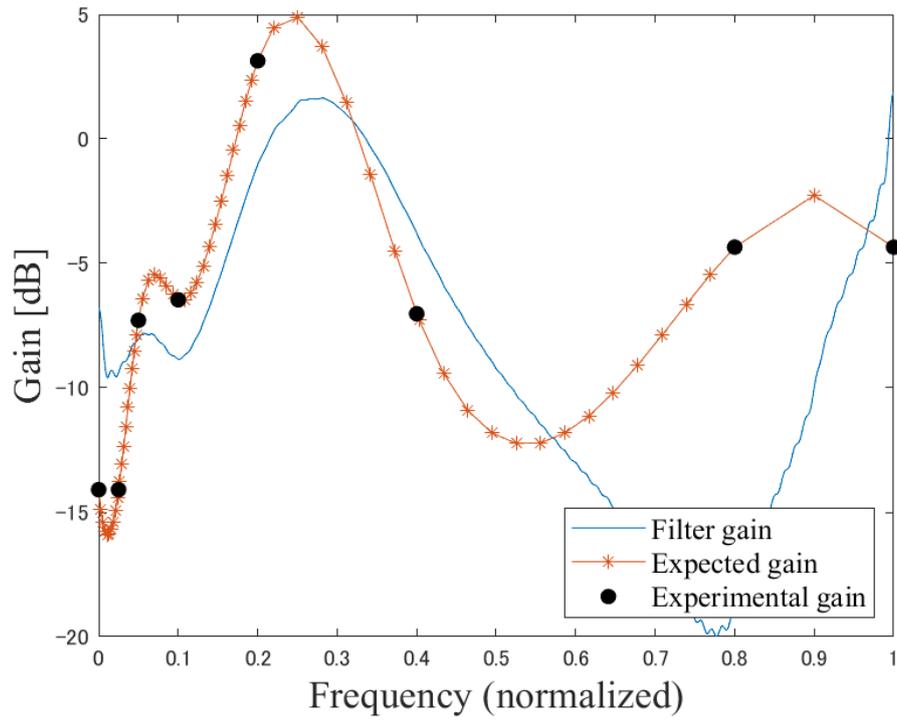


図 5.18: 実験参加者 H に適したフィルタの振幅応答

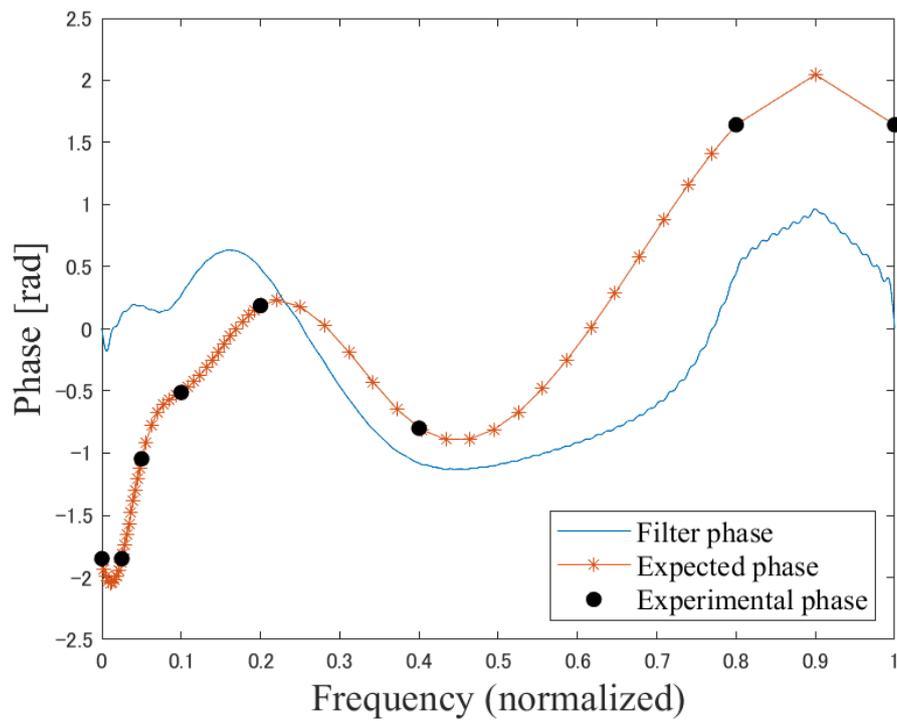


図 5.19: 実験参加者 H に適したフィルタの位相応答

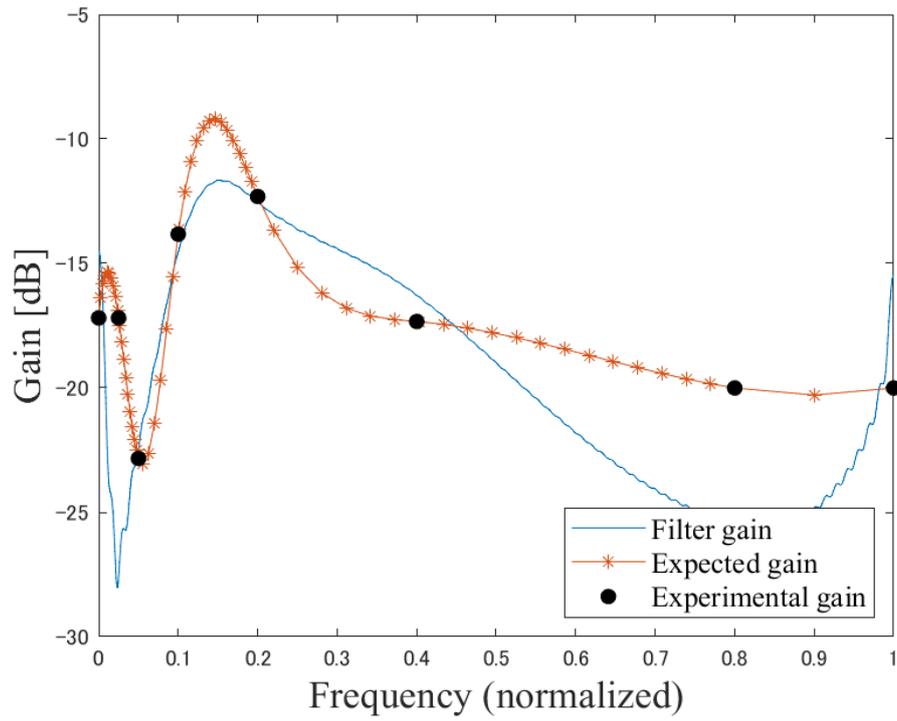


図 5.20: 実験参加者 I に適したフィルタの振幅応答

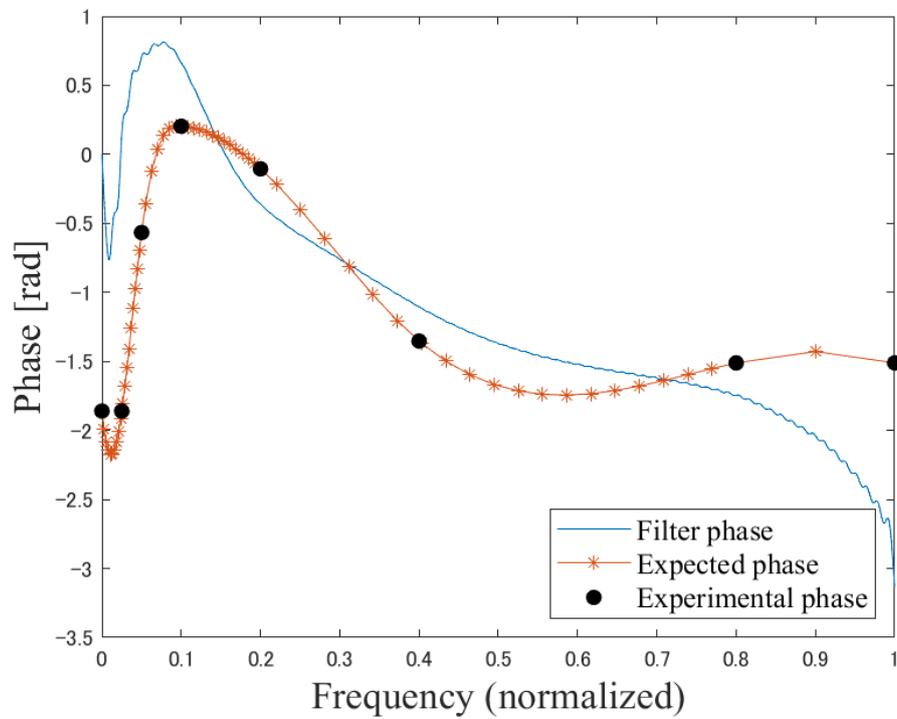


図 5.21: 実験参加者 I に適したフィルタの位相応答

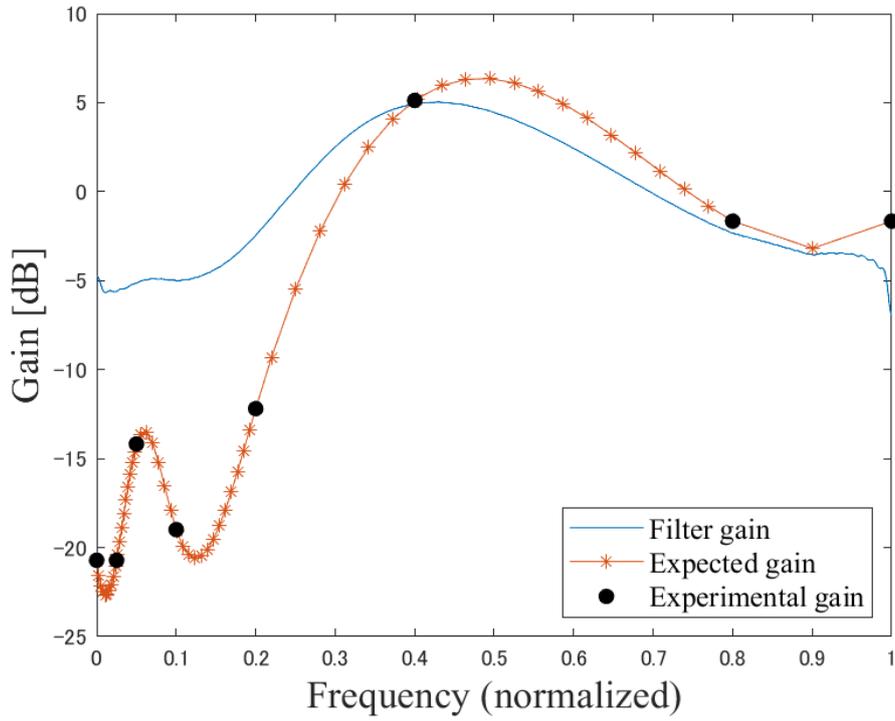


図 5.22: 実験参加者 J に適したフィルタの振幅応答

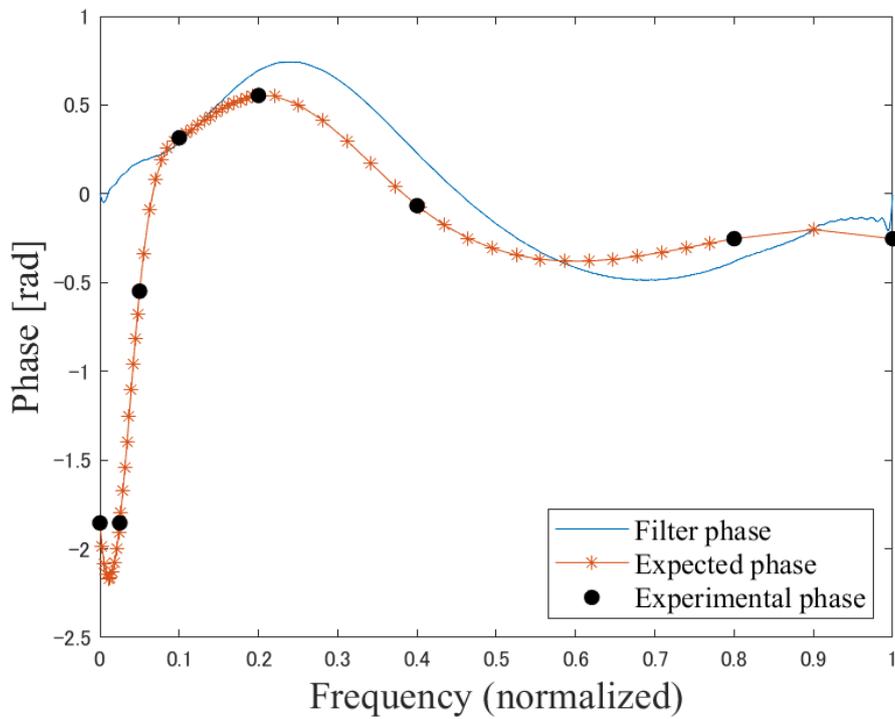


図 5.23: 実験参加者 J に適したフィルタの位相応答

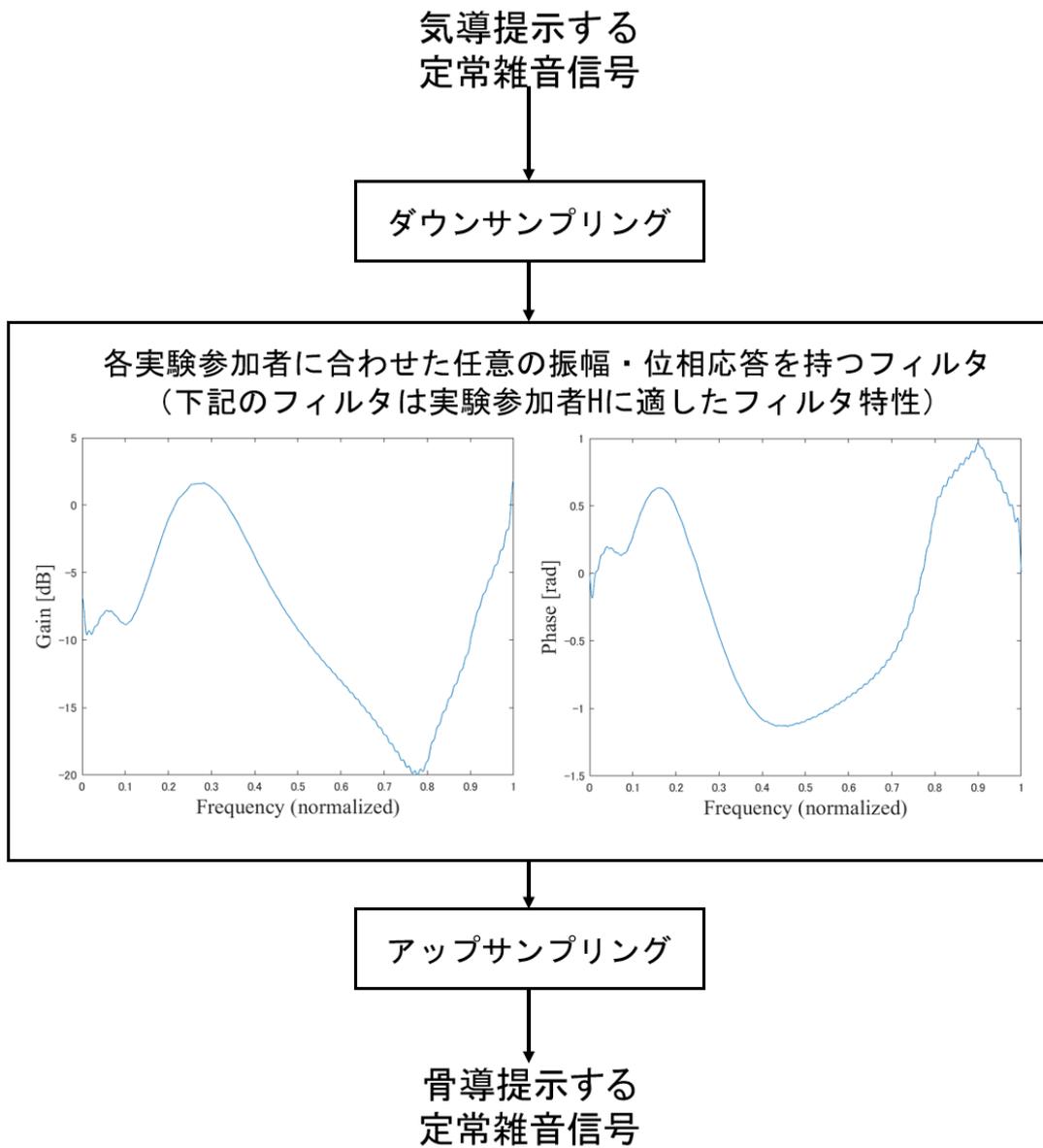


図 5.24: 骨導提示する定常雑音の作成手順

5.3.2 実験方法

実験参加者に基準音「気導提示された定常雑音 + 骨導提示された定常雑音」と比較音「気導提示された定常雑音」のラウドネスマッチングを調整法により実施させた。後者を基準とした前者の相対音圧レベルを求めることによって抑圧量を決定した。

5.3.3 実験参加者

図5.4から図5.23の結果を用いて、丸のプロットとフィルタ応答の振幅・位相応答の平均二乗誤差（Root Mean Squared Error）をそれぞれ計算した。表5.2に計算した結果を示す。フィルタの設計に関して、振幅と位相のRMSEから両者の順位を算出し、総合的な順位を算出した。総合順位の上位2名および下位2名に関して実験を実施した。以降上位2名をそれぞれ上から順番に実験参加者1と2、下位2名をそれぞれ上から順番に実験参加者3と4とした。実験には、正常な聴力を有する大学院生4名（男性3名、女性1名、平均 24.3 ± 0.83 , 23-25歳）が参加した。

表 5.2: 各実験参加者のフィルタのRMSEとフィルタ精度の順位

	振幅応答		位相応答		総合順位
	RMSE	順位	RMSE	順位	
実験参加者 A	2.53	2	1.34	9	5
実験参加者 B	4.93	6	0.99	6	6
実験参加者 C	7.93	9	3.93	10	10
実験参加者 D	2.00	1	0.84	2	1
実験参加者 E	4.62	3	0.69	1	2
実験参加者 F	5.71	7	0.85	3	4
実験参加者 G	4.80	4	0.89	5	3
実験参加者 H	6.71	8	1.13	8	9
実験参加者 I	4.85	5	1.00	7	6
実験参加者 J	10.01	10	0.86	4	8

5.3.4 実験装置

実験は暗騒音レベル 25.9 dB の防音室で行われた。気導提示にはイヤホン (Etymotic ER3 SE) とアンプ (audio-technica AT-HA5000) を、骨導提示には骨導ヘッドホン (TEAC HP-F200) および付属のアンプを利用した。刺激の提示制御は PC (Windows 10) 上のソフトウェア (Mathworks MATLAB 2021b) および A/D コンバータ (Roland Rubix 44) で行われた。

5.3.5 実験結果

図 5.25 に定常雑音の抑圧量の結果を示す。実験参加者 1 は二つのデータで、実験参加者 2 は四つのデータで、実験参加者 3 と 4 は半数のデータで抑圧できずに負の値となった。フィルタの設計が精度よく行っていた実験参加者に関しては、骨導デバイスを用いて定常雑音を抑圧できるが、フィルタの設計の精度が悪い実験参加者に関しては、抑圧が行えなかったことが示された。また、複合音の抑圧量と同様に、定常雑音に関しても抑圧量が評価基準となる 3 dB を上回らなかった。

定常雑音の抑圧量の平均値、分散を図 5.26 に示す。図 5.26 から、フィルタの精度が良いほど平均抑圧量が増大していることが示された。以上の結果から、純音の抑圧実験より求められた骨導音の振幅・位相の条件を満たすようなフィルタを精度よく設計することで、骨導提示音を用いて定常雑音を抑圧できる可能性が示唆された。

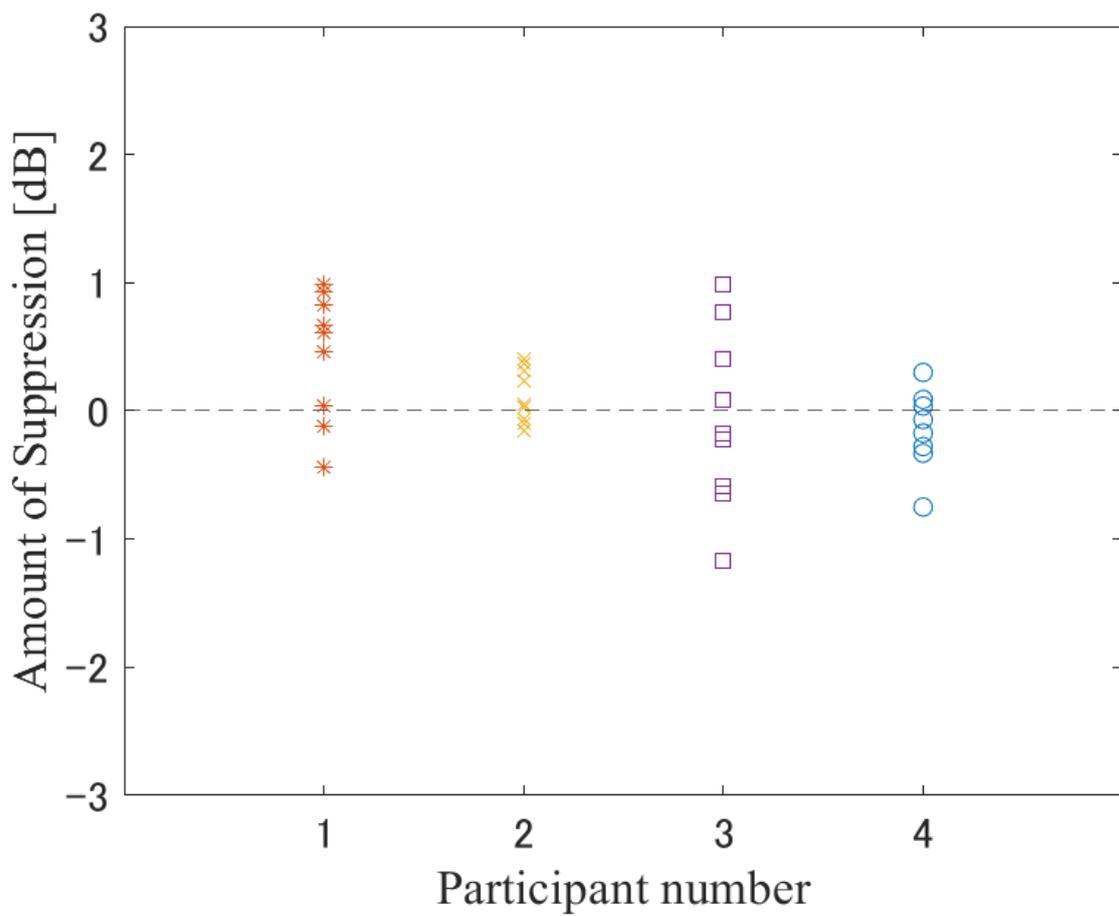


図 5.25: 定常雑音の抑圧量

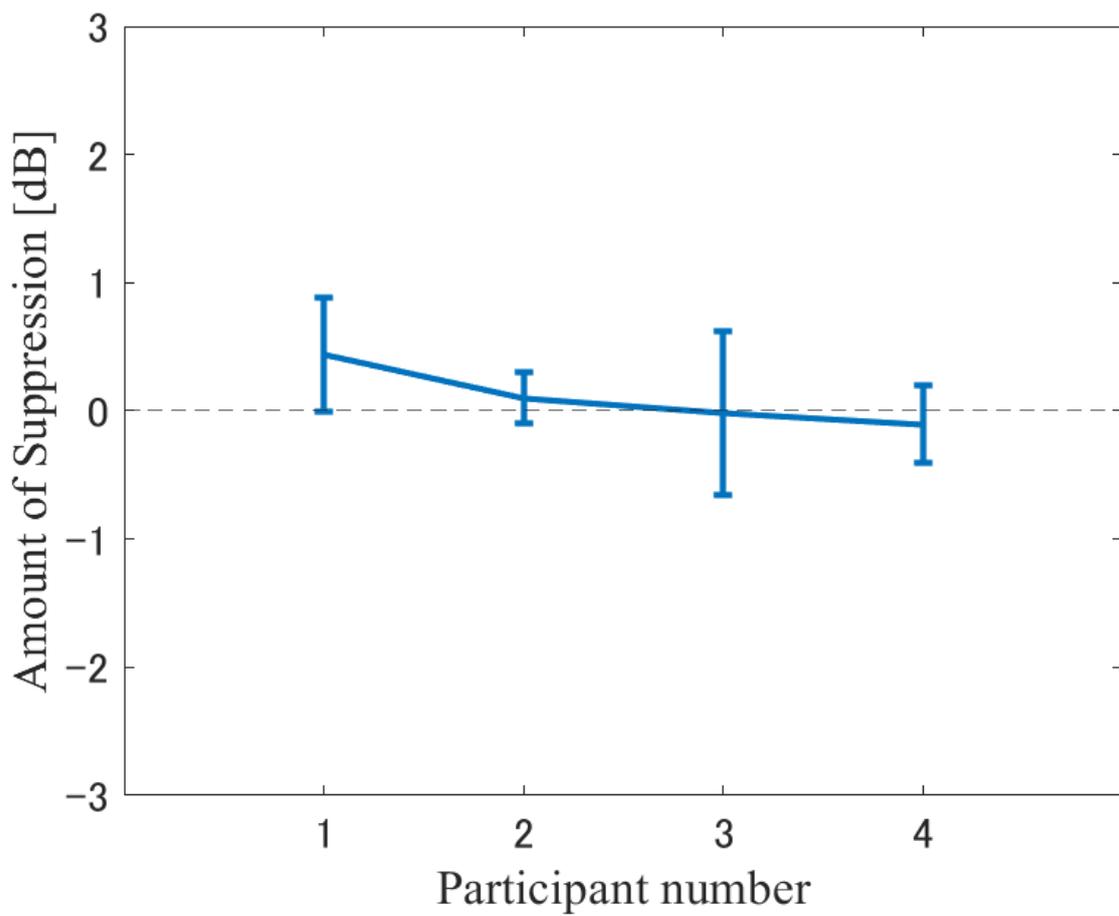


図 5.26: 定常雑音の抑圧量の平均値, 分散

5.3.6 考察

十分な抑圧効果が見られなかった要因として、フィルタの設計により振幅・位相を精度よく再現できていなかったということが考えられる。図 5.4 から図 5.23 の結果から特に 250 Hz での位相応答に関して目的の特性とフィルタの特性に大きな差異があることが分かる。ここで、ANC の原理を考える。図 5.27 のように骨導提示音の振幅が完全な抑圧条件となっている場合を仮定しても、骨導提示音の位相によっては最大で音圧レベルが 3dB 増大する可能性がある。位相のずれは抑圧量だけでなく、抑圧できるかどうかという条件自体に影響を与えられられる。このことから、フィルタの設計によって、低周波数帯域の成分を抑圧できずに全体としてのラウドネスが増大し、抑圧量が小さくなった可能性が考えられる。

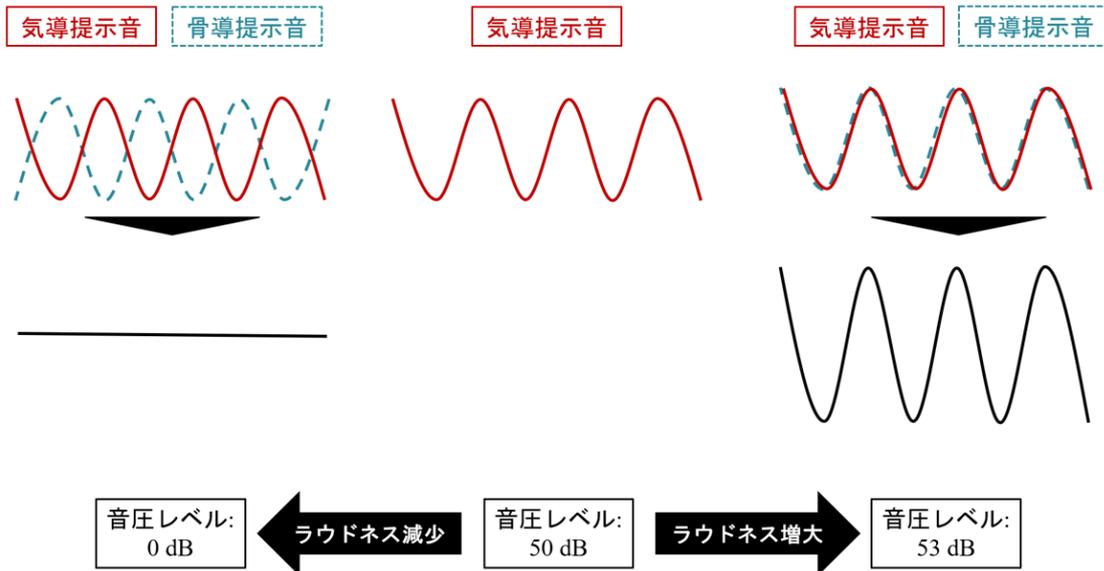


図 5.27: 骨導提示音の位相によるラウドネスの変化

第6章 全体考察

骨導デバイスによる純音の抑圧に関する実験，複合音の抑圧に関する実験，定常雑音の抑圧に関する実験を通じて，以下のことが明らかになった．

1. 気導提示された純音を抑圧する骨導提示音の条件を極限法により明らかにすることで，3 dB を超える十分な抑圧が可能である．
2. 純音の抑圧条件を用いて，気導提示された複合音を骨導提示音により抑圧することが可能である．しかし，十分な抑圧量は稼ぐことができない．
3. 純音の抑圧条件を用いて，気導提示された定常雑音を骨導提示音により抑圧することは難しいが，フィルタの設計を精度良く行うことで抑圧できる可能性がある．

フィルタの設計の RMSE が小さい実験参加者 2 人に関しては，平均抑圧量が正となったが，RMSE が大きい実験参加者 2 人に関しては，平均抑圧量が負となった．従って，定常雑音の抑圧量が小さい要因として，フィルタの設計によって目的の振幅・位相を得られなかったことによる影響が考えられる．特に本研究におけるフィルタの位相特性に関して，低周波数域での精度が低くなっている．この位相の誤差を無くすために低周波数域の位相特性を補正するような全域通過フィルタを用いることで改善が可能であると考えられる．

本研究では一つ目の実験で 250, 500, 1,000, 2,000, 4,000, 8,000 Hz の 6 つの点における骨導提示音の振幅・位相の条件を求め，データので内挿を行った．しかし，内挿したデータと実際の抑圧条件が一致していないという可能性がある．このことにより，純音の抑圧実験を行った 6 点の周波数では抑圧ができていたが，内挿した周波数成分では抑圧効果が見られなかったと考えられる．純音以外の定常音に関しては，各周波数におけるラウドネス密度の和によって全体のラウドネスが決定される．そのため，任意の周波数で位相条件がずれていた場合には，全体のラウドネスが増大し，抑圧量が小さくなることが考えられる．本研究の結果と抑圧量に関与すると考えられる要因を表 6.1 に示す．

表 6.1: 三つの実験の結果と抑圧量の低下に影響を与える要因

抑圧対象	抑圧量の結果	考察
純音	平均: 4.95	両耳で抑圧条件が異なること クロストークによる影響 実験中のデバイスのずれ
複合音	平均: 0.95	実験間のデバイス位置の違い 抑圧できていない純音による影響
定常雑音	フィルタ精度上位二名の平均: 0.27 フィルタ精度下位二名の平均: -0.06	フィルタの設計精度 内挿データと実際の抑圧条件の違い

第7章 結論

7.1 本研究が明らかにしたこと

本研究では、耳を塞がずに音を知覚させることが可能な骨導デバイスを利用した騒音抑圧技術の実現を目指し、気導提示された定常雑音を骨導提示音により抑圧できるか検討することを目的とした。そのために、三つの聴取実験を実施した。一つ目の実験では、各周波数における気導提示音の抑圧条件を明らかにした。気導音および骨導音の伝達経路の違いから両者に位相差が生じることを考慮し、極限法により骨導提示音の振幅・位相の条件を求めた。二つ目の実験では、初めの実験で求めた骨導提示音の振幅・位相の条件を用いて、気導提示される複合音を抑圧可能か明らかにした。三つ目の実験では、初めの実験で求めた骨導提示音の振幅・位相の条件を用いて、気導提示される定常雑音を抑圧可能か検討を行った。本研究が明らかにしたことは以下の三つである。

- 気導提示された純音を骨導提示音により十分に抑圧することが可能である。
- 気導提示された複合音を骨導提示音より抑圧することが可能である。
- 各周波数における骨導提示音の振幅・位相を制御した定常雑音によって、気導提示された定常雑音を抑圧することは困難であるが、フィルタの設計を精度良く行うことで抑圧できる可能性がある。

7.2 残された課題

骨導デバイスを利用した騒音抑圧技術の実現を目指すうえで以下のような残された課題が存在する。

- 気導提示でスピーカを用いる場合の検討

気導提示のデバイスとしてイヤホンを用いたが、本来は耳を開放して雑音を抑圧する必要がある。そのため、気導提示のデバイスとしてスピーカを利用した実験の検討を行う必要がある。スピーカで実験を行う場合にはイヤホンで気導提示する場合と比較すると、両耳間時間差が生じやすく、左右の耳で異なる制御が必要になる。耳を開放している状態と閉塞している状態では外耳道内での骨導音が異

なった特性となることが知られている [33, 34]. 特に 1,000 Hz 以下の周波数帯域における音圧が上昇する現象である耳閉塞効果があり, 10 dB 程度上昇する. そのため, 今回実施した実験の結果とは値が異なることが予測される.

- 雑音をリアルタイムで処理する為の遅延の少ないフィルタの設計

フィルタ設計には, 関数で任意の振幅・位相応答を満たすフィルタの設計が可能な MATLAB 関数 `arbmagnphase` を用いて FIR フィルタを設計した. リアルタイム処理を考え, 当初は IIR フィルタでの設計を試みたが, 極で不安定となった. 付録に IIR フィルタでの設計結果を示す.

- 極限法と同等の信頼性があり, なおかつ簡便に骨導提示音の振幅・位相条件を明らかにできる実験方法の検討

本研究では, 一つ目の実験と二つ目の実験を通して, 骨導デバイスの装着位置のずれによって抑圧量が小さくなることが考えられた. 極限法と同等の信頼性があり, なおかつ簡便に骨導提示音の振幅・位相条件を明らかにできる実験方法を利用すると, 本研究のように各周波数の純音の抑圧実験を骨導デバイスを外すことなく実験を実施することが可能であると考えられる. もしくは, 複数の位置における骨導提示音の振幅・位相の条件を求め, その平均値を用いることでどの位置に骨導デバイスを装着しても抑圧効果を得られると考えられる.

- フィルタ設計時の骨導提示音の振幅・位相の内挿方法の検討

本研究では一つ目の実験で 250 Hz, 500 Hz, 1,000 Hz, 2,000 Hz, 4,000 Hz, 8,000 Hz の 6 つの点における骨導提示音の振幅・位相の条件を求め, データので内挿を行った. しかし, 実際の抑圧条件が内挿したデータと異なる可能性が考えられる. 純音の抑圧実験に関して, より多くの純音で実験を行うことで抑圧効果が増大すると考えられる.

- 時間変動音に対する抑圧の検討

本研究では, 雑音として音圧レベルが時間に伴って変動しない定常雑音を利用した. しかし, 我々の身の回りにある雑音は自動車の音など時間によって音圧レベルが変動する. そのため, 骨導デバイスによる騒音抑圧法の実現を目指すうえで, 時間変動音に対しても抑圧効果を確認する必要がある.

付録

IIR フィルタによる設計の検討

フィルタ設計には、任意の振幅・位相応答を満たすフィルタの設計が可能な MATLAB の関数 `arbmagphase` を用いた。分母の次数を 6、分子の次数を 12 と設定し、フィルタの設計を行った。図 7.1 にフィルタの振幅応答の結果、図 7.2 にフィルタの位相応答の結果を示す。それぞれの結果は実験参加者 1 のフィルタ応答である。FIR フィルタと同様に RMSE を計算し、振幅、位相に関してそれぞれ 1.30, 2.38 と計算された。振幅・位相の応答は目的の振幅の特性・位相を良く再現できていることが示された。このフィルタの安定性を確かめるため、極と零点を周波数平面上に示した。この結果を図 7.3 に示す。図 7.3 から、極の値が単位円内に入らず設計した IIR フィルタが不安定であることが示された。

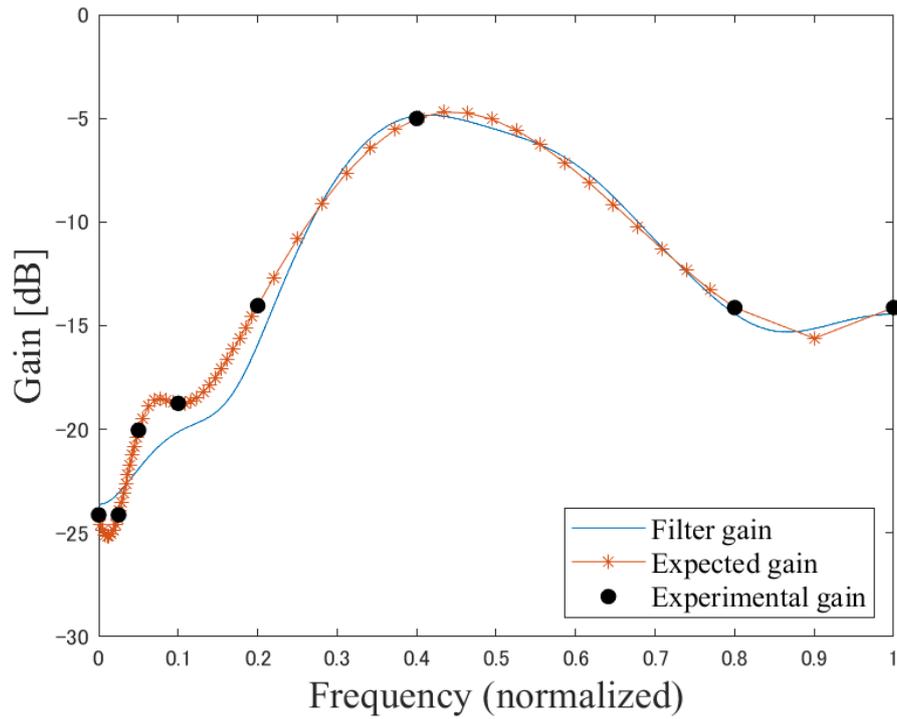


図 7.1: 実験参加者 A に適したフィルタの振幅応答 (IIR フィルタ)

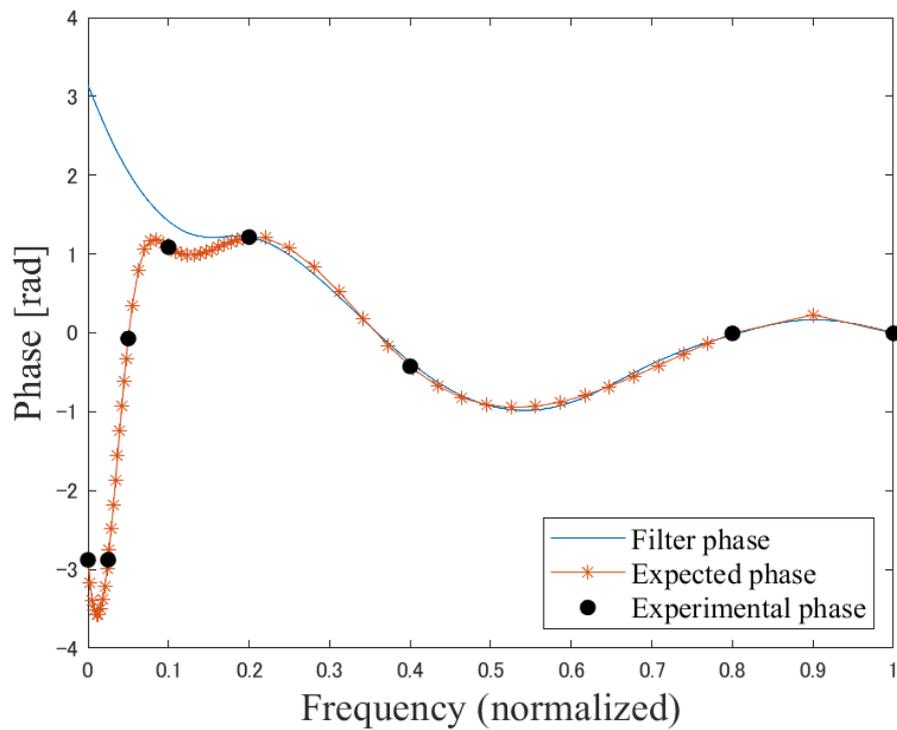


図 7.2: 実験参加者 A に適したフィルタの位相応答 (IIR フィルタ)

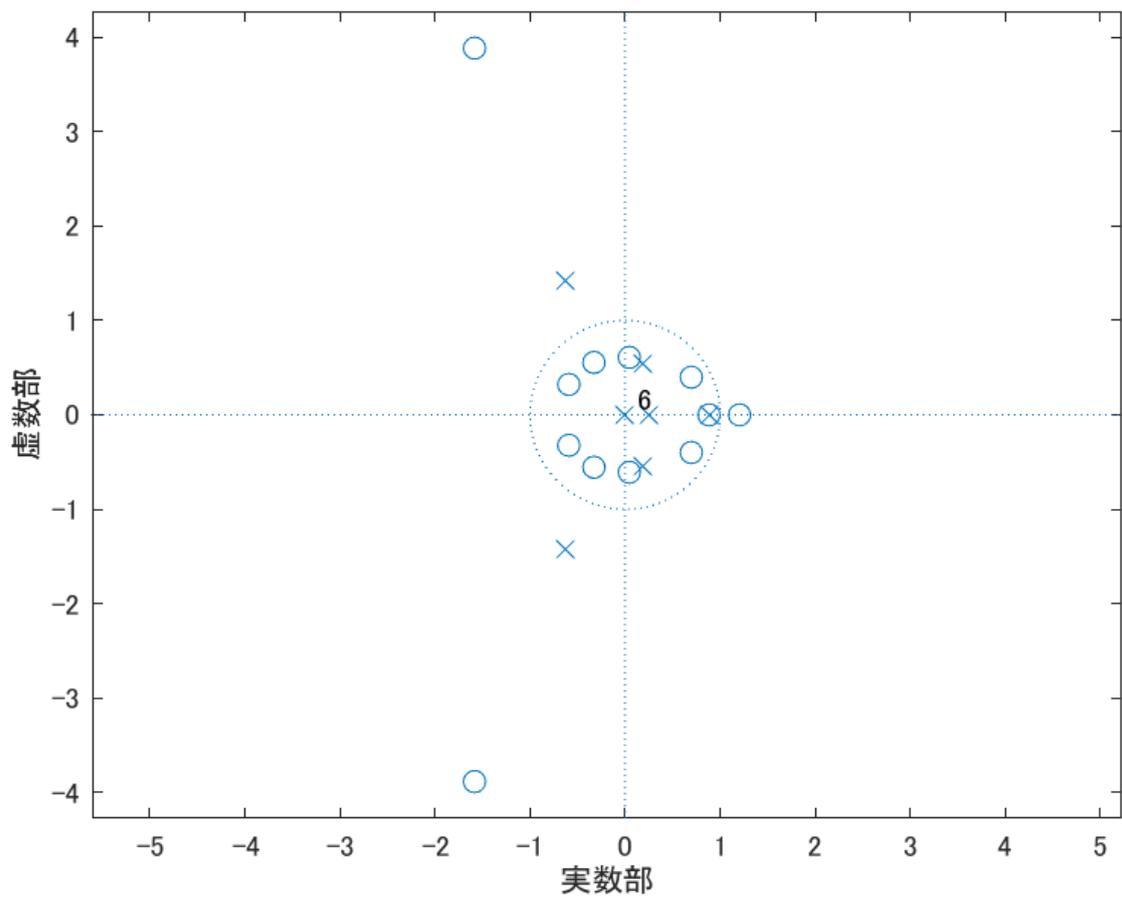


図 7.3: IIR フィルタの安定性

謝辞

本研究の遂行にあたり，研究に対する心構えや生活態度など，多くのご指導，ご助言を賜った，主指導教員である鶴木祐史教授に心から深く感謝いたします。また，研究室会議やミーティングの場において，数多くのご助言をいただいた赤木正人名誉教授，木谷俊介講師，大田恭士氏に深く感謝いたします。また，公私ともにサポートいただいた上江洲安史特任助教，鳥谷輝樹氏，磯山拓都氏に深く感謝いたします。ゼミや私生活で共に切磋琢磨した同期のメンバーに深く感謝いたします。最後に長きにわたり筆者の学生生活を支えてくれた家族の皆様に心から感謝いたします。

参考文献

- [1] 日本音響学会, 音響用語辞典, コロナ社, 1988.
- [2] Isaacson, J. E. and Vora, N. M., “Differential diagnosis and treatment of hearing loss,” *American Family Physician*, vol. 68, no. 6, pp. 1125–1132, 2003.
- [3] 森尚彫, “日本における人工内耳の現状,” *保健医療学雑誌*, vol. 6, no. 1, pp. 15–23, 2015.
- [4] United States Environmental Protection Agency, “Protective Noise Levels,” EPA Levels Document, 1978.
- [5] 末岡伸一, “都市部における騒音の目安について,” *東京都環境科学研究所年報*, pp. 209–214, 2005.
- [6] Toda, Y. *et al.*, “Investigation of auditory effect of a rock concert: A rock concert which was held in 1986,” *Department of otorhinolaryngology*, vol. 33, pp. 947–952, 1987.
- [7] 労働省労働基準局, “騒音障害防止のためのガイドラインの策定について,” 基発第 546 号, 1992.
- [8] 調所廣之, “聴覚に関わる社会医学的諸問題 「労働音環境騒音に対する聴覚保護と対策」,” *Audiology Japan*, vol. 55, pp. 165–174, 2012.
- [9] 日本工業規格, “JIS T 8161,” 2020.
- [10] 梶川嘉延, “アクティブノイズコントロールの最近の話題と応用,” *情報処理学会研究報告*, vol. 107, no. 3, pp. 1–6, 2015.
- [11] Mukhopadhyay, C. *et al.*, “A comparative analysis of bacterial growth with earphone use,” *Online Journal of Health and Allied Sciences*, vol. 7, no. 2, pp. 1–3, 2008.
- [12] 音響入門シリーズ編集委員会, 音響学入門, コロナ社, 2011.

- [13] Lowy, K., “Cancellation of the Electrical Cochlear Response with Air- and Bone-Conducted Sound,” *the Journal of the Acoustical Society of America*, vol. 13, pp. 156–158, 1942.
- [14] Wever, E. G. and Lawrence, M., “Sound conduction in the cochlea,” *Annals of Otology, Rhinology and Laryngology*, vol. 61, no. 3, pp. 824–835, 1952.
- [15] Stenfelt, S., Puria, S., Hato, N., and Goode, R. L., “Basilar membrane and osseous spiral lamina motion in human cadavers with air and bone conduction stimuli,” *Hearing Research*, vol. 181, no. 1–2, pp. 131–143, 2003.
- [16] Békésy, V. G., “Zur Theorie des Horens bei der Schallaufnahme durch Knochenleitung,” *Annalen der Physik*, vol. 405, no. 1, pp. 111–136, 1932.
- [17] Stenfelt, S., “Simultaneous cancellation of air and bone conduction tones at two frequencies: Extension of the famous experiment by von Békésy,” *Hearing Research*, vol. 225, no. 1–2, pp. 105–116, 2007.
- [18] 伊藤憲三, 坂本真一, “骨導受聴の現状と新しい応用への可能性,” *日本音響学会聴覚研究会資料*, vol. 39, no. 8, pp. 587–592, 2009.
- [19] 伊藤一仁, “骨伝聴覚の知覚機序に関する実験的考察,” *Faculty of Health Sciences*, vol. 11, 2021.
- [20] 酒井賢人, 立蔵洋介, “骨伝導による騒音抑圧効果の上下法を用いた検討,” *日本音響学会 2022 年秋季研究発表会*, 1–Q–9, 2022.
- [21] Stenfelt, S. and Goode, R. L., “Bone-conducted sound: Physiological and clinical aspects,” *Otology and Neurotology*, vol. 26, no. 6, pp. 1245–1261, 2005.
- [22] Ito, K. and Nakagawa, S., “Self-demodulation of amplitude-modulated signal components in amplitude-modulated bone-conducted ultrasonic hearing,” *Japanese Journal of Applied Physics*, vol. 54, 07HF07, 2015.
- [23] Stenfelt, S., “Acoustic and Physiologic Aspects of Bone Conduction Hearing,” *Advances in Oto-rhino-laryngology*, vol. 71, pp. 10–21, 2011.
- [24] 難波精一郎, 桑野園子, *音の評価のための心理学的測定法*, コロナ社, 1998.
- [25] 大串健吾, *音響聴覚心理学*, 誠信書房, 2019.
- [26] 国際標準化機構, “ISO 226,” 2003.

- [27] Fletcher, H. and Munson, W. A., “Loudness, its definition, measurement and calculation,” the Journal of the Acoustical Society of America, vol. 5, pp. 82–108, 1933.
- [28] Scharf, B. and Fishken, D., “Binaural summation of loudness: Reconsidered,” Journal of Experimental Psychology, vol. 86, no. 3, pp. 374–379, 1970.
- [29] Zwicker, E. and Zwicker, U. T., “Dependence of binaural loudness summation on interaural level differences, spectral distribution, and temporal distribution,” the Journal of the Acoustical Society of America, vol. 89, no. 2, pp. 756–764, 1991.
- [30] Whilby, S., Florentine, M., Wagner, E., and Marazean, J., “Monaural and binaural loudness of 5- and 200-ms tones in normal and impaired hearing,” the Journal of the Acoustical Society of America, vol. 119, no. 6, pp. 3931–3939, 2006.
- [31] 関本荘太郎, “骨導ヘッドホンと方向感,” 日本音響学会講演論文集, 2–2–3, pp. 517–518, 2007.
- [32] 国際標準化機構, “ISO 532,” 2017.
- [33] Tonndorf, J., “Bone conduction. Studies in experimental animals,” Acta Otolaryngology, vol. 213, pp. 1–132, 1966.
- [34] Stenfelt, S., Wild, T., Hato, N., and Goode, R. L., “Factors contributing to bone conduction: the outer ear,” the Journal of the Acoustical Society of America, vol. 113, no. 2, pp. 902–913, 2003.

研究業績

1. 井上隼輔, 鳥谷輝樹, 鵜木祐史, “骨導提示音による気導提示音の抑圧に関する検討,” 2022年度電気・情報関係学会北陸連合支部連合大会 G20, 2022.
2. 井上隼輔, 鳥谷輝樹, 上江洲安史, 鵜木祐史, “骨導提示音による気導提示音の抑圧効果,” 日本音響学会 2023年春季研究発表会, I-4P-5, 2023.