

長岡技術科学大学大学院  
工学研究科修士論文

題 目

骨伝導デバイスによる音像定位のための  
クロストークキャンセルに関する研究

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  
19314087 佐々木 大毅

令和 5 年 2 月 10 日

# ABSTRACT

## Bone Conduction Devices for Sound Image Localization Study on Crosstalk Cancellation

Student ID : 19314087

Author : Daiki SASAKI

Supervisor : Yasunori SUGITA

The technology to reproduce sound with a sense of presence is called stereophonic technology. Entertainment using stereophonic technology has been attracting attention in recent years, and sound image localization technology is one of the elements that bring about a sense of presence. Sound image localization technology is a technology that gives a sense of direction to the sound. Bone conduction devices are used to localize the sound image and present the sound to the cochlea in the inner ear, making them effective for people with hearing loss. When using a bone conduction device, the signal from one transducer reaches the cochlea in both ears, and the signal reaches the cochlea on the opposite side.

This phenomenon, called crosstalk, reduces the sense of sound direction and affects sound image localization. Therefore, it is necessary to perform crosstalk cancellation, and a noise control method called active noise control has been proposed. Active noise control is a technique that muffles the original noise by using inverse phase. One of the control methods for active noise control is the FxLMS (filtered-X LMS) algorithm, which optimizes the filter coefficients. In a previous study, it was reported that a filter calculated by using the FxLMS algorithm cancels crosstalk with a maximum attenuation of about 13 dB in the frequency range from 0.2 to 2 kHz. However, although crosstalk cancellation improves the accuracy of sound image localization, the signal reaches the cochlea amplified or attenuated due to the effect of bone-conduction transfer characteristics.

In this paper, we propose a method to perform crosstalk cancellation and correction of bone-conduction transmission characteristics. Using pre-measured bone-conduction transfer characteristics, a filter was designed to achieve crosstalk cancellation and correction of bone-conduction transfer characteristics, and the filter was applied to the sound signal presented by the bone-conduction device. The usefulness of two methods, one based on active noise control and an inverse filter, and the other based on a transaural system, was confirmed by simulation and verified on an actual device.

The results showed that crosstalk cancellation and correction of bone conduction char-

acteristics were possible with both the active noise control technology and the inverse filter-based method, and that the transaural system provided more accurate crosstalk cancellation and correction of bone conduction characteristics over a wider frequency range. The transaural system was able to provide more accurate crosstalk cancellation and correction of bone-conduction transfer characteristics over a wider frequency range.

# 目次

<b>第 1 章</b>	<b>はじめに</b>	<b>1</b>
1.1	研究背景 . . . . .	1
1.2	研究目的 . . . . .	2
1.3	論文構成 . . . . .	2
<b>第 2 章</b>	<b>本研究における基礎的な知識・手法</b>	<b>3</b>
2.1	アクティブノイズコントロール . . . . .	3
2.2	FxLMS アルゴリズム . . . . .	4
2.3	トランスオーラルシステム . . . . .	5
<b>第 3 章</b>	<b>手法</b>	<b>8</b>
3.1	手法 1. ANC と補正フィルタ . . . . .	8
3.1.1	クロストーク補償フィルタ . . . . .	8
3.1.2	骨導伝達特性の補正フィルタ . . . . .	9
3.1.3	ANC と補正フィルタを使用した際のブロック図 . . . . .	9
3.2	手法 2. トランスオーラルシステム . . . . .	11
3.3	手法の比較 . . . . .	12
<b>第 4 章</b>	<b>シミュレーションと実機での検証</b>	<b>14</b>
4.1	骨導伝達特性の測定 . . . . .	14
4.2	クロストークキャンセルと骨導伝達特性の補正についてのシミュレーション . . . . .	15
4.2.1	シミュレーション条件 . . . . .	15
4.2.2	シミュレーション結果 . . . . .	16
4.3	クロストークキャンセルと骨導伝達特性の補正についての検証 . . . . .	18
4.3.1	実験条件 . . . . .	18
4.3.2	クロストークキャンセル . . . . .	18

---

4.3.3	骨導伝達特性の補正 . . . . .	22
4.4	まとめと今後の展望 . . . . .	25
第 5 章	おわりに	27
謝辞		28
付録 A	付録	29
A.1	CTC フィルタの周波数特性 . . . . .	29
A.2	トランスオーラルシステムのフィルタの周波数特性 . . . . .	30
参考文献		32

# 第 1 章

## はじめに

### 1.1 研究背景

音に臨場感を持たせて再生する技術のことを立体音響技術と呼ぶ。立体音響技術を利用したエンタメなどが近年注目を浴びており、臨場感をもたらせる要素として音像定位技術がある [1]。これは音に方向感を持たせる技術でこの性能が上がることで音の臨場感が大きく向上する [2]。音像定位を行う手法としてヘッドフォンやスピーカー、骨伝導デバイスなどがあり、骨伝導デバイスは埋め込みがなく取り付けが簡単なため、音楽の再生や軍事通信用などの分野でも応用されている [3]。また、骨伝導デバイスは内耳の蝸牛に音を提示するため補聴器としても使用され難聴者にも有効である [4]。音像定位は難聴者になると失われていくため難聴者にとって重要な問題となっている。通常、難聴者に対しては補聴器は片側装用されることが多かったが両側装用が音に方向感をもたらすことが明らかとなり両側装用について長い間議論されてきた [5–9]。しかし、骨伝導デバイスを使用した際に片方の振動子からの信号が両耳の蝸牛に届き、反対側への蝸牛に届くクロストークという現象が音の方向感を低下させる要因となるため音像定位に影響が出る [10–12]。クロストークは骨伝導の両耳装用による利点を制限する主要要因である。そのためクロストークキャンセルを行う必要があり、アクティブノイズコントロールという騒音制御の手法でクロストークをキャンセルする研究がある [13]。アクティブノイズコントロールとは逆位相を利用して騒音となる元の音を消音する技術である。アクティブノイズコントロールの制御手法の 1 つとしてフィルタの係数を最適化する FxLMS(filtered-X LMS) アルゴリズムというものがある [14]。先行研究では FxLMS アルゴリズムを使用して求めたフィルタを用いることで 0.2~2kHz の周波数領域で周波数において最大約 13dB の減衰でキャンセルが効くことが報告されている。しかし、クロストークキャンセルによって音像定位の精度は向上するが骨導伝達特性の影響で信号が増幅したり減衰して蝸牛に届くため、

高精度に音像定位を実現するには、クロストークのキャンセルに加えて骨導伝達特性の補正が必要であると考えられる。

## 1.2 研究目的

本論文では高精度なクロストークキャンセルと骨導伝達特性の補正を行うことを目的とする。事前に測定した骨導伝達特性を用いてクロストークのキャンセルと骨導伝達特性の補正を実現するためのフィルタを設計し、骨伝導デバイスで呈示する音信号に対してフィルタを作用させて行う。アクティブノイズコントロール技術と逆フィルタに基づく手法、及びトランスオーラルシステムに基づく手法の2つを検討し、シミュレーションで有用性を確認し、実機での検証によりそれぞれ手法の特徴を整理、明らかにする。

## 1.3 論文構成

本論文の構成を以下に示す。第2章では基礎的な知識となるアクティブノイズコントロールと FxLMS アルゴリズム、トランスにオーラルシステムについて説明する。第3章では提案手法であるアクティブノイズコントロールと補正フィルタおよびトランスオーラルシステムについて説明し、各手法のフィルタの違いについて説明する。第4章ではシミュレーションで有用性を確認し実機で検証を行う。第5章では本論文の結論を述べる。

## 第 2 章

# 本研究における基礎的な知識・手法

### 2.1 アクティブノイズコントロール

アクティブノイズコントロール (active noise control : ANC) とは消音したい音に対して逆位相の音を発生させることで消音する技術である。ダクトの騒音などに用いられており，本論文で消音する音は骨伝導ヘッドフォンを使用した際に反対側の蝸牛に届くクロストークである。ホイヘンスの原理より，図 2.1 において一次音源の周りに形成される音場と同一の音場  $\Omega$  を，一次音源を取り囲む空間に閉じた面  $\Sigma$  上に分布した二次音源によって形成することが可能である。そこで，二次音源の位相を反転させた場合， $\Omega$  内では一次音源で形成される音場と，二次音源で形成される音場が同一ゲイン・逆位相となり，重ね合わせにより完全にキャンセルされ，音圧がゼロになる [14].

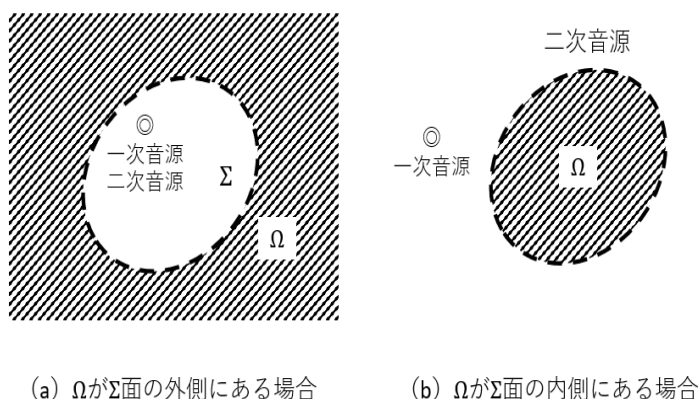


図 2.1 アクティブノイズコントロールの基本原理



## 2.2 FxLMS アルゴリズム

アクティブノイズコントロールの制御手法では一般的にフィードフォワード制御が用いられる。騒音である一次音源を事前に検出し、その信号に対して処理を施して逆位相となるような音を二次音源から放出することで騒音を消音する。その時のブロック図を図 2.2 に示す。観測点でその信号の足し合わせである誤差信号が最小となるようにクロストーク補償フィルタ（cross-talk compensation : CTC）を制御する。このフィルタを制御していくうえでスピーカやマイクの特性などに適応していく必要があるためアルゴリズムとして本論文では FxLMS(filtered-X LMS) アルゴリズムを用いて誤差信号が最小となるようにフィルタ係数を更新していく。

FxLMS アルゴリズムの更新式は

$$\mathbf{h}(n+1) = \mathbf{h}(n) + \mu e(n) \mathbf{r}(n) \quad (2.1)$$

で表される。ここで

$$\mathbf{h}(n) = [h_0(n) \ h_1(n) \ \cdots \ h_i(n) \ \cdots \ h_{N-1}(n)]^T \quad (2.2)$$

$$\mathbf{r}(n) = [r(n) \ r(n-1) \ \cdots \ r(n-i+1) \ \cdots \ r(n-N+1)]^T \quad (2.3)$$

$$r(n) = \hat{\mathbf{C}}^T \mathbf{x}(n) \quad (2.4)$$

$$\hat{\mathbf{C}} = [\hat{C}_0 \ \hat{C}_1 \ \cdots \ \hat{C}_i \ \cdots \ \hat{C}_{N-1}]^T \quad (2.5)$$

$$\mathbf{x}(n) = [x(n) \ x(n-1) \ \cdots \ x(n-i+1) \ \cdots \ x(n-N+1)]^T \quad (2.6)$$

であり、 $\mathbf{h}(n)$  は CTC フィルタのフィルタ係数ベクトル、 $\mathbf{r}(n)$  はフィルタード参照信号ベクトル、 $\hat{\mathbf{C}}$  は事前に調べた二次経路モデル、 $\mu$  はステップサイズパラメータと呼ばれる適応動作の収束速度と推定精度を調整するパラメータである。

処理過程として以下のステップで更新していき最終的に求めた CTC フィルタを使用することでクロストークを消音する。

①フィルタ係数ベクトル  $\mathbf{h}(z, 0)$  の初期化

②参照信号ベクトル  $\mathbf{x}(n)$  の初期化

③ステップサイズパラメータの設定

④フィルタード参照信号ベクトル  $\mathbf{r}(n)$  の設定

⑤以下に示すステップの繰り返し

step1 誤差信号  $e(n)$  を観測する。

step2 参照信号  $x(n)$  を観測して参照信号ベクトルに組み込む。

step3 参照信号ベクトルに 2 次経路モデルを適用してフィルタード参照信号  $\mathbf{r}(n)$  を求める。

step4 CTC フィルタから制御信号を出力する.

step5 適応フィルタの係数ベクトル  $\mathbf{h}(n)$  を更新する.

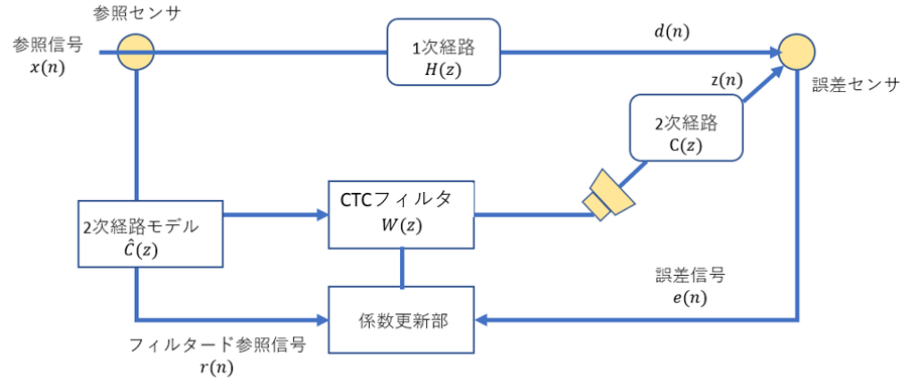
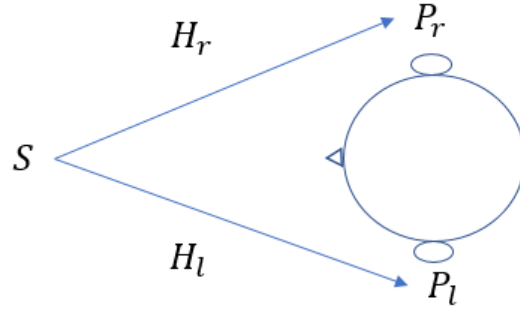


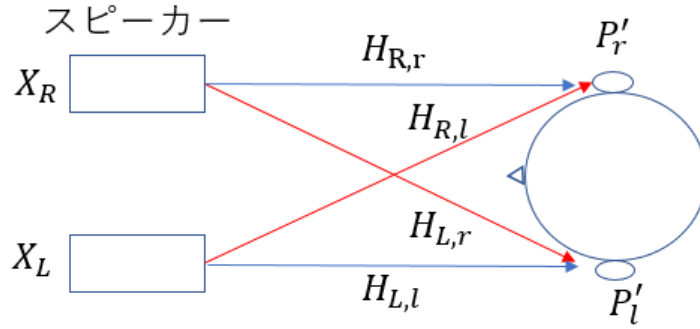
図 2.2 FxLMS アルゴリズムのブロック図

## 2.3 トランスオーラルシステム

トランスオーラルシステムとはスピーカを複数個使用して任意の音場における再生信号を受聴者の両耳に提示する再生手法である. 通常図 2.3 の (b) に示すようにスピーカ 2 つから信号を再生した場合, 左のスピーカから右耳に対して, 右のスピーカから左耳に対してクロストークとして到達する. 本来同側の耳に対して与えたい信号にクロストークが混入してしまうという問題を解決するために, あらかじめ用意したシステムでクロストークをキャンセルすることで音場の再現が可能となる [15, 16]. このシステムの構築について述べる. 図 2.3 の (a) に示すような原音場にある音源  $S$  から両耳への伝達関数を  $H$  とすると各耳までの入力信号  $P$  は式 (2.7) と表せる.



(a) 原音場



(b) 再生音場

図 2.3 原音場と再生音場

$$\begin{cases} P_l(\omega) = S(\omega)H_l(\omega) \\ P_r(\omega) = S(\omega)H_r(\omega) \end{cases} \quad (2.7)$$

再生音場でのスピーカー放射を  $X$  としたとき、両耳への入力信号  $P'$  は式 (2.8) と表せる。

$$\begin{cases} P'_l(\omega) = X_L(\omega)H_{L,l}(\omega) + X_R(\omega)H_{R,l}(\omega) \\ P'_r(\omega) = X_R(\omega)H_{R,r}(\omega) + X_L(\omega)H_{L,r}(\omega) \end{cases} \quad (2.8)$$

原音場での入力信号  $P$  を再生音場で再現したいときに  $P = P'$  とするならば式 (2.9) と表せる。

$$\begin{cases} S(\omega)H_l(\omega) = X_L(\omega)H_{L,l}(\omega) + X_R(\omega)H_{R,l}(\omega) \\ S(\omega)H_r(\omega) = X_R(\omega)H_{R,r}(\omega) + X_L(\omega)H_{L,r}(\omega) \end{cases} \quad (2.9)$$

ここでスピーカーから放射する信号  $X_L, X_R$  について解いていくと式 (2.10) が得られる

$$\begin{cases} X_L(\omega) = S(\omega) \times \frac{H_l(\omega)H_{R,r}(\omega) - H_r(\omega)H_{R,l}(\omega)}{H_{L,l}(\omega)H_{R,r}(\omega) - H_{L,r}(\omega)H_{R,l}(\omega)} \\ X_R(\omega) = S(\omega) \times \frac{H_r(\omega)H_{L,l}(\omega) - H_l(\omega)H_{L,r}(\omega)}{H_{L,l}(\omega)H_{R,r}(\omega) - H_{L,r}(\omega)H_{R,l}(\omega)} \end{cases} \quad (2.10)$$

スピーカーから放射する信号に対して式 (2.10) のような処理をすることで再生音場で原音場の両耳への入力信号を再生音場で再現できる．式 (2.7) より，式 (2.10) は式 (2.11) と表すことができ，式 (2.11) は図 2.4 と等価である．よって図 2.4 に示す各フィルタは式 (2.12) と表せる．

$$\begin{cases} X_L(\omega) = \frac{P_l(\omega)H_{R,r}(\omega) - P_r(\omega)H_{R,l}(\omega)}{H_{L,l}(\omega)H_{R,r}(\omega) - H_{L,r}(\omega)H_{R,l}(\omega)} \\ X_R(\omega) = \frac{P_r(\omega)H_{L,l}(\omega) - P_l(\omega)H_{L,r}(\omega)}{H_{L,l}(\omega)H_{R,r}(\omega) - H_{L,r}(\omega)H_{R,l}(\omega)} \end{cases} \quad (2.11)$$

$$\begin{cases} G_{l,L}(\omega) = \frac{H_{R,r}(\omega)}{H_{L,l}(\omega)H_{R,r}(\omega) - H_{L,r}(\omega)H_{R,l}(\omega)} \\ G_{r,L}(\omega) = \frac{-H_{R,l}(\omega)}{H_{L,l}(\omega)H_{R,r}(\omega) - H_{L,r}(\omega)H_{R,l}(\omega)} \\ G_{l,R}(\omega) = \frac{-H_{L,r}(\omega)}{H_{L,l}(\omega)H_{R,r}(\omega) - H_{L,r}(\omega)H_{R,l}(\omega)} \\ G_{r,R}(\omega) = \frac{H_{L,l}(\omega)}{H_{L,l}(\omega)H_{R,r}(\omega) - H_{L,r}(\omega)H_{R,l}(\omega)} \end{cases} \quad (2.12)$$

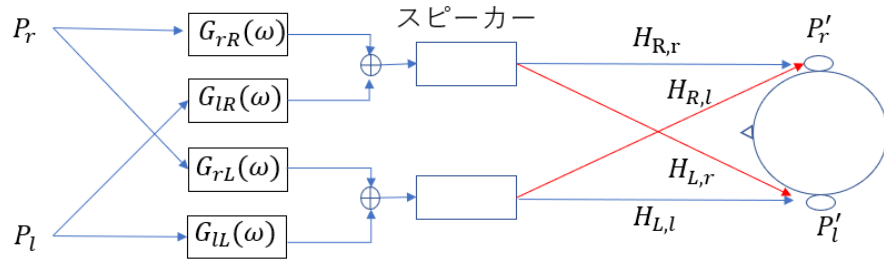


図 2.4 トランスオーラルシステムによる原音場の再現

## 第 3 章

# 手法

### 3.1 手法 1. ANC と補正フィルタ

#### 3.1.1 クロストーク補償フィルタ

アクティブノイズコントロールのフィードフォワード制御で用いる FxLMS アルゴリズムを使用してクロストークキャンセルをする CTC フィルタを作成する．図 2.2 に示したブロック図の一次経路を”左耳から右の蝸牛”のようなクロストークが発生する経路として，二次経路を”右耳から右の蝸牛”までのような同側での経路とする．実際に測定した骨導伝達特性を使用して求める．誤差信号が収束した 10 個分の平均をとり最終的に求まった CTC フィルタの周波数特性を示す．フィルタを通してキャンセル信号を流すことでクロストークが 1kHz～3kHz で 40dB～50dB 減衰している．

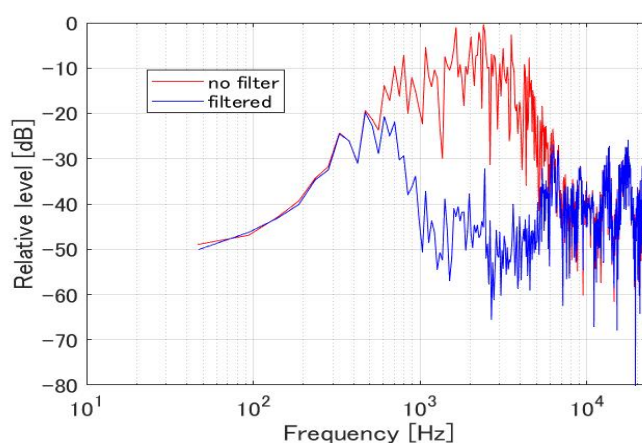


図 3.1 CTC フィルタの周波数特性

### 3.1.2 骨導伝達特性の補正フィルタ

ある系における特性を打ち消す働きを持つフィルタを逆フィルタと呼ぶ。本論文では右の骨伝導ヘッドフォンから右の蝸牛まで、左の骨伝導ヘッドフォンから左の蝸牛まで骨導伝達特性の影響を打ち消すような逆フィルタを作成して経路の特性を補正する。事前に測定した骨導伝達特性を使用して同側の経路の特性を補正する逆フィルタを作成する。作成には NLMS アルゴリズムを使用した。NLMS アルゴリズムとは FxLMS アルゴリズムのもととなっている LMS アルゴリズムよりステップサイズパラメータの調整が簡単になったものである。作成した逆フィルタと補正したい経路の特性、それらを畳み込んだ特性をまとめた図を示す。骨導伝達特性と畳み込むことによってグラフが平坦になり特性が補正されていることがわかる。

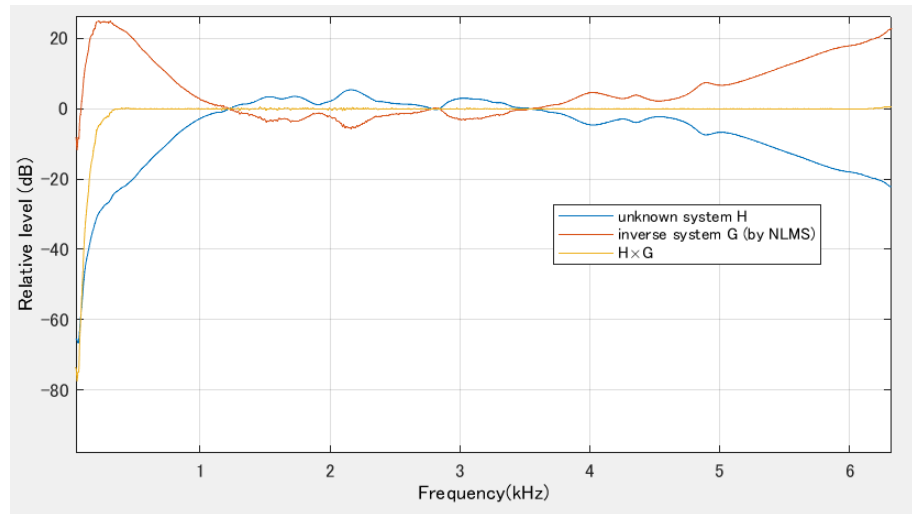


図 3.2 逆フィルタの周波数特性

### 3.1.3 ANC と補正フィルタを使用した際のブロック図

手法 1 の再生音から蝸牛までのブロック図を示す。 $H_{R,r-g}(\omega)$  と  $H_{L,l-g}(\omega)$  は逆フィルタ、 $H_{wr}(\omega)$  と  $H_{wl}(\omega)$  は CTC フィルタである。

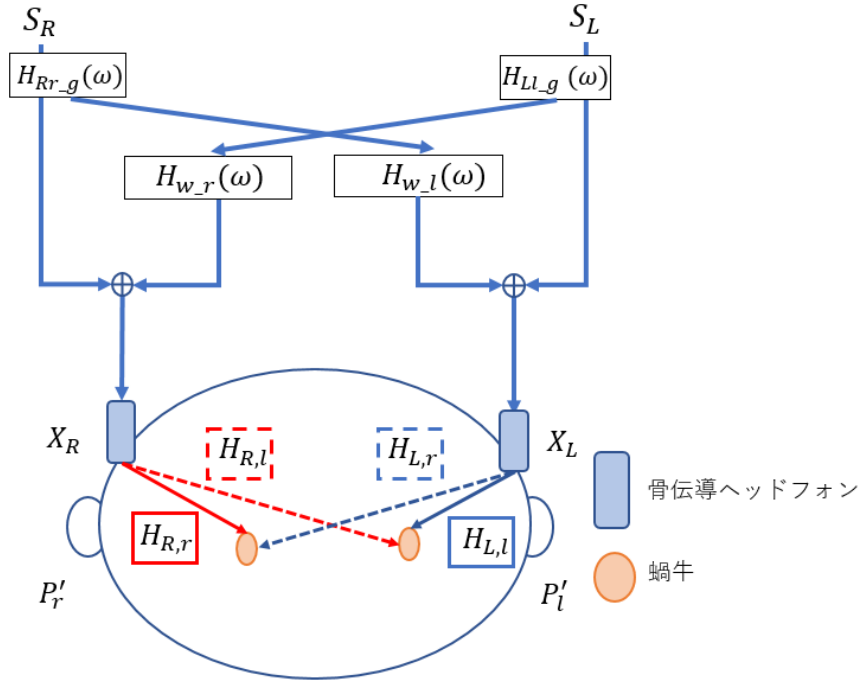


図 3.3 手法 1 ANC + 逆フィルタのブロック図

図 3.3 に示す蝸牛への入力信号  $P'$  は式 (3.1) となる.

$$\begin{cases} P'_l(\omega) = X_L(\omega)H_{L,l}(\omega) + X_R(\omega)H_{R,l}(\omega) \\ P'_r(\omega) = X_R(\omega)H_{R,r}(\omega) + X_L(\omega)H_{L,r}(\omega) \end{cases} \quad (3.1)$$

左右の骨伝導ヘッドフォンからの放射信号  $X$  は式 (3.2) である.

$$\begin{cases} X_L(\omega) = S_L(\omega)H_{L,l-g}(\omega) + S_R(\omega)H_{R,r-g}(\omega)H_{wl}(\omega) \\ X_R(\omega) = S_R(\omega)H_{R,r-g}(\omega) + S_L(\omega)H_{L,l-g}(\omega)H_{wr}(\omega) \end{cases} \quad (3.2)$$

式 (3.2) を式 (3.1) に代入し  $S_R$  と  $S_L$  について整理すると以下の式で表せる.

$$\begin{cases} P'_l(\omega) = S_R(\omega)(H_{R,r-g}(\omega)H_{R,l}(\omega) + H_{R,r-g}(\omega)H_{wl}(\omega)H_{L,l}(\omega)) \\ \quad + S_L(\omega)(H_{L,l-g}(\omega)H_{L,l}(\omega) + H_{L,l-g}(\omega)H_{wr}(\omega)H_{R,l}(\omega)) \\ P'_r(\omega) = S_R(\omega)(H_{R,r-g}(\omega)H_{R,r}(\omega) + H_{R,r-g}(\omega)H_{wl}(\omega)H_{L,r}(\omega)) \\ \quad + S_L(\omega)(H_{L,l-g}(\omega)H_{L,r}(\omega) + H_{L,l-g}(\omega)H_{wr}(\omega)H_{R,r}(\omega)) \end{cases} \quad (3.3)$$

ここで式 (3.3) を  $P'_L = S_L$ ,  $P'_r = S_R$  とするのであれば以下の式で表せる.

$$\begin{cases} H_{R,r-g}(\omega)H_{R,l}(\omega) + H_{R,r-g}(\omega)H_{wl}(\omega)H_{L,l}(\omega) = 0 \\ H_{L,l-g}(\omega)H_{L,l}(\omega) + H_{L,l-g}(\omega)H_{wr}(\omega)H_{R,l}(\omega) = 1 \\ H_{R,r-g}(\omega)H_{R,r}(\omega) + H_{R,r-g}(\omega)H_{wl}(\omega)H_{L,r}(\omega) = 1 \\ H_{L,l-g}(\omega)H_{L,r}(\omega) + H_{L,l-g}(\omega)H_{wr}(\omega)H_{R,r}(\omega) = 0 \end{cases} \quad (3.4)$$

このとき、右辺が0となっている式がクロストークキャンセルが可能として式(3.5)のように $H_{wl}$ と $H_{wr}$ について解く。 $H_{wl}$ と $H_{wr}$ を式(3.4)の右辺が1の式に代入しても式(3.6)のように左辺は1にならず骨導伝達特性の補正を実現できない。したがって手法1は高精度なクロストークキャンセルと骨導伝達特性の補正ができない。

$$\begin{cases} H_{wl}(\omega) = -\frac{H_{R,l}(\omega)}{H_{L,l}(\omega)} \\ H_{wr}(\omega) = -\frac{H_{L,r}(\omega)}{H_{R,r}(\omega)} \end{cases} \quad (3.5)$$

$$\begin{cases} H_{L,l-g}(\omega)H_{L,l}(\omega) - \frac{H_{L,r}(\omega)}{H_{R,r}(\omega)}H_{L,l-g}(\omega)H_{R,l}(\omega) = 1 \\ H_{R,r-g}(\omega)H_{R,r}(\omega) - \frac{H_{R,l}(\omega)}{H_{L,l}(\omega)}H_{R,r-g}(\omega)H_{L,r}(\omega) = 1 \end{cases} \quad (3.6)$$

## 3.2 手法2. トランスオーラルシステム

手法1で理論上、高精度なクロストークキャンセルと骨導伝達特性の補正ができないため2つめの手法としてトランスオーラルシステムを使用した手法を提案する。2章で説明したトランスオーラルシステムの原理より原音場での両耳への入力信号を再生音場で再現できるため高精度なクロストークキャンセルと骨導伝達特性の補正が可能である。図3.4に示すブロック図の各フィルタ $G(\omega)$ は事前に測定した骨伝導伝達特性を使用して式(3.7)と表せる。フィルタ $G(\omega)$ を作る際には直線畳み込みで計算を行うため骨導伝達特性は6倍の次数をとり計算を行う。



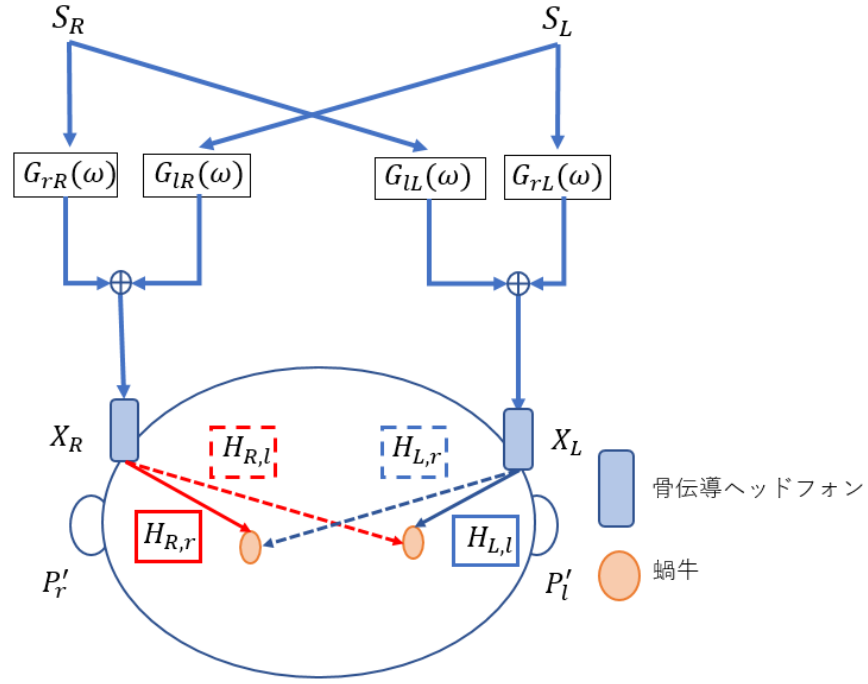


図 3.4 手法2 トランスオーラルシステムのブロック図

$$\begin{cases} G_{l,L}(\omega) = \frac{H_{R,r}(\omega)}{H_{L,l}(\omega)H_{R,r}(\omega) - H_{L,r}(\omega)H_{R,l}(\omega)} \\ G_{r,L}(\omega) = \frac{-H_{R,l}(\omega)}{H_{L,l}(\omega)H_{R,r}(\omega) - H_{L,r}(\omega)H_{R,l}(\omega)} \\ G_{l,R}(\omega) = \frac{-H_{L,r}(\omega)}{H_{L,l}(\omega)H_{R,r}(\omega) - H_{L,r}(\omega)H_{R,l}(\omega)} \\ G_{r,R}(\omega) = \frac{H_{L,l}(\omega)}{H_{L,l}(\omega)H_{R,r}(\omega) - H_{L,r}(\omega)H_{R,l}(\omega)} \end{cases} \quad (3.7)$$

### 3.3 手法の比較

手法1は式展開の結果では高精度なクロストークキャンセルと骨導伝達特性の補正はできないが手法2では可能である．次に手法でのフィルタの違いと安定性について比較していく．手法1でのフィルタの次数は骨導伝達特性の次数を  $N$  とすると CTC フィルタが  $N$ ，逆フィルタが  $2N - 1$  である．手法2のフィルタは4つ全て  $6N$  である．フィルタ次数で比較するとトランスオーラルシステムのフィルタは逆フィルタの3倍ほど，CTC フィルタの6倍となっておりシステムの負担はトランスオーラルシス

テムの方が大きい。この場合ハード化してリアルタイムで処理を行うのであれば次数の低い手法1が有効である。手法1の逆フィルタは骨導の伝達特性を補正する役割であるが骨導伝達特性の低い周波数帯は特性がかなり低い。なので低い周波数帯で発散する可能性がある。トランスオーラルシステムの逆フィルタの1つが式(3.8)である。分母は4つのフィルタ全てで同じで分子がそれぞれ違う。この場合、分母の左側の特性  $H_{L,l}(\omega)H_{R,r}(\omega)$  は左の振動子から左の蝸牛のような同側の特性でありそれを掛け合わせたフィルタが発散する可能性は手法1と同じくある。また、分母で伝達特性を掛け合わせているため手法2のフィルタの方がより増幅させる。このような違いがあるため、シミュレーションと実機で検証していき各手法でどのような結果が得られるかを調査した。

$$\left\{ G_{l,L}(\omega) = \frac{H_{R,r}(\omega)}{H_{L,l}(\omega)H_{R,r}(\omega) - H_{L,r}(\omega)H_{R,l}(\omega)} \right. \quad (3.8)$$

## 第 4 章

# シミュレーションと実機での検証

本章では、前章で述べた 2 つの手法でシミュレーションと実験を行いクロストークキャンセルと骨導伝達特性の補正について検証する．まずはじめに、各手法のフィルタの作成のために必要な被験者本人の骨導伝達特性の測定について述べる．次に 2 つの手法でクロストークキャンセルと骨導伝達特性の補正ができるかをシミュレーションする．最後に実機でクロストークキャンセルと骨導伝達特性の補正が可能かを検証し比較する．

### 4.1 骨導伝達特性の測定

骨導伝達特性の測定について述べる．本論文ではフィルタの作成に被験者本人の骨導伝達特性が必要なため測定を行う．蝸牛での特性を直接測ることは現実的ではないため、蝸牛に近い外耳道壁で観測する信号を蝸牛での特性と相対的であるとして測定を行った．測定は静かな部屋で行い、音源として TSP 信号を骨伝導ヘッドフォンから流し、骨伝導マイクまでの特性を骨導伝達特性として測定した．測定条件を表 4.1 に、測定環境を図 4.1 に示す．

表 4.1 測定条件

出力信号	TSP 音
サンプリング周波数	48kHz
次数	2048
骨伝導マイクの周波数特性	200Hz～3kHz

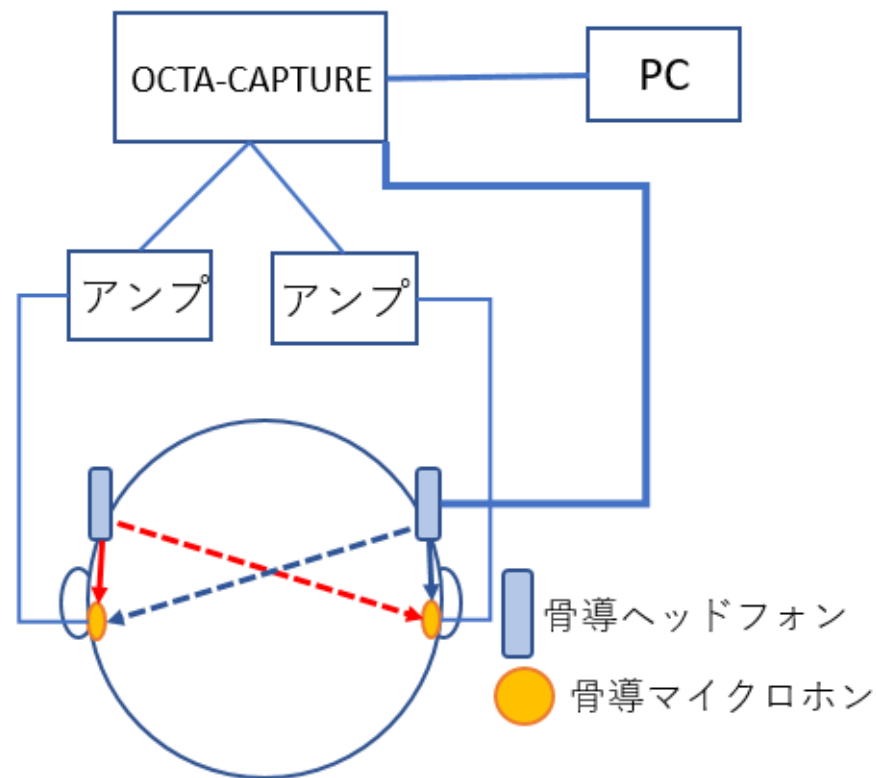


図 4.1 骨導伝達特性の測定

## 4.2 クロストークキャンセルと骨導伝達特性の補正についてのシミュレーション

### 4.2.1 シミュレーション条件

シミュレーションは3章で説明した各手法のブロック図の通りに音源に処理をして再生する。骨伝導ヘッドフォンの左の音源は250Hz刻みで3kHzまでの正弦波を、右の音源は2kHzの正弦波でありそれぞれ同時に3秒間流す。ただし同じ信号を左右から流すことを防ぐために、左から2kHzの信号を流しているときのみ右からは1kHzの信号を流す。各手法で音源に対して処理を行い骨導ヘッドフォンで再生する。この時の左からの各周波数帯の正弦波に対して、右のマイクでは左から届くクロストークをキャンセルできているか、左のマイクでは骨導伝達特性の補正をできるかをシミュレーションする。

### 4.2.2 シミュレーション結果

クロストークキャンセルのシミュレーション結果を示す。フィルタで処理をした場合のクロストークからフィルタで処理をしていない場合のクロストークの差分を各手法のクロストークのキャンセル量としてグラフの縦軸に減衰量として表す。手法1では1kHzから3kHzまでの周波数帯で30dB～50dBの減衰量が得られた。低い周波数帯の時に骨導で大きく減衰するため、CTCフィルタを求めるときのアルゴリズムでの減衰量も少なくなり減衰量があまり得られていないと考えられる。また逆フィルタで補正するために増幅していることも原因である。手法2のトランスオーラルシステムでは全ての周波数帯に対して高い減衰量が得られた。式展開でクロストーク成分が完全にキャンセルできるという状況をシミュレーション上でノイズなどの影響を受けない状況で厳密に再現できるため高い減衰量が得られたと考えられる。

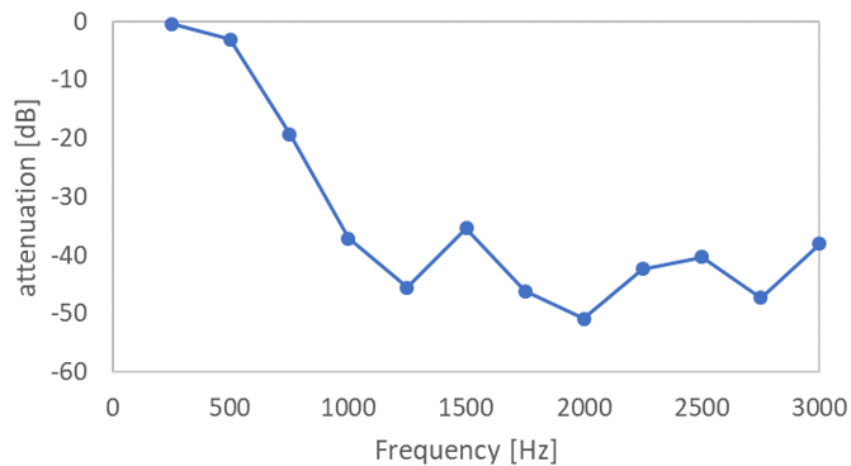


図 4.2 手法1 クロストークキャンセルのシミュレーション結果

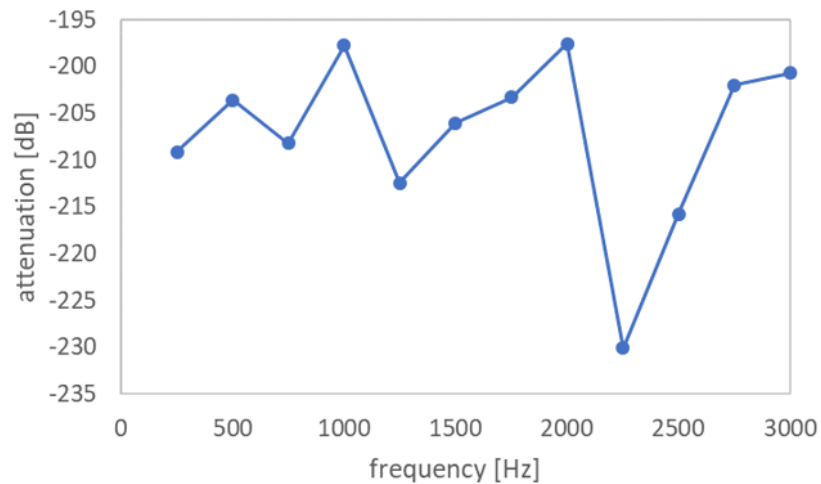


図 4.3 手法2 クロストークキャンセルのシミュレーション結果

骨導伝達特性の補正のシミュレーション結果を示す。フィルタで処理をした場合とフィルタで処理をしていない場合の2つのデータの再生信号と観測信号の差分をグラフに表す。0dBに近いほど骨導伝達特性の補正が行えているとする。骨導の特性を受けて低い周波数帯では信号が減衰している。フィルタで処理を施すことで、手法1では250Hz以外の周波数帯で精度よく骨導伝達特性の補正ができていた。250Hzに関しては周波数が低すぎるため逆フィルタで補正をしきれなかったためである。手法2では全ての周波数帯に対して骨導伝達特性の補正ができていた。クロストークキャンセルで高い減衰量を得られたのと同じく、理論通りに入力信号が蝸牛に提示されているからである。以上の結果からどちらの手法でもクロストークキャンセルと骨導伝達特性の補正が可能であるとし、実機での検証を行った。

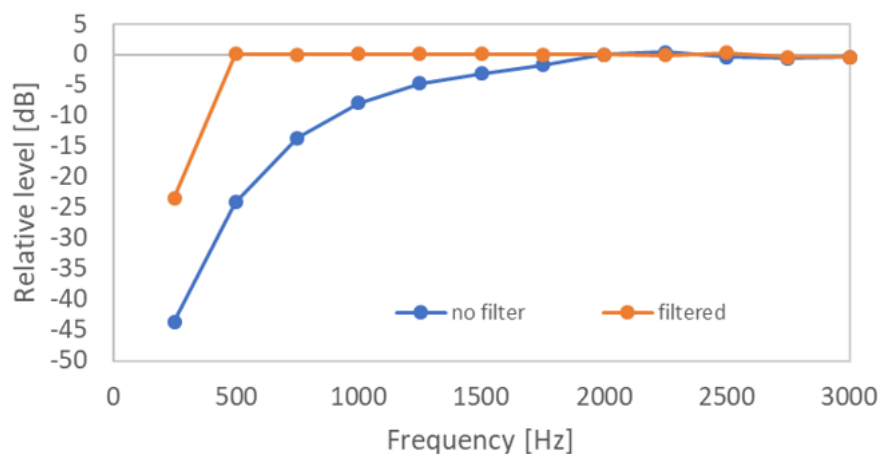


図 4.4 手法1 骨導伝達特性の補正のシミュレーション結果

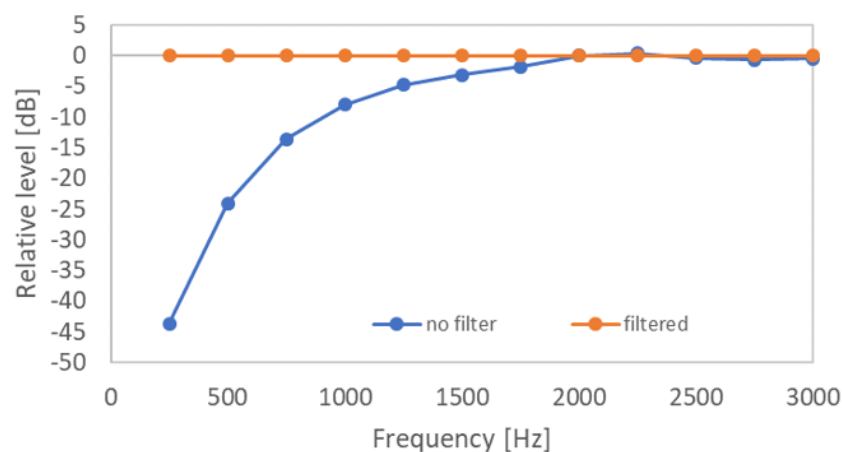


図 4.5 手法2 骨導伝達特性の補正のシミュレーション結果

## 4.3 クロストークキャンセルと骨導伝達特性の補正についての検証

### 4.3.1 実験条件

実験環境は骨導伝達特性の測定をした際の図 4.1 と同じである。被験者 4 人に対して実験を行い、骨伝導ヘッドフォンから流した信号を骨導マイクで観測する。シミュレーションと同じく左の音源は 250Hz 刻みで 3kHz までの正弦波を、右の音源は 2kHz の正弦波でありそれぞれ同時に 3 秒間流す。ただし同じ信号を左右から流すことを防ぐために、左から 2kHz の信号を流しているときのみ右からは 1kHz の信号を流す。各手法で音源に対して処理を行い骨導ヘッドフォンで再生する。この時の左からの各周波数帯の正弦波に対して、右のマイクでは左から届くクロストークをキャンセルできているか、左のマイクでは骨導伝達特性の補正をできているかを観測する。

### 4.3.2 クロストークキャンセル

手法 1 での右の骨伝導マイクで観測したクロストークのキャンセルの結果を示す。500Hz 以下の低い周波数帯では 4 人の被験者全員で減衰量があまり得られていない、もしくはキャンセル前に比べて増幅している。シミュレーションと同じく、低い周波数の信号は骨導を通った際に大きく減衰しているため、低い周波数帯でのフィルタの減衰量の少ない。また逆逆フィルタで増幅した信号に対してクロストークキャンセルを行っているためフィルタを使用した方がクロストークが大きくなる場合もある。

1kHz 付近から 2kHz の周波数帯で 5dB から 10dB 前後の減衰量が得られており被験者によって 20dB, 30dB ほどの高い減衰量が得られることが分かった。CTC フィルタを求める際に最後のフィルタ係数 10 個分を平均したものを使用しているがフィルタを求めるごとに CTC フィルタの周波数特性が毎回若干変わるため個人ごとにばらつきが大きく生まれたと考えている。

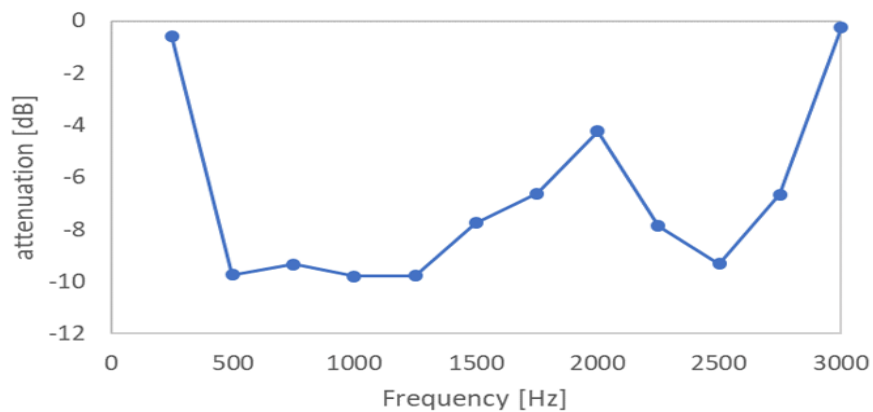


図 4.6 手法 1 被験者 A のクロストークキャンセルの減衰量

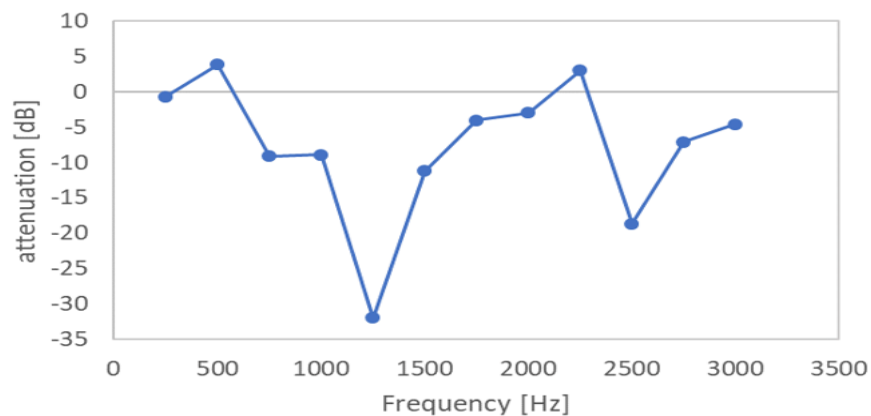


図 4.7 手法 1 被験者 B のクロストークキャンセルの減衰量



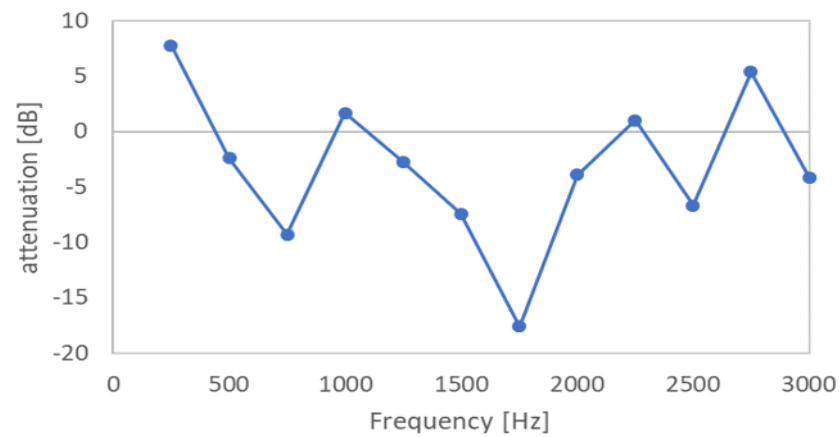


図 4.8 手法 1 被験者 C のクロストークキャンセルの減衰量

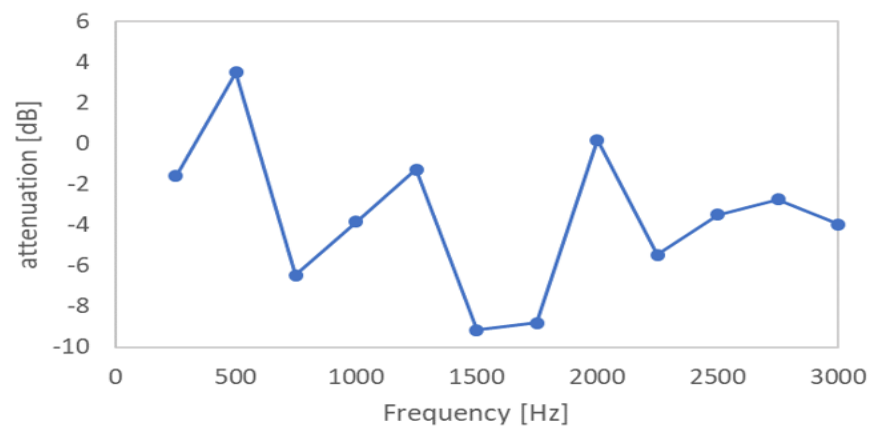


図 4.9 手法 1 被験者 D のクロストークキャンセルの減衰量

手法 2 でのクロストークのキャンセルの結果を示す。手法 1 と同じく 250Hz でフィルタを通した方がクロストーク成分が大きくなるのは低い周波数帯での減衰をフィルタで大きく増幅させるためである。被験者 4 名全員で 500Hz 以上から 20 40dB ほどの減衰量が得られており、その周波数帯も広いという結果が得られた。クロストークキャンセルの性能としてはトランスオーラルシステムの方が優れている結果となった。

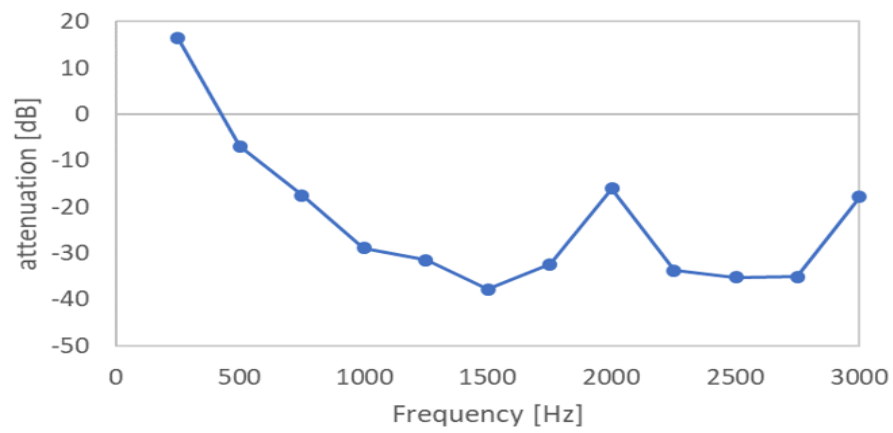


図 4.10 手法 2 被験者 A のクロストークキャンセルの減衰量

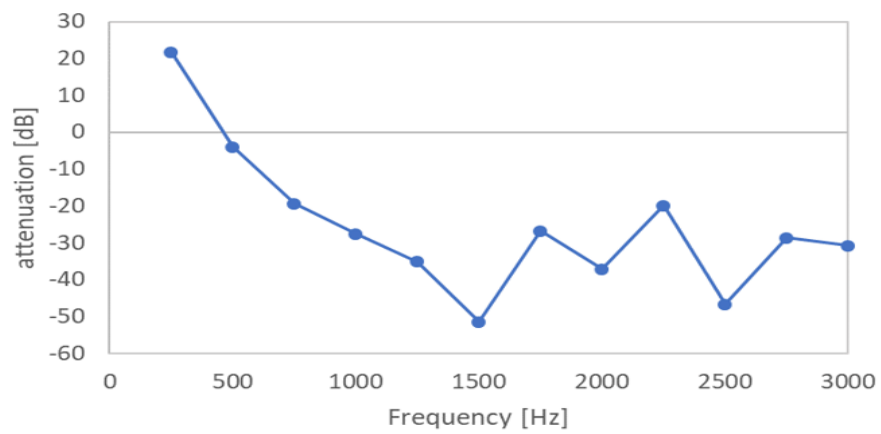


図 4.11 手法 2 被験者 B のクロストークキャンセルの減衰量

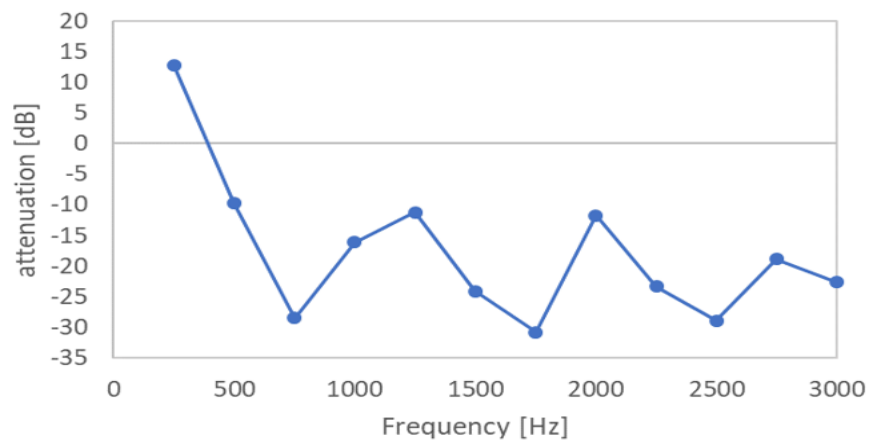


図 4.12 手法 2 被験者 C のクロストークキャンセルの減衰量

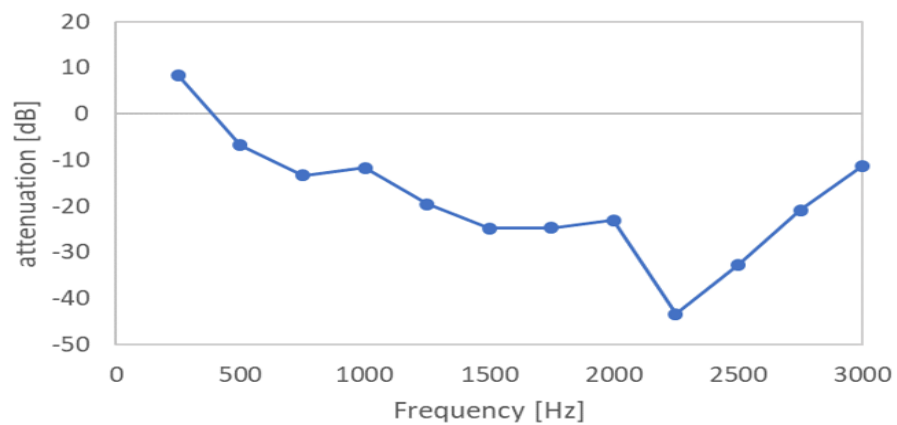


図 4.13 手法 2 被験者 D のクロストークキャンセルの減衰量

### 4.3.3 骨導伝達特性の補正

手法 1 での骨導伝達特性の補正についての結果を示す。各データは 2kHz の値で正規化を行っている。1kHz から 2kHz で骨導の特性を補正できており被験者 A 以外では高い周波数にいくにつれ骨導の特性の影響を受けている。低い周波数帯に関しては骨導で大きく減衰するためフィルタで補正しきれず、実機で行う場合この補正できていない周波数帯が広がる傾向にある。

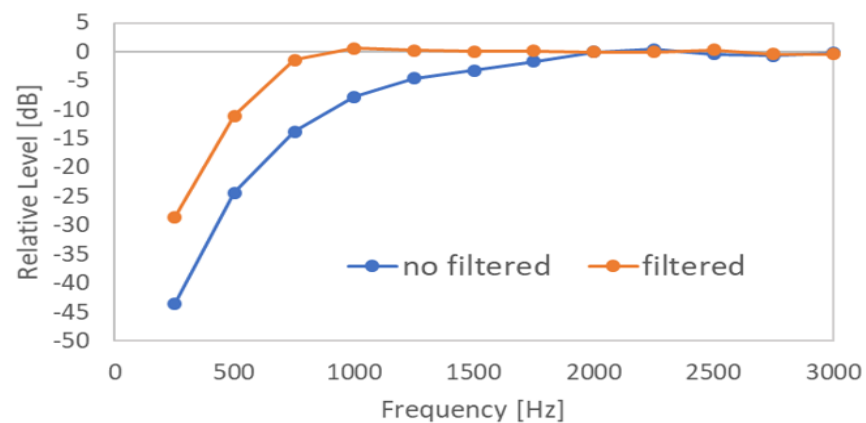


図 4.14 手法 1 被験者 A の骨導伝達特性の補正

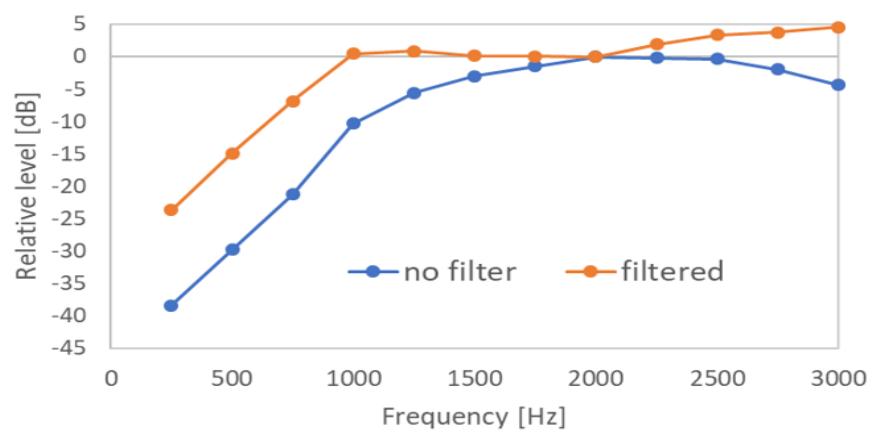


図 4.15 手法 1 被験者 B の骨導伝達特性の補正

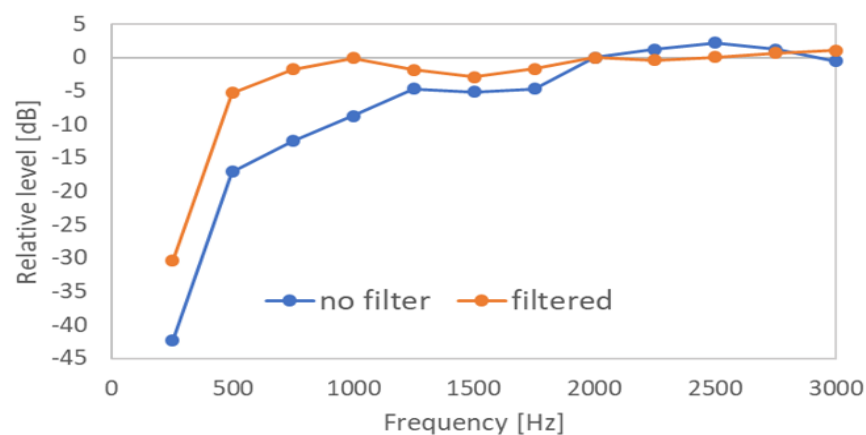


図 4.16 手法 1 被験者 C の骨導伝達特性の補正

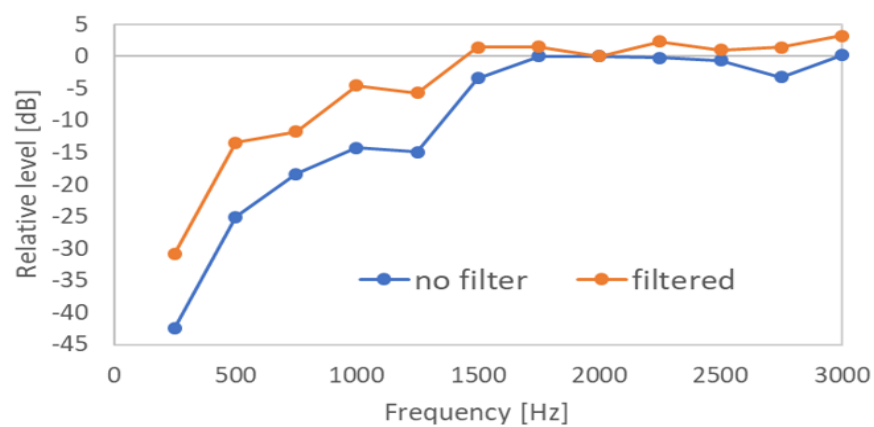


図 4.17 手法 1 被験者 D の骨導伝達特性の補正

手法2での骨導伝達特性の補正についての結果を示す。手法2では手法1に比べて低い周波数帯に対しても骨導伝達特性の補正ができています。手法1の低い周波数帯における逆フィルタの性能があまりよくないことと、式展開で示した通り理論通りに信号を呈示できることから手法1より優れている結果になったと考えられる。

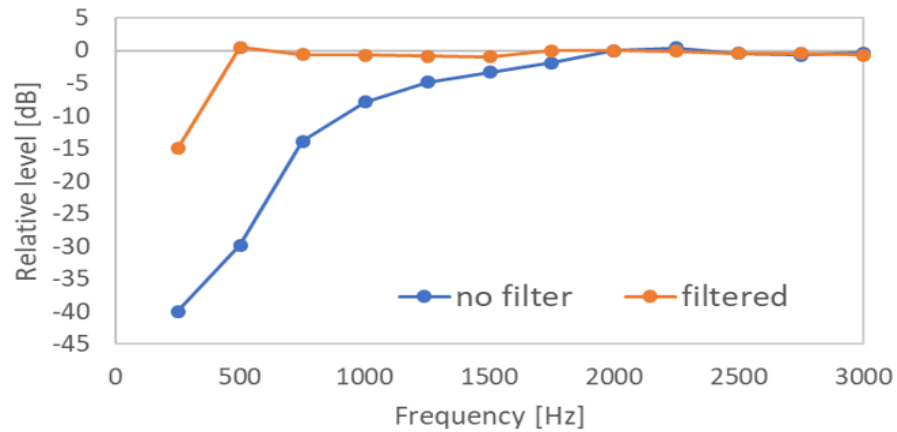


図 4.18 手法2 被験者 A の骨導伝達特性の補正

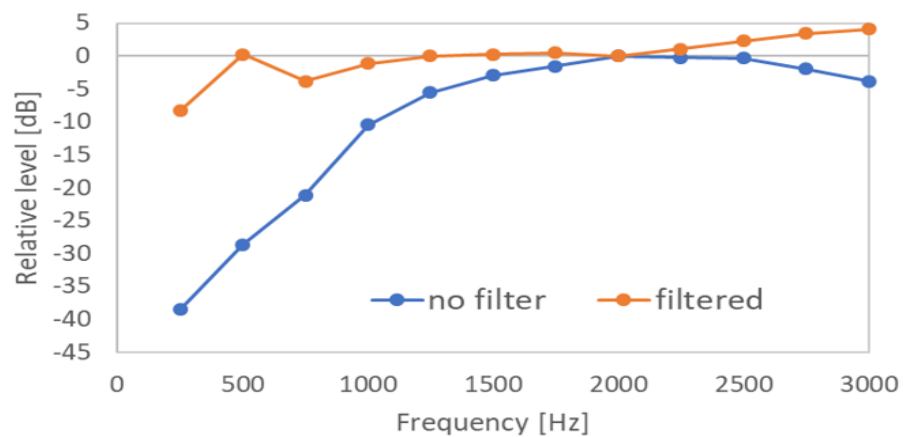


図 4.19 手法2 被験者 B の骨導伝達特性の補正

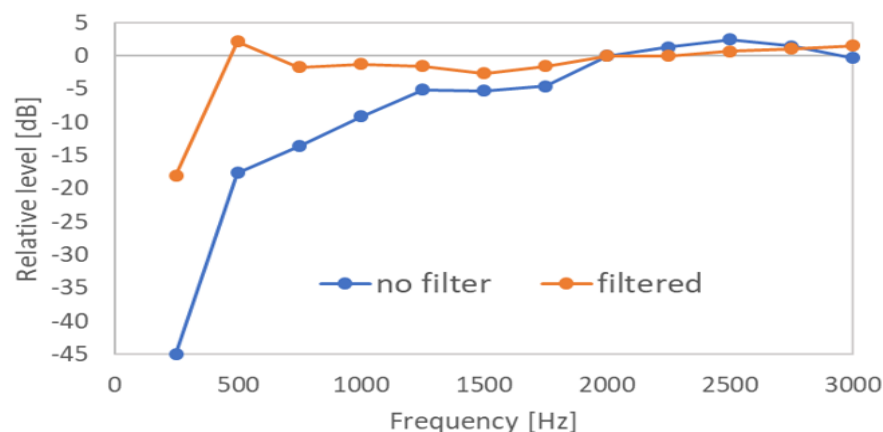


図 4.20 手法 2 被験者 C の骨導伝達特性の補正

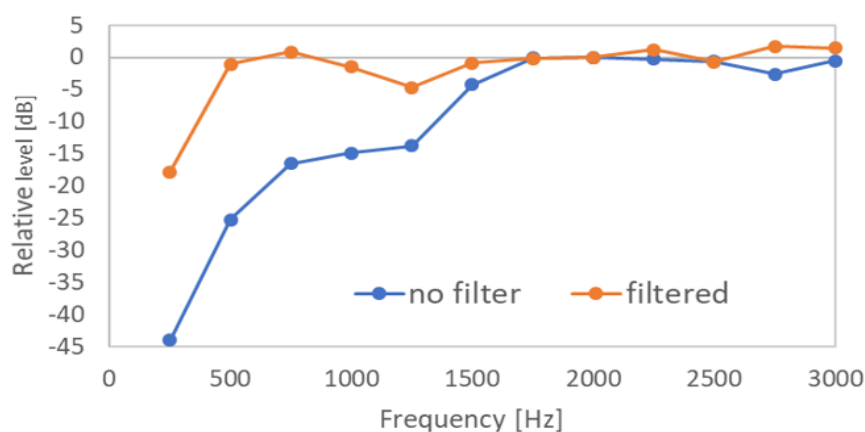


図 4.21 手法 2 被験者 D の骨導伝達特性の補正

## 4.4 まとめと今後の展望

本章では各手法でのクロストークキャンセルと骨導伝達特性の補正についてシミュレーションで有用性を確認し実機で検証した。初めに各手法で必要な骨導の伝達特性を測定した。シミュレーションでは各手法でクロストークキャンセルと骨導伝達特性の補正についての有用性が確認でき、特に手法 2 では全周波数帯で高い減衰量と骨導伝達特性の補正が可能で優れた結果が得られた。これはシミュレーション上であるため理論通りに再生信号を提示できるからであると考えられる。実機での検証では手法 1 では kHz 付近から 2kHz の周波数帯で 5dB から 10dB 前後の減衰量が得られており被験者によって 20dB, 30dB ほどの高い減衰量が得られることが分かった。この高い減衰量が得られる周波数とその減衰量は CTC フィルタ性能を求める際に平均をとって

るが、それでも個人で特性が変わるため個人差が大きく見られたと考えられる。手法2では被験者4名全員で500Hz以上から2040dBほどの減衰量が得られており、その周波数帯も広いという結果が得られた。どちらの手法も低い周波数帯ではクロストークキャンセルの精度が落ちている。骨導伝達特性の補正については手法1では1kHzから2kHzで骨導の特性を補正できており被験者A以外では高い周波数にいくにつれ骨導の特性の影響を受けている。低い周波数帯に関しては骨導で大きく減衰するためフィルタで補正しきれていない。クロストークキャンセルと骨導伝達特性の補正共に手法2が優れている結果となった。低い周波数帯で発散する可能性があったが今回はそのような影響は見られなかった。理由として発散する可能性があると考えられる周波数が今回の被験者の特性では大体100Hzあたりであったため、今回の再生している周波数帯では影響がなかった。しかし、測定する場所を外耳道より内側で行う場合は大きく減衰する周波数帯も広がることで発散する可能性がある周波数帯が広がる可能性がある。今後は定位実験を行う際にどの程度のクロストークキャンセルが必要なのか、システムの負担や不安定さが定位実験にどのような影響を及ぼすかを調査する必要がある。

## 第 5 章

# おわりに

本論文では高精度なクロストークキャンセルと骨導伝達特性の補正を行うことを目的とし、ANC と逆フィルタを用いた手法とトランスオーラルシステムを用いた手法でシミュレーションおよび実験を行った。第 2 章では、本研究の基礎となる知識・手法について述べた。第 3 章では提案手法である ANC と逆フィルタを用いた手法とトランスオーラルシステムを用いた手法の各フィルタの作成方法及びフィルタの違いについて比較した。第 4 章ではクロストークキャンセルと骨導伝達特性の補正についてシミュレーションと実験を行い、クロストークキャンセルと骨導伝達特性の補正共にトランスオーラルシステムが優れている結果となった。これは手法 1 の低い周波数帯における逆フィルタの性能があまりよくない事と、式展開で示した通り理論通りに信号を提示できることから手法 1 より優れている結果になったと考えられる。今後は定位実験を行う際にどの程度のクロストークキャンセルと骨導伝達特性の補正が必要なのか、どのような影響を及ぼすかを調査する必要がある。



# 謝辞

本研究を修士論文として形にすることができたのは、日頃より様々なご指導ご鞭撻を賜りました、電気系杉田泰則准教授や、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、電気系岩橋政宏教授、電気系圓道知博教授、ならびに電気系原川良介助教のおかげです。また、被験者実験にご協力いただき、本研究にご意見を下さった信号処理応用研究室の皆様には感謝の意を表します。最後に修士まで支えていただいた両親に深く感謝いたします。

## 付録 A

# 付録

### A.1 CTC フィルタの周波数特性

同じ被験者でも導出するごとにやや周波数特性が変わる

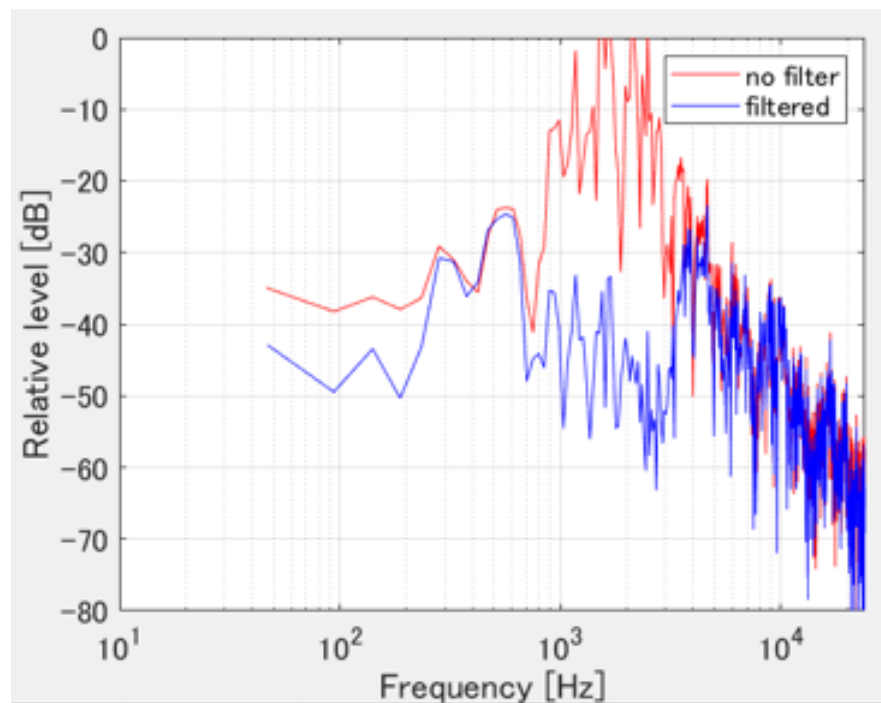


図 1.1 CTC フィルタの周波数特性 導出 1 回目

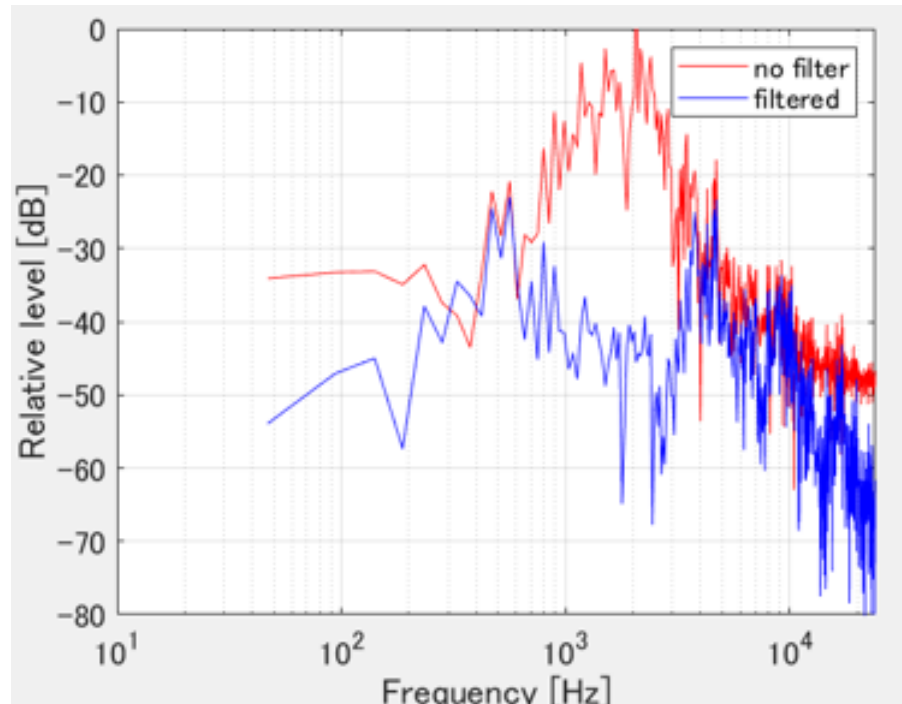


図 1.2 CTC フィルタの周波数特性 導出 2 回目

## A.2 トランスオーラルシステムのフィルタの周波数特性

低い周波数帯での増幅が大きい

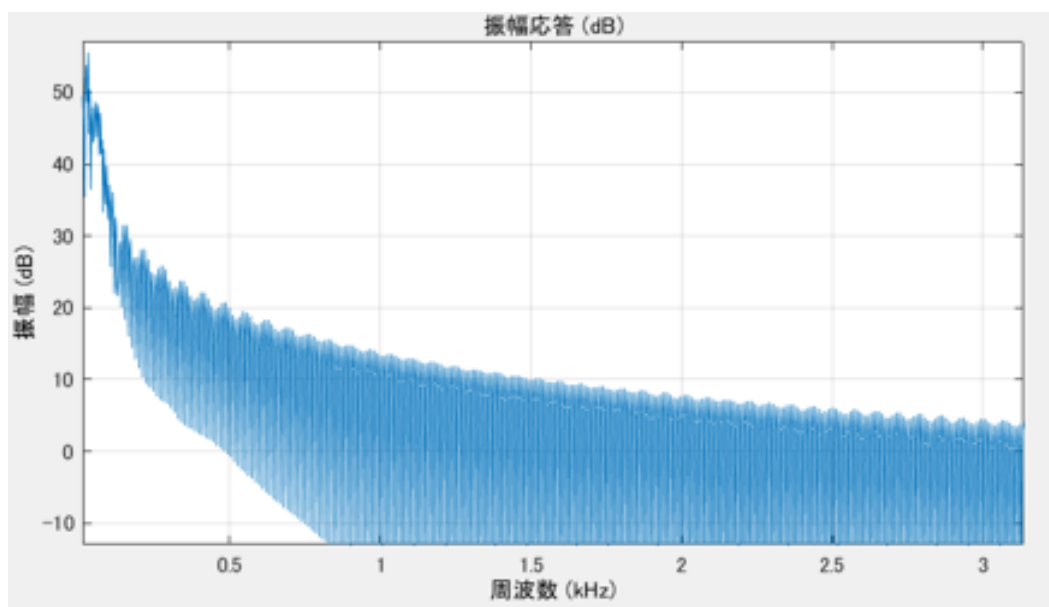


図 1.3 トランスオーラルシステムのフィルタ Grr の周波数特性

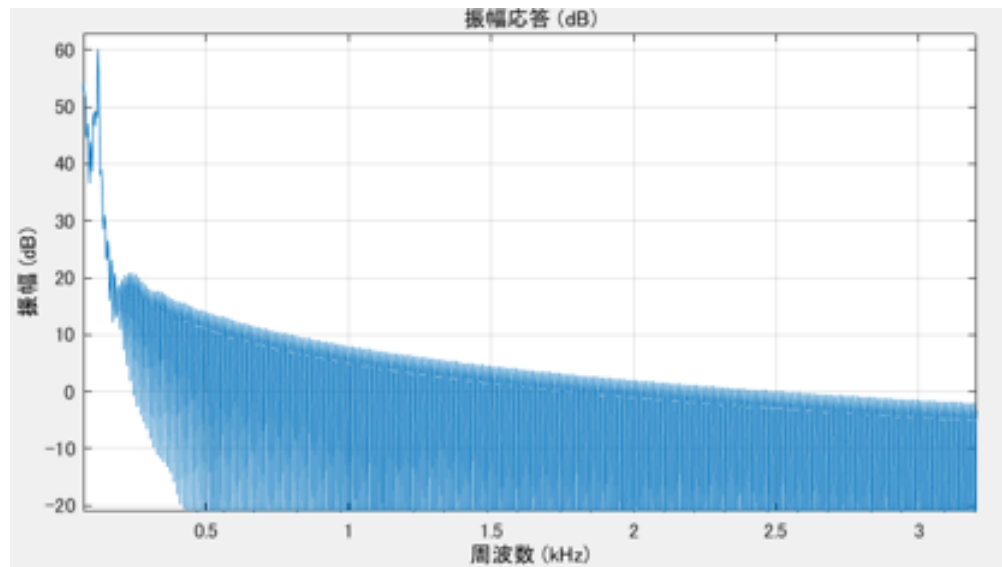


図 1.4 トランスオーラルシステムのフィルタ  $G_{lr}$  の周波数特性

## 参考文献

- [1] 勝本道哲, 山肩洋子, 木村敏幸”立体音響技術,” 超臨場感コミュニケーション特集, 情報通信研究機構季報, 2010, 56, pp.91-97
- [2] 安藤彰男, ”特集: 立体音響技術” 映像情報メディア学会誌, vol.68, no.8, pp.602-603, 2014
- [3] M.Blue,M.McBride,R.Weatherless and T.Letowski, ”Impact of a bone conduction communication channel on multichannel communication system effectiveness,” Hum.Factors, vol.55, pp.346–355, 2013
- [4] 白石君男, ”聴覚に関わる社会医学的諸問題「骨導補聴器の両耳聴による方向感」,” Audiology Japan, vol.62, pp.261-275, 2019
- [5] 井坂 秀治, 目黒 直樹, 横尾 佑史, ”超音波骨伝導による音像定位に関する研究,” Dynamics and Design Conference 2016, no16-15, 2016-8-23/26, 一般社団法人 日本機械学会, 2016
- [6] D. Rowan and M. Gray, ”Lateralization of high-frequency pure tones with interaural phase difference and bone conduction,” Int.J.Audiol., vol.47, no.7, pp.404-411, 2008,
- [7] A.F.M.Snik,A.J.Beynon,C.T.M.vanderPouw,E.A.M.Mylanus,andC.W.R.J.Cremers, ”Binaural application of the bone-anchored hearing aid,” Ann.Otol, Rhinol.Laryngol., vol.107, no.3, pp.187-193, 1998
- [8] A.J.Bosman,A.M.Snik,C.T.M.van der Pouw,E.A.M.Mylanus,and C.W.R.J.Cremers, ”Audiometric evaluation of bilaterally-tted boneanchored hearing aids: Evaluación audiométrica de auxiliares auditivos tipo vibrador óseo bilateral,” Int.J.Audiol, vol.40, no.3, pp.158-167, 2001
- [9] J.Mejia,C.Nguyen,I.Yeend,T.Loi,R.Cowan,and H.Dillon, ”Boneconduction hearing aids:Into the (near) future,” Hearing J., vol.68, no.8, pp.30-34, 2015,
- [10] Irwansyah,Tsuyoshi Usagaway, ”In-ear microphone measures in the ear canal with bone conduction stimulation:An application for estimating a cross-talk compensation filter,” Acoustical Science and Technology, Vol.41, No.1, pp.439-441, 2020
- [11] Irwansyah ,SHO OTSUKA,Seiji Nakagawa, ”Improved Low-Frequency Crosstalk

- Cancellation in Bone Conduction Using Bone Transducers and Probe Microphone,” Vol.10, pp.79201 - 79212, 2022
- [12] J.Mejia,C.Nguyen,I.Yeend,T.Loi,R.Cowan,and H.Dillon, ”Boneconduction hearing aids:Into the (near) future,” Hearing J., vol.68, no.8, pp.30-34, 2015
- [13] Irwansyah,Tsuyoshi,Usagaway, ”Bone conduction microphone measures in the external auditory canal: An application for implementing cross-talk cancellation for bone-conducted sound,” vol.40 no.5, pp.356-359, 2019
- [14] 西村正治, 宇佐川毅, 伊勢史郎, ”アクティブノイズコントロール,” 日本音響学会, 株式会社コロナ社, 東京, 2006
- [15] 山崎芳男, ”人間の聴覚と音場制御,” vol.36, no.3, pp.244-252, 1995
- [16] 石井孝, 池見隆史, 飯田一博, ”トランスオーラルシステムに適したスピーカ配置の検討 – 従来配置と横断面配置の比較,” 日本音響学会公演論文集, 1-10-2, pp.537-540, 2010