

Title	Cue 音の存在が周波数選択性に与える影響に関する研究
Author(s)	木谷, 俊介
Citation	
Issue Date	2008-03
Type	Thesis or Dissertation
Text version	author
URL	http://hdl.handle.net/10119/4315
Rights	
Description	Supervisor: 鶴木祐史, 情報科学研究科, 修士

修士論文

Cue音の存在が周波数選択性に
与える影響に関する研究

北陸先端科学技術大学院大学
情報科学研究科情報処理学専攻

木谷 俊介

2008年3月

修士論文

Cue音の存在が周波数選択性に 与える影響に関する研究

指導教官 鵜木 祐史 准教授

審査委員主査 鵜木 祐史 准教授

審査委員 赤木 正人 教授

審査委員 党 建武 教授

北陸先端科学技術大学院大学
情報科学研究科情報処理学専攻

0610029 木谷 俊介

提出年月: 2008 年 2 月

概要

周波数選択性に關与する聴覚フィルタの特性は、信号周波数や信号の音圧レベル、プローブとマスキャーの時間配置の違いによって異なることが知られている。しかし、Cue 音のような注意を引き付ける音の存在が聴覚フィルタの特性に影響を与えるかどうかについてはわかっていない。本研究の目的は、Cue 音の存在によって周波数選択性が影響を受ける可能性があるかについて、検討することである。本研究では、まず Cue 音の有無それぞれのマスキング閾値をノッチ雑音マスキング法を用いて求めた。次に、測定されたマスキング閾値曲線の変化率から直接聴覚フィルタ形状を推定した。また、マスキングのパワースペクトルモデルを用いて聴覚フィルタの形状を推定した。また、ノッチ幅の条件が狭い対称条件のマスキング閾値を用いて roex 聴覚フィルタの推定を行った。次に、求めた二つの聴覚フィルタの Q 値を求めた。その結果、いずれの場合も Q 値は大きくなった。フィルタの Q 値が大きくなることは、フィルタが急峻になることを表している。以上のことから、事前情報によって周波数選択性が向上する可能性を示唆した。

目次

第1章	序論	1
1.1	はじめに	1
1.2	周波数選択性	1
1.2.1	マスキング	1
1.2.2	聴覚フィルタ	2
1.2.3	パワースペクトルモデル	3
1.2.4	聴覚フィルタ形状の推定方法	3
1.2.5	ノッチ雑音マスキング法	4
1.2.6	聴覚フィルタの特性	5
1.3	周波数弁別	5
1.3.1	弁別	5
1.3.2	プローブシグナル法と注意フィルタ	6
1.4	聴覚フィルタと注意フィルタ	6
第2章	本研究のコンセプト	8
2.1	本研究の目的	8
2.2	本論文の構成	8
第3章	マスキング実験	9
3.1	本実験の目的	9
3.2	本実験での予測	9
3.3	本実験での刺激パターン	10
3.3.1	Cue 音について	10
3.3.2	本実験で用いた刺激	10
3.4	実験手続き	10
3.4.1	Cue 音とマスキングの時間配置について	11
3.5	実験参加者	12
3.6	実験機器	12
3.7	実験結果	13
3.8	考察	19

第4章	聴覚フィルタ形状の推定	20
4.1	本研究で聴覚フィルタ形状を推定する目的	20
4.2	パワースペクトルモデルに基づく変化率による推定	20
4.2.1	変化率による推定方法	20
4.2.2	変化率によって推定する目的	21
4.2.3	変化率による聴覚フィルタ形状の推定結果	21
4.3	roex フィルタによる推定	28
4.3.1	roex フィルタによる推定方法	28
4.3.2	roex フィルタを利用する目的	28
4.3.3	roex フィルタの適合手続き	29
4.3.4	roex フィルタによる聴覚フィルタ形状推定結果	29
4.4	考察	32
第5章	結論	33
5.1	おわりに	33
5.2	今後の課題と展望	33
	謝辞	34
	参考文献	34
	学会発表リスト	38

目次

1.1	ノッチ雑音マスキング実験におけるマスキングと信号音の刺激配置	4
3.1	ノッチ雑音マスキングでの刺激の時間配置 . 実験における刺激の時間配置 .	12
3.2	実験環境の構成の概略図	13
3.3	実験参加者のマスキング閾値の平均データ . 図中の記号 (○, ◁, ▷, ●, 黒塗りの◁, 黒塗りの▷) は, それぞれ, 対称ノッチ条件 (○ (cue 音無し), ● (Cue 音有り)), 低周波数側に広い非対称ノッチ条件 (◁ (cue 音無し), 黒塗りの◁ (Cue 音有り)), 高周波数側に広い非対称ノッチ条件 (▷ (cue 音無し), 黒塗りの▷ (Cue 音有り)) を表している	15
3.4	実験参加者 1-4 の 10 dB SL におけるマスキング閾値 . 記号は, 平均データのものと同じである	16
3.5	実験参加者 1-4 の 20 dB SL におけるマスキング閾値 . 記号は, 平均データのものと同じである	17
3.6	実験参加者 5-8 の 20 dB SL におけるマスキング閾値 . 記号は, 平均データのものと同じである	18
4.1	実験参加者ごとの変化率から推定した対称条件の聴覚フィルタ形状 (実験参加者 1~4) . ○は Cue 音無し, * は Cue 音有りを表している . また, 実線は 20 dB SL の条件を, 破線は 10 dB SL の条件を表している	22
4.2	実験参加者ごとの変化率から推定した対称条件の聴覚フィルタ形状 (実験参加者 5~8) . 図中の記号は図 4.1 と同様である . 実験参加者 5~8 に関しては 20 dB SL のみのデータである	23
4.3	実験参加者ごとの変化率から推定した低域側に広い非対称条件の聴覚フィルタ形状 (実験参加者 1~4) . 図中の記号および線は図 4.1 と同様である .	24
4.4	実験参加者ごとの変化率から推定した低域側に広い非対称条件の聴覚フィルタ形状 (実験参加者 5~8) . 図中の記号は図 4.1 と同様である	25
4.5	実験参加者ごとの変化率から推定した高域側に広い非対称条件の聴覚フィルタ形状 (実験参加者 1~4) . 図中の記号および線は図 4.1 と同様である .	26
4.6	実験参加者ごとの変化率から推定した高域側に広い非対称条件の聴覚フィルタ形状 (実験参加者 5~8) . 図中の記号は図 4.1 と同様である	27

4.7	実験参加者 1 の聴覚フィルタ形状．破線はコントロール条件（事前情報を呈示しない場合）の聴覚フィルタ形状を，実線はテスト条件（事前情報を呈示した場合）の聴覚フィルタ形状を表している．	30
4.8	実験参加者 2 の聴覚フィルタ形状．線は，図 4.7 と同様である	31

表 目 次

4.1	マスキング閾値の変化率から推定された聴覚フィルタの Q 値 (10 dB SL) .	28
4.2	マスキング閾値の変化率から推定された聴覚フィルタの Q 値 (20 dB SL) .	28
4.3	推定された roex 聴覚フィルタの係数	29
4.4	roex フィルタを用いて推定した聴覚フィルタの Q 値	32

第1章 序論

1.1 はじめに

聴覚は、周波数分析器として考えられるものとされている。我々が音の高低を知覚できることから、聴覚が周波数分析器であることを知ることができる。このように、我々の音の知覚において、“周波数”は非常に大きな役割を果たしている。したがって、周波数に関わる能力も多い。周波数分析器としての機能を周波数に着目すると、周波数選択性がある。周波数選択性とは、複合音を正弦波成分に分解する能力のことをいう。一方、時間による周波数の変化に着目すると、周波数弁別がある。周波数弁別とは、ある音と別のある音の周波数の違いがわかる能力のことである。

1.2 周波数選択性

聴覚末梢系の最も基本的な特性に周波数選択性がある。周波数選択性の測定については、同調特性を調べる方法やマスキングによって調べる方法がある。ただし、同調特性を調べる方法では離調聴取 (off-frequency listening) の影響を受けてしまうため、マスキング (特にノッチ雑音マスキング法) によって調べる手法が主流である。離調聴取については、小節 (1.2.2 聴覚フィルタ) において記述する。周波数選択性は、音の知覚において様々な役割を果たしている [1]。その特性は、入力信号の周波数、音圧レベルなどによって変化することが知られている。また、聴覚フィルタバンクの機能によって説明されるものと考えられている。聴覚フィルタの特性に関しては、ノッチ雑音マスキング法によりその検知限 (閾値) を測定し、パワースペクトルモデルを用いて推定することが主流である。以下では、これまでの周波数選択性に関する研究について詳しく述べる。

1.2.1 マスキング

マスキングとは、ある音の聴取が、別の音の存在によって妨害を受ける現象のことである [4]。特に妨害音 (マスキャー) の存在によって聞き取りたい信号音の最小可聴閾が上昇し、聞き取れなく現象のことを指す。マスキングには、マスキャーと信号音が同時に存在する場合を同時マスキング、マスキャーが信号音より前に存在する順向性マスキング、マスキャーが信号音の後に存在する逆向性マスキングがある。

聴覚末梢系の周波数選択性は，マスキングによって測定されることが多くある．これは，信号音の周波数成分と同じか近い成分を含む音が信号音をマスクしやすことが以前より知られており，このことが複合音の成分を分解する能力が基底膜の周波数分解能に依存していると考えられるようになったためである．また，マスキングは周波数選択性の限界を反映したものであるとも考えられる．これは，周波数選択性によって信号音とマスキングを分離できないときにマスキングが生じるという考えによる [1]．

1.2.2 聴覚フィルタ

Fletcher によって臨界帯域の概念の基礎をつくる有名な実験が行われた．この実験は，マスキングとして帯域雑音を用い，この帯域雑音の関数として，純音の閾値を測定したものである．このとき，帯域雑音の中心周波数は常に純音の周波数と等しく保たれ，雑音のパワー密度も一定に保たれた．したがって，帯域幅が広がると雑音の全パワーは増加する．その結果，雑音の帯域幅を広げていくと，はじめのうちは信号の閾値が上昇するが，ある値以上になると帯域幅を広げても信号の閾値に変化がみられなくなることがわかった．この結果を説明するために，Fletcher は聴覚フィルタの存在を示唆した．Fletcher のいう聴覚フィルタとは，中心周波数が連続的に変化する帯域通過フィルタであり，信号音に一番近い中心周波数をもつ帯域通過フィルタが信号音の周波数分析を行い，信号音のマスキングに影響を与える雑音成分はこの帯域通過フィルタ内の周波数成分に限られるフィルタである．Fletcher は，この帯域通過フィルタのバンド幅を臨界帯域幅（Critical Band：CB）とよんだ [1, 5]．

Fletcher のような信号周波数を中心とする帯域雑音を用いて臨界帯域を求めた場合には，測定結果に誤差を生じることが Patterson, Moore らによって指摘された．この誤差は離調聴取の作用による．離調聴取とは，帯域雑音の中心周波数を信号音としたとき，信号音を中心周波数とする聴覚フィルタを選択するのではなく，SN 比が最大となる聴覚フィルタを選択するというものである．Patterson は，この問題を解決する測定法であるノッチ雑音マスキング法を提案した [6]．ノッチ雑音マスキング法については，後ろで詳しく述べる．Patterson と Nimmo-Smith は，この手法を用いて聴覚フィルタが非対称であることを明らかにした [7]．さらに，Moore と Glasberg はこの手法を用いて，臨界帯域幅に代わる等価矩形帯域幅（Equivalent Rectangular Bandwidth：ERB）を測定した [8]．その上で，Glasberg と Moore は，聴覚フィルタの中心周波数と ERB の関係，および ERB を幅 1 として周波数軸を変形した ERB-Rate を提案した [9]．

Greenwood は，1 ERB が基底膜上で 0.9 mm となるように設定すると，基底膜上でのデータと ERB-Rate が非常に近い値を示すことを明らかにした．つまり，生理学的データである基底膜上での最大振幅の位置と心理物理実験によって求められた ERB-Rate との対応がとれたということである．

1.2.3 パワースペクトルモデル

Fletcher によると，広帯域白色雑音中での純音の閾値を測定すれば，臨界帯域幅の値を間接的に推定できる [1]．さらに，Patterson と Moore は，背景雑音の成分のうちフィルタを通過する成分だけが，信号のマスクングに影響を与えると考えた．つまり，信号の閾値は聴覚フィルタを通過する雑音量によって決定されると仮定した．この仮定をマスクングのパワースペクトルモデルとした [11]．パワースペクトルモデルの仮定は，多くの現象をうまく説明できるものである．ここで，聴覚フィルタ形状（パワースペクトル）が荷重関数 $W(f)$ で表されたとすると，マスクングのパワースペクトルモデルは，

$$P_s = K \int_0^{\infty} N(f)W(f)df \quad (1.1)$$

と表される．ここで，聴覚フィルタのカットオフ周波数 ($f_0 - \Delta f$) より下の周波数においては，フィルタを通過する雑音量が 0 になるので式 (1.1) は，

$$P_s = KN_0 \int_0^{(f_0 - \Delta f)} W(f)df \quad (1.2)$$

と表される．ただし，これは線形レベル表示であるため，両辺で $10 \log_{10}$ を取り dB 表示として用いる． f_0 はプローブ信号周波数， Δf は中心周波数からの距離 (Hz)， P_s は閾値での信号音の音圧レベル， N_0 はマスキングのスペクトルレベル， K は検出効率である．

1.2.4 聴覚フィルタ形状の推定方法

聴覚フィルタの推定方法の一つに心理物理的同調曲線がある．この方法は，信号音を 10 dB SL と低いレベルで固定して呈示し，マスキングの周波数を変化させ，信号をちょうどマスクするマスキングレベルを測定し，そのマスキングレベルをプロットする．ここで，信号音のレベルが非常に低いため，神経の活動がおもに一つのフィルタ内に限定されると仮定できる．そして，プロットした点を結んだものが心理物理的同調曲線であり，この心理物理的同調曲線を反転したものが聴覚フィルタの形状となる [1]．

もう一つの方法は，ノッチ雑音マスクング法を用いたものである．この方法は，マスキングに信号音の周波数を中心とする帯域阻止雑音（ノッチ雑音）を用い，信号音をノッチ雑音によってマスクングする．そして，マスクング閾値をもとめ，パワースペクトルモデルを用いて，聴覚フィルタ形状を推定する方法である．ノッチの幅を広げると，聴覚フィルタを通過する雑音の量は減少していくので，信号の閾値は下降する．聴覚フィルタを通過する雑音の量は，雑音成分が含まれる周波数領域とフィルタとが重なる面積に比例する．フィルタの出力での SN 比が一定値になる信号の強さが閾値であるとするとき，ノッチの幅による信号の閾値の変化は，荷重関数（フィルタ形状にあたる）と周波数軸との間の面積によって変化することを表す．ある関数と軸との間の面積は積分によって求めることができるので，式 (1.2) が適用できるのである．ノッチ雑音の刺激配置を図 1.1 に示す．(a) は対称条件 (b) (c) は非対称条件を表している．

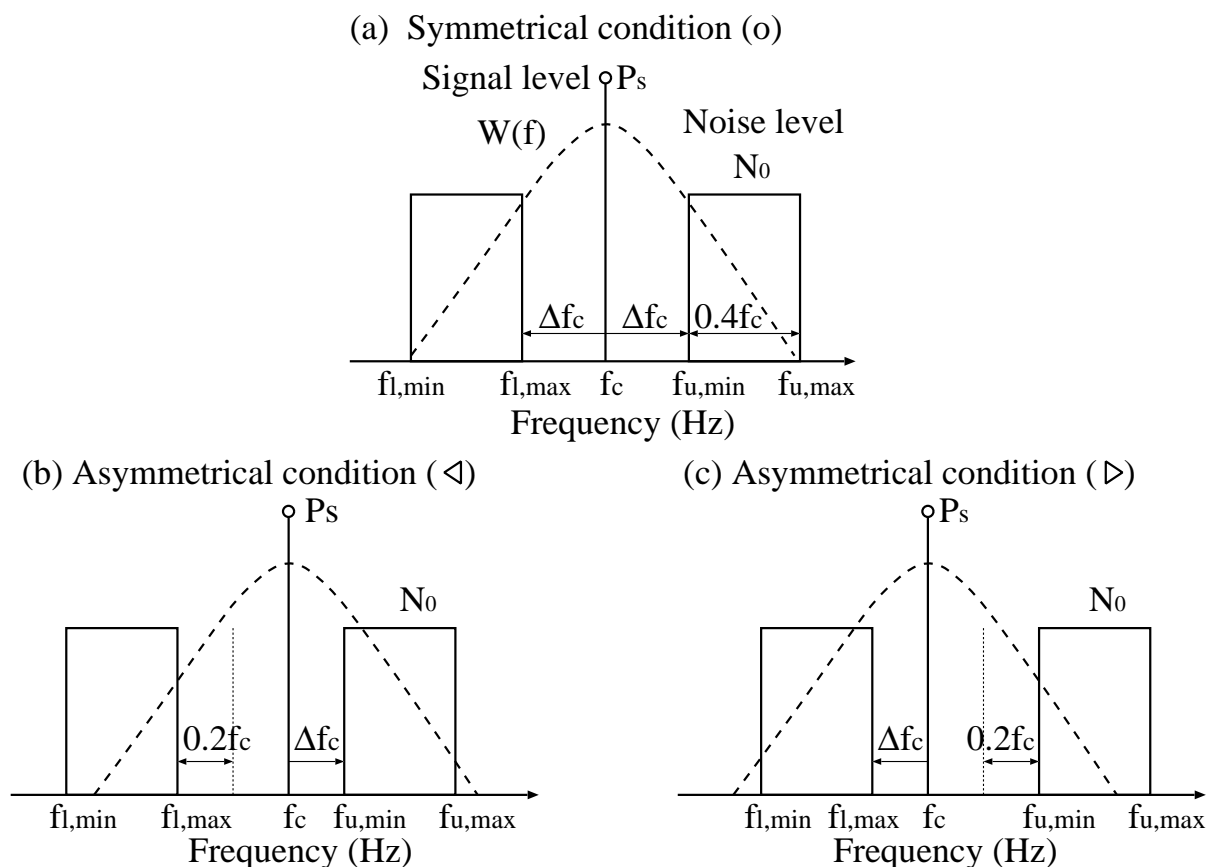


図 1.1: ノッチ雑音マスキング実験におけるマスキングと信号音の刺激配置。

1.2.5 ノッチ雑音マスキング法

ノッチ雑音マスキング法によって、離調聴取を避けて聴覚フィルタ形状を推定できるようになった。この手法は、ノッチ雑音の中心に配置した信号音に対し、信号周波数を中心周波数とするフィルタを用いた場合、聴覚フィルタの出力において最適なSN比を実現できるのである。これは、他の中心周波数のフィルタを用いた場合、一方の帯域雑音がフィルタを通過する量を減少させられるが、もう一方の帯域雑音がフィルタを通過する量がそれ以上に増加するためである。さらに、ノッチ雑音マスキング法を用いることで明らかになったことがある。ここで、聴覚フィルタの形状が信号周波数の低周波数側、高周波数側で対称であったとする。このとき、図 1.1 の (b) と (c) のマスキング閾値は等しくなるはずである。しかし、二つの条件のマスキング閾値は異なる結果となった。このことから、聴覚フィルタは非対称であることが明らかになった [7]。

ノッチ雑音マスキング法を用いた聴覚フィルタの推定は、現在も研究が進められている。それによって、信号周波数、信号レベルやマスキングと信号の時間配置などの条件によって聴覚フィルタの特性が変わることが知られるようになってきている。次小節では、

この聴覚フィルタの特性について述べる。

1.2.6 聴覚フィルタの特性

聴覚フィルタの特性には、フィルタ形状、等価矩形帯域幅、同調特性（ Q 値など）がある。フィルタの Q 値は、パワーが 3 dB 減少する際の帯域幅が一般的には用いられるが、聴覚フィルタの評価においては、10 dB 減少する際の帯域幅を用いる。これは、聴覚フィルタは非対称性が知られており、3 dB 減少する際の帯域幅ではその影響がでないためである。10 dB 減少した際の Q 値を、 Q_{10} 値と記述する。また、90% 帯域幅を利用すべきであるという報告もある [12]。これらの特性は、信号周波数、信号レベル、信号音と masker と時間配置によって変化することが知られている ([2, 3, 13, 14] など)。これらの結果から、

- 信号周波数が 125 Hz から 1000 Hz にかけてフィルタの圧縮の度合いが増加し、それよりも高域ではほぼ一定になること
- 音圧レベルが大きくなるにしたがって、フィルタ形状が緩やかになること、すなわち、フィルタの Q_{10dB} 値が大きくなること

がわかっている。聴覚フィルタの推定は、聴覚末梢系の測定であることが言えるので、聴覚フィルタの特性が変化するという事は、すなわち周波数選択性が変化するという事である。聴覚フィルタの形状が急峻になることは、基底膜における周波数分解能が向上するという事である。

1.3 周波数弁別

人間の持つ優れた聴取能力の一つに、選択的聴取がある。これは、複数の音の中から一つの音を選択的に聴き取ることができる能力のことをいう。我々の日常的な経験からわかるように、選択的聴取においては、選択する目的音について事前情報があるかないかによって、その聴取結果（例えば聴き取りや弁別）に大きな差が生じるものと考えられている。これまで、選択的聴取は聴覚探索問題からその周波数弁別に関して検討されてきた。以下では、これまでの周波数弁別に関する研究について詳しく述べる。

1.3.1 弁別

弁別とは、複数の刺激音を聞いた場合に、それらの音の間の差異を区別することを行い、弁別力とは、複数の刺激音が存在するときに、それらの音の差異を聴き分けることができる能力のことを言う [15]。さらに、弁別閾とは、ある刺激に対し、刺激の性質を変えたときに < その違いが検出できる最小の刺激差異のことをいう [4]。

1.3.2 プローブシグナル法と注意フィルタ

選択的聴取とは、複数の音の中から目的の音を見つけることであるので、目的音が複数音中に含まれているか、含まれていないかを聴き分ける弁別によって議論することが可能である。我々が選択的聴取を行う際に事前情報を与えられることで目的音を探索しやすくなることは経験的にもわかるであろう。この際、事前情報により弁別力が向上したのであれば、事前情報によって選択的聴取が行いやすくなったとすることができる。ただし、事前情報として何を与えるかが重要である。

聴覚に関わる上での音の性質は、“音の大きさ（ラウドネス）”、“音の高さ（ピッチ）”と“音色（サウンドカラー）”である。人が弁別する上で、これらの性質の全てを手がかりとして行うことが一般的である。しかし、“音色”については解明されていないことも多く、弁別が可能な範囲（弁別閾）を“音の大きさ”や“音の高さ”により測定する際には不便なものである。そこで、Greenberg と Larkin は周波数領域（音の性質では“音の高さ”に値する）における弁別の測定を可能にする Probe-Signal 法を提案した [16]。この手法は信号を多数回呈示することにより、実験参加者の注意を単一の周波数に向けさせ、その他の周波数領域での弁別閾を測定するものである。彼らは、二区間二肢強制選択法を用いてこの実験を行った。各試行の前に明らかに実験参加者が聴こえるレベルで目的音（1000 Hz の純音を用いた）を呈示し、注意を向けさせた。ランダムノイズ中で一方の区間では刺激音を呈示し、もう一方の区間では何も呈示しなかった。そして、刺激音として目的音と同じ周波数を呈示する試行と目的音と異なる周波数を呈示する試行を行い、目的音が含まれていると思われる区間を答えさせた。その結果、目的音の周波数と近い周波数においては目的音と同程度の正答率を得たが、目的音の周波数から離れるにしたがって正答率が低下した。彼らはこのこと弁別閾を求め、100 Hz 以上の差があるときに弁別が可能であることを明らかにした。

さらに、Schlauch と Hafter は Probe-Signal 法とともに精神測定関数を用いることで、周波数領域における弁別の聴取帯域の形状を示した [17]。この事前情報が周波数領域における弁別閾に影響を与える範囲の形状は、“注意フィルタ”と呼ばれている。

1.4 聴覚フィルタと注意フィルタ

Botte は、事前情報によって向上する周波数領域での弁別閾の範囲を求め、それを単純な聴覚フィルタとの比較を行った。つまり、注意フィルタと聴覚フィルタの差異を求めた [18]。さらに、信号レベルによる弁別閾の変化についても測定を行った。その結果、注意フィルタは聴覚フィルタに比べて急峻なものになることが示された。このことは、事前情報による弁別力の向上、つまり周波数領域における選択性が事前情報によって向上することを表している。ただし、ここで述べる周波数領域における選択性とは、聴覚抹消系における周波数選択性とは異なる。他に注意フィルタと聴覚フィルタの比較を行ったものに [19] などがある。

注意による周波数選択性（注意フィルタ）と聴覚末梢系における周波数選択性（聴覚フィルタ）が大きく異なるのは、注意フィルタがどの処理過程において存在するかが明らかになっていないことである。注意に関する機構は、中枢以降の処理であると考えられている。宮園はこれらの関係について詳しく述べている [20]。また、宮園は聴覚フィルタの推定に用いられる roex フィルタと等価矩形帯域幅を用いて注意フィルタの形状を推定した [21]。この二つのフィルタを処理過程になぞらえて並べるとするならば、聴覚フィルタを通過した後に注意フィルタを通過するものと仮定することができる。しかし、この仮定が成り立つのは聴覚フィルタが事前情報によって不変である場合のみである。事前情報による影響がどの処理段階にまで影響を与えているかは明らかになっていない。仮に、事前情報によって聴覚フィルタに変化があるならば、末梢系における変化と中枢以降における変化とに分けて注意フィルタを考えなければならない。つまり、聴覚末梢系における周波数選択性が事前情報による影響を受けるとすると、注意による周波数選択性は末梢系で影響を受ける範囲と中枢以降によって影響を受ける範囲とに切り分けて考える必要がある。

生理学的な知見により、中枢以降から聴覚末梢系への遠心性処理の存在が明らかにされている [22]。このことから事前情報が聴覚末梢系にまで影響を与えている可能性が示唆される。

第2章 本研究のコンセプト

2.1 本研究の目的

これまでの研究から、聴覚末梢系の最も基本的かつ重要な機能である周波数選択性は、信号周波数、音圧レベル、マスキングとプローブの時間配置などによって異なることが知られている ([2, 3] など)。しかし、事前情報のような聴取条件による周波数選択性への影響については調べられてきていない。

一方、我々人間はカクテルパーティー効果のように様々な音の中から目的音のみを聴き取ることが可能である。経験的にも分かるように複数の音の中から目的音を選択的に音を聴く際に、事前情報を与えられることにより目的音を聴き取りやすくなる。これまで事前情報による選択的聴取の能力向上は周波数弁別により検討がされてきた。これにより、事前情報により信号周波数に注意を向けた際に周波数領域においても周波数弁別力が向上することが知られている [18]。しかし、事前情報が人間の音知覚においてどのレベルにまで影響を与えているのかについては知られておらず、聴覚末梢系にまで影響を与えている可能性がある。そこで、本研究では、聴覚末梢系の最も基本的な特性である周波数選択性への事前情報の影響を明らかにする。

周波数選択性が事前情報の影響を受けていることを明らかにすることができれば、選択的聴取のメカニズムの解明に貢献できる。本研究では、選択として注意を向けさせる音（以下、Cue 音と呼ぶ）を事前に呈示することで、末梢レベルで説明されるような周波数選択性の解明まで踏み込み、同時マスキング実験を選択的聴取の一事例とみたときに周波数選択性がどのような影響を、どの程度受けているのかを明らかにする。

2.2 本論文の構成

まず1章において、本研究に関する研究について述べた。2章においては、本研究のコンセプトについて述べた。本研究は、マスキング実験を行い、実験で得たマスキング閾値データから聴覚フィルタ形状を推定することで周波数選択性への Cue 音の影響を調べた。そのため、3章において本研究で行ったマスキング実験について述べた後、4章でマスキングデータを用いた聴覚フィルタ形状の推定について述べる。5章で本研究の結論および今後の課題について述べる。

第3章 マスキング実験

3.1 本実験の目的

本研究の目的は、事前情報による周波数選択性への影響があるのか、あるとするとどの程度なのかを明らかにすることである。本研究では、周波数選択性への影響を聴覚フィルタ形状の推定を行うことで明らかにする。そこで、本実験の目的は、聴覚フィルタ形状の推定を行うために、ノッチ雑音マスキング法を用いてマスキング閾値を求めることである。本実験では、事前情報が無いときのマスキング閾値と事前情報が有るときのマスキング閾値を測定する。事前情報による周波数選択性への影響を心理物理実験であるノッチ雑音マスキング法によって求めるのは、

- 覚醒状態のヒトを研究の対象とするため、
- 周波数弁別との関係を述べるには、同じ心理実験である必要があるため、

である。

3.2 本実験での予測

弁別による注意フィルタの研究から、事前情報を与えることで聴覚フィルタよりも周波数分解能の高いフィルタが得られることが知られている。ただし、ここで求められた注意フィルタは聴覚末梢系におけるものではない。しかし、このことを参考にし、聴覚末梢系における周波数選択性が事前情報の影響を受け、より周波数選択性が向上することが予測できる。周波数選択性が向上するとは、中心周波数以外の周波数成分をより除去するようになることである。このことは、聴覚フィルタ形状を推定したとき、推定された聴覚フィルタ形状が急峻になるということである。聴覚フィルタ形状が急峻になると、フィルタを通過する雑音量は減少するので、フィルタ内を通過する雑音の総パワーは減少することになる。つまり、測定するマスキング閾値は減少する。ゆえに、事前情報を呈示したときのマスキング閾値が、事前情報を呈示しなかったときのマスキング閾値に比べて小さくなれば、聴覚フィルタは急峻となり、結果として周波数選択性が向上したと言える。聴覚フィルタを推定したとき、聴覚フィルタの形状全体にこの傾向が現れることが望ましい。しかし、中心周波数周辺つまり、フィルタの頭頂部周辺にのみ中心周波数以外の周波数成分を除去する傾向が現れることも考えられる。そこで本研究では、聴覚フィルタ形状以外に3

dB ダウンの帯域幅 (Q 値) を評価の尺度とする。Q 値はフィルタが急峻になると小さくなるので、周波数選択性が向上したとすると Q 値は小さくなる。一般に聴覚フィルタの評価には Q_{10} 値が用いられるが、ここではより中心周波数周辺の影響をみるために Q 値を用いる。

3.3 本実験での刺激パターン

3.3.1 Cue 音について

本実験では事前情報として Cue 音を用いる。Cue 音は、信号音と周波数、音圧レベルが等しい刺激音である。Cue 音は事前情報ではあるが、音として意味を持つと高次の影響を受けるため、純音を用いている。純音はプリミティブであるため高次の影響を受けない。Cue 音が持つ情報は、信号音と同じ周波数、同じ音圧レベルであることのみである。

3.3.2 本実験で用いた刺激

信号音および Cue 音には純音 (Probe) を用い、その周波数は 1 kHz を用いた。1 kHz を用いた理由は、ヒトの周波数における可聴域のうち、特に自然界に多い周波数帯域のほぼ中心の周波数であるためである。また、音圧レベルには、10, 20 dB SL を用いた。呈示音圧レベルにこれらを用いた理由は、これに 30 dB SL を加えることによってヒトの音圧における可聴域を包括的に調べることができるためである。

次にノッチ雑音についてであるが、ノッチ雑音を構成する各帯域雑音の帯域幅は 400 Hz で一定とした。ノッチ幅 δf (図 1.1 を参照) を変化させることで実験に用いるノッチ雑音を作成した。Probe を挟んで、低周波数側 / 高周波数側のノッチ幅が等しい対称ノッチ条件は、 $\Delta f_c / f_c = 0.0, 0.1, 0.2, 0.3, 0.4$ の 5 条件、非対称ノッチ条件は、低周波数側か高周波数側のどちらかに $0.2f_c$ 広くシフトさせ、それぞれのノッチ幅は Probe を中心として $(0.1, 0.3)$ $(0.2, 0.4)$ $(0.3, 0.1)$ $(0.4, 0.2)$ の 4 条件で変化させた。よって、ノッチの条件は全部で 13 条件であった。

本実験では、Probe を固定し、ノッチ雑音の音圧レベルを変化させることでマスキング閾値を測定する。

3.4 実験手続き

実験は Cue 音を呈示するか / しないかの二種類に分けられ、それぞれ対称 / 非対称条件の二条件に分けられる。そこで、Cue 音を呈示しない条件をノーマル条件、Cue 音を呈示した条件をテスト条件とする。それぞれの実験は、one-up three-down 三区間三肢強制選択法 (3AFC) を用いて行った。実験の詳しい手続きについては、文献 [23] を参考にし

た．実験参加者は，呈示された三つのノッチ雑音のうち，ノッチ雑音と同時に信号音が聴こえた番号を，応答 BOX によって回答した．回答が正解であったかどうかは，応答 BOX に付いている LED ランプによって実験参加者にフィードバックした．実験参加者は，回答が 12 回の転換を示すまで回答を繰り返した．ノッチ雑音の呈示音圧は，4 回目の転換点までは 5 dB ステップで，それ以降は 2 dB ステップで変化させた．測定するマスキング閾値は，後ろ 8 試行の平均値とした．これは，最初の 4 回の転換点はまだ刺激に対する反応が安定していないと考えたためである．

実験は，1 条件の 1 回の試行を 1 セットとし，1 日 8 セットとする．1 日の最初の 2 セットはトレーニング試行としてデータに含まず，後半の 6 セットをデータとして用いた．全 13 条件を 2 回測定し，それぞれの平均値をその条件での最終的なマスキング閾値とした．ただし，2 回の測定結果の差が 2 dB よりも大きくなった場合には，差が 2 dB 以内に収まるようになるまで測定を繰り返した．測定を繰り返したことにより，2 dB 以内に収まるデータが三つ以上でた場合は，最も差の小さい二つの平均をマスキング閾値とした．

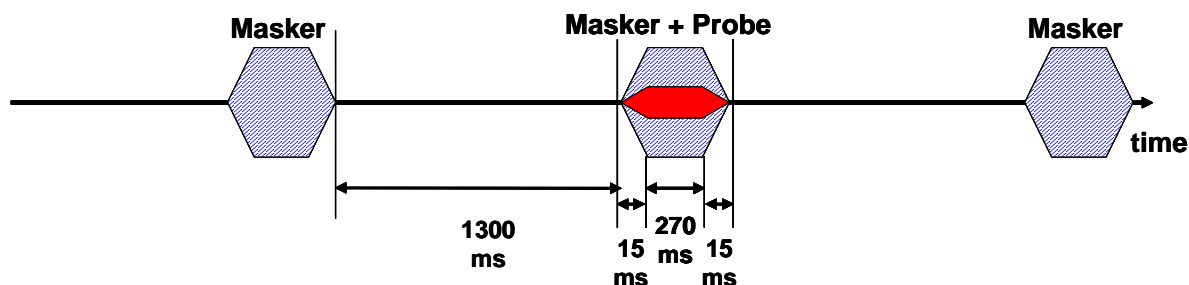
1 日の実験を通して実験参加者のモチベーションが変わらないことを確認するために，1 日の最初のトレーニング試行はその日の最後の試行と同じ条件とした．モチベーションに大きな差が見られた時は再試行の対象とした．

3.4.1 Cue 音とマスカーの時間配置について

Cue 音を呈示しないノーマル条件の場合はこれまでのノッチ雑音マスキング法を用いた同時マスキング実験と同様である．ただし，マスカーが呈示される時間間隔は Cue 音を呈示するテスト条件にあわせている．テスト条件の場合は，それぞれの雑音区間の前に Probe と同じ周波数，同じ音圧レベルの Cue 音を呈示する．次に Cue 音の提示後 500 ms の間隔を空けた後，ノーマル条件と同様に行く．その後，試行毎に雑音区間の前に Cue 音を呈示する．雑音呈示終了後，500 ms の間隔を空けて次の Cue 音が呈示される．図 3.1 に本実験での刺激の時間配置を示す．上が Cue 音有しの場合，下が Cue 音無しの場合である．

これまで通りのノッチ雑音マスキング実験であれば，2 章でも述べたようにほぼ聴覚末梢系の測定を行っていると言うことができる．Cue 音を用いた場合でも，Cue 音の存在がマスキング実験であることを崩さなければ聴覚末梢系の測定であることが言える．Cue 音の後に 500 ms 空けるのは，Cue 音によるエキサイテーションがマスキングに影響を与えないようにするためである．この時間間隔により，Cue 音が同時マスキングの条件を崩さないように配慮した．つまり，Cue 音を呈示する場合においても，聴覚末梢系の測定を行っているということが言える．さらに，基底膜の振動から脳に伝達されるまでの時間は，およそ 200 ms，遠心性の処理にかかる時間もおおよそ 200 ms であるので，500 ms の間隔によって全ての処理は完了している．また，500 ms の間隔があれば非同時マスキングである順向性マスキングや逆向性マスキングの影響も排除でき，アダプテーションも起こらないと言える．

•Cue音無し



•Cue音有り

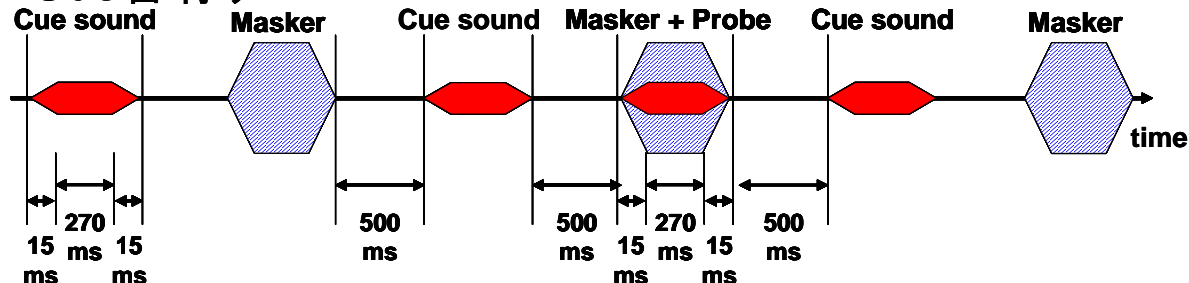


図 3.1: ノッチ雑音マスキングでの刺激の時間配置．実験における刺激の時間配置．

3.5 実験参加者

本研究では，8名（10 dB SL は 4 名）の聴取に対して実験を行った．被験者は標準的な聴力検査を RION AA-72B オーディオメータを用いて行い，正常な聴力（12 dB HL 以下）を有することを確認した．この検査の結果から特性の良い方の耳に対してマスキング閾値の測定を行った．また，Probe の信号レベルを設定するため各聴取者の 1000 Hz における絶対閾値の測定を行った．実験は，4 名の被験者を 2 名ずつの Cue 音を呈示するグループと呈示しないグループに分けて行った．一方の実験が終了次第もう一方の実験に入った．4 名の被験者全員が両方のグループの実験全てを行った．被験者には，実験を始める前に 1 日の練習日（8 セット）を設けた．一方の実験を終え，もう一方の実験を行う際にも同様に 1 日の練習日（8 セット）を設けた．

3.6 実験機器

実験は，Tucker-Davis Technologies(TDT) System III を用いて，防音室（日東紡音響エンジニアリング株式会社製作）にて行った．Probe とノッチ雑音は，リアルタイムプロセッサ（TDT RP2，RPvds，サンプリング周波数 48 kHz）でそれぞれ個別に作成された．作成された，Probe とノッチ雑音は，プログラマブルアッテネータ（TDT PA5）を経由してミキ

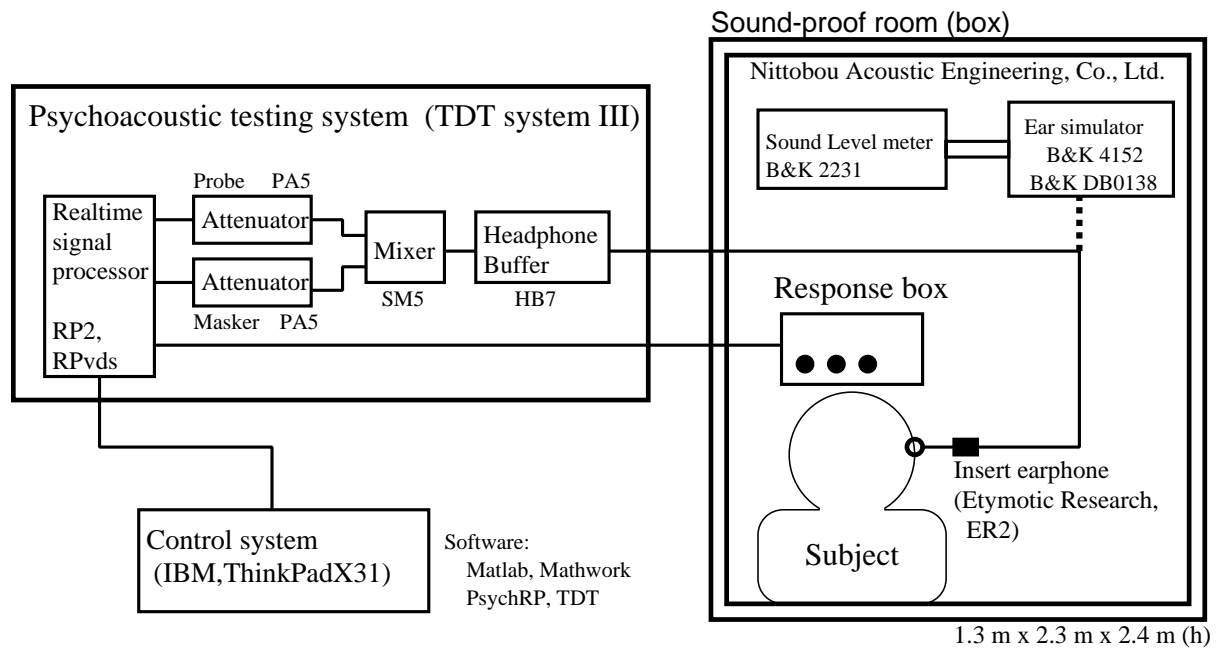


図 3.2: 実験環境の構成の概略図 .

サー (TDT SM5) で足し合わされ、ヘッドホンバッファ (TDT HB7) から出力された。信号の呈示には、測定範囲において周波数応答がフラットな特性をもつ insert earphones (Etymotic Research ER2) を利用した。刺激音の音圧レベルの整合には、B&K DB 0138, B&K 4152 人工耳シミュレータ, B&K 2231 モジュール型精密騒音計を用いて行った。図 3.2 に実験環境の構成の概略図を示す。

3.7 実験結果

実験参加者から得られたマスキング閾値を、横軸にノッチ幅をとってプロットしたものを示す (図 3.3 ~ 3.6)。実験参加者は、10 dB SL で 4 名、20 dB SL で 8 名である。平均値は、10 dB SL では 4 名、20 dB SL では 8 名で求めた。

まず、それぞれの条件の対称条件をみってみる。ノッチ幅を広くするにしたがってマスキング閾値が上昇することがわかる。このことから、推定される聴覚フィルタの形状は、フィルタが裾野にかけて広がった形状をしていることが推測される。また、それぞれの低周波数側に広い非対称ノッチ条件でのマスキング閾値と高周波数側に広い非対称ノッチ条件でのマスキング閾値を比較する。すると、この二つの値が異なることがわかる。この二つの値が異なるということは、推定される聴覚フィルタの形状が非対称であると推測される。

続いて、Cue 音の有無によるマスキング閾値の変化をみていく。平均値 (図 3.3 上が 10

dB SL, 下が 20 dB SL のもの.) をみると, 10 dB SL, 20 dB SL とともにマスキング閾値の Cue 音の有無による大きな差異はみられない。しかし, 実験参加者ごとのデータをみると, 音圧レベル, 実験参加者によらず, Cue 音の有無によってマスキング閾値に差異がみられることがわかる。差異の現れ方には, 個人差がみられるが, ノッチ幅が狭い条件において差異が大きく現れ, 逆にノッチ幅が広い条件においては差異が小さく現れる傾向が一致している。また, Cue 音の存在によってマスキング閾値が減少している点が多く見られることがわかる。

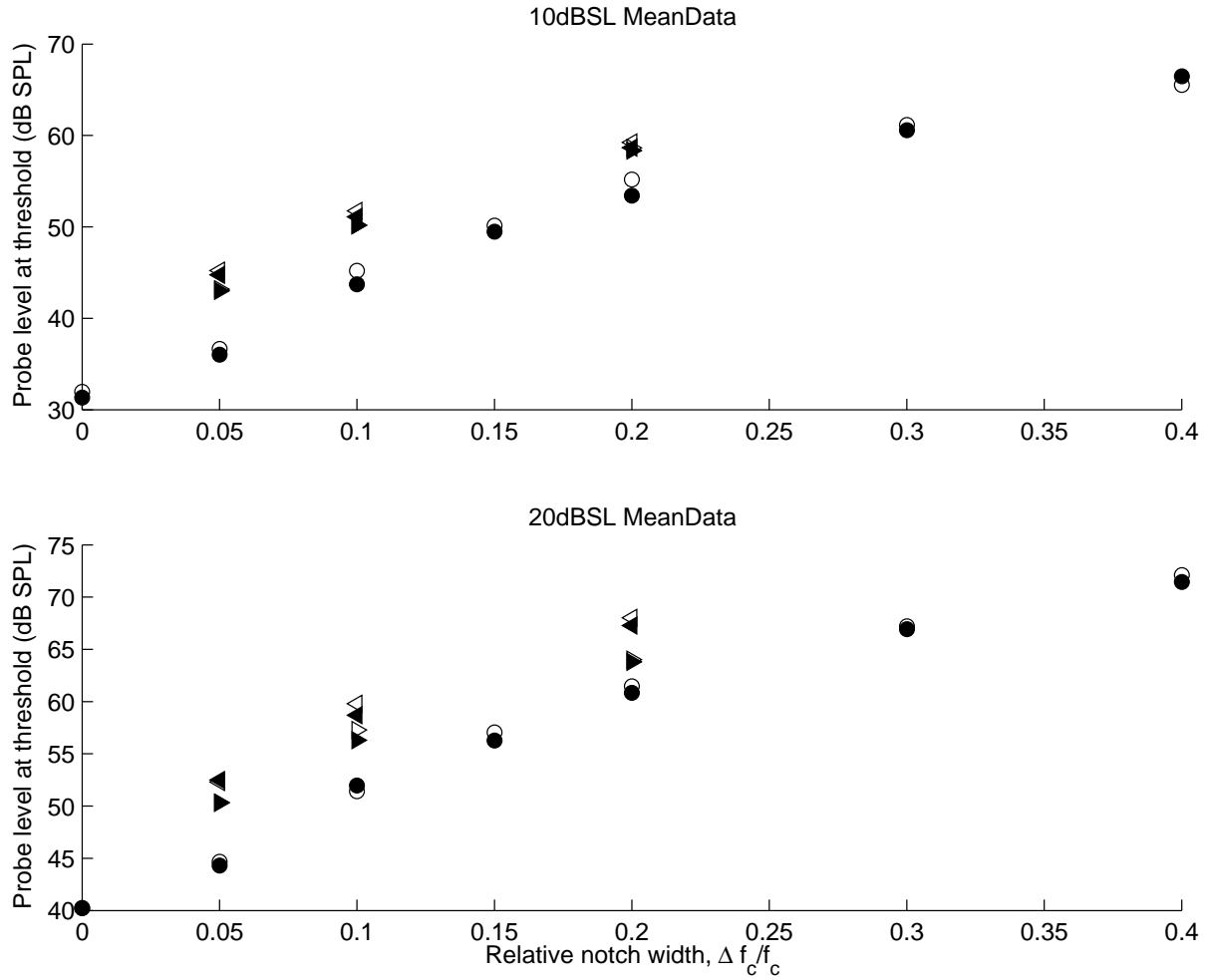


図 3.3: 実験参加者のマスキング閾値の平均データ。図中の記号 (○, ◀, ▶, ●, 黒塗りの◀, 黒塗りの▶) は, それぞれ, 対称ノッチ条件 (○ (cue 音無し), ● (Cue 音有り)), 低周波数側に広い非対称ノッチ条件 (◀ (cue 音無し), 黒塗りの◀ (Cue 音有り)), 高周波数側に広い非対称ノッチ条件 (▶ (cue 音無し), 黒塗りの▶ (Cue 音有り)) を表している。

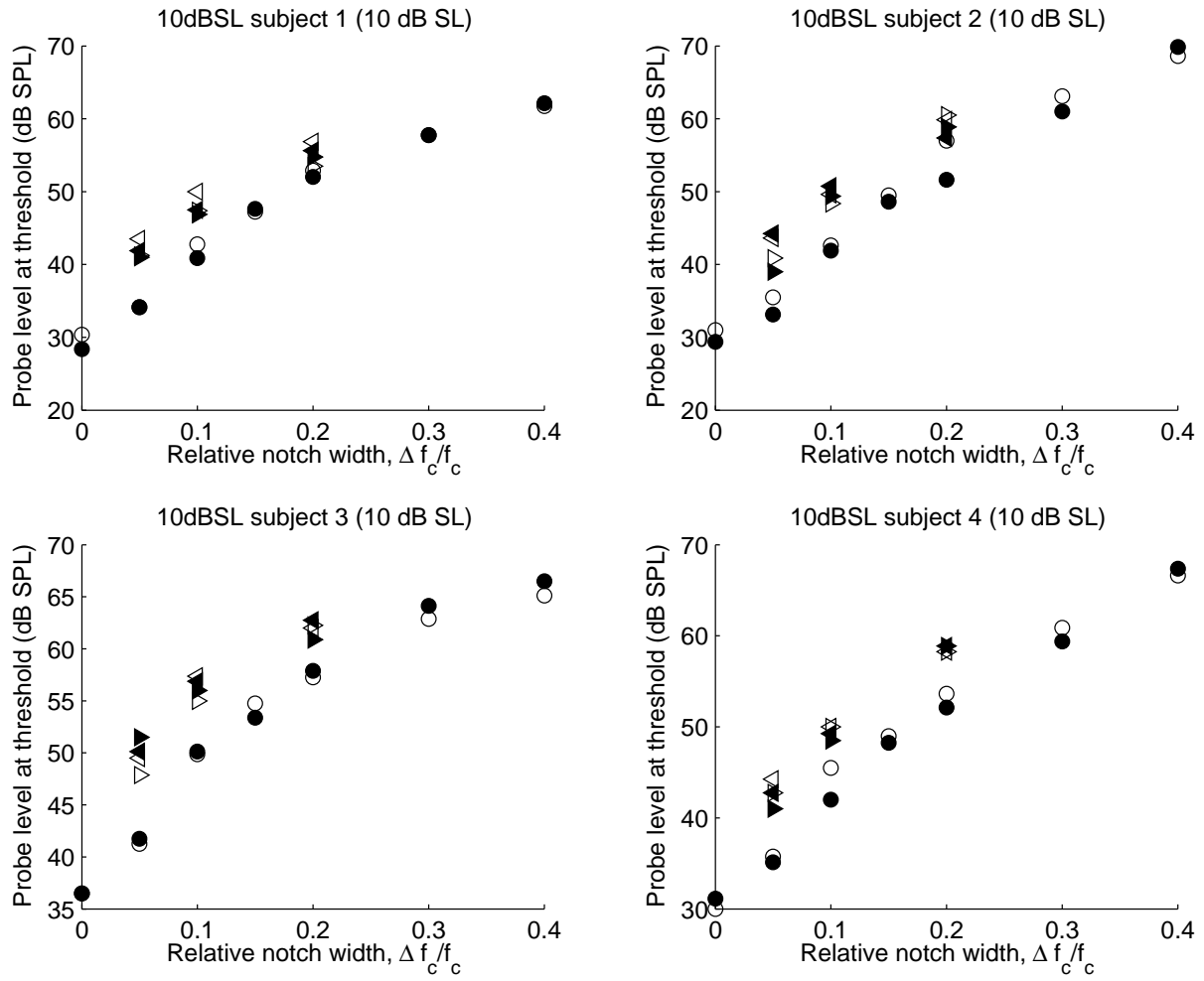


図 3.4: 実験参加者 1 – 4 の 10 dB SL におけるマスキング閾値。記号は、平均データのものと同じである。

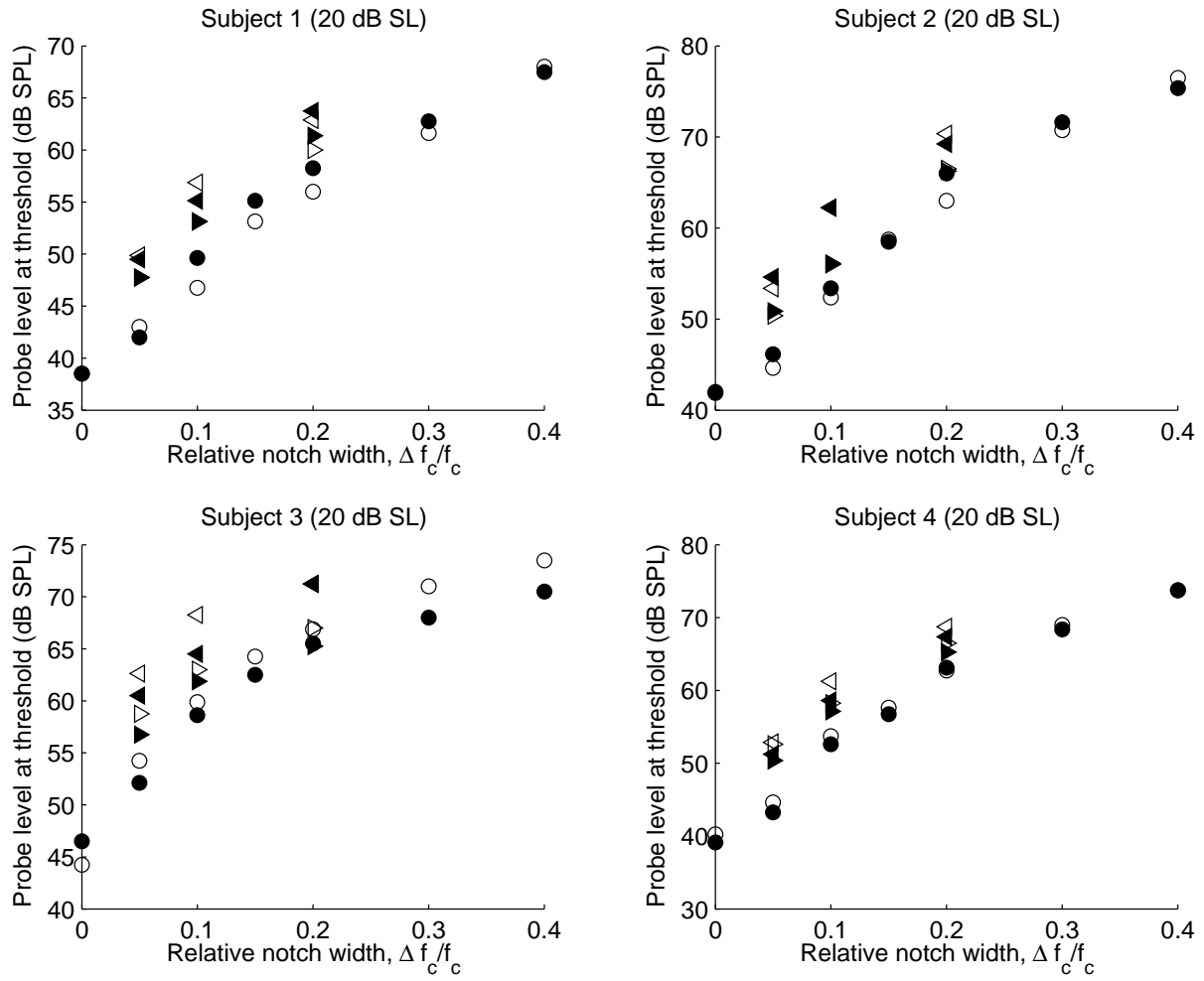


図 3.5: 実験参加者 1 – 4 の 20 dB SL におけるマスキング閾値。記号は、平均データのものと同じである。

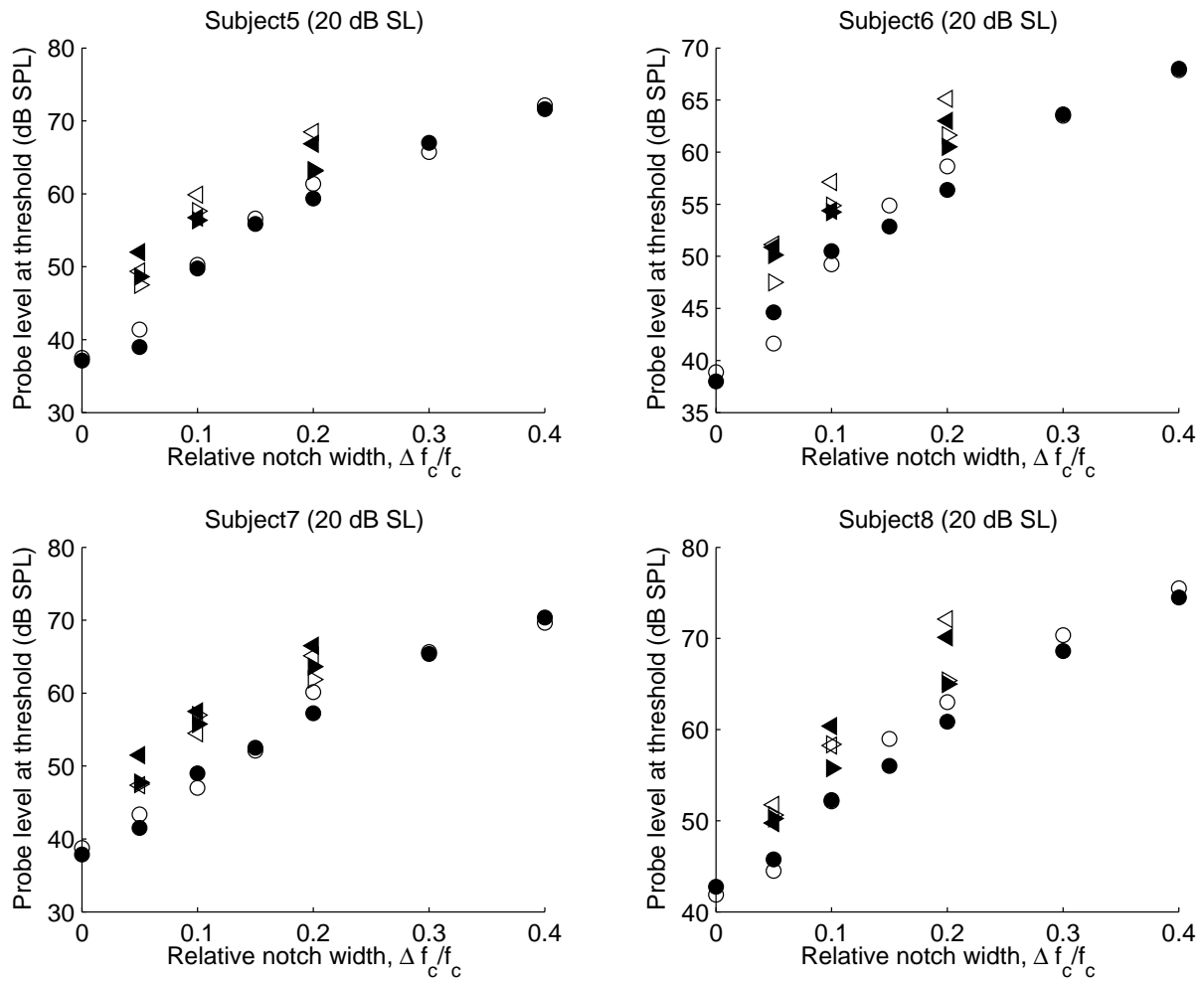


図 3.6: 実験参加者 5 – 8 の 20 dB SL におけるマスキング閾値．記号は，平均データのものと同じである．

3.8 考察

Cue 音によるマスキング閾値の変化をみてる．実験参加者ごとのデータを見ると，Cue 音の呈示の有無によるマスキング閾値の変化が認められる．特に，ノッチ幅の条件が狭いときに変化は顕著にみられる．また，ノッチ幅の条件が広いときにはほぼ等しい傾向がみられる．このことは，中心周波数周辺に Cue 音の存在の影響が現れ，中心周波数から離れるにしたがって Cue 音の影響があまり現れないことを示唆している．つまり，Cue 音の周波数選択性への影響は信号周波数近くのみ影響を与えていると考えられる．

次に，マスキング閾値の変化量を見ていく．ノッチ幅の条件が狭い場合，Cue 音の有無によってマスキング閾値に差が生じている点では，Cue 音の存在によってマスキング閾値が減少している点がよくみられる．周波数選択性が向上したとすると，マスキング閾値は減少することが予測される．このことから，ノッチ幅の条件が狭いときに，Cue 音の存在によって周波数選択性が向上することが示唆される．また，ノッチ幅の条件が広いとき，つまり中心周波数から離れたところでは，周波数選択性に影響をあたえるような変化はみられないと思われる．以上のことから，Cue 音の存在による周波数選択性への影響は，周波数全体に現れるのではなく，中心周波数近辺でのみ現れることが示唆される．また，その変化が中心周波数に近いほど大きく，離れるほど小さくなることは，ノッチ幅の条件によってマスキング閾値の変化量が異なることを示唆している．したがって，聴覚フィルタ形状の推定には全データを用いる従来の推定法を用いるよりも，データ点一つ一つをみる方法とノッチ幅の条件が狭い部分のデータのみを用いて推定することが良いと考えられる．

第4章 聴覚フィルタ形状の推定

4.1 本研究で聴覚フィルタ形状を推定する目的

聴覚フィルタは蝸牛の基底膜の機能を説明できるものとされている [1] . 本研究で聴覚フィルタ形状を推定する目的は, 聴覚フィルタ形状を推定することにより, 聴覚フィルタの特性 (フィルタ形状, 帯域幅, 同調特性など) を調べ, 比較することで, 事前情報の周波数選択性への影響度合いを明らかにすることである. 聴覚フィルタ形状からは, 中心周波数に対して低周波数側 / 高周波数側それぞれでの影響度合い (例えば, 低周波数側では影響を受けないが, 高周波数側では影響を受ける. など), 聴覚フィルタの帯域幅からは, どの程度周波数選択性が向上したのか (例えば, 10 dB ダウンの帯域幅で 10 Hz 向上した. など), を明らかにすることができる. 本研究で立てた, 事前情報によって周波数選択性が向上するという予測が正しいとするならば, 聴覚フィルタ形状はフィルタのスロープは中心周波数に近づくように急峻になり, 帯域幅 (指標として $Q_{10\text{dB}}$ 値を用いる) は小さく ($Q_{10\text{dB}}$ 値は大きく) なるはずである.

本研究では, 聴覚フィルタ形状の推定をパワースペクトルモデルに基づく変化率を用いる方法と roex フィルタを用いる方法で行った. 本章では, この二つの方法を用いた推定について述べる.

4.2 パワースペクトルモデルに基づく変化率による推定

4.2.1 変化率による推定方法

パワースペクトルモデル式 (1.2) において,

$$\int_0^{(f_0-\Delta f)} W(f)df = W(f_0 - \Delta f) - W(0) \quad (4.1)$$

として, 両辺で微分をとると,

$$\frac{d}{d(f_0 - \Delta f)} \cdot \frac{1}{N_0} = \frac{K}{P_s} \cdot \frac{d}{d(f_0 - \Delta f)} [W(f_0 - \Delta f) - W(0)] \quad (4.2)$$

となる. よって, 聴覚フィルタ形状を表す関数 $W(f)$ は,

$$W(f_0 - \Delta f) = (P_s K^{-1}) \cdot \frac{dN_0^{-1}}{d(f_0 - \Delta f)} \quad (4.3)$$

となる．したがって，聴覚フィルタ形状 $W(f)$ はプローブ信号周波数からの距離の関数で表されることになる．そして，その値はプローブ信号周波数からの距離の変化量に対するマスキングのスペクトルレベルの逆数の変化量によって表される．すなわち，ノッチ幅の条件に対するマスキングのスペクトルレベルの変化率によって聴覚フィルタ形状を推定することができる．

4.2.2 変化率によって推定する目的

マスキング実験の結果から Cue 音の影響は中心周波数周辺にのみ現れ，中心周波数から離れた点では影響が現れないことが示唆された．このことから，全てのマスキング閾値データを用いて聴覚フィルタ形状の推定を行った場合，Cue 音の影響が聴覚フィルタ形状に現れないことが考えられる．そこで，データ点ごとに聴覚フィルタの形状がどのようになっているのかを明らかにするために，パワースペクトルモデルに基づいてマスキング閾値の変化率を求めることで聴覚フィルタ形状の推定を行う．

4.2.3 変化率による聴覚フィルタ形状の推定結果

図 4.1 ~ 4.6 にマスキング閾値の変化率から推定した聴覚フィルタの形状を示す．横軸はノッチ幅の条件を，縦軸は信号の減衰度を表している．ノッチ幅の条件が $\Delta f_c / f_c = 0$ の点が推定した聴覚フィルタの中心周波数にあたる．マスキング実験の結果から，実験参加者のマスキング閾値の平均データに差がみられなかった．このことから，推定される聴覚フィルタ形状にも差がみられないと考えられる．そのため，本推定では実験参加者ごとに推定を行った．

推定された結果から，対称条件では実験参加者 1 および 2 において，フィルタ形状が急峻になっていることがわかる．また，20 dB SL の条件に比べて，10 dB SL の条件の方が Cue 音の影響を受けて，より急峻になっていることがわかる．一方，非対称条件では高域側・低域側ともに大きな差はみられなかった．推定されたフィルタの 10 dB SL における Q 値を表 4.1，20 dB SL における Q 値を表 4.2 に示す．

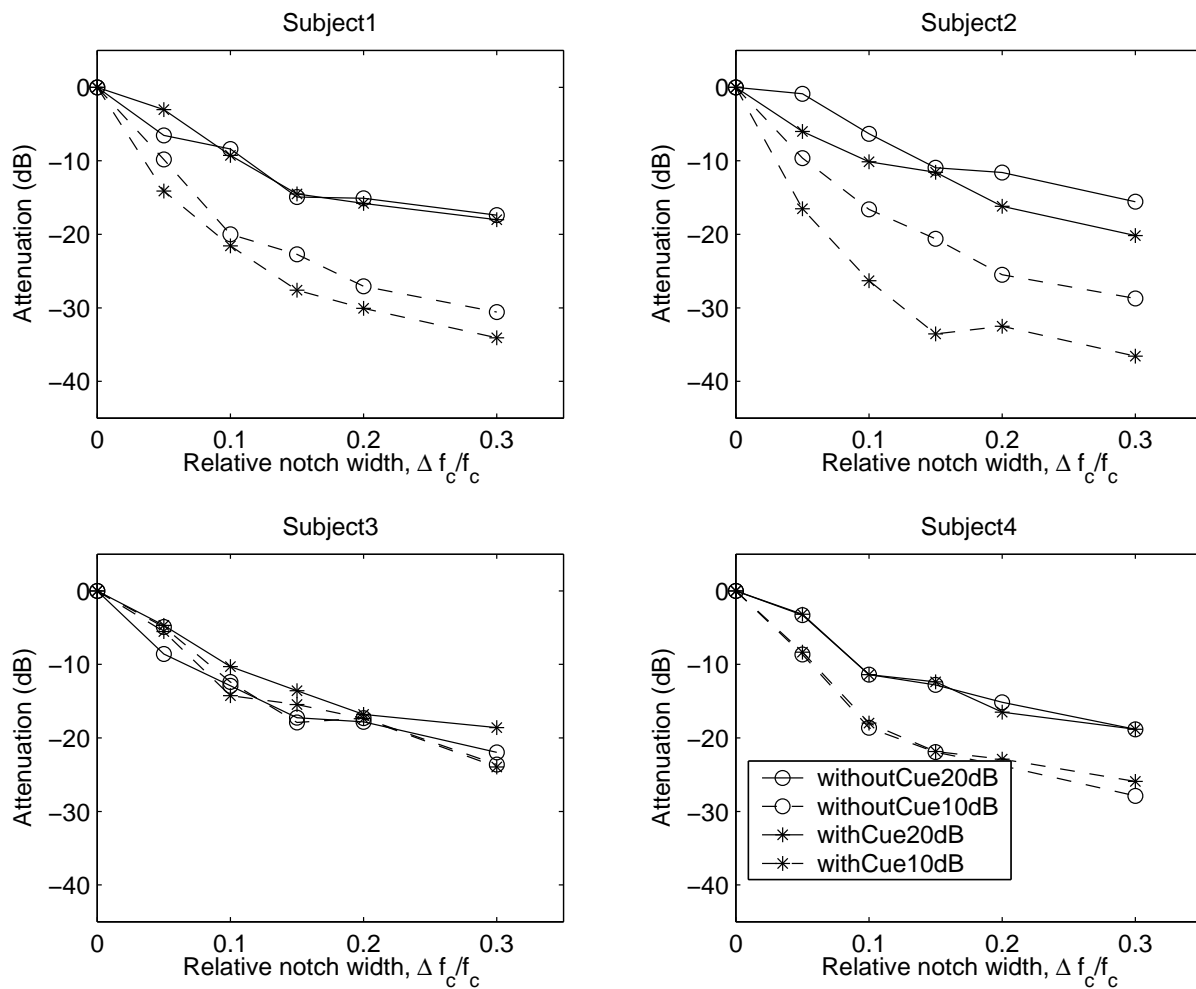


図 4.1: 実験参加者ごとの変化率から推定した対称条件の聴覚フィルタ形状 (実験参加者 1~4) . \circ は Cue 音無し, $*$ は Cue 音有りを表している . また, 実線は 20 dB SL の条件を, 破線は 10 dB SL の条件を表している .

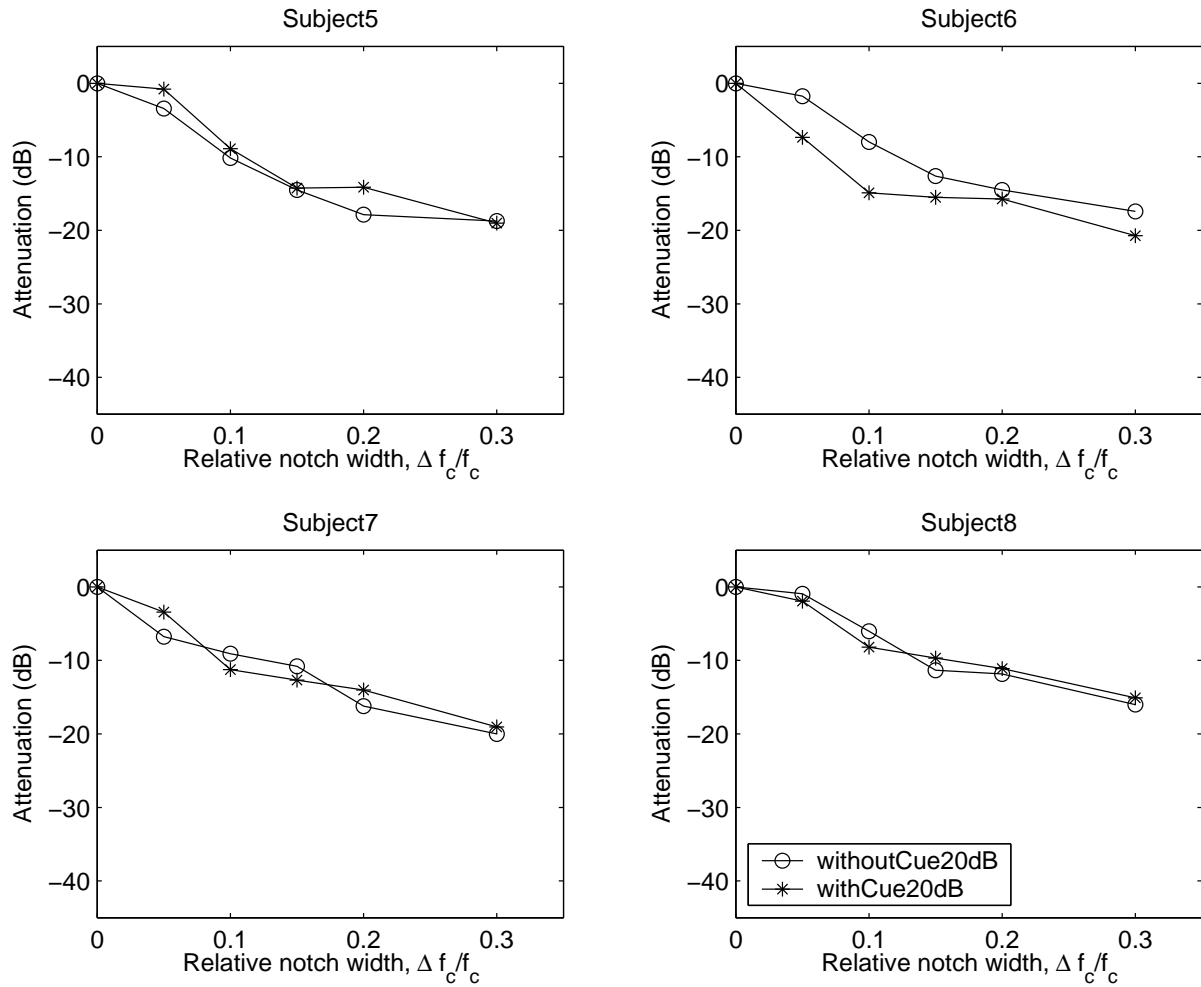


図 4.2: 実験参加者ごとの変化率から推定した対称条件の聴覚フィルタ形状 (実験参加者 5~8) . 図中の記号は図 4.1 と同様である . 実験参加者 5~8 に関しては 20 dB SL のみのデータである .

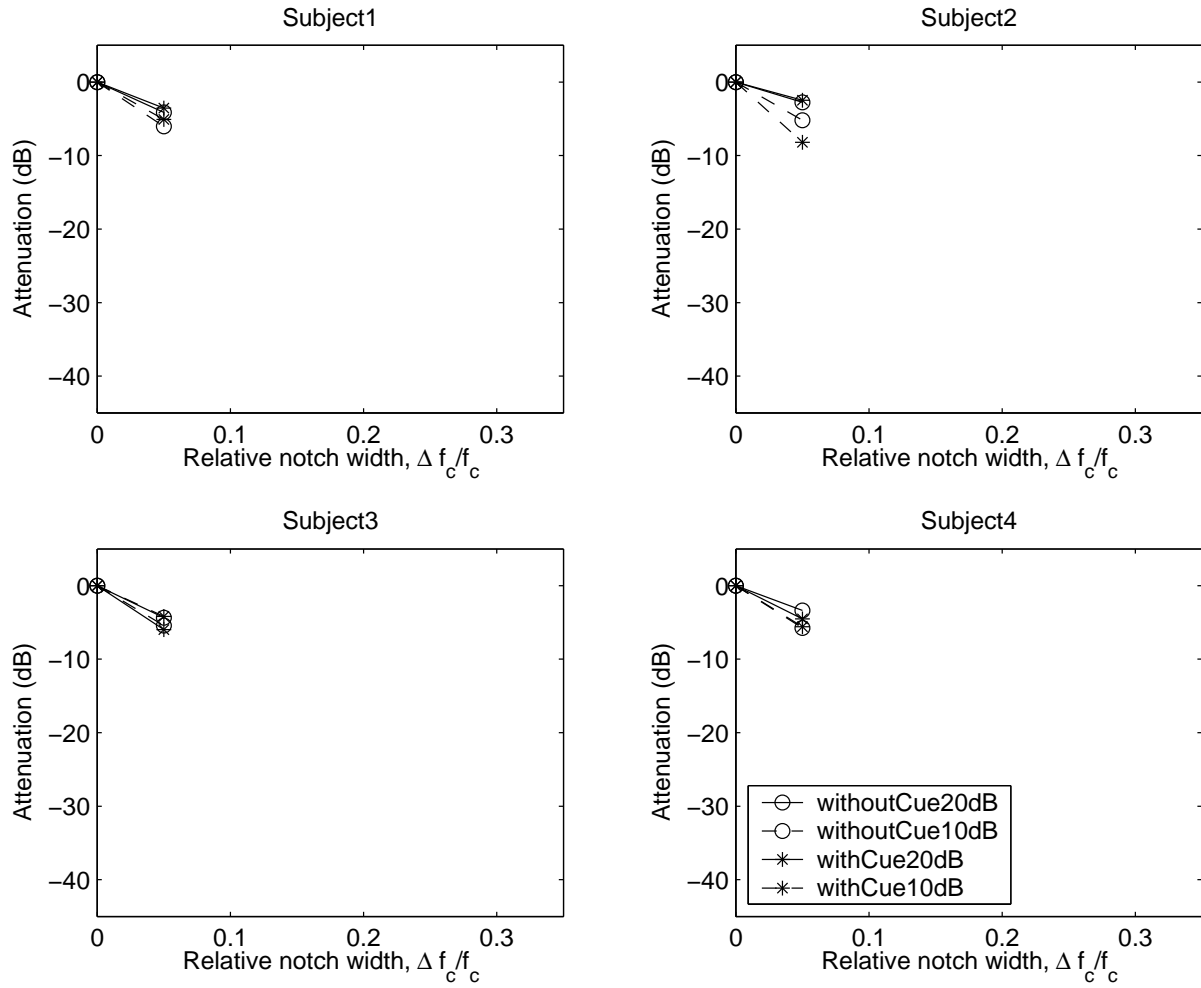


図 4.3: 実験参加者ごとの変化率から推定した低域側に広い非対称条件の聴覚フィルタ形状 (実験参加者 1~4) . 図中の記号および線は図 4.1 と同様である .

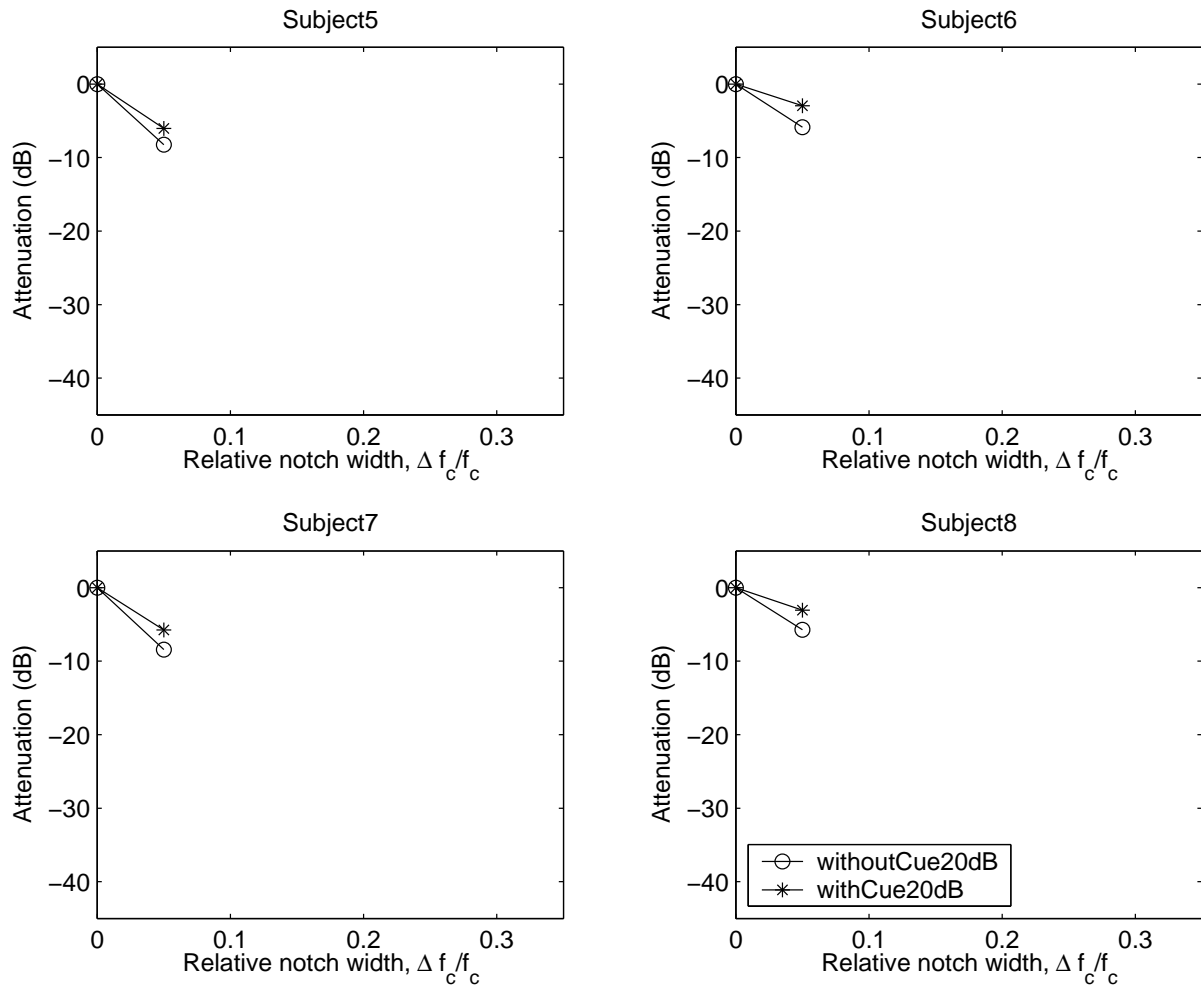


図 4.4: 実験参加者ごとの変化率から推定した低域側に広い非対称条件の聴覚フィルタ形状 (実験参加者 5 ~ 8) . 図中の記号は図 4.1 と同様である .

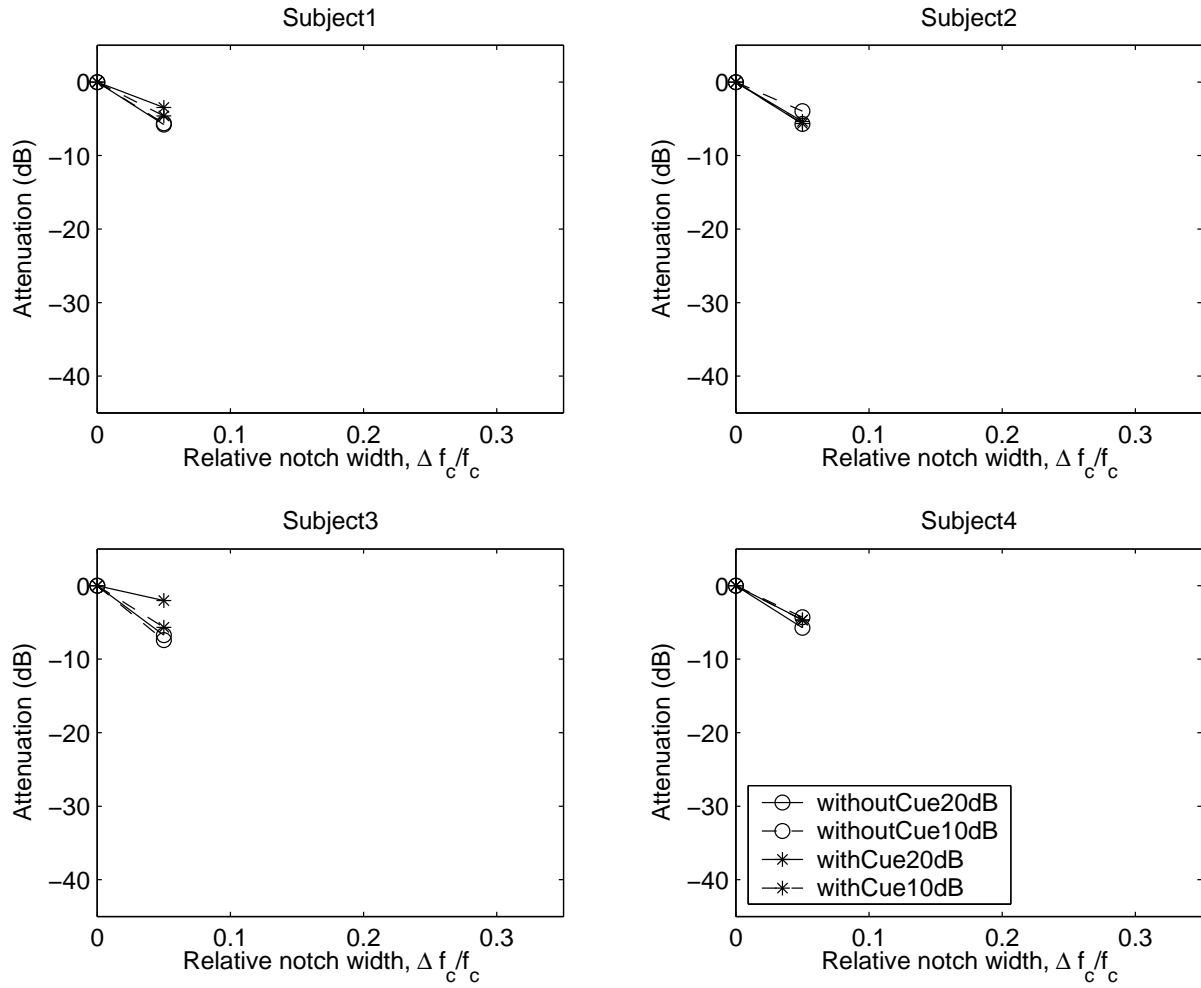


図 4.5: 実験参加者ごとの変化率から推定した高域側に広い非対称条件の聴覚フィルタ形状 (実験参加者 1~4) . 図中の記号および線は図 4.1 と同様である .

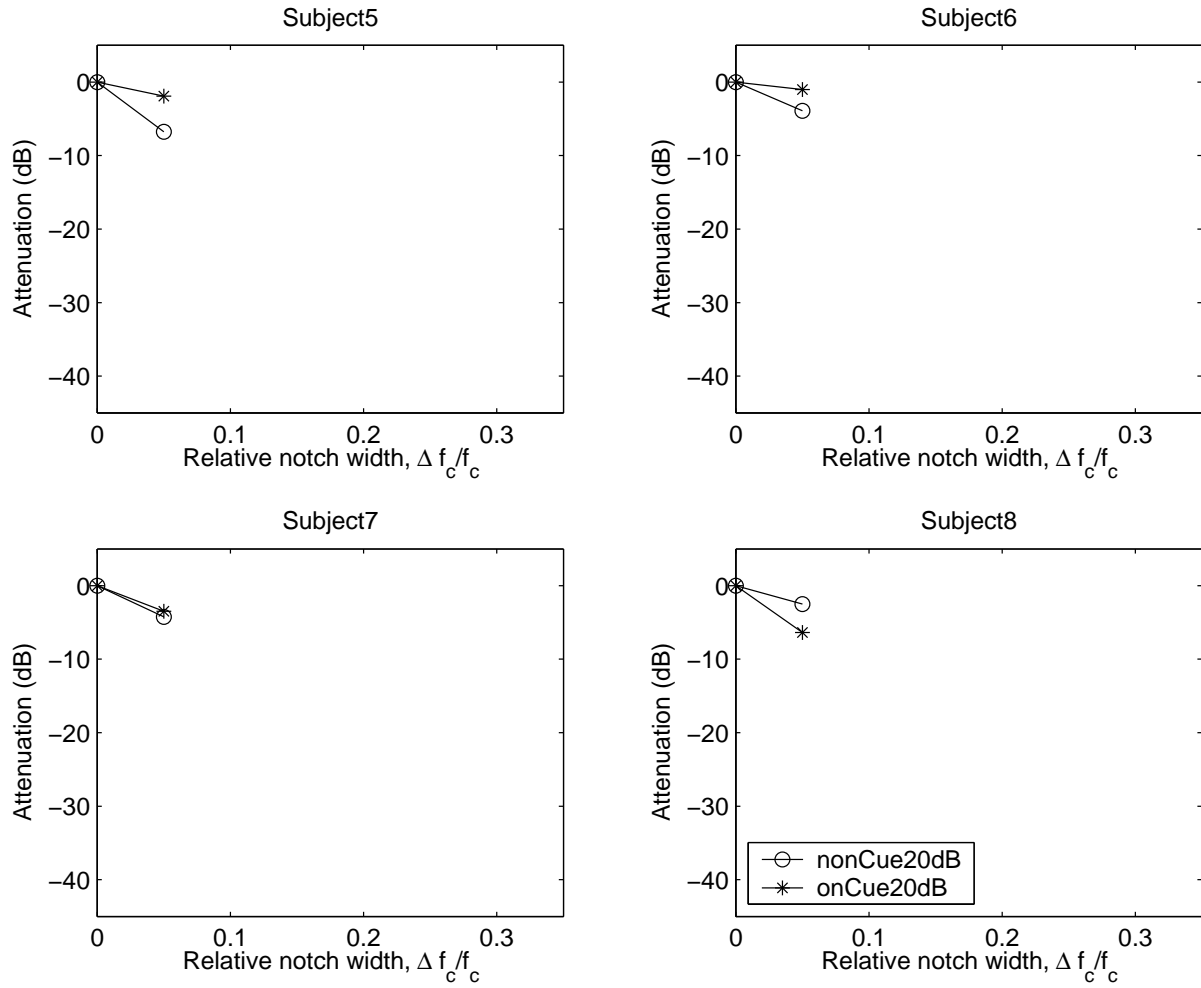


図 4.6: 実験参加者ごとの変化率から推定した高域側に広い非対称条件の聴覚フィルタ形状 (実験参加者 5 ~ 8) . 図中の記号は図 4.1 と同様である .

表 4.1: マスキング閾値の変化率から推定された聴覚フィルタの Q 値 (10 dB SL) .

Subject Data	without Cue-sound (3 dB)	with Cue-sound (3 dB)	without Cue-sound (10 dB)	with Cue-sound (10 dB)
Subject 1	22.52	33.33	10.00	13.51
Subject 2	24.50	45.04	9.80	15.75

表 4.2: マスキング閾値の変化率から推定された聴覚フィルタの Q 値 (20 dB SL) .

Subject Data	without Cue-sound (3 dB)	with Cue-sound (3 dB)	without Cue-sound (10 dB)	with Cue-sound (10 dB)
Subject 1	8.30	12.50	2.77	4.05
Subject 2	6.30	14.30	3.60	6.25

4.3 roex フィルタによる推定

4.3.1 roex フィルタによる推定方法

本研究では, Glasberg と Moore が利用した roex フィルタを用いて推定を行った [9] . 利用した roex フィルタの式は ,

$$w(g) = (1 - r)(1 + pg)e^{-pg} + r \quad (4.4)$$

である . ただし , $g = |f - f_0|/f_0$ (f_0 はフィルタの中心周波数) であり , r は中心周波数から離れた周波数部分のフィルタ形状を平らにするパラメータである . この式をパワースペクトルモデル (式 1.2) に適合することで聴覚フィルタ形状の推定を行う .

変化率による推定結果から , Cue 音の影響範囲が中心周波数から $\Delta f = 0.2$ (本研究では中心周波数に 1 kHz を用いているため , 200 Hz) 以内であることが示唆された . そこで , 本研究では , ノッチ幅の条件が $\Delta f = 0.2$ 以内の対称条件のみを用いて roex フィルタへの適合を行った .

4.3.2 roex フィルタを利用する目的

現在 , 同時マスキング閾値データを説明できるものとして , ガンマチャープ聴覚フィルタが提案されている [25, 26] . roex フィルタは二つの関数を結合したものであるため不連続点が生じてしまう . そのため , インパルス応答を求めることができないので , 信号分析器として実現不可能である . それに対して , ガンマチャープフィルタは IIR フィルタによって構成されているためこの問題を解決できている [27, 28] . さらに , フィルタ係数が少なくてすむ点で roex フィルタよりも優れている [29, 26] . しかし , 本研究では (1) 周

表 4.3: 推定された roex 聴覚フィルタの係数 .

Subject Data	p	r	K (dB)	rms (dB)
Subject 1 (normal)	35.29	21.86	-2.45	1.93
Subject 1 (test)	39.36	23.29	-1.22	1.05
Subject 2 (normal)	40.18	52.14	0.82	0.85
Subject 2 (test)	42.46	33.27	0.84	1.07

波数軸上において議論を行っていること (2) 形状を推定し, 事前情報の影響があるのかわかるといえることが目的であること (3) ガンマチャープフィルタが低周波数側 / 高周波数側を別々に変化できないのに対して, roex フィルタは可能であること. 以上の3点から roex フィルタを用いることにした (2) の理由により, roex フィルタの結合部が不連続になるという問題も無視できるものとする.

4.3.3 roex フィルタの適合手続き

3章によって得られたマスキング閾値データに対して, マスキングのパワースペクトルモデルを仮定し, PolyFit 手続きを利用して式 4.4 の roex フィルタを適合させることで, 聴覚フィルタ形状 $W(f)$ を推定した [9, 24]. PolyFit 手続きでは, 2 個のフィルタパラメータ (p, r) とパワースペクトルモデルにある 2 個のパラメータ (検出効率 K と絶対閾値 P_0) をフリーパラメータとした. 測定したマスキング閾値とフィルタにより予測された閾値の実行誤差 (rms) が最小となるように非線形最小二乗最適化を使用して roex フィルタを適合させた. [25] と同様にして, 離調聴取を考慮するために roex フィルタの中心周波数 f_c に関して, フィルタ出力での SN 比が最大となるフィルタ位置をとるようにした. また, 中耳の伝達特性による影響も MidEar 補正を用いて考慮した. ここでは, 変化率による推定の結果から Cue 音の存在によって周波数選択性に影響を与えたと考えられる被験者について推定を行った.

4.3.4 roex フィルタによる聴覚フィルタ形状推定結果

適合手続きを経て推定された聴覚フィルタの形状を図 4.7~?? に示す. 横軸は周波数で, 縦軸はフィルタのゲインである. 推定に用いるデータは, マスキング実験によって得られたマスキング閾値データ ($\Delta f = 0.2$ 以内の対称条件のみ) である. それぞれのフィルタの係数を表 4.3 に示す. また, 推定されたフィルタの Q 値を表 4.4 絶対閾値 P_0 は, 各実験参加者の絶対閾値で固定して推定を行った. その値は, Subject1 から順にそれぞれ 7.88, 12.88, 13.50, 10.50 であった. Subject の後の数字は実験参加者の番号, normal はノーマル条件, test はテスト条件を表している.

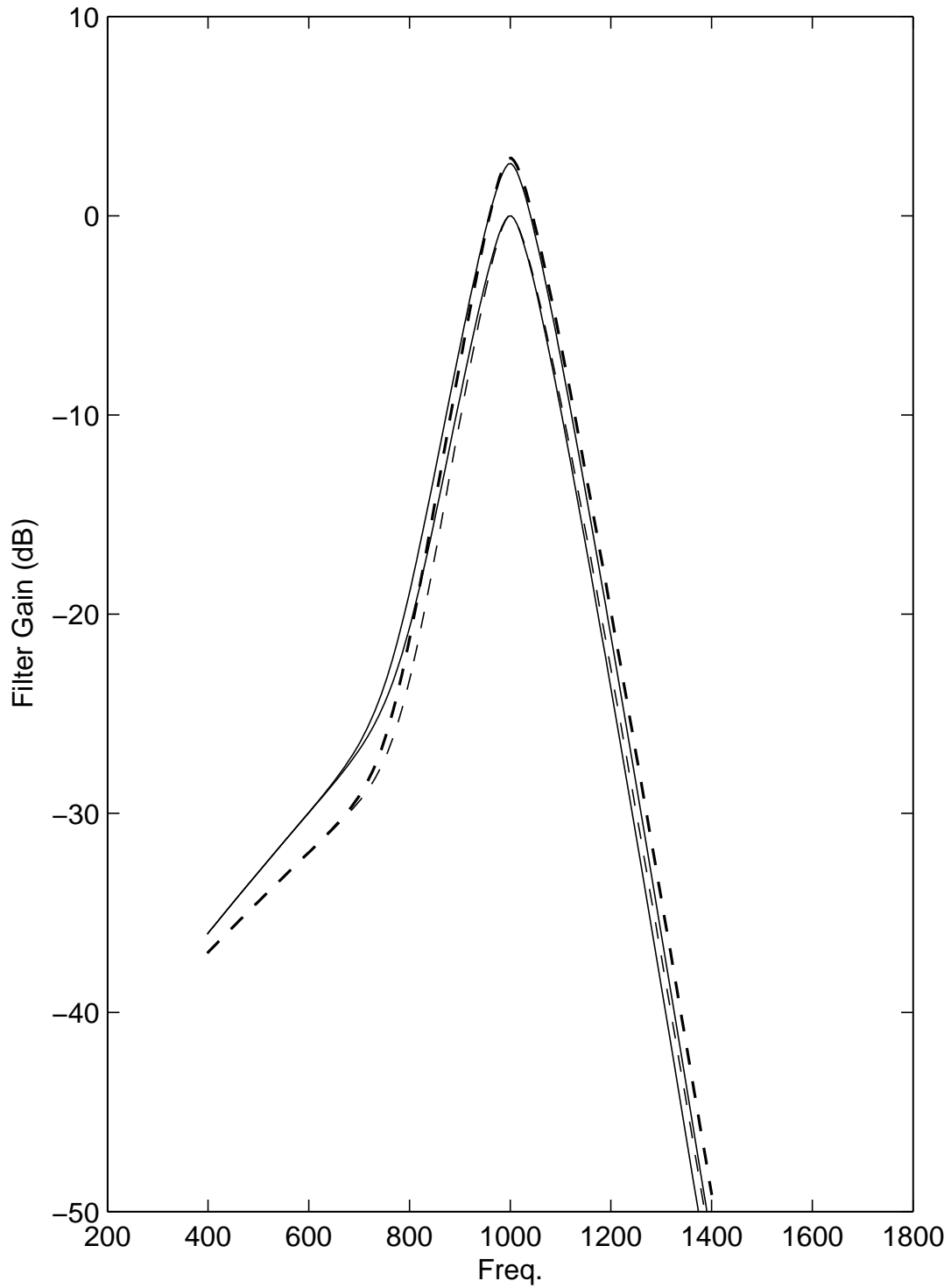


図 4.7: 実験参加者 1 の聴覚フィルタ形状．破線はコントロール条件（事前情報を呈示しない場合）の聴覚フィルタ形状を，実線はテスト条件（事前情報を呈示した場合）の聴覚フィルタ形状を表している．

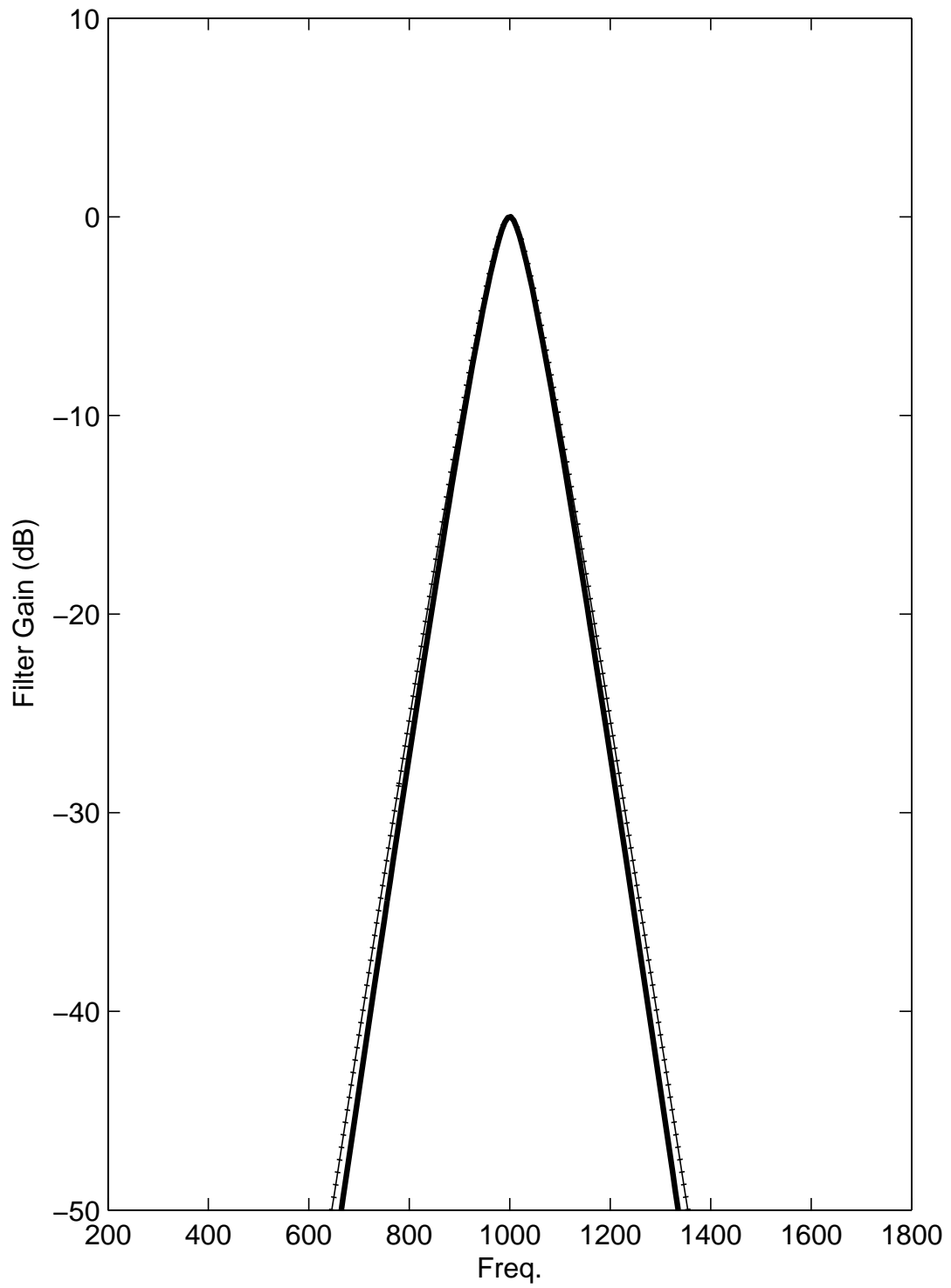


図 4.8: 実験参加者 2 の聴覚フィルタ形状 . 線は , 図 4.7 と同様である .

表 4.4: roex フィルタを用いて推定した聴覚フィルタの Q 値 .

Subject Data	without Cue-sound (3 dB)	with Cue-sound (3 dB)	with Cue-sound (10 dB)	with Cue-sound (10 dB)
Subject 1	10.10	11.36	4.48	5.00
Subject 2	11.90	12.66	5.15	5.49

4.4 考察

パワースペクトルモデルに基いた変化率による聴覚フィルタ形状の推定結果から、実験参加者 3 に関しては、これまでの研究から明かとなっている信号音の音圧レベルが小さくなると聴覚フィルタの形状が急峻になるという傾向がみられなかった。このため、実験参加者 3 は考察の対象から除外した。また、実験参加者 4, 5, 7 および 8 では Cue 音の存在による聴覚フィルタの形状の変化はみられなかった。一方、実験参加者 1 および 2 において、

- 実際に測定したデータであるマスキング閾値の変化率からもとめた聴覚フィルタの形状および Q 値、
- マスキング閾値から roex フィルタを用いて推定した聴覚フィルタの Q 値、

以上の 2 点において、いずれの Q 値も大きくなったことから、Cue 音を呈示することにより聴覚フィルタの形状が急峻になったといえる。つまり、事前情報によって周波数選択性が影響を受けたといえることができる。Q 値が二つの推定方法で異っているが、これはマスキング閾値の変化率から推定した方法は直線近似であるのに対して、roex フィルタでの推定は指数関数で近似していることが原因であると考えられる。

一方、マスキング閾値の変化率から推定された聴覚フィルタの形状は、対称条件においては Cue 音の影響が示唆される結果であったが、非対称条件においては、その傾向はみられなかった。非対称条件では、ノッチの条件が最小の条件であっても低域側か高域側のいずれかに $\Delta f_c/f_c = 0.25$ 開いたものとなっている。このことが原因となり、非対称条件では、Cue 音の影響が周波数選択性に表れなかったと考えられる。以上のことから、Cue 音の周波数選択性への影響の範囲は $\Delta f_c/f_c = 0.20$ 以内であると示唆される。

第5章 結論

5.1 おわりに

本研究は、Cue 音によって聴覚末梢系の大きな特性である周波数選択性が影響を受けるのかを明らかにするために行った。本研究では、Cue 音による周波数選択性への影響を調べるために、ノッチ雑音マスキング法によるマスキング閾値を測定し、そこで得られたマスキング閾値を用いて聴覚フィルタ形状の推定を行った。聴覚フィルタ形状は、マスキングのパワースペクトルモデルに基づいてマスキング閾値の変化率から推定した。また、roex フィルタを用いて推定を行った。この二つの推定結果から、Cue 音が周波数選択性に影響を与えている可能性が示唆された。

本研究によって、Cue 音が周波数選択性にも影響を与えていることが示唆され、その影響の範囲がフィルタの中心周波数に近い周波数であることが示唆された。このことは何らかの遠心性処理によるものでないかと考えられる。以上のことから、注意フィルタを議論する際には、Cue 音の聴覚フィルタへの影響を踏まえた上で議論しなくてはならないことが明らかとなった。

5.2 今後の課題と展望

本研究では、Cue 音によって周波数選択性が影響を受ける可能性が示唆された。しかし、まだ断言できるまでには至っていない。断言するためには、より多くの実験データにおいても Cue 音によって周波数選択性が影響を受けていることを明らかにしなくてはならない。また、今回の結果が信号音と Cue 音が同一の周波数であるために起こったことであることを明らかにする必要がある。そのために、信号音と Cue 音とを異なる周波数にした実験を行う必要がある。信号音と Cue 音の周波数が異なるときに Cue 音の影響が周波数選択性に現れず、信号音と Cue 音の周波数が同一のときに、Cue 音の影響が周波数選択性に現れたならば、Cue 音が事前情報として働いていると断言することができる。

本研究の成果の一つに、Cue 音の影響範囲が信号周波数に近い周波数において起こっていることが示唆できたことがある。しかし、このことはマスキング閾値を求める時にノッチ雑音マスキング法以外の手法を利用すべきではないかという課題を残した。

謝辞

本研究を行うに際して、終始御指導ならびに御助言頂いた鶴木祐史准教授、赤木正人教授に心から御礼申し上げます。

本論文を執筆するにあたり、有益なる御助言、適切なる御指摘を頂きました北陸先端科学技術大学院大学 情報科学研究科 党建武教授、徳田功准教授、李軍峰助教に心より感謝致します。

本研究を進めるにあたり、多面に渡るご協力を頂いた東北大学 電気通信研究所 宮内良太助教に心から感謝致します。

日頃から熱心な議論と多面に渡るご協力を頂いた赤木・鶴木研究室の諸氏に心から感謝致します。

最後になりましたが、実験のために貴重な時間を割いて頂いた多くの実験参加者の方々に最大の感謝の意を表します。

参考文献

- [1] Moore, B. C. J. (大串健吾監訳), “聴覚心理学概論,” 誠信書房, 第3章. 1994.
- [2] Unoki, M., Miyauchi, R., and Tan, C. T., “Estimates of tuning of auditory filter using simultaneous and forward notched-noise masking,” ISH2006. 18-24. 2006.
- [3] Unoki, M., Miyauchi, R. and Tan, C-T., “Estimates of tuning of auditory filter using simultaneous and forward notched-noise masking,” Hearing from sensory processing to Perception by Kollmeier, B., Klump, G., Hohmann, V., Langemann, U., Mauermann, M., Uppenkamp, S., and Verhey, J. (Eds.), 19–26, Springer Verlag, Heidelberg, 2007.
- [4] 日本音響学会編, “新版 音響用語辞典,” コロナ社, 2003.
- [5] 赤木正人, “聴覚フィルタとそのモデル,” 電子情報通信学会誌. 77(9), 948-956. 1994.
- [6] Patterson, R. D., “Auditory filter shapes derived with noise stimuli,” J. Acoust. Soc. Am. 59(3), 640-655. 1976.
- [7] Patterson, R. D., and Nimmo-Smith, I., “Off-frequency listening and auditory-filter asymmetry,” J. Acoust. Soc. Am. 67(1), 229-245. 1980.
- [8] Moore, B. C. J., and Glasberg, B. R., “Suggested formulae for calculating auditory-filter band-widths and excitation patterns,” J. Acoust. Soc. Am. 74(3), 750-753. 1983.
- [9] Glasberg, B. R. and Moore, B. C. J., “Derivation of auditory filter shapes from notched-noise data,” Hear. Res., 47, 103-138. 1990.
- [10] Greenwood, D., “A cochlear frequency-position function for several species - 29 years later,” J. Acoust. Soc. Am. 87(6), 2592-2605. 1990.
- [11] Patterson, R. D., and Moore, B. C. J., “Auditory filters and excitation patterns as representations of frequency resolution,” In Frequency Selectivity in Hearing(ed. Moore, B. C. J.), Academic Press, London and New York, 123-175. 1986.
- [12] Kollmeier, B., and Houlbe, I., “Auditory filter bandwidths in binaural and monaural listening configurations,” J. Acoust. Soc. Am. 92, 1889-1901. 1992.

- [13] 鷓木, 伊藤, 石本, Chin-Tuan, “様々な周波数のノッチ雑音マスキングデータの測定と聴覚フィルタ形状の推定,” 日本音響学会聴覚研究会資料. 34, 607-612. 2004.
- [14] Unoki, M., Ito, K., Ishimoto, Y., and Tan, C. T., “Estimate of auditory filter shape using notch-noise masking for various signal frequency,” *Acoust. Sci. & Tech.* 27(1), 1-11. 2006.
- [15] Ryalls, J. (今富撰子, 荒井隆行, 菅原勉監訳), “音声知覚の基礎 A Basic Introduction to Speech Perception,” 海文堂, 第5章. 2003.
- [16] Greenberg, G. Z., and Larkin, W. D., “Frequency-response characteristic of auditory observers detecting signals of a single frequency in noise: The probe-signal method,” *J. Acoust. Soc. Am.* 44, 1513-1523. 1968.
- [17] Schlauch, R. S., and Hafter, E. R., “Listening bandwidths and frequency uncertainty in pure-tone signal detection,” *J. Acoust. Soc. Am.* 90, 1332-1339. 1991.
- [18] Botte, M. C., “Auditory attention bandwidth : Effect of level and frequency range,” *J. Acoust. Soc. Am.* 98, 2475-2485. 1995.
- [19] Hafter, E. R., Schlauch, R. S., and Tang, J., “Attending to auditory filters that were not stimulated directly,” *J. Acoust. Soc. Am.* 94, 743-747. 1993.
- [20] 宮園博光, “聴覚情報処理におよぼす注意の効果に関する研究-注意フィルタと時間窓の形成-,” 熊本大学博士論文. 2002.
- [21] 宮園, 宇佐川, 江端, “聴覚における注意分割と聴覚フィルタの形状,” 信学技報. 95, 13-18. 1996.
- [22] Khalfa, S., Bougeard, R., Morand, N., Veuillet, E., Isnard, J., Guenet, P., Ryvlin, P., Fischer, C., and Collet, L., “Evidence of peripheral auditory activity modulation by the auditory cortex in humans,” *Newroscience.* 104(2), 347-358. 2001.
- [23] 宮内, 鷓木, “プローブの時間配置がノッチ雑音マスキングに与える影響,” 日本音響学会聴覚研究会資料. 36, 387-392. 2006.
- [24] Glasberg, B. R. and Moore, B. C. J., “Frequency selectivity as a function of level and frequency measured with uniformly exciting notched noise,” *J. Acoust. Soc. Am.* 108, 2318-2328. 2000.
- [25] Patterson, R. D., Unoki, M., and Irino, T., “Extending the domain of center frequencies for the compressive gammachirp auditory filter,” *J. Acoust. Soc. Am.* 114, 1529-1542. 2003.

- [26] Unoki, M., Irino, T., Glasberg, B. R., Moore, B. C. J., and Patterson, R. D., “Comparison of the roex and gammachirp filters as representations of the auditory filter,” *J. Acoust. Soc. Am.* 120, 1474-1492. 2006.
- [27] Irino, T., and Unoki, M., “An analysis/synthesis auditory filterbank based on an IIR implementation of the gammachirp,” *J. Acoust. Soc. Jpn.* 20, 397-406. 1999.
- [28] Unoki, M., Irino, T., and Patterson, R. D., “Improvement of an IIR asymmetric compensation gammachirp filter,” *Acoust. Sci. & Tech.* 22, 426-430. 2001.
- [29] 鵜木, 入野, Glasberg, B., Moore, B. C. J. and Patterson, R. D., “ノッチ雑音マスキングデータから推定された従続型 並列型構成をもつ聴覚フィルタの比較,” *日本音響学会聴覚研究会資料*. 35, 727-732. 2005.

学会発表リスト

Kidani, S., Miyauchi, R., and Unoki, M. “An experimental construction of auditory filterbank to simulate basilar membrane motion,” 2008 RISP International Workshop on Nonlinear Circuits and Signal Processing (NCSP’08). 2008. (発表予定).