

Title	耳音響放射を用いた聴覚末梢系の時間分解能の評価
Author(s)	新谷, 小梅
Citation	
Issue Date	2024-03
Type	Thesis or Dissertation
Text version	author
URL	http://hdl.handle.net/10119/18884
Rights	
Description	Supervisor: 鷗木 祐史, 先端科学技術研究科, 修士(情報科学)

修士論文

耳音響放射を用いた聴覚末梢系の時間分解能の評価

新谷 小梅

主指導教員 鵜木 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6年3月

Abstract

The temporal resolution of the auditory system is the sensitivity to the time-varying amplitude envelope information of sound, playing an important role in speech comprehension. Speech perception and the ability to hear sounds in noisy environments are influenced not only by the frequency selectivity of the auditory system but also significantly by temporal resolution of the auditory system. Temporal resolution of the auditory system can be primarily considered in terms of the ability to capture the time changes in the amplitude envelope of the sound waveform and the ability to capture the time changes in the temporal fine structure. Information about the time changes in the amplitude envelope represents variations in the loudness of the sound. Additionally, information about the time changes in the temporal fine structure represents rapid frequency changes. These pieces of information play different roles in speech perception, where changes in the amplitude envelope are crucial for understanding speech, and changes in the temporal fine structure are important in conditions involving competing sounds.

In cases of hearing impairment, early interventions and support such as the use of hearing aids, cochlear implants, and providing appropriate auditory environments are essential. Age-related hearing loss is identified as a contributing factor to cognitive decline, and countermeasures against this problem have become an issue. Therefore, early detection of hearing impairment is crucial, and during hearing tests, it is important to prioritize examinations that can identify the decline in temporal resolution, not just relying on measurements of sensitivity to the loudness and pitch of sounds, as commonly done in traditional audiograms. Despite symptoms of difficulty in speech clarity, conventional hearing tests often struggle to diagnose hearing impairment, leading to the concept of "hidden hearing loss." The decline in temporal resolution, one of the causes of hidden hearing loss, often goes unnoticed in conventional pure tone hearing threshold measurements.

Temporal resolution of the auditory system measurements are difficult to perform on newborn babies and infants because they are based on subjective evaluation. Additionally, the lengthy nature of the measurement makes it difficult to accurately assess temporal resolution in older individuals and those with hearing impairments. Therefore, there is a need for an objective assessment of temporal resolution.

As an objective indicator of the auditory system, there is otoacoustic emissions (OAEs). Otoacoustic emissions is a phenomenon where faint sounds are emitted into the ear canal due to the active function of the cochlea. This occurs by inserting a probe into the ear to record the emissions in response to presented stimuli, commonly used during auditory screening for newborns and infants. If the waveform of otoacoustic emissions is not detected, there is suspicion of hearing impairment.

Otoacoustic emissions is generated during the latent vibration of outer hair cells when the basilar membrane vibrates in response to sound stimulation. Therefore, examining otoacoustic emissions has the potential to capture the vibration of outer hair cells in response to the presented sound.

The perception of time-varying sounds, including temporal modulation, often involves the use of modulation filterbanks. It is believed that these filterbanks may be related to nonlinear effects within the cochlea. Otoacoustic emissions is thought to be associated with the stretching and contraction of outer hair cells within the cochlea, which act on the nonlinear effects in the cochlea. Nonlinear effects within the cochlea involve the amplification of weak vibrations of the basilar membrane and the sharpening of frequency selectivity. Therefore, it may be possible to estimate the temporal resolution of the auditory system by examining otoacoustic emissions.

This study aims to investigate whether or not the temporal resolution of the auditory system can be estimated by examining otoacoustic emissions. Thus, this paper studies the relationship between the auditory temporal resolution and otoacoustic emissions. The gap detection threshold, temporal modulation transfer function (TMTF) and frequency modulation difference limen are used as the index of auditory temporal resolution. In the gap detection task, the threshold is measured to assess the ability to detect gaps (silent intervals) inserted into the stimulus sound. Therefore, a narrower detectable gap implies higher temporal resolution in the auditory system. In tasks related to the discrimination of amplitude modulation depth, the threshold for detecting the temporal changes in the amplitude envelope of the stimulus sound is measured. The threshold is then expressed as the temporal modulation transfer function (TMTF), representing the function of modulation frequency. A higher sensitivity of the threshold in TMTF and a wider range signify higher temporal resolution. In tasks related to the discrimination of frequency modulation depth, the threshold is measured to assess the ability to detect temporal changes in the temporal fine structure (TFS) of the stimulus sound. Therefore, a broader frequency modulation frequency shift implies higher temporal resolution.

As a result of investigating the relationship between indicators of temporal resolution obtained through measurement experiments and the characteristics of otoacoustic emissions, it was found that there is a significant correlation between the peak sensitivity of TMTF and the peak level of otoacoustic emissions. While there are no significant correlations between other combinations of them. Therefore, it suggests that the peak sensitivity of TMTF can be only estimated by using the peak level of otoacoustic emissions.

目次

第1章 序論	1
1.1 はじめに	1
1.2 研究背景	2
1.3 研究の目的	3
1.4 本論文の構成	4
第2章 研究の方略	7
2.1 方略	7
2.2 時間分解能の指標について	7
2.2.1 ギャップ検出閾値	7
2.2.2 時間変調伝達関数	8
2.2.3 周波数変調弁別閾値	8
2.3 耳音響放射について	9
第3章 時間分解能の測定実験	11
3.1 ギャップ検出閾値の測定実験	11
3.1.1 実験刺激	11
3.1.2 実験機器	11
3.1.3 実験参加者	11
3.1.4 方法	11
3.1.5 結果	13
3.1.6 考察	13
3.2 時間変調伝達関数の測定実験	15
3.2.1 実験刺激	15
3.2.2 実験機器	15
3.2.3 実験参加者	15
3.2.4 方法	15
3.2.5 結果	16
3.2.6 考察	16
3.3 周波数変調弁別閾値の測定実験	18
3.3.1 実験刺激	18
3.3.2 実験機器	18

3.3.3	実験参加者	18
3.3.4	方法	18
3.3.5	結果	19
3.3.6	考察	19
第4章	耳音響放射の測定実験	21
4.1	実験刺激	21
4.2	実験機器	21
4.3	実験参加者	21
4.4	方法	21
4.5	結果	22
4.6	考察	23
第5章	時間分解能と耳音響放射の関係	25
5.1	評価方法	25
5.2	ギャップ検出閾値と耳音響放射の関係	25
5.3	時間変調伝達関数によって評価された時間分解能と耳音響放射の関係	25
5.3.1	変調度の感度と耳音響放射	25
5.3.2	カットオフ周波数と耳音響放射	25
5.4	周波数変調弁別閾値と耳音響放射の関係	62
5.5	議論	62
第6章	全体考察	75
第7章	結論	76
7.1	本研究で明らかにしたこと	76
7.2	今後の展望	76
	付録	77
	謝辞	83
	参考文献	84
	研究業績	87

目次

1.1	聴覚系の時間分解能が高い場合と低い場合の聴き取りの違い.	5
1.2	本論文の構成.	6
2.1	研究の方略.	10
3.1	実験環境	12
3.2	ギャップ検出閾値の測定における刺激形状と 3AFC の提示パターン の例	13
3.3	ギャップ検出閾値の測定結果	14
3.4	時間変調伝達関数の測定における刺激形状と 3AFC の提示パターン の例	17
3.5	時間変調伝達関数の近似結果	17
3.6	周波数変調弁別閾値の測定における刺激形状と 3AFC の提示パター ンの例	18
3.7	周波数変調弁別閾値の測定結果	20
4.1	OAE の測定における刺激の提示パターン	22
4.2	耳音響放射の振幅包絡線情報とその周波数スペクトル	24
5.1	OAE のピークレベルとギャップ検出閾値との関係	26
5.2	OAE のピーク時間とギャップ検出閾値との関係	27
5.3	OAE のピークの持続時間とギャップ検出閾値との関係	28
5.4	OAE の開始時間とギャップ検出閾値との関係	29
5.5	OAE の立上り時間とギャップ検出閾値との関係	30
5.6	OAE の立下がり時間とギャップ検出閾値との関係	31
5.7	OAE の第 1 ピークレベルとギャップ検出閾値との関係	32
5.8	OAE の第 2 ピークレベルとギャップ検出閾値との関係	33
5.9	OAE の第 3 ピークレベルとギャップ検出閾値との関係	34
5.10	OAE の第 1 ピーク周波数とギャップ検出閾値との関係	35
5.11	OAE の第 2 ピーク周波数とギャップ検出閾値との関係	36
5.12	OAE の第 3 ピーク周波数とギャップ検出閾値との関係	37
5.13	OAE のピークレベルと変調度の感度との関係	38
5.14	OAE のピーク時間と変調度の感度との関係	39

5.15	OAE のピークの持続時間と変調度の感度との関係	40
5.16	OAE の開始時間と変調度の感度との関係	41
5.17	OAE の立上り時間と変調度の感度との関係	42
5.18	OAE の立下り時間と変調度の感度との関係	43
5.19	OAE の第 1 ピークレベルと変調度の感度との関係	44
5.20	OAE の第 2 ピークレベルと変調度の感度との関係	45
5.21	OAE の第 3 ピークレベルと変調度の感度との関係	46
5.22	OAE の第 1 周波数と変調度の感度との関係	47
5.23	OAE の第 2 周波数と変調度の感度の関係	48
5.24	OAE の第 3 周波数と変調度の感度との関係	49
5.25	OAE のピークレベルとカットオフ周波数との関係	50
5.26	OAE のピーク時間とカットオフ周波数との関係	51
5.27	OAE のピークの持続時間とカットオフ周波数との関係	52
5.28	OAE の開始時間とカットオフ周波数との関係	53
5.29	OAE の立上り時間とカットオフ周波数との関係	54
5.30	OAE の立下り時間とカットオフ周波数との関係	55
5.31	OAE の第 1 ピークレベルとカットオフ周波数との関係	56
5.32	OAE の第 2 ピークレベルとカットオフ周波数との関係	57
5.33	OAE の第 3 ピークレベルとカットオフ周波数との関係	58
5.34	OAE の第 1 周波数とカットオフ周波数との関係	59
5.35	OAE の第 2 周波数とカットオフ周波数との関係	60
5.36	OAE の第 3 周波数とカットオフ周波数との関係	61
5.37	OAE のピークレベルと変調の深さとの関係	63
5.38	OAE のピーク時間と変調の深さとの関係	64
5.39	OAE のピークの持続時間と変調の深さとの関係	65
5.40	OAE の開始時間と変調の深さとの関係	66
5.41	OAE の立上り時間と変調の深さとの関係	67
5.42	OAE の立下り時間と変調の深さとの関係	68
5.43	OAE の第 1 ピークレベルと変調の深さとの関係	69
5.44	OAE の第 2 ピークレベルと変調の深さとの関係	70
5.45	OAE の第 3 ピークレベルと変調の深さとの関係	71
5.46	OAE の第 1 周波数と変調の深さとの関係	72
5.47	OAE の第 2 周波数と変調の深さとの関係	73
5.48	OAE の第 3 周波数と変調の深さとの関係	74
7.1	Subject#1 および Subject#2 の耳音響放射の振幅包絡線とそのスペクトル	77
7.2	Subject#3 および Subject#4 の耳音響放射の振幅包絡線とそのスペクトル	78

7.3	Subject#5 および Subject#6 の耳音響放射の振幅包絡線とそのスペクトル	79
7.4	Subject#7 および Subject#8 の耳音響放射の振幅包絡線とそのスペクトル	80
7.5	Subject#9 および Subject#10 の耳音響放射の振幅包絡線とそのスペクトル	81
7.6	Subject#11 および Subject#12 の耳音響放射の振幅包絡線とそのスペクトル	82

表 目 次

3.1	時間変調伝達関数の測定結果	16
4.1	OAE の振幅包絡線情報から得られた特徴	22
4.2	OAE の周波数スペクトルから得られた特徴	23

第1章 序論

1.1 はじめに

音声や環境音など日常生活で耳にする音には、音の大きさや高さのすばやい時間変化の情報が含まれている。このすばやい時間変化の情報は、音声をことばとして聴き取るための重要な手掛かりとなる。音の大きさや高さのすばやい時間変化を捉える能力が低下すると、音声が聞こえているのにも関わらず何を話しているのか聴き取ることが難しくなる（図 1.1）。この音の大きさや高さのすばやい時間変化を捉えることのできる能力を時間分解能という。聴覚系の時間分解能は、音の振幅包絡線情報の時間変化を検出する感度であり [1][2]、ことばの聴き取りにおいて重要な役割を担っている [3][4]。音声の聴き取りや雑音下での音の聴き取りには聴覚の周波数選択性だけでなく、時間分解能にも大きく左右される。時間分解能は、主に音波形の振幅包絡の時間変化を捉える能力と時間微細構造の時間変化を捉える能力とに分けて考えることができる [5]。音波形の振幅包絡の時間変化の情報は、音の大きさの時間変化を表す。また、時間微細構造の時間変化の情報は、周波数のすばやい時間変化を表す。これらの情報は音声の聴き取りにおいて異なる役割を担っている [6]。振幅包絡の時間変化の情報は、音声の聴き取りにおいて重要な役割を果たす [5]。また、時間微細構造の時間変化の情報は、競合音の存在下での聴き取りに重要な役割を果たす [6]。

このように、聴覚系の時間分解能は聴き取りにおいて重要な役割を果たしている。しかし、従来の聴力検査では、オーディオグラムに代表されるように音の大きさや高さの感度のみの測定を行う場合が多く、時間変化の感度を測定することは少ない。そのため、語音明瞭度の低下などといったことばの聴き取りにくさの症状があるにもかかわらず、従来の聴力検査だけでは難聴と判断されないことがある。これは、「隠れた難聴」として説明される [7]。隠れ難聴の場合、時間分解能の低下を伴うことが多い [1]。また、聴覚障がい者は、小さな音を聞き取る能力が低下しているだけではなく、音の短い時間変化を認知するような時間分解能が低下していることが多い [8]。このように聴覚系の時間分解能の低下はさまざまな聴き取りにおける問題の要因になりうる。

こどもの言語発達において、年齢は重要な要素になる [8]。聴覚障がいがある場合は補聴器や人工耳の装用、適切な音環境の提供などといった早期の対策や支援が求められる [9]。また、高齢者の難聴は認知症の要因として挙げられ、その対策が課題となっている [10]。そのため、聴覚障がいの早期発見は重要であり、聴力検査

の際には、純音聴力検査だけでなく、時間分解能の低下を発見できるような検査も重要視すべきであると考えられる。

1.2 研究背景

時間分解能の低下は、従来の聴力検査で行われる純音聴力閾値の測定では見つけられず、隠れた難聴の原因の一つである [1].

時間分解能の測定では、ギャップ検出課題や、振幅変調の変調度に関する弁別課題、周波数変調の変調度に関する弁別課題が行われる。ギャップ検出課題では、刺激音の中に挿入された短い無音の有無を回答し、その正誤によって無音の長さを変化させていくことでその閾値を求める。これによって得られる最小の無音区間はギャップ検出閾値と呼ばれる。振幅変調の変調度に関する弁別課題、周波数変調の変調度に関する弁別課題も同様に変調の有無を回答する。弁別ができていないと判断された場合は条件を厳しくし、弁別ができていないと判断された場合は条件を易しくする。これによって得られる最小の変調度が弁別閾値になる。これらは、主観評価によるものであるため、新生児・乳幼児に対して行うことが難しい。また、測定が長時間に及ぶため、高齢者や聴覚障がい者に対して正確に時間分解能を測定することが難しい。そこで、時間分解能の客観的な評価が求められる。

時間分解能の客観的な評価方法について、聴性脳幹反応 (ABR) や聴性定常反応 (ASSR) を用いた方法が検討されてきた。Werner らは、時間分解能の指標の一つであるギャップ検出閾値と聴性脳幹反応の関係性について調査した。その結果、刺激音の中に無音区間を挿入したときに出現した聴性脳幹反応とギャップ検出閾値には有意な相関があった [11]。また、門脇らは、広帯域雑音と広帯域雑音に無音区間が挿入された刺激を提示したときに、聴性定常反応に違いが現れるかどうかを調査した [2]。その結果、無音区間が挿入された刺激音を提示した場合には聴性定常反応がみられ、無音区間が挿入されていない刺激音を提示した場合にはその反応がみられなかった。また、無音区間の長さに比例して聴性定常反応の波形の振幅が大きくなった。これらの研究から、脳波を用いた聴覚系の時間分解能の評価は概ね可能であることが示されている。聴性脳幹反応や聴性定常反応の測定では、音を提示するヘッドホンやイヤホンの他に、頭部に電極を装着する必要がある。また、緊張が高い場合、筋電図の混入の恐れや、睡眠や覚醒の影響を受ける場合があるため、再検査が必要になることがある [12]。そのため、脳波を用いた測定は被験者への負担が大きく、より負担の小さい測定法の検討が求められる。

聴覚末梢系の客観的な指標として耳音響放射 (Otoacoustic emission, OAE) がある。耳音響放射は、蝸牛の能動的な機能によって外耳道内に微弱な音が放出される現象である [13]。これは、刺激音の提示と耳音響放射の録音を行うプローブを耳に挿入して測定され、新生児・乳幼児の聴覚スクリーニングの際に利用される。耳音響放射の波形が検出されない場合、難聴の疑いがあると判断される。

ここで、耳音響放射の発生メカニズムについて説明する。外耳に入力された音は、空気の振動として鼓膜を振動させ、内耳の蝸牛へと至る。この振動が蝸牛内の基底膜に伝わることで、外有毛細胞が伸縮する。外有毛細胞の伸縮による増幅機能によって振動する基底膜は、内有毛細胞を刺激する。刺激された内有毛細胞は脱分極後に不応期をもつ。外有毛細胞の振動はリンパ液の物性によって生じるものであるため、この不応期により、外有毛細胞は一定時間振動する。この振動によって基底膜が振動し、それが外耳道に耳音響放射として放出される [12]。そのため、耳音響放射を調べることによって刺激音に対する外有毛細胞の振動を捉えることができる可能性がある [6]。

大塚らは、耳音響放射のスペクトルと時間微細構造の処理能力の関係から、時間微細構造の処理能力の個人差の、どの程度が内耳によるものであるのかを調査した [14]。その結果、時間微細構造の処理能力の個人差のうち 32% ~ 39% が内耳の要因によるものであることが分かった。また、Wagner らは、オリーブ蝸牛束反射 (Medical olivocochlear reflex, MOCR) がどの程度耳音響放射の微細構造に依存するのかを調査した [15]。オリーブ蝸牛束反射とは、外有毛細胞の振動の増幅機能を減衰させる働きのこと、騒音性難聴などの予防に役立つ。この働きと耳音響放射の関係を調査した結果、耳音響放射の周波数成分の強度が低くなっている周波数において最大の MOCR がみられ、有意な相関があった。このように、耳音響放射と聴覚末梢系の関係性は深く、聴覚末梢系の働きを評価する際の指標として様々な場面で用いられてきた。

聴覚系の時間分解能など時間変動音の知覚には変調フィルタバンクが用いられる。変調フィルタバンクとは、信号を異なる変調周波数ごとに分解するフィルタ群のことで [1]、検出しようとしている変調周波数を中心とした変調フィルターを適用し、離れた変調周波数のマスクを減衰させることができる [16]。これは蝸牛内の非線形効果に関係すると考えられる。蝸牛内の非線形効果とは、基底膜の微弱な振動の増幅や周波数選択性の先鋭化のことである [1]。耳音響放射はこの非線形効果に作用する蝸牛内の外有毛細胞の伸縮の働きに関係しているといわれている [17][12]。よって、耳音響放射を調べることで時間分解能を推定できる可能性がある。

1.3 研究の目的

本研究の目的は、耳音響放射 (Otoacoustic emission, OAE) から聴覚系の時間分解能を推定することができるかどうかを検討することである。そのために、時間分解能の指標と耳音響放射の特性の関係性を調査する。耳音響放射から時間分解能を推定することができれば、時間分解能を客観的に評価することができるようになる。

1.4 本論文の構成

図 1.2 に本論文の構成を示す。本論文は 7 章で構成される。

第 1 章では、聴覚系の時間分解能の重要性と時間分解能の指標の測定における問題点について述べる。さらにその提案手法として、耳音響放射を用いた評価法を挙げ、時間分解能のとの関連性について述べる。

第 2 章では、耳音響放射から聴覚系の時間分解能を推定できるかどうか検討するための方略について述べる。次に時間分解能の指標についてその意味と測定法について述べる。最後に耳音響放射について測定法と概略について述べる。

第 3 章では、時間分解能の指標の測定実験について述べる。時間分解能の指標として、ギャップ検出閾値、時間変調伝達関数、周波数変調弁別閾値を用いる。

第 4 章では、耳音響放射の測定実験について述べる。測定実験で得られた波形から、振幅包絡線情報とそのスペクトルを抽出する。

第 5 章では、測定した時間分解能の指標と耳音響放射の特性との関係を調査し議論する。

第 6 章では、時間分解能の指標と耳音響放射の特性との関係を調査し議論した結果から全体考察を行う。全体考察では、耳音響放射から聴覚系の時間分解能を推定できるかどうかを検討する。

第 7 章では、本研究の結論および今後の展望について述べる。

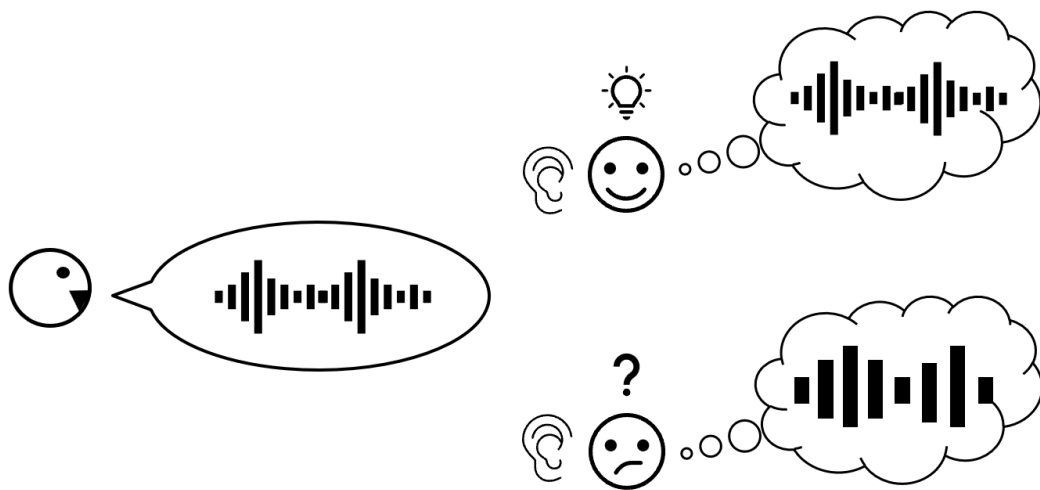


図 1.1: 聴覚系の時間分解能が高い場合と低い場合の聴き取りの違い.

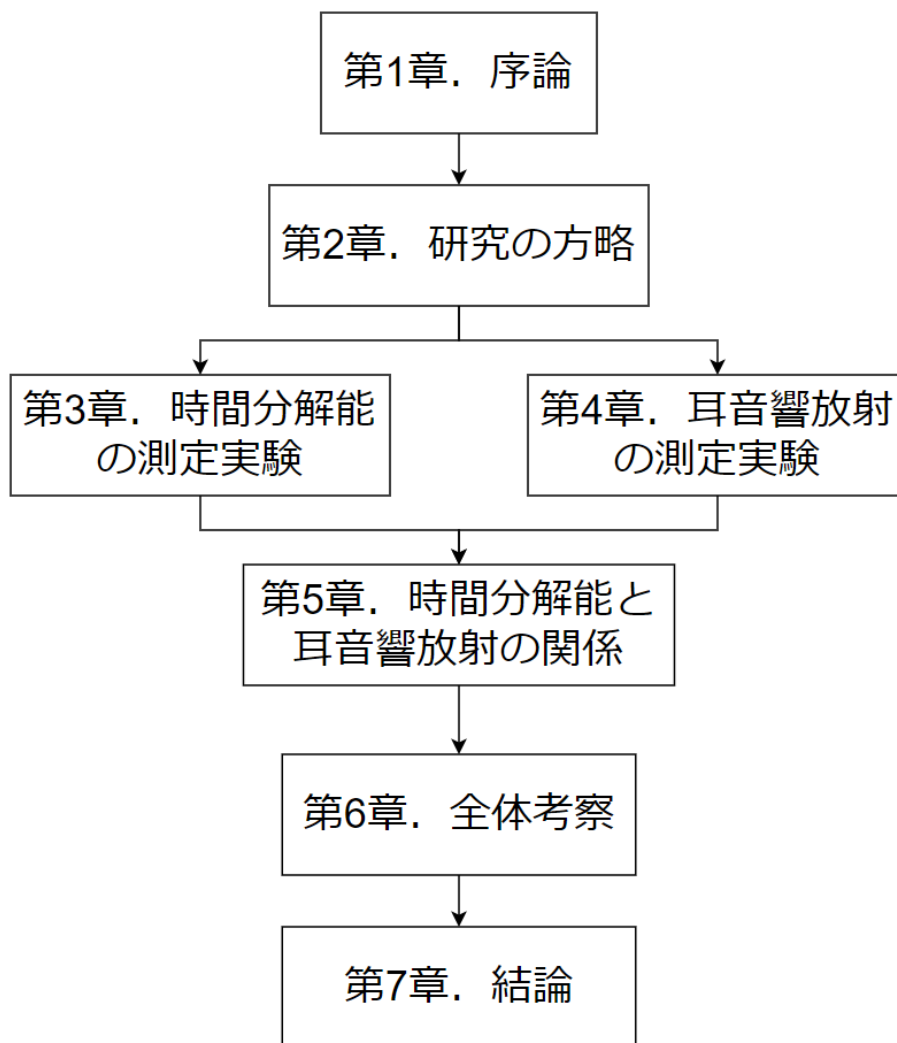


図 1.2: 本論文の構成.

第2章 研究の方略

2.1 方略

図2.1に方略を示す。第1章で述べたように、時間分解能など時間変動音の知覚には変調フィルタバンクが用いられる。これは蝸牛内の非線形効果に関係する可能性があると考えられている。また、耳音響放射はこの非線形効果に作用する蝸牛内の外有毛細胞の伸縮の働きに関係していると考えられている [17][12]。そのため、耳音響放射と聴覚系の時間分解能にも関係性があると考えられる。耳音響放射と聴覚系の時間分解能に関係性があれば、耳音響放射を調べることで時間分解能を推定することができるかもしれない。そこで、本研究では耳音響放射 (Otoacoustic emission, OAE) から聴覚系の時間分解能を推定できるかどうか検討するため、時間分解能の指標と耳音響放射の特性の関係性を調査する。時間分解能の指標として、ギャップ検出閾値、時間変調伝達関数、周波数変調弁別閾値を利用する。

まず、時間分解能の指標の測定実験を行う。次に耳音響放射の測定実験を行い、耳音響放射の立上り・立下り時間やスペクトルのピークレベルなどを特徴づけを行う。最後に、時間分解能の指標とこれらの耳音響放射の特徴に関連性があるかどうかを相関分析を利用してを検討する。

2.2 時間分解能の指標について

2.2.1 ギャップ検出閾値

ギャップ検出閾値 [18] は、刺激音に挿入されたギャップ (無音区間) をどれだけ正確に検出できるかを指すものであり、ギャップに関する弁別課題によって測定される。そのため、検知できるギャップが狭いほど聴覚系の時間分解能が高いことを意味する。

刺激音に白色雑音を用いる場合、ギャップを挿入しても振幅スペクトルに変化はない。そのため、測定によく用いられ、音圧レベルが 30 dB 以上の場合、健聴者の閾値が概ね 3 ms で一定である。一方、刺激音に狭帯域雑音を用いる場合はその帯域幅や中心周波数によって閾値は 3 ms~40 ms の範囲で変化する [19]。刺激音の帯域幅が狭くなるほど閾値は大きくなる。これは、聴覚フィルタがギャップ検出の手がかりに有効であることを示している [1]。また、ギャップを挿入する位置をラ

ンダムにした場合、刺激音の帯域幅がどのような場合でもギャップ検出閾値は大きくなる。これは、聴取者がギャップの位置に注意を向けることに対して集中できなくなるためである [19]。

そこで本研究では、刺激音に白色雑音を用いる。また、ギャップの中心部分が刺激音の中心部分に一致するように刺激音を作成する。

2.2.2 時間変調伝達関数

時間変調伝達関数 (Temporal modulation transfer function, TMTF) [20][21] は、刺激音の振幅包絡線の時間変化の検出能力を指すものであり、閾値の変化を変調周波数の関数として表したものである。これは、振幅変調音の変調度に関する弁別課題によって測定される。時間変調伝達関数の閾値の感度が高く、その範囲が広いほど時間分解能が高いことを意味する。

振幅変調音の変調度に関する弁別課題によって測定される変調度の閾値は、低い変調周波数では概ね一定であり、変調周波数が高くなるにつれて増加する。そのため、時間変調伝達関数の形状はローパスの特性を示す [16]。時間変調伝達関数の形状の特性はキャリア周波数によって異なる。これは、振幅変調によって生じる側帯波の影響によるものである。キャリア周波数と側帯波の周波数差が大きくなるほど、1つの聴覚フィルタでは捉えることが難しくなる [1]。つまり、測定された閾値が聴覚系の時間分解能だけではなく周波数分解能にも影響される。

そこで本研究では、刺激音に白色雑音を用いる。また、刺激の変調度が1を超える場合、過変調となるため変調度が1を超えない範囲で時間変調伝達関数の測定実験を行う。

2.2.3 周波数変調弁別閾値

周波数変調弁別閾値は、刺激音の時間微細構造 (Temporal fine structure, TFS) [22][23][24] の時間変化の検出能力を指すものである。これは、周波数変調音の最大周波数偏移幅に関する弁別課題によって測定される。周波数変調の最大周波数偏移幅が広いほど時間分解能が高いことを意味する。

変調周波数が 2 Hz~3 Hz よりも低い場合、時間微細構造の情報を手掛かりとして周波数の変調を弁別することができる [1]。また、時間微細構造の時間変化を捉える能力は、聴神経発火の位相固定現象に影響を受ける [16]。刺激音の音圧レベルが極端に低い場合、周波数変調弁別閾値が大きくなる。これは、聴神経発火の位相同期の情報が減少するためである [5][14][25]。

そこで本研究では、変調周波数を 2 Hz として測定実験を行う。また、音圧レベルを 65 dB として刺激音の提示を行う。

2.3 耳音響放射について

耳音響放射は、蝸牛の能動的な機能によって外耳道内に微弱な音が放出される現象である [13]. これは、刺激音の提示と耳音響放射の録音を行うプローブを耳に挿入して測定され、新生児・乳幼児の聴覚スクリーニングの際に利用される。耳音響放射の波形が検出されない場合、難聴の疑いがあると判断される [26].

耳音響放射は、蝸牛内の非線形効果に係る [12]. この非線形効果とは、微弱な刺激の入力に対してゲインの上昇や、基底板上での周波数選択性の先鋭化のことである [1][27][28]. これは、外有毛細胞の働きに起因する。また、OAE は外有毛細胞の振動の潜時によって基底膜が振動する際に生じるものである [12][29]. そのため、OAE を調べることによって刺激音に対する外有毛細胞の振動を捉えることができると考えられる。

耳音響放射は入力する刺激音によってその種類が異なる。臨床的に広く利用されているものは、誘発耳音響放射 (Transient evoked otoacoustic emission, TEOAE) と歪成分耳音響放射 (Distortion product of otoacoustic emissions, DPOAE) である [30]. TEOAE は、クリック刺激に応答して生成される。DPOAE は、周波数の異なる 2 つの音を同時に提示することで生成される。

本研究では、TEOAE を用いる。クリックを用いることによって単一の刺激で、基底板上の広い周波数部位の場所情報を反映することができる。そのため、広い周波数範囲による外有毛細胞の働きを捉えることができる可能性がある。

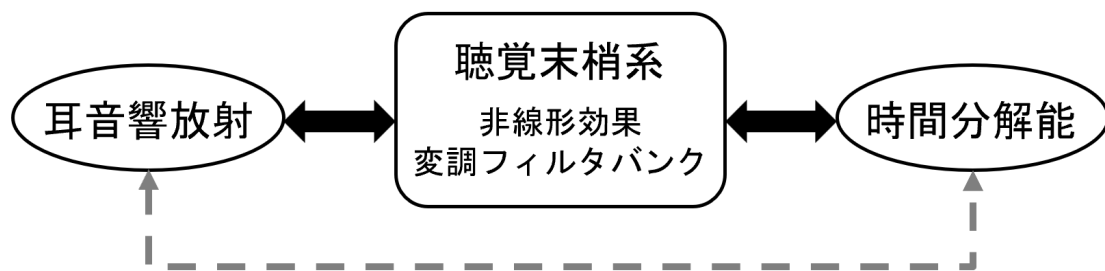


図 2.1: 研究の方略.

第3章 時間分解能の測定実験

3.1 ギャップ検出閾値の測定実験

3.1.1 実験刺激

200 ms の白色雑音 (0 ~ 24000 Hz) に対し, 立上りと立下り部分にそれぞれ 50 ms の cosine ramp をもつ刺激音を作成した. ギャップを含む刺激は, 作成した刺激音の中心部分とギャップの中心が一致するようにギャップを挿入することで作成した. 白色雑音は刺激セットごとに生成し, 1 度の再生で提示される 3 つの刺激には, 同じ白色雑音を用いた. 刺激の音圧レベルは, 人工耳 (B&K type 4128) と騒音計 (B&K type 2231) を利用して 65 dB に調整された.

3.1.2 実験機器

図 3.1 に実験環境を示す. 実験は防音室内で行われた. 実験刺激は, コンピュータからオーディオインターフェース (Roland Rubix 24), ステレオヘッドホンアンプ (Audio-technica AT-HA 5000) を介し, ヘッドホン (Sennheiser HDA 200) から提示された.

3.1.3 実験参加者

実験参加者は, 正常な聴力を有する大学院生 12 名 (男性 7 名, 女性 5 名, 平均年齢 24.8 歳, 標準偏差 2.09) であった.

3.1.4 方法

図 3.2 に刺激の提示パターンの一例を示す. 閾値の測定には, 変形上下法 [31] で one-up three-down 三区間三肢強制選択 (3AFC) を用いた. 1 度の再生でオンセット間隔 500 ms で刺激を 3 回提示した (3 回の刺激のうち 1 回はギャップを含む). ギャップが挿入された刺激を提示する順番はランダムに決定し, 最初に提示される刺激を 1 番, 2 番目に提示される刺激を 2 番, 3 番目に提示される刺激を 3 番とし

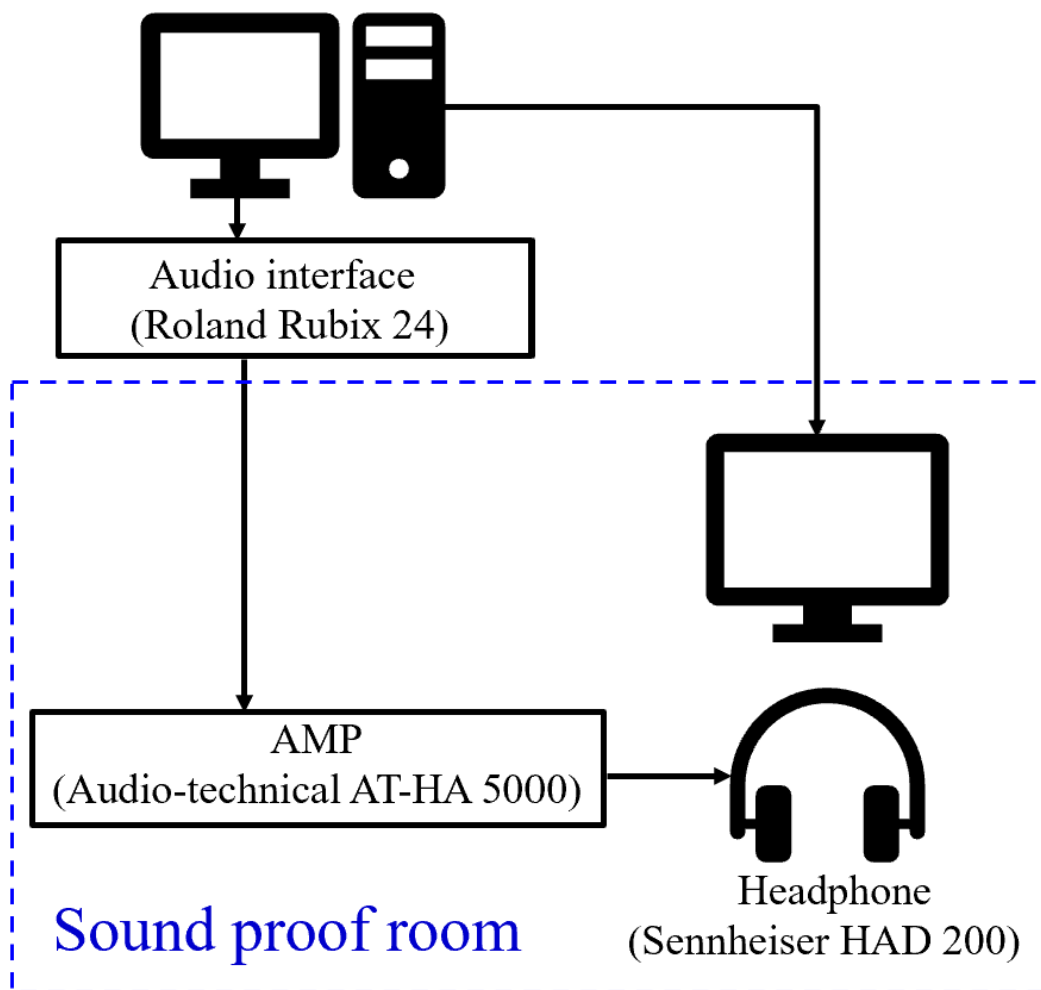


图 3.1: 实验环境

た。実験参加者には、GUI上のボタンから無音区間を含む刺激が提示された番号を選択し、回答するように求めた。刺激の聞き返しは行わず、1度だけ提示された。

ギャップ T_g が 5 ms から開始された。3回連続で正解した場合、 T_g を 50%減少させ、不正解の場合は 50%増加させた。転換点 5つ目以降はギャップの 30%の時間をステップサイズとして T_g を変化させた。これを転換点が 12個得られるまで行った。得られた 12個の転換点のうち、最後から 8個の転換点の平均値を算出した。この実験を 2回行い、1回目と2回目に測定した閾値に 1 ms 以上の差があれば、2つの閾値の差が 1 ms 未満になるまで実験を繰り返した。2回の測定結果の平均値をギャップ検出閾値とした。実験は片耳ずつ行い、両耳に対して行った。

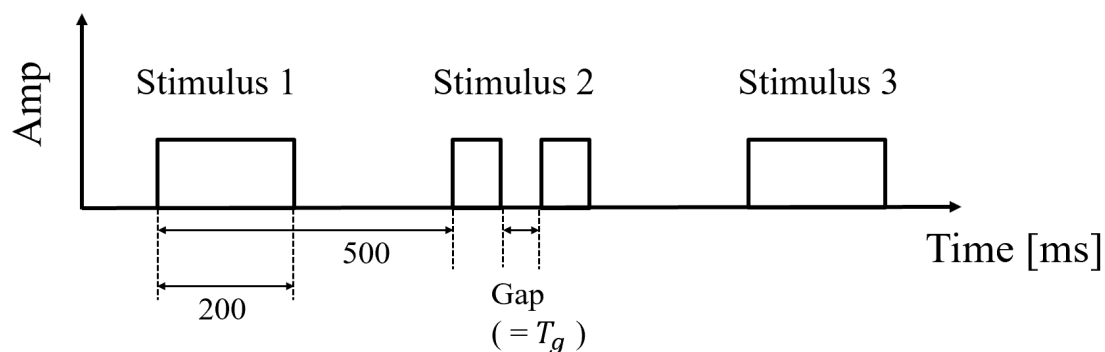


図 3.2: ギャップ検出閾値の測定における刺激形状と 3AFC の提示パターンの例

3.1.5 結果

図 3.3 に測定結果を示す。縦軸は測定したギャップ検出閾値を、横軸は計測耳を表し、左から右耳、左耳での結果を表す。右耳の結果で示されている外れ値は、四分位数間範囲を使用して計算された。本稿では、外れ値も含めた閾値をデータとして扱った。ギャップ検出閾値の範囲は 1.99 ms ~ 3.17 ms で右耳の平均値は 2.51 ms、標準偏差は 0.31 となった。左耳の平均値は 2.26 ms、標準偏差は 0.32 となった。両耳合わせた結果では、平均値 2.55 ms、標準偏差は 0.31 となった。左右耳で閾値の差は 0.25 ms となった。t 検定の結果、左右耳の閾値の結果に有意な差はなかった ($t(11) = 0.40, p = 0.70$)。

3.1.6 考察

健聴者のギャップ検出閾値は概ね 2 ms ~ 3 ms であることが知られている [1][19]。本実験でも同様の傾向がみられた。また、左右耳の閾値の結果に有意な差がなかったことから、ギャップ検出閾値において左右耳の影響は小さいと考えられる。

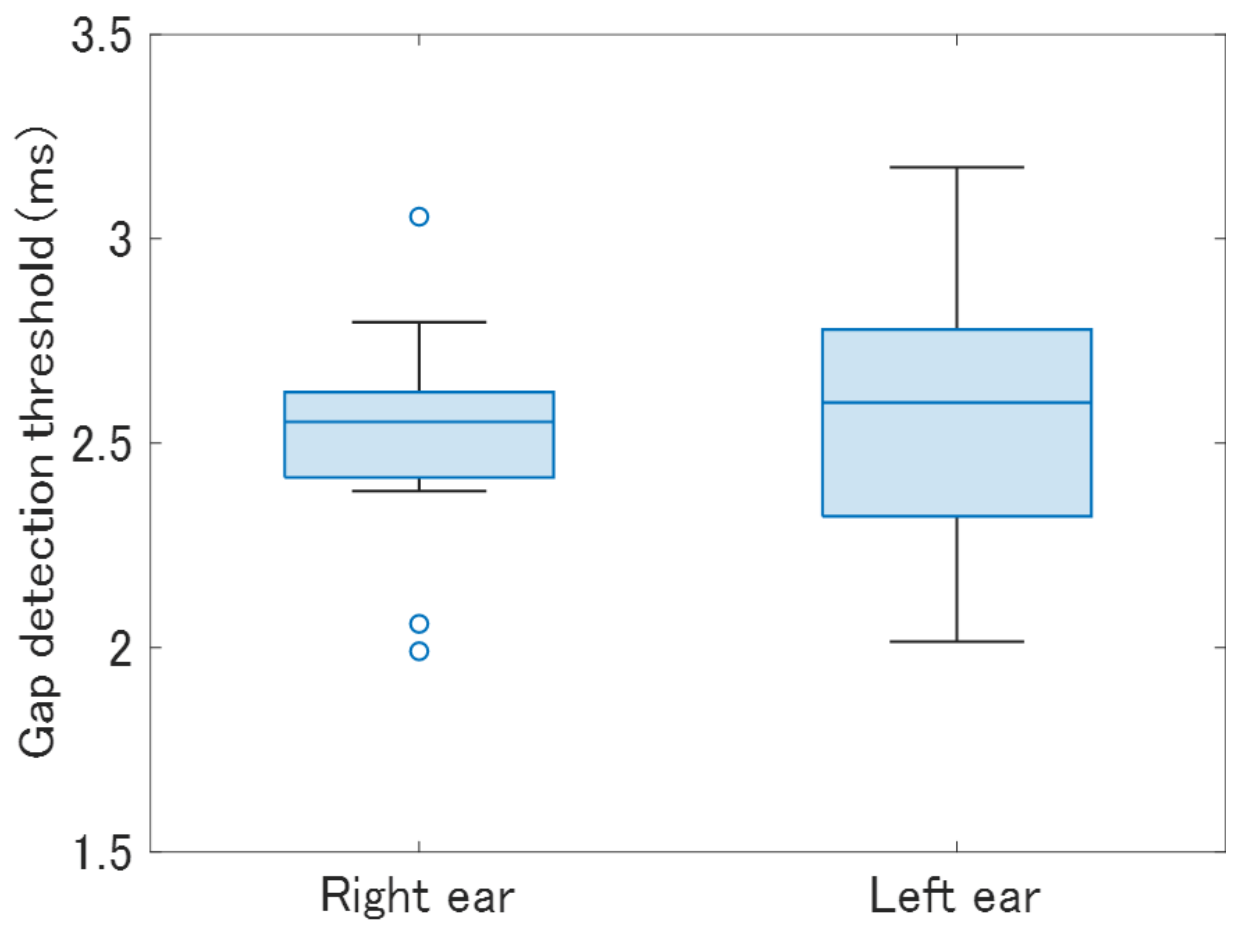


図 3.3: ギャップ検出閾値の測定結果

3.2 時間変調伝達関数の測定実験

3.2.1 実験刺激

750 ms の白色雑音 (0 Hz ~ 24000 Hz の帯域) に対して振幅変調をかけ、立上りと立下り部分にそれぞれ 50 ms の cosine ramp をもつ刺激を作成した。振幅変調された刺激 $y(t)$ は、次式のように表される。

$$y(t) = \{1 + m \sin(2\pi f_m t)\}x(t) \quad (3.1)$$

ここで、 $x(t)$ は白色雑音 (搬送波)、 f_m は変調周波数、 m は変調度である。白色雑音は刺激セットごとに生成し、一度の再生で提示される 3 つの刺激には、同じ白色雑音を用いた。刺激の音圧レベルは、人工耳 (B&K type 4128) と騒音計 (B&K type 2231) を利用して 65 dB に調整された。

3.2.2 実験機器

実験は防音室内で行われた。実験刺激は、コンピュータからオーディオインターフェース (Roland Rubix 24)、ステレオヘッドホンアンプ (Audio-technica AT-HA 5000) を介し、ヘッドホン (Sennheiser HDA 200) から提示された。

3.2.3 実験参加者

実験参加者は、正常な聴力を有する大学院生 11 名 (男性 7 名、女性 4 名、平均年齢 24.8 歳、標準偏差 2.17) であった。

3.2.4 方法

図 3.4 に刺激の提示パターンの一例を示す。閾値の測定には、上下法 [32] で one-up three-down 三区間三肢強制選択法 (3AFC) を用いた。振幅変調された刺激を提示する順番はランダムに決定し、最初に提示される刺激を 1 番、2 番目に提示される刺激を 2 番、3 番目に提示される刺激を 3 番とした。実験参加者には、GUI 上のボタンから振幅変調された刺激が提示された番号を選択し、回答するように求めた。刺激の聞き返しは行わず、一度だけ提示された。

変調度 m が 0.96 から開始された。3 回連続で正解した場合、 m を 40% 減少させ、不正解の場合は 40% 増加させた。ただし、 m が 0 以下または 1 以上になった場合は測定を中止した。これを転換点が 12 個得られるまで行った。得られた 12 個の転換点のうち、最後から 8 個の転換点の平均値を閾値とした。この測定を、2 回行い、1 回目と 2 回目に測定した閾値に 0.2 以上の差があれば、2 つの閾値の差が 0.2 未満になるまで実験を繰り返した。この測定を、変調周波数 f_m が 4, 8, 16, 32, 64, 128, 256, 512 (Hz) の 8 点で行った。

3.2.5 結果

変調度 $m = 1$ を 0 dB として、得られた閾値を求めた。実験結果に対し、最小二乗法を利用して、次式で定義される低域通過フィルタモデルを関数フィッティングすることで時間変調伝達関数 (TMTF) を得た [33][34]。

$$\phi(f_m; P_S, f_c) = P_S - 10 \log_{10} \left(\frac{1}{1 + \left(\frac{f_m}{f_c}\right)^2} \right) \quad (3.2)$$

ここで、 P_S は変調度の感度、 f_c はカットオフ周波数である。表 4.2 にそれぞれの変調周波数で得られた変調度の閾値を示す。4 Hz ~ 64 Hz までは測定した閾値にほとんど変化がなかった。変調周波数ごとの変調度 m の閾値の左右耳のばらつきはほとんど同じになった。図 3.5 に実験参加者の平均の近似曲線を示す。結果から、右耳の P_S の平均は、-20.0 dB、 f_c の平均は 230.1 Hz となった。左耳の P_S の平均は、-20.3 dB、 f_c の平均は 182.4 Hz となった。右耳と左耳の結果を比較すると、 f_c においては右耳のほうが 47.7 Hz 高くなった。しかし、t 検定の結果、左右耳の P_S 、 f_c ともに有意な差はなかった ($t(10) = 0.39$, $p = 0.70$, $t(10) = 1.78$, $p = 0.09$)。

表 3.1: 時間変調伝達関数の測定結果

変調周波数 (Hz)	4	8	16	32	64	128	256	512
平均 (右耳)	0.10	0.11	0.099	0.11	0.11	0.12	0.16	0.26
標準偏差 (右耳)	0.03	0.03	0.04	0.04	0.02	0.03	0.03	0.07
平均 (左耳)	0.11	0.10	0.091	0.11	0.10	0.13	0.18	0.30
標準偏差 (左耳)	0.02	0.03	0.02	0.03	0.02	0.04	0.05	0.05

3.2.6 考察

結果から、TMTF の P_S 、 f_c ともに左右耳の値に有意な差がなかったことから、TMTF において左右耳の影響は小さいと考えられる。また、変調周波数ごとの変調度 m の閾値の左右耳のばらつきはほとんど同じになった。このことから、変調周波数が高くなり弁別が難しくなっても実験参加者間のばらつきにはほとんど影響しないと考えられる。

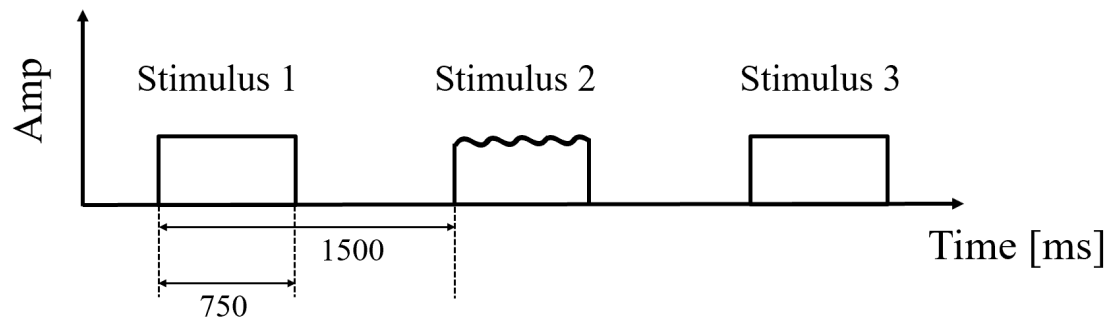


図 3.4: 時間変調伝達関数の測定における刺激形状と 3AFC の提示パターンの例

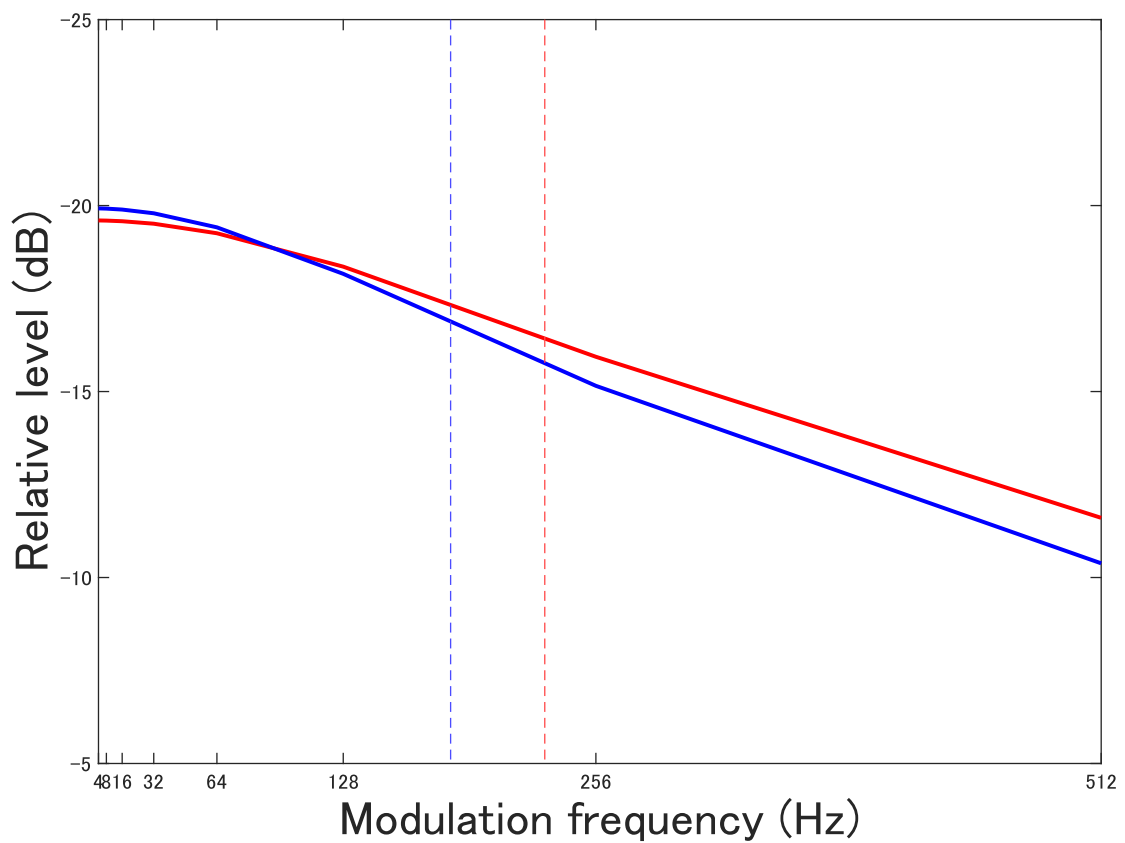


図 3.5: 時間変調伝達関数の近似結果

3.3 周波数変調弁別閾値の測定実験

3.3.1 実験刺激

搬送波周波数が 2 kHz, 時間長が 750 ms の純音に対して周波数変調をかけ, 立上りと立下り部分にそれぞれ 50 ms の cosine ramp をもつ刺激を作成した. 周波数変調された刺激 $y(t)$ は, 次式のように表される.

$$y(t) = \sin \left(2\pi f_c t + \frac{\Delta f}{f_m} \sin(2\pi f_m t) \right) \quad (3.3)$$

ここで, $x(t)$ は搬送波, Δf は最大周波数偏移幅, f_m は変調周波数である.

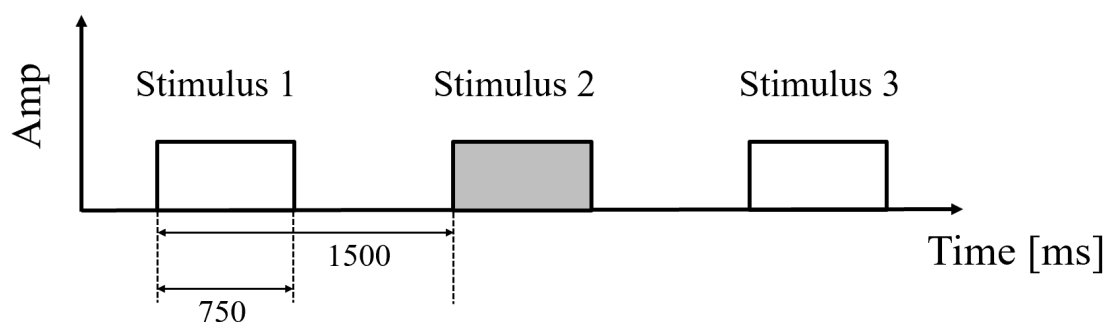


図 3.6: 周波数変調弁別閾値の測定における刺激形状と 3AFC の提示パターンの例

3.3.2 実験機器

実験は防音室内で行われた. 実験刺激は, コンピュータからオーディオインターフェース (Roland Rubix 24), ステレオヘッドホンアンプ (Audio-technica AT-HA 5000) を介し, ヘッドホン (Sennheiser HDA 200) から提示された.

3.3.3 実験参加者

実験参加者は, 正常な聴力を有する大学院生 12 名 (男性 7 名, 女性 5 名, 平均年齢 24.8 歳, 標準偏差 2.09) であった.

3.3.4 方法

図 3.6 に刺激の提示パターンの一例を示す. 閾値の測定には, 変形上下法で one-up three-down 三区間三肢強制選択法 (3AFC) を用いた. 測定は, 変調周波数 f_m が 2 Hz, 最大周波数偏移幅 Δf が 40 Hz の条件から開始された. Δf の 40% をス

テップサイズとして Δf を変化させた。転換点5つ目以降は、 Δf の30%をステップサイズとして変化させた。これを転換点が12個得られるまで行った。得られた12個の転換点のうち、最後から8個の転換点の平均値を Δf の閾値とした。

3.3.5 結果

図3.7に測定結果を示す。縦軸は測定した閾値 Δf を、横軸は測定耳を表し、左から右耳、左耳での結果を表す。閾値の範囲は3.78 Hz ~ 20.8 Hzで右耳の平均値は9.72 Hz、標準偏差は4.06となった。左耳の平均値は9.15 Hz、標準偏差は4.06となった。左右耳で閾値の差は0.57 Hzとなった。また、左耳の閾値が平均よりも高い実験参加者は右耳の閾値も平均より閾値が高くなる傾向がみられた。t検定の結果、左右耳の閾値の結果に有意な差はなかった ($t(11) = 0.33, p = 0.74$)。

3.3.6 考察

結果から、左耳の閾値が平均よりも高い実験参加者は右耳の閾値も平均より閾値が高くなる傾向がみられた。また、左右耳の閾値の結果に有意な差はなかったことから、周波数変調弁別閾値において左右耳の影響は小さいと考えられる。

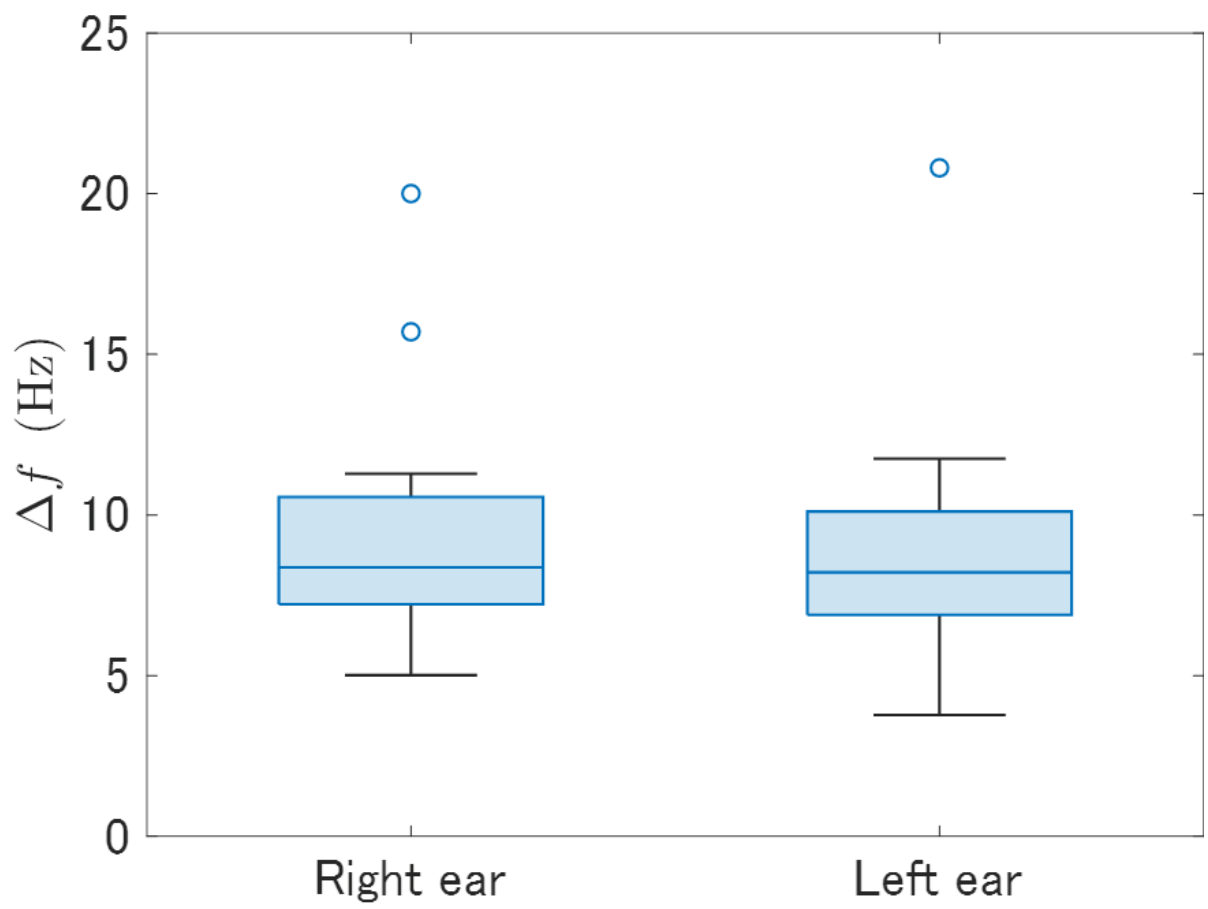


図 3.7: 周波数変調弁別閾値の測定結果

第4章 耳音響放射の測定実験

4.1 実験刺激

刺激は1 msのクリック音（立上りと立下り部分に0.1 msのcosine rampをもつ）と100 msの無音区間で構成された。刺激の音圧レベルは2節と同じ機器を利用して65 dBになるように調整された。刺激の音圧レベルは，人工耳（B&K type 4128）と騒音計（B&K type 2231）を利用して65 dBに調整された。

4.2 実験機器

実験刺激は，計算機からUSB Audio Interface（Fireface UCX）を經由して，防音室内でイヤホン（etymotic research ER-10C）で実験参加者に提示された。OAEは，イヤホンと一体になったインナーイヤーマイクロホンを実験参加者の外耳道内に挿入して測定された。

4.3 実験参加者

実験参加者は，正常な聴力を有する大学院生12名（男性7名，女性5名，平均年齢24.8歳，標準偏差2.09）であった。

4.4 方法

図4.1にOAEの測定における刺激の提示パターンを示す。実験参加者の片耳にインナーイヤーマイクロホンとイヤホンを装着した。OAEの測定は3回行われた。一度の測定で刺激音を350回提示した。実験参加者には，座位で安静にするように求めた。一方の耳への計測が終わったあと，もう一方の耳の計測を行った。測定を開始する耳は，ランダムとした。

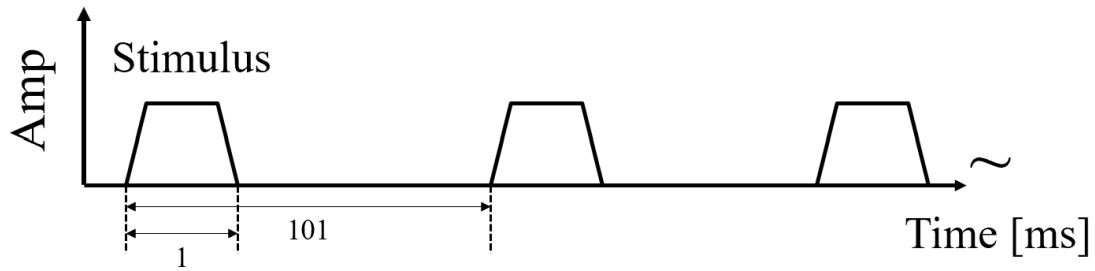


図 4.1: OAE の測定における刺激の提示パターン

4.5 結果

実験参加者の動きに伴う雑音が含まれる区間を取り除き，刺激間で測定した波形を加算平均した．再現性を求めるために，3回の測定でそれぞれ加算平均した波形のスペクトルの相互相関を算出し正規化した．この値が0.5を超えるデータをOAEが測れたデータとした[35]．また，クリック音の立上りから10 ms ~ 70 msの区間をデータとして扱った．加算平均で得られた波形の振幅包絡線を抽出し[36]，刺激音の最大値が原点になるように設定した．また，この振幅包絡線情報の周波数スペクトルを求めた．図4.2に測定結果の一例を示す．

本稿では，OAEの特徴量を振幅包絡線情報と周波数スペクトルから算出した．振幅包絡線情報の原点から1つ目のピークレベル L_P とピーク時間 T_p ，ピークの持続時間 T_L ，OAEの開始時間 T_d ，立上り時間 T_s ，立下り時間 T_e を特徴量とした．周波数スペクトルでは最初の3つのピーク値 L_1, L_2, L_3 とその周波数 F_1, F_2, F_3 を特徴量とした．表4.1に振幅包絡線情報から得られた結果を示す．表4.2に振幅包絡線情報の周波数スペクトルから得られた結果を示す．本稿では，OAEの時間の特徴が時間分解能と関係すると考え，これらの特徴量を算出した．結果から，実験参加者間での振幅包絡線の形状にばらつきがみられた．

表 4.1: OAE の振幅包絡線情報から得られた特徴

特徴量	平均値	標準偏差
ピークレベル L_P (dB)	-75.4	2.13
ピーク時間 T_p (ms)	21	7.8
ピークの持続時間 T_L (ms)	28	9.3
開始時間 T_d (ms)	9.5	7.5
立上り時間 T_s (ms)	15	5.7
立下り時間 T_e (ms)	14	9.5

表 4.2: OAE の周波数スペクトルから得られた特徴

特徴量	平均値	標準偏差
第 1 ピークレベル L_1 (dB)	-20.4	2.66
第 1 ピーク周波数 F_1 (Hz)	23.8	3.57
第 2 ピークレベル L_2 (dB)	-25.5	3.55
第 2 ピーク周波数 F_2 (Hz)	42.0	7.13
第 3 ピークレベル L_3 (dB)	-29.5	2.90
第 3 ピーク周波数 F_3 (Hz)	60.5	11.1

4.6 考察

結果から、実験参加者間での振幅包絡線の形状にばらつきがみられた。OAE は、外有毛細胞の不規則性により生じる [37]。この不規則性の個人差が OAE の振幅包絡線の形状のばらつきにも現れたと考えられる。

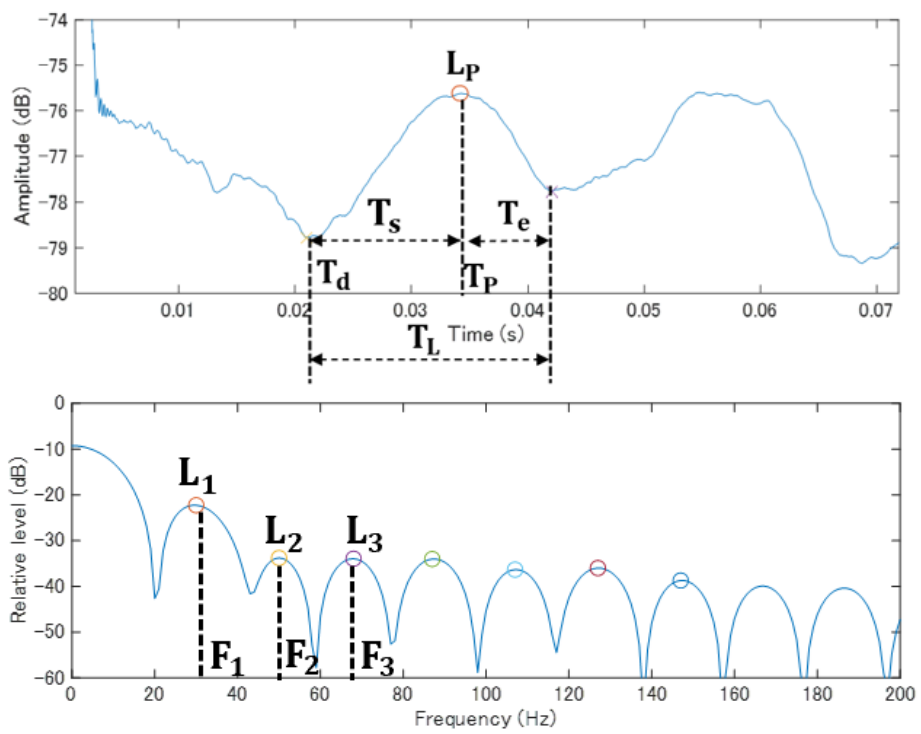


図 4.2: 耳音響放射の振幅包絡線情報とその周波数スペクトル

第5章 時間分解能と耳音響放射の関係

5.1 評価方法

時間分解能と OAE の関係の評価するために、3 節で得られた時間分解能の指標と 4 節で得られた OAE の特徴量を散布図で示し、相関を求めた。 p 値の有意水準を 0.05 とした。 p 値が 0.05 を下回る場合、有意な相関ありとした。

5.2 ギャップ検出閾値と耳音響放射の関係

図 5.1~ 図 5.12 にギャップ検出閾値と OAE の特徴量との関係を示す。 図中の r は相関係数を示す。 図中の p は P 値を示す。 縦軸が 3 節で算出したギャップ検出閾値、横軸が OAE の特徴量を表す。 ギャップ検出閾値と OAE の特徴量間に有意な相関はなかった。

5.3 時間変調伝達関数によって評価された時間分解能と耳音響放射の関係

5.3.1 変調度の感度と耳音響放射

図 5.13~ 図 5.24 に TMTF の測定で得られた変調度の感度 P_S と OAE の特徴量との関係を示す。 図中の r は相関係数を示す。 図中の p は p 値を示す。 縦軸が TMTF の測定で得られた変調度の感度 P_S 、横軸が OAE の特徴量を表す。 P_S と L_P の間では有意な相関があった ($r = -0.55$ ($p = 0.008$))。

5.3.2 カットオフ周波数と耳音響放射

図 5.25~ 図 5.36 に TMTF の測定で得られたカットオフ周波数 f_c と OAE の特徴量との関係を示す。 図中の r は相関係数を示す。 図中の p は p 値を示す。 縦軸が TMTF の測定で得られたカットオフ周波数 f_c 、横軸が OAE の特徴量を表す。 カットオフ周波数 f_c と OAE の特徴量間に有意な相関はなかった。

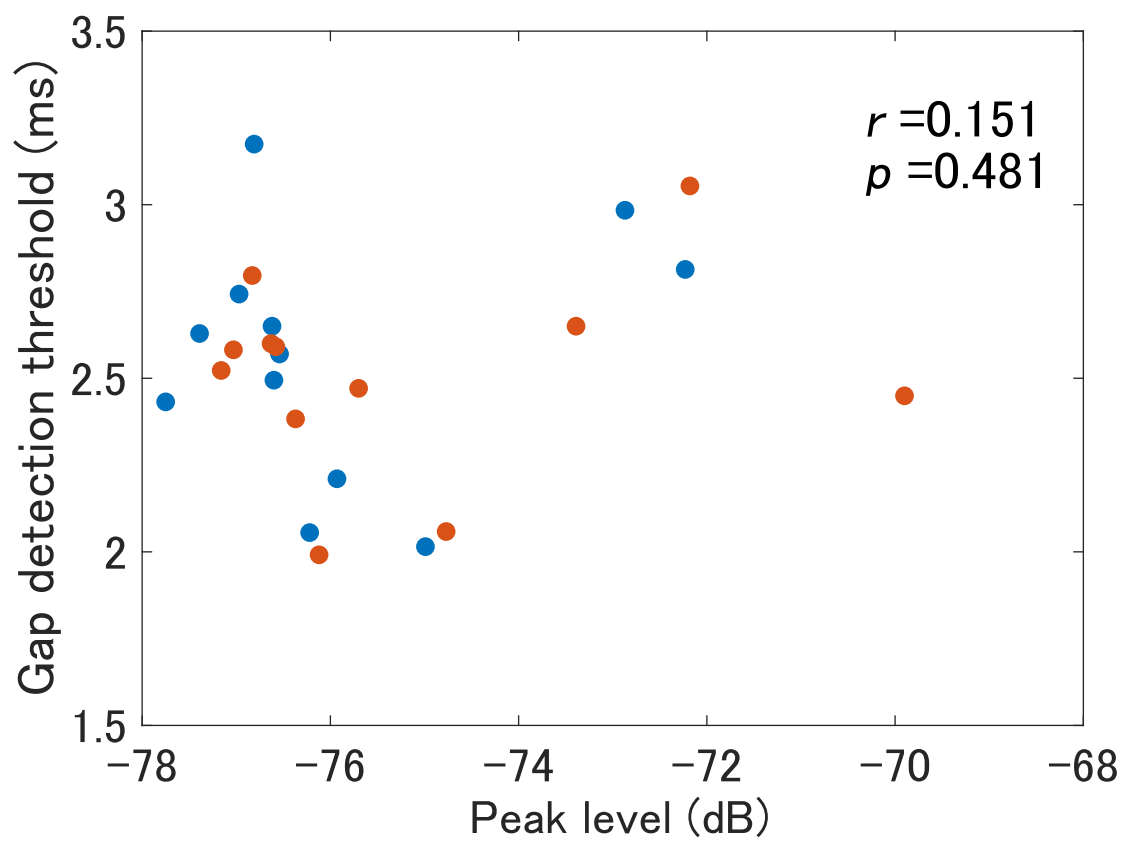


図 5.1: OAE のピークレベルとギャップ検出閾値との関係

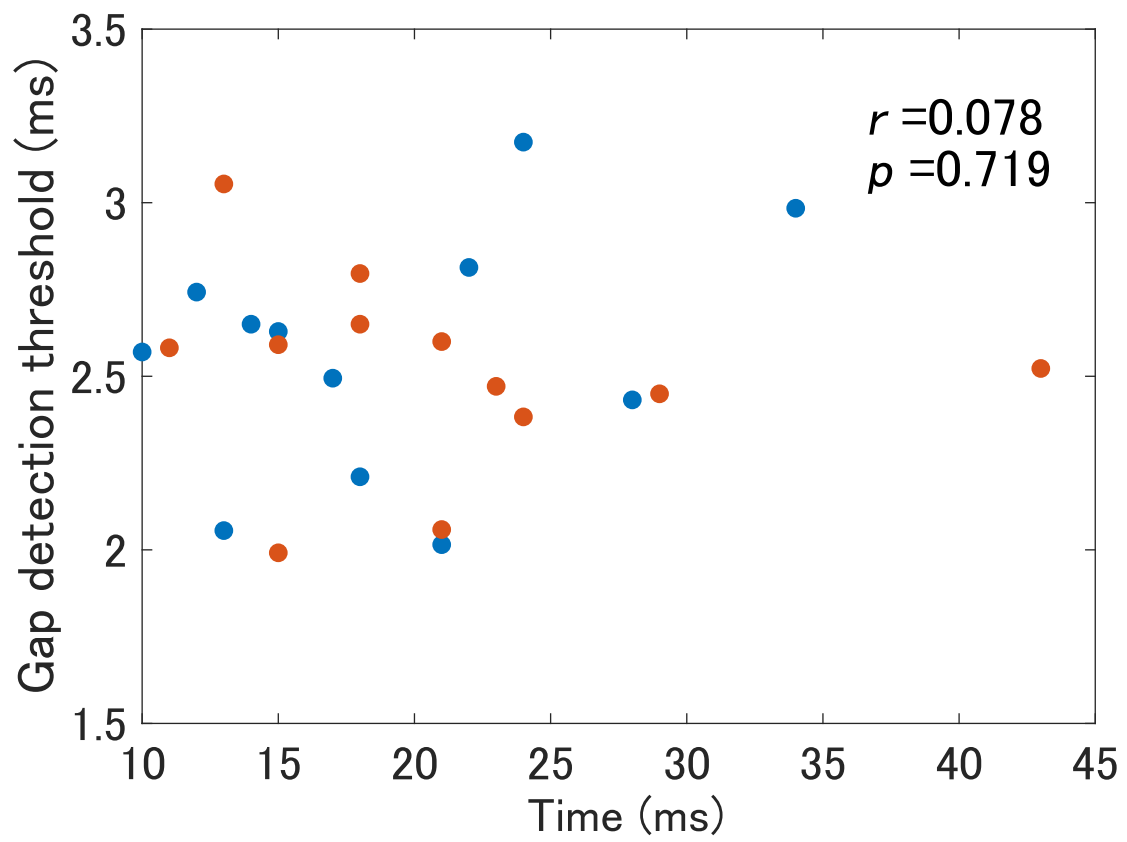


図 5.2: OAE のピーク時間とギャップ検出閾値との関係

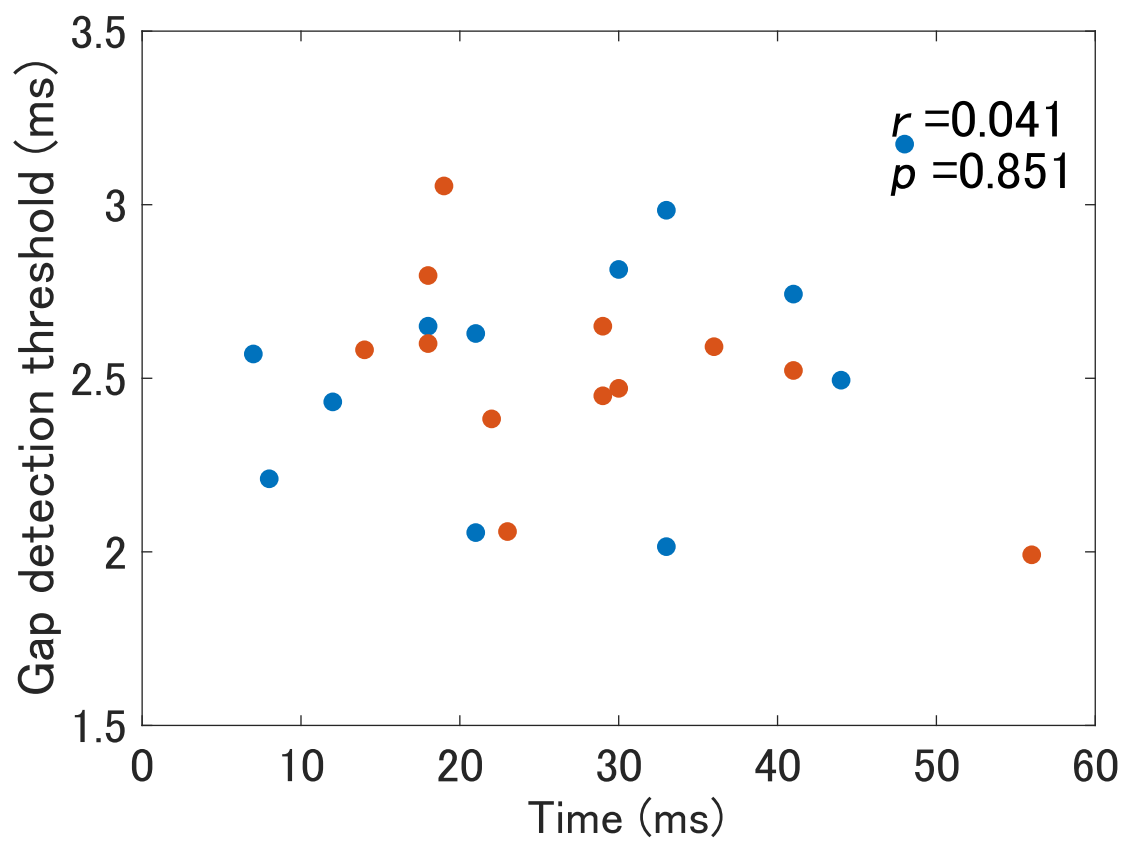


図 5.3: OAE のピークの持続時間とギャップ検出閾値との関係

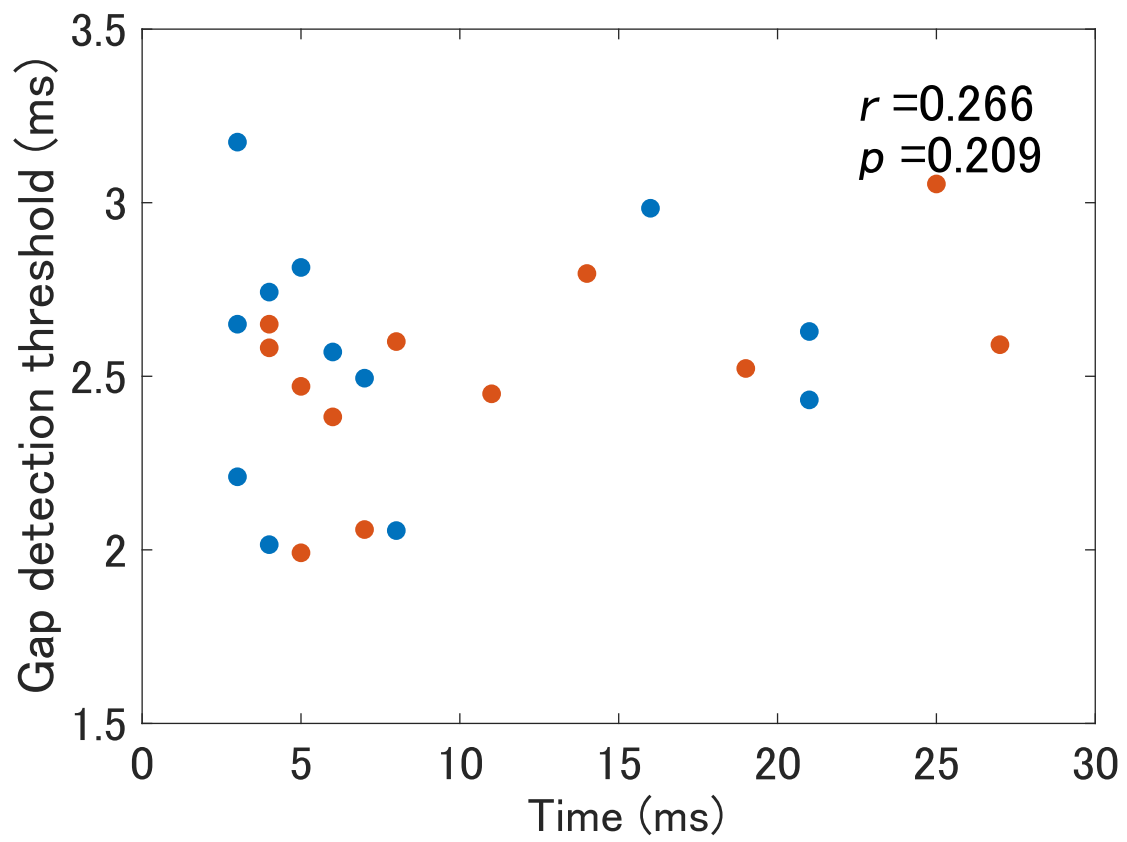


図 5.4: OAE の開始時間とギャップ検出閾値との関係

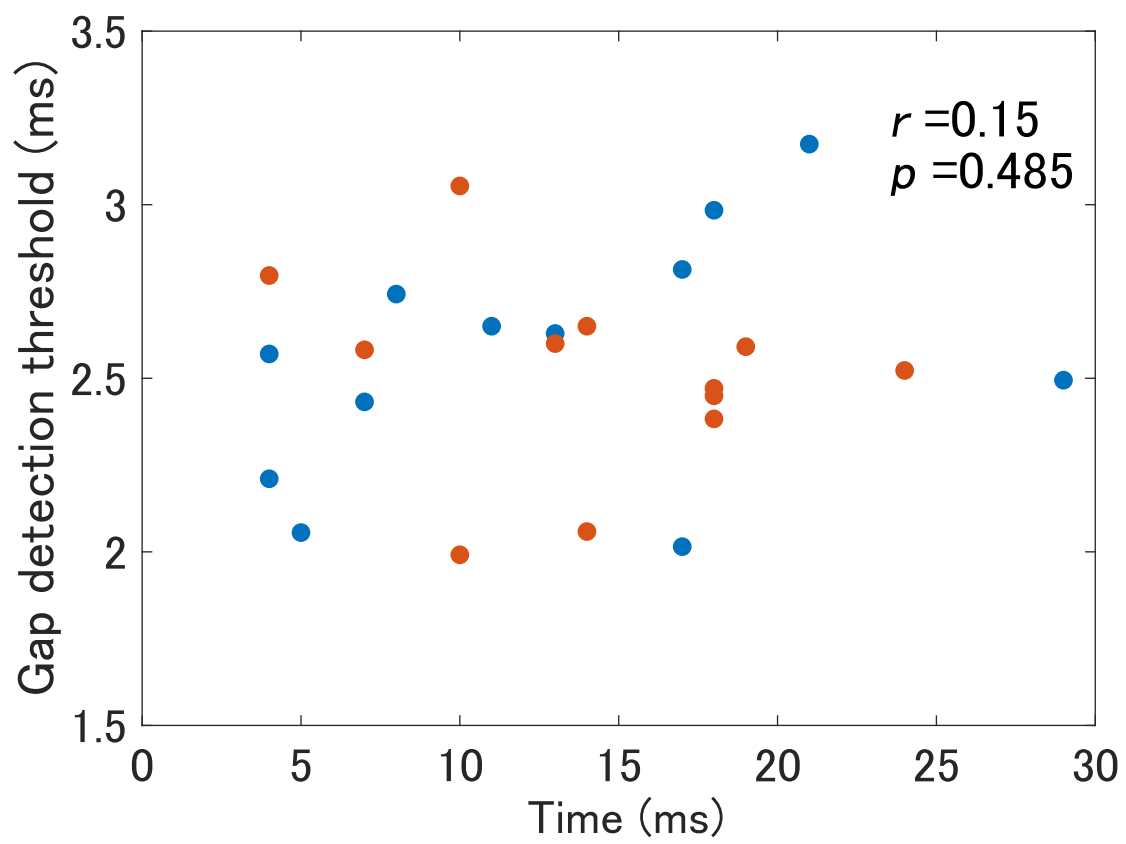


図 5.5: OAE の立上り時間とギャップ検出閾値との関係

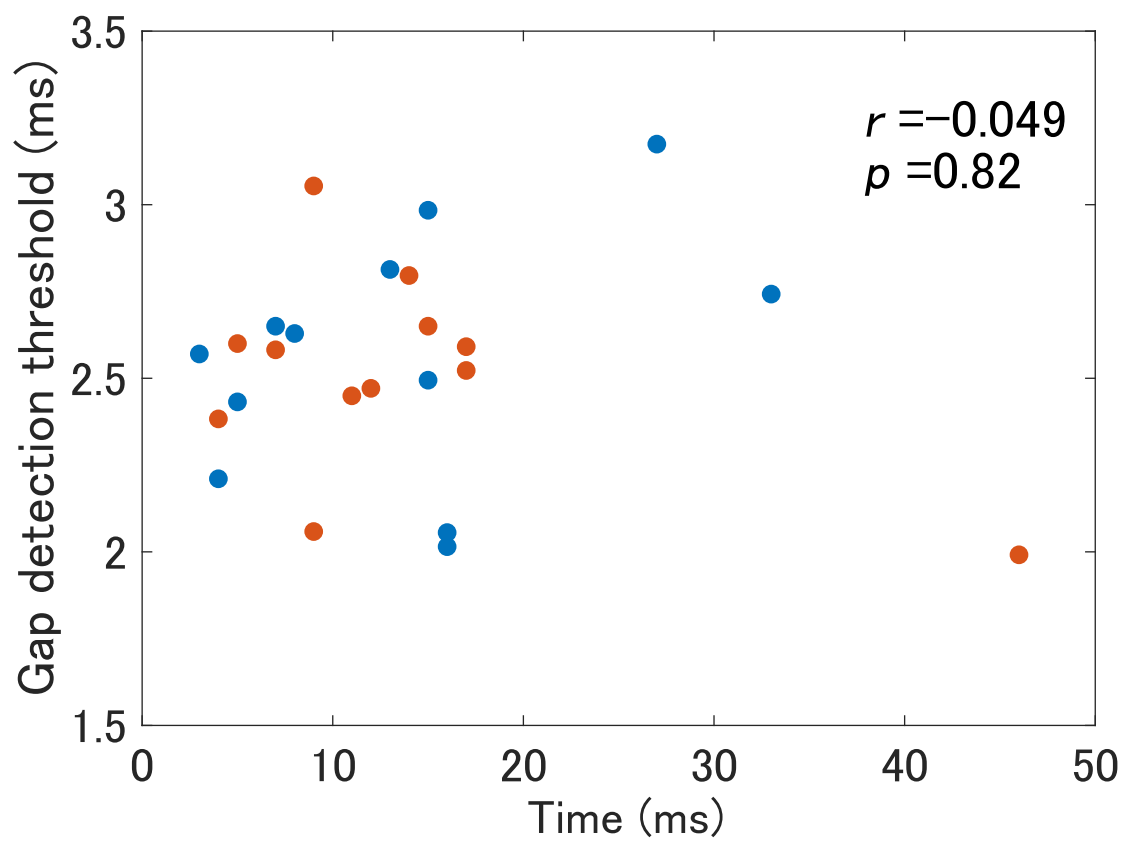


図 5.6: OAE の立下がり時間とギャップ検出閾値との関係

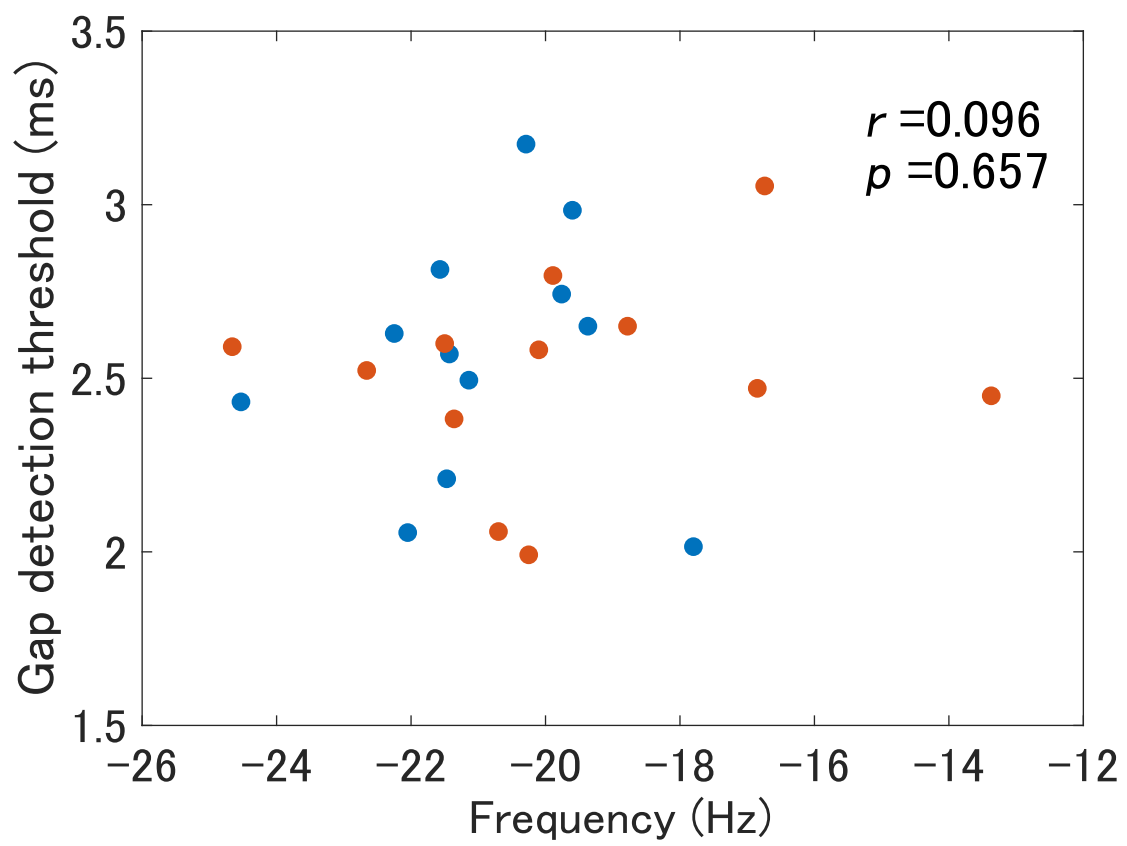


図 5.7: OAE の第 1 ピークレベルとギャップ検出閾値との関係

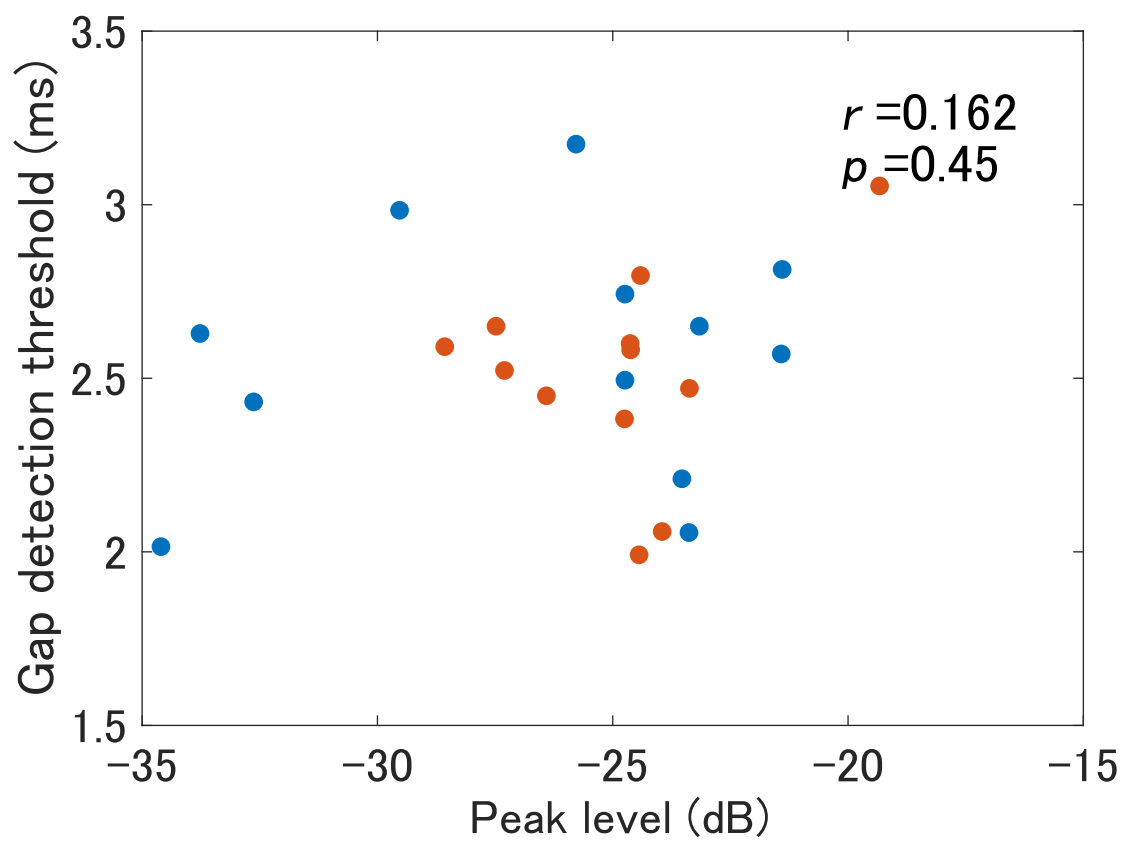


図 5.8: OAE の第 2 ピークレベルとギャップ検出閾値との関係

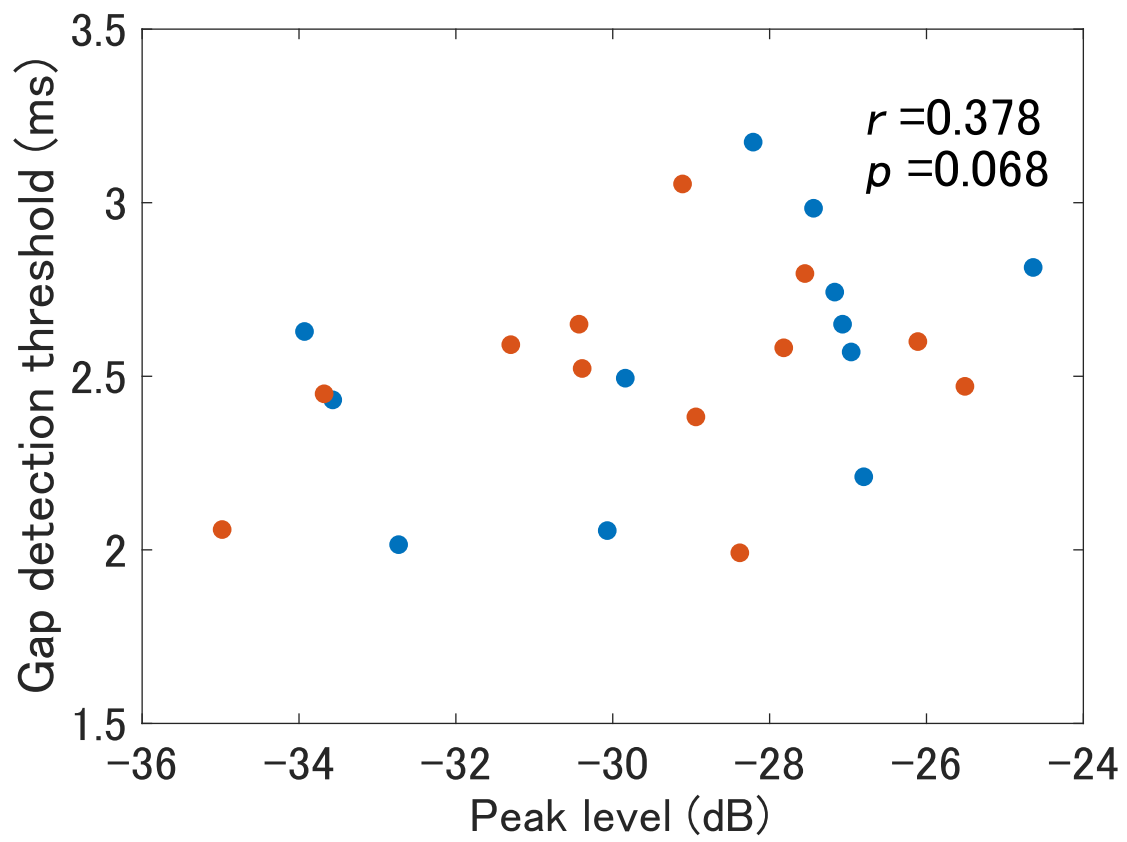


図 5.9: OAE の第 3 ピークレベルとギャップ検出閾値との関係

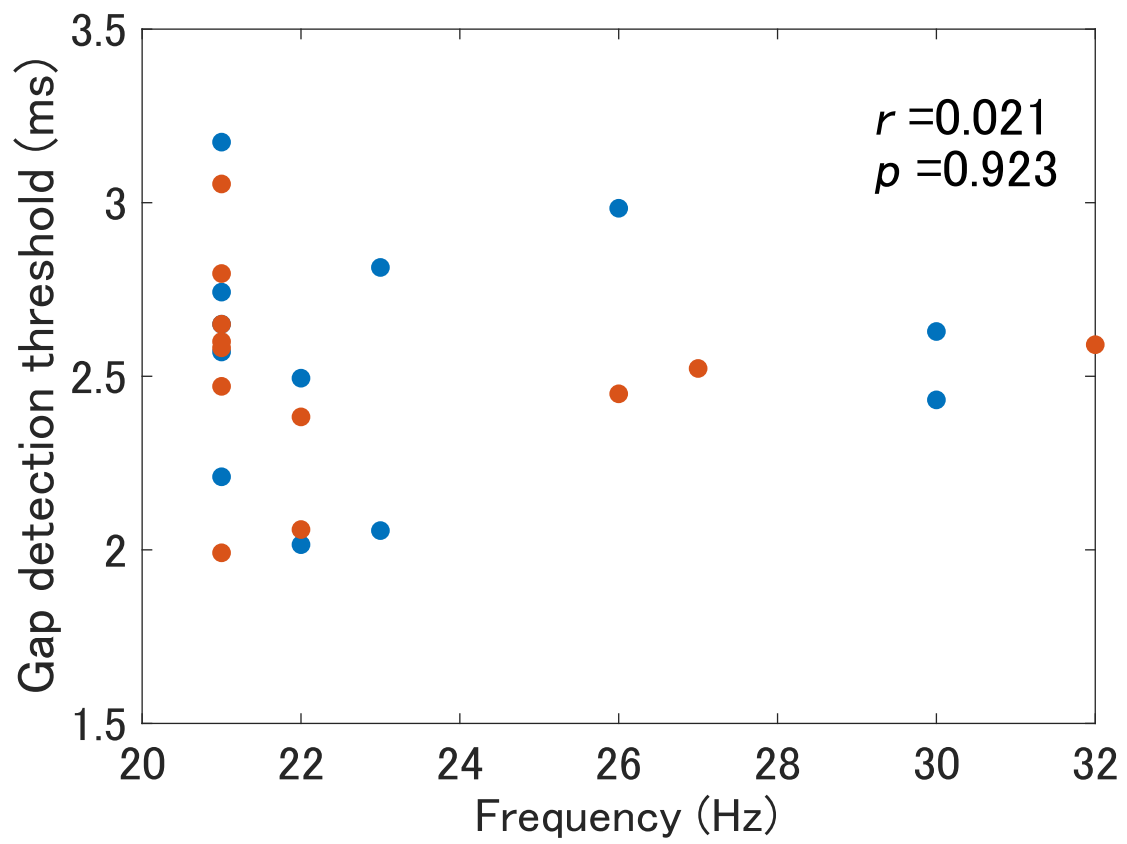


図 5.10: OAE の第 1 ピーク周波数とギャップ検出閾値との関係

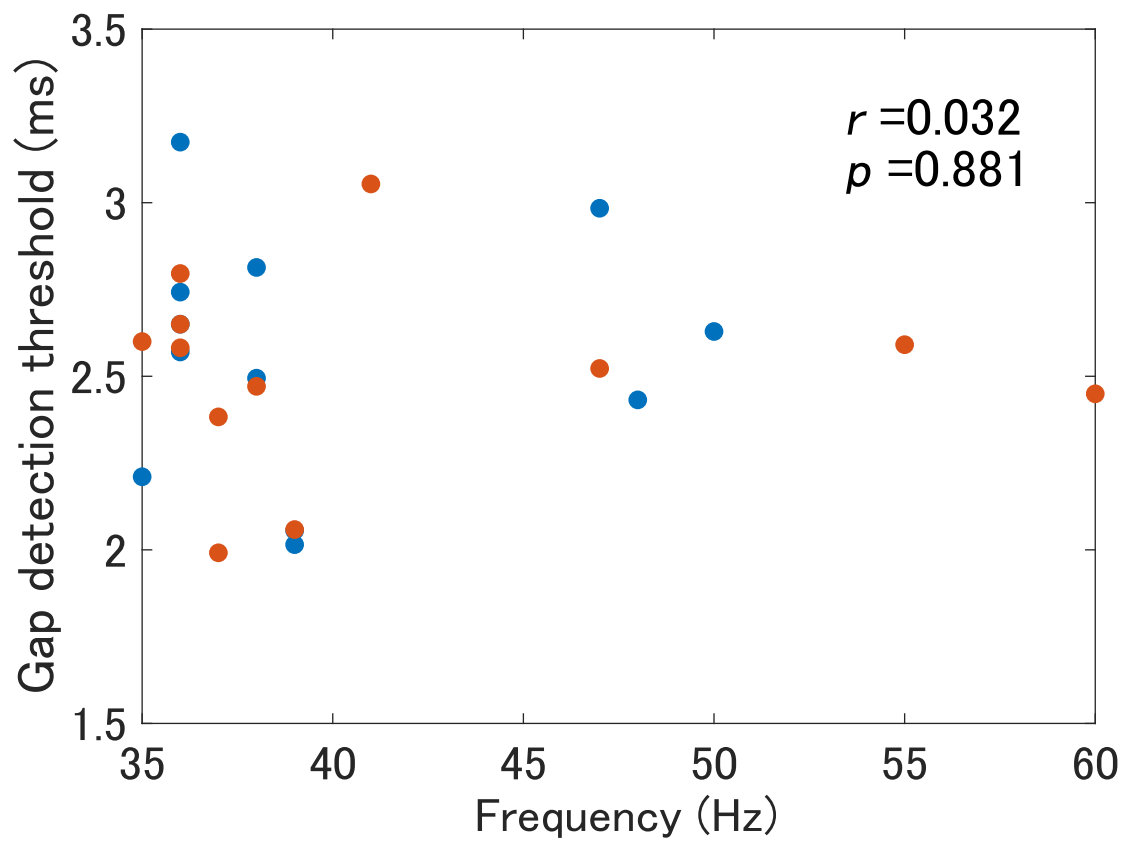


図 5.11: OAE の第 2 ピーク周波数とギャップ検出閾値との関係

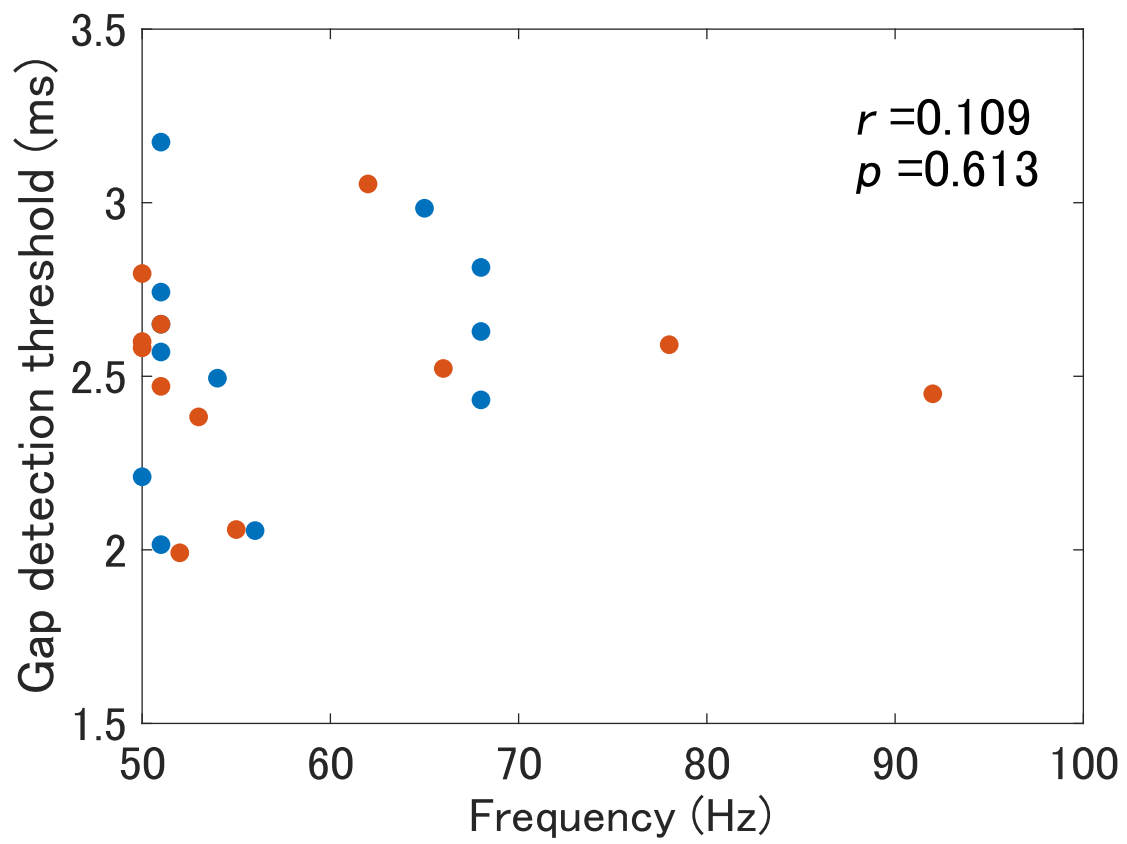


図 5.12: OAE の第 3 ピーク周波数とギャップ検出閾値との関係

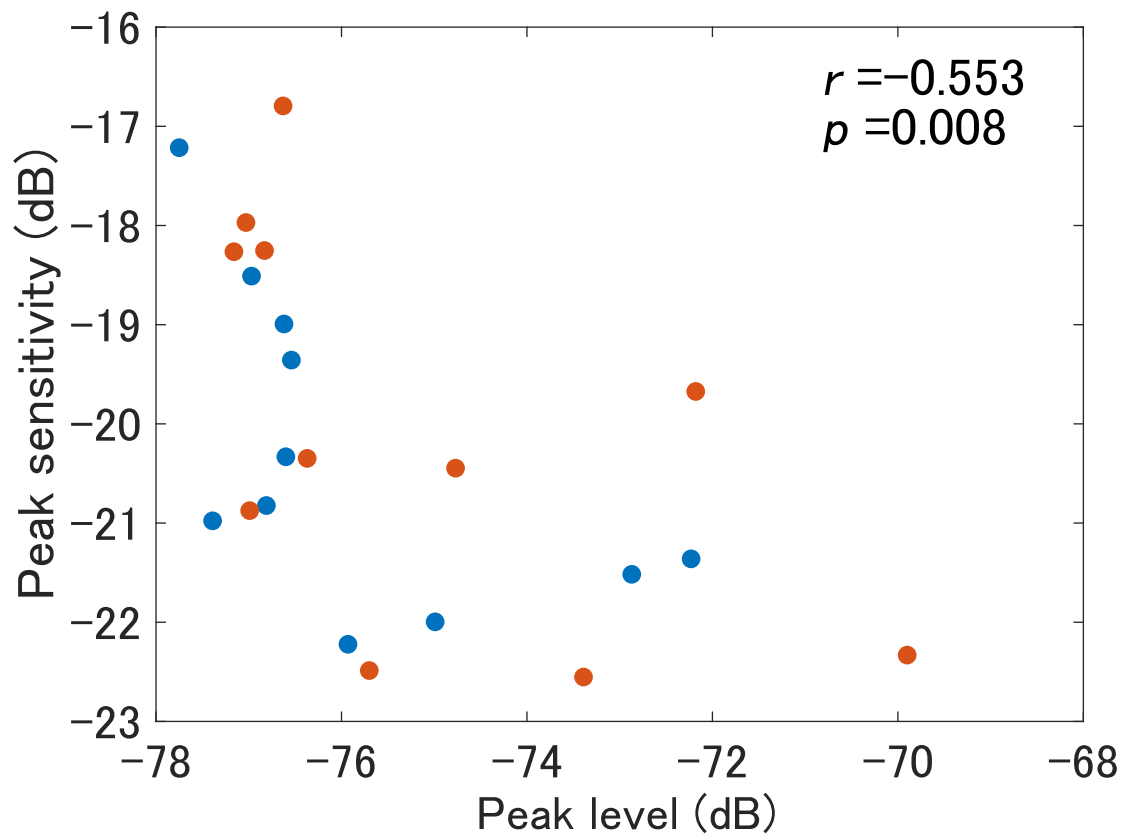


図 5.13: OAE のピークレベルと変調度の感度との関係

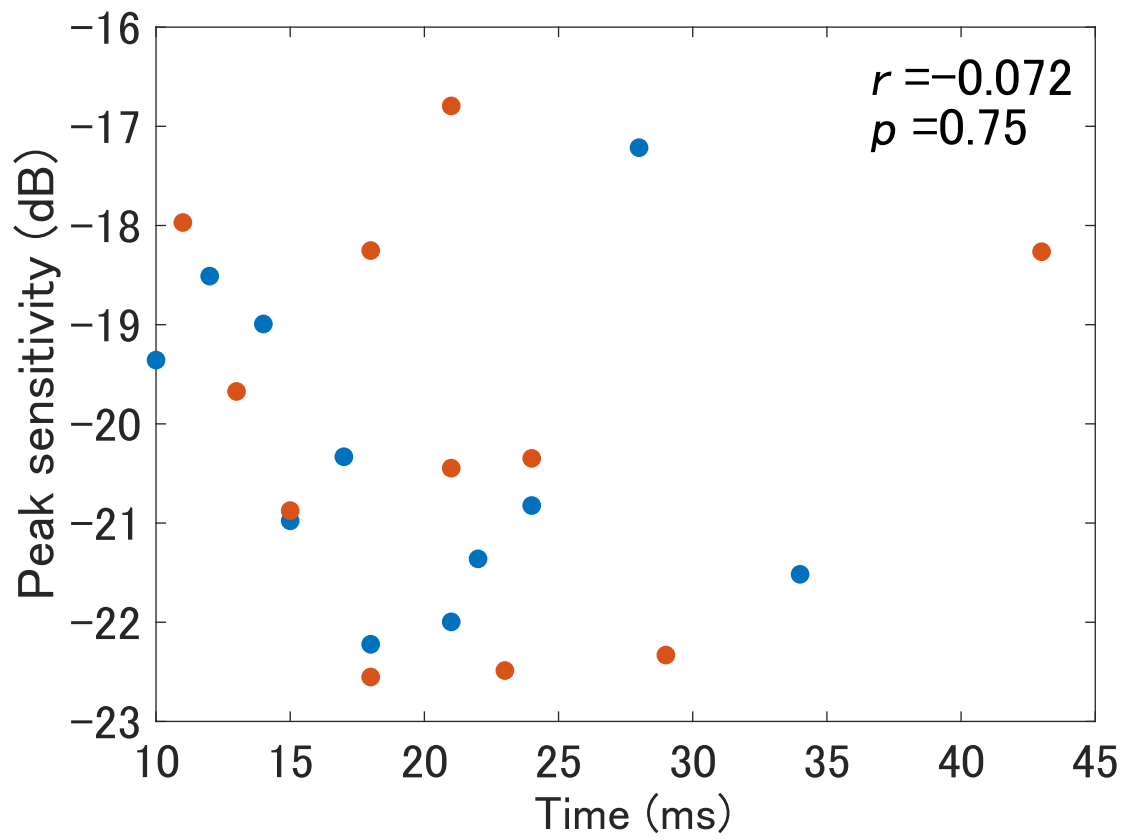


図 5.14: OAE のピーク時間と変調度の感度との関係

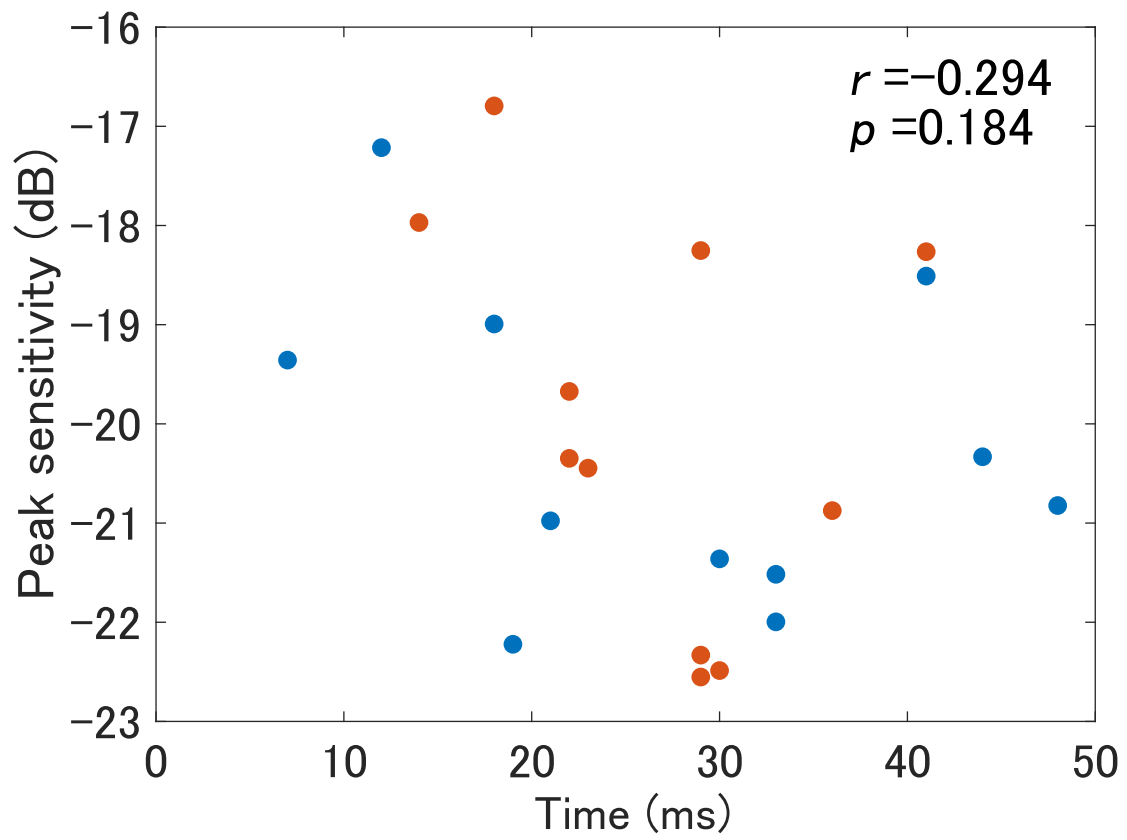


図 5.15: OAE のピークの持続時間と変調度の感度との関係

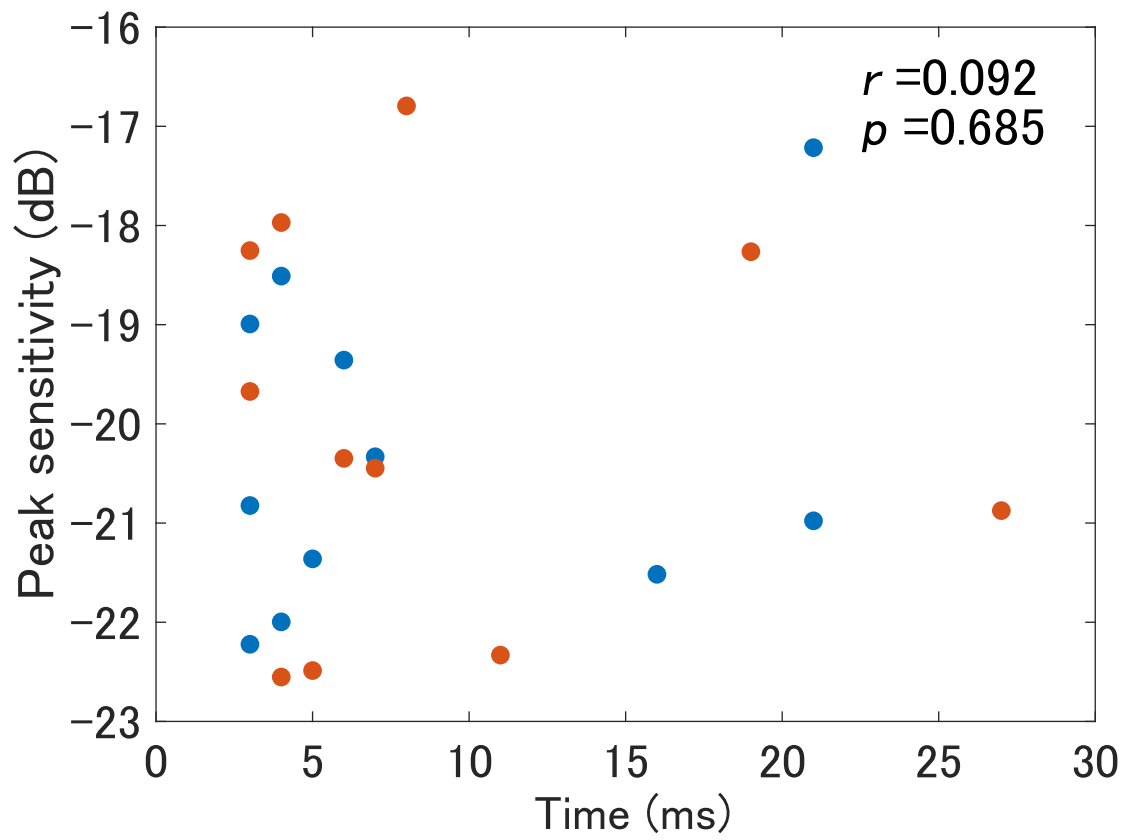


図 5.16: OAE の開始時間と変調度の感度との関係

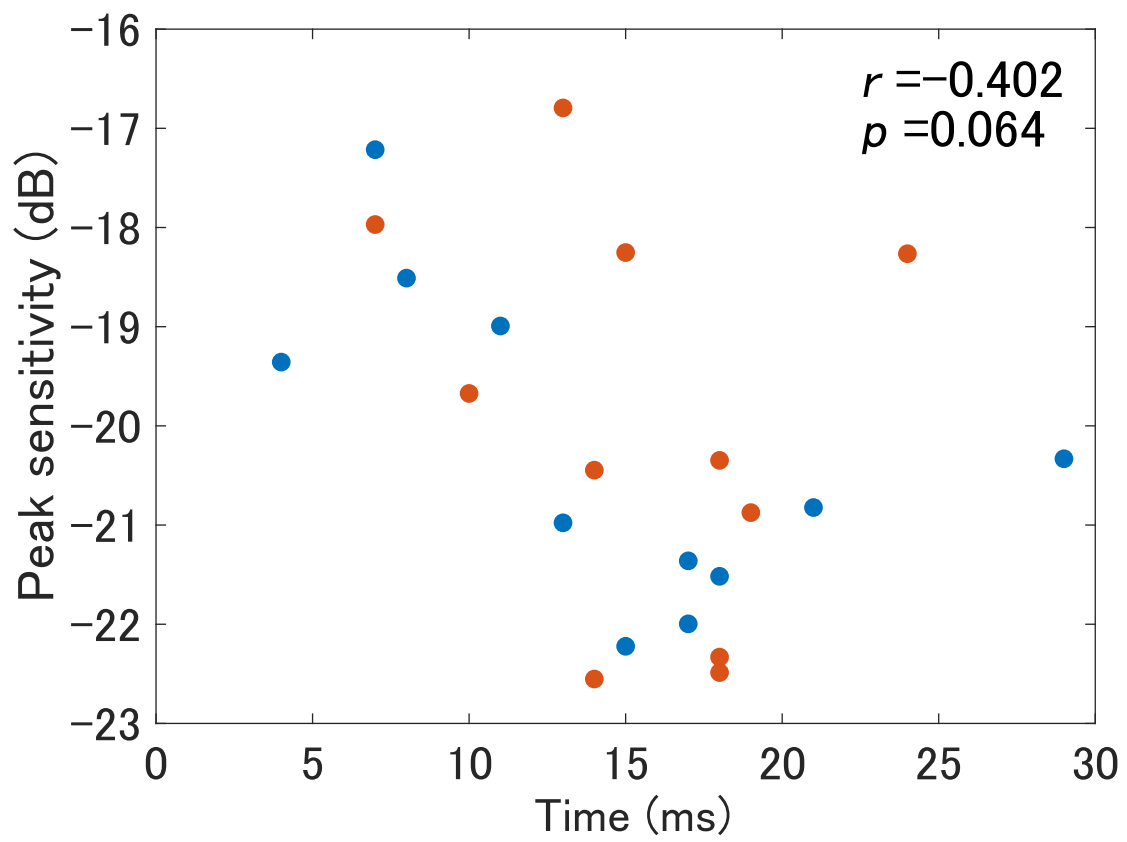


図 5.17: OAE の立上り時間と変調度の感度との関係

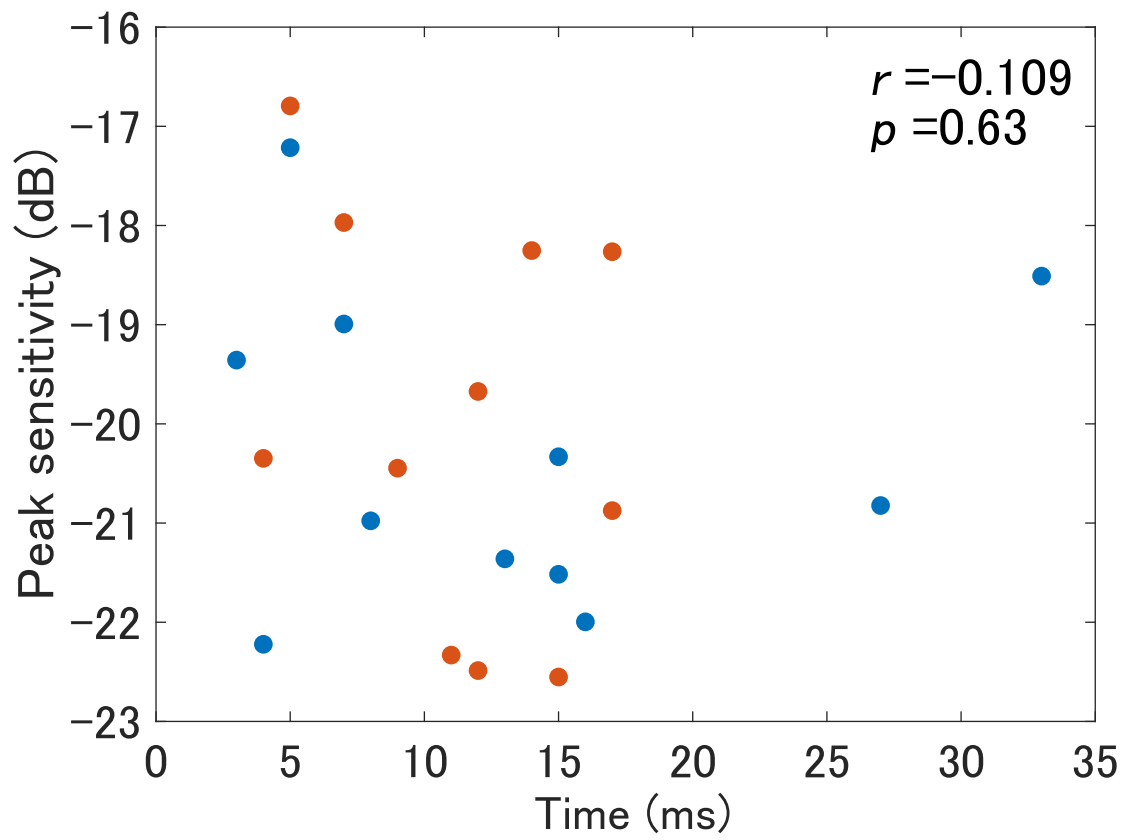


図 5.18: OAE の立下り時間と変調度の感度との関係

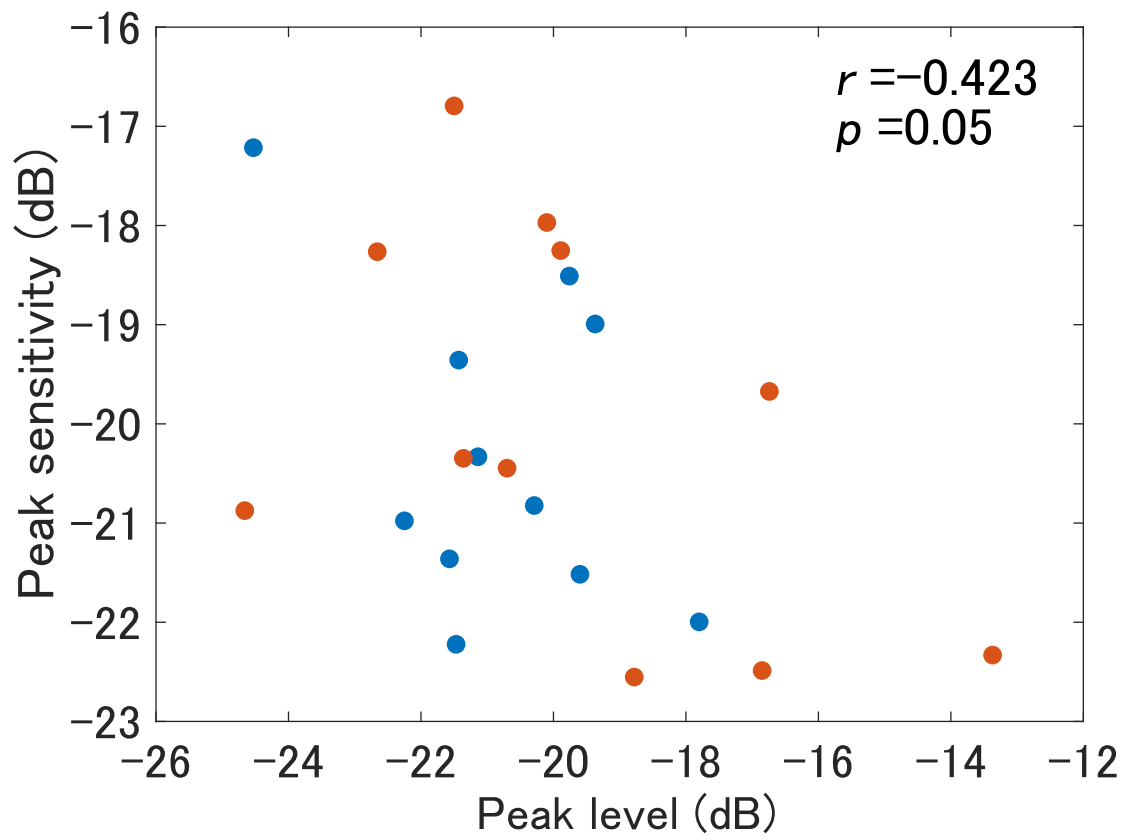


図 5.19: OAE の第 1 ピークレベルと変調度の感度との関係

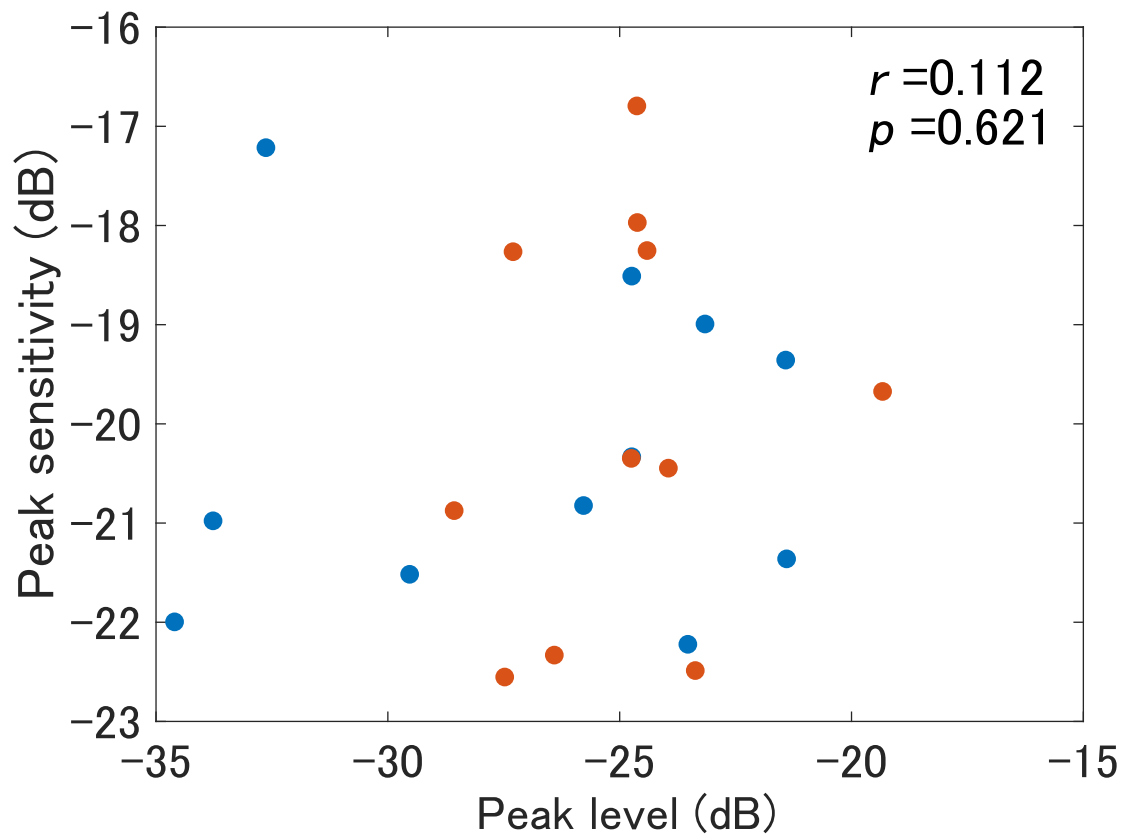


図 5.20: OAE の第 2 ピークレベルと変調度の感度との関係

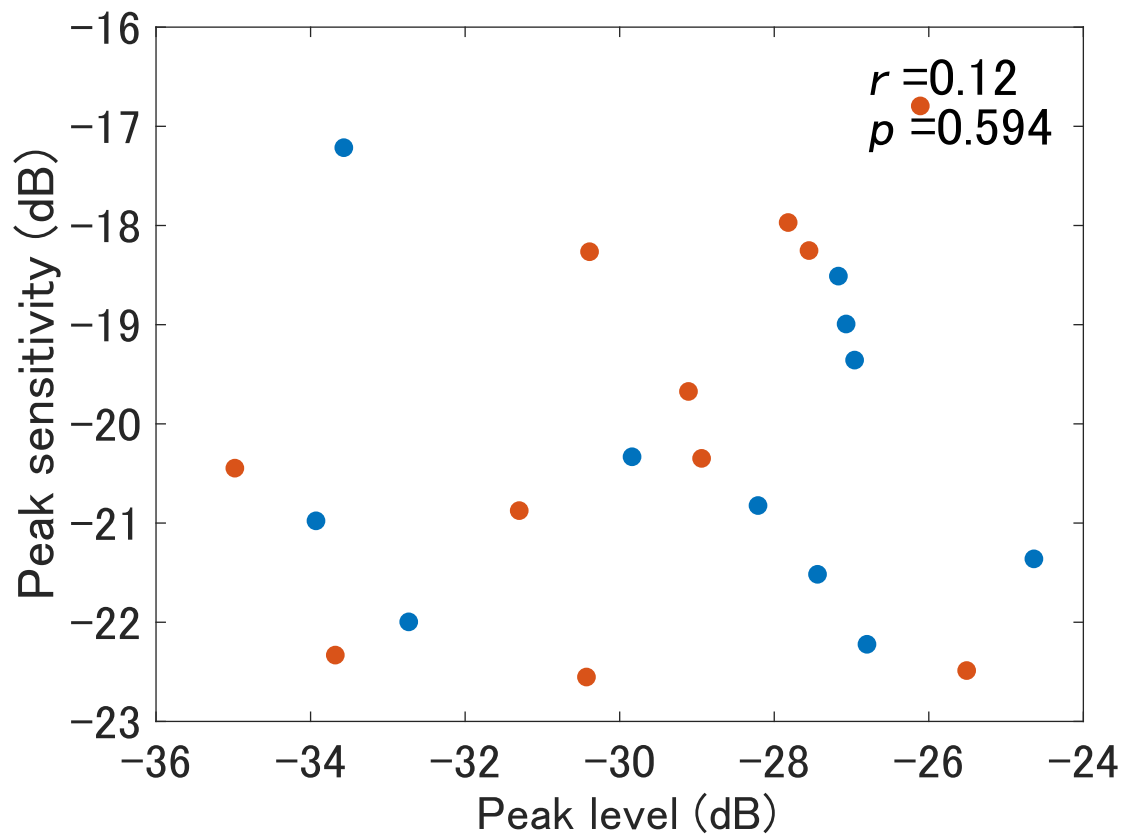


図 5.21: OAE の第 3 ピークレベルと変調度の感度との関係

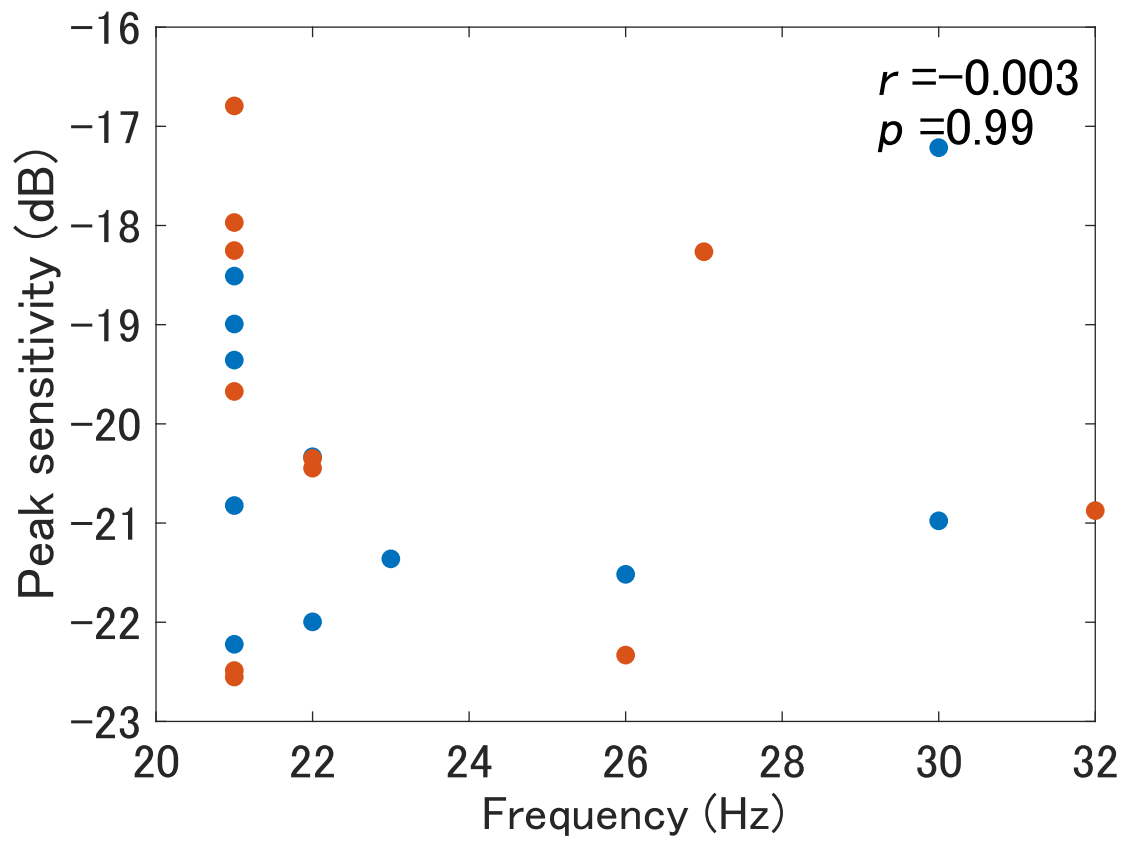


図 5.22: OAE の第 1 周波数と変調度の感度との関係

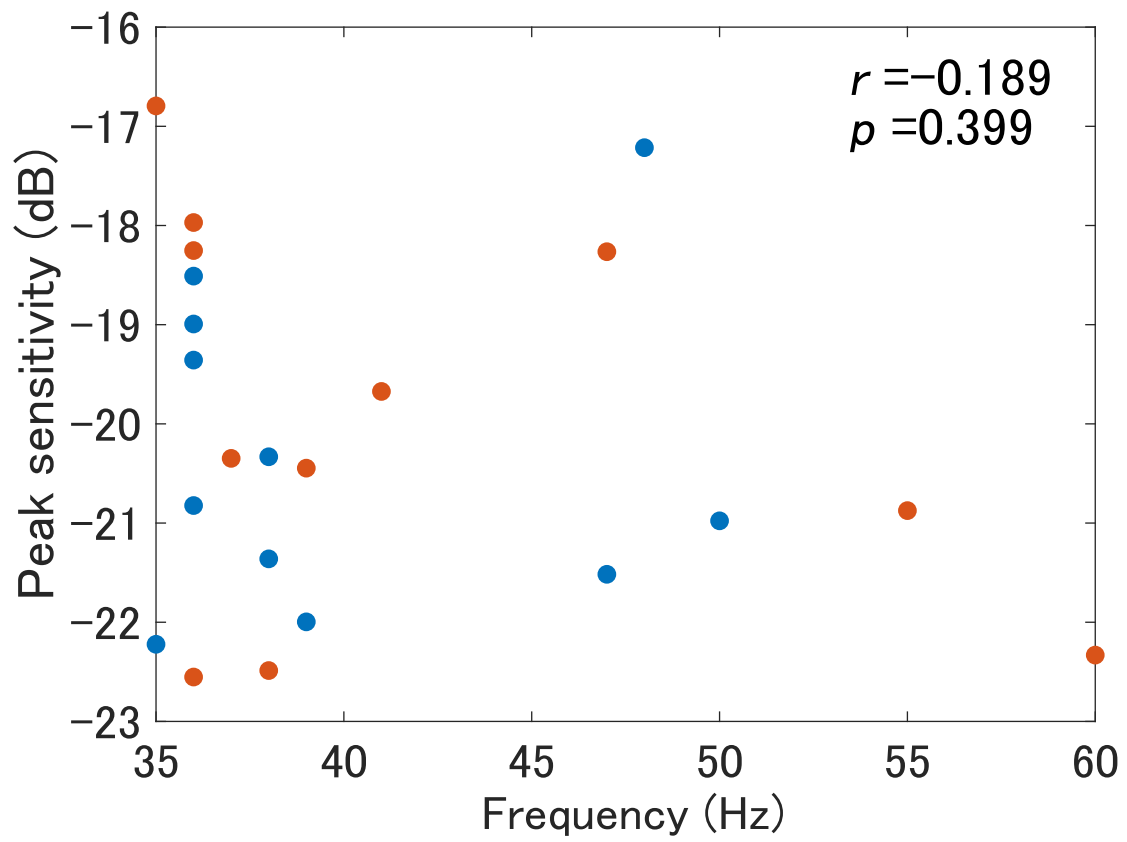


図 5.23: OAE の第 2 周波数と変調度の感度の関係

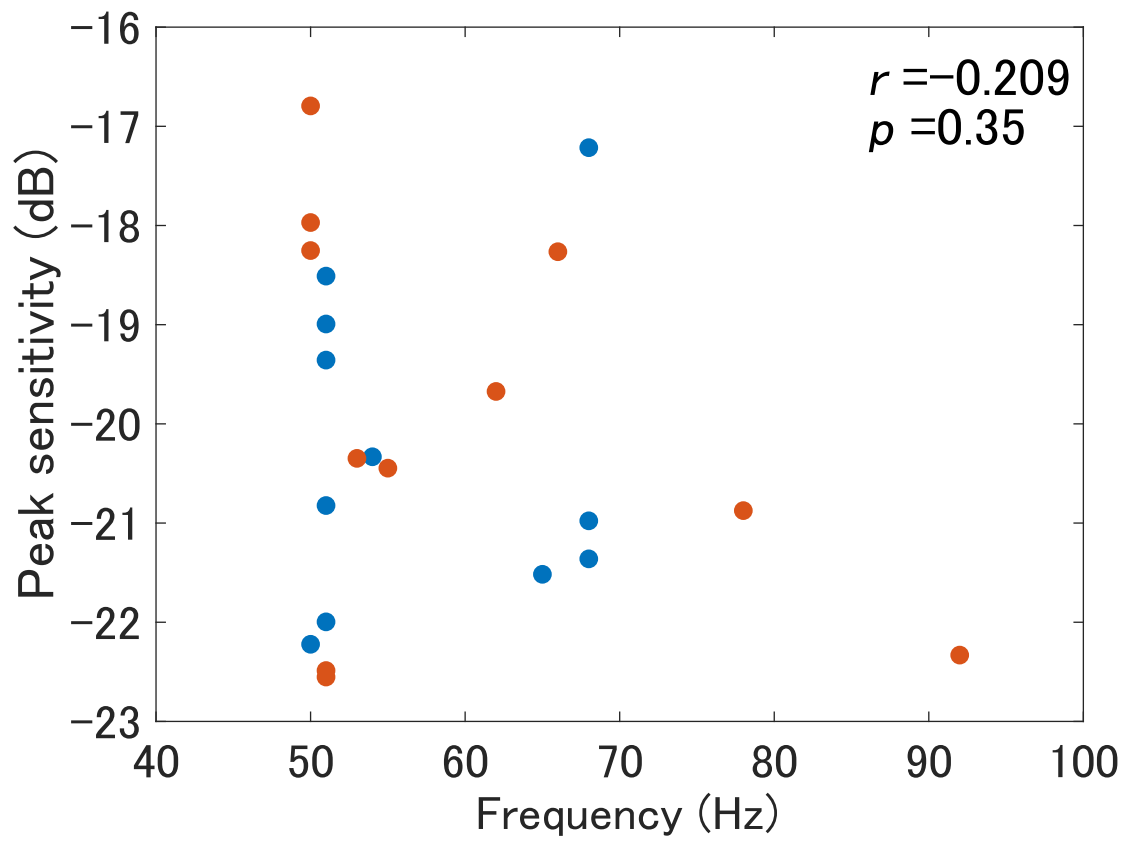


図 5.24: OAE の第 3 周波数と変調度の感度との関係

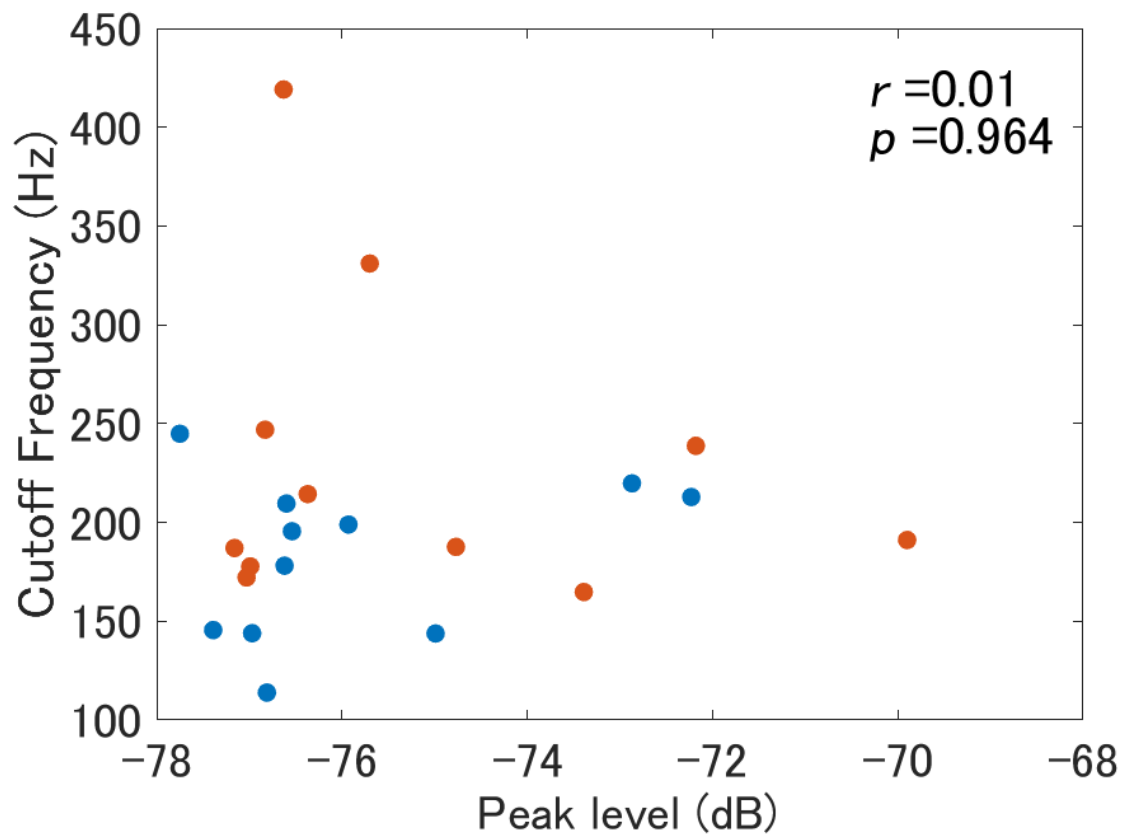


図 5.25: OAE のピークレベルとカットオフ周波数との関係

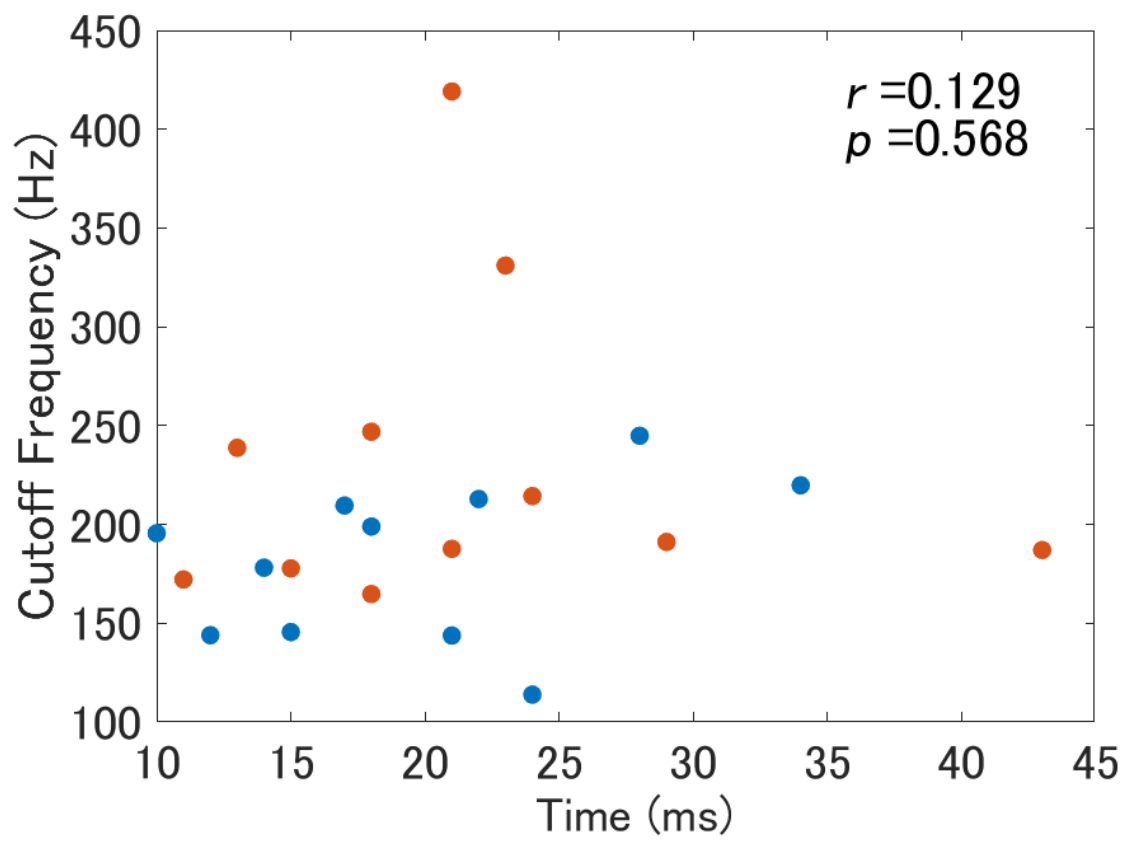


図 5.26: OAE のピーク時間とカットオフ周波数との関係

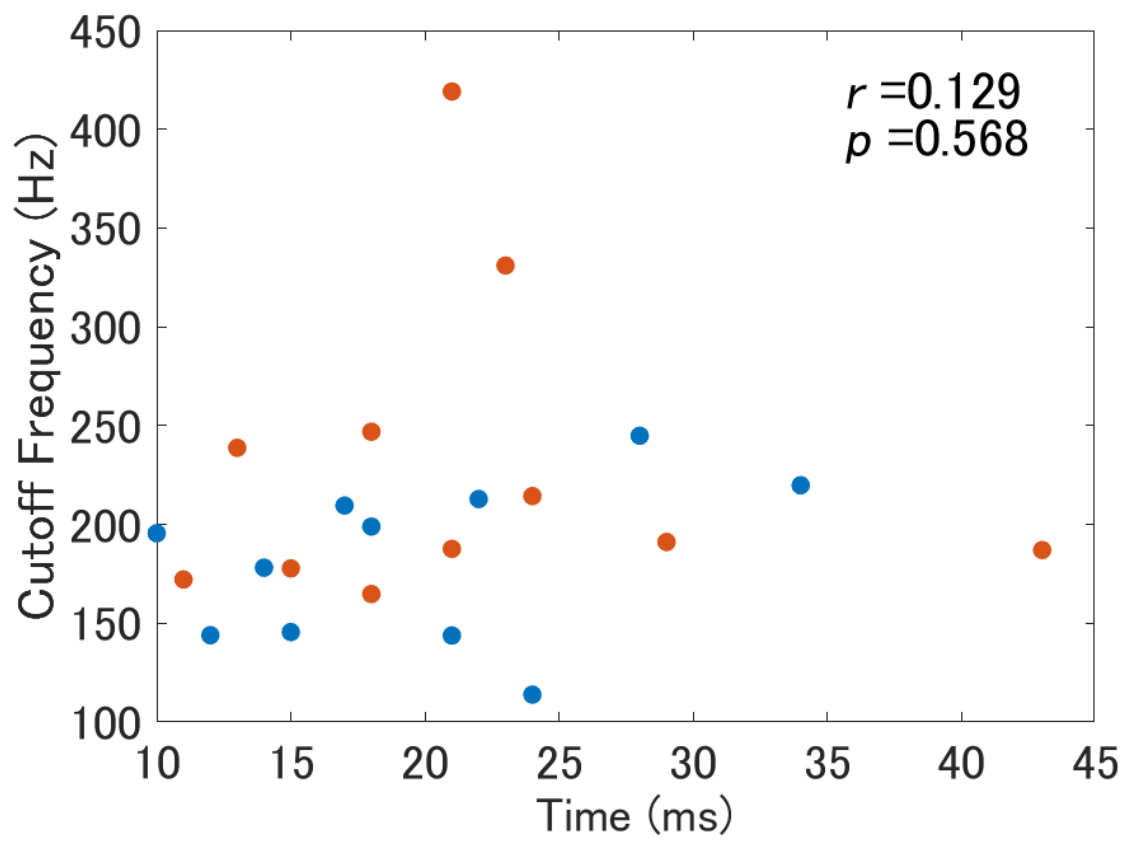


図 5.27: OAE のピークの持続時間とカットオフ周波数との関係

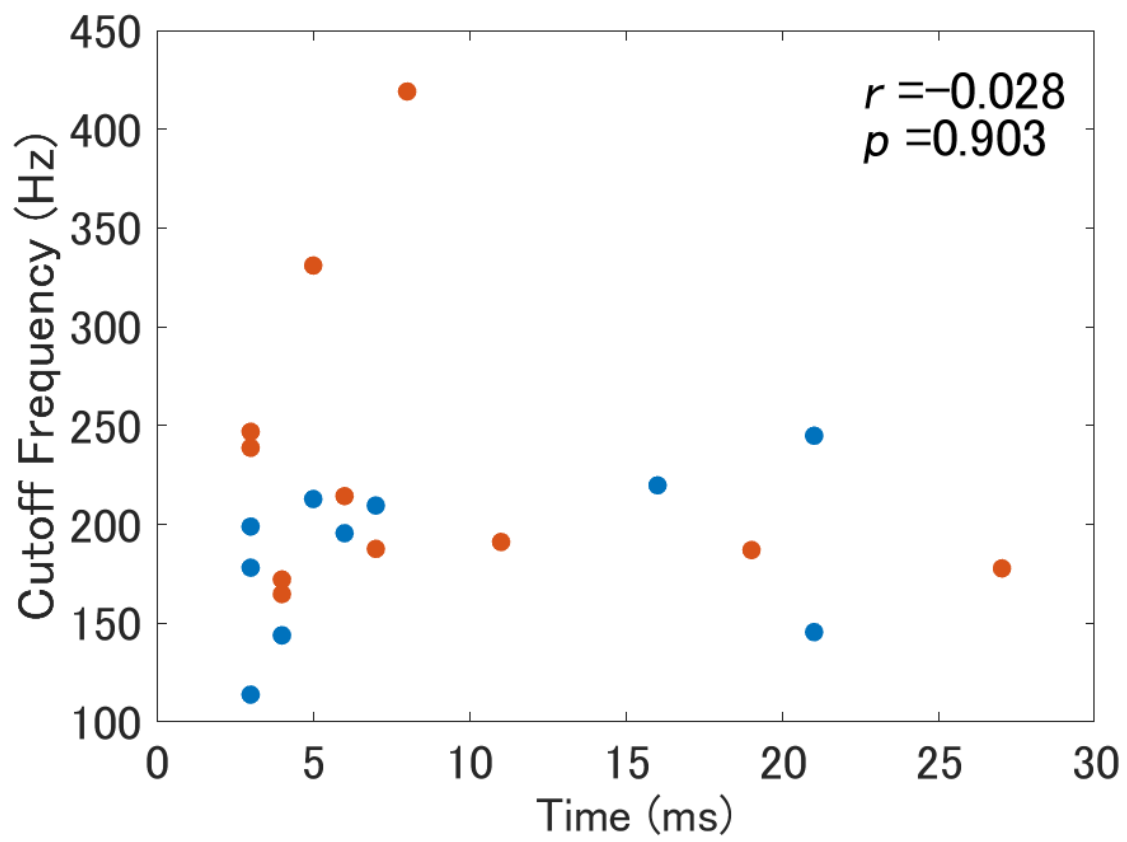


図 5.28: OAE の開始時間とカットオフ周波数との関係

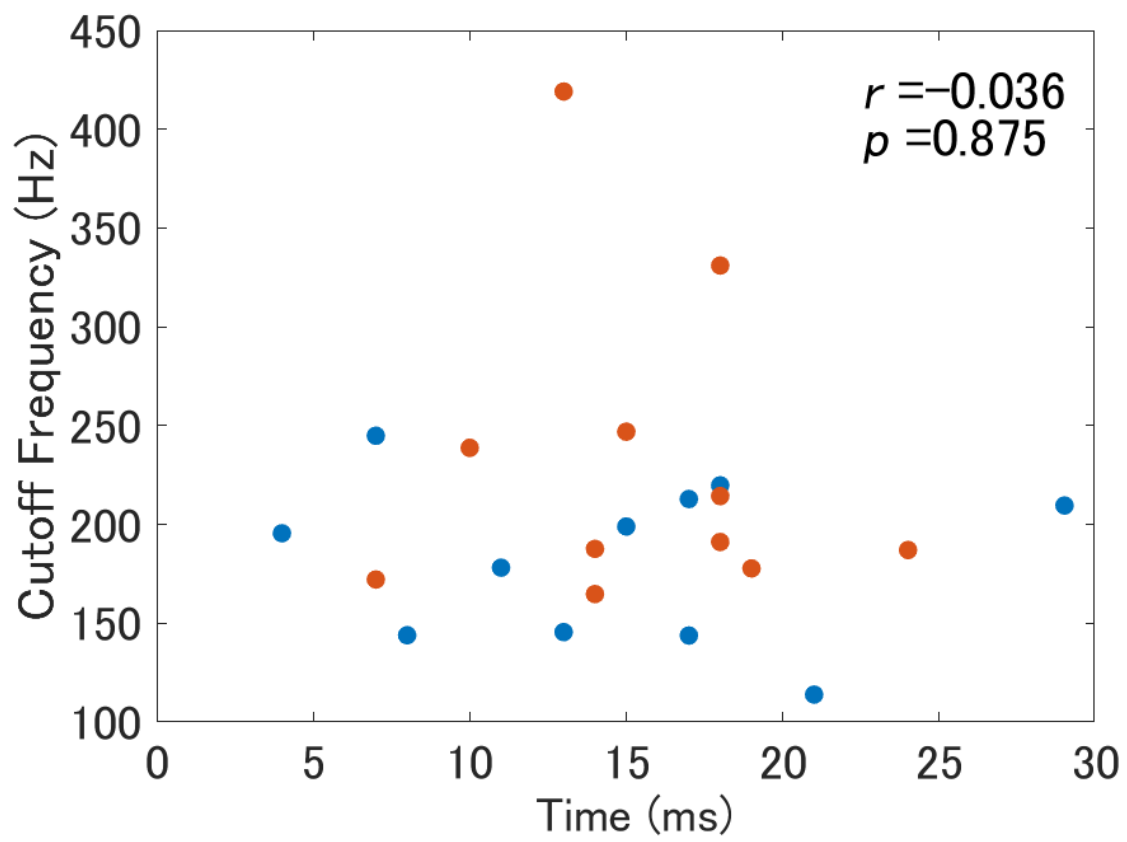


図 5.29: OAE の立上り時間とカットオフ周波数との関係

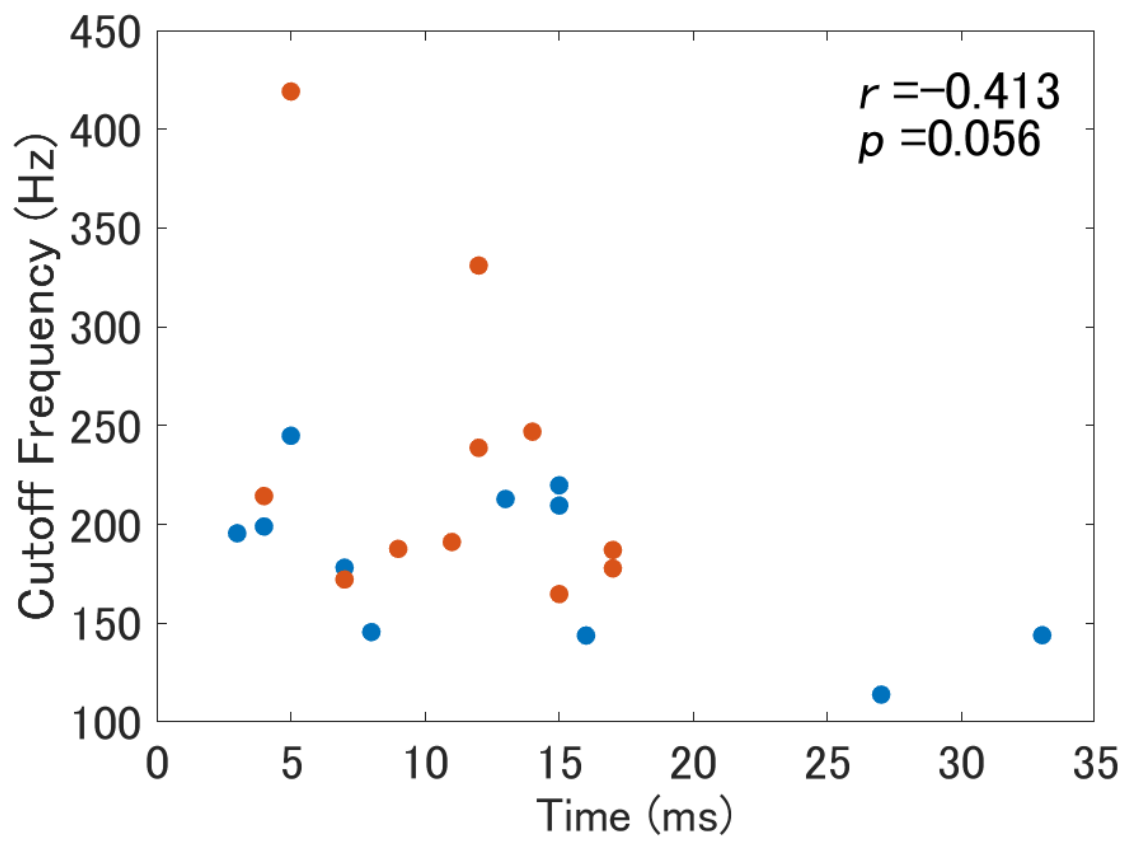


図 5.30: OAE の立下り時間とカットオフ周波数との関係

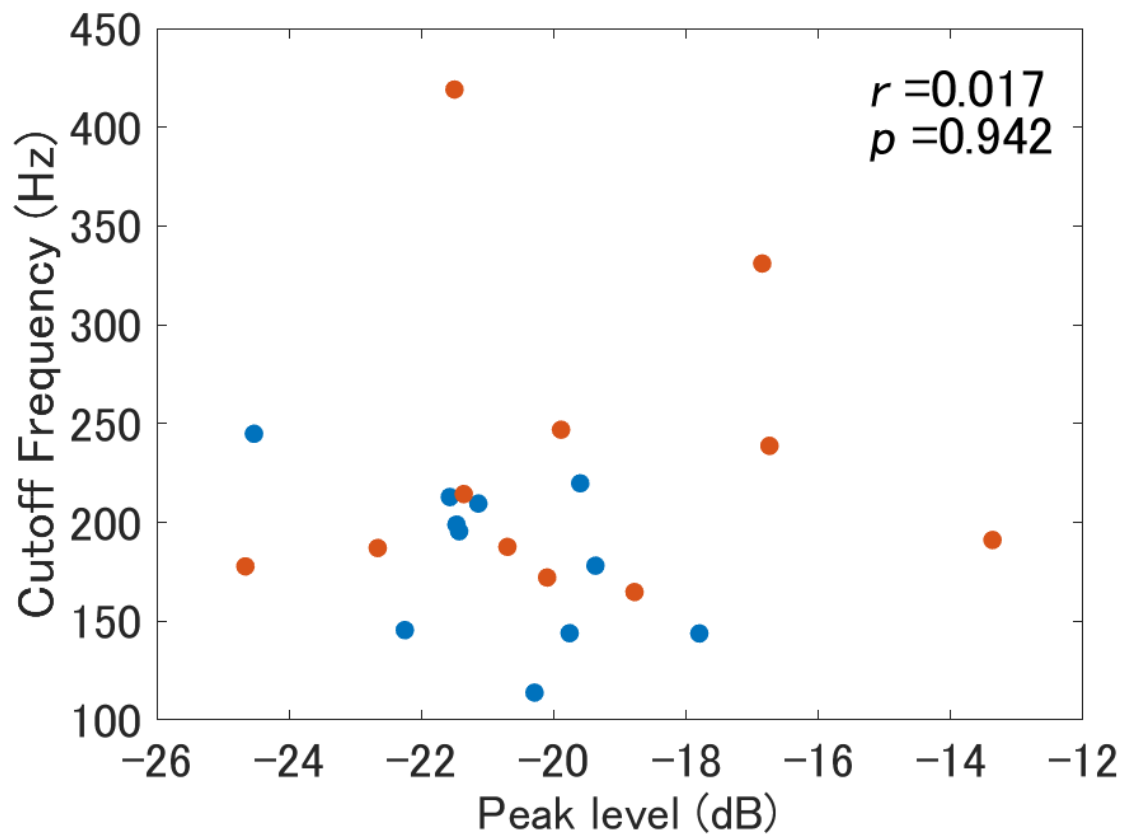


図 5.31: OAE の第 1 ピークレベルとカットオフ周波数との関係

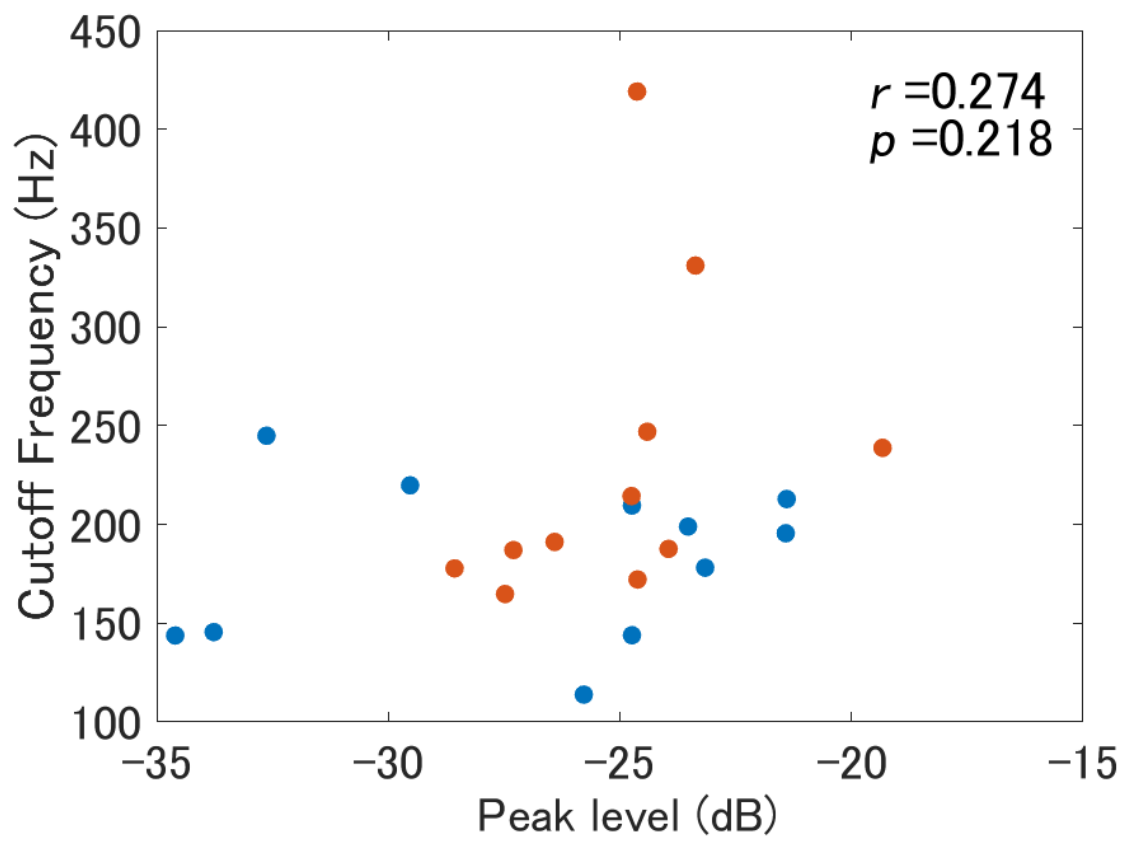


図 5.32: OAE の第 2 ピークレベルとカットオフ周波数との関係

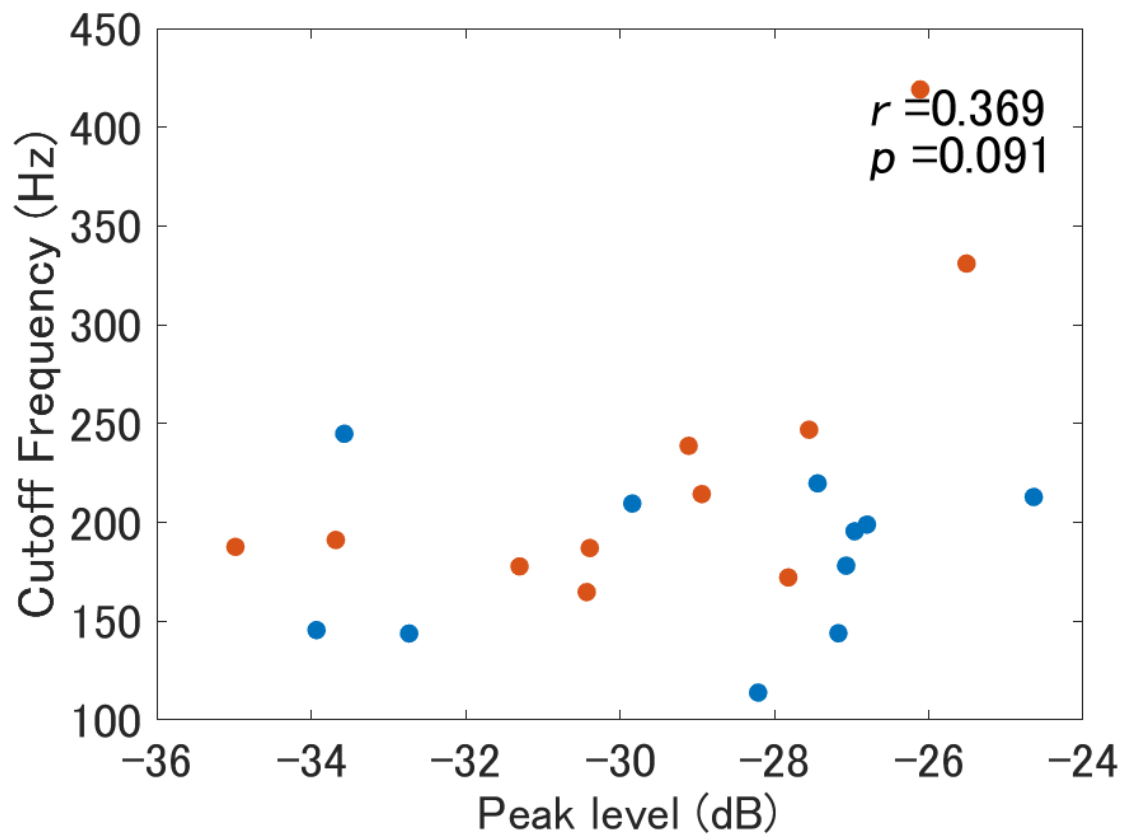


図 5.33: OAE の第 3 ピークレベルとカットオフ周波数との関係

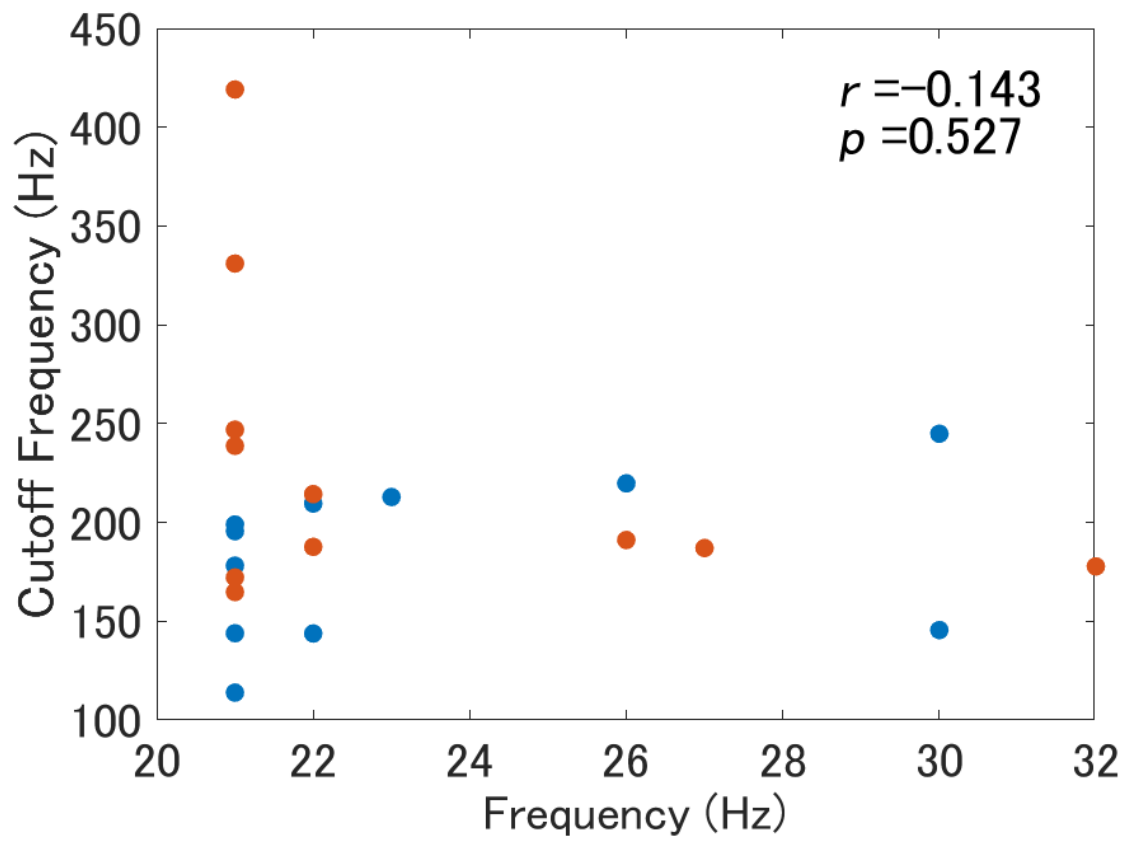


図 5.34: OAE の第 1 周波数とカットオフ周波数との関係

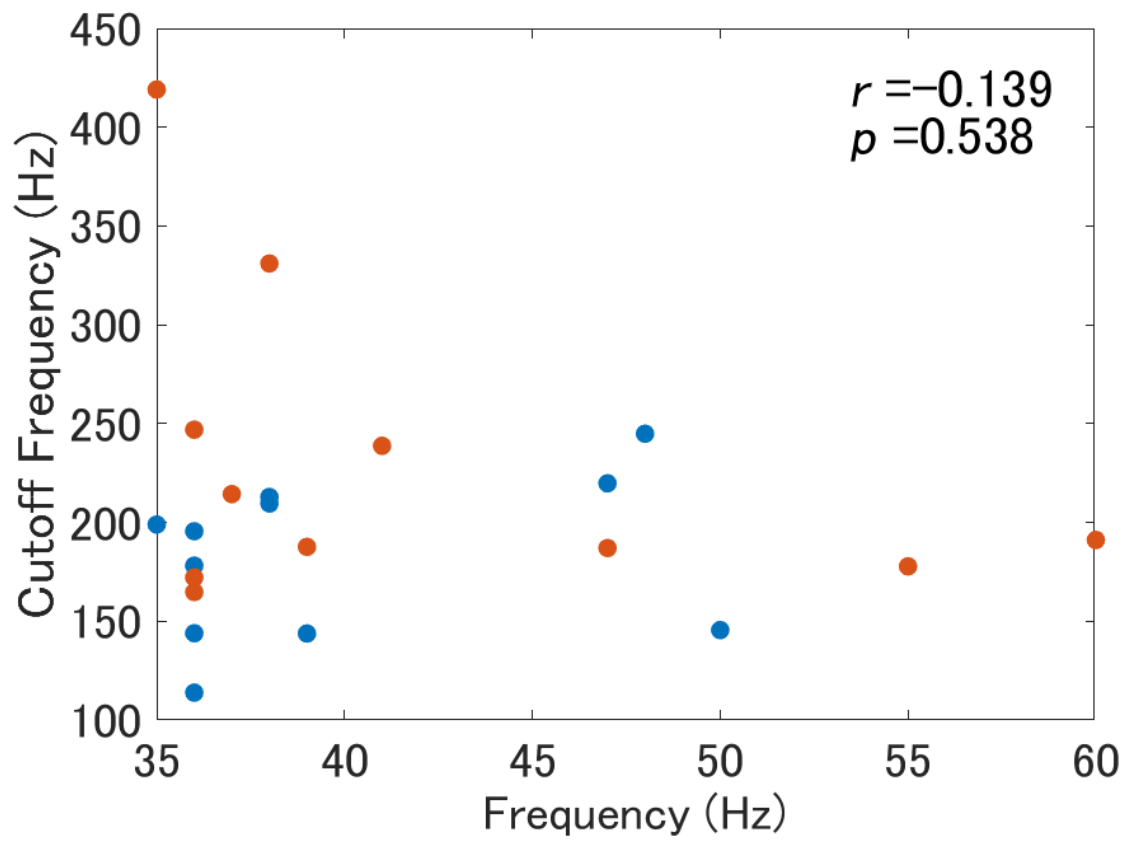


図 5.35: OAE の第 2 周波数とカットオフ周波数との関係

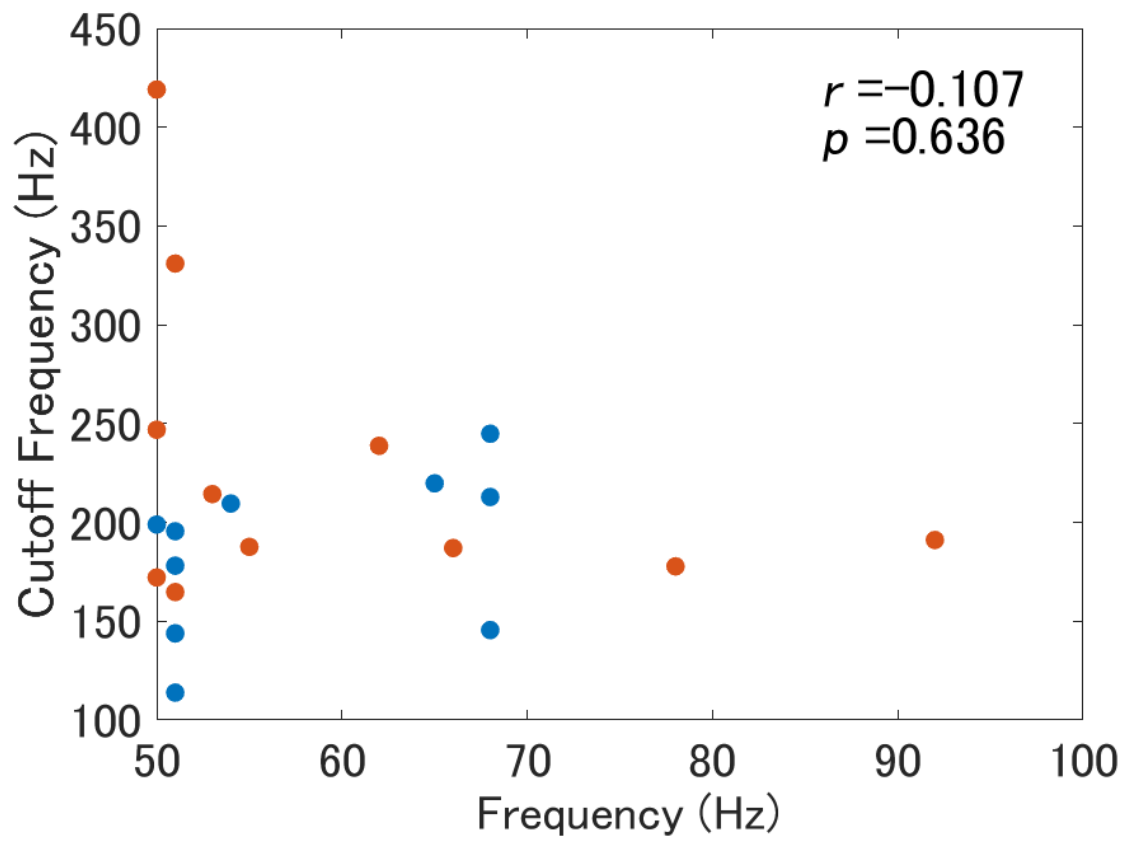


図 5.36: OAE の第 3 周波数とカットオフ周波数との関係

5.4 周波数変調弁別閾値と耳音響放射の関係

図 5.37～図 5.48 に TMTF の測定で得られた変調度の感度 P_S と OAE の特徴量との関係を示す。図中の r は相関係数を示す。図中の p は p 値を示す。縦軸が周波数弁別課題によって得られた最大周波数偏移 Δf ，横軸が OAE の特徴量を表す。最大周波数偏移 Δf と OAE の特徴量の間には有意な相関はなかった。

5.5 議論

TMTF の測定で得られた P_S と OAE の特徴量 L_P との間に有意な相関があった。また、そのほかの時間分解能の指標と OAE には有意な相関がなかった。よって、時間分解能の指標である TMTF の変調度の感度 P_S と OAE の特徴量 L_P との間には関係があると考えられる。そのほかの時間分解能の指標と OAE の特徴との間の関係は弱いと考えられる。

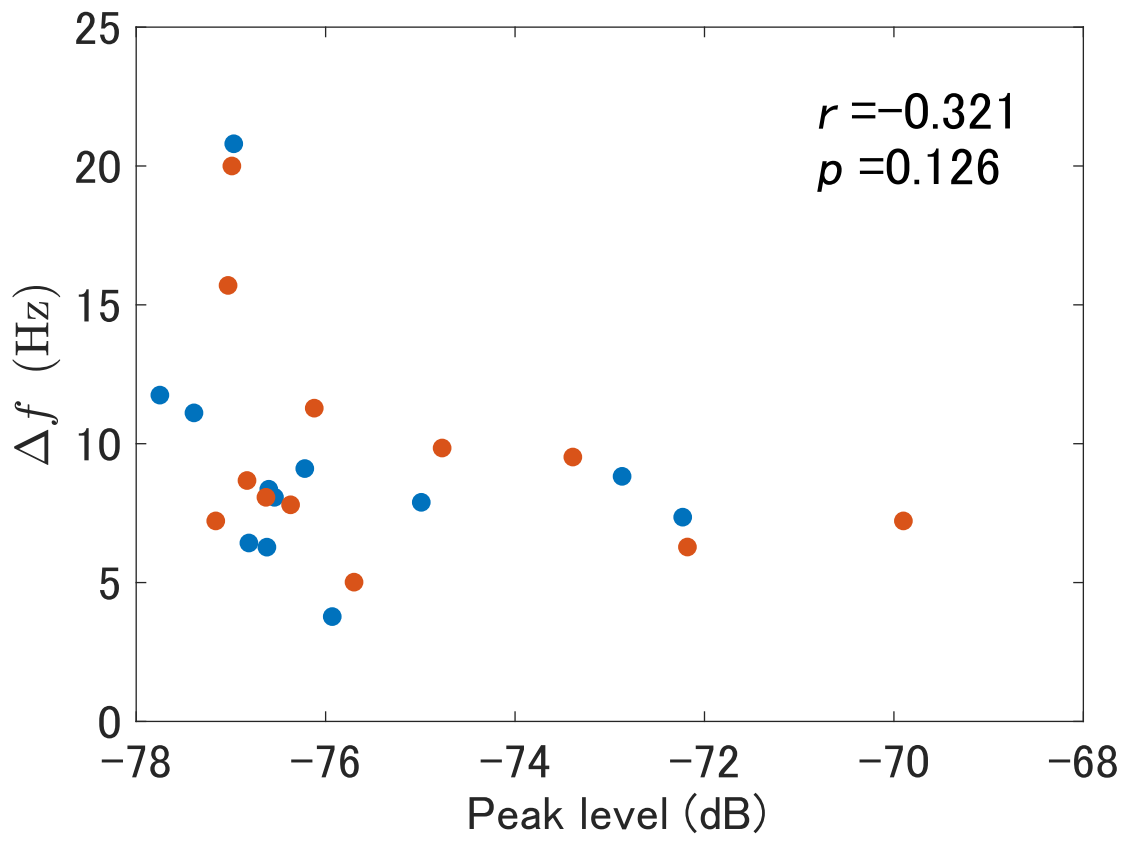


図 5.37: OAE のピークレベルと変調の深さとの関係

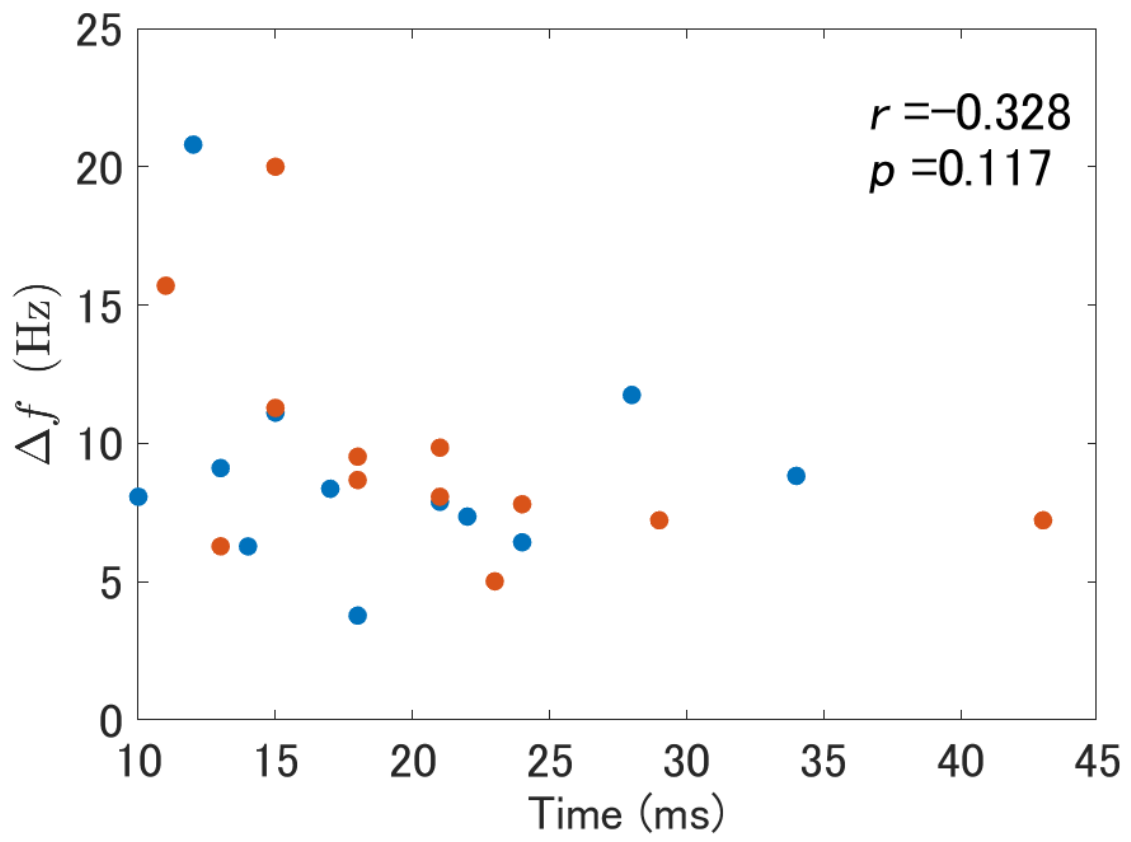


図 5.38: OAE のピーク時間と変調の深さとの関係

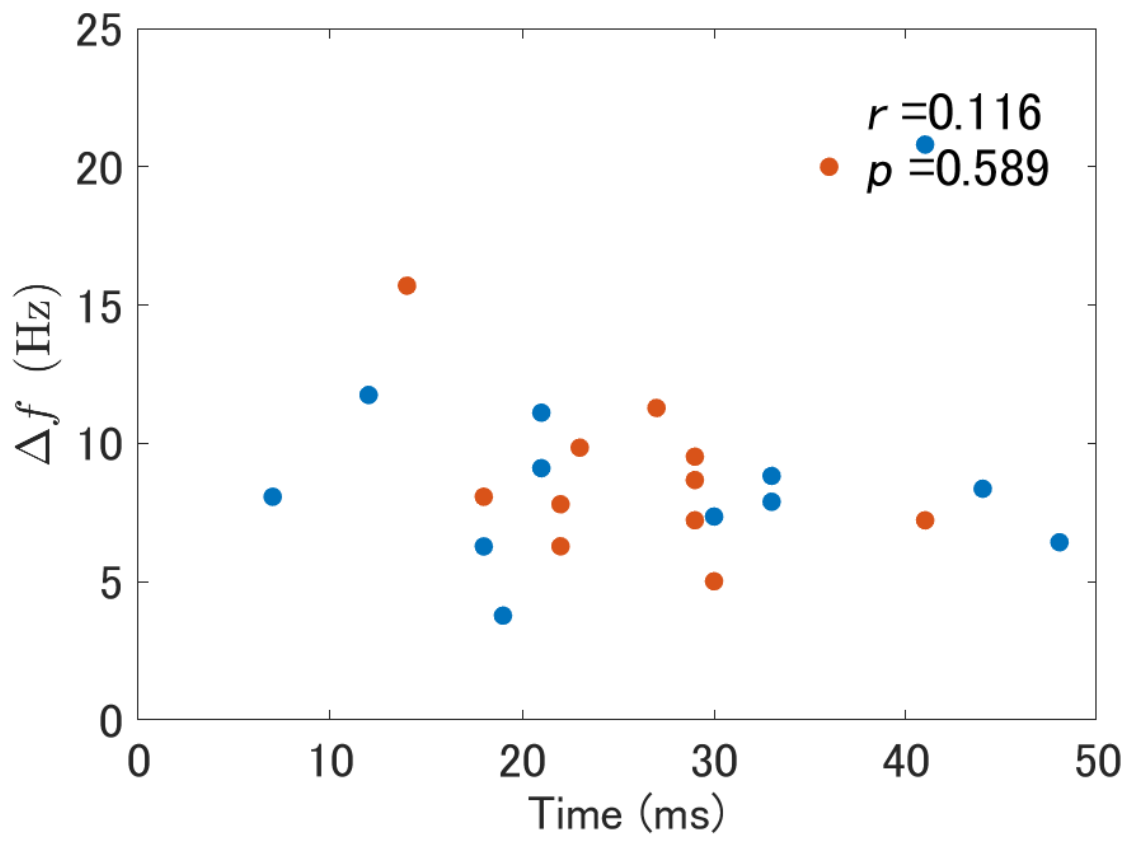


図 5.39: OAE のピークの持続時間と変調の深さとの関係

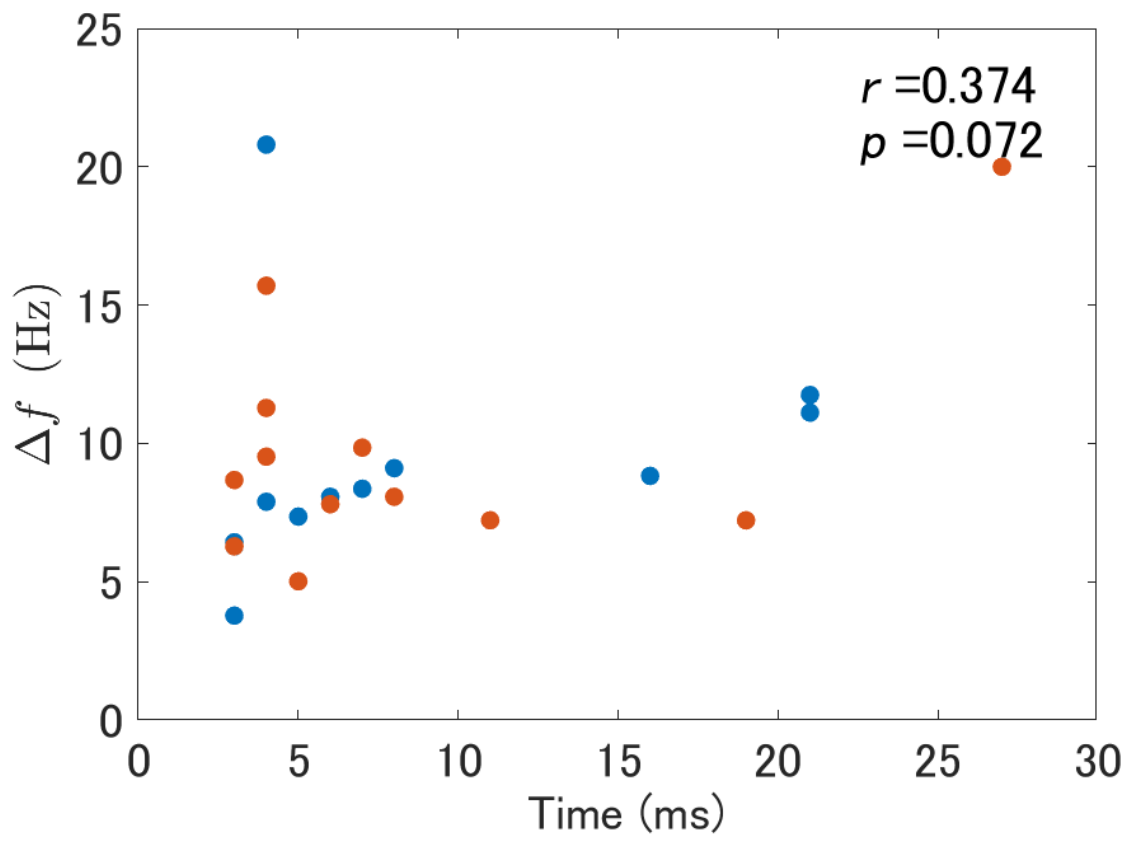


図 5.40: OAE の開始時間と変調の深さとの関係

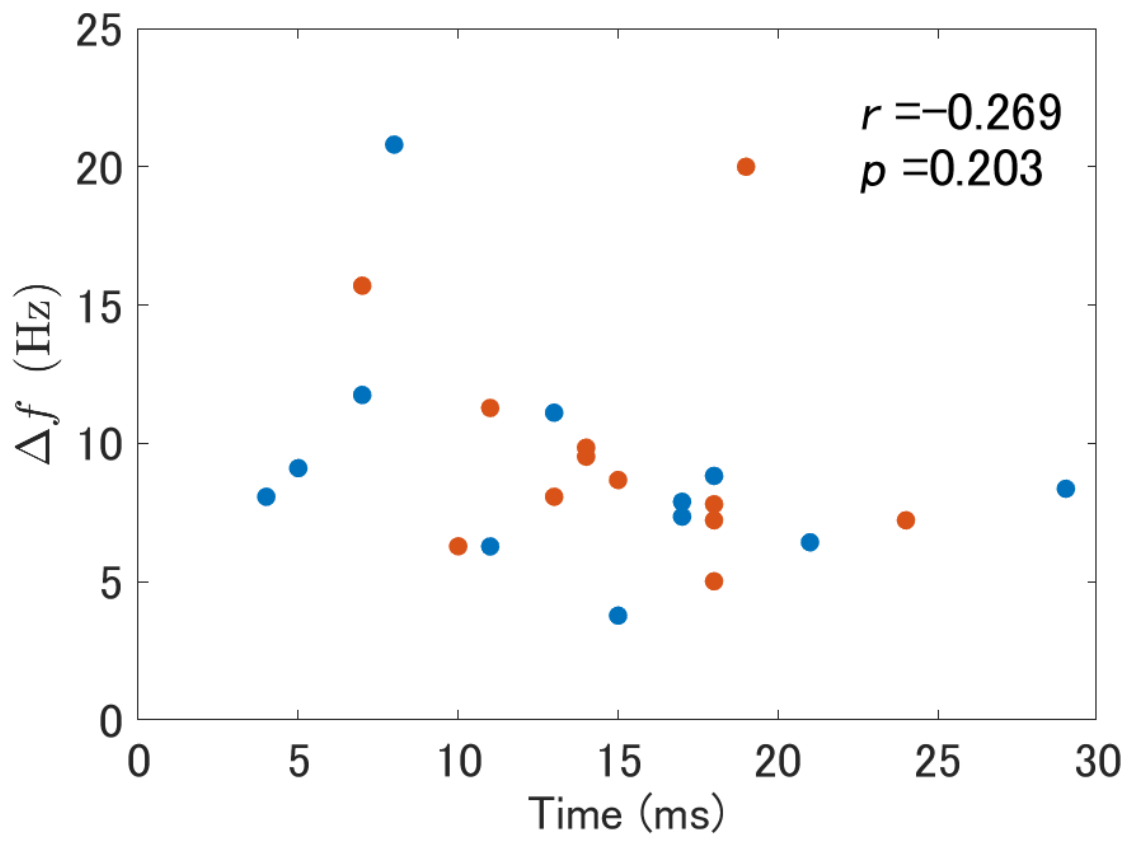


図 5.41: OAE の立上り時間と変調の深さとの関係

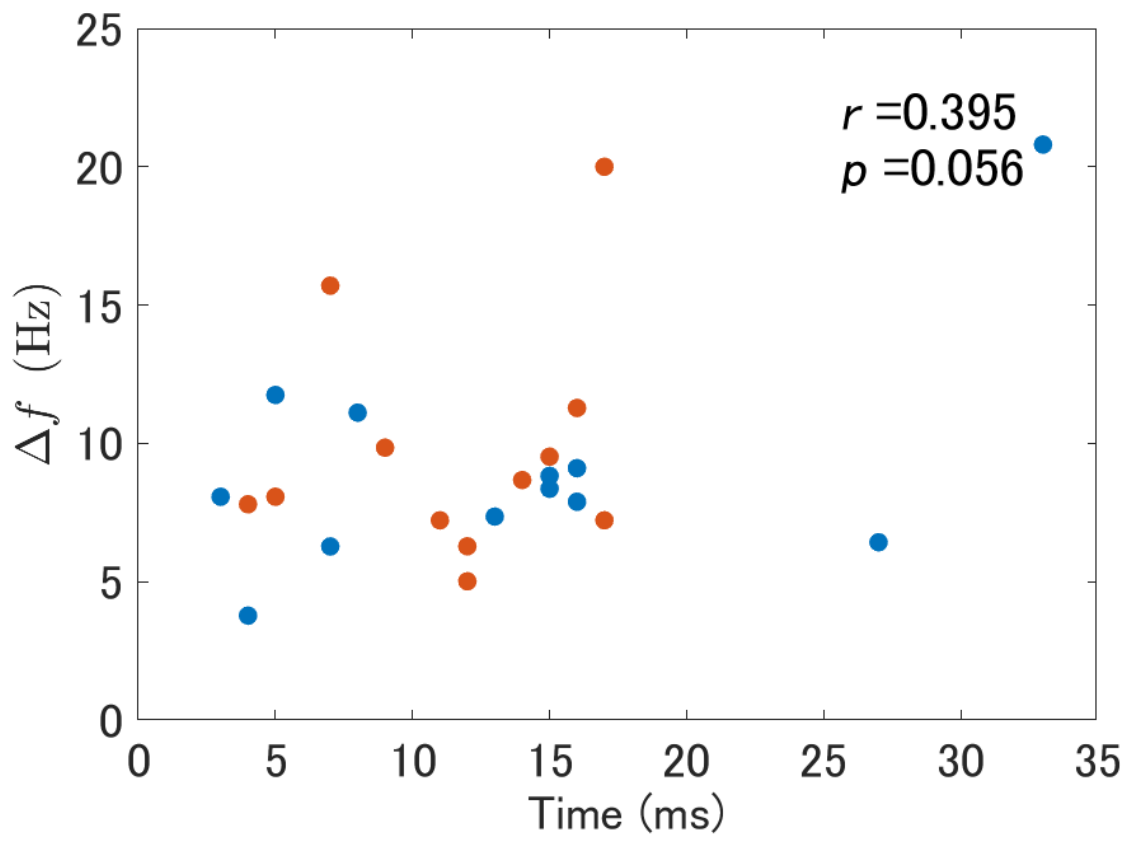


図 5.42: OAE の立下り時間と変調の深さとの関係

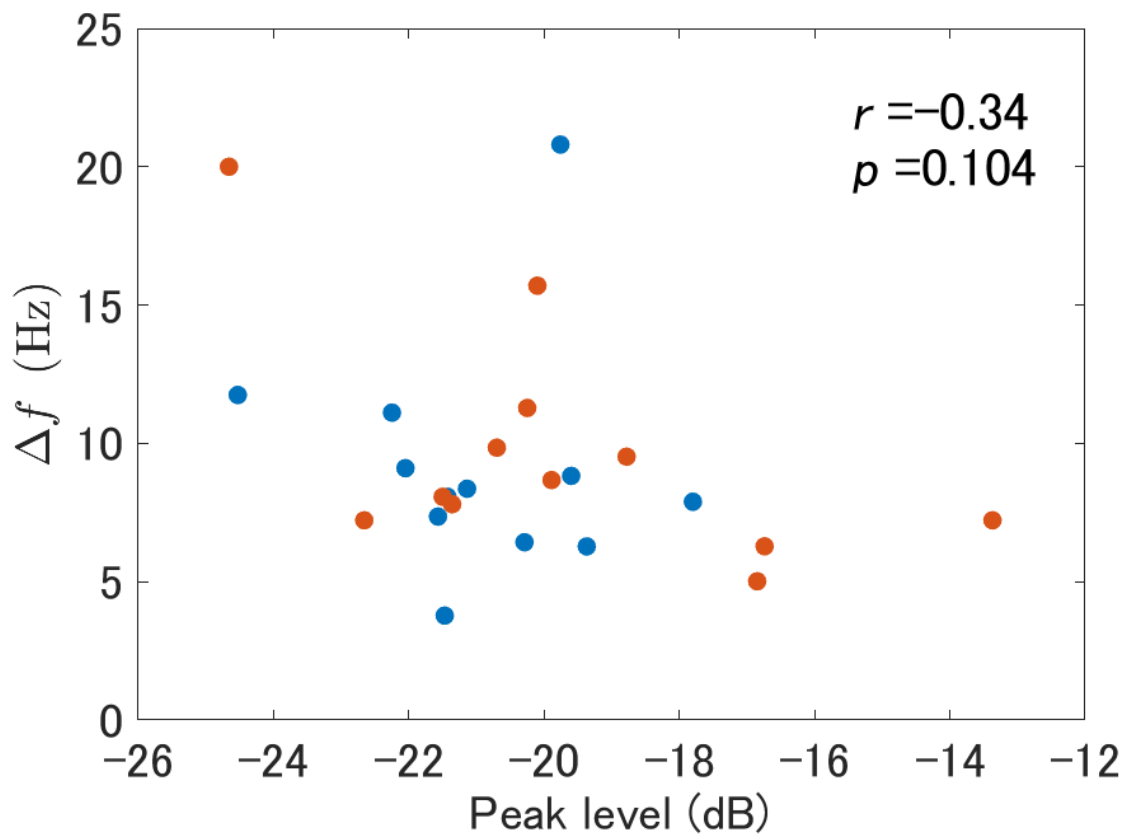


図 5.43: OAE の第 1 ピークレベルと変調の深さとの関係

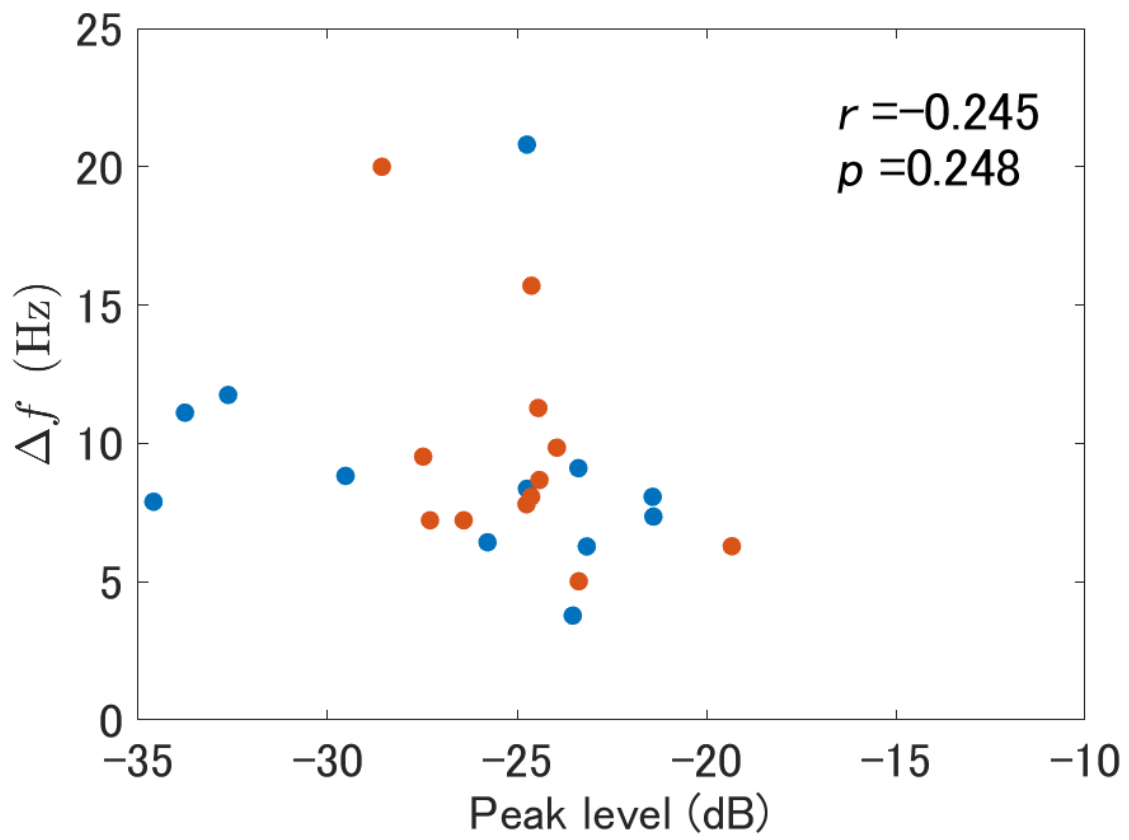


図 5.44: OAE の第 2 ピークレベルと変調の深さとの関係

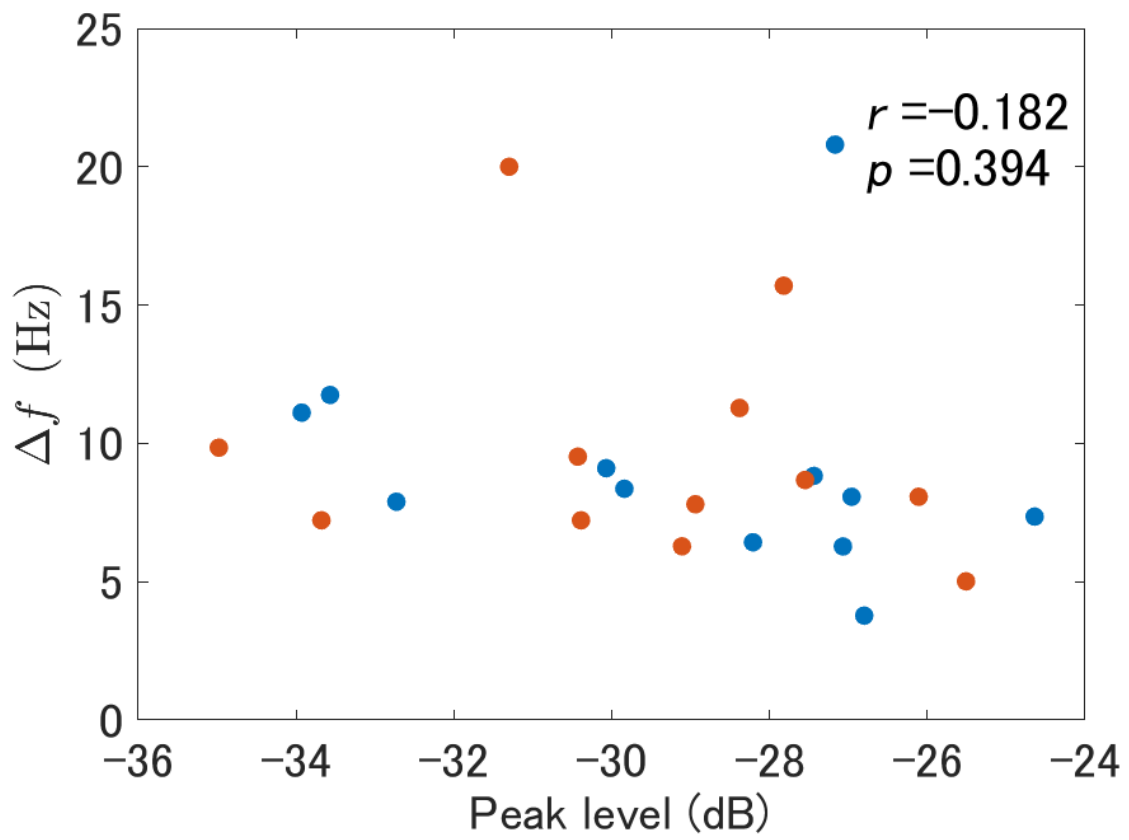


図 5.45: OAE の第 3 ピークレベルと変調の深さとの関係

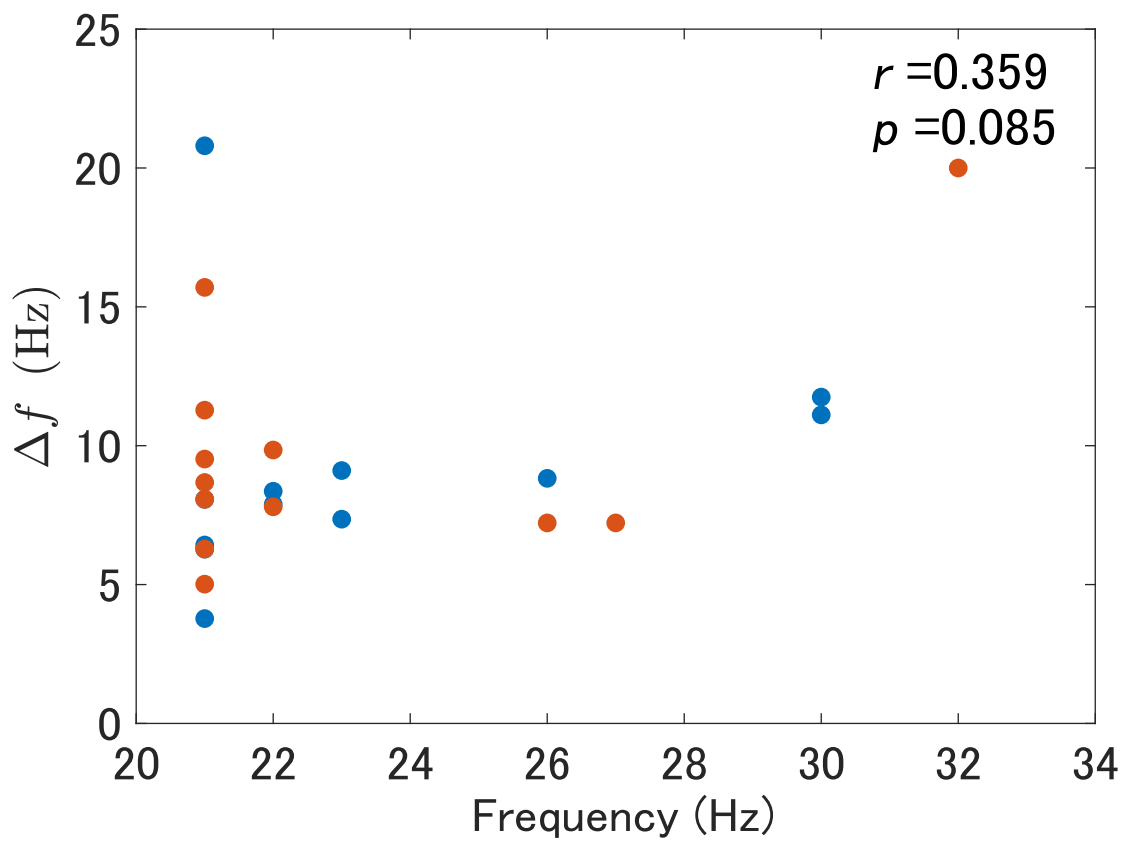


図 5.46: OAE の第 1 周波数と変調の深さとの関係

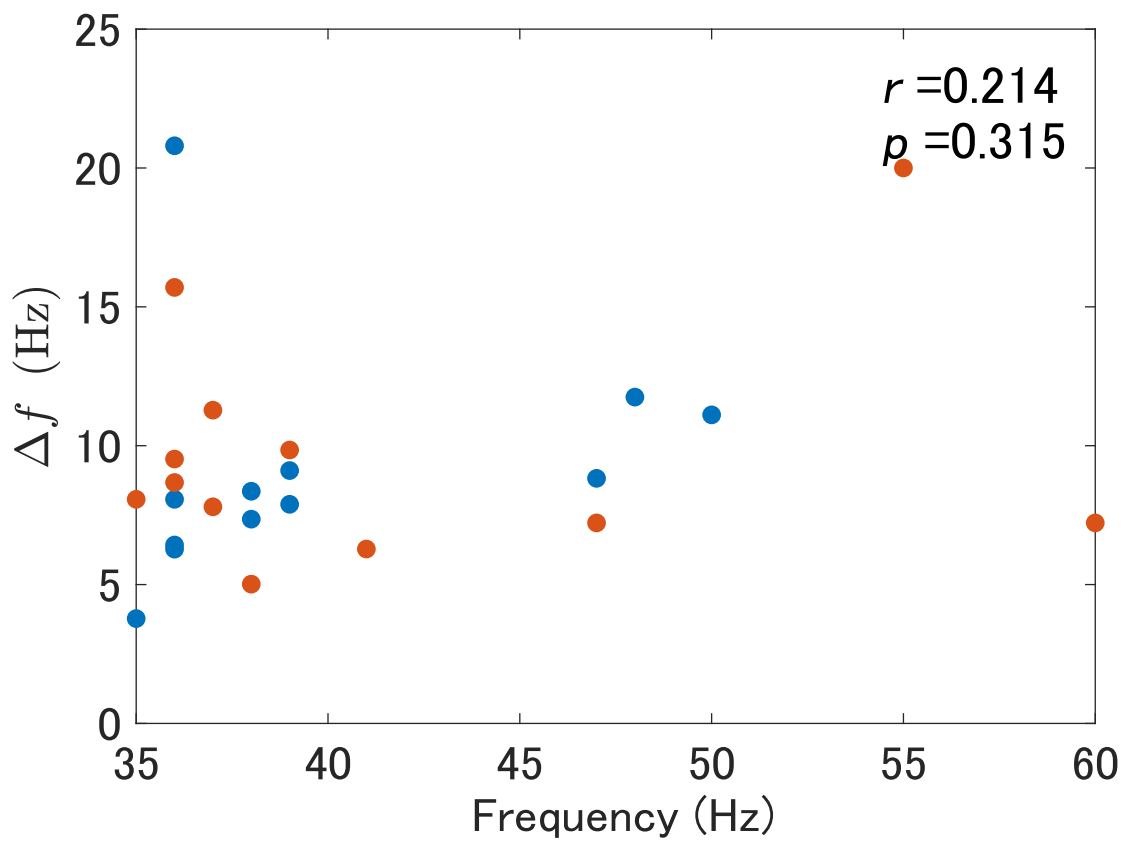


図 5.47: OAE の第 2 周波数と変調の深さとの関係

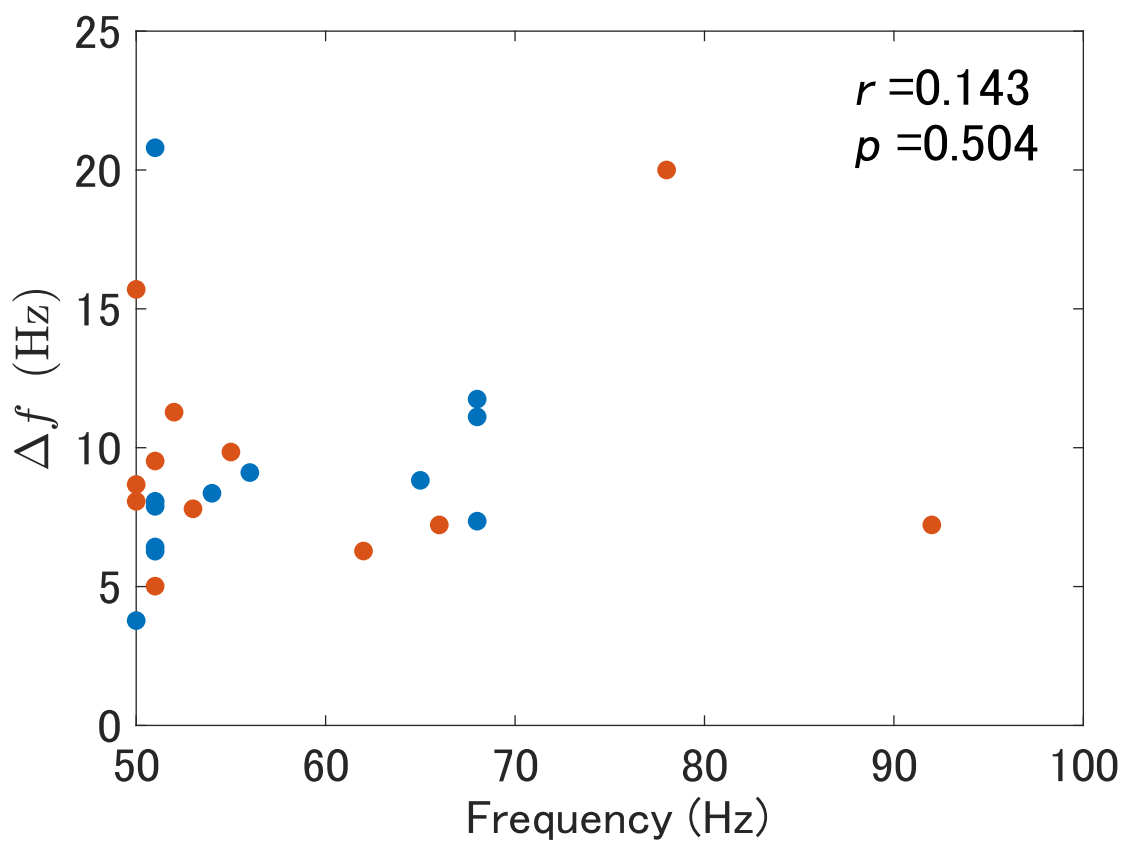


図 5.48: OAE の第 3 周波数と変調の深さとの関係

第6章 全体考察

ギャップ検出閾値と OAE の特徴に有意な相関はなかった。今回測定したギャップ検出閾値が、健聴者の典型的な値である 2 ~ 3 ms に集中した。先行研究では、老人性難聴のギャップ検出閾値の平均は 11.3 ms、標準偏差は 3.56 であった [33]。このことから、測定したギャップ検出閾値のばらつきが小さかったため相関がなかったと考えられる。

TMTF の測定で得られた P_S と OAE の特徴 L_P との間に有意な相関があった。このことから、 L_P が大きいほど、小さな振幅の変化を捉えられることが分かった。OAE は、蝸牛内の外有毛細胞の伸縮の働きに関係しているといわれており [12]、OAE の振幅が大きいほど刺激音に対して外有毛細胞が能動的に働いていることを示していると考えられる。外有毛細胞には基底板の振動を増幅させる働きがあり、微弱な信号ほどよく働く。そのため、OAE の振幅が大きいほど、刺激音の小さな振幅の変化を捉えることができたと考えられる。

周波数変調弁別閾値と OAE の特徴に有意な相関はなかった。これは、周波数変調弁別の能力が聴覚末梢系の処理よりも中枢系の処理に大きく影響を受ける可能性があるためだと考えられる。また、TFS の時間変化を捉える能力は、聴神経発火の位相固定現象の影響を受ける。聴神経の発火確率は内有毛細胞に係るため [21]、有意な相関がなかったと考えられる。

本稿では、TMTF の測定で得られた P_S と OAE の特徴量 L_P との間に有意な相関があった。また、その他の OAE の特徴量と測定した時間分解能の指標との間には有意な相関がなかった。このことから、OAE の特徴から時間分解能の指標である TMTF の P_S を概ね推定可能であるが、ギャップ検出閾値と周波数変調弁別閾値の推定は難しいと考えられる。

第7章 結論

7.1 本研究で明らかにしたこと

本稿では、耳音響放射の特性から聴覚系の時間分解能を推定できるかどうかを検討した。そのため、時間分解能の指標として、ギャップ検出閾値、時間変調伝達関数 (TMTF) と周波数変調弁別閾値を測定し、これらの指標と耳音響放射の特性の関係を調査した。その結果、TMTF の測定で得られた変調度の感度 P_S と耳音響放射の特徴量 L_P との間に有意な相関があることがわかった。一方、ギャップ検出閾値、TMTF のカットオフ周波数 f_c と耳音響放射の特徴量、ならびに周波数変調弁別閾値と耳音響放射の特徴量との間には有意な相関はなかった。したがって、耳音響放射の特徴から時間分解能の指標である TMTF の P_S を概ね推定可能であるが、ギャップ検出閾値と周波数変調弁別閾値の推定は難しいと考えられる。

7.2 今後の展望

今後、時間分解能を客観的に評価する方法を確立するために以下の課題が考えられる。

- 時間分解能が低下した難聴者を対象として同様に時間分解能の指標と耳音響放射の関係を調査すること。
- 高齢者や幼児を含む、幅広い年齢層を対象として時間分解能の指標と耳音響放射の関係を調査すること。
- 耳音響放射の再現性がある群とない群で時間分解能の指標に有意な差があるかどうかを調査すること。
- 歪成分耳音響放射の測定を行い時間分解能との関係を調査すること。

3つ目の課題について、耳音響放射の再現性がある群とない群で時間分解能の指標に有意な差があった場合、耳音響放射の再現性がないと判断された被験者は、時間分解能に問題があると推定することができるようになるかもしれない。

以上の課題から、耳音響放射を時間分解能の客観的な指標として用いることが有効であるかどうか、さらに議論が必要である。

付録

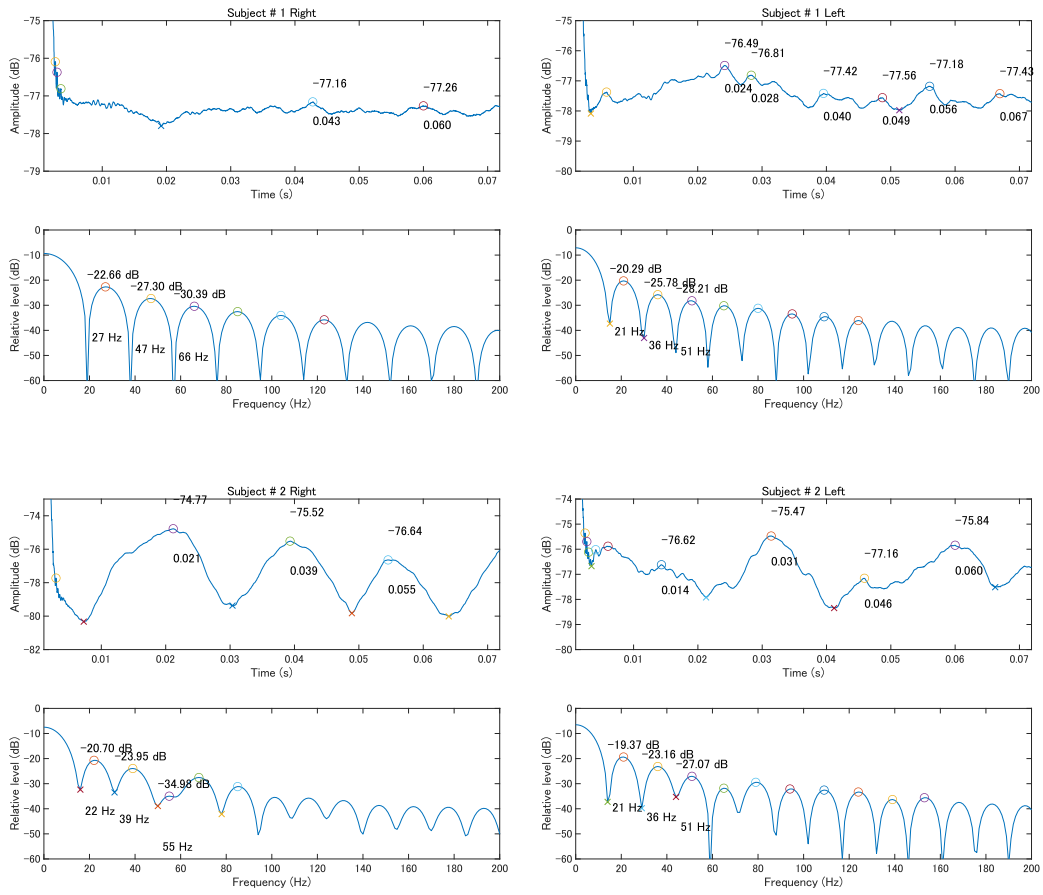


図 7.1: Subject#1 および Subject#2 の耳音響放射の振幅包絡線とそのスペクトル

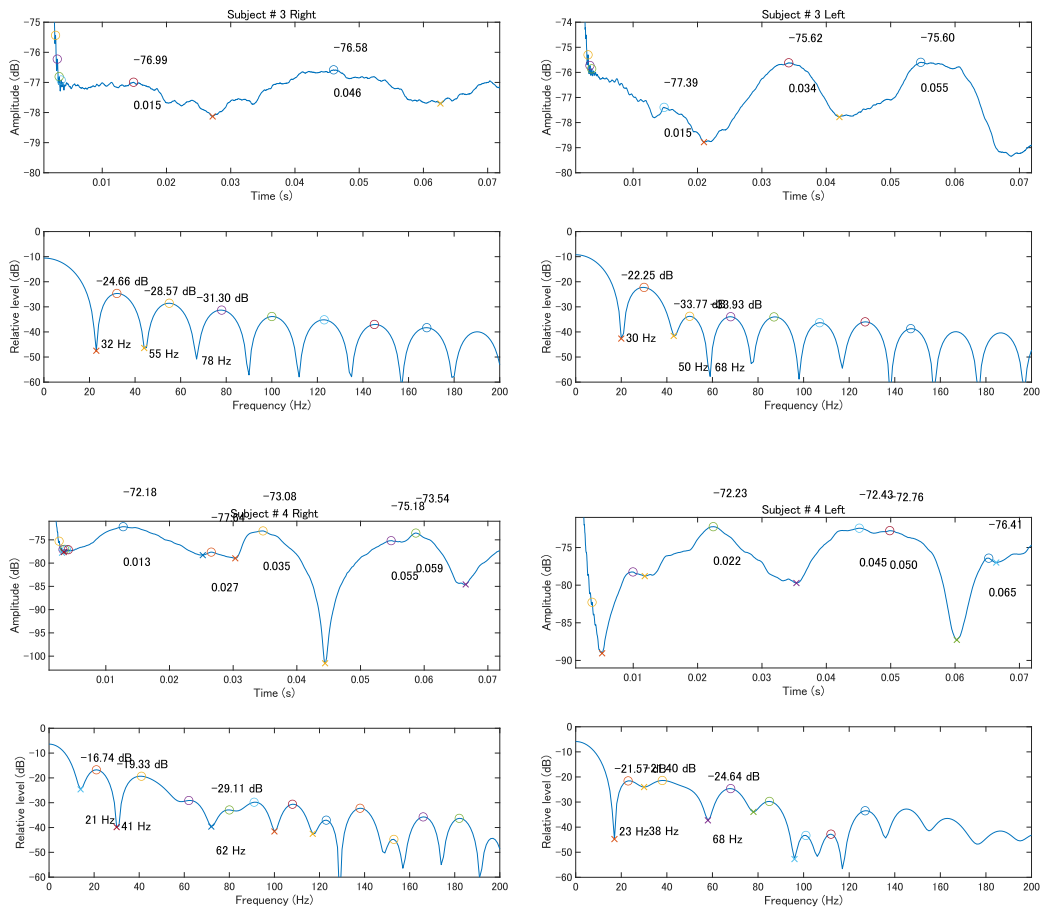


図 7.2: Subject#3 および Subject#4 の耳音響放射の振幅包絡線とそのスペクトル

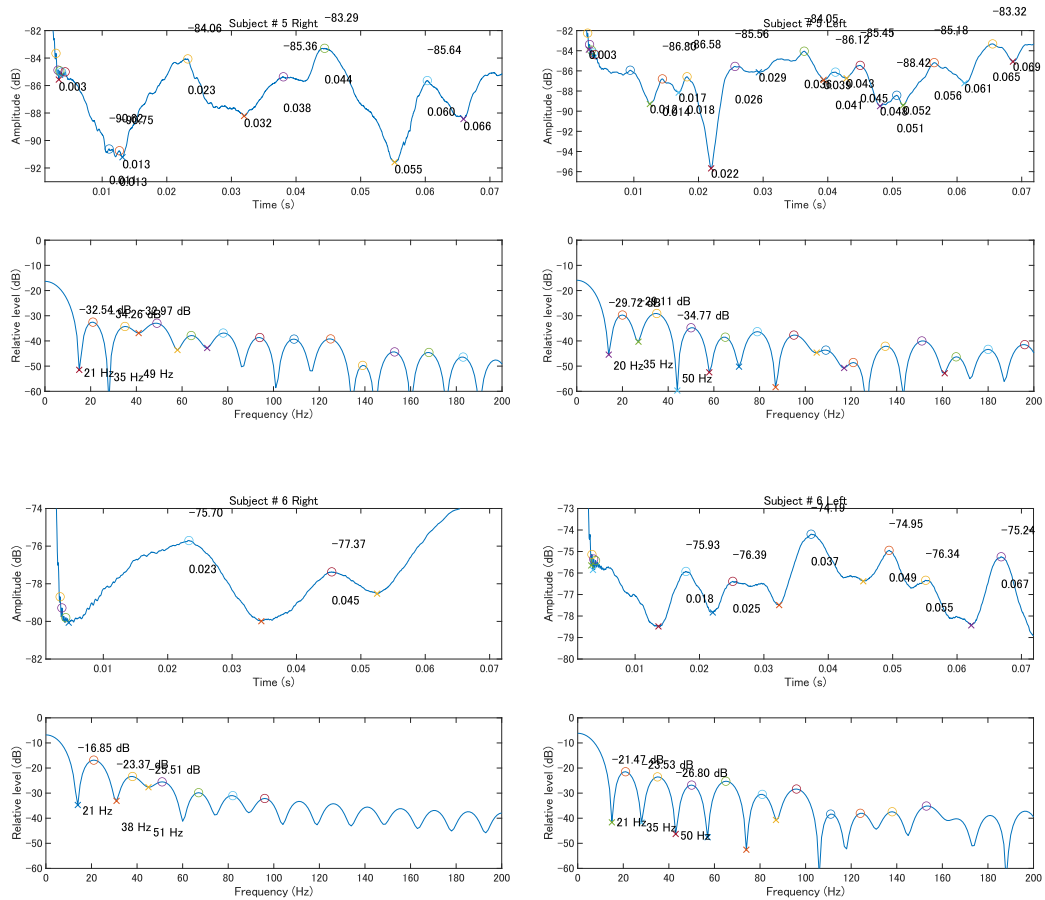


図 7.3: Subject#5 および Subject#6 の耳音響放射の振幅包絡線とそのスペクトル

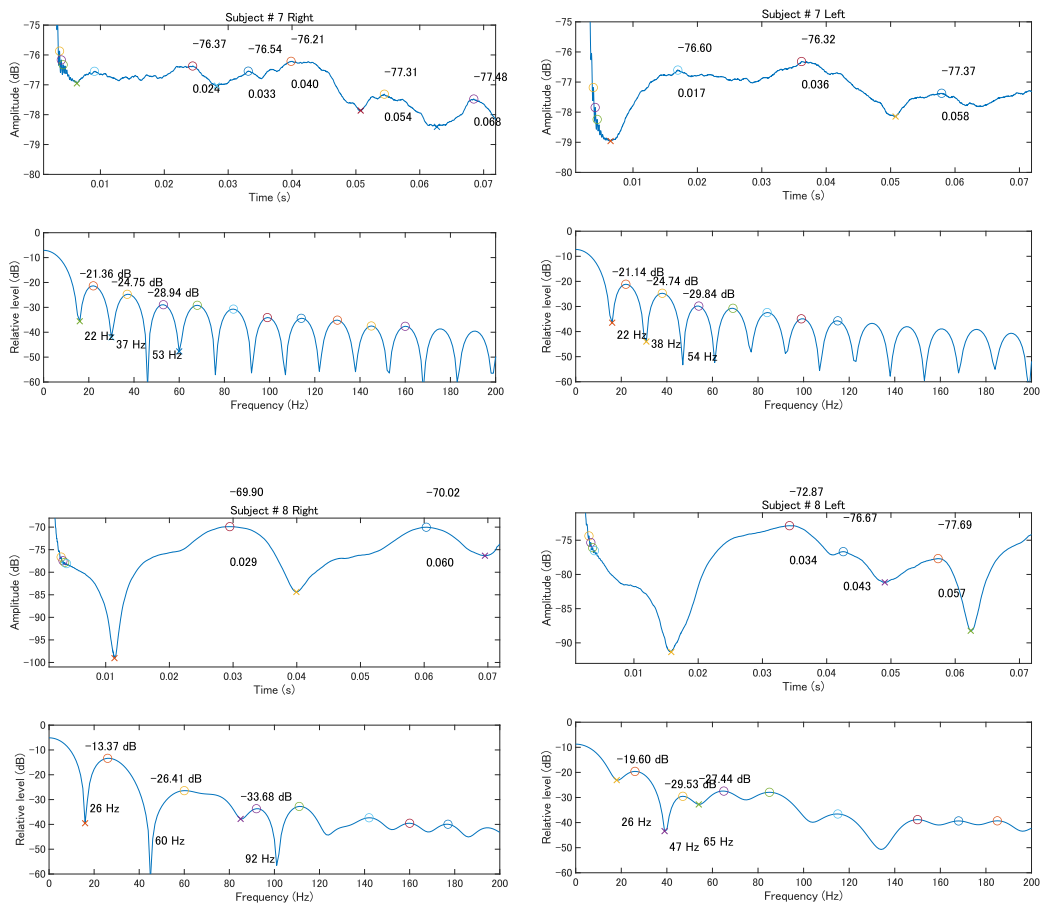


図 7.4: Subject#7 および Subject#8 の耳音響放射の振幅包絡線とそのスペクトル

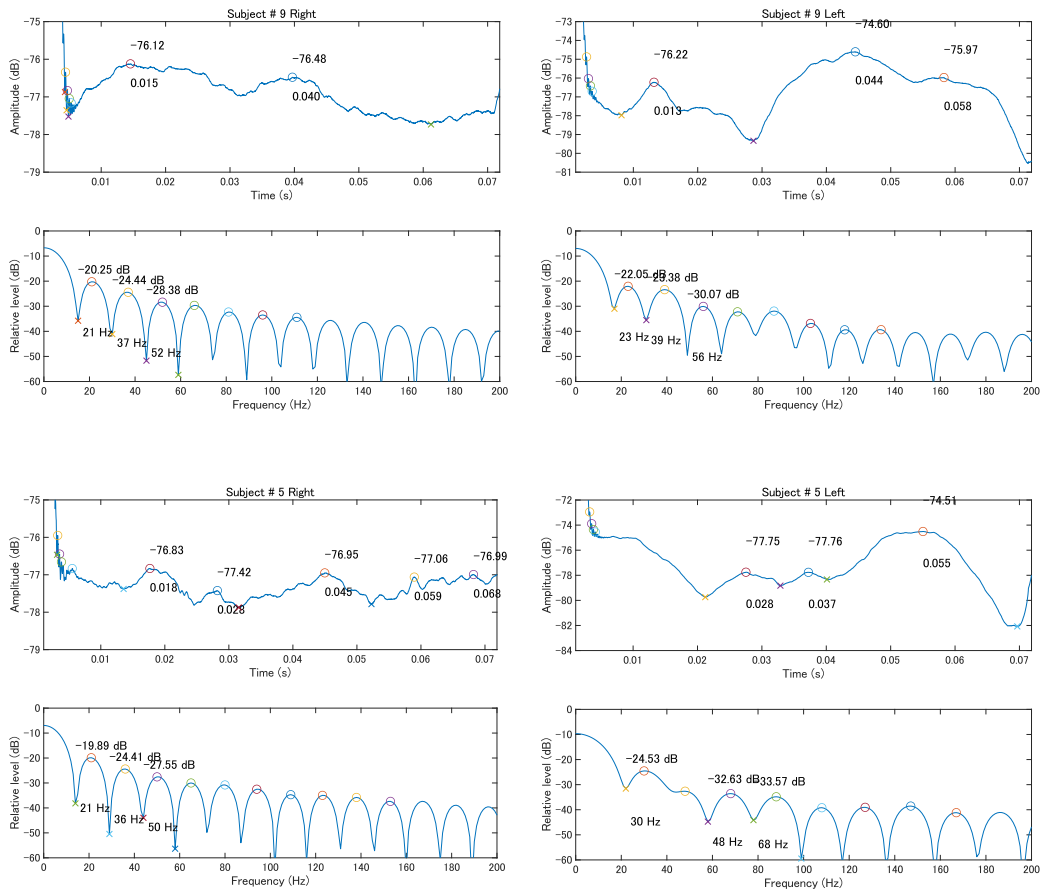


図 7.5: Subject#9 および Subject#10 の耳音響放射の振幅包絡線とそのスペクトル

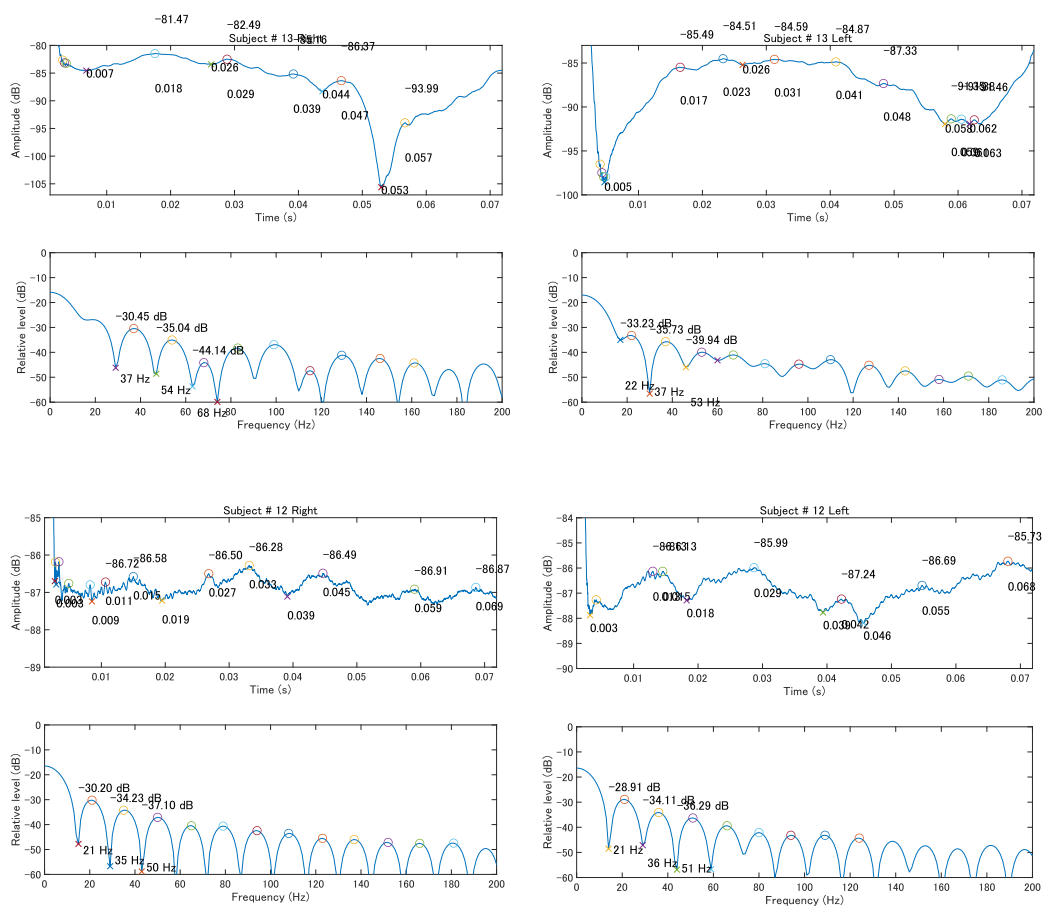


図 7.6: Subject#11 および Subject#12 の耳音響放射の振幅包絡線とそのスペクトル

謝辞

本研究を進めるにあたり，ご指導とご助言いただいた主指導教員の鵜木祐史教授に心から感謝いたします。また，研究について一からご指導いただき，支えてくださった木谷俊介講師に心から感謝いたします。

研究室会議や研究活動において様々な面からご助言していただいた上江洲先生，太田さん，磯山さん，郭さんをはじめ，研究室のメンバーに心から感謝いたします。

最後に，長期間の実験に快く参加していただいた実験参加者のみなさまに深く感謝いたします。

参考文献

- [1] 古川茂人, “聴覚の時間情報処理,” *Audiology Japan.*, 59(6), 615–622, 2016.
- [2] 門脇誠一, 岡本秀彦, “聴覚時間分解能の誘発脳波検査,” *臨床神経生理学.*, 50(4), 143–147, 2022.
- [3] 児嶋久剛, 庄司和彦, “言語認知と時間情報,” *耳鼻咽喉科臨床*, 89(11), 1297–1305, 1996.
- [4] 門脇誠一, 岡本秀彦, “誘発脳波を用いた聴覚時間分解能の評価,” *Audiology Japan.*, 65(5), 454, 2022.
- [5] 大塚翔, “聴知覚における音の時間包絡情報と時間微細構造情報の役割,” *日本音響学会誌*, 75(2), 81–89, 2019.
- [6] 大塚翔, “聴覚末梢の個人差,” *日本音響学会誌*, 73(10), 645–649, 2017.
- [7] Plack, C. J., Barker, D., Prendergast, G., “Perceptual consequences of “hidden” hearing loss,” *Trends in hearing*, 18, 2014.
- [8] 加我君孝（編）, 新生児・幼少児の難聴, 診断と治療社, 2014.
- [9] 白石君男, “子どもの聴覚発達と音環境（小特集 子どものための音環境）,” *日本音響学会誌*, 72(3), 137–143, 2016.
- [10] 内田育恵, 杉浦彩子, “補聴器の進歩と聴覚医学「加齢と補聴器—社会交流における補聴器の役割—」,” *Audiology Japan*, 60(6), 477–483, 1996.
- [11] Werner, L. A., Folsom, R. C., Mancl, L. R., Syapin, C. L., “Human auditory brainstem response to temporal gaps in noise,” 2001.
- [12] 加藤君孝（編）, 新生児・幼少時の耳音響放射と ABR, 診断と治療社, 2012.
- [13] Kemp, T. D., “Stimulated acoustic emissions from within the human auditory system,” *J. Acoust. Soc. Am.*, 64(5), 1386–1391, 1978.
- [14] 大塚翔, 山岸慎平, 広田光一, 古川茂人, 柏野牧夫, “周波数変調弁別と聴覚末梢処理特性との関係: 耳音響放射を用いた検討,” *研究報告音楽情報科学 (MUS)*, 55, 1–4, 2013.

- [15] Marshall, L., Lapsley Miller, J. A., Guinan, J. J., Shera, C. A., Reed, C. M., Perez, Z. D., Delhorne, L. A., Boege, P., “Otoacoustic-emission-based medial-olivocochlear reflex assays for humans,” *J. Acoust. Soc. Am.*, 136(5), 2697–2713, 2014.
- [16] Christopher J. Plack, *The Sense of Hearing*, Routledge, 2018.
- [17] Kemp, T. D., “Otoacoustic emissions, their origin in cochlear function, and use,” *British medical bulletin*, 63(1), 223–241, 2002.
- [18] Penner, M., J., “Detection of temporal gaps in noise as a measure of the decay of auditory sensation,” *J. Acoust. Soc. Am.*, 61(2), 552–557, 1977.
- [19] 大串健吾, 音響心理学, 誠信書房, 2019.
- [20] Viemeister, Neal F., “Temporal modulation transfer functions based upon modulation thresholds,” *J. Acoust. Soc. Am.*, 66(5), 1364–1380, 1979.
- [21] Shen, Yi, Virginia M. Richards., “Temporal modulation transfer function for efficient assessment of auditory temporal resolution,” *J. Acoust. Soc. Am.*, 133(2), 1031–1042, 2013.
- [22] Moore, B. C., Skrodzka, E., “Detection of frequency modulation by hearing-impaired listeners: Effects of carrier frequency, modulation rate, and added amplitude modulation,” *J. Acoust. Soc. Am.*, 111(1), 327–335, 2002.
- [23] Kohlrausch, A, Fassel, R, Torsten Dau, T., “The influence of carrier level and frequency on modulation and beat-detection thresholds for sinusoidal carriers,” *J. Acoust. Soc. Am.*, 108(2), 723–724, 2000.
- [24] Lorenzi, C., Moore, B. C., “Role of temporal envelope and fine structure cues in speech perception: A review,” *Proceedings of the International Symposium on Auditory and Audiological Research*, 1, 263–272, 2007.
- [25] 大塚翔, “詳細時間構造処理能力への聴覚末梢の構造的要因の影響,” *Diss.* 東京大学, 2014.
- [26] 田中康夫 (編) , 耳音響放射活用ガイド, 金原出版, 2004.
- [27] 日本音響学会 (編) , 音響学入門, コロナ社, 2011.
- [28] 青木直史, ゼロからはじめる音響学, 講談社, 2016.
- [29] 泰地秀信, 神崎仁 “耳音響放射に関する最近の研究動向 (小特集 耳鼻科と音響) ,” *日本音響学会誌*, 44(2), 135–139, 1988.

- [30] 田中康夫, 誘発耳音響放射の臨床, 金原出版, 2002.
- [31] Levitt, H., “Transformed Up-Down Methods in Psychoacoustics,” *J. Acoust. Soc. Am.*, 49(2B), 467–477, 1971.
- [32] 内川恵二, 岡嶋克典 (編), 感覚・知覚実験法, 朝倉書店, 2009.
- [33] 岡本康秀, 神崎晶, 貫野彩子, 中市健志, 森本隆司, 原田耕太, 久保田江里, 小川郁, “老人性難聴における時間分解能測定,” *Audiology Japan.*, 57(6), 694–702, 2014.
- [34] 森本隆司, “臨床応用を目指した聴覚時間分解能測定法の研究,” *Diss. 和歌山大学*, 2019.
- [35] 宮家一真, 木谷俊介, 鵜木祐史, “覚醒中と睡眠中の耳音響放射の変化と選択的聴収能力との関係の検討,” *音響学会聴覚研資*, 53(3), 89–94, 2023.
- [36] 宮内良太, 木谷俊介, 鵜木祐史, “様々な刺激を呈示して測定した耳音響放射の特徴解析,” *音響学会聴覚研資*, 46(2), 89–94, 2016.
- [37] Hilger, A. W., Furness, D. N., Wilson, J. P., “The possible relationship between transient evoked otoacoustic emissions and organ of Corti irregularities in the guinea pig,” *Hearing research*, 84(1–2), 1–11, 1995.

研究業績

1. 新谷小梅, 木谷俊介, 鵜木祐史, “ギャップ検出閾値と耳音響放射の特性との関係についての検討,” 日本音響学会聴覚研究会資料, Vol. 53, No. 7, pp. 313–318, 2023.
2. 新谷小梅, 木谷俊介, 鵜木祐史, “振幅変調弁別と周波数変調弁別で評価された時間分解能と耳音響放射の特性との関係,” 日本音響学会聴覚研究会資料, 2024.
3. 新谷小梅, 木谷俊介, 鵜木祐史, “聴覚系の時間分解能と耳音響放射の特性との関係について,” 日本音響学会春季研究発表会講演資料, 3-3-3, 2024.