

研究成果の刊行に関する一覧表

書籍

著者氏名	論文タイトル名	書籍全体の編集者名	書籍名	出版社名	出版地	出版年	ページ
なし							

雑誌

発表者氏名	論文タイトル名	発表誌名	巻号	ページ	出版年
Kiminobu Nishimura, Yasue Mitsukura, Yohei Tomita, and Akira Hara	Construction of sound-quality-evaluating system using EEG analysis and GMDH-type neural network	Journal of Signal Processing	Vol. 17, No. 4	p. 151-154	Jul. 2013
小川 郁	聴覚異常感の病態とその中枢性制御	第114回日本耳鼻咽喉科学会総会宿題報告			2013
Kei Takayama and Yasue Mitsukura	Tone Separation by Using EEG			p. 568-571	
高山 慧、満倉 靖恵、神崎 晶	脳波を用いた耳鳴音の高さ推定システム			p. 89-92	
神崎 晶	簡易脳波計を用いた耳鳴解析	Audiology Japan			
稲垣 洋三、大石 直樹、神崎 晶、若林 聡子、藤岡 正人、渡部 高久、渡邊 麗子、和佐野 浩一郎、山田 浩之、小島 敬史、新田 清一、小川 郁	一側性音響刺激を用いたTRT単独療法の2年以上の長期効果	日本耳鼻咽喉科学会会報	117巻2号	p. 116-121	2014年2月

神崎 晶	【耳鼻咽喉科医が見落 としてはいけない中枢 疾患】1. 中枢疾患が引 き起こす耳鼻科領域の 症状 2. 聴覚機能異常 と中枢疾患 (編集企画: 宇佐美真一)	ENTONI 全日本病院出 版会	No. 166	p. 9-13	2014年4月
神崎 晶	聴覚に関する検査の読 み方-ここがポイント-	ENTONI		p. 66-71	2014年7月

### III. 研究成果の刊行分・別刷



# Tone Separation by Using EEG

Kei Takayama and Yasue Mitsukura

Keio University

3-14-1 Hiyoshi, Kohoku, Yokohama, Kanagawa, Japan

Phone: +81-45-566-1454

Email: takayama@mitsu.sd.keio.ac.jp

## Abstract

The purpose of this study is to recognize the frequency of tinnitus sounds objectively by electroencephalogram (EEG). In order to diagnose disorder causing tinnitus, it's necessary to know what type of the frequency that a person with tinnitus hears is. However, there're no effective methods to recognize the tinnitus sounds objectively. Therefore, we aim to recognize the frequency of tinnitus tone by using EEG. As the first stage of this research, we investigate whether there're differences among EEG when subjects listen to various pure tones. If the differences exist, we test whether the EEG data can be classified according to the frequencies of sounds. As a result, we found two possibilities. One possibility is that EEG changes differently when subjects listen to various pure tones. The other one is that EEG can be classified according to sound frequencies.

## 1. Introduction

Tinnitus is a phenomenon that a person hears sounds even though there is no sound source. Some patients with tinnitus hear the sounds which synchronize with the heart beat and others hear the continuous sounds which are like pure tones. In order to diagnose disorder causing the latter type of tinnitus, it is necessary to recognize the pitch of tinnitus[1]. To recognize the pitch of the pure tones that a person with tinnitus hears, there are some clinical assessments of tinnitus[2]. Two methods for recognizing the pitch of sounds are used in clinical practice. One method is asking patients to put their tinnitus tones into onomatopoeic words. The other method is the conventional way to get tinnitus pitch match. In this method, patients compare their tinnitus tones with pure tones coming from an audiometric equipment. Then, they choose one pure tone

which is the closest to their tinnitus tones. In any case, these methods are inaccurate because of ambiguity caused by patients' subjective assessments. This is why it's impossible to recognize the frequencies of tinnitus tones objectively. The current state is that tinnitus tones cannot be recognized by any person other than the patient.

Therefore, we aim to construct a system that makes it possible to recognize the tinnitus tone objectively by using EEG. The EEG is an electric signal obtained on the scalp. We can recognize human's inner state objectively by using EEG, since EEG responds to feelings and five senses directly. Objective recognition of the tinnitus tones would help doctors grasp worsening of symptoms and decide the course of treatment. Moreover, objective and accurate estimation of the tinnitus tone can prevent the patients from hearing tinnitus. When a patient hears tinnitus, the system generates the anti-phase sound at the same time so that the anti-phase sound cancels out the tinnitus tone. To make this system come true, the system is needed to react to the tinnitus quickly. The EEG signal is suitable for this system because it responds to sounds quickly.

As the first stage of this research, we investigate whether the EEG changes differently when subjects listen to various pure tones. If the differences exist, we test whether the EEG data can be classified according to the frequencies of sounds. Firstly, we conduct an EEG measurement when subjects listen to 11 pure tones and no sound. Next, we apply significance test to the obtained data to investigate the differences among the EEG acquired when subjects listen to various pure tones. Finally, we extract the EEG features from the data and classify the features according to sound frequencies.

## 2. Proposed Method

In this section, we explain the EEG measurement scheme and the EEG analysis.



Figure 1: Equipment for EEG measurement

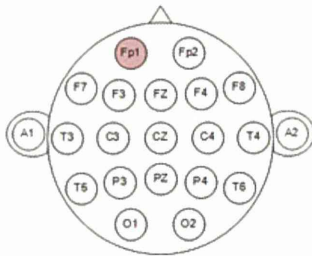


Figure 2: International 10-20 system

## 2.1 EEG Measurement

We have done an EEG measuring experiment when subjects listen to 11 pure tones and no sound. The sound frequencies we choose are 125, 250, 500, 800, 1000, 1500, 2000, 3000, 4000, 6000, and 8000 Hz based on the conventional pitch match method. They are actually used for tinnitus pitch match in clinical practice. We set the noise level constant with a noise level meter. The noise level we choose is 50 dBA. 10 subjects take part in this experiment, although some subjects don't participate in the experiment all days. Table 1 shows the number of subjects whose EEG is measured. They sit on a chair and wear an EEG measurement device and a headphone. We record the EEG signals when subjects listen to pure tones with their eyes closed. Measurement time is 30 seconds. We measure the EEG once for each frequency. Subjects listen to 3 or 4 types of sounds a day randomly. In addition, we measure the EEG of 10 subjects twice when subjects listen to no sounds on a different day. The measurement time of this experiment is also 30 seconds.

We use a simple electroencephalograph (Figure 1) to measure the EEG signal. Conventionally, measurement devices with many sensors are used for recording EEG signals. This type of device has the shape of cap and subjects experience pain because of pressure on their head. Moreover, subjects are put gel as an electrolyte on the scalp when wearing the device on the head. In addition, it takes the subjects tens of minutes to wear. Considering the

stress condition, it cannot be expected to use this type of measurement device in everyday life. On the other hand, a simple electroencephalograph has the shape of a band and this shape gives subjects no pressure on their head. The measurement point is Fp1 based on the international 10-20 system (Figure 2). Fp1 is located on the left frontal cortex, the area which is related to sensibility. It takes about 1 minute to wear per person. Subjects are put water on their foreheads as an electrolyte. For these reasons, a simple electroencephalograph gives subjects no stress and seems to be utilizable in everyday life.

The headphone we use is "AKG-made headphone K702" (frequency range: 10-39,800 Hz, impedance: 62 ohms). The noise level meter is "data logger noise level meter" (frequency range: 31.5-8,000 Hz, range: 30-130 dBA).

The sampling frequency of the data acquired by the simple electroencephalograph is 1024 Hz. We apply frequency transformation to the obtained EEG data per second, using hanning window. Then, the amplitude spectra are obtained every 1 Hz. As a result, we get 30 data from each measurement. In this paper, we focus on the 20 amplitude spectra in the EEG frequency band from 4 to 23 Hz.

## 2.2 EEG Analysis

### 2.2.1 Significance Test

In order to investigate whether EEG changes differently according to sound frequencies, we conduct significance test. Significance test is the method to know whether a hypothesis is true or not. In this paper, we use two-sided test. Two-sided test is used to investigate whether there is a difference between two specimens or not.

We choose a pure tone from 11 frequencies and apply significance test to the amplitude spectra of all subjects' EEG data obtained when subjects listen to the pure tone and no sound. We repeat this test for all frequencies. Firstly, we make a null hypothesis that there is no difference between two specimens that are the EEG recorded when subjects listen to a pure tone and no sound. We set a significance level to 0.05. Next, we calculate the test statistic. Finally, we compare the test statistic with half of the significance level. If the test statistic is smaller, we reject the hypothesis and admit the existence of the significant difference between the two specimens.

Table 1: The number of subjects

sound frequency [Hz]	125	250	500	800	1000	1500	2000	3000	4000	6000	8000
number of subjects	7	10	7	10	7	7	7	7	7	10	7

Table 2: The results of significance test

sound frequency [Hz]	EEG frequency[Hz]																						
	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20	21	22	23			
125						○		○								○			○				
250		○							○							○		○		○			
500																○	○	○	○	○			
800														○		○	○	○	○	○			
1000								○	○							○	○	○		○			
1500																							
2000	○	○									○		○			○	○	○	○	○			
3000			○						○	○									○				
4000							○	○	○														
6000	○	○	○																				
8000												○											

### 2.2.2 Principal Component Analysis

Principal component analysis enables the major component of high dimensional data to be grasped effectively with low dimension. In this analysis, we get principal component by setting the axis in the direction that maximizes the variance of the data. Under the experimental condition, the differences among the sound frequencies are the principal element. We assume that the principal component analysis can extract the influence of the sound frequencies as the principal component.

We focus on the data of individuals in this analysis. We choose two sound frequencies from 11 frequencies and there're 55 pairs. We apply principal component analysis to each pairs of amplitude spectra whose dimension number is 20. By using this analysis, we get 20-dimensional characteristics from 1st to 20th principal component. In general, the amount of information contained in the characteristics is adequate if the cumulative contribution ratio is over 0.80. In the case of using the EEG data, we confirmed that the cumulative contribution ratio of all pairs is over 0.80 when the dimension number is over 8 components.

### 2.2.3 Discrimination Analysis

We classify the EEG data of individuals to two classes by linear discriminant analysis and Mahalanobis' generalized distance. We apply these analyses to the characteristics acquired by principal component analysis.

Linear discriminant analysis is one of the classification methods. The boundary line which separates the data into two classes is determined so as to minimize the within-class variance and maximize the between-class variance. We use this method since some pairs seem to be linearly classified.

Mahalanobis' generalized distance is also a classification

method. In this analysis, one sample of data is classified based on the distance between the average of each class and the sample, considering the standard deviation. We use Mahalanobis' generalized distance since this method has a possibility to classify the data near the boundary line of linear classification.

We classify the data of 6 subjects who participated in the measurement of all frequencies. 55 times classifications are conducted per data of individuals. The dimension number of feature amount we use for the classification is from 1 to 8 based on the cumulative contribution ratio. To calculate the accuracy rates, we use the leave-one-out-cross-validation (LOOCV).

## 3. Results

In this section, we show the results of significance test and classification.

### 3.1 Significance Test

We applied the significance test to the data obtained when subjects listen to a pure tone and no sound. We repeated this test for all frequencies. Table 2 shows the results of significance test. Circles in Table 2 denote that there're significant differences between the data obtained when subjects listen to the pure tone and no sound. The data of each sound frequency has the significant differences at the different EEG frequencies. This result indicates that EEG changes differently according to the pure tones. Given this results, amplitude spectra seem adequate characteristics of the EEG. It is noticeable that many frequencies of sounds have significant differences in the high EEG frequency band from 19 to 23 Hz. This result means that high EEG frequency band is important when subjects listen to pure tones.

Table 3: The average accuracy rates

subject	Linear		Mahalanobis	
	dim.	rate	dim.	rate
A	2	0.66	1	0.63
B	3	0.65	3	0.62
C	1	0.58	1	0.56
D	3	0.60	1	0.57
E	3	0.64	3	0.64
F	4	0.59	4	0.56

Table 4: The average accuracy rates of subject A

frequency[Hz]	rate
125	0.70
250	0.66
500	0.64
800	0.70
1000	0.93
1500	0.62
2000	0.66
3000	0.60
4000	0.62
6000	0.58
8000	0.61

### 3.2 Classification Results

In order to investigate whether the EEG data can be classified according to the sound frequencies, we classify the EEG data when an individual subject hears the sounds of two different frequencies. Table 3 shows that the best average accuracy rates for each subject and the dimension numbers which realize them. The average accuracy rates are calculated by averaging the accuracy rates for all combinations of the frequencies.

These tables show that the accuracy rates calculated by linear discriminant analysis are better than by Mahalanobis' generalized distance. Linear discriminant analysis is more suitable for pure tone separation. Although the average accuracy rates in Table 3 are about 0.60, some pairs are separated with high accuracy rates. For example, Table 4 shows the classification results of the EEG data of subject A. The results are calculated by linear discriminant analysis. Each rate is calculated by averaging the accuracy rates for ten combinations which consist of the corresponding frequency and another frequency. The pairs including 1000 Hz are separated with high accuracy rates. On the other hand, the pairs including 6000 Hz are separated with low accuracy rates. In other words, some pairs are separated with high accuracy rates although others are not. This suggests the possibility that we can separate the EEG according to the sound frequencies.

### 4. Discussion

Some pairs of frequencies are separated with high accuracy rates and others are not. There's a question about what makes the accuracy rates so different depending on the pairs of frequencies. We consider that one of the causes of this difference is the dispersion of data. We focus on the standard deviation calculated by using the data of subject A. The standard deviation of 1000 Hz is high in the EEG frequency band from 4 to 8 Hz and low at the EEG frequency band from 9 to 23 Hz. According to the results of significance test, frequency band from 19 to 23 Hz is important when subjects listen to pure tones. The data with high standard deviation in this frequency band may not be classified with high accuracy rates. Actually, in this subject's case, the standard deviation of 1000 Hz is the lowest in the 11 sound frequencies, when we focus on the EEG frequency band from 19 to 23 Hz. It seems important to consider not only amplitude spectra but also the change rate of the amplitude spectra varying with time.

### 5. Conclusions

We aim to recognize the frequency of sounds when subjects listen to pure tones by EEG. In this paper, we investigate whether the EEG changes differently according to the pure tones. We also investigate whether the EEG data can be separated according to the sound frequencies. The results of significance test show the possibility that the EEG changes differently depending on the sound frequencies. The classification results indicate the possibility that the EEG data can be separated according to the sound frequencies. In the future works, we classify the EEG data by considering the standard deviation to enhance the accuracy rate. Furthermore, we intend to investigate the repeatability of the EEG variation within individuals.

### References

- [1] R. H. Nodar and J. T. Graham, "An Investigation of Frequency Characteristics of Tinnitus Associated With Meniere's Disease", *Archives of Otolaryngology* Vol. 82, No. 1, pp. 28-31, 1965.
- [2] J.W.P. Hazell, *Measurement of tinnitus in humans*, D. Evered, G. Lawrenson (Eds.), Tinnitus (CIBA Foundation Symposium 85), Pitman, London, pp. 35-53, 1981.

# 脳波を用いた耳鳴音の高さ推定システム

高山 慧\* 満倉 靖恵 神崎 晶 (慶應義塾大学)

System for Estimation of Tinnitus Pitch Using EEG  
Kei Takayama\*, Yasue Mitsukura, Sho Kanzaki (Keio University)

The purpose of this study is to construct a system for estimation of tinnitus pitch using electroencephalograph (EEG). Recognition of tinnitus pitch is important to diagnose disease causing tinnitus. However, there is no objective method to recognize tinnitus pitch in conventional ways. Therefore, we aim to construct a system for recognition of tinnitus pitch using EEG. In this paper, we investigate whether we can objectively discriminate between low-pitched tinnitus and high-pitched tinnitus from EEG. First of all, we conducted tinnitus pitch-matching to grasp the tinnitus pitch which patients with tinnitus are hearing. We also measured EEG of the patients with tinnitus. Next, we test discrimination performance of the EEG data when we classify the data into a group of low-pitched tinnitus and a group of high-pitched tinnitus. As a result, we found a possibility that we can estimate tinnitus pitch of patients using EEG.

キーワード：脳波，耳鳴，クラスタ分析，ROC 解析  
(Keywords, EEG, tinnitus, clustering analysis, ROC analysis)

## 1. はじめに

耳鳴は，身体の外部に音源が存在しない環境において人が音を認知する現象である。耳鳴は周囲の人に認知できるか否かによって大きく 2 種類に分類することができ，それぞれ他覚的耳鳴と自覚的耳鳴と呼ばれている。本研究では自覚的耳鳴に着目する。自覚的耳鳴は，本人以外は音を認知することができない耳鳴である。この種の耳鳴は，加齢や聴神経の異常など様々な原因で生じると考えられている。患者には単一周波数の音や複数の単一周波数の音が入り混じったような音が聴こえ，人によって高さの異なる音が認知される。従来研究により，耳鳴音の高さと耳鳴の原因には関連性があることが示されている<sup>(1)</sup>。このため，医師が耳鳴の音の高さを把握することは，病気の診断や治療方針の決定に役立つため，臨床現場において重要である<sup>(2)</sup>。

耳鳴音の高さを調べるため，臨床現場では主に 2 種類の方法が用いられている。1つは，患者に自身の耳鳴音を擬音語に置き換えて表現させる方法である。この方法には簡単に実施できるという利点がある。しかしながら，高さの全く異なる耳鳴音を認知している患者が同じ擬音語を用いる場合もある。このため，擬音語と実際に聴こえている耳鳴音の高さの関連性は疑問視されている<sup>(3)</sup>。もう 1つはピッチマッチテストと呼ばれる方法である。ピッチマッチテストとは，検査機器から様々な高さの音を発生し，患者に自身の耳鳴音に最も近い音を選択させる方法である。この方法

では，擬音語表現の調査より正確に耳鳴音の高さを把握できる。しかしながら，自身の耳鳴音と検査機器の発する音が一致しているとは限らないため，患者が自身の耳鳴音がどの音に近い判断しかねる事態が起こり得る。このように，臨床現場で採用されている方法はいずれも患者の主観的評価を介した調査方法であり，曖昧性が問題となる。現状では患者本人以外が耳鳴音を直接認知する方法は存在しないため，耳鳴の原因の正確な診断は困難となっている。以上のことから，臨床現場では耳鳴音の高さを客観的に調べる方法が求められている。

ここで，従来研究より耳鳴と脳の関連性が示されていることから<sup>(4)(5)</sup>，脳活動計測を利用して，耳鳴音の高さを客観的に調べることを考える。脳活動計測には，脳磁場計測，脳血流量計測，脳波計測などの種類がある。本研究では，この中でも脳波計測を利用する。脳波とは，人の頭皮上から非侵襲的に導出する電気信号である。脳波計測の利点として，他の脳活動計測に比べて計測準備に要する時間が短い点や，計測中に被験者の頭部を固定する必要がない点が挙げられる。さらに，計測装置が比較的安価であることも特徴的である。したがって，脳波計測は臨床現場における実用性が高いと言える。

そこで本研究では，脳波を用いて耳鳴音を客観的に推定するシステムを構築することを目的とする。この目的を達成するため，脳波を用いて耳鳴音の高さの高低を判別できる可能性があるか検証する。実験では，耳鳴患者に対して



ピッチマッチテストおよび脳波計測を実施する。本研究では、ピッチマッチテストにおいて患者が選択した周波数を耳鳴患者に聴こえている耳鳴音の周波数と定義する。解析では、脳波データを耳鳴の周波数が高い被験者と低い被験者の2クラスに分けることを考える。ここで、どの程度の耳鳴の周波数を境界としてデータを分類するのが適切であるか事前に分からないことが問題である。そこで、本研究では2種類の場合において脳波の識別性能を調べ、脳波を用いて耳鳴音の周波数の違いを判別可能か検証する。まず、一般的に耳鳴の原因診断の目安となっている周波数を境界とすることを考える。臨床現場では、耳鳴音の周波数が4000Hz以上であれば、耳鳴の原因は老人性の難聴である可能性を視野に入れる。このため、脳波を用いて耳鳴音が4000Hz以上か4000Hz未満かを判定することができれば、診断の際に有益となると考えている。次に、臨床現場向けのシステムには精度の高さが要求されることから、脳波データが分かれやすい耳鳴の周波数を境界として、データを分類することを考える。ただし、この周波数は脳波データにクラスタ分析を適用した結果に基づいて決定する。

## 2. 実験条件

1種類の単一周波数の音が聴こえている耳鳴患者16名を対象として、ピッチマッチテストおよび脳波計測実験を行なう。以下に、実験条件の詳細を説明する。

〈2・1〉ピッチマッチテスト まず、耳鳴患者に聴こえている耳鳴音の高さを調べるため、ピッチマッチテストを実施する。被験者は、検査機器が発する11種類の音(125, 250, 500, 1000, 1500, 2000, 4000, 6000, 8000, 10000, 12000Hz)の中から、自身の耳鳴音の高さに最も近いと感じる音を選択する。ピッチマッチテストで選択された耳鳴の周波数と被験者数の対応を表1に示す。本研究では、患者に聴こえている耳鳴音の高さは、ピッチマッチテストにおいて選択された周波数と定める。

〈2・2〉脳波計測実験 次に、耳鳴患者の脳波計測実験を実施する。1回の計測は30秒とし、計測は1名につき2度行なう。脳波計測の間、被験者は閉眼状態となる。

脳波計測には、図1に示す簡易型脳波計を使用する。こ

表1 耳鳴音の周波数と被験者数

Table 1. Tinnitus pitch and the number of patients

耳鳴音の周波数[Hz]	被験者数[名]
125	0
500	0
500	1
1000	3
1500	1
2000	1
4000	3
6000	0
8000	5
10000	1
12000	1



図1 簡易型脳波計

Fig. 1. Equipment for EEG measurement

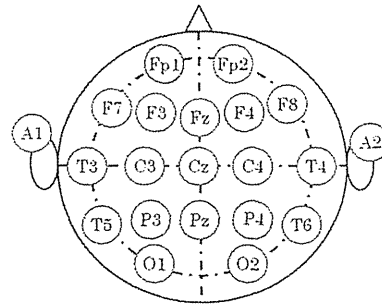


図2 国際10-20法

Fig. 2. 10-20 international system

の脳波計は、従来多用されてきた大型脳波計を簡易化したものである。大型脳波計は、キャップ型の多電極の脳波計である。この脳波計の特徴として、装着に数十分要し、装着中に頭部に圧迫感を与えることが挙げられる。一方、簡易型脳波計は、バンド型の単極の脳波計である。この脳波計は、1分程度で装着が完了し、頭部に圧迫感を与えない。したがって、簡易型脳波計は大型脳波計と比べて被験者への負担が小さく、臨床現場で容易に使用できる可能性がある。簡易型脳波計による計測部位は、図2に示す国際10-20法においてFp1と定められている1箇所のみである。この部位は脳の前頭前野に位置しており、従来研究より耳鳴<sup>(4),(5)</sup>や聴覚<sup>(6)</sup>と関連していることが示されている。このため、本研究における簡易型脳波計の使用は有効であると考えられる。

計測後、脳波の時系列データに対してフーリエ変換を適用し、脳波の周波数成分を取得する。時間窓を1秒、シフト量を1秒とすることで、1Hz刻みの振幅スペクトルデータを被験者1名につき60セット取得することができる。本研究では、脳波として有効と言われている4-22Hzの19次元の振幅スペクトルを扱う。解析では、各被験者の脳波の周波数ごとに振幅スペクトルを平均した値を使用する。

## 3. 脳波解析手法

解析では耳鳴が高周波数の被験者と低周波数の被験者のグループに脳波を分けることを考える。まず、脳波データが分かれやすい耳鳴の周波数の境界があるか調べるため、

階層的クラスタ分析を行なう。次に、脳波を用いて被験者の耳鳴音の高低を判別できる可能性があるか検証するため、ROC (Receiver Opening Characteristic) 解析を行なう。以下に、それぞれの解析手法の手順を説明する。

〈3・1〉階層的クラスタ分析 階層的クラスタ分析とは、データの特徴に基づいてデータのグループ化を行なう手法である。本解析では、脳波の平均スペクトルを周波数ごとに標準化したデータに対してこの手法を適用する。

階層的クラスタ分析では、対象データの中でデータ間の距離を調べ、距離が最も近いものを統合してクラスタ(集合)を作成する。はじめは対象とする全てのデータをそれぞれ1つのクラスタと見なす。最終的に全データが1つのクラスタに統合されるまで、データの統合を繰り返す。

データ間の距離やクラスタの作成方式には複数の種類がある。これらの有効な組み合わせを知る上で、コーフェン相関係数という指標がある。コーフェン相関係数とは、データ間の距離情報を使って求められる値であり、この数値が大きい程結果の信頼性は高いと言われている。本研究では実験的に様々な組み合わせで分析を行ない、コーフェン相関係数が最大となるときに組み合わせを採用するものとする。結果として、データ間の距離をチェビシェフ距離と定義し、クラスタの作成方式として群平均法を用いたときにコーフェン相関係数は最大となった。チェビシェフ距離とは、データ間の各次元における差の最大値と与えられる距離である。群平均法とは、2つのクラスタの中からデータを1つずつ選択してデータ間の距離を求め、全組合せにおけるデータ間の距離の平均値をクラスタ間の距離と見なす手法である。

〈3・2〉ROC 解析 ROC 解析とは、変数の識別性能を調べることができる手法である。本研究では、耳鳴が高周波数の被験者と低周波数の被験者のグループに脳波データ

を分け、全被験者分の平均スペクトルデータに対して脳波の周波数ごとに ROC 解析を適用する。

ROC 解析ではまず、耳鳴が低周波数の被験者のうち正しく判別される被験者の割合と、耳鳴が高周波数の被験者のうち正しく判別される被験者の割合を求める。ここで、前者を特異度とし、後者を感度と定める。データの取り得る値の範囲の中で閾値を徐々に変化させながら、感度と特異度の算出を繰り返す。次に、ここで求めた値を、縦軸を感度として横軸を特異度としたグラフ上にプロットする。プロット間を直線により結ぶことで描かれる曲線を ROC 曲線という。最後に、縦軸、横軸、および ROC 曲線に囲まれた領域の積分値を求める。この積分値は一般的に ROC 曲線下の面積と呼ばれており、この面積が大きい程、変数の識別性能が高いと知ることができる。

本解析では、この手法を2種類の場合において適用する。1つは、患者が老人性難聴か判断する上で目安となる耳鳴の周波数によってデータを分ける場合である。ピッチマッチテストで使用した周波数の種類に限られていることから、耳鳴の周波数が2000Hz以下の6名と4000Hz以上の10名のグループに脳波データを分けるものとする。もう1つは、脳波データが分かれやすい耳鳴の周波数を境界としてデータを分ける場合である。ここでは、クラスタ分析の結果に基づき、耳鳴音が4000Hz以下の9名と8000Hz以上の7名のグループに脳波データを分けるものとする。以上の2通りの場合においてデータの識別性能を調査する。

#### 4. 解析結果および考察

本節では、脳波データに対して階層的クラスタ分析およびROC解析を行なった結果について説明する。

〈4・1〉階層的クラスタ分析 脳波データに対して階層的クラスタ分析を適用した結果、図3に示す樹形図を得た。

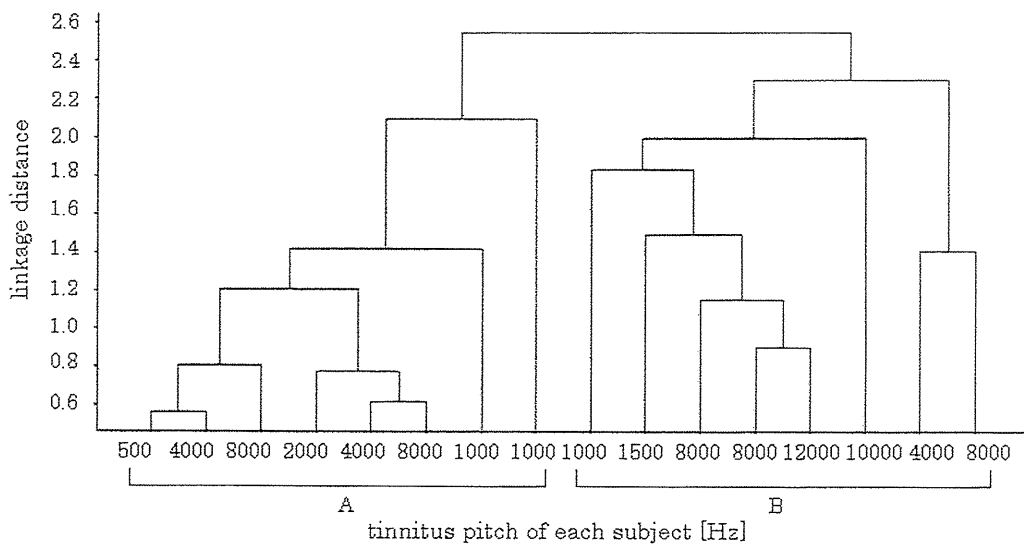


図3 樹形図  
Fig. 3. Tree diagram

表2 ROC 曲線下の面積 (2000Hz 以下と 4000Hz 以上)

Table 2. Area of under the curve (below 2000 Hz and above 4000Hz)

脳波の周波数[Hz]	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
面積	0.48	0.47	0.44	0.62	0.71	0.62	0.58	0.54	0.62	0.58
脳波の周波数[Hz]	14	15	16	17	18	19	20	21	22	
面積	0.53	0.48	0.55	0.58	0.60	0.63	0.59	0.63	0.62	

表3 ROC 曲線下の面積 (4000Hz 以下と 8000Hz 以上)

Table 3. Area of under the curve (below 4000 Hz and above 8000Hz)

脳波の周波数[Hz]	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
面積	0.56	0.58	0.61	0.60	0.56	0.51	0.52	0.71	0.77	0.72
脳波の周波数[Hz]	14	15	16	17	18	19	20	21	22	
面積	0.67	0.65	0.65	0.63	0.64	0.66	0.62	0.67	0.65	

樹形図とは、クラスタが統合される過程を表す図である。縦軸はクラスタが統合したときのクラスタ間の距離を意味する。横軸には対象データを並べ、該当する被験者の耳鳴の周波数を示す。図3においてA、Bと示すように、脳波データは大きく2つのクラスタに分かれることが示された。ここで、8000Hzの耳鳴が聴こえている5名の脳波に着目すると、2名のデータはAのクラスタに、3名のデータはBのクラスタに集合している。このため、被験者の耳鳴音の高さが近い場合に、必ずしも脳波が類似しているとは言えない。また、Aのクラスタには耳鳴の周波数が500Hz、1000Hzの2名、2000Hz、および4000Hzの2名の被験者のデータが集合し、Bのクラスタには耳鳴の周波数が8000Hzの3名、10000Hz、および12000Hzの被験者のデータが集合している。このため、脳波データは耳鳴の周波数が4000Hz以下と8000Hz以上のグループに分かれやすい傾向があると考えられる。この結果に基づき、脳波データを4000Hz以下と8000Hz以上のグループに分け、このときのデータの識別性能を調べるものとする。

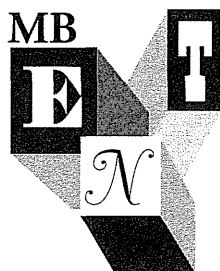
(4・2) ROC 解析 被験者の脳波データにROC解析を適用した結果を表2、表3に示す。それぞれの表に、耳鳴が2000Hz以下と4000Hz以上のグループに脳波を分ける場合と、4000Hz以下と8000Hz以上のグループに脳波を分ける場合におけるROC曲線下の面積を記載する。結果より、耳鳴音が4000Hz以下と8000Hz以上のグループに脳波を分ける場合は脳波の8Hzの周波数において、耳鳴が4000Hz以下と8000Hz以上のグループに脳波を分ける場合は脳波の11・13Hzの周波数において、ROC曲線下の面積は0.7を上回っている。2000年のJ. Pearceらの論文によると、ROC曲線下の面積が0.7以上であれば、その変数は妥当性のある識別性能を持っている<sup>(7)</sup>。これらを踏まえると、耳鳴音が2000Hz以下と4000Hz以上の被験者の脳波を分ける場合は脳波の8Hzの周波数成分において、4000Hz以下と8000Hz以上の被験者の脳波を分ける場合は脳波の11・13Hzの周波数成分において、妥当性のある識別性能が示されたと考えられる。この結果は、脳波により耳鳴音の高低を判別できる可能性があることを示唆している。

## 5. おわりに

本研究では、脳波を用いて耳鳴音の高低を判定できる可能性があるか検証した。実験では、耳鳴患者に対してピッチマッチテストおよび脳波計測を実施した。解析では脳波データを耳鳴の周波数が高い被験者と低い被験者の2クラスに分け、データの識別性能を調べた。耳鳴の原因診断の目安とされている周波数を境界とする場合と、クラスタ分析の結果に基づいて脳波が分かれやすい耳鳴の周波数を境界とする場合においてデータの識別性能を調べた結果、いずれも妥当性のある識別性能が示された。この結果から、脳波を用いて耳鳴音の高低を判別できる可能性が示唆されたと考える。今後は、被験者数を増やして結果の再現性を検証する予定である。最終的には、脳波を用いて耳鳴音の高低を客観的に推定するシステムを構築することを目指す。

## 文 献

- (1) Ellis Douek and Job Reid : "The Diagnostic Value of Tinnitus Pitch", The Journal of Laryngology & Otology, Vol.82, No.11, pp.1039-1042 (1968).
- (2) R. H. Nodar and J. T. Graham : "An Investigation of Frequency Characteristics of Tinnitus Associated With Meniere's Disease", Archives of Otolaryngology, Vol. 82, No. 1, pp. 28-31 (1965).
- (3) 大内利昭・國弘幸伸・小川郁・佐藤彰芳・神崎仁 : 「耳鳴の高さに関する自覚的評価とピッチマッチ検査成績との比較検討」, Audiology Japan, No.33, pp.759-766 (1990).
- (4) Frank Mirz, Albert Gjedde, Hans Sdkilde, Jrgensen, and Christian Brahe Pedersen : "Functional brain imaging of tinnitus-like perception induced by aversive auditory stimuli", Neuroreport, Vol.11, No.3, pp.633-637 (2000).
- (5) Nathan Weisz, Stephan Moratti, Katalin Dohrmann, Marcus Meinzer, and Thomas Elbert : "Tinnitus Perception and Distress Is Related to Abnormal Spontaneous Brain Activity as Measured by Magnetoencephalography", PLoS Med, Vol.2, pp.546-553 (2005).
- (6) Petr Janata, Jeffrey L. Birk, John D. Van Horn, Marc Leman, and Barbara Tillmann : "The Cortical Topography of Tonal Structures Underlying Western Music", Science, Vol.298, No.5601 pp.2166-2170 (2002).
- (7) Jennie Pearce and Simon Fernier : "Evaluating the predictive performance of habitat models developed using logistic regression", Ecological Modelling, Vol.133, No.3, pp.225-245 (2000).



◆特集・聴覚に関する検査の読み方—ここがポイント—

## 耳鳴検査

神崎 晶\*

**Abstract** 耳鳴検査について、標準耳鳴検査法 1993 の紹介、さらに、耳鳴苦痛度に関する質問票 (THI) や心理検査、病歴を理解する耳鳴質問票、聴覚過敏質問票など新たな質問票についても解説を行った。

**Key words** 耳鳴 (tinnitus), 標準耳鳴検査法 1993, ピッチ・マッチ検査, ラウドネス・バランス検査, 耳鳴苦痛度 (tinnitus handicap inventory), 心理検査 (psychological examination)

### はじめに

耳鳴とは、外界から正常の音刺激がないにも関わらず、耳の中であるいは頭蓋内で音が感じられることである。すなわち、他覚的耳鳴をのぞいた耳鳴そのものを直接とらえることは困難である。したがって、耳鳴の検査は、耳鳴の状態を患者自らに回答させるものや、質問票を中心としたものである。耳鳴診断の検査をフローチャートで示す。

従来から、標準耳鳴検査法 1993 がある (表 1)<sup>1)</sup>。初診時の問診、耳鳴に関する自覚的表現の検査と耳鳴ピッチ・マッチ検査、耳鳴ラウドネス・バランス検査、遮蔽検査からなっている。

しかし、この検査法には耳鳴の生活障害度やうつ・不安などの苦痛ネットワークの形成に関わる要因に関する評価項目は含まれていないことが問題となっている。

ピッチ・マッチ検査、ラウドネス・バランス検査、遮蔽検査はオーディオメータなどを使用して行う。

### ピッチ・マッチ検査<sup>2)</sup>

耳鳴検査の中では最も重要である。様々な検査音の中から耳鳴音に一致する (近似する) 音を選び

出す検査である。下記のごとく 2 種類ある。

- ① 固定周波数ピッチ・マッチ：検査周波数を一定の周波数に固定
- ② 連続周波数ピッチ・マッチ：周波数を連続的に変化させる方法

### ラウドネス・バランス検査<sup>2)</sup>

ピッチ・マッチ検査で得られた耳鳴のピッチ (周波数) の純音を用いて、耳鳴の大きさを調べる。検査音をその周波数に固定して、音圧を増減しながら耳鳴と同じ大きさに感じられる強さを求める。

1) 検査音を 2~3 秒呈示する、聴力閾値から 5 dB ステップで上昇下降を繰り返し、耳鳴の大きさと等しくなる音の強さを求める。

2) ラウドネス・バランス検査の結果はオーディオグラムに記録する。

### 遮蔽検査<sup>2)</sup>

ピッチ・マッチ検査で得られた耳鳴周波数を中心周波数とする帯域雑音を遮蔽音として 2~3 秒間与える。

1) 遮蔽音は低い音のレベルから始める。

2) 5 dB ステップで音を上昇させて遮蔽されて聴こえなくなる遮蔽音の最小レベルを求める。

\* Kanzaki Sho, 〒160-8582 東京都新宿区信濃町 35 慶應義塾大学医学部耳鼻咽喉科頭頸部外科, 講師

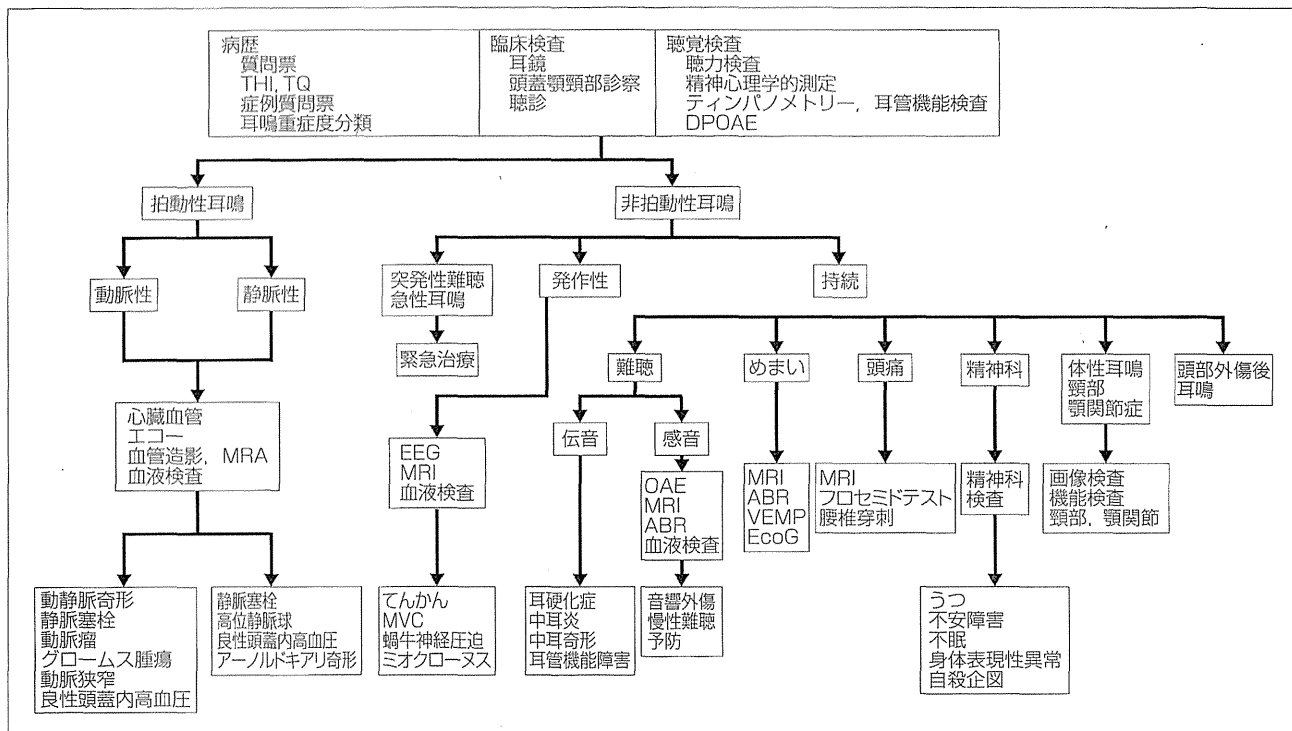


図 1. 耳鳴診断のフローチャート(文献1より)

表 1. 標準耳鳴検査法 1993

耳鳴の特徴と難聴との関連を知り、治療法を考え、治療結果の判定を行う

耳鳴の自覚的表現の検査

耳鳴の自覚的大きさや苦痛度、擬声語など

耳鳴ピッチ・マッチ検査

耳鳴ラウドネス・バランス検査

自覚的改善度：自覚的大きさ・苦痛度・自覚時間

5段階評価(悪化、不変、やや改善、かなり改善、ほぼ消失)

耳鳴の自覚的表現の検査

耳鳴の自覚的大きさや苦痛度、擬声語など

- 1) 耳鳴の部位(左, 右, 両耳, 頭等)
- 2) 耳鳴の種類(左右別, いくつ)
- 3) 自覚的表現(キーン, ジーン等)
- 4) 高低(高い音, 低い音)
- 5) 清濁(澄んだ音, 濁った音)
- 6) 大きさ(とても小さい, 小さい, 中くらい, 大きい, とても大きい)
- 7) 持続(ほとんど鳴らない, たまに鳴る, 鳴ったり, とまったり, たまにとまる, いつも鳴る)
- 8) 気になり方(ほとんど気にならない, 仕事中は気にならない, 時々気になる, 仕事はできる, 仕事が手につかない)
- 9) その他の特徴(拍動, 音色, 大きさの変化, 睡眠障害の有無)

(文献2より)

表 2. 国際的標準耳鳴実態調査票 (TSCHQ 邦訳版)

氏名： \_\_\_\_\_ 記入日： \_\_\_\_\_  
 生年月日： \_\_\_\_\_

1. 年齢： \_\_\_\_\_
2. 性別： 男性・女性
3. 利き手： 右利き・左利き・両利き
4. 耳鳴の家族歴  
 ある(ある場合： 両親 兄弟姉妹 子ども)・ない
5. 最初の発症： 耳鳴を最初に感じたのはいつですか？ \_\_\_\_\_
6. どのように始まりましたか？ \_\_\_\_\_ 徐々に・突然
7. 最初に感じた耳鳴に関係していたものはありますか？  
 爆発するような大きな音・むち打ち症・聴力の悪化・ストレス・頭の怪我・その他 \_\_\_\_\_
8. 耳鳴は脈打つように感じられますか？  
 はい、鼓動と同じリズム・はい、鼓動とは異なるリズム・いいえ
9. 耳鳴はどこで感じますか？  
 右耳・左耳・両耳だが左の方がひどい・両耳だが右の方がひどい・両耳で等しく・頭の中・その他
10. 耳鳴は時間的な現れ方はどのようなですか？  
 間をおいて・持続的に
11. 耳鳴の大きさは日によって変わりますか？  
 はい・いいえ
12. 耳鳴の大きさを 1~100 の段階で表してください  
 (1=非常にかすかに聞こえる, 100=非常に大きく聞こえる)  
 \_\_\_\_\_ (1~100 のいずれか)
13. 耳鳴は通常どのように聞こえるか、ご自分の言葉で説明してください：  
 \_\_\_\_\_  
 以下に、聞こえる可能性のある音の例を挙げますが、他の表現も自由にお使いください： シューシュー(風を切る音)、ベルの鳴るような音、ドクドク(脈打つ音)、ブーン、カチツ、メリツ、ビボバ(ダイヤル音などのプッシュ信号)、ブンブン(羽音など)、ボン(はじける音)、ゴーゴー(轟音)、ザーザー(勢いよく流れる音)、タイプライター音(カタカタ)、ヒューヒュー、シュー  
 耳鳴の音色は澄んだ音でしたか、それともどちらかという雑音のような音でしたか？  
 澄んだ音(ピーなど)・雑音(ザーなど)・虫の鳴き声(ジーなど)・その他
15. 耳鳴の音の高さはどうですか？  
 非常に高い音(高い周波数)・高い音・中くらい・低い音(低い周波数)
16. 最近1ヶ月間で、起きている時間のうち、どのくらいの割合で耳鳴がしていましたか？  
 例えば、起きている間いつも気になっていた場合は 100%、起きていた時間の 1/4 程度の時間であれば 25% としてください。  
 \_\_\_\_\_ % (1~100% のいずれか)
17. 最近1ヶ月間で、起きている時間のうち、どのくらいの割合で耳鳴に悩まされたり、苦痛を感じたり、イライラしたりしましたか？ 上記の設問と同様に 1~100% でお答えください。  
 \_\_\_\_\_ % (1~100% のいずれか)
18. 今までに耳鳴に対して何種類の治療を受けられましたか？  
 なし・1種類・2~5種類・たくさん
19. 音楽や滝の音のような環境音、シャワーを浴びる時の水の音などで耳鳴は軽減されますか？  
 はい・いいえ・わからない
20. 大きな音を聞いていると耳鳴は悪化しますか？  
 はい・いいえ・わからない
21. 頭や首を動かす(下顎を前に突き出す、歯を食いしばる)、腕/手または頭に触れられるなどで耳鳴は変化しますか？  
 はい・いいえ
22. 昼寝をすると耳鳴は変化しますか？  
 耳鳴が悪化する・耳鳴が軽減する・影響なし
23. 夜間の睡眠と昼間の耳鳴には関係がありますか？  
 はい・いいえ・わからない
24. ストレスは耳鳴に影響しますか？  
 耳鳴が悪化・耳鳴が軽減・影響なし
25. 耳鳴に影響するような薬はありますか？  
 薬剤名/影響とその具体的な内容
26. 聞こえ方について支障を感じますか？  
 はい・いいえ
27. 補聴器を使用していますか？  
 右耳・左耳・両耳・使用していない
28. 周囲の人にとっては快適と思われる音が、あなたにとっては音が大きすぎて耐えられものに感じることはありませんか？  
 ない・稀にある・時々ある・よくある・いつも
29. 音を聞くことで痛みを感じたり、身体的な不快感を感じることはありませんか？  
 はい・いいえ・わからない
30. 頭痛はありますか？  
 はい・いいえ
31. めまいやふらつき感がありますか？  
 はい・いいえ
32. 顎関節症などかみ合わせに問題はありますか？  
 はい・いいえ
33. 首の痛みはありますか？  
 はい・いいえ
34. 他に痛みを伴う病気がありますか？  
 はい・いいえ
35. 現在、精神疾患治療を受けられたことはありますか？  
 はい・いいえ

3) 検査結果はオーディオグラムに遮蔽検査の結果とわかる方法で遮蔽音の最小レベルを求める。

### Residual inhibition (RI)の検査<sup>3)</sup>

耳鳴を純音や雑音完全に遮蔽して、一定の時間の後に検査音の呈示を中止したときに耳鳴が聞こえなくなる現象を RI と呼ぶ。マスカー治療の適応を判断するために必要であったが、現在は、一時的効果しかないマスカー治療よりも永続的な効果を生む音響療法(音響療法は耳鳴のラウドネスより小さい音で行うため)が主体となっていることから必要性は低いと考える。

検査音は、ピッチ・マッチ検査で得られた耳鳴周波数の純音あるいは帯域雑音を、耳鳴遮蔽検査で得られた遮蔽レベルより 10 dB 強い音圧レベルで与える。呈示時間 60 秒である。評価として、検査音の負荷終了後、耳鳴の消失時間ならびに元の大きさに戻った時間を計測する。

判定基準は下記の通りである。

陽性：負荷後に耳鳴が消失、減弱

陰性：負荷後に耳鳴音が増強または不変の場合

RI 持続時間の測定として、検査音停止後から自覚的に耳鳴音が検査前のレベルに戻るまでの時間をいう。

### 新たな耳鳴検査法

耳鳴の特徴と難聴との関連を知り、治療法を考え、治療結果の判定を行うことを前提に新しい耳鳴検査法の提唱を行っている。新しい項目にアンダーラインをひいた。①、③については表に示す。項目④は、特に重症の耳鳴患者では心理面にも大きく影響が出るため、心理検査の重要性は強調したいところであるが、すべての施設で行うことは難しいかもしれない。

① 耳鳴実態調査票(TSCHQ)(表 2)

② 耳鳴の自覚的大きさ、苦痛度、擬声語

③ 耳鳴の苦痛度、重症度評価：THI<sup>3)</sup>(表 3)

④ 生活障害度評価：SDS(うつ)、STAI(不安)、PSQI(睡眠)

表 3. Tinnitus handicap inventory (THI) 邦訳版

1. 耳鳴のために物事に集中できない。
2. 耳鳴が強くて人の話が聞き取れない。
3. 耳鳴に対して腹が立つ。
4. 耳鳴のために混乱してしまう。
5. 耳鳴のために絶望的な気持ちになる。
6. 耳鳴について多くの不満を訴えてしまう。
7. 夜寝るときに耳鳴が妨げになる。
8. 耳鳴から逃れられないかのように感じる。
9. あなたの社会的活動が耳鳴により妨げられている。(例えば、外食をする、映画を観るなど)
10. 耳鳴のために挫折を感じる。
11. 耳鳴のために自分がひどい病気であるように感じる。
12. 耳鳴があるために日々の生活を楽しめない。
13. 耳鳴が職場や家庭での仕事の妨げになる。
14. 耳鳴のためにいらいらする。
15. 耳鳴のために読書ができない。
16. 耳鳴のために気が動転する。
17. 耳鳴のために家族や友人との関係にストレスを感じる。
18. 耳鳴から意識をそらすのは難しいと感じる。
19. 自分ひとりで耳鳴を管理していくのは難しいと感じる。
20. 耳鳴のために疲れを感じる。
21. 耳鳴のために落ち込んでしまう。
22. 耳鳴のために体のことが心配になる。
23. 耳鳴とこれ以上付き合っていけないと感じる。
24. ストレスがあると耳鳴がひどくなる。
25. 耳鳴のために不安な気持ちになる。

(文献 4 より)

⑤ 耳鳴ピッチ・マッチ検査、耳鳴ラウドネス・バランス検査

⑥ 自覚的改善度(自覚的大きさ・苦痛度・自覚時間)

### Tinnitus handicap inventory (THI)<sup>3)</sup>

耳鳴の日常生活に与える苦痛度を評価するものである。

Newman らの開発した THI<sup>4)</sup>を新田らが翻訳し妥当性を示した。「耳鳴のために不安な気持ちになる」などの質問が 25 問ある。よくある(4点)、たまにある(2点)、ない(0点)、最大で 100 点(25 問×4点)である。

当院 1,424 名の耳鳴患者を対象に、THI とうつ傾向をはかる質問紙、SDS との関係のみたところ、THI 重症例の 4 割にうつ傾向があることがわかっており、うつの合併に注意し、治療を行う必要がある。

表 4. 聴覚過敏アンケート

		年 月 日			
氏名(姓, 名):		性別(男, 女)			
年齢:					
職業または学校:					
雑音に悩まされていますか, または雑音に悩まされたことがありますか.					
数年前と比べて, 雑音により耐えられなくなっていますか.					
聴覚に問題が起きたことがありますか. ある場合には, どのような問題ですか.					
次の質問について, あなたに最も当てはまる回答のボックスにバツ印を付けてください.					
		いいえ	少しある	かなりある	非常にある
1.	気になる音を軽減するために, 耳栓またはイヤーマフ(耳あて)を使用することがありますか(異常に大きな音に悩まされている場合の聴覚保護具の使用は別とします).				
2.	日常生活において, 周囲の音を気にしないようにすることにより困難を感じますか.				
3.	音または騒音のある環境で読書をするのに困難を感じますか.				
4.	音のある環境で集中することに困難を感じますか.				
5.	音のある環境で会話を聞き取るのに困難を感じますか.				
6.	知り合いの人から, あなたは周囲の音またはある種の音に神経質だと言われたことがありますか.				
7.	市中の音を特に敏感に感じたり, 悩まされたりしますか.				
8.	特定の社交の場(例: ナイトクラブ, パブまたはバー, コンサート, 花火大会, カクテルレセプション)で, 周囲の音を不快に感じますか.				
9.	人に誘われた場合(外出する, 映画館に行く, コンサートに行くなど), すぐに周囲の音を我慢しなければならないと考えますか?				
10.	出かけた先で我慢しなければならない音のことを考えて, 招待を断ったり, 外出をやめたことがありますか.				
11.	すこし雑音のある部屋よりも静かな部屋のほうが, 周囲の音や特定の音が気になりますか.				
12.	ストレスや疲れによって, 音のある環境での集中力が低下しますか.				
13.	1日の遅い時間になるほど, 音のある環境での集中力が低下しますか.				
14.	周囲の音やある種の音によって, ストレスやイライラを感じますか.				

(文献 8 より)

その他に用いられる検査

苦痛の重症度は 5 段階に分類される<sup>6)</sup>.

- 1. 正常                    0~16 点
- 2. 軽症                   18~36 点
- 3. 中等症                38~56 点
- 4. 重症                   58~76 点
- 5. 最重症                78~100 点

20 点以上の改善があれば, その治療法は有効である, とする.

より簡便な方法として THI-12 もある<sup>7)</sup>.

心理検査 SDS, SRQ-D(うつ), STAI(不安)については成書を参照していただきたい. それ以外に, visual analogue scale (VAS), quality of life (QOL) 評価になども使用される検査である SF-36(short-form 36 health survey)がある.

耳鳴検査とは異なるが, 聴覚過敏に関する質問票として論文で報告され, 国際的に比較的使用されている質問票として紹介されており, 我々が使用している聴覚過敏スコア邦訳版を表 4 に示す.



## 引用文献

- 1) Tinnitus Research Initiative Flowchart online より
- 2) 耳鳴研究会(編)：標準耳鳴検査法 1993, 1993.
- 3) 日本聴覚医学会(編)：耳鳴検査法：150-155. 聴覚医学の実際(改訂3版). 南山堂, 2009.
- 4) 新田清一, 小川 郁, 井上泰宏ほか：耳鳴の心理的苦痛度・生活障害度の評価法に関する検討. *Audiology Japan*, 45(6) : 685-691, 2002.
- 5) Newman CW, Jacobson GP, Spitzer JB : Development of the Tinnitus Handicap Inventory. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg*, 122(2) : 143-148, 1996.
- 6) Newman CW, Sandridge SA, Jacobson GP : Psychometric adequacy of the Tinnitus Handicap Inventory (THI) for evaluating treatment outcome. *J Am Acad Audiol*, 9(2) : 153-160, 1998.
- 7) Wasano K, Kanzaki S, Sakashita T, et al : A psychometric validation of the Japanese versions of new questionnaires on Tinnitus (THI-12 TRS, TRSw, TSS, and TSSw). *Acta Otolaryngol*, 133(5) : 491-498, 2013.
- 8) Khalifa S, Dubal S, Veuillet E, et al : Psychometric normanization of a hyperacusis questionnaire. *ORL J otorhinolaryngol Relat Spec*, 64(6) : 436-442, 2002.

