

表3 各群間で正答率の差が大きい単音節

	群間の正答率の差が 30%以上 40%未満	群間の正答率の差が 40%以上 50%未満	群間の正答率の差が 50%以上
明瞭度 70~100%と明瞭度 50~68%間	「け」「す」「そ」「つ」「て」「に」「ほ」 「ら」「ど」	「さ」「ち」「れ」「ろ」	「ず」
明瞭度 50~68%と明瞭度 0~48%間	「あ」「え」「お」「す」「そ」「つ」「は」 「ふ」「む」「め」「も」「ゆ」「わ」	「ひ」	「る」

た。また、すべての群で正答率20%以下と非常に低く、各群間で正答率の差が小さいように思われる「で」であっても、正常者の各単音節の正答率を100%に近いと考え、明瞭度をさらに細かく分類すると、「で」は明瞭度の非常に高い群間で正答率の差が大きい単音節と考え得ると思われる。また今回各群間で正答率に差が生じなかった「り」についても、明瞭度をさらに細かく分類すると、明瞭度の低い群間での正答率に差が大きくなる可能性がある。今後、明瞭度をさらに細かく分類し、明瞭度と単音節別正答率の関係を検討することが必要と思われる。

言葉の分別には周波数情報や時間分解能等様々な聞こえの能力が関連する<sup>9)</sup>といわれている。日常生活では聴力域値の上昇とともに、入力される周波数の情報が不足し、明瞭度の低下をおこすと思われる。今回の検討では極端な聴力像を呈している難聴者はおらず、最高明瞭度を得られると思われる音圧で測定していることから、各周波数とも十分な音圧が入力されていると思われる。しかし難聴者の場合十分な音圧が得られたとしても、正常者と比べて周波数弁別能が衰えているため、語音を弁別するための各周波数の情報が不足している可能性が考えられる。また周波数情報以外にも、時間分解能の低下や補充現象は語音明瞭度を悪化させると考えられる。特に時間分解能の低下は語音明瞭度に強く影響を及ぼしている可能性が指摘されている<sup>9)</sup>。このように様々な要素が語音弁別能を低下させ異聴を起こすと考えられるが、その詳細については不明な点が多い。今後、周波数弁別能、時間弁別能など語音弁別に関連する項目を詳細に評価し、異聴頻度と比較することで異聴のメカニズムの解明が期待される。

## ま と め

明瞭度別に明瞭度70~100%の群、明瞭度50~68%の群、明瞭度0~48%の群の3群に分類し、それらの各群での各単音節別正答率を検討した。明瞭度別の各単音節の正答率を、全症例の正答率の高い順にプロットした場合のグラフは、明瞭度の悪化とともに正答率の低い単音節から順に正答率が悪化するような傾向を示した。明瞭度が高い群でも正答率が低い単音節や、明瞭度が低い群でも正答率の高い単音節があった。これらの語音明瞭度と単音節別正答率の関係を考慮することは、聴能訓練の際などにおいて有用である可能性が示唆された。

## Percentage of correct answers to 57-S individual Japanese monosyllabic words in the hearing impaired

Sakie Akasaka, Tadashi Nishimura, Tadao Okayasu, Hiroshi Hosoi

Department of Otolaryngology and Head and Neck Surgery, Nara medical University

We examined the relationship between the speech discrimination score and the percentage of correct answers to individual monosyllabic words in 144 ears. The subjects were classified into three groups by the speech discrimination score. The percentage of correct answers in each group were plotted as a function of that in the subject population overall, and these graphs were compared with one another. The Decrease in the percentage of

correct answers were not observed equally for all the words, but for particular words for which the percentage of correct answers was low in the subject population overall. There are monosyllabic words for which the percentage of correct answers was high in the low speech discrimination score group. On the other hand, there were also monosyllabic words for which the percentage of correct answers was low in the high speech discrimination score group. The results of this study suggest that the relationship between the speech discrimination score and the percentage of correct answers should be taken into account while undertaking auditory training.

#### 参考文献

- 1) 広田栄子, 小寺一興, 工藤多賀: 補聴器適合における語音明瞭度の利用。Audiology Japan 31: 755-762, 1988
- 2) 阿瀬雄治: 補聴器の音場法による補聴効果の評価。JOHNS 11: 1387-1394, 1995
- 3) 小寺一興: 補聴器適合検査。Audiology Japan 50: 43-51, 2007
- 4) Hosoi H, Imaizumi S, Murata K et al: Hearing aid evaluation using psychoacoustical proximity between Japanese monosyllables. Audiology 28: 171-178, 1989
- 5) 細井裕司, 飯田覚, 村田清高, 他: 語音地図による補聴効果評価の追跡調査。日耳鼻 93: 590-595, 1990
- 6) 今泉敏: 聴覚障害者の聴覚特性に関する最近の研究。音響学会誌 47: 754-759, 1991  
(原稿受付 平成21.11.10)

---

別冊請求先: 〒634-8522

奈良県橿原市四条町840

奈良県立医科大学耳鼻咽喉・頭頸部外科教室

西村 忠己

Reprint request:

Tadashi Nishimura

Department of Otolaryngology and neck surgery,  
Nara medical University 840 Shijyo-cyo Kashihara  
city, Nara 634-8522, Japan

厚生労働科学研究費補助金

感覚障害研究事業

新しい音伝導ルートによる新補聴システムの開発  
－現存の気導補聴器が使用できない難聴者（耳漏のある耳、外耳道閉鎖症など）も使用可能な補聴器の開発－に関する研究

平成21年度 総括・分担研究報告書

研究代表者 細井 裕司

平成 22 (2010) 年 3 月

## 目 次

I. 総括研究報告	-----	1
軟骨伝導補聴に関する研究	-----	2
細井裕司		
II. 分担研究報告	-----	8
1. 軟骨導音の聞こえおよび方向感に関する基礎的検討	-----	9
阪口剛史		
2. 軟骨導補聴器の臨床研究	-----	16
西村忠己		
3. 圧電式軟骨伝導スピーカの開発	-----	22
吉野和巳		
4. 軟骨伝導補聴器の試作	-----	27
舘野誠		
III. 研究成果の刊行に関する一覧表	-----	36
IV. 研究成果の刊行物・別刷	-----	39



# Development of cartilage conduction hearing aid

H. Hosoi <sup>a</sup>, S. Yanai <sup>a,\*</sup>, T. Nishimura <sup>a</sup>,  
T. Sakaguchi <sup>a</sup>, T. Iwakura <sup>b</sup>, K. Yoshino <sup>c</sup>

<sup>a</sup> Department of Otorhinolaryngology, Nara Medical University,  
Kashihara, Nara 634-8522, Japan

<sup>b</sup> Department of Audiological Engineering, Rion Co., Ltd,  
3-20-41 Higashi-motomachi, Kokubunji, Tokyo 185-8533, Japan

<sup>c</sup> Development Department, Piezoelectric Device Division, NEC/TOKIN Co., Ltd,  
7-1-1 Asahi-Cho, Shiroishi, Miyagi 989-0223, Japan

\* Corresponding author: E-mail address: yanai@naramed-u.ac.jp

Received 13.02.2010; published in revised form 01.04.2010

## ABSTRACT

**Purpose:** The potential demand for hearing aids is increasing in accordance with aging of populations in many developed countries. Because certain patients cannot use air conduction hearing aids, they usually use bone conduction hearing aids. However, bone does not transmit sound as efficiently as air, and bone conduction hearing aids require surgery (bone anchored hearing aid) or great pressure to the skull. The first purpose of this study is to examine the efficacy of a new sound conduction pathway via the cartilage. The second purpose is to develop a hearing aid with a cartilage conduction transducer for patients who cannot use regular air conduction hearing aids.

**Design/methodology/approach:** We examined the hearing ability of a patient with atresia of both external auditory meatuses via three kinds of conduction pathways (air, bone, and cartilage). After the best position for the cartilage conduction transducer was found, audiometric evaluation was performed for his left ear with an insertion earphone (air conduction), a bone conduction transducer, and a cartilage conduction transducer. Then we made a new hearing aid using cartilage conduction and got subjective data from the patients.

**Findings:** The tragal cartilage was the best position for the cartilage conduction transducer. The patient's mean hearing levels were 58.3 dBHL, 6.7 dBHL, and 3.3 dBHL for air conduction, bone conduction, and cartilage conduction respectively. The hearing ability of the patients obtained from the cartilage conduction hearing aid was comparable to those from the bone conduction hearing aid.

**Practical implications:** Hearing levels using cartilage conduction are very similar to those via bone conduction. Cartilage conduction hearing aids may overcome the practical disadvantages of bone conduction hearing aids such as pain and the need for surgery.

**Originality/value:** We have clarified the efficacy of the cartilage conduction pathway and developed a prototype 'cartilage conduction hearing aid', which is the first hearing aid to use sound transmission via cartilage.

**Keywords:** Industrial management and organization; Safety and health management; Hearing aid; Sound conduction via tragal cartilage

**Reference to this paper should be given in the following way:**

H. Hosoi, S. Yanai, T. Nishimura, T. Sakaguchi, T. Iwakura, K. Yoshino, Development of cartilage conduction hearing aid, Archives of Materials Science and Engineering 42/2 (2010) 104-110.

## MATERIALS MANUFACTURING AND PROCESSING

## 1. Introduction

It is well known that physical function deteriorates with increasing age [1], and hearing ability is no exception [2, 3]. A hearing aid is usually supplied to elderly people with a hearing impairment. Given the aging of populations in many developed countries, the potential demand for hearing aids is increasing. Since the first appearance of digital hearing aids in 1987, there has been an explosion in the number of digital hearing aids on the market. The digital signal processing which is applied for the digital hearing aid improves noise suppression without deterioration of the auditory signal, acoustic feedback control, and word intelligibility, etc.[4-6]. The development of digital hearing aids is boon to the patients with hearing impairment.

Although such developments in digital hearing aids are expected to result in the better communication in patients with hearing impairment, patients who suffer from specific pathological conditions such as otorrhea or atresia of the external auditory meatus cannot benefit from common air conduction digital hearing aids, since the air conduction earphone cannot be used.

For patients with such pathological conditions, bone conduction hearing aids have been widely used [7, 8]. The bone conduction hearing aid also amplifies sounds but the sounds don't pass into the external auditory canal, instead the sounds are conducted to the bone of the skull. To transmit the sound to the skull, the bone conduction transducer should be positioned on the cranial bone at the retroauricular area. In the bone conduction hearing aid, the audio signal is converted into mechanical vibration and it is conducted into the inner-ear via the cranial bone.

The bone conduction hearing aid can be used by the patients with pathological conditions in their external auditory canal, however, the transmission efficacy of acoustic information is low because it relies on the vibration of the bone. In addition, despite fixation of bone conduction transducer is essential for comfortable use, an ideal method for fixation of the transducer has not yet been determined. And because the bone conduction transducer has to be strongly pressed on the skull for good transmission efficacy, many patients complain of pain and give up extended use. Since such problems are fatal for bone conduction hearing aids, bone anchored hearing aid (BAHA) was developed [9] for conductive and mixed hearing loss in 1977. The BAHA consists of two parts: a titanium implant with an external abutment, and a detachable sound processor. The sound processor transmits sound vibrations through the external abutment to the titanium implant. The vibrating implant sets up vibrations within the skull and inner ear, then finally stimulate the hair cells of the inner ear.

Although it can partially overcome the disadvantages of bone conduction hearing aids, there still remain several problems [10]. For example, to wear a BAHA, a surgical operation is needed to embed a titanium implant in the skull, which can introduce infection since a part of the implant is appeared in the air after the surgery. In addition, since the BAHA relies on bone conduction, the enough binaural hearing effect cannot be obtained.

Based on these backgrounds, we selected a piezoelectric transducer among several transducers [11-15] as the best transducer to solve these problems and effectively transmit auditory stimuli in hearing aids. Since we consider that auditory stimuli are transmitted via the cartilage of the tragus in this transducer, we call this as 'cartilage conduction'. In this study, we first examined the efficacy

of sound transmission via cartilage conduction. Second, we developed a hearing aid using a cartilage conduction transducer for patients who cannot use regular air conduction hearing aids.

## 2. Materials and methods

### 2.1. Participant

An 11-years old patient with atresia of both external auditory canals participated in this study.

The patient's right ear was completely imperforated, but there was a shallow recess at the opening of the left external auditory canal (Figure 1).



Fig. 1. Appearance of the opening of the external auditory canal in this case. There is only a shallow recess

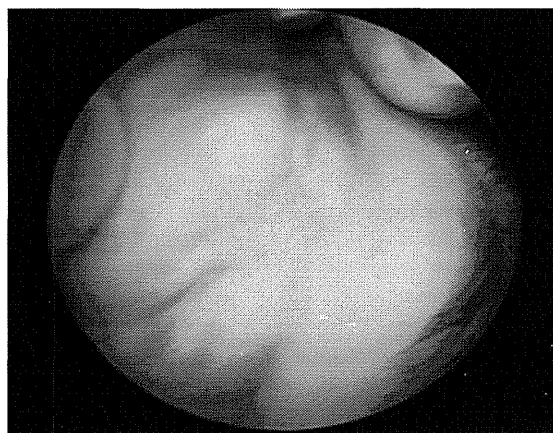


Fig. 2. Retroauricular area of the patient in this study. Since this patient has used a bone conduction hearing aid, a cave derived from the strong and lasting pressure of the bone conduction transducer was observed

Since a recess is needed to measure the hearing ability via air conduction, all measurements were performed on his left ear.

As this patient was diagnosed with moderate conductive hearing loss more than 10 years ago, he has used a bone conduction hearing aid. Since the bone conduction transducer requires strong pressure on the skull, this patient has complained of pain and annoyance with bone conduction hearing aid. In fact, a small collapse was observed at the spot where the bone conduction transducer was usually fixed (Figure 2).

**2.2. Apparatus**

The transducers for cartilage conduction were made up of the piezoelectric bimorph and covering material. The architecture of the transducer and its frequency-specific traits by several kinds of covering material are shown in Figure 3 and Figure 4, respectively. Covering materials used in the measurement is shown in Table 1.

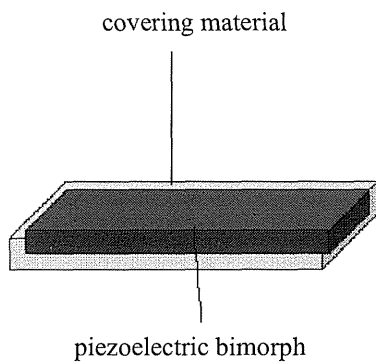


Fig. 3. Architecture of the transducer

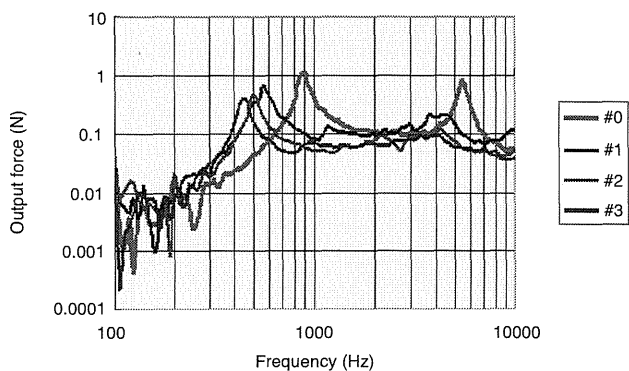


Fig. 4. Frequency-specific traits of transducer. #0 indicates that covering material was not used

They revealed that covering materials inhibit frequency-dependent changes in output force by controlling the secondary resonance point at 5.5 kHz, and relatively flat output force across frequencies could be obtained. And, it is able to control the frequency of primary resonance and obtain appropriate traits by changing the covering material.

Table 1.

Elastic modulus and thickness of covering materials used in the measurement

Covering material	Elastic modulus Y [GPa]	Thickness of covering material Tc [mm]
#0 -	-	-
#1 Silicone rubber A	0.0035	1.3
#2 Silicone rubber B	0.0035	2
#3 Silicone rubber C	0.0012	1.3

According to the measurement of the frequency-specific traits of the transducer, it became clear that the acoustic traits are controllable by changing the thickness or elastic modulus of covering material. Therefore, developed transducers are able to remodel for several applications by changing the covering material or its form. Figure 5 shows the prototype of organic-material-covered-transducers that are intended to be used in the hearing aids.

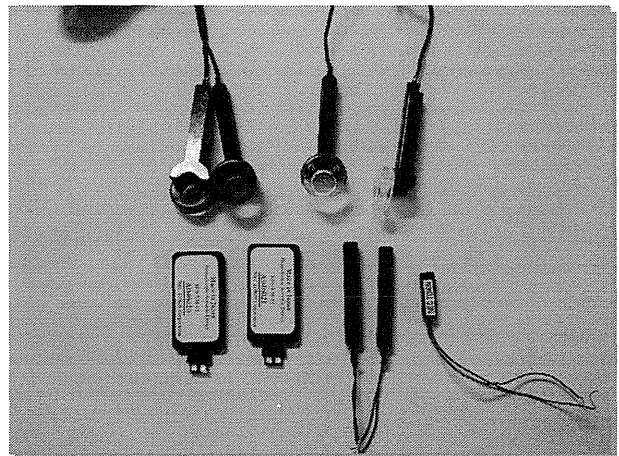


Fig. 5. Prototype of organic-material-covered-transducers aimed for the hearing aids

Among several prototypes of transducers, the acoustic traits of two transducers (KDS-UM-01 and KDS-UM-05) were measured with artificial mastoid (Figure 6). Both transducers contain piezoelectric bimorph, of which electrostatic capacitance between negative and positive terminals are 200 nF. Numbers of piezoelectric bimorph are six and four for KDS-UM-01 and KDS-UM-05, respectively. Our measurement showed that the acoustical output of low frequencies below 1 kHz is stronger in KS-UM-01 than in KS-UM-05, which is thought to be caused by the differences in the numbers of piezoelectric bimorphs

An audiometer (AA-7A; Rion, Inc., Tokyo, Japan) was used to measure the hearing ability of the patient. For air conduction, an insert earphone (Cabot Safety Corporation, Indianapolis, IN) was used. The earphone was calibrated to conform with the International Organization for Standardization (ISO) 389-2 before the measurement. For bone conduction, a bone conduction transducer (BR-41; Rion, Inc), which is an attachment of the audiometer, was used. This bone conduction transducer also

conformed to the ISO 389-3. For cartilage conduction, a selected piezoelectric transducer was used (Figure 7; hereafter called the 'cartilage conduction transducer').

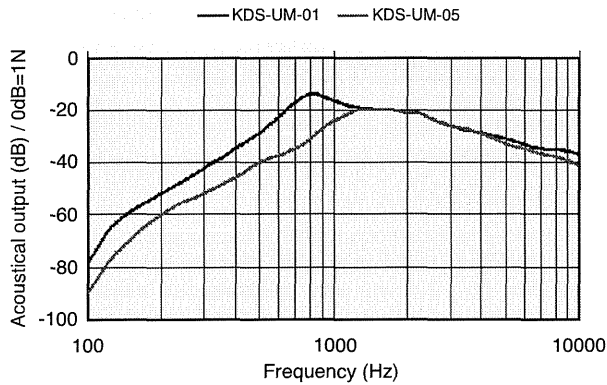


Fig. 6. Acoustic traits of transducers measured with artificial mastoid



Fig. 7. Piezoelectric transducer used in this study

### 2.3. Procedure

In order to compare three kinds of thresholds of the participant on the same scale, average hearing thresholds for three pathways were obtained from normal hearing subjects.

Since the right external auditory canal was completely closed, the data from the left ear is presented. After measurement of air and bone conduction, the cartilage transducer was softly attached to the patient's left tragus (Figure 8) and the cartilage conduction threshold was measured. The tragus was found to be the best position for sound transmission via a cartilage conduction transducer.

In advance of the experiments, he was provided written consent after being informed the nature of the experimental procedure and purpose of this study. All procedure used in this study were approved by the ethics committee of Nara Medical University.

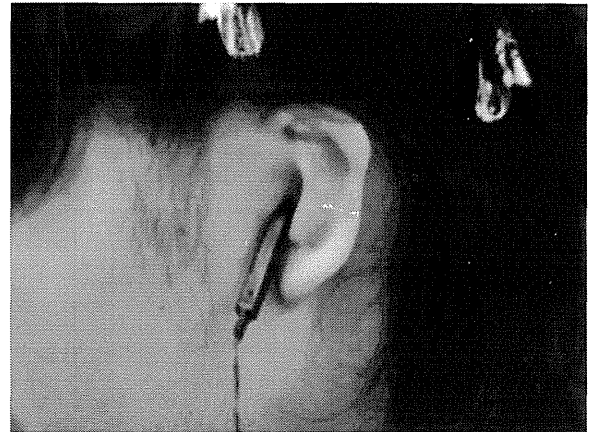


Fig. 8. Appearance of the cartilage conduction transducer attached to the patient's tragus (left ear)

### 3. Results and discussion

The thresholds obtained from the measurement of air conduction and bone conduction are shown in Figure 9. The mean hearing levels calculated by the three-frequency pure tone average were 58.3 and 6.7 dBHL for air conduction and bone conduction, respectively. Considering that this patient's hearing ability is impaired for air conduction but not bone conduction, *i.e.*, the air-bone gap is wide, he was diagnosed as conduction hearing loss.

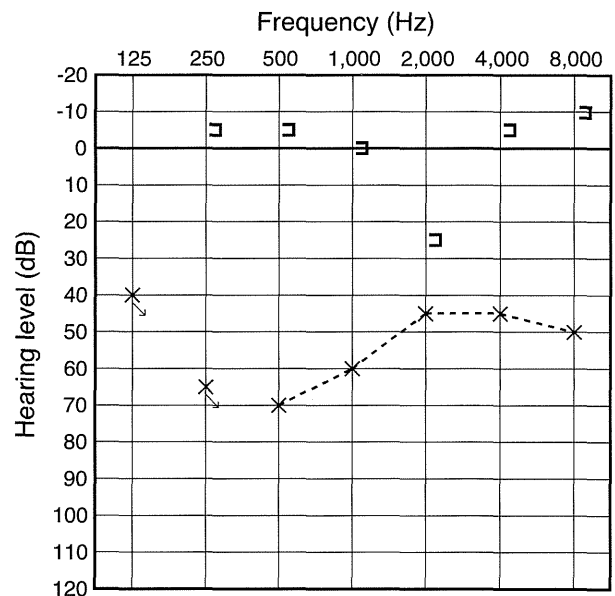


Fig. 9. The hearing thresholds for air and bone conduction on the audiogram (x: air conduction, : bone conduction)

The threshold for cartilage conduction is shown in Figure 10. The calculated mean hearing level was 3.3 dBHL, which



is superior to that of air conduction. When compared with bone conduction, the hearing level of cartilage conduction was comparable to that of bone conduction. Hence, the cartilage conduction root can be used in order to get the good hearing for the patient.

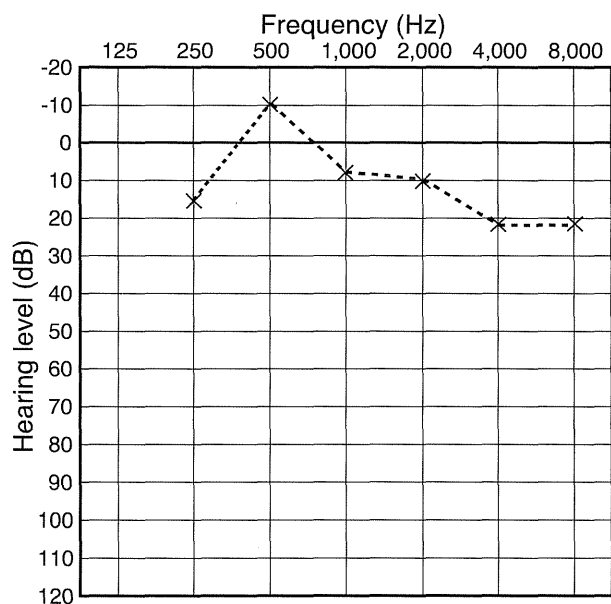


Fig. 10. The hearing threshold for cartilage conduction on the audiogram

Since we confirmed the efficiency of the cartilage conduction transducer in transmitting auditory stimuli, we applied this transducer to a hearing aid (Figure 11). This is the first hearing aid to use sound transmission via cartilage, and is referred to as a 'cartilage conduction hearing aid'.

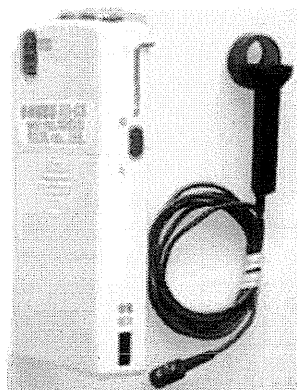


Fig. 11. Cartilage conduction hearing aid developed in this study. It consists of a cartilage transducer (right) and microphone/amplifier complex (white box on left). The red circle is convenient to fix the cartilage conduction transducer to the tragus

The transducer and the microphone/amplifier complex weigh 6 g and 69 g respectively. According to the description from patients using the cartilage conduction hearing aid, their subjective hearings were comparable to those of bone conduction hearing aids. Because neither strong pressure nor surgery is necessary for the cartilage conduction hearing aid, it is expected to be useful for patients who cannot use regular air conduction hearing aids.

Frequency responses of the cartilage conduction hearing aid were measured. The sensitivity of the microphone were calibrated as  $-52\text{dB}, 0\text{dB}: 1\text{V}/0.1\text{Pa}$ . The frequency response curves of the input voltage level to the cartilage transducer of the hearing aid at the maximum volume position are shown in Figure 12. Curves are plotted for the input sound pressure levels at 40, 50, 60, 70 and 80 dB. As input voltage level (decibels), the ratio of the RMS value of the voltage (reference value of 1V) that is transformed into common logarithm and then increased twenty-fold was used. The frequency response curves of the output force level from the cartilage transducer measured by the mechanical coupler (IEC 60373) for static force 3N is shown in Figure 13. As force level (in decibels), the ratio of the RMS value of the force transmitting vibration (reference value of 1  $\mu\text{N}$ ) that is transformed into common logarithm and then increased twenty-fold was used. The hearing levels calculated from the values of Figure 13 is shown in Figure 14. Those hearing levels were calculated based on the Reference Equivalent Threshold Force Level defined by ISO 389-3.

#### 4. Conclusions

Final purpose of the present study was to develop a cartilage conduction hearing aid suitable for practical use. For this aim, we examined the hearing ability of a patient with atresia of the external auditory meatus via three conduction pathways (air, bone, and cartilage). Our results showed that the patient's hearing ability was dramatically increased with cartilage conduction compared with air conduction to a level comparable with bone conduction. Since we had confirmed the efficacy of the cartilage conduction transducer in sound transmission, we made a prototype of a cartilage conduction hearing aid. Although the experiments on the cartilage conduction hearing aid are in progress, subjective reports from patients suggest that a cartilage hearing aid would be useful and practical.

Although the cartilage conduction transducer improved the hearing of this patient remarkably, the transmission pathway of auditory stimuli in cartilage conduction is still unknown. It is also not yet determined whether sound localization will be possible if cartilage hearing aids were worn on both ears. Research about the cartilage conduction hearing aid is in a germinal stage, these questions, and others regarding the practical use of cartilage conduction hearing aids, should be examined in future studies.

#### Acknowledgements

This research was supported by a Health and Labour Science Research Grants for the Sensory and Communicative Disorders from the Ministry of Health, Labour and Welfare, Japan.

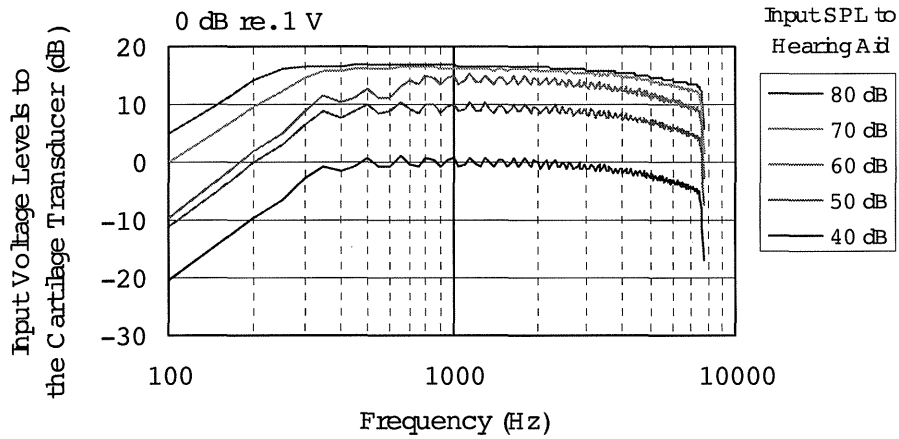


Fig. 12. Frequency responses curves of the cartilage conduction transducer

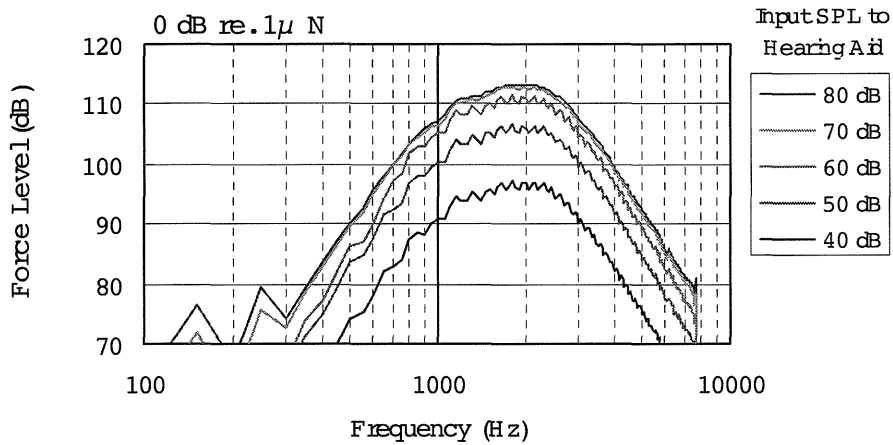


Fig. 13. Frequency response curves of the output force level from the cartilage conduction transducer

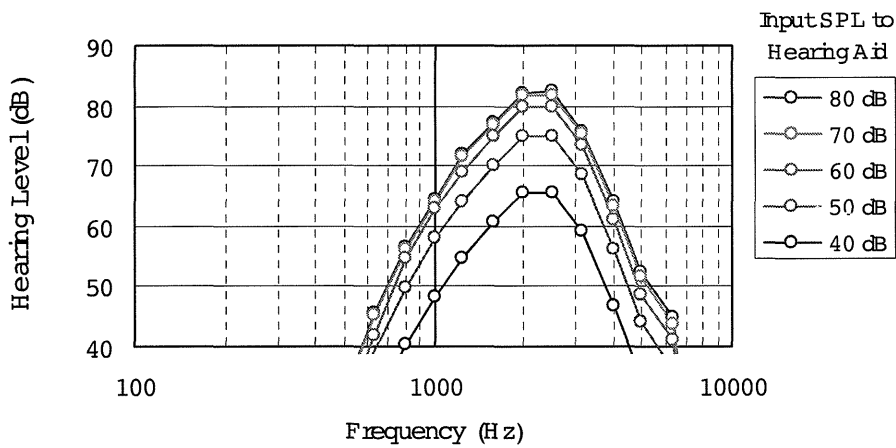


Fig. 14. Calibrated hearing levels of the cartilage conduction hearing aid

## References

- [1] P.L. Rice, *Health Psychology*, An International Thompson Publishing, Washington DC, 1988.
- [2] R. Stewart, A. Wingfield, Hearing loss and cognitive effort in older adults' report accuracy for verbal materials, *Journal of American Academy of Audiology* 88 (2009) 147-154.
- [3] P.A. Tun, S. McCoy, A. Wingfield, Aging, hearing acuity and the attentional costs of effortful listening, *Psychology of Aging* 24 (2009) 761-766.
- [4] J. Bondy, S. Becker, I. Bruce, L. Trainor, S. Haykin, A novel signal-processing strategy for hearing aid design: Neurocompensation, *Signal Processing* 84 (2004) 1239-1253.
- [5] C.V. Palmer, A. Ortmann, Hearing loss and Hearing aids, *Neurologic Clinics* 23 (2005) 901-918.
- [6] J.E. Preminger, R. Carpenter, C.H. Ziegler, A clinical perspective on cochlear dead regions: Intelligibility of speech and subjective hearing aid benefit, *Journal of American Academy of Audiology* 16 (2005) 631-632.
- [7] A.F.M. Snik, E.A.M. Mylanus, C.W.R.J. Cremers, Aided free-field thresholds in children with conductive hearing loss fitted with air- or bone-conduction hearing aids, *International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology* 30 (1994) 133-142.
- [8] H. Sohmer, S. Freeman, Further evidence for a fluid pathway during bone conduction auditory stimulation, *Hearing Research* 193 (2004) 105-110.
- [9] H.W. Yuen, D. Bodmer, K. Smilsky, J.M. Nedzelski, J.M. Chen, Management of single-sided deafness with the bone-anchored hearing aid, *Otolaryngology, Head and Neck Surgery* 141 (2009) 16-23.
- [10] M.A. Shirazi, S.J. Marzo, J.P. Leonetti, Perioperative complications with the bone-anchored hearing aid, *Otolaryngology, Head and Neck Surgery* 134 (2006) 236-239.
- [11] A. Banerjee, E.V. Bordatchev, S.K. Choudhury, On-line monitoring of surface roughness in turning operations with opto-electrical transducer, *International Journal of Manufacturing Research* 4 (2009) 57-73.
- [12] L. Bicci, A. Scorzoni, P. Placidi, L. Marrocchi, M. Cicioni, L. Roselli, S. Zampolli, L. Masini, I. Elmi, G.C. Carinali, A smart gas sensor for environmental monitoring, compliant with the IEEE 1451 standard and featuring a simplified transducer interface, *International Journal of Intelligent Systems Technologies and Applications* 3 (2007) 63-79.
- [13] R. Grimberg, A. Savin, R. Steigmann, Eddy current inner transducer with rotating magnetic field: application to PHWRs pressure tubes, *International Journal of Materials and Product Technology* 26 (2006) 177-186.
- [14] D. Liang, H.F. Xiang, L. Ying, Compressed-sensing photoacoustic imaging based on random optical illumination, *International Journal of Functional Informatics and Personalised Medicine* 2 (2009) 394-406.
- [15] X.J. Zhu, Y.X. Gao, H.J. Xu, A new ultrasonic vibration machine for honing, *International Journal of Computer Applications in Technology* 29 (2007) 216-29.

ISSN 1346-2067

文献略称 MB ENT

Monthly Book  
ENTONI  
エントーニ

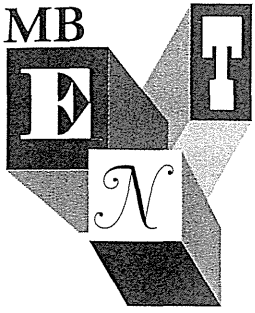
No.115 別刷

高齢者の補聴

—実地診療に役立つ最新の知識—

2010年5月15日発行

株式会社 全日本病院出版会



◆特集・高齢者の補聴—実地診療に役立つ最新の知識—

## 補聴器の適応

—聴覚障害者の来院から適応決定まで—

西村忠己\*

**Abstract** 補聴器の適応の決定は我々耳鼻咽喉科医が行う必要がある。その判断には聴力検査の結果が重要であるが、その結果だけに固執してはいけない。聴覚障害者の生活環境、職業、装用意欲などを考慮し、総合的に判断する。装用希望者の中には補聴器を装用しても期待する効果が得られにくい例もある。検査結果などから効果が少ないと思われる例に対しては本人と十分に相談の上適応を判断する。装用希望者の中には補聴器に対して過剰な期待を持っていることもある。補聴器の効果には限界があるため、期待が大きすぎると実際に装用したとき失望へと変わることもある。スムーズな装用へとつなげるためには適合を行う前に装用した場合の効果を十分に説明し、納得していただいた上で適合を行ったほうが良い。

**Key words** 補聴器 (hearing aid), 適合 (fitting), 聴力検査 (hearing test), 聴力障害 (hearing disability)

### はじめに

補聴器の適応の判断を行うのは耳鼻咽喉科医でなければならないが、その対象者すべてが耳鼻咽喉科を受診しているかという点必ずしもそういうわけではない。補聴器を希望する聴覚障害者の中には直接補聴器販売店を訪ねたり、補聴器販売店などが主催する試聴会に行き、その場で簡易的な聞き取りの測定を行い補聴器を作成することもある。また聴力の測定も受けずに通信販売で購入し使用しているものもある。このような耳鼻咽喉科を介さない販売経路で販売されている割合は決して少なくない。しかしそのような販売方法には様々な問題点が含まれている。もっとも大きな問題点は難聴の原因が不明のまま放置されることである。さらに聴力の測定は必ずしも防音室で実施されているのではなく、言語聴覚士や臨床検査技師のように十分な教育を受けた検者が検査を行うこともない。このため測定した聴力の精度は決して

良いとはいえ補聴器の適応に影響を及ぼすことがある。さらに補聴器販売業者が主体となると売り上げについて重視するあまり効果が期待できない症例に販売したり、高価な機種を販売したりとトラブルになるケースもある。このように問題点があるにもかかわらず多くの聴覚障害者が耳鼻咽喉科を受診せず販売店で直接行く理由は、補聴器が耳鼻咽喉科で適合を行っていることを知らないことや受診することの重要性について知らないためと思われる。また耳鼻咽喉科を受診する患者であっても、耳鼻咽喉科で補聴器の適合ができることを知らず、聴力検査を受けその結果を持って補聴器販売店に行き購入すると考えているものも多い。補聴器の適応の判断を行うのは我々耳鼻咽喉科医でなければならない。日常の診療現場だけでなく耳の日の相談会など各地で行われている聴覚障害者や高齢者を対象とした難聴や補聴器についての相談会や、各種メディアでそのことについて啓蒙していかなければならない。

\* Nishimura Tadashi, 〒634-8522 奈良県橿原市四条町 840 奈良県立医科大学耳鼻咽喉科学教室, 助教

表 1. 補聴器の適応の決定, 適合, 効果判定に必要な聴覚検査

必要不可欠な検査	純音聴力検査 語音聴力検査(語音弁別検査)
実施したほうが良い検査	不快レベルの測定
必ずしも必要ないが参考になる検査	快適レベルの測定 語音聴取閾値検査 SISI, DLSI などの補充現象を測定する検査 自記オーディオメトリ

### 聴覚障害者の来院

難聴を主訴に耳鼻咽喉科外来を受診する患者の多くは、難聴についての診断、治療を希望している。そのため、まず診察や聴力検査を行い、難聴の程度や原因を評価し、治療を行うことが第一であると考えられる。しかし診察の結果、老人性難聴のような治療不可能な障害や、手術などの方法で聴力改善の可能性があっても年齢、合併症、治療に伴うリスクを考慮し根治的な治療が行えない例などでは、患者の訴えである聴力改善は難しい。また治療によってある程度の回復が得られても実用聴力に至らないこともある。そのような場合日常生活で聴覚障害による何らかのコミュニケーション障害があれば、補聴器の装用を考慮することになる。これらの患者の中には補聴器の装用のことについて抵抗感を持つものもあり、例え老人性難聴であっても最初から補聴器ありきで話をするのではなく、難聴の原因や治療が不可能なこと、代替手段としての補聴器の必要性やその効果などについて十分に説明し、理解いただいた上で補聴器の適応を判断したほうがよい。

一方、外来受診者の中には補聴器を希望し受診する聴覚障害者もいる。補聴器希望者というだけで安易に聴力検査を実施し補聴器を適合するのではなく、この場合にも補聴器の適応を判断するためまず装用希望者の聴覚機能を正しく評価する必要がある。高齢者の難聴の原因は加齢とともに徐々に聴力が低下する老人性難聴だけとは限らない。特に左右差がある場合は何らかの疾患がある可能性が高い。難聴の原因について診断を行わず補聴器の装用を行うと疾患の症状をマスクするこ

とになり危険である。

難聴の診断にはいずれの場合も聴力検査を実施することとなるが、補聴器を前提としない場合は純音聴力検査のみを実施されることが多い。しかし補聴器の適合を考慮する場合は、純音聴力検査以外に語音聴力検査、SISI、DLSI、自記オーディオメトリ、快適レベルの測定、不快レベルの測定などを実施しておくこと適応の判断や適合に有用である(表1)。特に語音弁別検査は装用耳の決定や補聴効果の予測および評価に必要であり、必須の検査といえる。また不快レベルも最大出力音圧の決定など適合に有用な情報をもたらすため、できれば実施すべきである。

### 適応の決定

耳鼻咽喉科で聴力検査を行いその結果で「補聴器が必要である」あるいは「まだ必要ない」と言われたという訴えが時々ある。確かに補聴器の適応を判断する上で聴力検査の結果は重要である。しかしそれがすべてではなく補聴器の適応を判断するためにはその人の生活環境も考慮する必要がある。一人暮らしで普段出かけることの少ない場合は、軽度の難聴であれば聞こえにくいことによる障害を感じることは少ないと思われる。一方活動性の高い人や職業を持っている人では障害を感じる機会も多く何らかの補聴の必要性が高くなる。ここで聴力検査の結果からみたコミュニケーション能力について示す(表2)。補聴器の適応は一般的には純音聴力検査で良聴耳の平均聴力レベルが40 dB以上の聴覚障害者と考えられる。それは通常の話声の聞き取りを考慮した場合の基準といえる。それより軽度の難聴であっても、普段の会話で聞き違いが多い、聞き取れない等の訴えがあり、補聴器を装用することで改善が見込まれる症例は適応と考えられる。一方、難聴があっても実生活に支障がほとんどない場合は必ずしも適応とはならない。また聴力や日常生活でのコミュニケーション障害の程度から判断して補聴器の適応となる場合でも、本人に意欲がない場合に装用

表 2. 感音難聴における聴力とコミュニケーション能力のおおよその関係

良聴耳の平均聴力	コミュニケーション能力および補聴器装用
40 dB 未満	1対1の会話は聞き取れるが、小声での話や、会議や講演会の内容が聞き取りにくなどの訴えが多い。補聴器を装用する場合も常時使用の必要はなく、必要な場面での使用となる。
40 dB 以上 60 dB 未満	通常の会話でも聞き取りにくくなり、聞き返しが多いなどの症状がある。不自由を感じない場合耳鼻咽喉科を受診せず放置していることもある。語音明瞭度は保たれていることが多く、補聴効果は得やすい。聴力的には補聴器の装用が薦められる。
60 dB 以上 90 dB 未満	耳元で大きな声で話してもらわないと聞き取れない。会話によるコミュニケーションを行うには補聴器が必要と考えられる。語音明瞭度は症例ごとにさまざまであり、補聴器を装用しても理解できないこともある。
90 dB 以上	補聴器を使用しても聴覚情報だけでは十分に内容は理解できない。読話、筆談、手話などの併用が必要となる。補聴器は補助的な役割となる。

を強制してはならない。そのような例に補聴器の適合を行っても良い結果は得られない。また後迷路性難聴のため純音聴力に比べ語音明瞭度の悪い症例では、本人の望むような効果を得るのは非常に難しい。そのような例では、適応の決定に際しそのことを十分に説明を行う必要がある。装用効果があるかどうかの判断を、装用したときに本人が望む聞こえが得られるかどうかで行うと満足できる結果を得るのは難しい。装用していないときと比べてどの程度改善しているかで判断する必要がある。装用に伴うメリットがデメリットを上回れば良しとし、メリットがほとんどなくうるさいだけで不快感が強いなどデメリットが大きければ装用しないほうが良いこともある。聴力が両耳とも 90 dB 以上の難聴であれば、補聴器を装用しても会話を理解するのは難しい。このような例では会話を筆談など併用する必要があり補聴器は補助的な役割となる。また症例によっては人工内耳の適応となるため、その点を含めた相談が必要となる。このように適応の判断には、単に聴力検査の結果だけではなく、様々な要素を考慮し、総合的に判断することが必要である。

なお補聴器の適応を判断する際には、装用時や両耳装用についてのことも検討する必要があるこの点については他の項目で触れられるためここでは省略する。

### 良聴耳の聴力がほぼ正常な場合の 不良聴耳への適応

片耳で聞くよりも両耳で聞き取りを行った方

が、聞き取りだけでなく方向感、雑音下の聴取能の改善などにも役立ち有利である<sup>1)2)</sup>。このため良聴耳の聴力がほぼ正常であっても不良聴耳への適合にはある程度の効果が期待できる。しかし補聴器を装用することで両耳の聞き取る能力が等しくなるわけではない。その理由として装用耳の聴取閾値は正常ではなく良聴耳に劣ること、聴覚障害があることで聴取閾値の上昇以外に補充現象や明瞭度の低下などが不良聴耳に生じる点などが挙げられる。このため対面で会話する場合には補聴器を装用してもそのほとんどが非装用時である良聴耳から聞き取ることになり、実際に装用してもその効果が実感しにくい。つまり両耳の聴取能力の差が大きいと効果が得にくいと考えられ、これらの点を考慮し、適応を判断する必要がある。

### 会話音域の聴力がほぼ正常な場合の適応

会話音域はほぼ正常の聴力(30 dB 未満)であっても高音域に軽度の閾値上昇があり補聴器を希望する例がある。このような訴えは比較的若い聴覚障害者にみられ、「通常の会話は問題ないが小声での会話が聞き取れない」「同年代の友人との会話の内容で聞き取れないことがある」「聞き返し多い」などの理由で補聴器を希望することがある。このような軽度の聴覚障害者であっても効果があれば補聴器の適応と考えられる。しかし中低音域の聴力が保たれているので、十分な効果を得るため補聴器からの出力を上げると音が大きく入りすぎ、うるさくてしてられないことがある。通常の話声での聞き取りは問題ないが小声での会話が

聞き取れないという訴えに対して小声での聞き取りを重視すると、通常の話声が大きくなりすぎてしまうこともあり注意が必要である。また補聴器を装用することで外耳道を閉塞することとなり、圧迫感や閉塞感が出現し、時に装用してられないなどの不快感が強くなることもある。このような圧迫感や閉塞感に対しては最近急速に広がっているオープンイヤフィッティングを行うことで軽減が可能である。このように会話音域の聴力がほぼ正常な例では装用効果、装用に伴う不快感、費用を考えたとき必ずしも満足が得られるとは限らない。この点を本人とよく説明し相談の上適応を判断する。

### 聴覚障害の自覚が乏しい場合の適応

補聴器の相談のため受診する聴覚障害者の中には本人にそれほど自覚がなく家族に言われて受診する例も時々経験される。これらの聴覚障害者は、自身の聞こえが補聴器を必要とする程度まで悪くはなっていないと考えていたり、聞き取りにくいと感じるものの生活に不自由がないため必要ないと考えていることが多い。過去の検討では聞き取りが悪いかどうかの質問では聴覚障害について高い検出率が得られるものの、ハンディキャップの評価を行う方法では特に高齢者で聴力障害の検出率が悪かったことが報告されている<sup>3)</sup>。この原因として自身の聞き取りを過大評価してしまう可能性や、加齢による変化として聴覚障害を受け入れることで病識が乏しくなることなどが関与しているのではないかと考えられている。我々の検討でも聴覚障害者本人と家族がどの程度患者の裸耳の聞き取りを評価しているか比較したところ、本人の評価の方が有意に高い結果が得られた<sup>4)</sup>。このような聞き取りの過大な自己評価が補聴器の装用を妨げている一因となっていると思われる。また補聴器を装用し、コミュニケーション能力を改善させることでこの非装用時の過大な自己評価は低下した<sup>5)</sup>。最初は補聴器装用の意欲がそれほどない聴覚障害者であっても、実際に装用すると

高い満足度が得られることもある。このことからこのような聴覚障害者に対しては、まず障害の程度、補聴器の必要性、効果などを十分に説明し、できるだけ補聴器装用に対して前向きになってもらい、装用の意欲を高めた上で適合を行うことでよい結果が期待できる。

### 適応決定後、適合に際して 説明すべきことがら

補聴器の適合を行う前に、補聴器の必要性と効果について十分に説明し理解していただくことが大切である。補聴器に対する期待が大きいと実際に装用したときの聞き取りが期待に応える結果とならず幻滅し装用に至りにくい。また最初の装用で補聴器に対して悪いイメージが生じるとその後の補聴器適合に大きなマイナスとなる。

近年技術の進歩により、補聴器はデジタル化され様々な機能を持つようになった。その代表的な機能として、雑音抑制機能が挙げられる。しかし最新の機器であっても雑音が完全になくなり聞きたい音声のみ聞こえることはない。雑音下の聞き取りでは十分な補聴効果が得られないこともある。補聴器の装用経験のある場合はこの点についてある程度理解しているものの、装用経験のない場合雑音下での聞き取りを静かな場所での聞き取りと同じように期待していることが多い<sup>6)</sup>。補聴器はその名のとおりに、聞こえを補う機器であるため、その機能には限界がある。補聴器をすることで聴力正常者と同じ聞こえを得ることは難しい。閾値の上昇に対しては利得を大きくすることで音と聞かすことはできるが、聴覚障害者の障害は必ずしも閾値上昇だけではない。内耳性難聴で生じる補充現象ではラウドネスに対する感覚に変化が生じ響きやすい耳になる。それに対しては現在の補聴器は入力音の大きさに応じて増幅を変化させるノンリニア増幅で対応しているが、聴力正常者と同じ感覚が得られるわけではない。また語音明瞭度は時間分解能に強く影響を受けるといわれているが、この低下に対しては有効な対応方法は取



れていない。このため特に語音明瞭度の悪い難聴者では、補聴器を装用しても言葉の意味が理解できず、音が大きくなりうるさいだけと感じる聴覚障害者もいる。

以上のことを踏まえて、補聴器の適応を決定した場合は適合に先立ちあらかじめ予想させる効果と限界について説明を行い過剰な期待を持たせないようにする。そして補聴器の効果を評価する際には、希望通りの効果が得られているかではなく、どれぐらい現在の状態より改善が得られているかを指標に評価していただくように説明しておく。このように現実的な判断をしていただくことでスムーズな補聴器の装用につながると思われる。

## 文 献

- 1) 立石恒雄：補聴器のフィッティング 両耳装用と期待される効果. JOHNS, 11 : 1367-1372, 1995.  
**Summary** 両耳装用の効果の理論的な解説とアンケートによる評価結果を示し、両耳装用が有用であることが述べられている。
- 2) 神田幸彦, 城戸由美子, 松永倫子ほか：補聴器の最新知見 補聴器の両耳装用. JOHNS, 24 :

1337-1340, 2008.

- Summary** 両耳装用を行う上での利点とデメリット, コツについて解説されており、聞き取りには有用であると考えられる。
- 3) Nondahl DM, Cruickshanks KJ, Wiley TL, et al : Accuracy of self-reported hearing loss. Audiology, 37 : 295-301, 1998.  
**Summary** 難聴を評価する質問についても精度の高い評価方法は、シンプルに聞こえが悪いかどうか聞く質問であった。
- 4) 西村忠己, 吉田悠加, 細井裕司 : 高齢者の補聴器装用希望者の聞こえに関する自己評価と家族評価. Audiology Japan, 51 : 123-129, 2008.  
**Summary** 難聴者の聞こえに対する自己評価は家族評価より高く、特に年齢が高い群や聴力の悪い群で差が大きかった。
- 5) 西村忠己, 穴川美美, 斉藤 修ほか : 補聴器装用が難聴者の裸耳の自己評価に与える影響. Audiology Japan, 51 : 381-382, 2008.
- 6) Schum DJ : Perceived hearing aid benefit in relation to perceived needs. J Am Acad Audiol, 10 : 40-45, 1999.  
**Summary** 装用前に期待する装用効果は実際に得られた効果より高かった。また装用経験のない人では雑音下での聞き取りへの期待が高かった。

## 軟骨伝導によるラット聴性脳幹反応の測定

福田 芙美<sup>†</sup> 柳井 修一<sup>†‡</sup> 西村 忠己<sup>†</sup> 清水 直樹<sup>†</sup> 細井 裕司<sup>†</sup>

<sup>†</sup> 奈良県立医科大学 〒634-8522 奈良県橿原市四条町 840

<sup>‡</sup> 東京都健康長寿医療センター 〒173-0015 東京都板橋区栄町 35-2

E-mail: <sup>†</sup> a-fumi@naramed-u.ac.jp, <sup>‡</sup> yanai@tmig.or.jp

あらまし 我々は、外耳道に病的問題があり、通常の気導イヤホンが使用できない人のために、軟骨経由の音伝導方式（軟骨伝導）を用いた新しい補聴器の開発を行っている。本研究では、軟骨伝導による音伝導経路について動物実験により検討を行った。耳小骨除去による伝音難聴を片耳に作成したラットを用いて聴性脳幹反応(ABR)を指標とし、気導および軟骨伝導閾値を検討した。結果は、非除去側と除去側の差が気導で32.5dBであったのに対して、軟骨伝導では23.8dBで気導より差は小さかった。以上より軟骨伝導による内耳への音伝達は気導経路と同一ではないと考えられ、骨導の関与が示唆された。

キーワード 聴性脳幹反応, 軟骨伝導, ラット

### The measurement of auditory brainstem response (ABR) using cartilage conduction transducer in rats

Fumi FUKUDA<sup>†</sup> Shuichi YANAI<sup>†‡</sup> Tadashi NISHIMURA<sup>†</sup> Naoki SHIMIZU<sup>†</sup> and Hiroshi HOSOI<sup>†</sup>

<sup>†</sup> Nara Medical University 840 Shijo-cho, Kasihara-shi, Nara, 634-8522 Japan

<sup>‡</sup> Tokyo metropolitan geriatric hospital and institute of gerontology 35-2 Sakae-cho, Itabashi-ku, Tokyo, 173-0015 Japan

E-mail: <sup>†</sup> a-fumi@naramed-u.ac.jp, <sup>‡</sup> yanai@tmig.or.jp

**Abstract** We are developing a new hearing aid using cartilage conduction for the patient with problems in external auditory canals who cannot use regular air conduction hearing aids. The purpose of this study is to examine how sound stimuli are transmitted to the inner ear from the tragal cartilage. The thresholds of auditory brainstem response (ABR) were measured for air and cartilage conduction in rats with unilateral conduction hearing loss. It revealed that the average difference between the threshold of the hearing impaired ear and the normal ear in air conduction was 32.5dB and one in cartilage conduction was 23.8dB. These results suggested that the sound transmission in cartilage conduction is not the same as in air conduction and is also related to bone conduction pathway.

**Keywords** Auditory brainstem response(ABR), cartilage conduction, rats

#### 1. はじめに

聴覚は音が外耳、鼓膜を経て内耳に伝わることで生じる。また音が振動として頭蓋骨を経て内耳に伝わる

ことでも同様に聴覚を生じる。前者を気導、後者を骨導という。

補聴器は難聴者の聴力低下を補うために用いられる機器であり、上記の音の伝達経路から2種類に分類でき

る。一方は増幅した音を外耳道入口部へ挿入したイヤホンに出力する補聴器であり、気導補聴器と呼ばれる。他方は増幅した音を振動に変換し、頭蓋骨にあてた端子から伝える補聴器であり、骨導補聴器と呼ばれる。一般的には気導補聴器が用いられるが、外耳道閉鎖症や耳漏が原因で気導補聴器が使用できない例では、骨導補聴器を使用する。しかし骨導補聴器はヘッドバンド等によって端子を乳突部に強く圧着する必要があり、長時間装着すると痛みを伴うなどの問題点がある。既存の補聴器にみられるこのような問題点を解決するため、我々は耳珠軟骨に振動子を軽く接触させることで音の伝導が可能な振動子（以下 軟骨伝導振動子）の利用を考えた。軟骨伝導振動子を利用した補聴器（図1）の開発も行っている[1]。軟骨伝導振動子を用いた補聴器は既存の気導、骨導補聴器にみられる問題点を解決できる新しいタイプの補聴器であると考えられる。だが軟骨を介して音を伝導する経路（軟骨伝導）についてはこれまでのところ知見に乏しく、軟骨伝導における音の伝導経路が気導であるのか骨導であるのかは不明である。そこで本研究では、軟骨伝導における音の伝導経路を明らかにすることを目的として、耳小骨除去により作成した片側伝音難聴モデルのラットを対象として実験を行った。

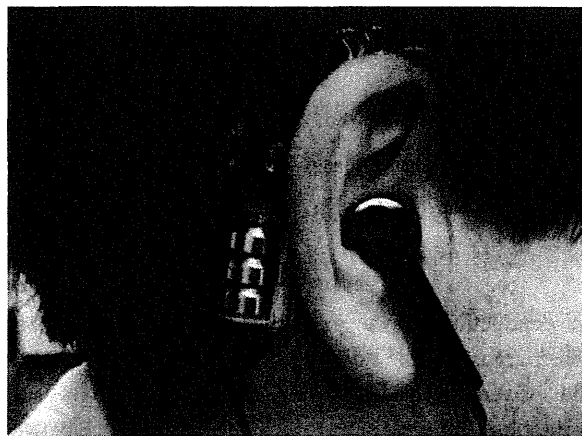


図1 軟骨伝導振動子を利用した補聴器

本研究では、聴性脳幹反応（Auditory brainstem response、以下ABR）を指標として、耳小骨除去側と非除去側の気導および軟骨伝導閾値を比較した。ABRとは音刺激を与えてから10msec以内に認められる蝸牛神経と脳幹部聴覚路由来の5~7つの反応成分からなる脳波であり、聴力を推定することができる。仮に軟骨伝導における音の伝導経路が気導と同じであるなら、

非除去側と除去側の反応閾値の差は気導・軟骨伝導とも等しくなると考えられる。反対に音の伝導経路が骨導と同じであるなら、伝音難聴は骨導に影響を及ぼさず、非除去側と除去側で軟骨伝導の閾値が等しくなると考えられる。

## 2. 対象と方法

Wistar系アルビノラットの10週齢、雄4匹を被験体として用いた。測定に先立ち、耳小骨除去による片側伝音難聴モデルラットの作成を行った。手術はペントバルビタール50mg/kgの腹腔内投与により麻酔下で行った。リドカインを耳後部に皮下投与し局所麻酔を行った後、耳後部を切開、中耳骨胞を開放した。その後ツチ骨・キヌタ骨を除去することにより、耳小骨連鎖の離断を行い、片側伝音難聴モデルラットを作成した。手術後1週間の回復期間を置いたのち、ABRの測定を行った。

作成した片側伝音難聴モデルラットにペントバルビタール50mg/kgを腹腔内投与し麻酔を行った。ABR記録電極には針電極を用いた。導出電極を頭頂、基準電極を測定側の耳後部、接地電極を左前肢に刺入した。

刺激音は持続時間0.1msecのクリック音を用いた。頻度は毎秒10回で交互位相とした。気導刺激の呈示はスピーカからチューブを接続した挿入型イヤホンYE-103J（エレガアコス、東京）を外耳道に挿入した。チューブからイヤホンまでの長さは10cmであった。また軟骨伝導刺激の呈示は振動子を耳珠に軽く接触させて行った。非除去側・除去側それぞれに対して気導と軟骨伝導で刺激音を呈示した。

刺激の提示及び脳波の記録には、Neuropack M1（日本光電工業、東京）を用いた。なお今回は気導と軟骨伝導における非除去側と除去側の差をみる実験であるので、Neuropack M1のデフォルト条件下の音圧表示をそのまま用いた。得られた脳波は100Hz-3000Hzのバンドパスフィルタを介して300回の刺激の加算平均から算出した。

気導、軟骨伝導の測定順序は擬似ランダムであった。刺激音の呈示は十分に明瞭な波形が得られる音圧から開始し、10dBステップで音圧を減衰させた。閾値付近では5dBステップで音圧を調整し、反応閾値を決定した。

これらの実験はすべて奈良県立医科大学動物実験マニュアル及び規則に基づいて行った。

### 3. 結果

非除去側の気導音刺激で得られた波形の例を図2に示した。次に除去側の気導音刺激で得られた波形の例を図3に示した。

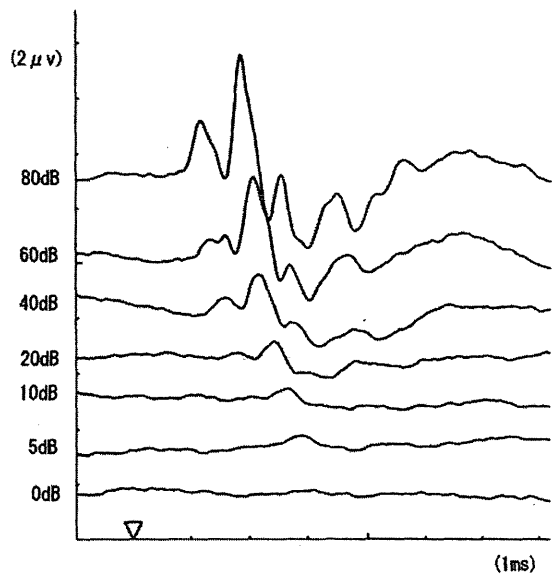


図2 非除去側の気導音刺激時に得られた波形

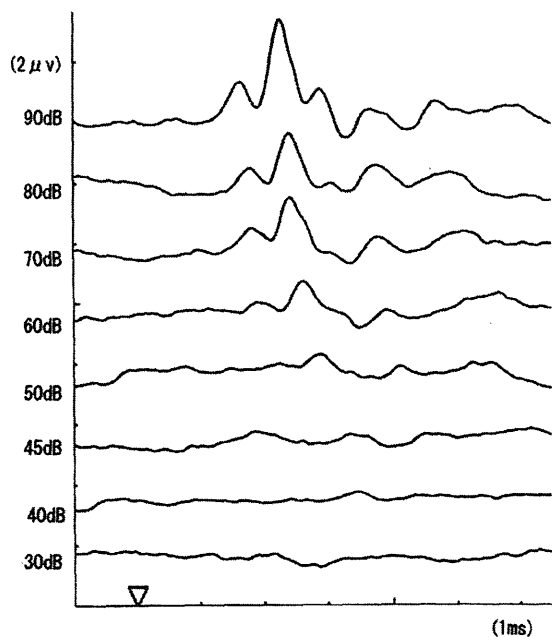


図3 除去側の気導音刺激時に得られた波形

次に非除去側の軟骨伝導刺激で得られた波形の例を図4に示した。気導音に比べ、若干不明瞭であるが4ms以内に4つの陽性のピークを認めた。波形は気導音刺激時と類似しており、ABR第I波から第IV波に相当するものと考えた。次に除去側の軟骨伝導刺激で得られた波形の例を図5に示した。

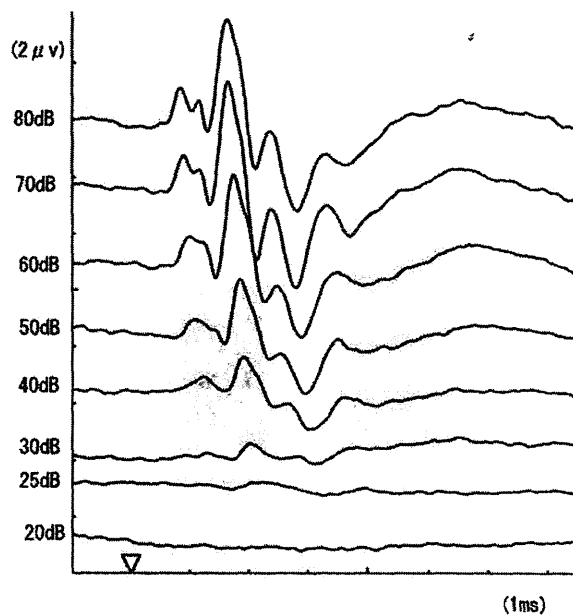


図4 非除去側の軟骨伝導音刺激時に得られた波形

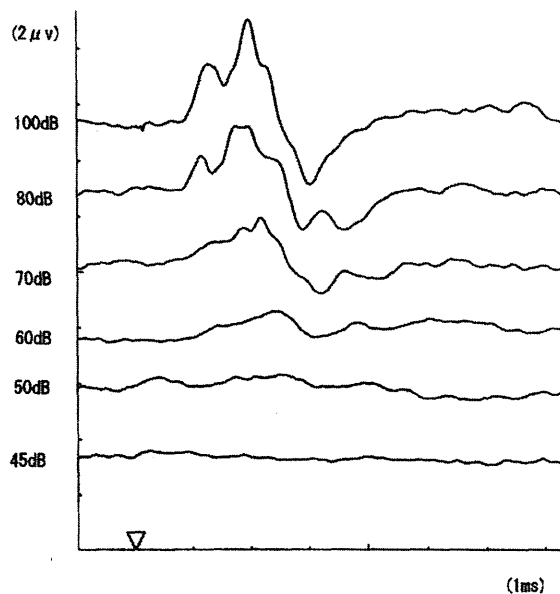


図5 除去側の軟骨伝導音刺激時に得られた波形