

# 電気刺激により音源方向を提示する 耳掛けデバイスの開発

大 惠 克 俊, 田 嶋 一 滉

鹿児島県霧島市国分中央1丁目10番2号

## Development of ear-hooking device for presentation of sound direction by electrical stimulation

Katsutoshi Oe, Kazuhiro Tajima

1-10-2, Kokubu-chuo, Kirishima City, Kagoshima

**Abstract:** There are two types of hearing loss: sensorineural hearing loss, which is a problem with the sound transmitting organs and can be corrected with a hearing aid, and sensorineural hearing loss, which is a problem with the sensorineural organs and cannot be corrected with a hearing aid. Another type of hearing loss is unilateral hearing loss, in which one ear is deaf and the direction of the sound source cannot be determined, which is inconvenient when communicating or responding to danger. When sensorineural hearing loss and unilateral hearing loss are combined, normal hearing aids are unable to assist the patient and daily life becomes difficult. To solve this problem, we have developed a device that transmits only the direction of the sound source to the user using the difference in arrival time between the left and right sounds and a stimulus. We have been using haptic stimulation by vibrating motors for the stimulation, but now we are studying electrical stimulation. The method is to apply voltage using electrodes and to change the voltage, frequency, and waveform to investigate the perceptibility of the electric stimulus.

In this report, we used square electrodes cut out of aluminum foil and investigated the effect of the size of the electrodes in addition to the above conditions. In addition to the above conditions, the effect of the size of the electrodes was also investigated. As a result, it was found that, basically, the higher the voltage, the better the sensation, but there was no clear relationship with the frequency. In addition to the above conditions, the effect of electrode size was also investigated.

**Key words:** Electric stimulation, Information presentation device, Hearing aid system, Unilateral deafness

### 1. はじめに

聴覚機能に何らかの障害を持ち、身体障害者障害程度等級表によると平均聴力レベルが 90dB を超えると耳介に接しなければ大声語を理解出来ず、通常の会話がほとんど聞き取れなくなる[1]。このような患者を重度難聴者と呼ぶ。難聴は外界に近い箇所にあり音を伝える伝音器に問題があり補聴器の効果が期待できる伝音性難聴と、体内にあり感音器に問題があり補聴器等では対応が出来ない感音性難聴とに分類される。また、片耳が聞こえない一側性難聴があり、これは音源の方向の特定が困難であるためコミ

ュニケーションや危険時の対応等に問題を来すものである。さらにこれら両者が複合された「感音性片耳難聴」を患うと、通常の補聴器では補正しきれないため日常生活に気象を来す。そこで我々は、左右の耳へ到達する音の到達時間差と、触覚刺激を用いて音源方向「のみ」を使用者に伝えるデバイスの開発を行ってきた。これまでに触覚に刺激を与える手法として、小型モーターで生成する振動を用いてきた[2,3]。しかしモーターでは起動時間等の問題により、十分な反応速度を得られなかった。そこで刺激を与える手法として電極を用いた電気刺激に変更することにした。

本報告では、アルミホイルを正方形に切り出した電極を用い、電極に印加する電圧、周波数、波形および電極の大きさ、電極間距離に関して評価を行う。さらに耳へ装着する耳かけユニットの作製および実際に耳周辺の電流を印加する箇所に関する検討も行う。

## 2. 感音性片耳難聴

### 2.1 難聴の種類

音とは空気の疎密波であり周期を持った振動である。人間の聴覚器官である耳は、耳介により集められ外耳道に入ってきた空気振動(音)を鼓膜により機械振動へ変換し、その振動を耳小骨で蝸牛へと伝え、蝸牛内部のリンパ液を振動させる。その振動を蝸牛内の基底膜上の有毛細胞により神経パルスに変換し、聴神経を經由して大脳の聴覚中枢に伝えることで音声として認識している。ここで音声は空気または機械振動の状態では伝えられる区間である耳介から蝸牛までを伝音器官と呼び、神経パルスとして伝えられる区間である蝸牛内部の有毛細胞から聴神経、大脳までを感音器官と呼ぶ。これらの器官のいずれかに障害を起こすことで、聴力が低下することを難聴と呼ぶ。

難聴はその原因となっている箇所により伝音性難聴と感音性難聴、および両者の混合された混合性難聴に分類される。伝音性難聴は上述の伝音器官に何らかの障害を生じることにより引き起こされるものであり、体表や体表に近い箇所での障害であることから治療がし易く、また空気の、機械的振動を伝える箇所であるため補聴器などの音を増幅する器具を使用する事で解決する場合が多い。しかし感音性難聴の原因となる感音器官において、音はすでに神経パルスに変換されており補聴器の効果はほとんど得られない。さらに感音器官は体表から離れているため、外科的治療も難しくなる。これらの点から、感音性難聴は治療が困難な難聴である。

### 2.2 片耳難聴

片耳が何らかの原因で難聴になった状態を片耳難聴と呼ぶ。片耳難聴は突発性難聴[4]やムンプス難聴が原因となることが多く[5]、片方の耳は健常であるため音声情報は得られるものの、健常者が行っている両耳での音源方向の特定を行うことが不可能であるため、注視していない状態で声をかけられた際に発声者が分からずコミュニケーションに支障を来したり、自動車のクラクション等の危険を知らせる信号の方向が分からないため、危険察知能力の低下を招くこともある。

難聴の原因が伝音性であれば補聴器等の装置を使用することで解決可能となる場合が多いが、感音性であればその解決は難しい。また片耳難聴者のために難聴側の耳に装着したマイクで検出した音声を健

聴側に提示することで情報の補償をしようとするクロス補聴器[6]が存在するが、音源方向を提示することは困難であり、これまでに感音性片耳難聴者に対して音源方向を提示するデバイスは実現されていない。

## 3. 片耳難聴者用聴覚補助システム

### 3.1 概略

一側の耳が難聴であっても、音の来る方向を判断することができれば健常者と同様の対応が可能となる。そこで音の到達時間差を利用して音源の方向を検出、使用者に提示するデバイスの実現を目指し図1に示す補聴システムを提案した[2]。

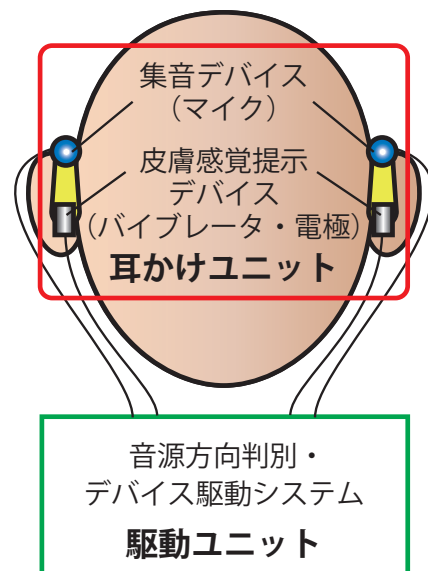


図1. 補聴システムの概略図

本補聴システムは耳かけユニットと駆動ユニットで構成される。耳かけユニットは集音デバイスであるマイクと皮膚感覚刺激デバイスであるバイブレータもしくは電極を内蔵し、駆動ユニットは音源方向判別およびデバイス駆動システムが搭載されている。本補聴システムは以下の順序で動作する。

- 1) マイクで左右の耳付近での音を測定。
- 2) 音源方向判別システムで音源の体中心線に対する方向を判別。
- 3) 音源方向の皮膚感覚提示デバイスを駆動し使用者に方向を伝達。

これまでに皮膚感覚提示デバイスとしてバイブレータを用いた耳かけデバイスを作製し、その有効性についての検証を行った。本デバイスの試作品を図2に、使用の様子を図3に示す。軽量小型とするために、集音デバイスとして Knowles Electronics 社製の超小型シリコンマイクロフォン SP0103NC3-3 を使用した。その結果、到達する音波に対して正しく音源

方向を提示する確率は、正面および後方正面から 30 度以上の角度を持たせた場合、右側で 80%，左側で 86.7% と高い値を示した。しかしながら左右からの音波の到達時間に差が無い、前方および後方正面の音源に対しては正しく判断をすることができなかった。以上の点から、正面以外の音源方向の提示に関しては本デバイスの有効性が確認されている[7]。



図 2. 試作ユニット



図 3. 装着時の様子

### 3.2 情報提示方法に関する考察

前節で示した耳かけユニットでは、情報提示に小型電気バイブレータを使用した。本バイブレータは軽量小型で情報提示に十分な振動を発生可能であったが、性能評価において以下に示す 2 点の欠点が明らかとなった。

- 1) バイブレータがマイク近傍にあるため、振動時にマイクがその音を検出する。そのため一旦バイブレータが振動を始めると、新たな音の検出が妨げられることとなる。
- 2) バイブレータは通電してから振動を開始するまでに 8 ms 程度の遅延時間がある。一つの音源から発する音が左右の耳へ届く時間差である両耳時間差は最大でも 1 ms 未満であり[8]，将来的に左右の時間差をそのまま振動で提示しようとする際に十分な制度を出すことが困難である。

従って、情報提示時に振動などの音の発生を伴わず、遅延時間がほぼ 0 である電気刺激が情報提示に適していると考えられる。そこで使用者への情報提示方法を、これまでのバイブレータを用いた振動から、電気刺激による皮膚刺激に変更して研究を進めることとした。

## 4. 電気刺激による情報提示

### 4.1 生体への電気刺激

人体に電圧をかけ、電流が流れるときに刺激を感じる。この流れる電流の値により、刺激の程度が変わってくる。例えば 1 mA であれば感じる程度、5 mA になると痛みを感じる程度、10 mA になれば我慢できない程度であり、20 mA を超えると痙攣などを引き起こし、50 mA を超えると生命に危険をおよぼす

こととなる。また人体にも電気抵抗があり、皮膚抵抗が約 2,500  $\Omega$ 、血液、内臓、筋肉等が約 1,000  $\Omega$  であると言われている。最初に電圧をかけられる皮膚の接触抵抗は、乾燥時は 2,000  $\Omega$  から 5,000  $\Omega$  程度、汗ばむと 800  $\Omega$  とされている[9,10]。以上の点を考慮に入れ、実験時に生体に印加する電圧を決定する。

### 4.2 目的

電気刺激による情報提示の指標とするため、被験者に与える電気刺激の条件と、その感じ方の特性についての評価を行う。本実験においては、電極の寸法、印加周波数および印加電圧を評価パラメータとし、それぞれにおいての被験者の感じ方について評価した。

### 4.3 実験方法

皮膚への刺激についての評価を行うため、本実験では測定が行いやすい下腕表面に電極を貼付した。印加波形の違いによる感じ方への影響についての予備実験において、正弦波、矩形波、ノコギリ波、三角波を用いて評価を行ったが、結果としてほとんど差異が見られなかった。従って本実験では正弦波を使用することとした。

図 4 に実験装置の概略図を示す。電極はアルミ箔を用いて作製し、それぞれの寸法は 10 mm  $\times$  10 mm, 20 mm  $\times$  20 mm, 30 mm  $\times$  30 mm とした。被験者は健常な 20 代男性 1 名、電極は被験者の下腕表面に、中心間距離を 50 mm とし貼付した。印加電圧の発生及び印加は、National Instruments 社製 LabVIEW 2012 を用いて行った。さらに印加電圧の最大値は 10 V (20 Vp-p) とし、これは皮膚抵抗が乾燥時で最小となる 2,000  $\Omega$  であっても 5 mA となるため、安全性も問題ないと考える。実験手順を以下に示す。

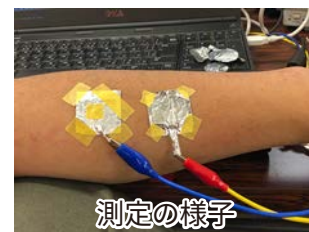
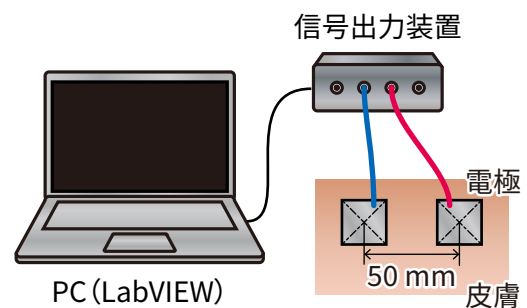


図 4. 実験装置の概略図





との電気抵抗が大きいことが原因であると考えられる。従って、低い印加電圧で刺激を提示するためには電極を大型化する必要があることが明らかとなった。しかし 20 mm × 20 mm と 10 mm × 10 mm の結果が同じになったことから、電極を 20 mm × 20 mm よりも少ない面積としても、少なくとも 10 mm × 10 mm のサイズがあれば刺激の感じ方に大きな差が無いとも言える。目的としている情報提示デバイスは、耳にかけるとい条件があるため外見にも影響をおよぼすため、電極寸法をあまり大きくすることはできない。従って、10 mm × 10 mm を最低寸法として耳かけデバイスの設計を行う。

## 5. 耳裏への電気刺激による情報提示

### 5.1 目的

本研究で実現しようとしている「耳かけ型」情報提示デバイスでは、耳周辺へ電気刺激を行うことを想定している。そこで、耳周辺への電圧印加を想定して、印加する場所とその感じ方を評価する。

### 5.2 実験方法

図 5 に示す耳の周辺の筋肉のある箇所（上耳介筋付近:A、後耳介筋付近:B）および乳様突起周辺（C）のうち A と B、B と C、C と A のように 2箇所を選び電極を貼付、電圧を印加して最も電気刺激を感じた電極の組み合わせを選定する。使用する電極の寸法は、貼付箇所のスペースの都合上 15 mm × 15 mm とした。また印加する電圧は、予備実験より求めた 10 Vp-p、50 Hz の正弦波とした。前章で求めた電圧および周波数より双方とも小さい値であるが、耳裏という比較的湿潤な環境であるため皮膚抵抗が下腕部よりも少ない点、設置箇所の制限から電極距離を 50 mm 取るのが不可能であり、電極間距離を短くしてはならなかったこと等が原因であると考えられる。

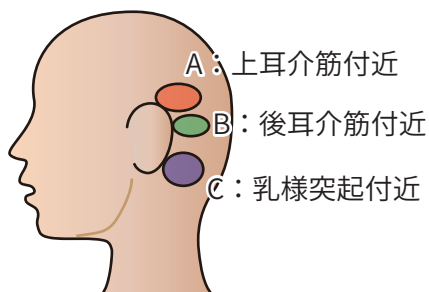


図 5. 耳裏への電気刺激を行う箇所

### 5.3 結果および考察

表 2 に電極の組み合わせごとの電圧を印加した際に被験者が感じたか否かについての結果を示す。表 2 に示すとおり、A、B および A、C では電気刺

激を感じる事ができなかったが、B と C を用いた組み合わせでは電気刺激を感じる事ができた。電極間距離は A-B で約 20 mm、B-C で約 40 mm、A-C で約 60 mm であった。B-C では感じられたがより距離の近い A-B で感じられなかったことにより、電極間距離はあまり影響がないことが考えられる。また、A-C および A-B で感じられなかったのに対し、B-C で感じられたことから、何らかの原因で A 付近の電気抵抗が高かったのではないかと推測される。結果として電圧を印加する箇所として、B および C が適していることが明らかとなった。

表 2. 耳裏への電気刺激を行った箇所

		電極 1 設置箇所		
		A	B	C
電極 2 設置箇所	A	/	×	×
	B	×	/	○
	C	×	○	/

### 5.4 電気刺激用耳かけユニット

上述の結果より、後耳介筋付近と乳様突起付近に 15 mm × 15 mm の電極を装着できる耳かけユニットの試作を行った。試作ユニットの外形図を図 6 に示す。全体の形状は過去の研究で得られたかけ心地のよい形状[12]を基に作成した。耳当てユニット上端部には前出の超小型マイクロフォン SP0103NC3-3 を格納するスペースを設け、また配線のため全体的に中空構造とした。ユニット後部には装着する電極へ電源を接続するための穴を 2 箇所開け、ここから本体および電極への電源供給用の電線が取り出される。また従来設置されていたバイブレータ用の穴は閉鎖された。

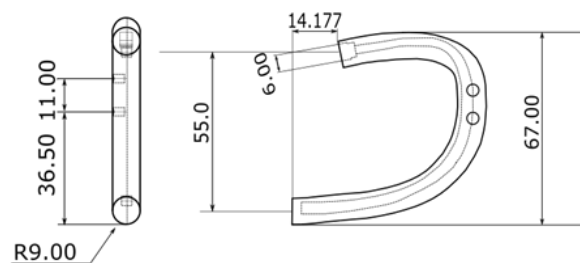


図 6. 電気刺激用耳かけユニットの概略図

図 7 に試作した耳かけユニットを示す。本ユニットは formlabs 社製の光造形式 3 次元プリンタ Form 2 で作製され、材料は同社製フレキシブルレジンが使用された。図 8 に装着時の様子を示す。このように本デバイスの 2 つの電極は前節で求めた貼付箇所 B および C に押し当てられており、実際に 10 Vp-p、50 Hz の正弦波を印加したところ、被験者は電気刺激を感じる事が確認された。



図 7. 試作電気刺激用耳かけユニット



図 8. 耳かけユニットの装着時の様子

## 6. 結言

本報告では、音源方向を提示する補聴システムの実現を目指して、従来の振動による情報提示から電気刺激による情報提示への変更を提案し、電気刺激に関する基礎実験およびそれを基にした電気刺激型耳かけユニットを試作した。以下に得られた知見を述べる。

- 1) 刺激用電極の表面積は大きい方が低い電圧、低い周波数で情報提示が可能。
- 2) 20 mm × 20 mm と 10 mm × 10 mm の電極サイズでは、被験者が感知する電圧、周波数は同じ。
- 3) 30 mm × 30 mm では 450 Hz 以上の周波数で低い電圧でも感知することができた。
- 4) 耳裏へ印加する際は後耳介筋付近と乳様突起付近に電極を配置するとよい。
- 5) 試作電気刺激用耳かけユニットは 10 Vp-p, 50 Hz 印加時に正常に動作した。

今後は被験者の数を増やして電気刺激への反応実験を行い、電極の設置箇所の最適化やより詳細な印加電圧、周波数等の導出を行うことで、より安定した電気刺激デバイスの作製を進める予定である。

## 参考文献

- [1] 身体障害者障害程度等級表, 身体障害者福祉法施行規則別表第 5 号, [https://www.mhlw.go.jp/web/t\\_doc?dataId=83008000&dataType=0&pageNo=1](https://www.mhlw.go.jp/web/t_doc?dataId=83008000&dataType=0&pageNo=1) (参照 2021-06-01)
- [2] 中野拓也, 仮屋孝二, 大恵克俊, 片耳難聴者用音源方向指示システムの開発, 日本機械学会九州支部学生会第 46 解卒業論文発表講演会予稿集, pp.327-328, 2015
- [3] K.Oe, M.Iwae, K.Kariya, Vibration type hearing aid system for unilateral deafness patients, Proceedings of RESNA/NCART 2016, <https://www.resna.org/sites/default/files/conference/2016/cognitive/oe.html>, 2016 (参照 2021-06-01)
- [4] 突発性難聴とは (症状, 原因, 治療など), <https://doctorsfile.jp/medication/220/> (参照 2021-06-01)
- [5] 水川知子, 水川敦裕, 松岡るみ子, 他, 小児ムンプス難聴の臨床的検討, 小児耳鼻咽喉, Vol.32, No.3, 2011
- [6] 立入哉, 今井香奈, 有線式 CROS 補聴器の開発と一側性難聴者への適用 外耳道レシーバ留置式耳かけ型 (RIC) 補聴器を用いた [EHIME] を利用して, Audiology Japan, Vol. 64, No.2, pp.127-185
- [7] 大恵克俊, 仮屋孝二, 振動により音源方向を呈示する補聴システムに関する研究, 第一工業大学研究報告, vol.29, pp.34-46, 2016
- [8] G.F.Kuhn, Physical acoustics and measurements pertaining to directional hearing, Directional Hearing, Proceedings in Life Sciences, Springer, New York, pp.3-25, 1987
- [9] 感電のおはなし, <https://www.hochan.jp/knows/electric/> (参照 2021-06-01)
- [10] 感電 [https://www.kyushu-qdh.jp/public\\_interest/howto\\_electlic/shock/](https://www.kyushu-qdh.jp/public_interest/howto_electlic/shock/) (参照 2021-06-01)
- [11] 金井寛, 体表面電極の電気特性, 医用電子と生体工学, Vol.21, No.7, pp.537-544, 1983
- [12] 大恵克俊, 振動により音源方向を呈示する聴覚補助システムに関する研究, 第一工業大学研究報告, Vol.30, pp.29-32, 2018