

平成26年度厚生労働科学研究費補助金
障害者対策総合研究開発事業事業（感覚器障害分野）
分担研究報告書

中高度難聴者への超磁歪素子を用いた埋め込み型骨導人工中耳の開発

研究分担 神崎 晶 慶應義塾大学医学部 耳鼻咽喉科 講師

研究要旨

既存の骨導補聴器よりも侵襲や埋め込み後の感染症に対するリスクが小さく、患者の負担が少ない、超磁歪素子を振動子とした側頭部皮下完全埋め込みタイプの補聴器の開発を行った。本報告では、体内-外ユニット間の信号伝送に伝送効率の良いAM信号を用いるものとし、AM信号から音声信号を取り出すための復調回路の検討を行った。更に、復調時の音質についても検討を行った。その結果、復調回路としては並列型復調回路が適しており、変調度を50%程度に抑えれば、ひずみの少ない音声を再現可能であることが示された。

A. 研究目的

補聴器は気導音を利用する気導補聴器と、骨導音を利用する骨導補聴器に分類される。気導補聴器は外耳道内における音の反射やハウリングなどの影響により、高音域まで歪みが少なく正確な音圧増幅特性の実現が困難なことや、イヤプラグによる閉塞感がある。骨導補聴器は非埋め込み型と埋め込み型があり、非埋め込み型は加振力が不十分であり、皮膚を圧迫し痛みを伴うといった欠点がある。Bone Anchored Hearing Aid (BAHA) に代表される埋め込み型は、音質に優れ補聴性能が良いが、振動子を装着するインプラント端子が皮膚表面に露出しているため感染症を引き起こしやすいこと、特に高音域における出力不足が問題点として挙げられる。そこで我々は、側頭骨の皮膚下に埋め込む新たな骨導補聴器の開発を行ってきた。本補聴器は、体外ユニットと体内ユニットに分離することで体内ユニットの完全埋め込みと小型化を実現し、侵襲の低減、衛生管理に優れるという利点がある。今年度は、体内ユニットに磁界共鳴方式を取り入れた復調回路を採用し、骨導振動子の加振力評価を行った。また復調回路の音質評価を行い、経皮伝送法の最適化を行った。

B. 補聴器概要

本補聴器の構成を Fig. 1 に示す。マイク、サウンドプロセッサ、送信コイルからなる

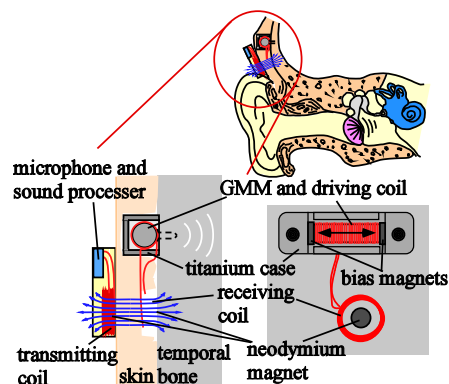


Fig. 1 Implantable bone-conduction hearing aid

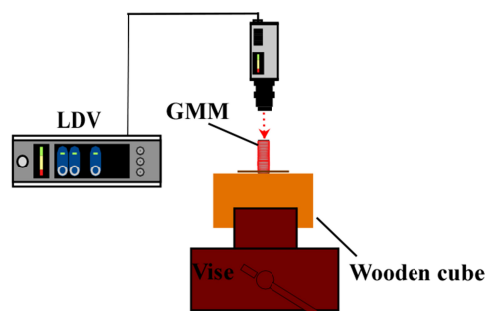


Fig. 2 Measuring point of GMM

体外ユニットと、受信コイル、小型振動子からなる体内ユニットで構成されている。送受信コイルの中心にそれぞれ円柱形のネオジム磁石を設置することで、体外ユニットを頭部に保持し、コイルの相互誘導により経皮的に信号伝送を行う。振動子には、磁界に応じて寸法を変化させる性質を持ち、変形率、応答速度ともに優れた素子である

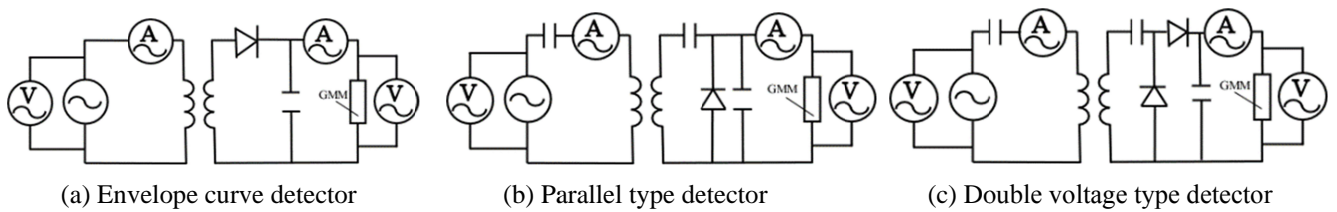


Fig. 3 Demodulating circuits

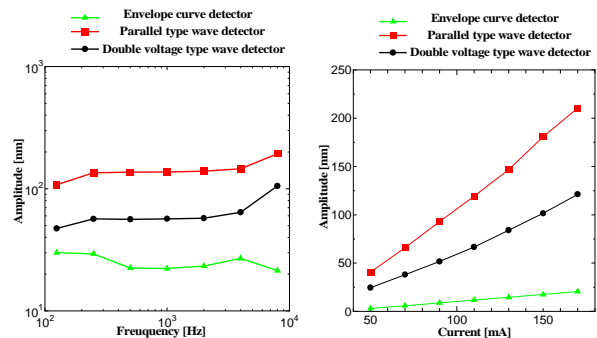
超磁歪素子 (Giant Magnetostrictive Material, GMM) を用いている。GMM には駆動コイルとして導線を巻き、両端にバイアス磁界を与えるためのネオジウム磁石を取り付けている。これらをチタン製のケースに挿入したものが振動子である。駆動コイルと受信コイルは直列に接続されており、送信コイルに入力した信号に応じて GMM が駆動される。本補聴器は、上記の小型振動子を側頭骨の皮膚下に埋め込み補聴を行う。

C. 研究方法

C-1 3種の復調回路を用いた振動子の加振力評価

GMM の一端を接着剤で木片に取り付け、その木片を万力で固定した。変調度を 95% とし、信号波を 0.125, 0.25, 0.5, 1, 2, 4, 8 kHz の正弦波とした AM 波を送信コイルに入力し、受信側の GMM を駆動させた。送信コイルへの入力皮相電力は約 1.0 VA で一定となるようにした。次に、変調度を 95%, 信号波を 8 kHz とし、電流を 50, 70, 90, 110, 130, 150 mArms と変化させて送信コイルに入力した。この 2 通りの場合について GMM の振動をレーザドップラ振動計 (LV-1720A, ONO SOKKI) で計測し、オシロスコープ (DS-5524, IWATSU) によって波形を記録した。測定点を Fig. 2 に示す。送受信コイルは 40 巻とし、ヒトの皮膚の厚みを考慮するため、送受信コイルの間に厚さ 5 mm の塩化ビニル板を挟んだ。

AM 波から信号波を取り出すための復調回路として、Fig. 3 に示した 3 種の回路を比較した。包絡線復調回路 (a) では搬送波の周波数を 50 kHz とし、並列型復調回路 (b) および倍電圧復調回路 (c) では、送受信側においてコイルとコンデンサが直列に接続されており、共振回路を構成しているため、



(a) Frequency responses (b) I/O functions

Fig. 4 Amplitudes generated by demodulating circuits

搬送波周波数を送受信側双方の共振周波数である 190 kHz とした。包絡線復調回路に使用したコンデンサは、容量 0.1 μF のフィルムコンデンサであり、ダイオードは電圧降下の少ないショットキーバリア型ダイオード (1S4) とした。一方、並列型復調回路および倍電圧型復調回路には、容量 0.01 μF のフィルムコンデンサとショットキーバリア型ダイオードを使用した。送信コイルに入力した電流および相互誘導により駆動コイルに発生した電流は、それぞれ電流プローブ (P6022, Tektronix) を用いて計測した。

C-2 並列型復調回路を使用した場合の音質評価

GMM をチタンケースに入れ、その一端を万力で固定した。送受信コイルはそれぞれ 40 巻とし、ヒトの皮膚の厚みを考慮するため、両コイルの間に厚さ 5 mm の塩化ビニル板を挟んだ。ファンクションジェネレータ (DF1906, NF), アンプ (HSA4011, NF) を介し、搬送波を 190 kHz とした AM 波を送信コイルに入力した。入力電流は約 150 mArms で一定となるようにした。信号波は

0.125, 0.25, 0.5, 1, 2, 4, 8 kHz の正弦波とし、変調度を 35, 50, 65, 80, 95, 110 % と変化させた。復調回路については、Fig. 3 (b) で示した並列型復調回路を使用した。送受信コイルに流れる電流を、C-1 と同様にして計測し、GMM 振動子の振動はレーザドップラ振動計 (LV-1720A, ONO SOKKI) で計測し、オシロスコープ (DS-5524, IWATSU) によって波形を記録した。測定点を Fig. 5 に示す。

D. 研究結果・考察

D-1 3 種の復調回路を用いた振動子の加振力評価

GMM の信号波周波数成分の振幅と信号波周波数との関係を Fig. 4 (a) に示す。並列型復調回路を用いた場合に、すべての周波数において最も大きな振幅が得られた。包絡線復調回路は、最も簡単な復調回路であり、共振回路を構成しておらず回路インピーダンスがほぼ一定のため、電流を流すためには、そのインピーダンスにより決まる一定の電圧が必要となり、伝送効率が悪い。一方、並列型復調回路および倍電圧復調回路では、受信側のコイルとコンデンサが直列に接続しており、共振回路を構成している。搬送波としてこの共振周波数を選択すれば、回路にはより多くの電流が流れ、伝送効率が良くなる。GMM の振幅は磁界の強さ、すなわち電流によって決まるため、共振回路を構成している並列型および倍電圧復調回路を用いたほうが、包絡線復調回路よりも大きな振幅が得られたものと考えられる。更に、並列型は受信コイルと駆動コイル間に、比較的抵抗が高い整流用ダイオードが無いため、倍電圧型よりも駆動コイルに大きな電流が流れたため最も大きな加振力を得ることができたと考えられる。

送信側に流れる電流を変化させた場合の GMM 振動の信号波周波数成分の振幅を Fig. 4 (b) に示す。並列型復調回路の振幅が一番大きく、またそれぞれの復調回路の傾きについて見てみると、並列型復調回路の傾きが一番大きく且つ線形的であり、包絡線復調回路が一番小さな傾きとなっている。よって、送信コイルに与える電流を変化させた場合に並列型復調回路を用いた場合が最も変化率が大きく大きな加振力を得られるこ

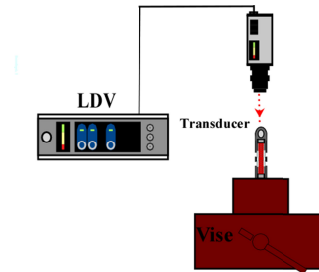


Fig. 5 Measurement point of transducer

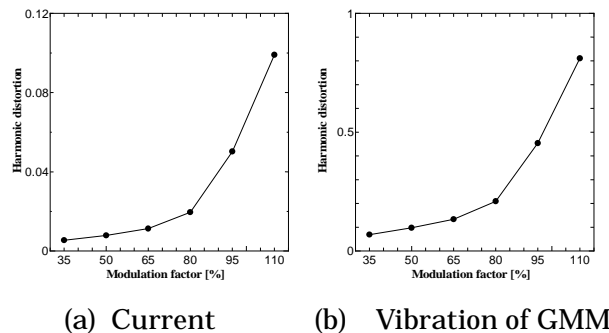


Fig. 6 Harmonic distortion

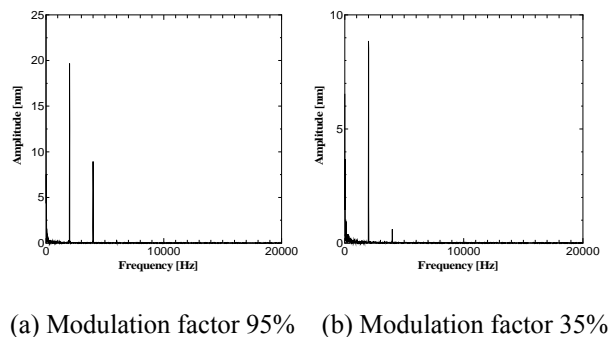


Fig. 7 FFT result of velocity of transducer

とがわかる。この理由としては、上述のように並列型復調回路以外では、駆動コイルと直列にダイオードが接続されているため、結果として受信側の抵抗が大きくなり、電流が流れにくかったためと考えられる。並列型復調回路において、GMM に流れる電流には搬送波が残ってしまっていたが、搬送波成分は信号波成分よりも小さく、また、ヒトの可聴域が 20 ~ 20 kHz であることを考えると、190 kHz の搬送波による GMM 振動は聴取できないため問題ないものと考えられる。

D-2 並列型復調回路を使用した場合の音質評価

信号波を 2 kHz とし、変調度を変化させた場合の振動子に流れる電流および、振動子の振動の歪み率を Fig. 6 に示す。電流の歪み率については以下の式で求めた。

$$THD = \frac{\sqrt{I_2^2 + I_3^2 + I_4^2 + \dots + I_n^2}}{I_1} \quad (1)$$

ただし I_1 は信号波周波数の電流、 I_n は信号波の n 倍周波数の電流とする。6 倍以降の電流は微小であり、歪み率の計算に影響がないと考え、 $n = 5$ として計算した。振動子の振動の歪み率についても同様に $n = 5$ として求めた。電流の信号波に対する歪みを見ると (Fig. 6a)、変調度が 95 % の場合、歪み率は 0.05 であり、変調度が低くなるにつれて、歪み率が減少していることがわかる。次に、信号波に対する振動子の振幅の歪みをみると (Fig. 6b)、変調度が 95 % の場合は歪み率が 0.45 と大きく歪んでしまっており、変調度が 35 % の場合には歪み率は 0.069 であった。次に信号波が 2 kHz、変調度が 95 % の場合と、変調度 35% の場合の振動子の振動の FFT 結果を Fig. 7 に示す。変調度 95 % の場合、信号波周波数の 2 kHz に対して倍音の 4 kHz にも大きな信号成分が出てしまっていることが解る。しかし変調度が 35 % の場合は、変調度 95 % と比べ信号波成分が低下するものの、倍音成分の割合も大きく低下している。つまり、変調度を低下させると歪み率が減少し、よりクリアな音を得られるものと考えられる。一般的なスピーカーの歪み率が 0.1 程度であることを考えると、変調度は 50% 程度に設定するのがよいと考えられる。

E . 結論

3 つの復調回路を検討した結果、共振回路を用いた並列型復調回路が最も大きな加振力を得られた。その並列型復調回路を使用した場合、変調度を 50 % 程度とすると、ひずみの少ないクリアな音声を得られることが確認できた。一方、変調度を抑えると、信号波成分も低下してしまうため、出力と歪みのバランスを考慮した変調度を検討する必要があるものと考えられる。

F . 研究発表

1. 学会発表

林直輝, 田中絵里, 橋本卓弥, 神崎晶, 羽藤直人, 小池卓二: 埋め込み型骨導補聴器用振動子の振動特性改善, 日本機械学会 2014 年度年次大会 (2014.9.7-10)

田中絵里, 林直輝, 神崎晶, 羽藤直人, 橋本卓弥, 小池卓二: 骨導補聴器用トランスデューサーにより発生する振動の三次元計測, 日本機械学会 第 25 回バイオフロンティア講演会 (2014.10.3-4) **(機械学会フェロー賞受賞)**

田中絵里, 林直輝, 金子渥, 神崎晶, 羽藤直人, 橋本卓弥, 小池卓二: 埋め込み型骨導補聴器の信号伝送効率の改善, 日本機械学会 第 27 回バイオエンジニアリング講演会 (2015.1.9-10)