

ヒアリングループを利用した難聴者支援の基盤技術拡張とその実地検証

代表研究者 舘野 高 北海道大学 大学院情報科学研究院 教授

1 はじめに

ヒアリングループ (Hearing loop, 以下 HL) は、磁気 (誘導) ループともよばれ、公共施設等に比較的古くから設置されている難聴者向けの聴覚支援設備である。主に、地方自治体の災害対策室が置かれている場所 (地方自治体の役所等) や空港・鉄道駅などの公共交通機関のゲートに設置されており、設備の導入には公的資金が投じられている場合も多い。しかし、それらの公共施設においても、その利用は非常に限られており、利用者が近年必ずしも増加傾向にあるとは言えない。最近のスマートフォン等には、電波で受信した通話信号を磁気信号に変換して、HL 受信機に送信する機能が予め組み込まれている端末も販売されているが、一般にあまりよく知られていない。利用者が増加しない理由の一つは、受信端末機の不足や利用の不便さ、および、その利用の使用例と周知の情報が少ない点に起因すると考えられ、それらの改善が望まれる。

災害や非常時の公共施設においては、多くの人々が発する環境雑音の影響によって、拡声器などを用いた音響信号による重要な災害時情報の送信は、必ずしも適切な伝達方法とは言えない。また、音響信号に特有の反射や距離に応じた減衰によって信号対雑音比は大きな影響を受け、災害時の正確な情報送信の妨げになる。したがって、そうした非常時に、音響信号以外の情報発信方法を備えておくことは、危機管理上において有益である。もちろん、携帯電話等の移動通信手段は有効であるが、地震等によって基地局等が被災した場合には、復旧まで直ちにその設備を利用できない。既存の設備を活用して、ローカルな情報をローカルな発信者から、手軽に多数の人々に伝送できる手段を開発しておけば、災害時の非常時に有効であると考えられ、安全・安心な社会に寄与すると思われる。

一般に、HL の機能は、スピーカーから放射される音圧変動を伴う音響信号の代わりに、施設内に敷設したループ状電線の電流変動によって、空間内に音響信号に対応する磁場強度の変動を誘導して、ピックアップコイルでその変動をイヤホン等に再生することである。近年、補聴器や人工内耳には、HL を利用する機能 (Telecoil/T-coil モード) が付加された機種があるが、十分に利用されていると言えないのが現状である。また、災害の情報伝達を考えれば、設置施設を増加させると共に、新たな使用法の開拓が現在求められていると考えられる。

携帯電話の普及によって無線通信の技術は大きく進歩したが、GHz のマイクロ波の人体への影響は不明な点が多い。一方、HL 技術の応用は、旧態依然としたままであるが、近年、iPhone 7 以降は、低消費電力の近距離磁界誘導の技術が使われており、近距離通信に限ってではあるが、磁界誘導の技術が見直されて始めている。特に、災害・非常時の公共アナウンスに HL を活用する事例と設置施設の数が増加すれば、難聴者の利用にも利便性が増すと考えられる。また、HL の受信装置も少数の特定聴覚補綴器に限られているが、携帯電話での受信を可能にする拡張機能装置を安価に提供すれば、災害時の公共情報等の代替ツールとして利用の可能性が高まると考えられる。HL の特徴は、低い消費電力、音響雑音が重畳しない、明瞭な信号を受信できる点である。また、HL が用いる変動磁場の周波数帯域は、ヒトの可聴域 (20 ~20,000 Hz) と一致するために、携帯電話が利用する電波帯域を妨害せずに、信号強度が弱い点に加えて、信号帯域が低周波数のために人体にも概ね無害であると考えられる。したがって、現在普及している無線携帯端末との競合や周波数帯域の重複は基本的に発生しない点から、両者の欠点を補間する関係を良好に保つことが現時点で可能であると考えられる。

このような背景から、本研究課題では、まず、補聴器や人工内耳に利用されている磁気信号の活用を他の聴覚補償器に拡張するために、報告者らが近年開発している聴覚中枢系の人工聴覚器 (Tateno et al., 2013; Tateno and Nishikawa, 2014) に磁気信号の情報を転送する機能を新たに開発する。その機能をさらに拡張するため、HL の受信機能を付加することで、より高機能化を図る。また、磁束密度変動を利用した脳刺激法を開発する。そして、その過程で得られた基礎技術を用いて、携帯電話等の移動通信機器の外部音声入力部に単純に接続するだけで簡単に磁気信号を再生できる小型電気電子基板のプロトタイプを試作し、携帯電話等の本体に修正を加えずに、手軽に HL を利用できよう拡張機器を製作する。

2 研究の方法

2-1 本研究の課題

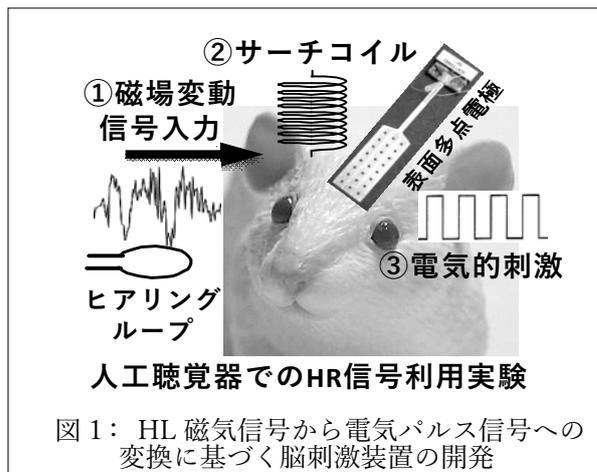
本研究では、実施期間中に、次の3つの研究課題を主に実施した。

【課題①】HLの磁場変動信号の情報をセンサ（サーチコイル）で検出し、その信号に基づいて脳刺激パターンを生成し、最終的に中枢神経系に活動を誘起する人工聴覚器の基盤技術を開発した。

【課題②】課題①で得られた開発技術を基に、携帯電話等の移动通信機器の外部信号入力部に簡単に接続して磁気変動信号の情報を再生できる小型の電気電子基板のプロトタイプを試作した。

【課題③】モデル動物を用いて、開発した装置の特徴について脳活動を計測する生理学実験によって評価した。

具体的な実施内容の要約を次に示す。まず、HLシステムは、市販の既実績のある製品であるフラットループアンプ（GH-66、リオン株式会社）を購入し、実験室内に設置した（図1の①）。次に、そのHLが生成する変動磁場をサーチコイル（図1②）で計測するシステムを独自に構築した（課題①、図1の②）。また、そのサーチコイルの信号をパルス列に変換して人工聴覚器へ転送し、聴覚器本体から電気的刺激を細胞・組織インターフェースを介してモデル動物へ印加するシステムを構築した（課題①、図1の③）。ここで、印可電圧および電流をモデル動物の脳に伝送する細胞・組織インターフェースも独自に微細加工技術を用いて製作した。最終的に、生体モデル動物（マウス）の脳において、電気刺激の印加によって聴覚皮質活動を誘発することが可能かを検証した（課題③）。一連の装置の開発で得た技術に基づき、サーチコイルの出力を携帯端末等へ信号出力する電気電子回路基板のプロトタイプを試作した。最後に、講義室等の環境雑音のある空間で、音声信号を磁場変動信号に開発したサーチコイルで変換し、再度、元信号を復元できる点を確認した。



2-2 開発したシステム全体の数値目標

装置全体における数値目標は下記とした。

1. モデル動物の齧歯類の可聴域 1 kHz~100 kHz 程度の周波数の信号を感受することができる。
2. 環境雑音下において、信号対雑音（S/N）比が 0 dB 以上で信号を検出できる。
3. 信号振幅のピークの発生時から最大遅れ時間 40 ms 以内にトリガ信号を刺激パルス発生器に送ることができる。

【数値目標 1】評価実験に齧歯類動物を用いるために、その可聴周波数の範囲を第1の数値目標とした。

【数値目標 2】一般に、語音の情報は、S/N 比が 0 dB の場合に、ヒトは語音情報の約 33.3%を聞くことができると言われている（佐藤宏昭，2018）。したがって、本研究課題における S/N 比の基準は、環境雑音下で 0 dB とした。上記の数値目標を達成するために設計した変動磁場を利用した人工聴覚器システム構成について次節に詳細を示す。

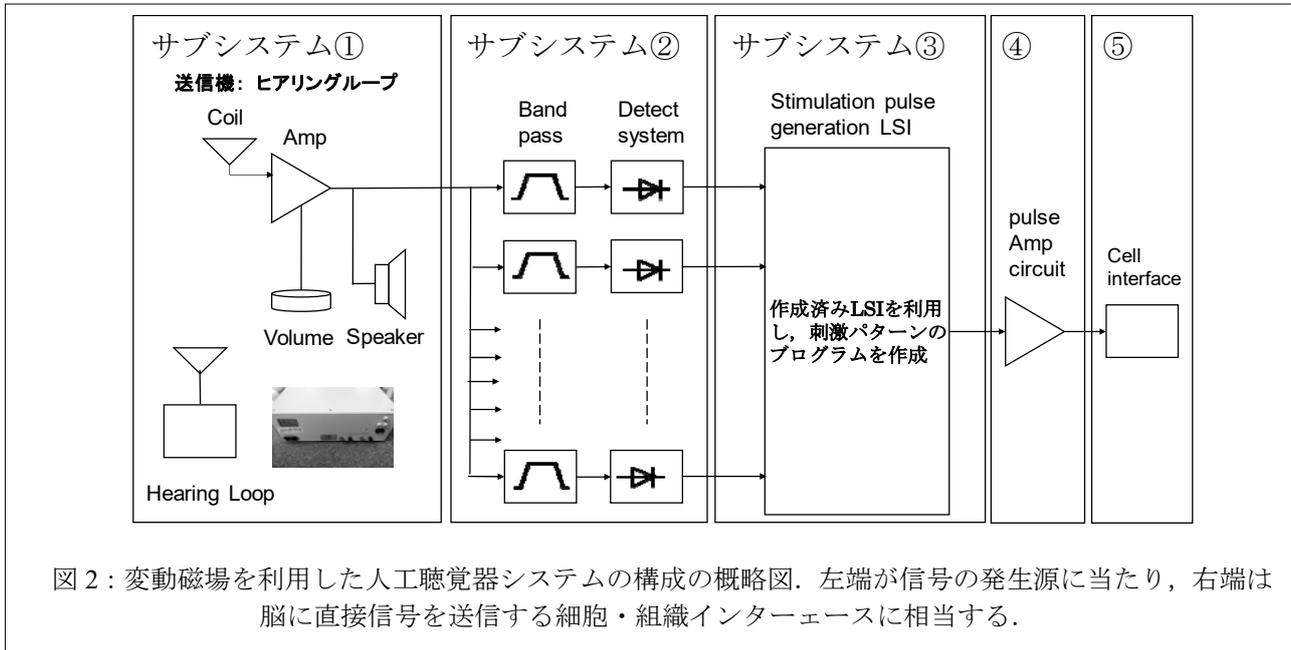
【数値目標 3】齧歯類の聴覚皮質では、音信号の発生から凡そ 30~40 ms 以内に発生した音情報が到達することが知られている（Osanai and Tateno, 2016）。したがって、HL での信号生成後に 40 ms 以内の時間遅れで聴覚中枢系に電気的刺激を印可することができれば、自然な音もたらす聴知覚と同様な知覚を誘発できると予想される。したがって、音信号の発生から凡そ 30~40 ms 以内に電気的刺激を脳に伝送することを数値目標とした。

2-3 本研究における装置設計

本研究で開発した装置（全システム）は、次の5つのサブシステムから構成されている（図2）。

サブシステム① HLの変動磁場の受信機

- サブシステム② 信号の各周波数帯域の検知・トリガの回路
- サブシステム③ 脳刺激パターンの生成回路（他の研究課題で過去に作成済みの LSI システムを利用）
- サブシステム④ 脳刺激の出力回路
- サブシステム⑤ 細胞インターフェース



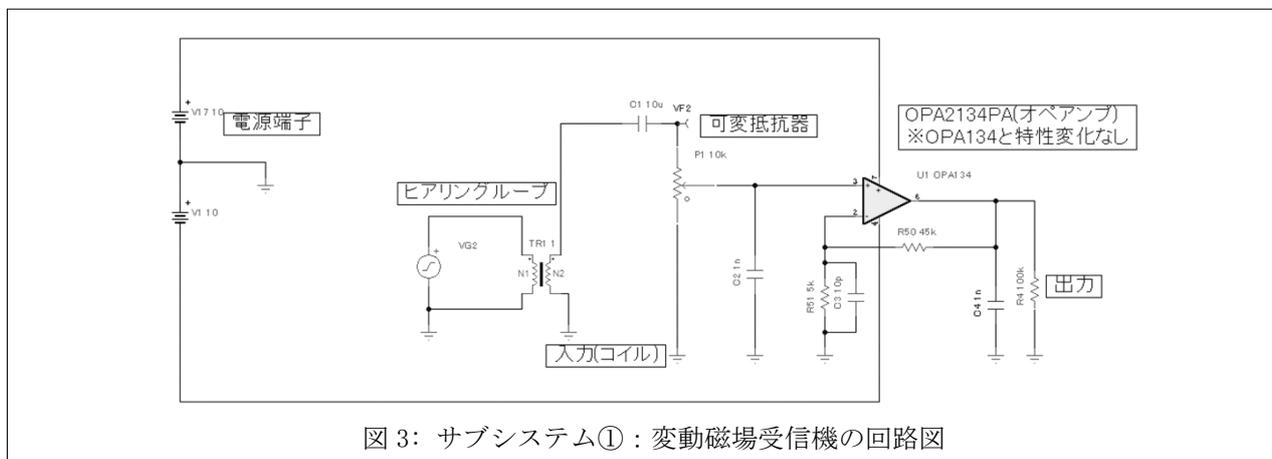
下記に開発した装置の各部分の内容を詳細に述べる。

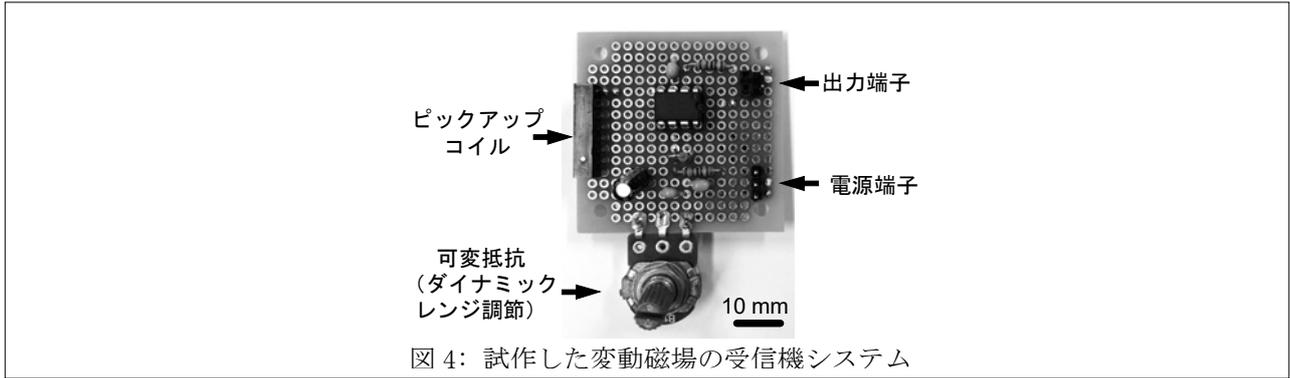
2-4 各サブシステムでの実施内容

(1) サブシステム①：変動磁場（ヒアリングループ，HL）の受信機

本サブシステムでは，1 kHz から 100 kHz までの帯域周波数特性を有する信号増幅器を作成し，HL からの入力を後段のサブシステムに伝送する．また，スイッチの切り替えにより，検出した信号をスピーカーから送信できるようにした．本サブシステムでは，特に，オーディオ用の HiFi オペアンプ（OPA2134PA, Texas Instruments）の非反転増幅器回路を用いて，増幅率可変式の受信機を作成した（図 3 の回路図）。

また，誘導電圧が設定値（100 mV）以上を超えた場合でも 10 kΩ のポテンショメータ（可変抵抗器）を用いて，誘導電圧値のスケールを変更可能となるように構成した（図 3）．実際にユニバーサル基板上に作成した回路を図 4 に示す．その回路において，周波数に依存して出力値の変動が複数のチャンネル間で最大 10 dB ほど大きい場合にも，後段への出力がダイナミックレンジの範囲を逸脱しないように設計した．また，設計値の周波数範囲である 1 kHz～100 kHz においては，緊急避難警報などに使われる比較的広域の女性の声なども十分に明瞭に聴くことが可能であると考えられる。



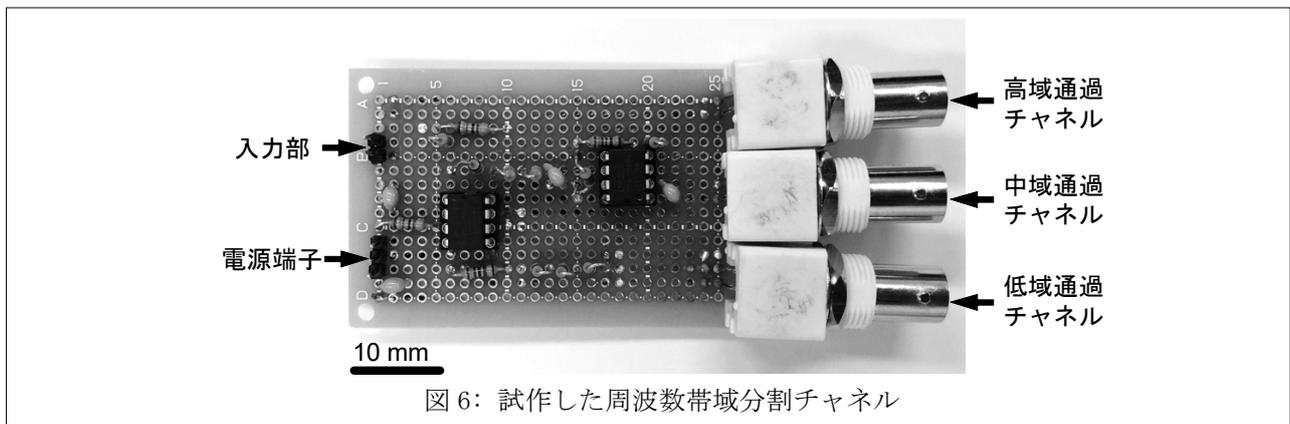
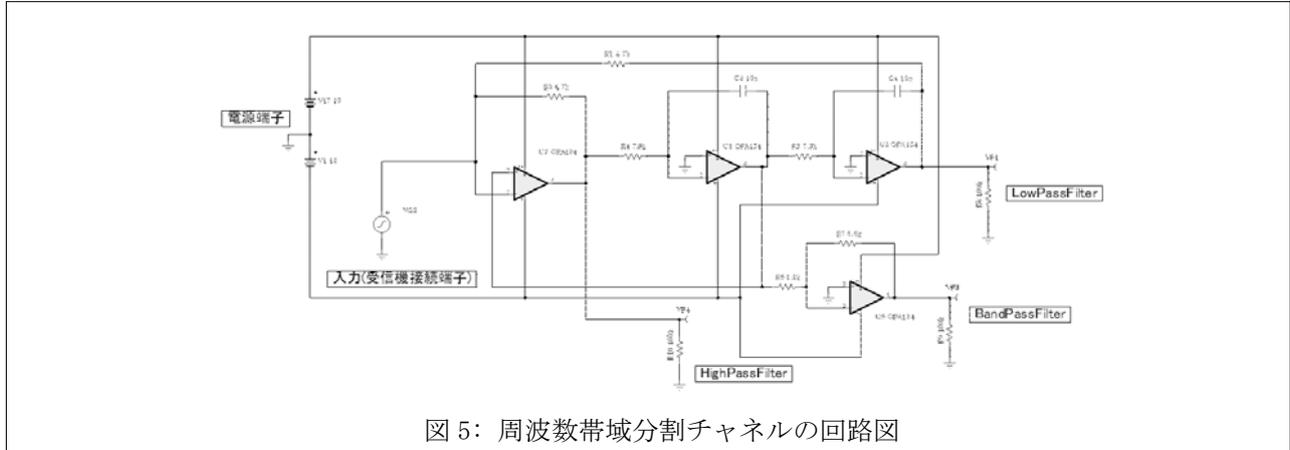


(2) サブシステム②: 信号の各周波数帯域の検知・トリガの回路

本サブシステムでは、2つのサブ回路（回路 A および B）から構成した。前段の回路 A は、入力信号を複数の周波数帯域（チャンネル）に分割する機能を有する。その後、帯域分割された各チャンネルにおいて、後段の回路にトリガ信号を出力する回路を回路 B とした。数値目標として、複数のチャンネル（中心周波数の異なる帯域通過フィルタ、回路 A）において、最大遅延時間 40 ms 以下でトリガ信号を後段の回路に出力する回路（回路 B）を作成した。

【回路 A: 周波数帯域分割チャンネルの回路（前段）】

試作機の一つとして入力の周波数領域を 3 帯域（低周波数音、中周波数音、高周波数音）に分割する帯域通過フィルタ（チャンネル）の回路設計を行った（図 5）。中周波数音（1 kHz ~ 3 kHz）のフィルタでは中心周波数を 2 kHz とし、低域と高域のカットオフ周波数は各々 1 kHz および 3 kHz とした。評価実験においては、入力信号の帯域（1 kHz~100 kHz）の正弦波信号を印可し、その出力応答の振幅と位相を解析した。



【回路 B：トリガ生成の回路（後段）】

本サブシステムでは、出力信号の最大値と信号検出の閾値を容易に変更可能であるという利点から、マイクログリッパ(O MAP-L137 EVM; 372MHz DSP+ARM)を搭載するのデジタルシグナルプロセッサ(SBOX, MTT 社製)を選定し、トリガ発生システムを構成した。本サブシステムでは、出力値は-10 V から+10 V まで変更が可能であるため、今回は 2.5~3V のパルス波形を出力信号とし、その出力信号(トリガ波形となる矩形波)の遅れ時間を計測した。また、DSP における信号のサンプリング周波数は、入力の周波数帯域を考慮して 250 kHz とした。

(3) サブシステム③および④ 脳刺激パターンの生成回路(作成済み LSI チップ評価システムを利用)

本サブシステムには、報告者が過去に作成した脳刺激生成回路を利用した(Tateno et al., 2013; Tateno and Nishikawa, 2014)。本サブシステムは、前段のサブシステム②からのトリガ信号入力を受け、モデル動物の脳に細胞インターフェースを介して電氣的な刺激を印可するシステムである。特定の周波数領域に含まれる信号を検出し、その周波数に対応する脳の部位に電氣的信号を印可する。また、音響信号の強度に比例して、電氣的刺激パルスの頻度を変化させる機能を備えている。

(4) サブシステム⑤ 細胞インターフェース

近年、多点電極配列基板(Multi Electrode Array, MEA)は、脳の情報処理機構を明らかにする重要な計測ツールである。また、MEA は人工的に感覚情報を脳に伝える細胞インターフェースとして、不可欠な構成要素となっている。そこで、本研究では in vivo で聴覚皮質(Auditory Cortex, AC)において神経活動を誘起させ、同時に AC での活動伝播を記録する細胞インターフェースとして、多点記録および刺激システムを開発した。具体的な試作における目的として、(i)特定の最適周波数(Best Frequency, BF)をもつ大脳皮質コラムの 6 層構造の各層に刺激印加が可能な電極構造、(ii)電極の電氣的特性の均一化、および、(iii)実際の動物実験における高い利便性の 3 つを目標とする課題とした。そして、その課題を達成する刺激・記録両用のマウス大脳皮質用 MEA を作製し、その特性を評価した。

本研究では、(i)まず、マウス皮質の各層の厚さの知見から刺激電極 6 個(表面積 2,500 μm^2)、記録電極 8 個(表面積 225 μm^2)の計 14 個の電極間隔を決定した。神経細胞の活動電位を記録するために、記録電極の形状は、神経細胞のサイズである数 10 μm と同程度の、一辺が 15 μm の正方形とした。また、刺激電極は、刺激に必要な電力量を下げる目的で、記録電極よりも面積を大きくし、抵抗値を小さく設定した。また、同一の BF または異なる近傍のコラムに刺入する目的で(約 300 μm で 1 オクターブの BF が変化)、刺激用シヤンクと記録用シヤンクの中心間距離を 250/350 μm と設定した。(ii)次に、電氣的特性の均一化を図るため、加工プロセスの最終過程に酸素プラズマアッシングを加え、電極表面のレジスト除去を確実に行うようにした。試作した MEA は、交流インピーダンス計測(Electro-chemical Impedance Spectroscopy, EIS)とよばれる電気化学計測法を用いて電氣的特性(抵抗値)の変動係数(標準偏差/平均, CV)で評価を行った。(iii)最後に、試作 MEA から電気刺激を行い、試作 MEA で神経応答を記録することで、その実用性の検証を行った。

3 研究の結果

3-1 各サブシステムでの実施内容

(1) サブシステム① 変動磁場(ヒアリンググループ, HL)の受信機

本サブシステムでは、HL から距離 0.7 m の地点で、標準的な磁場変動(出力範囲 100~300 mA/m)による誘導電圧が 25~100 mV となった。本サブシステムの増幅器における利得が 100 であるために、その出力信号は 2.5~10 V となり、外部雑音に対して十分な S/N 比の出力信号が獲得可能であった。さらに、周波数 1 kHz の純音バーストの入力時における周波数スペクトルの計測結果は、信号源の 1 kHz において+6 dB であるのに対して、それ以外の周波数では-40 dB 以下となった。したがって、目標数値に対して十分な S/N 比の信号検出が実現できた。また、1 kHz 以上の信号においても、同様に平均 13 \pm 3.9 dB の S/N 比で信号検出が可能であった。

1 kHz 以下の周波数の純音バースト信号における検証実験では、HL 自体の出力信号が小さくなるために、

それに伴って、誘導起電圧が低くなった（0 kHz～1 kHz では、約+1 dB～+4 dB の範囲であった）。このため、HL との距離を調節することによって十分な音声情報を得ることが可能である。

（2）サブシステム② 信号の各周波数帯域の検知・トリガの回路

本サブシステムでは、信号の各周波数帯域の入力信号の検知とその入力信号に対して、後段の回路にトリガ信号を出力する回路を2つのサブ回路（回路AおよびB）から構成した。

【回路A：周波数帯域分割チャンネルの回路（前段）】

まず、試作として入力周波数領域を3帯域（低周波数音、中周波数音、高周波数音）に分割する帯域通過フィルタ（3チャンネル）の回路設計を行った（図6）。入力信号帯域における周波数応答解析の結果から、中周波数帯では、設計値通りに中心周波数が2 kHzとなり、周波数帯域は1 kHz～3 kHzの範囲となった。また、低域と高域の通過フィルタの特性は、カットオフ周波数が、各々1 kHzおよび3 kHzとなり、設定値通りの回路を実現した。さらに、各フィルタにおける遅れ時間（ラグタイム）は、数 μ sとなり、この回路での遅れ時間は、実用上はほぼ生じないと考えて良い点が確認された。ただし、帯域の周波数範囲を狭めるほど、遅延時間が大きくなる傾向があり、通過帯域の選定には注意が必要であることが判明した。

【回路B：トリガ生成の回路（後段）】

研究の方法の節で述べたように、出力値の範囲（最大値）と閾値の数値の変更が容易に可能であるという利点から、デジタルシグナルプロセッサを用いて、トリガ信号の発生システムを構成した。各チャンネルでは、入力波形として5 kHzの2.0 Vの正弦信号を入力した際の遅延時間は、4 μ s以下であった。設定したサンプリング周波数（250 kHz）では、急な音声の発生にも遅延時間が4 μ s以下でトリガ信号の発生が可能であり、後段のサブシステムへの出力が4 μ s以下で可能であると考えられる。したがって、数値目標として、複数のチャンネル（中心周波数の異なる帯域通過フィルタ、回路A）において、最大遅延時間40 ms以下でトリガ信号を後段の回路に出力する回路（回路B）を実装することができた。

（3）サブシステム③および④ 脳刺激パターンの生成回路（作成済みLSIを利用）

本サブシステムには、報告者が過去に作成した脳刺激生成回路を利用した（Tateno et al., 2013; Tateno and Nishikawa, 2014）。既に出版されている論文に記載されているために、この回路の詳細について、本稿では省略する。要約すれば、本サブシステムは、前段のサブシステム②からのトリガ信号入力を受け、モデル動物の脳に細胞インターフェースを介して電気的な刺激を複数のチャンネル（最大64チャンネル）に印可するシステムである。

（4）サブシステム⑤ 細胞インターフェース

近年、多点電極配列基板MEAは、脳の情報処理機構を明らかにする上で重要な計測ツールであり、本研究課題では、微細加工を用いてMEAを独自に試作した。試作したMEAに対して、電気化学計測を行った結果、最終的な試作MEAの抵抗値は 959.4 ± 186.1 k Ω （記録電極、平均 \pm 標準誤差 at 1 kHz）、 62.9 ± 13.2 k Ω （刺激電極）となった。

また、その変動係数 CV_0 は、 0.64 ± 0.02 （記録電極）、 0.28 ± 0.19 （刺激電極）となった。過去2回に試作した記録用電極をCV値の推移で比較すると、 $CV_{-2} = 1.90 \pm 0.002$ 、 $CV_{-1} = 1.07 \pm 0.29$ となり、記録用電極の電気的特性が試作の度に均一化される傾向にあった。

さらに、刺激用電極の抵抗値は神経細胞の応答に必要な刺激電流（100 μ A）を印加するために、 6.29 ± 1.32 Vの電圧を印加する必要がある試算となった。次に、マウスACに試作MEAを刺入し100 μ Aの2相性パルス印加したとき、約2.3 msの遅れ時間で0.1 mVのピーク電圧をもつ局所電場電位（電極近傍細胞群の集合電位）の神経応答活動を記録することができた。

一方、単一細胞レベルでの記録（活動電位波形）は、今回の試作MEAで活動電位を記録することはできなかった。その原因については、刺激用シャंकの幅と厚み（40 μ m）が大きいため、刺入時の細胞への損傷が大きく、電極近傍の神経細胞が損傷を受けたことにより、単一細胞レベルでの活動電位の記録が困難になったと考えられる。

4 研究の考察と結論

4-1 研究の考察

本研究課題では、装置全体における数値目標として、次の3つを目標とした。

1. モデル動物の齧歯類の可聴域 1 kHz~100 kHz 程度の周波数の信号を感受することができる。
2. 環境雑音下において、信号対雑音 (S/N) 比が 0 dB 以上で信号を検出できる。
3. 信号振幅のピークの発生時から最大遅れ時間 40 ms 以内にトリガ信号を刺激パルス発生器に送ることができる。

本装置開発では、これらの目標課題のすべてを達成することができた。課題1の可聴域については、ヒトの可聴域は、1 kHz~20 kHz と言われている。このために、齧歯類の可聴域で信号を感受することができれば、ヒトへの応用は容易である。

また、課題2において、公衆の実環境下で信号帯雑音比の計測は実施していない。その点の検証が今後の課題として残されている。

さらに、課題3については、本システムの多チャンネル化に伴い、遅延時間が大きくなる傾向がある。64乃至128チャンネルへの拡張における遅延時間短縮の工夫が今後の課題として必要である。

4-2 研究の結論

本研究課題では、現在の HL 装置において、補聴器や人工内耳向けに利用される用途で出力される HL 磁気信号を、他の聴覚補償器に拡張するために、報告者らが近年開発している聴覚中枢系の人工聴覚器に、HL 磁気信号の情報を転送する機能を新たに開発した。また、災害や非常時の公共施設においては、多くの人々が発する環境雑音の影響によって、拡声器などを用いた音響信号による重要な災害時情報の送信は、必ずしも適切な伝達方法とは言えない。このため、変動磁場の信号を直接的に携帯端末機に簡易に送信できる電子回路基板のプロトタイプを開発し、実際にその利用を確認した。

5 おわりに

本研究課題では、公共施設等に利用されている HL の利用頻度と向上させる目的で、端末側の機能を拡張する試みの一つとして、人工聴覚への応用開発を行った。次世代の補聴器として、LiNX (ReSound) 等が既に近距離磁界誘導 (near-field magnetic induction, NFMI) 技術を利用した製品として販売されている。しかし、現時点で、磁界誘導を利用した端末の普及率は非常に低いのが実状である。申請者らが製作している人工聴覚器は、従来の補聴器や人工内耳とは異なり、聴覚中枢系を直接刺激するタイプの聴覚補償器であり、HL を利用する端末の一つとして、その利用を拡大するように製品化へと今後努力していく予定である。また、既存の携帯端末への誘導磁界信号の利用を促進するために、安価なサーコイル装置の試作品の普及に努めた。これらを通じて、災害時における難聴者の避難誘導の助けとなる環境の整備に尽力したいと考えている。

また、近年、国内外で難聴者の聴こえを助ける補助装置としては、直接耳に音声を増幅して届ける補聴器の他に、無線通信との組み合わせで、近赤外線音響システム (infra-red sound system) や FM 音を利用した端末デバイスが利用されている。これらは、一般に NFMI を用いた装置に比較して、大きな消費電力を必要とされるために、電力の供給がストップした災害時の場合には、長時間の使用には耐えられない可能性が高いと考えられている。一方、HL のシステムは消費電力が非常に少ないという利点があるために、長時間の利用が比較的可能であり、磁場変動を作り出すループの設置がさらに公共施設に進めば、有望な災害時の情報伝達システムを構築できると考えられる。

【参考文献】

- S. Takahashi, S. Muramatsu, J. Nishikawa, K. Satoh, S. Murakami, and T. Tateno, Laminar responses in the auditory cortex using a multielectrode array substrate for simultaneous stimulation and recording, *IEEJ Transactions on Electronics, Information and Systems*, 14: 303–311 (2019). doi: 10.1002/tee.22810
- Y. Yanagawa, K. Takasu, H. Osanai, and T. Tateno, Salicylate-induced frequency-map reorganization in four subfields of the mouse auditory cortex, *Hearing Research*, Vol. 351, August 2017, pp. 98-115 (2017); doi: 10.1016/j.heares.2017.06.003
- Y. Yanagawa, H. Osanai, and T. Tateno, Transcranial flavoprotein-autofluorescence imaging of sound-evoked responses in the mouse auditory cortex under three types of anesthesia, *Neuroscience Letters*, Vol. 633, No. 28, pp. 189–195, October (2016); doi: 10.1016/j.neulet.2016.09.021
- H. Osanai and T. Tateno, Neural response differences in the rat primary auditory cortex under anesthesia with ketamine versus the mixture of medetomidine, midazolam and butorphanol, *Hearing Research*, Vol. 339, pp. 69-79, September (2016); doi:10.1016/j.heares.2016.06.012
- T. Tateno and J. Nishikawa, A CMOS IC-based multisite measuring system for stimulation and recording in neural preparations in vitro, *Frontier in Neuroengineering*, 7:39 (2014). doi: 10.3389/fneng.2014.00039.
- T. Tateno, J. Nishikawa, N. Tsuchioka, H. Shintaku and S. Kawano. A hardware model of the auditory periphery to transduce acoustic signals into neural activity. *Frontier in Neuroengineering*, 6:12. (2013). doi: 10.3389/fneng.2013.00012.
- 佐藤宏昭, 「知っておきたい難聴・耳鳴 原因・診断・治療・予防・補聴器選びまで」, 日本医事新報社, 2018

〈発表資料〉

題名	掲載誌・学会名等	発表年月
Layer-dependent changes of the responses induced by electric microstimulation in the mouse auditory cortex in vivo	The 41st Annual Meeting of the Japan Neuroscience Society (日本神経科学学会大会), Kobe, Japan.	2018年7月
Repetitive recordings of sound-driven responses in individual mice for a hearing-impaired model using transcranial flavoprotein autofluorescence imaging in vivo.	The 41st Annual Meeting of the Japan Neuroscience Society (日本神経科学学会大会), Kobe, Japan.	2018年7月
In vivo マウス聴覚皮質の層選択的微小電気刺激に誘発される皮質神経活動の層依存的特徴	電気学会 電子・情報・システム部門大会, 札幌	2018年9月
聴覚損傷モデルマウスにおける経頭蓋フラビンタンパク質自家蛍光イメージングを用いた聴覚皮質音誘発応答の経時的計測	電気学会 電子・情報・システム部門大会, 札幌	2018年9月
Laminar responses in the auditory cortex using a multielectrode array substrate for simultaneous stimulation and recording	IEEJ Transactions on Electronics, Information and Systems, Vol. 14, pp. 303–311 (2019)	2018年10月
In vivo transcranial flavoprotein autofluorescence imaging of tonotopic map reorganization in the mouse auditory cortex with impaired auditory periphery	Hearing Research, Vol. 377, pp. 208-223 (2019)	2019年3月