経頭蓋集束超音波刺激によるてんかん発作のオンデマンド制御

研究代表者 北海道大学 大学院薬学研究院 准教授 竹 内 雄 共同研究者 北海道大学 大学院情報科学研究院 学術研究員 工 藤 信	一樹

Closed-loop control of epilepsy with transcranial ultrasound irradiation

[研究の目的]

てんかん患者は性別人種に関わらず人口の約 1%を占め、就学就労妊娠制限等社会にコス トを生じるため、その適切な制御は社会的課題 である^[1]。てんかん患者の約7割は薬剤でその 発作を制御可能であるが、約3割の患者は薬剤 抵抗性である^[2]。薬剤抵抗性患者に対して、発 作の焦点が明らかで切除可能な場合は焦点の外 科的切除が有効である。しかしながら外科的切 除は高度に侵襲的で且つ不可逆的であるため、 薬物治療と外科的切除の間に新しい治療選択肢 が求められている。そのため研究代表者らは, 時間特異的脳活動介入法および脳深部刺激法を 組み合わせたてんかん発作の制御法を開発して きた^[3-5]。当該法は時間特異的な介入法によっ て生理的な脳活動阻害による副作用を軽減しつ つ、脳実質の切除を行わないため、不可逆性の 課題を解決した。しかしながら脳実質への刺激 電極を刺入するため侵襲性の課題は残った。非 侵襲的脳刺激法によるてんかん制御法の開発が 求められている。

そのため最近研究代表者らは,超音波による 経頭蓋ニューロモデュレーション法の研究開発 に取り組んでいる^[6]。超音波は従来の経頭蓋脳 刺激モダリティーである電気刺激や磁気刺激に 比べて刺激の空間解像度に優れ,脳深部刺激も 可能である^[7]。さらに超音波は既に脳部位特異 的な経頭蓋熱凝固やドラッグデリバリーシステ ム,または体外衝撃波結石破砕などで臨床応用 されている安全なモダリティーである。そこで 本研究では,時間特異的刺激法と経頭蓋超音波 ニューロモデュレーション法との組み合わせに よる,てんかん発作の非侵襲的な閉ループ制御 法の開発を目的とした。具体的には,1. 覚醒 頭部固定てんかんモデルラット標本におけるて んかん発作の閉ループ制御法の開発,および2. 小型オンヘッド集束超音波照射装置の開発,を 実施した。本研究は,北海道大学における動物 実験審査委員会の承認(21-0109, 21-111)を 得て実施した。

[研究の内容,成果]

1. 覚醒頭部固定てんかんモデルラット標本に おけるてんかん発作の閉ループ制御

【序論】

新規てんかん制御法創出のため,てんかんモ デルラットにおいて,閉ループ経頭蓋超音波照 射法を開発した。

【材料,方法】

 モデル動物:雄性 Long-Evans ラット(3-12ヶ月齢)を用いた。この系統は加齢に伴い, 自発的な欠神発作を生じるようになる。

② 覚醒下頭部固定システム:1-2%イソフ ルラン麻酔下において,動物の頭蓋骨上に頭部 固定用 U 字型フレームを慢性留置し, 左半球 の大脳皮質 (S1, M1) および海馬 (HPC) にタ ングステン線記録電極 (CFW) を留置した (図 1)^[38]。更に頸部の筋肉に筋電記録用ステ ンレススチール撚線電極 (793200, A-M Systems) を留置した。手術の回復後, 動物を覚 醒下に頭部および体部を固定される実験環境に 順化した (図 1)。



図1 覚醒下頭部固定脳活動記録システム,(A)システムの外観。矢印は超音波トランスデューサーを示す。
 (B)動物の頭部。左半球から脳活動を記録し、右半球に経頭蓋超音波照射を行った。

③ 神経および筋活動計測:上記のタングステン線電極およびステンレススチール電極より脳内局所電場電位および筋電記録を行った。各電位は増幅器(C3335, Intan)で192倍に増幅し,データ収録装置(C3004, Intan)を介して PCに記録および実時間シグナル分析装置に送達した。

④ 実時間シグナル分析:実時間シグナル分析
 装置(RX8, TDT)を用いて信号を欠神発作の
 周波数帯(5-15 Hz)でフィルターし、各動物
 およびチャネルごとに適切な閾値を設定した。
 閾値を超えるシグナルの検出ごとに、下記の超
 音波照射装置をトリガーした。

⑤ 超音波刺激:超音波振動子および駆動装置 は NepaGene 社の ST-T1-3 および KTAC-4000CE を用いた。振動子を動物の大脳皮質一 次体性感覚野(S1)直上の頭蓋骨上に留置し, 臨床用超音波ゲルでカップリングした。各トリ ガーによって照射される超音波のパラメータは 以下の通りである:0.894 MHz, Duty ratio:50
%, Pulse repetition frequency: 100 Hz, Duration:1 s, Intensity: 2-4 W/cm²。 【結果】

図2に覚醒 Long-Evans ラットから記録され る頭蓋内局所電場電位(Local Field Potential: LFP)および筋電(electromyogram: EMG) の典型例を示す。LFP および EMG 記録によ り,容易に各脳状態(覚醒,睡眠,欠神発作) をオンライン検出できた。



図2 計測の典型例, (A) 覚醒時の頭蓋内局所電場電位 および筋電図記録, (B) 典型的な欠神発作

オンライン検出した欠神発作エピソードに上 記パラメータの超音波を即時経頭蓋照射したと ころ,欠神発作エピソードの即時終息を達成で きた(図3A)。5-15 Hz 帯の欠神発作エピソー ドが超音波照射後に終息していることが確認で きる(図3B)。



図3 経頭蓋超音波照射によるてんかん発作の即時終息, (A)局所電場電位および筋電図記録。赤部分は1秒 間の超音波照射を示す。(B)超音波照射前後の各脳 部位における局所電場電位の時間周波数スペクトル。

【考察】

本研究により,オンデマンド経頭蓋超音波照 射による欠神発作の制御をプレリミナリーに達 成できた。発作の即時終息メカニズムの詳細は 未だ不明であるが,超音波が欠神発作リズムを 生じる脳内神経回路である大脳皮質一次体性感 覚野ー視床ループを発作エピソードの初期にお いて断ち切った可能性がある。

2. 小型オンヘッド集束超音波照射装置の開発 【序論】

自由行動下動物における経頭蓋集束超音波 ニューロモデュレーションおよびウェアラブル 医療機器の実装を目指し,小型集束超音波照射 装置の開発を行った。



図4 経頭蓋集束超音波照射装置の作製

【材料,方法】

① 小型超音波振動子の作製:中心周波数 1, 5,10 MHz,直径 10 mm,焦点距離 10 mmの チタン酸ジルコン酸鉛 (PZT)振動子を特注 作製した(富士セラミックス)(図 5A)。当該 振動子を収納するケースを光造形 3D プリン ター(Form 3+, Formlabs)で作製し(図 5B), エポキシ系接着剤で振動子をケースに固定した。 振動子前面には音響整合層をつけず,背面はエ アバックとした。その後,振動子の共振周波数 におけるインピーダンスを測定し,パルストラ ンスを用いて駆動用高周波増幅器(T145-4726AA, Thamway)の出力インピーダンスと 整合した。振動子の駆動波形生成には一般的な ファンクションジェネレーター(DG992, Rigol) を用いた。



図5 小型超音波照射装置の開発,(A)振動子の小型化,
 (B) 3D プリンターによるケースの作製

小型超音波振動子の評価

振動子のインピーダンスは,振動子と直列に 接続した基準抵抗とのそれぞれに負荷される交 流電圧の振幅比により求めた。振動子の音響出 力は音響放射力法により計測した。吸収体には 音響吸収タイル(EUA201A, Eastek)を用い, 放射力を分解能1mgの電子天秤(FX-300i, A&D Company)で計測した^[9]。超音波振動子 の音場分布は k-Wave ソフトウェアを用いて シミュレーションするとともに^[10], Pulser/ Receiver (1050 PRJ/ Accu-Tron)およびマイ クロマニピュレータ(David Kopf)を用いて 3次元的に計測した。音圧の測定は、ニード ル型ハイドロフォン(NH0500型, Precision Acoustics, U.K.)を用いて実施した。

【結果】

製作の一例として、1 MHz 振動子のイン ピーダンスを計測した結果,実際の中心周波数 は 0.95 MHz であり、当該周波数におけるイン ピーダンスは約 200 Ω であった(図 6A)。高 周波増幅器の出力インピーダンスが 50 Ω であ るため、パルストランスにより電気インピーダ ンス整合を行った(図 6B)。その結果,超音波 振動子の出力エネルギー(音響放射力)が著明 に増加した(図 6C)。



図6 超音波振動子駆動回路の電気インピーダンス整合, (A)振動子のインピーダンス計測,(B)インピー ダンス整合用パルストランス回路(PT),(C)イン ピーダンス整合回路付加による出力(音響放射力) の改善

次に,球面状に成形した超音波振動子から 生じる音場分布をシミュレーションおよび計 測により求めた。k-Wave シミュレーター (MATLAB ツールボックス)により,1,5, 10 MHz 振動子の音場分布を計算したところ, 設計通りの10 mm 付近に焦点を得た(図7A)。 次に超音波パルサレシーバおよび3次元マイク ロマニピュレータを用いて,音場分布を3次元 的に実測した。5 MHz 振動子の音場分布の一 例を図7B に示す。集束超音波ビームの方位方 向(XY 平面)に0.5 mm 程度および長軸方向 (Z 軸) に 1.0 mm 程度の焦点を得た。焦点の 大きさは周波数依存であり,超音波の周波数が 大きいほど焦点のサイズは小さかった。



図7 集束超音波振動子からの出力の音場分布.(A)5 MHz 振動子の音場分布のシミュレーション結果の 一例,(B)パルサレシーバを用いた音場分布の計測 結果の一例

さらに超音波振動子の出力音圧レベルをハイ ドロフォンで実測した(図8A,B)。その結果, 例えば5MHz振動子の焦点付近で0.5MPa以 上の音圧を認めた(図8C,D)。即ち超音波 ニューロモデュレーションに十分な出力音圧を 確認できた。



図8 超音波振動子からの出力音圧測定,(A)水槽内で振 動子下に設置したハイドロフォン,(B)振動子駆動 波形(青)および焦点音圧波形(黄),(C)計測し た音圧の分布,(D)駆動波形電位と焦点における音 圧の関係

【考察】

本研究により, げっ歯類の頭蓋上にも慢性留 置可能なほど小型な集束超音波照射装置を作出 できた。 [今後の研究の方向,課題]

本研究により,超音波ニューロモデュレー ション法によるてんかん発作の閉ループ制御を 達成できた。今後は,今回作出した小型集束超 音波照射装置を用いて自由行動ラットにおける てんかん発作の閉ループ制御に挑む予定である。 また今回は欠神発作をモデルに主に大脳皮質を 超音波ニューロモデュレーションの標的にした が,新たに作出した集束超音波照射装置を用い て,深部脳領域を標的にしたてんかん発作の閉 ループ制御を行いたい。また深部脳領域が標的 可能になったことで,梨状皮質等大脳辺縁系の ニューロモデュレーションを介したうつ病等精 神疾患の制御にも挑むことが可能になった^[11]。

今回は自由行動ラットを対象にした集束超音 波照射装置(1-10 MHz, 直径 10 mm)を作製 した。今後,より小型のげっ歯類であるマウス を対象にした装置を開発する。その際,例えば 直径 5 mm の円盤状振動子に小型のアコース ティックレンズを組み合わせることを予定して いる。

[成果の発表, 論文など]

- 三村聡優、チャン ミシェル、南雅文、竹内雄一、 経頭蓋ソノポレーションによる大脳神経細胞を標的 とした新規遺伝子導入法、日本薬学会第143年会、 札幌、3月25-28日、2023.
- 2. 三村聡優、チャン ミシェル、南雅文、小俣大樹、 鈴木亮、竹内雄一、経頭蓋ソノポレーションによる 非侵襲的遺伝子導入法の開発、日本薬学会北海道支 部第150回支部例会、札幌、5月21日、2023.
- その他,以下の演題を第46回日本神経科学大会8月 1-4日,2023,仙台にて発表予定である。
- Yoshida K, Minami M, Takeuchi Y, A closed-loop transcranial ultrasound irradiation system for an awake rat model of absence epilepsy.

[参考文献]

- [1] Kwan P, Schachter SC, Brodie MJ: Drugresistant epilepsy. N Engl J Med 365 (10): 919–26, 2011.
- [2] Chen Z, Brodie MJ, Liew D, Kwan P: Treatment

outcomes in patients with newly diagnosed epilepsy treated with established and new antiepileptic drugs: a 30-year longitudinal cohort study. *JAMA Neurol* 75 (3): 279-86, 2018.

- [3] Takeuchi Y and Berényi A: Oscillotherapeutics Time-Targeted Interventions in Epilepsy and Beyond. *Neurosci Res* 152: 87–107, 2020
- [4] Takeuchi Y, Harangozó M, Pedraza L, Földi T, Kozák G, Li Q, and Berényi A: Closed-Loop Stimulation of the Medial Septum Terminates Epileptic Seizures. *Brain* 144 (3): 885–908, 2021.
- [5] Takeuchi Y, Nagy AJ, Barcsai L, Li Q, Ohsawa M, Mizuseki K, and Berényi A: The Medial Septum as a Potential Target for Treating Brain Disorders Associated with Oscillopathies. *Front Neural Circuits* 15: 701080, 2021.
- [6] 竹内雄一, 関和彦: 超音波ニューロモデュレーション. Clin Neurosci 40 (2): 249-253, 2022.
- [7] Vöröslakos M, Takeuchi Y, Brinyiczki K, Zombori T, Oliva A, Fernández-Ruiz A, Kozák G *et*

al.: Direct Effects of Transcranial Electric Stimulation on Brain Circuits in Rats and Humans. *Nat Commun* 9: 483, 2018.

- [8] Takeuchi Y: RatHeadFixRestraintSystem. figshare. Dataset. https: //doi.org/10.6084/m9.figshar e.5466355.v1, 2018
- [9] 工藤信樹:超音波測定法の原理と実際.超音波
 医学 43 (6): 719-721, 2016.
- [10] Treeby BE and Cox BT: K-Wave: MATLAB Toolbox for the Simulation and Reconstruction of Photoacoustic Wave Fields. J Biomed Opt 15 (2): 021314, 2010.
- [11] Li Q, Takeuchi Y, Wang J, Gellért L, Barcsai L, Pedraza LK, Nagy AJ *et al.*: Reinstating Olfactory Bulb-Derived Limbic Gamma Oscillations Alleviates Depression-like Behavioral Deficits in Rodents. *Neuron* 111, Available online, May 9, 2023. https://doi.org/10.1016/j.neuron.2023.04.013