



経皮的神経電気刺激における複数電極対の 高速スイッチングによる選択的深部刺激手法の提案

Proposal of a Method of Stimulating Deep Nerve
by High Speed Switching of Electrode Pairs on Percutaneous Electrical Stimulation

高橋哲史, 梶本裕之
Akifumi TAKAHASHI and Hiroyuki KAJIMOTO

電気通信大学 (〒182-8585 東京都調布市 1-5-1, {a.takahashi, Kajimoto}@kaji-lab.jp)

概要: これまで筋電気刺激などで皮膚よりも深い部分の刺激を行う場合, 深部のみならず電極により近い部分 (皮膚感覚やより浅い筋肉など) も刺激される. 本研究では, 前腕において刺激対象の深部を含む断面の周上にその刺激対象点を通るような電極対を多数設置し, 高速スイッチングによって短いパルスを各電極対に順に与えることで, 各電極付近の神経は活動させず, 所望の刺激対象点のみを刺激し続ける手法を提案する. 本稿ではこれを実現する回路の実装と評価を行い, 十分なスイッチング性能を確認できた.

キーワード: 力触覚提示, 電気刺激, 深部刺激

1. はじめに

バーチャルリアリティ技術における触覚提示手法の一分野に神経電気刺激を用いた手法がある. ヒューマンインターフェースとしての電気刺激は非侵襲的に, 皮膚上に設置した電極から電流を流すことで神経を刺激する経皮的な手法をとることが多い. 電気刺激による手法はどの神経を刺激するかで様々な効果を生むことができ, 感覚神経を刺激することで, 機械的な接触や運動を伴うことなくその神経に対応・関連する感覚を提示可能である[1-3]. また運動神経を刺激する筋電気刺激によって実際に人の体を動かし, 行動の教示や力覚提示に用いられてきた[4, 5]. 電気刺激装置は人の体の外部にアクチュエータを取り付けるタイプの触覚提示装置と比較して, コンパクトに保つことができ, 特にウェアラブル性において優位であった.

しかしながら, 経皮的な電気刺激による触覚提示手法は共通して深部を選択的に刺激することが出来ないといった問題を抱えている. これによって表現できる感覚が制限されてきた. Kajimoto [6]は Rattey の神経モデルにおいて経皮的な電気刺激をした場合で計算された Activating Function [7]の空間的な分布から経皮的な電気刺激では深部の神経を刺激することが困難であることを示している.

2. 関連研究

経皮的電気刺激によって深部を刺激する手法の提案自体はこれまでもなされており, 干渉電流 (Interferential

current)はその一つである. Goats[8]は 4kHz 以上の 2 つの電流を体内で干渉させ, 0-200Hz 程度の AM 波をそこに生成することで深部を効率よく刺激できることを主張した. しかしこの干渉電流について John [9]らは電極から AM 波的な刺激電流を与えることでも同様の効果を得られることを示しており, 議論の余地がある.

電気刺激において 2kHz から 40kHz までの刺激は中周波刺激とされており, この周波数帯の電気刺激は感覚神経や運動神経の活動を抑制することが示されている[10].

3. 提案手法

電気刺激では刺激電流が神経細胞膜のキャパシタンスを充電することで膜電位を変化させ, 脱分極を引き起こす. したがって, 大きい刺激パルスならば短いパルス幅でも神経を興奮させることができる. 逆に, 弱い刺激パルスでも長い時間をかけることで神経を興奮させることが出来る. ただし, 神経を興奮させることが可能なパルス高さには下限がある[6].

本提案では干渉電流の発想をもとに, 刺激パルスのパルス幅に着目して深部刺激を試みることを提案する. 概念図を図 1 に示す. 例えば腕の深部の神経を刺激したい場合はその刺激点を通るように多数の電極を配置し, また所望の刺激点を通るような電極対を複数特定する. そしてそのうちの一つの電極対のみにおいて皮膚表面に近い神経が興奮しない程度の高さと幅を持つパルスを与え, 別の電極

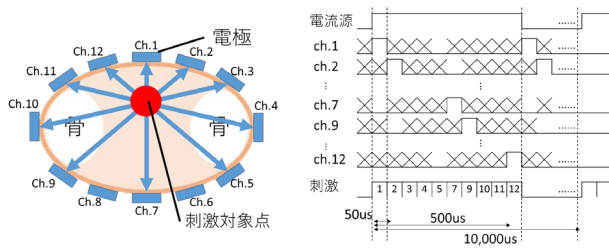


図 2: 左: 深部電気刺激の案における腕断面図。上側に偏った深部に刺激するため Ch. 6, 8 を除いて電極対を選ぶ。右: 電気刺激に用いる電流パルス。電流源では刺激対象点に与えたい連続パルスを作り, 高速スイッチングにより各電極で流すパルスを細分化する。×は HiZ の状態。

対へ切り替える。これを繰り返すことで, 皮膚表面に近い神経は興奮させず, 所望の刺激点のある程度刺激し続けることで局所的に長いパルス幅の刺激となって興奮に至らせることが可能であると考えられる。

4. 実装

本研究で用いる電気刺激装置は電流制御によるもので最大 15mA になるように設定している。電圧は 300V まで出力可能とする。本研究では多数の電極を, 電流源につながる陽極, GND につながる陰極, そしてどちらでもないハイインピーダンス (HiZ) 状態の 3 態にする必要があるため, スイッチとしてはハーフブリッジを採用した。これまでの研究では高い電圧を比較的簡単に制御できる Photo Coupler や Photo MOS Relay を用いて構成してきた[3]が, 今回は高速スイッチングのため, 相補的な P 型と N 型の高耐圧 MOSFET によって構成した (図 2)。

ここではこの実装が提案手法を実現しうる性能を有しているかの評価を行う。評価方法はハーフブリッジの出力と GND 間に皮膚抵抗と同等の 51k Ω を設置し, 電流パルスを生成し, パルスのひずみを確認する。この評価においては簡単のため 2 つチャンネルに絞り計測を行った。もとなる電流はパルス幅が 700 μ s 程度のパルスを生成し, 各チャンネルにパルス高さが 5mA の電流パルスが 28kHz で絶え間なく交互に生成されるようにスイッチングを行った。この周波数は電気刺激装置で使用しているマイクロコントローラ (NXP, LPC1768) のプログラムの制限による。

結果は図 3 の通り。おおよそきれいに ch.1 と ch.2 とで電流パルスが切り替わっている。この場合パルス幅は 36 μ s 程度となっている。指先の皮膚感覚刺激でパルス高さ 5mA, パルス幅 50 μ s 程度のパルスを用いるため, 十分短いパルスを提示可能であることが分かった。

5. 結論

本稿では多電極の高速スイッチングによる選択的深部刺激の提案をし, 装置の十分な性能を確認した。今後は実際に多数のチャンネルに接続した電極を腕の周上に設置し, 深部刺激が可能かを検証する。検証内容としてまずは皮膚感覚が生じずに筋電気刺激が生じうるかを調べていく。

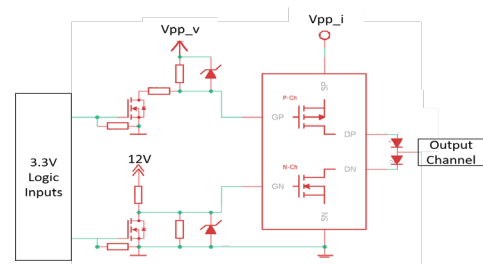


図 3: スwitching に用いる Half Bridge 回路。P MOS FET ののゲート電圧をプルアップする電源 (Vpp_v) は Vpp_i から高耐圧 NMOSFET を用いたソースフォロワによって生成。またハーフブリッジの入力電圧が 10V 程度に収まるようにツェナーダイオードを入れている。

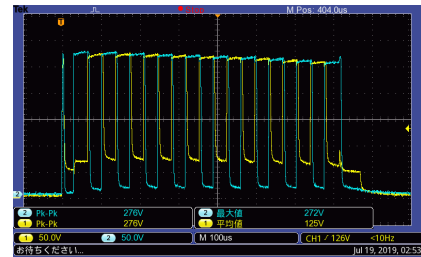


図 1: ハーフブリッジによる 2 つのチャンネルのスイッチング性能

謝辞 本研究は JSPS 科研費 JP18H04110 の助成を受けたものです。

参考文献

- [1] H. Kajimoto, N. Kawakami, T. Maeda, and S. Tachi, "Tactile Feeling Display using Functional Electrical Stimulation," in *ICAT99*, 1999, p. 8.
- [2] K. Aoyama, H. Iizuka, H. Ando, and T. Maeda, "Four-pole galvanic vestibular stimulation causes body sway about three axes," *Sci. Rep.*, vol. 5, 2015.
- [3] T. Akifumi, T. Kenta, and K. Hiroyuki, "Haptic interface using tendon electrical stimulation with consideration of multimodal presentation," *Virtual Real. Intell. Hardw.*, vol. 1, no. 2, p. 163, 2019.
- [4] E. Tamaki, T. Miyaki, and J. Rekimoto, "PossessedHand: Techniques for controlling human hands using electrical muscles stimuli," in *Proceedings of CHI 2011*, 2011, pp. 543–552.
- [5] S. Kasahara, J. Nishida, and P. Lopes, "Preemptive Action: Accelerating Human Reaction using Electrical Muscle Stimulation Without Compromising Agency," in *CHI 2019*, 2019, p. 15.
- [6] H. Kajimoto, "Electro-tactile Display: Principle and Hardware," in *Pervasive Haptics*, Tokyo: Springer Japan, 2016, pp. 79–96.
- [7] F. Rattay and M. Aberham, "Modeling Axon Membranes for Functional Electrical Stimulation," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 40, no. 12, pp. 1201–1209, 1993.
- [8] G. C. Goats, "Interferential current therapy," *Br. J. Sports Med.*, vol. 24, no. 2, pp. 87–92, Jun. 1990.
- [9] J. Ozcan *et al.*, "A comparison of true and premodulated interferential currents," *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 85, no. 3, pp. 409–415, Mar. 2004.
- [10] Y. Kim, H.-J. Cho, and H.-S. Park, "Technical development of transcutaneous electrical nerve inhibition using medium-frequency alternating current," *J. Neuroeng. Rehabil.*, vol. 15, no. 1, p. 80, Dec. 2018.