



空間認知支援のための筋電気刺激による手先誘導システム (第 2 報) : 奥行方向への誘導の基礎検討

A Hand Guidance System Using Electrical Muscle Stimulation for Facilitating Spatial Perception
(II): Empirical Study of Guidance for Depth Direction

木村圭佑¹⁾, 蜂須拓²⁾, 鈴木健嗣²⁾

Keisuke KIMURA, Taku HACHISU, and Kenji SUZUKI

- 1) 筑波大学 システム情報工学研究群 (〒 305-8573 茨城県つくば市天王台 1-1-1, kimura@ai.iit.tsukuba.ac.jp)
2) 筑波大学 システム情報系 (〒 305-8573 茨城県つくば市天王台 1-1-1, hachisu@iit.tsukuba.ac.jp, kenji@ieee.org)

概要: 本研究では高次脳機能障害者の空間認知を支援するために,筋電気刺激を用いた手先を 3 次元目標位置へ誘導する手法の確立を目的とする. これまでに著者らは筋電気刺激で回内・回外・掌屈・背屈運動を提示することで,2 次元目標位置への誘導が可能であることを示した. 本稿では皮膚電気刺激による仮現運動を用いた奥行方向への誘導手法について検討し,3 自由度の手先誘導アルゴリズム,システム開発,性能評価実験について述べる.

キーワード: 動作教示, 身体認知, 作業支援

1. はじめに

本研究は,空間認知を改善するリハビリテーションを支援することを目的として,手先を 3 次元空間内の任意の方向に誘導するシステムを提案するものである(図 1). 空間認知とは,自身の周囲において 3 次元空間中にある物体や自身の位置,姿勢を認識したり,地図に基づき空間の構造を把握したりする能力である. 例えば能動的なリーチング動作は,行為者の視点から見た空間認知に基づき,自身や対象への注意を移動させることで行う. このように,所望の動作を実現するためには運動特性のみならず空間認知が重要な役割を果たしている. この空間認知が損なわれる病態に半側空間無視がある. 半側空間無視は高次脳機能障害の 1 つで,大脳半球病巣と反対側の刺激に対して発見して報告したりその方向を向いたりすることが障害される病態であり,急性期を除けば右半球損傷後に生じる左半側空間無視が大半を占める [1]. 障害物に気付かずぶつかる,対話相手を誤認し辻褃の合わない会話をする,車いすの片側のブレーキをかけ忘れ移乗時に転倒する,食事の際に皿の半分の食べ物を残す,更衣や化粧を片側のみ行うなどといった症状が,患者に自覚なしに現れることから,日常生活や社会復帰を阻害するばかりではなく,脳損傷者のリハビリテーションにも支障をきたしている [2]. 半側空間無視の治療はトップダウンアプローチとボトムアップアプローチの 2 つに大別される [3]. トップダウンアプローチは意識的に無視空間に注意を向けさせるもので,セラピストによる声かけや視覚操作トレーニングが主流である. しかしながら,重度の半側空間無視患者の場合は左側からの声掛けに対して右側ばかり探索してしまうなどの

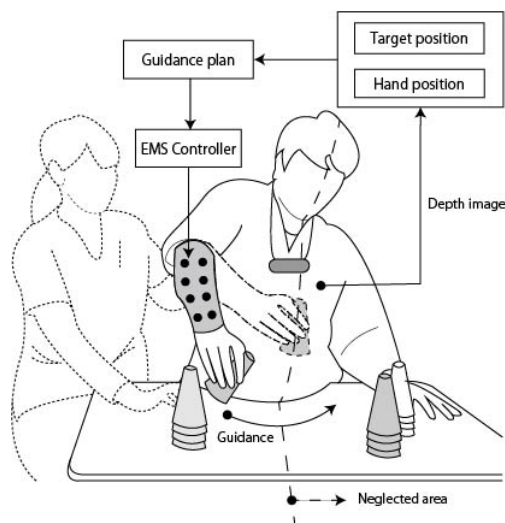


図 1: 概要図

知覚転移により,トップダウンアプローチでは効果が期待できない [4]. そのため,トップダウンアプローチは軽度の患者に,ボトムアップアプローチは重度の患者に適用されることが多い. ボトムアップアプローチの 1 つである作業療法では,視覚と体性感覚情報の統合に着目した訓練を行い,非意識的な機能障害そのものの軽減を図ることで,日常生活全般に効果の汎化が期待できる [5]. しかしながら作業療法はセラピストによる運動補助が一般的であり,治療を補助する機器はまだ少ない. このことから長期継続的な実施が難しく,介助者への負担も大きい.

電気刺激から得られる関節角度応答に着目した先行研究

には、指で楽器を弾かせる試み [6]、人々の運動覚体験を融合するデバイス [7]、人差し指先の軌道制御 [8] などがあるが、いずれも本研究の提案手法とは異なっている。

そこで本研究では、筋電気刺激により移動方向の指示を回転・並進に分別し、逐次的にこれらを提示することで3次元空間における手先の誘導が可能であることを明らかにする。これにより半側空間無視の患者に対してボトムアップアプローチによる空間認知の改善を支援するためのシステム構築を目指す。セラピストの負担軽減や患者個人の日常生活動作練習の機会が増加することが期待される。

2. 提案手法

筋電気刺激とは脳から神経を通して運動神経に送られる電気信号の代替に、皮膚に装着した電極から電氣的なパルス信号を入力することで筋肉を収縮させる方法である。筋肉に電気刺激を与えると関節角度が変化するため、これが作業療法におけるセラピストの運動補助のように患者本人の運動を誘発するトリガとなると考えた。本研究では前腕の背屈運動に関わる長掌筋、掌屈運動に関わる長橈側手根伸筋、回内運動に関わる円回内筋、回外運動に関わる回外筋の4つの筋肉に電気刺激を与える。状況によってどの筋肉に刺激を与えるかの選択は、装着者が首から下げるハンドセンサカメラ (Leap Motion) で検出される掌の中心の現在座標 P_h ・手先の姿勢 θ_h と目標座標 P_t との差によって処理を行う。誘導手順を示す。手先の誘導は手首部の回転運動 $R(\pm\phi)$ と、手の甲もしくは掌方向への回転運動 $R(\pm\psi)$ を同時もしくは逐次的に操作することで実現する。誘導にあたっては前腕の中心を中心とする円筒座標系を仮定する。ここでは、誘導方向をカメラ面と平行に限定し、さらに円筒座標系の軸はカメラ面と垂直に交わっているものと仮定する。回内・回外運動に対する回転運動を R_1 、背屈、掌屈運動に対する回転運動を R_2 とする。手先を装着者からみて右に誘導する必要がある場合について示す。まず手の甲の面の垂直ベクトルが、同じカメラ面と平行な面に含まれる目標座標を向くまで、回内・回外の主動筋を刺激する ($R_1(\pm\phi)$)。回内・回外運動が完了したら、掌の中心座標と目標座標が近づくように背屈の主動筋を刺激する ($R_2(+\psi)$)。目標座標に到達した瞬間に誘導を終了する。手先を左に誘導する必要がある場合は手の甲に代わって掌を ($R_1(\pm\phi)$)、背屈に代わって掌屈 ($R_2(-\psi)$) を用いる。

本稿ではこれに加えて、皮膚電気刺激による仮現運動を用いた奥行方向への誘導手法について検討する。仮現運動とは静的な刺激が特定の間隔で提示された時に知覚される仮想的な運動のことで、図2の通り、刺激時間 d と刺激開始時間差 Stimulus Onset Asynchrony (SOA) の2つのパラメータが存在する [9]。 d が定数の時、SOA が小さいと後続の刺激が前の刺激と重複するため、単一の刺激としてほぼ同時に感じられる。一方で、SOA が大きいとそれぞれの刺激が孤立した別の刺激として感じられる。SOA を調整することで、それぞれの刺激を指向性のある連続した刺激として感じるこ

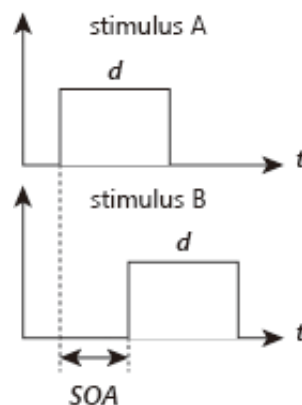


図2: 仮現運動のパラメータ

とができる [10]。掌の中心座標と目標座標を比較し、奥に誘導する場合は肘から手方向の仮現運動を、手前に誘導する場合は手から肘方向の仮現運動を提示する。

3. システム構成

本システムはカメラ、電極、マイクロプロセッサ、パルス生成機器、電極セレクタ、リレー、電源、カメラ、PCで構成する。アームスリーブと導電性布を利用することで着脱が容易で軽量な電極を設計した。電気刺激の振幅は10-40V、周波数は0-120Hz、パルス幅は0-800usの範囲で変更可能である。

3.1 ハードウェア

図3にハードウェアの構成を示す。電極には湿らせた導電性布を使用する。電極1つあたりの大きさは30mm x 20mmである。これを伸縮性の高いアームスリーブ (McDavid製, M6566) に24個並べて内側に縫合する (図4)。電極を前腕全体を覆うように配置することで個人が電気刺激する位置を容易に選択できるようにした。導電性布、アームスリーブを挟み込むようにスナップボタンを取り付ける。導電性布と外側に露出するスナップボタンが導通し、これを通じて筋肉に刺激を与えることができるようになる。回路とスナップボタンとの接続には導電コードを用いる。導電コードはスナップボタンの径に対応しており、容易に着脱できる。導電コードのもう片方はオーディオミニプラグであり、回路上のオーディオミニジャックに対応させることで容易に着脱できる。

3.2 電気刺激生成回路

図5に回路の構成を示す。パルス生成機器にはRaspberry Pi Zero Wを使用し、回路全体を制御するマイクロプロセッサの役割も兼ねている。電極セレクタにはデマルチプレクサ (HD14051BP) を使用し、マイクロプロセッサからの入力により電気刺激を出力する電極を選択可能にする。リレーにはフォトカプラ (TLP521-4) を使用し、刺激の制御信号と電極に入力する刺激電位を電氣的に絶縁することで制御回路の破損を防ぐ。電源には定格3.7Vのリチウムイオンポリマー電池をDC/DCコンバータ (LM2733) により昇圧したものを使用する。

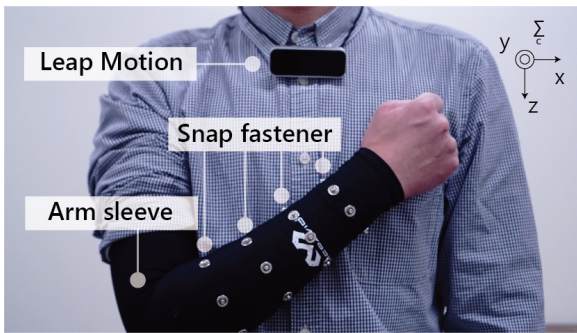


図 3: ハードウェア構成

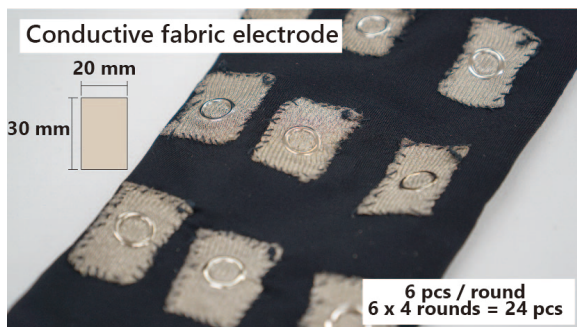


図 4: 導電性布の電極部

3.3 ソフトウェア

図 6 にソフトウェアのフローチャートを示す。カメラで検出した掌の中心の現在座標 P_h ・手先の姿勢 θ_h 、接続した PC で取得する。PC 内で回内外刺激、掌背屈刺激の開始時刻と終了時刻を判断する。Raspberry Pi Zero W には予め Websocket 通信のサーバが立てられており、クライアントとなっている PC は刺激の情報を送信する。サーバ側では受信した情報をもとに電気刺激を出力する電極を選択し、実際に電気刺激を行う。

4. 評価実験

4.1 実験設定

仮現運動に用いる皮膚電気刺激のパラメータである刺激時間 d と刺激開始時間差 SOA の値を決定するため、振幅を 30 V、周波数を 90 Hz、パルス幅を 200 us と固定した際の評価実験を行う。振幅、周波数、パルス幅の値については同システムで行ったパラメータ選定実験 [11] の結果をもとに決定している。ここでは d を 50, 100, 200 ms の 3 通り、 SOA を 10, 30, 50, 70, 90, 110, 130, 150, 170, 190 ms の 10 通り設定し、これらのパラメータをランダムに変更して仮現運動を提示する。実験参加者が肘から手・手から肘・不明の 3 つから回答し、この正答数を評価する。実験は上肢に運動障害のない男性 3 人に対して行った。実験の様子を図 7 に示す。

4.2 実験結果

実験の結果を図 8 に示す。実験参加者全員が提示方向を正しく回答した (d, SOA) の組み合わせは、(50, 50 / 150 / 190), (100, 110 / 130 / 150 / 170), (200, 50 / 110 / 130 /

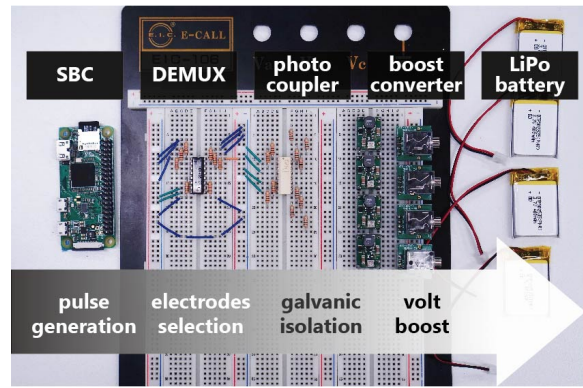


図 5: 回路構成

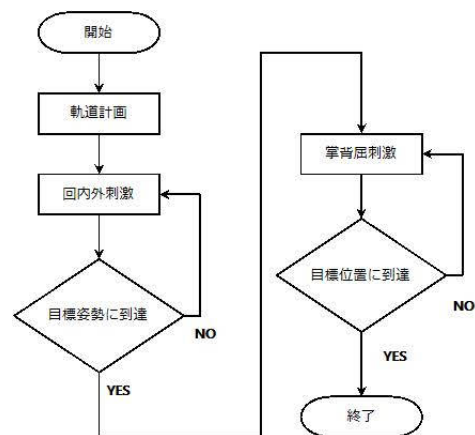


図 6: ソフトウェア構成

190) であった。

5. 考察

皮膚電気刺激による仮現運動について、実験結果より、 d が 50, 100 のときはより大きい SOA で提示方向を正しく感じやすく、 d が 200 のときはより小さい SOA でも提示方向を正しく感じる事が分かった。今回実験を行った (d, SOA) の組み合わせの中では、全員正答が集中している (100, 110-170), (200, 110-130) が適したパラメータであると考えられる。さらに多い人数で実験を行い、かつ d が 200 のときにはより大きい SOA で提示方向が正しく感じられる値があるか追加実験する必要がある。

実験時、腕に取り付けた 3 つの電極のうち、中央の電極から出力された刺激が他の電極から出力された刺激に比べて弱く感じられるという課題があった。これは刺激が矩形波であるために刺激開始時に皮膚にかかるエネルギー変化量が認知の閾値を超えており、端の電極から出力された刺激が中央の電極から出力された刺激をマスクしてしまっていることが原因であると考えている。皮膚電気刺激が効果的に仮現運動を提示するように、刺激パターンを変更する必要がある。

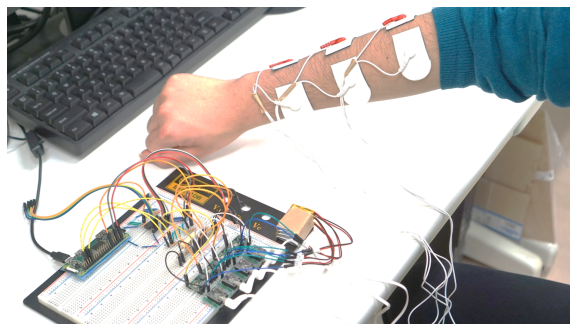


図 7: 仮現運動パラメータ評価実験の様子

	Duration [ms]			
	50	100	200	
SOA [ms]	10	1	2	0
	30	1	2	0
	50	3	2	3
	70	2	2	2
	90	1	2	2
	110	1	3	3
	130	2	3	3
	150	3	3	2
	170	1	3	2
	190	3	2	3

図 8: 提示方向を正しく回答した実験参加者の人数

6. まとめと今後の展望

本研究では、高次脳機能障害を持つ人々の空間認知を支援することを目的として、筋電気刺激と皮膚電気刺激を用いて手先の誘導手法を提案するとともに、3自由度の運動を組み合わせた手先誘導アルゴリズムおよび、システム開発、性能評価のために実施した実験について述べた。これにより、開発したシステムを用いて装着者の右手先を3次元空間中の目標位置に、任意の軌道で誘導できることが明らかになった。

今後の展望としてはデバイスのポータブル化と皮膚電気刺激の効果的な刺激パターン調査が挙げられる。本システムにおける電気刺激回路は小型のマイクロプロセッサで制御されており、また、比較的計算量の多い手先の位置・姿勢検出の処理系とは無線で通信されているので、ポータブル化は容易に実現できると考えられる。加えて、皮膚電気刺激の波形を矩形波、正弦波など変更して実験し、仮現運動がマスクされない波形パターンについて調査することを考えている。

参考文献

- [1] 網本 和：夢幻の空間—半側空間無視の評価と治療の考え方，ヒューマン・プレス，2019.
- [2] 前田 真治：半側空間無視，高次脳機能研究（旧 失語症研究），Vol. 28, No. 2, pp. 214–223, 2008.
- [3] 沼尾 拓，網本 和：半側空間無視の視覚・運動感覚からの治療アプローチ（特集 半側空間無視），理学療法ジャーナル，Vol. 51, No. 10, pp. 883–891, 2017.
- [4] 太田 康介，成田 秀美：身体図式の生成を促す介入により食事と対人交流が改善した半側空間無視症例，作業療法ジャーナル，Vol. 49, No. 8, pp. 869–872, 2015.
- [5] 青木 幸平，木島 隆：半側空間無視患者の ADL 回復に体性感覚情報の統合が有用であった症例，関東甲信越ブロック理学療法士学会，Vol. 31, pp. 108, 2012.
- [6] Emi Tamaki, Takashi Miyaki, and Jun Rekimoto : PossessedHand: Techniques for Controlling Human Hands Using Electrical Muscles Stimuli, Proceedings of the SIGCHI Conference on Human Factors in Computing Systems, pp. 543–552, 2011.
- [7] Jun Nishida and Kenji Suzuki : BioSync: A Paired Wearable Device for Blending Kinesthetic Experience, Proceedings of the 2017 CHI Conference on Human Factors in Computing Systems, pp. 3316–3327, 2017.
- [8] Oliver Beren Kaul, Max Pfeiffer, and Michael Rohs : Follow the Force: Steering the Index Finger towards Targets Using EMS, Proceedings of the 2016 CHI Conference Extended Abstracts on Human Factors in Computing Systems, pp. 2526–2532, 2016.
- [9] Carl E. Sherrick and Ronald Rogers : Apparent haptic movement, Perception & Psychophysics, Vol. 1, No. 3, pp. 175–180, 1966.
- [10] Taku Hachisu and Kenji Suzuki : Representing Interpersonal Touch Directions by Tactile Apparent Motion Using Smart Bracelets, IEEE Transactions on Haptics, Vol. 12, No. 3, pp. 327–338, 2019.
- [11] 木村 圭佑，鈴木健嗣：空間認知支援のための筋電気刺激による手先動作誘導システム，第 25 回日本バーチャルリアリティ学会大会論文集，2020.