



## 多電極システムを用いた運動点探索

鈴木大河<sup>1)</sup>, 松原晟都<sup>2)</sup>, 脇坂崇平<sup>3)</sup>, 青山一真<sup>3), 4)</sup>, 稲見昌彦<sup>3)</sup>

1) 東京大学工学部 (〒 113-0033 東京都文京区本郷 7-3-1)

2) 東京大学情報理工学系研究科 (〒 113-0033 東京都文京区本郷 7-3-1, matsubara@star.rcast.u-tokyo.ac.jp)

3) 東京大学先端科学技術研究センター (〒 153-8904 東京都目黒区駒場 4-6-1)

4) 東京大学バーチャルリアリティ教育研究センター (〒 113-0033 東京都文京区本郷 7-3-1)

**概要:** 電気刺激による筋収縮はリハビリテーションから力覚提示まで広く用いられているが、運動点(刺激に適した位置)はミリ単位で同定する必要があり、時間と手間がかかるという問題がある。我々は多電極システムを用いて、筋駆動に必要な最小電流量の皮膚上空間マップを作成した。結果、運動点を底とした連続的の勾配を観測した。最適な電極サイズの同定実験と合わせて、ユーザーの運動を阻害しない自動的な運動点検出手法を提案する。

**キーワード:** 筋電気刺激, 多電極システム, 運動点探索

### 1. はじめに

筋や末梢神経に対して電気刺激を行うと筋収縮が誘起される。機能的電気刺激(FES)はこの現象を利用した、身体麻痺の患者への身体動作の再建のためのリハビリテーション手法である[1]。また、利用先は医療分野に限ったものではない。例えば、VRにおける力覚提示手法としても利用可能である(物体を押したときの反力[2], 打撃を受けた際の衝撃[3]など)。

筋電気刺激の際には、筋腹上の運動点に刺激を行うことが重要である。運動点とは筋腹に運動枝が入っていく点の中央部分であり[4], 同じ筋肉の他の部分へ刺激を行った場合と比較して、より大きく、効率よく筋が収縮する。また運動点は、周囲に比べて最も小さい電流量で筋駆動を引き起こすことが可能である[5]。筋電気刺激の電流を低く抑えられれば、それに伴う痛み・不快感を最小限に抑えることができ、これが大きなメリットだといえる[6]。運動点に刺激を行える電極位置を探す方法としては、単純に電極を張り替えて電流を流して筋収縮の強さを観察する方法の他に、電極を複数配置して使用する電極を切り替えることで電流経路を変化させる多電極システムが使われることがある。

多電極システムを用いて筋電気刺激による運動を観測することで適切な刺激位置の探索を行っている例として PossessedHand がある[7]。しかし刺激位置の探索時に、全電極に対して同一の電圧で刺激を行うため、上述の痛み・不快感が生じるリスクが存在する。

対象者が痛みや不快感を感じず、更には注意が向かないようなレベルの微小な電流量刺激で運動点(に対応する刺激位置)の同定が実現できれば、高速で多数の刺激を用いた検出手法や、対象者の通常の運動を阻害しない補正手法の実現が期待できる。本研究では本目的のため、多電極システムの構築を行い、それを用いて筋駆動に必要な最小電流量(電



(a) システム全体

(b) 電極部分

図 1: 多電極システム

流閾値。詳細は後述)の皮膚上空間マップを作成することで運動点探索を行った。具体的には、上腕二頭筋に対して刺激位置を 2.54 mm 単位で変化させることで電流閾値が変化するかを検証した。また、刺激面積を変えて電気刺激を行った際の筋収縮を観察し、電極サイズの予備的検討を行った。

### 2. 実験装置

#### 2.1 多電極システム

本研究では、フォトモスリレー(AQY280S)を用いた多電極システムを開発した(図1)。多電極システムの陽極、陰極は共に直径約 2 mm の 40 個の小型電極から成る(ユニバーサル基板上の縦 8 個×横 5 個のランドに配置)。各ランド間、すなわち小型電極間のピッチは 2.54 mm である。各 40 個の小型電極の内から任意の電極を任意の数選び、電気刺激を行うことができる。体に貼り付ける際には導電性ゲルを使用した。本実験では、定電流回路(パルス幅 200  $\mu$ s の矩形波パルス, 200 Hz, 0.3 秒間, 約 0.01 mA 刻みで出力制御可能)を用いて刺激を行った。

#### 2.2 筋音計

電気刺激による筋収縮を測定するために筋音計として加速度センサ(MPU9250, 通信形式:I2C, サンプリング周波

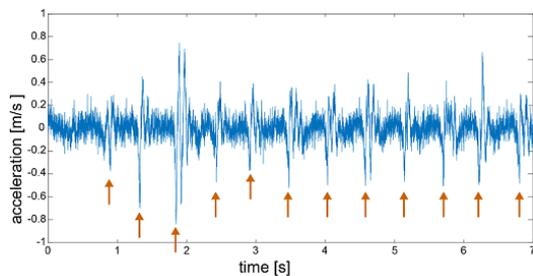


図 2: 筋音データ。矢印は筋電気刺激による筋収縮を示す。



(a) 実験時の姿勢

(b) 電極と筋音計の貼付例

図 3: 実験環境

数:1000 Hz) を利用した。また、体動の影響を除去するため、カットオフ周波数 2 Hz のハイパスフィルタを用いた。本研究では、実験 2 にて使用する。筋収縮に特徴的な波形を目視で検出を行った。

### 3. 実験

#### 3.1 実験方法

**電流閾値の定義** 電気刺激による筋収縮の検出は、実験者の視認によって行った。すなわち、電気刺激のタイミングで、対象筋の筋収縮が明確に視認された場合に、電気刺激により筋収縮が生じたとした。電流閾値は、約 0.5 秒間隔で 10 回電気刺激を行った際に筋収縮が 10 回とも起きる最小の電流量と定義した。電流閾値を調べる際には、電流を約 0.01 mA 単位で変化させながら測定した。十分に小さい電流量からはじめ、徐々に電流量を大きくすることにより閾値を調べた。

**被験者の姿勢** 被験者の姿勢は図 3a のように維持しながら実験を行った。被験者は椅子に座った状態で、右腕を肘を伸展させた状態で固定した。その際、台に腕を乗せて肩関節が約 90° 屈曲するようにした。

**多電極システムの皮膚への貼り付け方法** 皮膚上の油脂やゴミを取り除くため、事前にウェットティッシュで刺激部分を拭いた。次のようにして貼り付けを行った。まず、パッド電極を用いて貼り付け位置のあたりをつけた。具体的には、陽極は上腕二頭筋の外側に、陰極は内側に来るように、つまり電極が筋腹を挟んで逆側に来るようにしながら、パッド電極の位置をずらしつつ電気刺激を行い閾値を調べた。閾値が周囲と比べて低い場合、運動点に電気刺激を行っていると、陽極、陰極を多電極システムの陽極、陰極に交

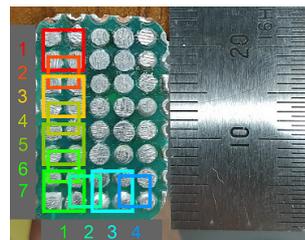


図 4: 縦 7 × 横 4 の合計 28 通りのセット電極。

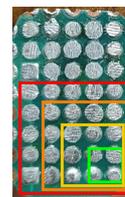


図 5: 刺激範囲を変更した電流閾値測定

換した。多電極システムについては、電極の縦方向が筋繊維と平行になるように貼り付けた。多電極システムはテープを用いて皮膚と固定した。

筋収縮を測定するため、筋音計を次のようにして筋腹上に装着した。加速度センサの Z 軸方向が肌表面に対して垂直になり、正の方向が筋肉中を向くようにして、陽極と陰極の中間に張り付けた。こちらもテープを用いて皮膚と固定した。貼り付けが完了した後の様子を図 3b に示した。

#### 3.2 実験 1: 刺激位置を変更した電流閾値測定

本実験は、陽極と陰極の組み合わせを変えながら、閾値の 2 次元的分布 (空間マップ) を作成し、その結果をもとに、最適な刺激点 (運動点に対応する刺激点) が同定可能かどうかについて考察することを目的とする。なお、閾値空間マップの定性的特徴を捉えるための実験であるため、被験者数は男性 3 人 (22~25 歳、利き腕はすべて右) とし、個別に測定結果の観察と考察を行った。実験前の測定テストにおいて、1 つの電極では抵抗値が高く、十分な電流が流れないことが確認されたため、図 4 のように縦 2 個 × 横 2 個の小型電極をまとめてこれを最小単位のセット電極とした。陽極及び陰極は縦 8 個 × 横 5 個の小型電極で構成されているため、それぞれ  $7 \times 4 = 28$  通りのセット電極が存在する。即ち陽極・陰極のセット電極のすべての組み合わせは  $28 \times 28$  通りとなる。手動で全組み合わせを測定することは難しいため、本実験では、電流経路の方向が一定となるように陽極・陰極を選択することとした。例えば、陽極の刺激部位のセット電極が体の右方向に 1 個ずれた場合、陰極のセット電極も体の右方向に 1 個ずれるようにした。また、被験者 3 については実験の最中に 4 回の休憩をはさんだ。その際、姿勢を崩して実験再開時に元の姿勢に戻した。他の被験者については休憩を挟まず、実験開始から終了まで同じ姿勢を維持した。

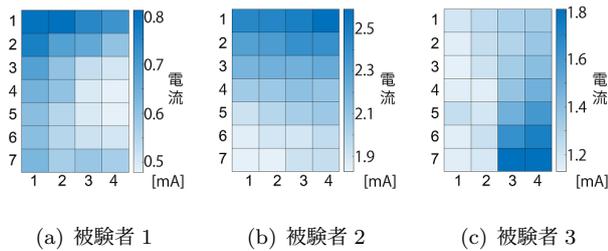


図 6: 各被験者の閾値空間マップ。薄い部分が閾値が低い。各被験者の電流値スケールは異なっている。

### 3.3 実験 2: 刺激面積を変更した電流閾値測定

実験 1 では、 $2 \times 2$  サイズのセット電極を用いて閾値空間マップを作成したが、この電極サイズは恣意的に選ばれたものである。本実験では、適切な電極サイズについて検討したい。具体的には、電極サイズと電流閾値の関係性について調べた。考察では、本実験と実験 1 の結果を合わせて、適切な電極サイズを論じる。ここで、縦  $n$  個  $\times$  横  $n$  個で構成されるセット電極を、 $n \times n$  電極として表記する。5 人の被験者に対して実験を行った。まず、陽極・陰極共に  $2 \times 2$  電極を用いて電気刺激を行った。被験者は、男性 5 人 (22~44 歳、利き腕はすべて右) まず、刺激位置を変更して電流閾値が最も低くなる刺激点を探した。図 5 では同定した刺激部位を緑色の四角で表している。次に、その電流量で電極のサイズを大きくしつつ電気刺激し (約 0.5 秒毎)、同時に筋音計にて筋駆動の有無を測定した。これらの刺激の範囲は、最初に同定した電流閾値が最も低くなる刺激部位が範囲に入るように選んだ (図 5 の緑→赤の順で測定)。次に、 $3 \times 3$  電極 (図 5 黄) で閾値電流量を調べ、同じ手続きを繰り返した (図 5 の黄→赤の順で測定)。

## 4. 結果と考察

### 4.1 実験 1: 刺激位置を変更した電流閾値測定

結果を図 6 に示した。図 4 と図 6 の行番号、列番号は対応している。各マップの右方向が体の外側、下方向が肩方向を表す。マスの色は閾値電流量を意味している。図 6 から、 $2.54 \text{ mm}$  ピッチでの刺激部位の変化に伴う閾値電流の変化が観測され、かつ閾値の連続的勾配が捉えられていることがわかる。これにより、この解像度である程度正確に最適刺激点を検出できることがわかる。それと同時に、より解像度をあげれば (ピッチを小さくすれば)、さらに精度良く最適刺激点を検出できることが期待できる。

以下、追加の考察を挙げる。本実験では、いずれの被験者においても、最小閾値は電極の端に観測された。これは、刺激範囲外に、更に閾値の低い点が存在する可能性があることを意味している。今後、より広い領域を覆うことのできる多電極システムを使用することで、装着前に予備的な運動点のあたりをつけることなく、正確な運動点探索が可能になると期待される。

被験者 3 については勾配が観測されたものの、閾値の極

表 1: 閾値刺激に対し筋収縮が確認された割合

被験者	閾値電流 (サイズ)	$2 \times 2$	$3 \times 3$	$4 \times 4$	$5 \times 5$
1	0.5mA ( $2 \times 2$ )	100%	86%	0%	0%
	0.52mA ( $3 \times 3$ )	-	100%	100%	0%
2	1.15mA ( $2 \times 2$ )	100%	0%	0%	0%
	1.21mA ( $3 \times 3$ )	-	100%	0%	0%
3	2.47mA ( $2 \times 2$ )	100%	100%	100%	21%
	2.47mA ( $3 \times 3$ )	-	100%	100%	21%
4	1.13mA ( $2 \times 2$ )	0%	0%	0%	0%
	1.15mA ( $3 \times 3$ )	-	0%	0%	0%
5	2.12mA ( $2 \times 2$ )	93%	100%	100%	100%
	2.12mA ( $3 \times 3$ )	-	100%	100%	100%

小値が複数存在した。ただしこれは、休憩中の身じろぎによる電極と筋肉の位置関係のズレや電流量の精度が影響している可能性があり、実際に運動点に対応した点が複数存在するかどうかについては、測定範囲を拡大する必要がある。

### 4.2 実験 2: 刺激面積を変更した電流閾値測定

全刺激の中で筋音図による筋収縮が確認できた割合を表 1 に示す。被験者 1, 2, 3 について、刺激面積が増加するにつれて電流閾値が上昇していくことが示唆された。小さい電極サイズの方がより電流密度を高めて運動点を刺激できたために閾値の低下が起こったと考えられる。

被験者 4 について、視覚的に収縮が認識できたにもかかわらず波形ではノイズに埋もれてしまっていた。この原因及び解決方法としては二つ考えられる。一つ目は、筋音図が十分に密着しておらず、センサの部分では波形として観測できるほどの収縮が起こっていなかった可能性がある。二つ目は、センサの軸によるものである。本実験ではセンサの Z 軸方向、すなわち肌と垂直な方向のみの加速度を測定した。X 軸または Y 軸方向についても測定を行えば、波形として観測される可能性がある。

被験者 5 については、 $2 \times 2$  の電極で 93% であり、面積の上昇に伴う筋収縮が確認された割合の低下は見られなかった。この原因としては、被験者 4 と同じく十分に筋音計が密着していなかったこと、 $2 \times 2$  の電極では運動点を刺激できておらず範囲を拡大することで刺激範囲に入ったことが考えられる。

以上より、多電極システムを用いて運動点探索を行う際、運動点付近の探索では、電気刺激面積を小さくすると、より小さな電流量が閾値になることが示唆された。これにより、基本的には、電極サイズは小さい方がよい、ということが示唆された。では次に、小さければ小さいほどよいのか、という点について考察したい。今回作成した装置では、 $1 \times 1$  電極では十分電流が流れなかった。これは、電極サイズの下限となる。実験 1 は、最適刺激位置は  $2 \times 2$  より小さな電極サイズ (あるいはピッチ単位) でより精度良く検出できる可能性を示唆しているが、問題は位置検出精度に伴い閾値も低下するかどうか、である。閾値が低下しないのであれば、痛み・不快感の観点からいえば、 $2 \times 2$  サイズで十分最適化されているということになる。実験 2 の結果からは、 $2 \times 2$

と 3x3 で閾値が大きく変わらないことが読み取れるが、更に小さいサイズでは閾値が下がる可能性もある。最適な電極サイズの同定には、今後被験者数を増やして計測するとともに、痛みや不快感などの主観評価を調べる実験を行う必要があるだろう。

#### 4.3 運動を阻害しない自動的運動点検出手法の提案

今回得られた結果を踏まえて、実用レベルの運動点探索システム設計について考える。まずは、多電極がカバーする領域を拡大する必要がある。広い範囲を覆えば、実験者が装置装着前に運動点の「あたり」を付ける必要がなくなる。

また、探索の自動化は必須である。今回の実験では実験者が手動で刺激部位を変更していたが、実験 2 で利用した筋音図から、機械的に判断する方式を採用することは可能であろう。ただし、実験 2 の被験者 4 のように、筋音計と筋肉の相対的位置関係によってはそもそも筋駆動が筋音として検出されてない場合があることである。広い他電極システムを作成する場合、必然的に筋音計も統合することになるが、その際どのように、いくつ配置するか検討は、今後の課題である。

また、勾配が観測されたことから、大きいピッチで運動点のあたりをつけ、その後より小さいピッチで運動点を特定するという手法を行うことで、高速な運動点探索が可能になると期待される (図 7)。本実験では 28 通りの組み合わせについて空間マップを作成したが、提案した運動点検出手法により、28 × 28 通り全ての電極の組み合わせを用いた探索を行うことができ、より正確に運動点を刺激することができるようになると思われる。

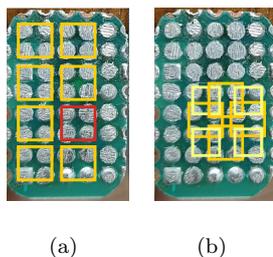


図 7: 提案する運動点検出アルゴリズム。5.08mm ピッチで図 7(a) の四角で囲まれた範囲を測定し最小閾値の部位 (赤色) を同定した後、図 7(b) のように周辺の 8 部分を 2.54mm ピッチで探索する。

また更に先の目標として、姿勢変化に伴い移動する運動点の追跡がある。体が動くと皮膚に対する運動点の相対的な位置もずれてしまうという問題がある [8]。そこで、姿勢変化に伴い変化する最適な刺激位置を、あらかじめ多電極システムにより測定しておくことで、実際の姿勢の変化に応じて、電気刺激部位を変更すれば運動中にも的確に筋を収縮させられると考えられる。最終的には、電極を小型化しつつ運動点を正確に刺激することで、筋収縮に必要な電流量を減らし、感覚閾値下の刺激電流での筋収縮の実現が

期待される。感覚閾値下での筋収縮の実現により、ユーザーの気づかないうちに自動的に運動点探索が可能なシステムの構築が期待される。

#### 5. おわりに

本実験では上腕二頭筋に対し、多電極システムを用いて二種類の実験を行った。一つ目は、刺激位置を変更しながら、小型電極から電気刺激を行った際の閾値を調べる実験である。二つ目は、小型電極での閾値電流で刺激電極のサイズを変更した際の筋音を調べる実験である。一つ目の実験から、閾値の勾配が観測された。二つ目の実験から、運動点に電気刺激を行った際に刺激面積の上昇に伴い電流閾値が上昇することが示唆された。

今後の展望としては本実験の手法を用いて姿勢変化に伴い移動する最適刺激位置の追跡がある。各姿勢での電流閾値を本手法を用いることで、ユーザーの運動を阻害しない自動的な運動点検出手法の実現が期待される。

#### 参考文献

- [1] 市江雅芳. リハビリテーションにおける機能的電気刺激. 山梨医科大学雑誌, Vol. 13, No. 2, pp. 41-52, 1998.
- [2] P. Lopes *et al.* Providing haptics to walls & heavy objects in virtual reality by means of electrical muscle stimulation. In *Proceedings of the 2017 CHI Conference on Human Factors in Computing Systems*, pp. 1471-1482, 2017.
- [3] P. Lopes, A. Ion, P. Baudisch. Impacto: Simulating physical impact by combining tactile stimulation with electrical muscle stimulation. In *Proceedings of the 28th Annual ACM Symposium on User Interface Software & Technology*, pp. 11-19, 2015.
- [4] B. K. Park *et al.* Anatomic motor point localization of the biceps brachii and brachialis muscles. *Journal of Korean medical science*, Vol. 22, No. 3, p. 459, 2007.
- [5] H. Narita *et al.* Does the location of the motor point identified with electrical stimulation correspond to that identified with the gross anatomical method? *Journal of Physical Therapy Science*, Vol. 23, No. 5, pp. 737-739, 2011.
- [6] M. Gobbo *et al.* Muscle motor point identification is essential for optimizing neuromuscular electrical stimulation use. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, Vol. 11, No. 1, pp. 1-6, 2014.
- [7] E. Tamaki, T. Miyaki, J. Rekimoto. Possessedhand: techniques for controlling human hands using electrical muscles stimuli. In *Proceedings of the SIGCHI Conference on Human Factors in Computing Systems*, pp. 543-552, 2011.
- [8] K. Ichikawa *et al.* Joint angle based motor point tracking stimulation for surface fes: A study on biceps brachii. *Medical Engineering & Physics*, Vol. 88, pp. 9-18, 2021.