



筋電気刺激におけるモーターポイント推定による 触覚提示の有効性

Effectiveness of tactile presentation by motor point estimation in electrical muscle stimulation

石丸 嵩也¹⁾, 嵯峨 智²⁾

Takaya ISHIMARU and Satoshi SAGA

1) 熊本大学 自然科学教育部 (〒 860-8555 熊本市中央区黒髪 2 丁目 39 番 1 号, ishimaru@saga-lab.org)

2) 熊本大学 先端科学研究部 (〒 860-8555 熊本市中央区黒髪 2 丁目 39 番 1 号, saga@saga-lab.org)

概要: 我々はこれまで筋電気刺激を実際の触刺激と併用することで触覚における拡張現実感を実現する方法を提案してきた。しかし、筋電気刺激は刺激位置や個人間の差により提示する力が変わることから、安定した刺激提示の実現が難しかった。本稿では筋電気刺激による安定した刺激提示のため、モーターポイントを推定する方法を導入する。さらに、この方法を用いた触覚情報提示の有効性についての定量的検証結果について議論する。

キーワード: 筋電気刺激, 触覚, モーターポイント

1. 導入

バーチャルリアリティ (Virtual Reality:VR) 技術の発展により様々なバーチャル物体とのインタラクションが可能となりつつある。バーチャル物体とのインタラクションを明確に触覚として表現する手法として最も一般的なものは振動を用いた触覚表現である。しかし振動子は皮膚感覚を再現するために用いるのは有効だが、静的な力を提示することは不得意である。そのため我々はこれまで静的な力の提示によるバーチャル物体表現手法として筋電気刺激を用いることを提案してきた。しかし、すべてのユーザに対して同じ力を提示することが難しかった。これは、筋電気刺激の刺激点や刺激に対する応答が個人ごとに異なるためである。そこで我々はモーターポイントという表面電極による電気刺激で効率的に筋収縮を起こせる部位を推定して、触覚提示を行うことを提案する。

2. 筋電気刺激による触覚提示手法

2.1 筋電気刺激 (Electrical Muscle Stimulation: EMS)

人が体を動かすとき、脳は末梢神経に命令を送る。命令が届くと神経が興奮し、この興奮が筋肉に伝わり筋肉の収縮を起こすことで、体の各部位を動かす。筋電気刺激はこのメカニズムを利用し、外部電源から末梢神経を電気刺激することで神経を電氣的に興奮させて筋収縮を起こして、ユーザに力を提示する。筋電気刺激は Tamaki らの Possessed Hand [1] のように商用の触覚インタフェースとして用いる動きもみられるようになった。最近ではバーチャル空間内でバーチャル物体とのインタラクションを行うためにも用いられている [2]。

2.2 モーターポイント

表面電極を用いて筋を刺激する場合、筋ごとに電気刺激に対してもっとも反応しやすい部位が存在し、これをモーターポイントという。通常神経は身体深部を走行しているため、皮膚表面からの刺激は容易でない。モーターポイントはこの神経筋枝が深部から表層の筋に入り込んでいく部位であり、この部位上の皮膚に電極を置いて刺激することで筋収縮を効率的に起こすことができる [3]。

2.3 提案システム

本研究では図 1 に示すように電気刺激装置、電極、タッチパネル内蔵 PC からなる提示装置を使用する。筋電気刺

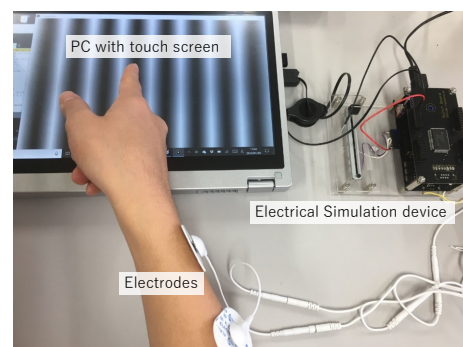


図 1: 提案システム

激装置は梶本らの電気触覚ディスプレイ [4] として開発された電気刺激装置を使用する。このデバイスは mbed というマイコンによって高速波形制御が可能であり、最大 300 [V] の電圧を出力することができる。筋電気刺激に使用する波形は周波数 60 [Hz]、刺激時間 0.5 [ms] のパルス波を使用す

る。電極は(株)メディカルタウンの一般医療用単回使用用心電用電極(50 [mm] x 35 [mm])を用いる。また、指に提示できている力を計測するためにRS PROのForce Gauge, 5000 gを用いる。

2.4 提案手法

2.3章の提案システムを用い、我々はモーターポイントを推定するために、動かしたい部位に提示できている力を実際に測定する手法を提案する。示指伸筋などに筋電気刺激を加えると、EMSにより指が動かされる。このときの指先が動かされる力をForce Gaugeを用いて直接計測する。刺激位置を動的に変更しながら刺激を加え、Force Gaugeから得られた値が30 [gf]以上になる部位をモーターポイントと推定する。

このモーターポイント推定手法により電極の貼り付け位置を決定した後に、示指伸筋を筋電気刺激によって収縮させることで指に力を提示する。この提示する力を変化させることで凹凸感を表現する。力はユーザとバーチャル凹凸が接触している場所の傾きにしがたって変化させる。

3. 実験

提案手法を評価するために心理物理実験を行った。実験協力者は21歳~23歳の健康な男性で全員右利きである。合計7人の実験協力者で実験を行った。実験前に筋電気刺激で一般的な力を提示するためにForce Gaugeを用いて人差し指に提示できている力を計測しながらモーターポイントの推定を行う。筋電気刺激を加えると、EMSにより指が動かされる。このときの指先が動かされる力をForce Gaugeを用いて計測する。刺激位置を動的に変更しながら刺激を加えForce Gaugeから得られた値が30 [gf]以上となった部位をモーターポイントと推定した。モーターポイントと推定された位置以外の部位では筋収縮はほとんど起きておらず、Force Gaugeから得られた値も0 [gf]に近いことがわかった。

3.1 実験内容

実験では静的な力を提示する状況として、平面上でのさまざまな凹凸変化刺激を提示し、これを各手法間で比較する。すなわち、提案する筋電気刺激、Smart Finger [5]をもとにした振動刺激、SPIDAR mouseによる剪断力刺激[6]、それぞれの手法で凹凸を再現し、得られた刺激を本物の凹凸を触察した刺激と比較して評価してもらい、類似度合いによって自由に点数をつけてもらう。手法はそれぞれ刺激強度の違うものを3種類用意した。筋電気刺激の強度についてはForce Gaugeから得られる値が30 [gf], 45 [gf], 60 [gf]のときのものを用いる。振動刺激と剪断力刺激は実験協力者ごとに設定するのではなく事前に刺激強度を設定したものをもちいる。振動刺激は周波数100 [Hz]で振幅が6.7 [V], 6.0 [V], 5.3 [V]の3種類の刺激、剪断力刺激はSPIDAR mouseによる剪断力が60 [gf], 90 [gf], 120 [gf]異なる3種類の刺激を用意する。つまり各手法ごとに3つ、合計で9種類の刺激を用いる。実際の凹凸刺激は波長20 [mm]で

振幅1 [mm], 2 [mm], 3 [mm]の亚克力製の正弦波を用意する。そのため実験協力者には3つの手法の3の刺激強度ごとにそれぞれの凹凸にどの程度似ているかを評価してもらう。評価は3回ずつ行ってもらうので実験協力者あたり81回の評価を行ってもらうことになる。また、手法間の比較のみでなく、それぞれの手法がどの程度凹凸を再現できているかを評価するために、触覚刺激をなにも提示しない状態での評価も行ってもらった。得られた評価点数を個人ごとに正規化し、集計する。評価刺激の順番は実験協力者ごとにランダムに決め、順序効果を排除した。触察する際の強さや指の動かし方は事前に練習してもらっており、すべての実験協力者がほぼ同じ速さ(81.25 [mm/s]), 同じ強さ(30 [gf])で触察している。実験中はヘッドホンからピンクノイズと触察する際の指の速さの基準となるメトロノーム(50 [BPM])の音を流し、その他の音を遮断した。また、視覚は遮断せず、図2のような凹凸を模した画像をディスプレイに表示し、それを見ながら触察してもらう。刺激は

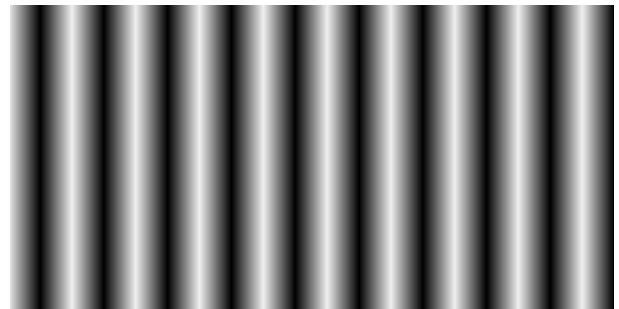


図2: 凹凸を模した画像

画像と対応して刺激強度が変化する。この刺激強度の最大値の違いと手法の違いによって9つの種類の刺激を用意している。図3に実験の様子を示す。

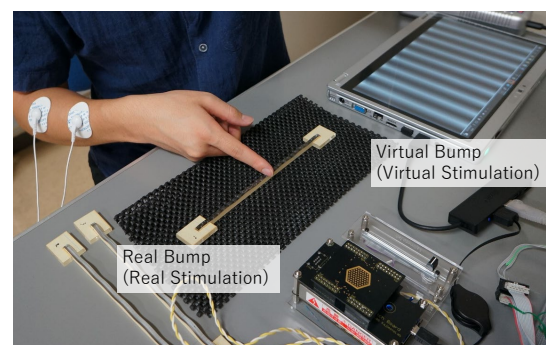


図3: 実験の様子

3.2 実験結果

図4, 図5, 図6に比較した凹凸の振幅ごとの結果を示す。図3は振幅1 mmの凹凸刺激に対する回答, 図4は2 mm, 図5は3 mmに対するものである。図中のx軸にお

いて、EMS が提案手法における結果を表し、Vibration が振動子による手法を表している。Visual は何も刺激を提示しなかった場合、つまり視覚情報だけの場合である。数字はそれぞれ刺激強度を示しており、数字が小さいと刺激強度は小さい。Visual は刺激を提示しないため刺激強度はない。以下にそれぞれの手法、刺激強度ごとの最大値を示す。

EMS1: Force Gauge から得られた値が 30 [gf] の筋電気刺激

EMS2: Force Gauge から得られた値が 45 [gf] の筋電気刺激

EMS3: Force Gauge から得られた値が 60 [gf] の筋電気刺激

Vibration1: 周波数 100 [Hz]、振幅 6.7 [V] の正弦波の振動刺激

Vibration2: 周波数 100 [Hz]、振幅 6.0 [V] の正弦波の振動刺激

Vibration3: 周波数 100 [Hz]、振幅 5.3 [V] の正弦波の振動刺激

SPIDAR1: 60 [gf] の剪断力刺激

SPIDAR2: 90 [gf] の剪断力刺激

SPIDAR3: 120 [gf] の剪断力刺激

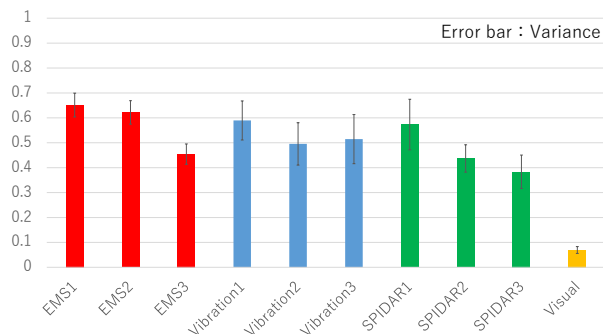


図 4: 振幅 1 [mm] の凹凸に対する評価

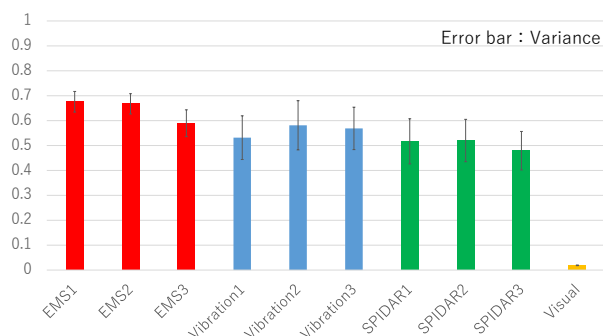


図 5: 振幅 2 [mm] の凹凸に対する評価

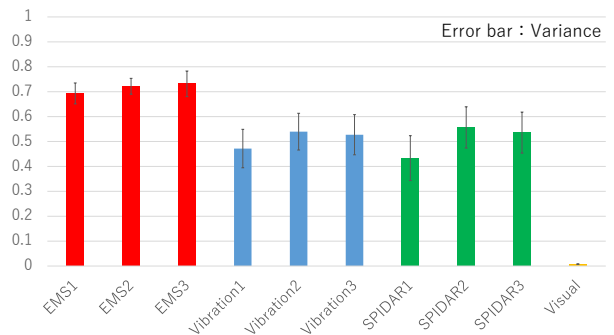


図 6: 振幅 3 [mm] の凹凸に対する評価

Bonferroni 法に基づいて有意水準を 0.5 % に設定して検定を行ったところ、それぞれの凹凸に対してすべての手法のすべての刺激強度で Visual と有意差があることがわかった。つまり、すべての手法のすべての刺激強度で凹凸の提示ができていくことがわかる。次に手法間の有意差の有無を調べる。図 7 に示すように、手法ごとに各振幅に対して最もよい評価が得られた刺激強度で比較を行う。つまり 3 群間の検定とみなせるので Bonferroni 法に基づいて有意水準を 1.67 % として検定を行う。図中の*が有意差があることを示している。

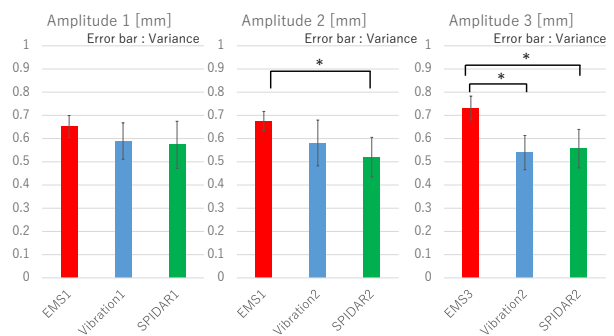


図 7: 最良の刺激強度ごとの比較

振幅 1 [mm] の凹凸では手法間に有意差は見られなかったが、2 [mm] では提案手法と SPIDAR mouse による手法との間に有意差があった。また、3 [mm] の凹凸に関しては提案手法と SPIDAR mouse による手法との間に有意差があり、提案手法と振動子による手法の間でも有意差があった。また実験後にももらったコメントでも提案手法が最もよかったという意見が多く、ほとんどの実験協力者が凹凸を感じたと答えた。以下にコメントの一部を挙げる。

- 筋電気刺激は想像よりも凹凸を感じた
- 筋電気刺激は凹凸感があつた
- 3 つの手法の中で筋電気刺激がもっとも凹凸に近い感じがした

3.3 考察

刺激を提示しない場合と比較した場合すべての刺激に対して有意差があったため、すべての手法のすべての刺激強度で凹凸が再現できていることがわかる。また、振幅 1 [mm] の凹凸に対して手法間に有意差はみられなかったが、2 [mm] の凹凸に対しては SPIDAR mouse による手法と提案手法の間で有意差がみられ、振幅 3 [mm] の凹凸に対しては振動子による手法と SPIDAR mouse による手法どちらとも提案手法の間で有意差がみられ、筋電気刺激が振幅の大きな凹凸を再現することに優れていることがわかる。

EMS1 は全ての振幅の凹凸に対して優れた評価を得られた。また振幅 3 [mm] の凹凸に対する評価で EMS1 と EMS3 の間に有意差は見られないことから、筋電気刺激であれば小さな力でも十分凹凸を表現できることがわかる。

また、上記のように、コメントをみてもほとんど実験協力者が筋電気刺激による凹凸の再現で凹凸感を感じていることがわかる。

4. 結論

モーターポイントを推定するために、動かしたい部位に提示できている力を実際に測定する手法を提案した。その結果モーターポイントを推定してから電気刺激を行うことで、提案手法は振動や剪断力などの既存手法に比べて安定して振幅の大きな凹凸感を提示できることがわかった。今後の課題としてはモーターポイントを推定する方法の改善が挙げられる。今回は指に提示されている力を直接測定するという方法でモーターポイントの推定を行ったが、モーターポイントの電気的特性によって推定できればより簡単に電極の貼り付け位置を決定することができるだろう。また、電力と提示できる力の関係がわかれば実用性はさらに

増すと考えられる。そのため今後はモーターポイントの電気特性、出力と提示できる力の関係を検討していく。

参考文献

- [1] Emi Tamaki, Takashi Miyaki, and Jun 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. ACM, 2011.
- [2] Pedro Lopes, Sijing You, Lung-Pan Cheng, Sebastian Marwecki, and Patrick Baudisch. 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. ACM, 2017.
- [3] 志波 直人. 神経筋電気刺激によるトレーニング器具を高齢者のリハビリに活用できるか? 週刊日本医事新報, Vol. 4907, p. 59, 2018.
- [4] 梶本 裕之, 川上 直樹, 前田 太郎, 舘 暲. 皮膚感覚神経を選択的に刺激する電気触覚ディスプレイ. 電子情報通信学会論文誌 D, Vol. 84, No. 1, pp. 120–128, 2001.
- [5] Hideyuki Ando, Takeshi Miki, Masahiko Inami, and Taro Maeda. The nail-mounted tactile display for the behavior modeling. In *ACM SIGGRAPH 2002 Conference Abstracts and Applications, SIGGRAPH 2002*, p. 264. Association for Computing Machinery, Inc, 7 2002.
- [6] Satoshi Saga and Koichiro Deguchi. Lateral-force-based 2.5-dimensional tactile display for touch screen. In *Haptics Symposium (HAPTICS), 2012 IEEE*, pp. 15–22. IEEE, 2012.