

腱電気刺激を用いたハプティックインタフェースにおける 刺激パラメータと生起力覚量の関係

高橋 哲史[†] 田辺 健太[‡] 梶本 裕之[‡]

[†] 電気通信大学情報理工学部 〒182-8585 東京都調布市調布ヶ丘 1-5-1

[‡] 電気通信大学大学院情報理工学専攻 〒182-8585 東京都調布市調布ヶ丘 1-5-1

E-mail: [†] a.takahashi@kaji-lab.jp, [‡] {k.tanabe, kajimoto}@kaji-lab.jp

あらまし 従来提案されてきた力覚提示装置は実際に物理的な力を発生させるために大型化しやすいという課題があった。我々はこれを小型化するため、腱部に存在する力覚受容器またはこれにつながる神経を直接電気刺激する腱電気刺激による力覚提示手法を提案してきた。本稿では手首に位置する腱上の皮膚表面に電気刺激を与えることで、力覚提示が可能であるか調査した。またこのとき生じる感覚の量が、用いる電流パルスの周波数および電流値によって調節可能であるか調査した。この結果手首への電気刺激により力覚が生じること、その力覚の方向は筋電気刺激とは向きが逆であること、さらに生起する力覚量を制御可能であることが分かった。

キーワード 力覚, ゴルジ腱器官, ハプティックインタフェース, Ib 神経線維, 腱, 電気刺激

Relationship of force sensation and stimulation parameters in haptic interface using tendon electrical stimulation

Akifumi TAKAHASHI[†] Kenta TANABE[‡] and Hiroyuki KAJIMOTO[‡]

[†] Faculty of Informatics and Engineering, University of Electro-Communications 1-5-1 Choufugaoka, Chouhu-shi, Tokyo, 182-8585 Japan

[‡] Graduate School of Informatics and Engineering, University of Electro-Communications 1-5-1 Choufugaoka, Chouhu-shi, Tokyo, 182-8585 Japan

E-mail: [†] a.takahashi@kaji-lab.jp, [‡] {k.tanabe, kajimoto}@kaji-lab.jp

Abstract Most haptic devices have a common issue of large hardware setup, because they must present actual force. To cope with this issue, we have proposed a method to present force sensation using tendon electrical stimulation. In this paper, we investigated whether it is possible to present force sensation by giving an electrical stimulus through the skin surface of a wrist. We also investigated relationship between the amount of sensation and stimulation parameters. As a result, we found that the force sensation can be generated by the electrical stimulation to the wrist, the direction of the force sensation is opposite to the motion occurred by muscle electrical stimulation, and it is possible to control the amount of the sensation by pulse frequency.

Keywords Force sensation, Golgi tendon organ, Haptic Interface, Ib fiber, Tendon electrical stimulation (TES)

1. はじめに

ロボットの遠隔操作の快適性や VR の没入感の向上のための力覚提示手法として操縦者の体やその一部にロボットアーム等を装着させるものが多数提案されている。しかし多くの力覚提示装置は機械的に物理的な力を発生させるために大掛かりな機構を必要とするという課題が有る。

もし力覚の受容器ないし受容器から伸びる感覚神経を直接的に刺激する手段があれば劇的に小型の提示装置が構成可能であると考えられる。実際触覚受容器につながる神経を電気刺激することで触覚提示する研

究は多く行われている [1,2]。また自己受容感覚に関して、主に平衡感覚を司る前庭に電気刺激を行うことで加速度感を提示する研究 [3]がある。一方筋肉と骨をつなぐ腱に振動刺激を与えることで運動錯覚が起こることも知られている [4,5,6,7]。さらにこの腱への電気刺激によっても運動錯覚が生じ、これがゴルジ腱器官に由来するものであることも示唆されている [8]。ゴルジ腱器官は筋にかかる力を検知する受容器であることから腱電気刺激によって力覚生起が可能であることが期待される。

電気刺激による力覚提示自体は、筋肉に対する機能

的電気刺激を用いるものが多数提案されている [9]. これらが筋肉を実際に駆動することで力を実際に提示することから実際の体の動きを伴うのに対し、腱への電気刺激による力覚提示は感覚器への直接の提示であるため実際の体の動作は伴わない。これはコックピット等の限られた空間での操縦など、運動を強制させることが不都合な場面に適しているといえる。

本研究の最終的な目的は腱電気刺激を用いることにより、直接感覚受容器ないし関連する神経を直接刺激することで、コンパクトな力覚提示装置を実現することである。このため本論文では、生じる感覚の量が、用いる電流パルスの周波数および電流値によって調節可能であるかを調査する。

2. 従来研究

2.1. 腱振動刺激による運動錯覚

腱に振動刺激を与えることで運動錯覚が生じることを 1972 年 Goodwin ら [4]が肘にある上腕二頭筋及び上腕三頭筋の腱に対して振動刺激した実験から見出した。Goodwin らと同時期に Eklund [5]がひざの腱に振動刺激を行うことで被験者が実際とは異なる脚の姿勢を報告したことから、同様に運動錯覚が生じることを見出した。1980 年代までの運動錯覚に関しては Jones [4]による総説で広く紹介されている。また友田ら [7]は運動中に腱に振動刺激を加えることで、錯覚が強まることを報告しており、実際の可動域以上に伸展する過伸展が生じることにも触れている。これは運動錯覚を用いることで、自身の運動を邪魔しない感覚提示の実現を示唆している。

これらの運動錯覚は腱の振動が筋に存在する筋紡錘に伝わることで生じるとされている。筋紡錘は筋の長さとその変化の速度を感知する自己受容器であることから、これが刺激されることにより位置感覚に関する錯覚や運動感覚に関する錯覚が起これらと考えられる。

骨格筋周辺には筋紡錘のほかに筋にかかる力を検知するゴルジ腱器官が存在するが、振動刺激に対しての閾値が高いためにこれらの振動刺激では興奮しないとされている。このため力覚提示に関しては、腱振動刺激では関節を動かされる感覚への応用は考えられるが、外力に対して筋の張力がつりあう等尺性収縮の場合の感覚を再現不可能であると考えられる。

2.2. 腱電気刺激

腱に電気刺激を与えることで運動錯覚が生じたことを報告する研究も存在する。Gandevia [10]は手首の腱に EMS で用いる電流量を下回る電流パルスで刺激することで運動錯覚が生じたことを報告した。これによる運動感覚は筋電気刺激によって生じる筋の収縮とは逆の方向への感覚であった。Gandevia はこの錯覚を

ゴルジ腱器官ではなく筋紡錘の脱分極によるものと推測している。

これに対し梶本 [8]は腱への電気刺激によって運動錯覚が生じることを報告し、これがゴルジ腱器官によるものであることを示唆している。Gandevia はゴルジ腱器官ではない理由として、ゴルジ腱器官から伸びる Ib 神経線維は筋紡錘から伸びる Ia 神経線維より閾値が高いことを挙げた。しかし腱への電気刺激では刺激位置と受容器の位置関係から筋紡錘への刺激は考えづらく、Ib 神経線維も Ia 神経線維同様 I グループの線維で閾値は Ia と同等か、高くても他グループの線維より低いことから、ゴルジ腱器官への刺激の可能性は高いと考えられる。また前述の腱振動刺激においてもゴルジ腱器官への刺激は明確に否定されたわけではなく、ゴルジ腱器官が運動錯覚に関与している可能性も存在する。さらに、電気刺激によるゴルジ腱器官への刺激自体は可能で、Kahn ら [11]の研究で腱部への電気刺激によってゴルジ腱器官につながる Ib 神経を経由して起こる Ib 反射が生じることが確かめられている。

3. 電気刺激装置

使用する電気刺激装置を図 1 に示す [12]。本装置はマイクロコントローラ (mbed NXP LPC1768, NXP 社製) で刺激パターンを制御する。電流制御で 0~25mA の出力が可能で、電圧は最大 300V である。また Photo MOS Relay を使用した電流チャンネル変更回路で最大 4 チャンネルそれぞれに対して、陰極、絶縁、陽極の状態を切り替えることが出来る (図 2)。以下の実験では実験 1 で 2 チャンネルの電極を、実験 2 で 3 チャンネルの電極を用いた。また電極はゲル電極 (1.9mm×3.5mm, Vitrode F, 日本光電) を用いた。

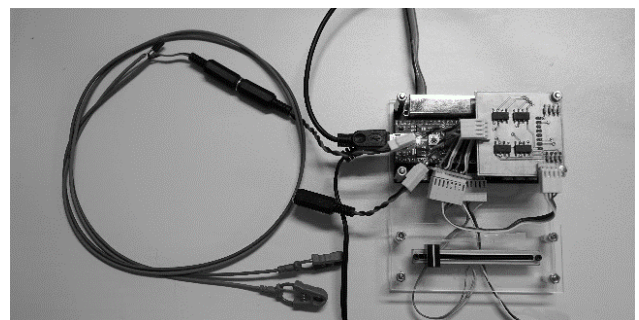


図 1 腱刺激に用いる電気刺激装置。 [12]

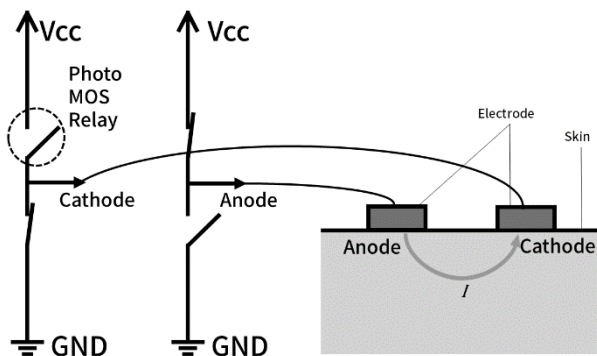


図 2 Photo MOS Relay による電流チャンネルの決定. Photo MOS Relay の状態を切り替えることで電極の極性を切り替える

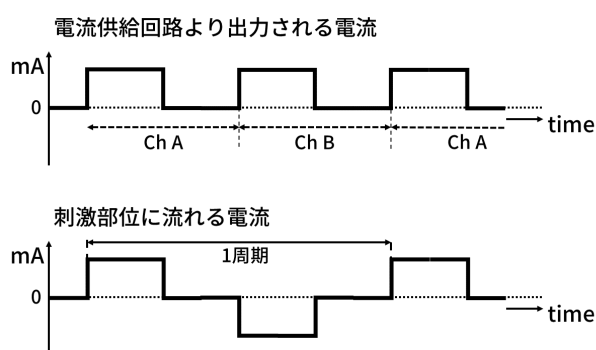


図 3 生成パルスと刺激部位に与えられる二相性パルス

刺激電極を交互に切り替えることで2相性パルスを出力可能であり,これを用いた両極刺激を行う(図3).

本装置を用いて予備的実験を行ったところ, 腱電気刺激によって力覚が生じることが確認された. 手首は前腕の筋肉と関連する腱がむき出しになっているが, この手首の手の甲側に電気刺激腕すると腕が手の平側へすなわち電極が設置されている側の反対側へ動かされるような感覚が生じた. ただしこのとき実際に運動が強制されるわけではない.

4. 実験

電気刺激によって生じる力覚を定量化し, さらにこの力覚が電流パルスのパラメータによって制御可能であるかを確認するための実験を行った.(実験1)

さらにこの力覚が腱ないし深部の受容器に由来するものか,あるいは皮膚感覚の受容器に由来するものかを確認するため,電極間の幅を変化させて力覚量を比較した.(実験2)

4.1. 実験 1

本実験では腱電気刺激によって生起する力覚を定量化するため,さらにこの力覚量が電流パラメータによってどのように変化するかを調査するための実験を行った.

4.1.1. 実験手順

被験者は21~24歳の研究室内の男性8名であった. 刺激位置を図4に示す. 電流パルスは二相性パルスによる両極刺激で,パラメータは周波数と電流の2要因について変化させた. 周波数は10, 20, 40, 80Hzの4条件,電流は25Hz時に力覚を感じる閾値を1とし,各周波数条件での痛覚閾値を上限として $\sqrt[3]{2}$ 倍していくlogスケールを用いた.

これにより生じる力覚を定量化するため,図5のように一方の腕に腱電気刺激を与えると同時にもう一方の腕でバネ秤を牽引させ,バネ秤で引き戻される感覚をもって腱電気刺激によって生起した力覚を再現させる調整法による実験を行った.

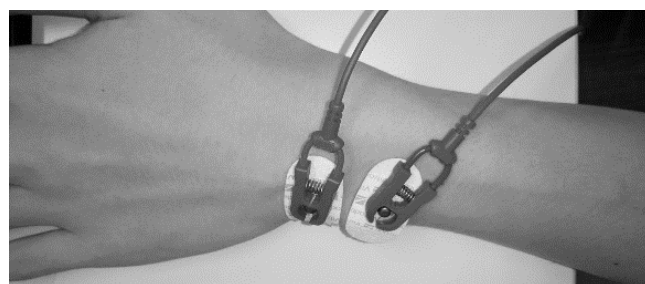


図 4 刺激位置

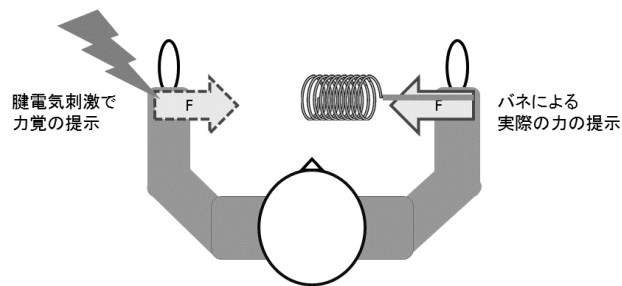


図 5 実験概説

4.1.2. 実験結果

図6に実験結果のグラフを示す. 縦軸は再現された力覚量で単位は重量グラム[gf], 横軸が周波数の違い,各電流量でのバーのパターンは電流量で力覚閾値を1として $\sqrt[3]{2}$ 倍ずつ刻むlogスケールを表わす. 人によって痛覚閾値が異なることから,電流量が大きくなるほど実際にデータを取得できた実験回数が減少した.

得られた結果を分散分析したところ,電流要因・周波数要因の両方において5%水準で有意差が見られた. 次に各要因において Scheffe 法で多重解析を行った.すると電流量要因の場合に,力覚閾値の電流量が1のときの $(\sqrt[3]{2})^2$ 倍の電流量と $(\sqrt[3]{2})^5$ 倍の電流量との間で5%水準の有意差が見られた.周波数要因の場合には20Hzと40Hzの間以外で5%水準の有意差が見られた.

電流量要因について,電流量は人によって力覚閾値と痛覚閾値の間隔が異なり,電流量が増大するに連れてサンプル数が激減したため,この結果は個人差を表

わしているに過ぎないと考えられる。すなわち今回は電流量による明確な変化は見られなかった。

電流量が大きくなると、皮膚下の電位差が大きくなり、刺激が広く伝わることで多くの神経の興奮を促すと考えられ、これによって感覚量も大きくなることが予想されていた。しかしながら明確な結果が得られなかった原因の一つは、ある程度の電流量で十分に全ての神経を刺激出来てしまっていたために、それ以上の電流量が意味をなさなかったことが考えられる。

一方で周波数の増大によって生起する力覚量が大きくなることが分かった。これは、刺激の周波数が大きくなると感覚神経の興奮頻度が高くなることから、周波数が高いほど大きな刺激（力）を感じたと捉えることができる。

以上から力覚を量的に変化させうることが確かめられ、また少なくとも周波数を変化させることで力覚量を制御可能であることが分かった。

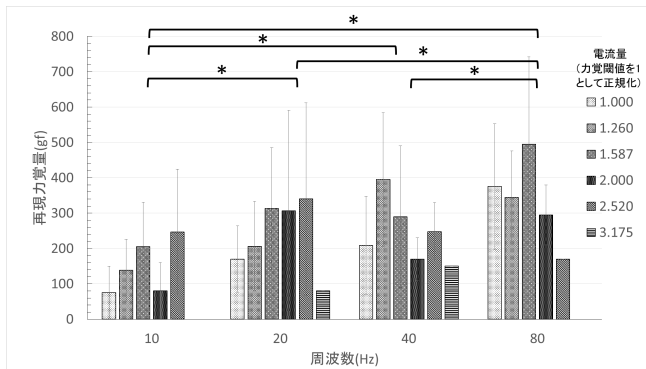


図 6 周波数・電流量と知覚力覚量の関係 (被験者間の平均と標準偏差)

4.2. 実験2

これまで腱直上を電気刺激することでゴルジ腱器官ないし感覚神経を刺激していると仮定して実験を行っていた。しかし皮膚表面に電極を設置することで皮膚感覚の受容器も刺激しているため、これまで生じてきた力覚が、深部感覚由来ではなく皮膚感覚の神経によるものであることも考えられる。本実験ではこれを切り分けるために、電極間の幅を変えて実験を行った。電極間の幅が狭い場合、皮膚から浅いところを通る神経は興奮しやすい一方で、深部の神経は興奮しづらい。対して電極間の幅が広い場合、深部は比較的興奮しやすくなる。したがって、電極の幅が広いときに力覚が強く、狭いときに弱く感じれば、この力覚は少なくとも皮膚感覚ではなく深部感覚に由来するものであると考えられる。

4.2.1. 実験手順

被験者は 21~ 32 歳の研究室内の 9 名 (内男性 6 名) であり、電流パルスは実験 1 の結果から刺激周波数は最も強く力覚を感じやすいと考えられる 80Hz に固定

した。電流量は 80Hz 時の力覚閾値を 1 とした場合の $\sqrt[3]{2}$ 倍の電流量を用いた。これは被験者の多くが痛みを感じづらい範囲で力覚を十分に感じられる値として決めた。電極を実験 1 から変え、横 1.4mm 縦 4.5mm のゲル電極を図 7 に示すように 5 箇所を設置した。このうち中央と両端の 3 点で刺激する場合は電極の幅の広い(wide)条件、中 3 点で刺激する場合は電極の幅が狭い (narrow) 条件に対応する。また電極の極性は中央の電極とそれ以外が逆となるようにし、両極刺激を行った (図 8)。手順は実験 1 と同様にばねばかりとの比較をもって力覚を定量化した。また触覚の大きさをマグニチュード推定法により求めた。電極間の幅が広いときの触覚の大きさを 100 としたときに、電極間の幅が狭いときの触覚の大きさを比率尺度で答えさせた。

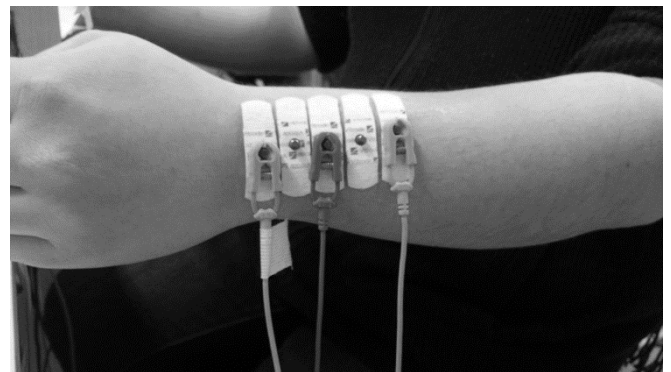


図 7 刺激位置 (電極間の幅が広い wide 時)。電極の幅が狭い narrow 時には両端の電極から内側の電極へと付け替える。

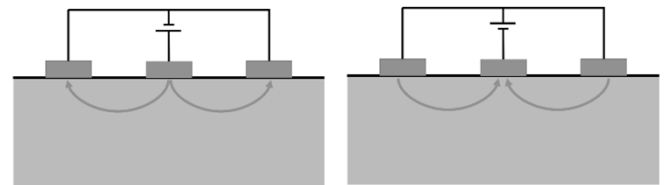


図 8 三点での両極刺激

4.2.2. 実験結果及び考察

生起した力覚量に関する結果を図 9 に、触覚の大きさに関する結果を図 10 に示す。電極間の幅に関して T 検定を行ったところ、力覚量に関しては 1% 水準で有意差が見られた ($t=3.308$, 自由度 26, $p<0.01$)。対して触覚の大きさに関して有意差は認められなかった ($t=1.960$, 自由度 26, $p>0.5$)。したがって、電極の間隔が大きくなると、触覚はあまり変わらないが、力覚を明確に強く感じられることが分かった。この結果から、今回行ってきた手首への電気刺激が、深部への刺激を行っており、それによって力覚が生じたといえる。この結果からは深部受容器の関与のみが確認されているため、ゴルジ腱器官及び Ib 神経への刺激によるものであるということは早計ではあるが、刺激箇所に関する

る解剖学的な知見と、生起する感覚が力の感覚であることから、深部受容器のうちゴルジ腱器官由来であるという可能性は高いと考えられる。

触覚の大きさに関し、当初の予想としては電極の幅が狭まることで電流密度が大きくなり触覚が強まると考えていたが、有意差がないという結果となった。これは手首に近い部分、すなわち関節に近い部分が触覚受容器の分布密度が小さいことが結果に影響したことが考えられる。別の予備的実験で手首と前腕中部との触覚閾値をしらべたところ、手首の方が2倍程度前腕中部よりも閾値が高い傾向が見られた。また別の原因として、電極間の隙間が狭いとき、実験中手首が曲がった際にゲル電極同士がぶつかってしまったことが考えられる。この場合、電極同士のショートであるので皮膚刺激は極端に弱くなると考えられる。

少数であるが、腕を押される感覚とは別に指を曲げられるような感覚も同時に生じたという被験者もいた。手首への電気刺激によって刺激していると想定する腱が関連する筋肉は指や手首の屈伸を担うため、十分に考える現象である。

であることが確かめられた。また提示する力覚量は少なくとも周波数を変化させることによって制御できることを確認した。そして腱電気刺激によって提示する力覚は骨格筋に由来する腱の受容器である可能性が高いことが分かった。

今回は一箇所の腱にのみ刺激を行ってきたが、実際に筋肉が働く時は筋の両側の腱が伸び、また拮抗筋も働く。したがって今回の刺激では筋肉が力を発揮したと錯覚したのではなく、強い力で腱部を押されていると感じ、腕が動くような感覚になったのだと考えられる。そこで今後は筋の両側の腱への刺激や拮抗筋へ同時に刺激を行うことで感覚がどう変化していくのか調査を進めていく。

また今回は電極間の幅の条件を変えた実験により、手首への電気刺激によって生起する力覚量が増えることから、これが深部への刺激によるものであることを示したが、Kahnら [11]のようにIb反射が起こることを確認することで、力覚生起がゴルジ腱器官への刺激によるものであることを強く証明できるものと考え、調査を進めていく。

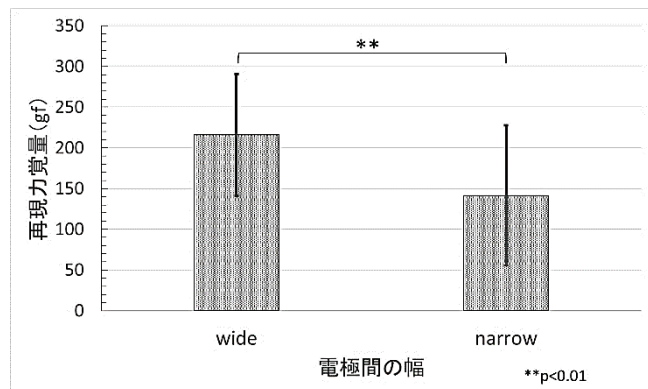


図9 電極間の幅による力覚量の比較 (被験者間の平均と標準偏差)

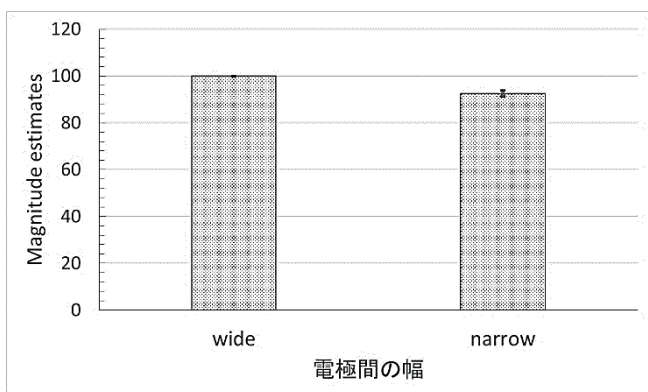


図10 電極間の幅による触覚の大きさの比較 (被験者間の幾何平均と幾何標準偏差)

5. おわりに

本研究では腱電気刺激によって力覚提示が可能

謝辞

本研究はJSPS 科研費 25700020 の助成を受けたものです。

文献

- [1] Kaczmarek, K. A., Tyler, M. E., and Bac, P., "Electrotactile haptic display on the fingertips: Preliminary results," Proc. 16th International Conf. on IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, vol. 2, Baltimore, U.S.A., pp. 940-941 Nov. 1994.
- [2] 梶本裕之, "電気触覚ディスプレイ," 触覚認識メカニズムと応用技術—触覚センサ・触覚ディスプレイ—増補版, 初版, 下条誠, 前野隆司, 篠田裕之, 佐野明人(編) S&T 出版 日本, ch. 4[4], pp. 471-486. 2014
- [3] 前田太郎, 安藤英由樹, 渡邊淳司, 杉本麻樹 "前庭感覚電気刺激を用いた感覚の提示," バイオメカニズム学会誌, vol. 31, no. 2, pp. 82-89 May 2007.
- [4] Goodwin, G. M., McCloskey, D. I., and Mathews, P. B.C. "The contribution of muscle afferents to kenesthesia shown by vibration induced illusions of movement and by the effects of paralyzing joint afferents," Brain, vol. 95, no. 4, pp. 707-748 Jan. 1972.
- [5] Eklund, G. "Position sense and state of contraction; the effects of vibration," Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry, vol. 35, pp. 606-611 1972.
- [6] Jones, L. A. "Motor illusions: What do they reveal," Psychological Bulletin, vol. 103, no. 1, pp. 72-86 Jan. 1988.

- [7] 友田達也, 上杉繁, 三輪敬之 "上腕への腱振動刺激と他動運動による過伸展錯覚の特性," 日本バーチャルリアリティ学会誌, vol. 14, no. 3, pp. 361-369 Sep. 2009.
- [8] 梶本裕之 "腱電気刺激を用いたハプティックインタフェース," 日本バーチャルリアリティ学会誌, vol. 17, pp. 401-404 Sep. 2012.
- [9] Tamaki, E., Miyaki, T., and Rekimoto, J., "PossessedHand: Techniques for controlling human hands using electrical muscles stimuli," Proc.the 2011 annual conference on Human factors in computing systems, Vancouver, Canada, pp. 543-552 May 2011.
- [10] Gandevia, S. C. "Illusory movements produced by electrical stimulation of low-threshold muscle afferents from the hand," Brain, vol. 108, no. 4, pp. 965-981 Dec. 1985.
- [11] Khan, S. I. and Burne, J. A. "Inhibitory mechanisms following electrical stimulation of tendon and cutaneous afferents in the lower limb," BRAIN RESEARCH, vol. 1308, pp. 47-57 Jan. 2010.
- [12] Kajimoto, H. "Electro-tactile Display with Real-time Impedance Feedback using Pulse Width Modulation," Trans. on Haptics, vol. 5, no. 2, pp. 184-188 June 2012.