

経皮的神経電気刺激による 上肢における力覚提示

高橋 哲史

電気通信大学大学院情報理工学研究科

博士(工学)学位申請論文

2022年3月

経皮的神経電気刺激による 上肢における力覚提示

博士論文審査委員会

主査	梶本	裕之	教授
委員	板倉	直明	教授
	広田	光一	教授
	野嶋	琢也	准教授
	小泉	直也	准教授

著作権所有者

高橋哲史

2022 年

Haptic Display for the Upper Limb

using the Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation

Akifumi Takahashi

Abstract

When manipulating robots and artificial limbs in real space and avatars in virtual space, in order to control the motion or to improve the immersion, it is required to have a system presenting the force sensation, such that the body limbs are moved around the joints in addition to local skin sensation presentation at the point of contact with the object.

In order to meet this demand, a method to mechanically reproduce the "mechanical force" itself using electromagnetic motors has been studied. While this method enables precise force sensing, it requires a large number of motors due to its multi-axis design, which makes the device bulky. On the other hand, some research the miniaturized haptic devices by presenting only the "sense of force" through local vibration stimulation or visual stimulation, but these technologies are difficult to align with the real world, such as the representation of a virtual wall, and at the same time, the modalities that can be stimulated are limited, i.e., the proprioceptive modality has not been achieved. In addition, the modalities that can be stimulated are limited, i.e., the proprioceptive modality has not been achieved.

As for the method of presenting "mechanical force," the method of stimulating motor nerves, called electrical muscle stimulation (EMS), has realized a dramatic downsizing of the device. This method uses skeletal muscles as motors to reproduce external forces. EMS has been used to present force sensation in various parts of the body.

However, the forearm has a complex overlap of various muscles, and independent flexion of the index finger is a major issue. EMS is one of transcutaneous electrical stimulation, which is considered to be non-invasive, electrical current is applied from electrodes placed on the skin. Therefore, EMS can only selectively stimulate the muscles in shallow areas near the skin surface. Specifically, this limitation significantly affected the flexion control of the hand.

As for the method of presenting only the sensation of force, some studied those through skin sensation, but there were few methods of presenting the proprioception. This is because there have been few methods to effectively stimulate Golgi tendon organs, similar receptors, and nerves connected to these organs, which are thought to be responsible for proprioception of force. Therefore, methods that present only the sensation of force have not been able to realize the stimulation of a modality that is responsible for a single force sensation called proprioceptive sensation.

Therefore, in this paper, we set the following two research topics for the current research on the force sensation presentation in the upper limb by electrical stimulation: (1) "Independent motor control of finger joints by motor nerve stimulation" and (2) "Proprioceptive force sensation presentation to the forearm by sensory nerve stimulation." For the former task, we proposed a method of EMS from the dorsum of the hand (back of the hand), and for the latter task, we proposed a method of stimulating the sensory nerves of the force receptors that exist in the connection between muscles and tendons, and verified the effectiveness of

these methods.

(1) For independent control of finger joint motion, EMS from the back of the hand (BoH-EMS) achieved independent flexion of each finger, which could never be achieved with conventional EMS from the forearm. Conventionally, in the context of HCI, most of the finger flexor drive only stimulates the muscles located in the forearm, and no attention has been paid to the finger muscles located elsewhere.

In contrast, this study focused on finger flexors located in the hand, which are classified as intrinsic hand muscles, rather than on the forearm. Among the intrinsic hand muscles, the interosseous and appendicular muscles are responsible for abduction and adduction of the fingers, as well as flexion at the third joint. Since there are no extensor muscles in the hand, the extension of the third joint cannot be caused by BoH-EMS. In addition, the intrinsic muscles of the hand that are involved in the flexion of each finger are sparsely arranged in relation to each other (compared to the forearm). This suggests that BoH-EMS can stimulate finger flexors independently.

In order to compare the independence of flexion of each finger between the proposed method and the existing methods, time-series data of the joint angle of each finger during stimulation and time-series data of the force applied to the fingertip in a fixed posture were acquired, and the independence index was calculated and analyzed. As a result, we confirmed that the independence of the proposed method was significantly larger than that of the conventional method, especially in the independent flexion of the index finger to the other fingers, which was a weak point of the conventional method.

Furthermore, it was confirmed that the maximum bending angle and temporal responsiveness of the system could be controlled to the extent that it could perform daily activities involving flexion of the third joint. Among the basic movements that involve flexion of the third joint, pushing is one of the movements that does not involve thumb movement. Piano performance requires a lot of pushing motions, and it is also more time-consuming than daily activities. The results of the analysis suggest that it is possible to control at least the level of a beginner's performance (175 bpm). Therefore, it is possible to apply this method to the presentation of force sensation related to daily activities. The magnitude of the force transmitted to the fingertip by this method was measured to be 270 gf (2.66 N) on average for the stimulation with the maximum intensity below the pain threshold of the skin.

(The Golgi tendon organ is located at the junction of the muscle and tendon and is said to sense the tension of the muscle and thus the force applied to the joint. The Golgi tendon organ is located at the junction of the muscle and tendon and senses the tension of the muscle and thus the force applied to the joint. In this case, we thought it would be possible to simulate force sensation by electrical stimulation without applying actual mechanical force to these receptors that sense force around joints. Through five experiments, including a preliminary experiment, it was shown that our method could indeed generate a sense of "force" in upper limb joints such as finger joints and elbow joints. Furthermore, the intensity of the force sensation could be controlled by the parameters of the electrical stimulation (frequency and pulse width).

On the other hand, it is controversial whether the force sensation generated by this method is due to the stimulation of the Golgi tendon organ or not, because the current is applied from electrodes placed on the skin above the tendon. There are several possible receptors and nerves that can be stimulated by this method, such as cutaneous sensory receptors and nerves, motor nerves, and muscle spindles, in addition to the assumed Golgi tendon organs. These receptors and nerves are candidates that should be considered

preferentially because of the distance from the electrodes and the thickness of the nerves (ease of stimulation). In this study, we compared the stimulation conditions of these receptors and nerves with those of other receptors and nerves. As a result, it was suggested that the stimulation of Golgi tendon organs could best explain the mechanism of force sensation generated by our method.

The results suggest that the most likely mechanism of force sensation generated by this method is the Golgi tendon organ stimulation, and we investigated the transformation of force sensation when this method is integrated with other sensory modalities such as local skin sensation and vision (multimodal stimulation). The results showed that electrical stimulation on the tendon produces not only cutaneous vibrations but also force sensations around the joint, that it is not suitable for instantaneous stimulation such as collision, and that it is possible to compensate for these shortcomings by combining it with other senses.

The research goal of this thesis was to achieve the following two tasks regarding the presentation of force sensation in the upper limb by transcutaneous nerve electrical stimulation: (1) "Independent motor control of finger joints by motor nerve stimulation" and (2) "Proprioceptive sensory force presentation to the forearm by sensory nerve stimulation." For (1), we achieved independent flexion of each finger at the third joint against other fingers and joints by BoH-EMS. For (2), it was found possible to present only the sensation of force without presenting the actual force by electrical stimulation from above the tendon. As a result, we can say that the research objectives of this thesis have been sufficiently achieved.

概要

実空間でのロボットや義肢の操作，及びバーチャル空間でのアバタの操作をする際，運動の制御や没入感の向上のために，物体と接する箇所での局所的な皮膚感覚提示に加え，体肢が関節まわりに動かされるような力覚提示が求められる。

こうした需要に対しては，従来，電磁モータなどを用いて機械的に「力そのもの」を実際に再現する手法が研究されてきた。この手法は精密な力覚提示を可能としてきた一方で多軸化に伴い多数のモータを必要とすることから，装置の大型化という課題を有していた。これに対し，局所的な振動刺激や視覚刺激により「力の感覚のみ」を提示することで力覚提示装置の小型化が実現されてきたが，こうした技術はバーチャルな壁の表現といった現実世界との位置の整合が困難であり，同時に刺激可能なモダリティが制限，すなわち自己受容感覚モダリティが未達成であった。

「力そのもの」を提示する手法については筋電気刺激と呼ばれる，運動神経を刺激する手法が装置の劇的な小型化を実現した。この手法は身体内部に生来存在するモータ，すなわち骨格筋を外力再現のためのモータとして用いる手法と捉えられる。筋電気刺激は様々な部位の力覚提示に利用されてきた。しかし，特に非侵襲性を考慮した経皮的な電気刺激では皮膚上に設置された電極から電流を与えるため，選択的に刺激可能な筋肉は皮膚表面に近い浅部のものに限られた。この影響を顕著に受けるのが手指の屈曲制御であった。手指の屈曲・伸展運動の筋肉としては従来前腕に多くの注目が集められてきたが，前腕には様々な筋肉が配置されている代わりに複雑に重なり合っており，特に人差し指の独立な屈曲が大きな課題となっていた。

「力の感覚のみ」提示する手法については，皮膚感覚を通した提示手法は提案されてきた一方で，自己受容感覚的な提示はほとんど存在しなかった。これは自己受容感覚的な力覚を担うと考えられる Golgi 腱器官ないし，これに類似する受容器，及びこれらにつながる神経を効果的に刺激する手法がほとんどなかったためである。このため，「力の感覚のみ」を提示する手法は自己受容感覚という一つの力感覚を担うモダリティ刺激を実現出来ていなかった。

以上から，本論文では電気刺激による上肢における力覚提示に関する現状の研究課題として，次の二つ，（１）「運動神経刺激による指関節の独立な運動制御」，及び（２）「感覚神経刺激による前腕への自己受容感覚的な力覚提示」を設定した。前者の課題に対し，手背（手の甲）からの筋電気刺激による手法を，また後者の課題に対し筋肉と腱の接続部に存在する力受容器の感覚神経を刺激する手法を提案し，これらの有効性を検証した。

（１）指関節の独立な運動制御に関しては，手背からの筋電気刺激により，従来手法である前腕からの筋電気刺激では決してなし得なかった各指の独立な屈曲を達成した。従来，HCI の文脈では指の屈曲筋の駆動はほとんどの場合前腕に位置する筋を刺激するばかりであり，他の箇所に位置する指の筋に注目されることはなかった。

これに対し本研究では，前腕部ではなく，手内在筋として分類される手の中にある指の屈筋に着目した。手内在筋のうち骨間筋及び虫様筋は，手指の外内転を担う他，第三関節における屈曲も行う。また手には伸筋が存在しないため，手背からの電気刺激では第三関節の伸展は起こりえない。さらにこの各指の屈曲に関わる手内在筋同士は互いに（前腕部と比較して）疎に配置されている。このことから手背電気刺激は指の屈筋を独立に刺激することを可能としたと考える。

本提案手法と既存手法とで各指の屈曲の独立性を比較するため，刺激した際の各指の関節角度の時系列データ，及び姿勢を固定した状態での指先に掛かる力の時系列データを取得し，独立性

指標を計算，解析した．この結果，提案手法において数値的にも独立性が有意に大きく，特に従来手法で苦手としていた示指の他指に対する独立な屈曲においては明確な改善を達成したことを確認した．

さらに最大屈曲角度や時間応答性において，第三関節の屈曲を伴う日常的な動作をこなせる程度の制御が可能であることを確認した．第三関節の屈曲を伴う基礎的な動作のうち，拇指の運動を伴わない動作には「押す動作」がある．ピアノ演奏はこの押す動作を多用し，さらに日常的な動作以上に時間的な制約も厳しいものであるが，解析の結果，少なくとも初級者の演奏レベル（175bpm）での制御が可能なが示唆された．したがって，日常的な動作に関わる力覚提示への応用可能性も十分であることが示された．また本手法によって指先に伝わる力の大きさを計測したところ，皮膚の痛み閾値以下で最大の強度での刺激の場合，平均で270 gf (2.66 N)程度であった．

(2) 感覚神経刺激による力覚提示においては，Golgi 腱器官刺激を想定した腱上での電気刺激手法を提案した．Golgi 腱器官は筋と腱の接合部に存在し，筋の張力，ひいては関節に掛かる力をセンシングするとされる．力覚に関わる感覚モダリティは複数あるとされるが，Golgi 腱器官からの末端情報もまたその一つを担うと考えられる．この場合，関節まわりの力をセンシングするこの受容器を，実際の機械的な力を与えることなく，電気刺激により疑似的に力の感覚を提示することが可能であると考えた．予備実験を含めた5つの実験を通して，本手法が確かに指関節，肘関節といった上肢の関節において「力覚」を生起させることが示された．さらに電気刺激のパラメータ（周波数，パルス幅）によって力覚の強度を制御可能であることも示された．

一方で，本手法は腱上の皮膚に設置された電極から電流を与えるというものであるが，この手法によって生じた力覚がGolgi 腱器官の刺激によるものであるかに関しては議論の余地がある．本手法によって刺激される受容器および神経は，想定するGolgi 腱器官の他，皮膚感覚受容器・神経，運動神経，筋紡錘など複数考えられ，特に列挙したこれらの受容器・神経は，電極からの距離や神経の太さ（刺激のしやすさ）から，優先的に考慮すべき候補である．これらに対し，それぞれの受容器・神経をより刺激しやすい条件との比較実験を行った．この結果，本手法による力覚生起の機序を最も説明しうるのがGolgi 腱器官刺激であることが示唆された．

また本手法が関節周りの力覚を提示する手法と捉え，局所的な皮膚感覚や視覚といった他の感覚モダリティとの統合（マルチモーダル刺激）をした場合において，力覚の変容に関する調査を行った．この結果，腱上の電気刺激が皮膚感覚的な振動感のみならず関節まわりの力覚を生じること，衝突のような瞬間的の刺激には向かないこと，他の感覚と組み合わせることでそうした欠点を補うことが可能であることが示された．

本論文の研究目標は，経皮的神経電気刺激による上肢における力覚提示に関する次の二つの課題（1）「運動神経刺激による指関節の独立な運動制御」，及び（2）「感覚神経刺激による前腕への自己受容感覚的な力覚提示」を達成することであった．（1）に関しては手背電気刺激により，各指を第三関節において他指及び他関節に対して独立に屈曲させることを達成した．（2）に関しては腱上からの電気刺激により実際の力を提示することなく感覚としての力覚のみを提示することを可能とした．以上から，本論文の研究目標は十分に達成されたとと言える．

目次

第1章 序論.....	1
1.1 力覚提示技術に対する要請.....	1
1.2 既存の力覚提示手法の課題.....	2
1.3 研究目的.....	4
1.4 本論文の構成.....	6
第2章 関連研究.....	7
2.1 力覚.....	7
2.2 電気刺激.....	12
第3章 手背電気刺激による指第三関節屈曲に係る筋肉の選択的刺激.....	16
3.1 背景.....	16
3.2 指関節に関する知見及び関連研究.....	18
3.3 提案手法（BoH-EMS）.....	22
3.4 実験 1 屈曲角度.....	23
3.5 実験 2：力測定.....	40
3.6 結論.....	44
第4章 腱直上の皮膚表面における経皮的電気刺激による力覚提示手法の提案と実装.....	45
4.1 背景.....	45
4.2 本章に特に関連する研究.....	46
4.3 提案手法.....	46
4.4 予備実験：腱電気刺激による力覚生起.....	48
4.5 実験 1：手首背側の腱上での電気刺激による力覚の定量化.....	52
4.6 実験 2：指上での経皮的電気刺激による力覚提示の検討.....	56
4.7 実験 3：筋電気刺激と腱電気刺激の比較.....	60
4.8 実験 4：皮膚触覚刺激と深部刺激の比較.....	67
4.9 実験 5：マルチモーダル提示による力覚提示.....	71
4.10 結論.....	81
第5章 結論.....	83
5.1 本研究の成果.....	83
5.2 体性感覚の提示技術の課題.....	85
5.3 今後の展望.....	86
博士論文関連業績.....	88
参考文献.....	91

図表目次

図 1.1	ロボットアーム・外骨格型力覚提示装置[25].	3
図 1.2	運動神経と感覚神経の説明. 運動神経を電気刺激することで筋収縮を誘発, 感覚神経を電気刺激することで錯覚を誘発.	5
図 2.1	力覚 (自己受容感覚) は中枢で予測している情報 (フィードフォワード) と末端からえられる情報 (フィードバック) を統合.	7
図 2.2	筋紡錘のモデル図.	9
図 2.3	Golgi 腱器官のモデル図.	10
図 2.4	神経軸索の細胞膜の電気回路モデル[115].	14
図 3.1 (a)	手指関節の屈筋の配置. (b) 手指関節屈筋と関節の関係と電極位置の比較.	17
図 3.2	前腕部及び手部に存在する主な指関節の屈筋・伸筋と各関節を示したモデル図.	19
図 3.3	解剖学の文献[178]から作成した, 前腕と手の断面の筋肉配置のモデル.	22
図 3.4	手の断面図. 手内に位置する屈筋は, 手背からの EMS により刺激が容易.	22
図 3.5	(a) BoH-EMS における電極の位置. (b) Standard-EMS における電極の位置.	24
図 3.6	各条件で電流値固定し, パルス幅調整した結果 (BoH-EMS 条件での人差し指でパルス幅固定, 電流値調整).	25
図 3.7	(a) 6 軸慣性センサグローブを取付けリラックスさせた状態. (b) BoH-EMS により人差し指を屈曲させた例. (c) 指の受動的な条件での可動域の調査のため参加者が開いている手でセンサを取り付けた手を動かしている例.	26
図 3.8	BoH-EMS による各指の屈曲及び伸展の時系列データ.	28
図 3.9	前腕部での電気刺激による各指の屈曲及び伸展の時系列データ.	28
図 3.10	BoH-EMS または Standard-EMS を用いて被験者の各指 (人差し指, 中指, 薬指, 小指) を動かしたときの独立性の指標の計算結果.	29
図 3.11	BoH-EMS または Standard-EMS を用いて人差し指, 中指, 薬指, 小指の各指を MP 関節を中心に屈曲させたときの不要な PIP の動きの比率の測定結果.	30
図 3.12	手掌を上に向けた状態と下に向けた状態の 2 種類の腕の方向の条件における, BoH-EMS 及び Standard-EMS を用いて各指を曲げたときの独立性の指標の計測結果.	31
図 3.13	BoH-EMS と Standard-EMS のキャリブレーション時間.	31
図 3.14	各条件における各参加者のターゲット指の MP 関節まわりの最大角度 (dot-plot), 及び受動条件における各指の可動最大角に対する比 (bar-plot). エラーバーは標準偏差.	32
図 3.15	電気刺激で生じた屈曲角ピークで正規化し, ピークの 20%と 80%に初めて到達した時刻でプロットしたもの. 横軸は時間. 縦軸はピークに対する屈曲率.	32
図 3.16	MP 関節を対象とした EMS 指関節運動の例.	33
図 3.17	MP 関節を対象とした EMS 指関節運動の動作例.	34
図 3.18	手掌を回転させ (上または下) MP 関節がターゲットの薬指の屈伸の動作例.	35
図 3.19	ネットワーク越しでの EMS 制御によるピアノ演奏デモンストレーション.	39
図 3.20	ギターのバレーコードを押さえる動作は示指と拇指でつまむ動作の特殊な例.	39

図 3.21	測定の様子. 計測する指を黒の雲台にのせ, その他の指は木の板上に置かせた.	41
図 3.22	姿勢固定具. 手のひらが水平 (0°) と 45° で屈曲した状態の 2 条件	41
図 3.23	屈曲方向への力の大きさ.	42
図 3.24	力の大きさを算出した Independent Index (I.I.)	43
図 4.1	TES による力覚発生モデル.	47
図 4.2	(a): 電気刺激装置全体図[186]. (b): 電流チャンネル変更回路	48
図 4.3	表面電極.	49
図 4.4	右腕前腕の解剖図[178]. と電極設置位置	49
図 4.5	パルス生成回路で作られる単相性パルスと両極刺激時に刺激部位に流れる二相性パルス	50
図 4.6	実験概説図	52
図 4.7	力覚を再現させ, その力覚量を測定する装置.	53
図 4.8	実験の様子.	54
図 4.9	電流パラメータと力覚の大きさの関係	55
図 4.10	電極配置と指の姿勢	56
図 4.11	力覚の定量化実験の様子	57
図 4.12	実験条件に対する力覚の方向とその強度に関するアンケート	58
図 4.13	指での経皮的電気刺激による力覚量の平均値. エラーバーは 95%信頼区間.	59
図 4.14	(a) 電極の位置. 一對の電極を左腕の上腕二頭筋の上に, もう一對の電極を腱と筋と腱の接合部の上に設置する. (b) 力覚の比較のための実験セットアップ. (c) (b) の概念的な側面図.	60
図 4.15(a)	電気刺激の波形. (b) 電流パルスの強度 ($W \times H$ [mA · μs])	61
図 4.16	実験手順の例.	63
図 4.17	各条件下での力覚の大きさ エラーバーは標準誤差. 散布図は各被験者の各条件下での値. × は平均値.	63
図 4.18	電極間隔が違いによる刺激到達深度の違い.	67
図 4.19	電気刺激の位置 (Wide 条件). Narrow 条件の場合, 内側の 3 つの電極を用いる.	68
図 4.20	(左) 力覚の大きさの比較 (棒グラフの高さ: 平均値, エラーバー: 標準偏差). (右) 皮膚感覚の大きさの比較 (幾何平均と幾何標準偏差)	69
図 4.21	HMD 内の映像	72
図 4.22	実験セットアップ.	73
図 4.23	マルチモーダル力覚提示システムの構成図	73
図 4.24	力覚の方向と回転軸.	75
図 4.25	項目 i (上), ii (下) に関する実験結果 (箱ひげ図の太い帯は中央値, エラーバーは最大値と最小値.)	77
図 4.26	項目 iii (上), iv (下) に関する実験結果.	78
図 5.1	(A1 左) 高周波パルス的高速スイッチングによる深部刺激のイメージ, 腕に一周電極を設置し, 各電極では短いパルス, 深部では長いパルスが発生. (A1 右) 先行研究の干渉電流 (AM 派のうなり・包絡線) による深部刺激のコンセプト [204]. 効果には議論の余地あり [205]. (A2 左) 提案手法の磁気刺激. 柔らかい磁性体の閉ループ内に変動磁場を	

生成, 磁場のコイルで軸方向への有働電流を生成. (A2 右) 8 の字コイルによる磁気刺激 [203].....	86
図 5.2 複数の筋刺激を統合し, 腕の姿勢を制御.	87
表 1.1 研究分野の分類.....	5
表 4.1 実験条件. E: 腱電気刺激, M: 機械的振動刺激, V: HMD による視覚刺激.....	74

第1章

序論

1.1 力覚提示技術に対する要請

現代、人の能力を超えた作業が多くの場面で求められている。特に作業の実時間性を求められる現場に絞っても、放射線や火災などで人の立ち入りが困難な災害現場や、大質量の物体の移動が必要となる工事現場、微細血管縫合など細かい作業が求められる医療現場など多岐にわたる。また一方で、先天的特性や事故などによる後天的損失により、典型的な身体パーツの一部を持っていない人は、典型的な身体の人と同様の作業をすること自体が難しい。前者の現場においては特殊なロボットをインタラクティブに操作することで解決、改善する試みが実際に行われてきた[1-5]。また後者の能力を補助する技術として、義手や義足のハイテク化・ロボット化も活発になっている[6-8]。

こうした遠隔ロボットや義肢は人の外部に拡張された身体であると捉えることができるが、これらを人の身体と同程度に繊細に操作するには力覚フィードバックが必要不可欠である。人がジュースの入った紙コップを押しつぶさず、また重いものを持つときに過剰な力を発揮して体を壊さないのは、手や腕にかかる力を体が認識できているためである。したがって、拡張された拡張身体を動かす場合にも、ユーザにどの程度の力が拡張身体に加わっているかを知らせる技術が必要である。

また実世界上のインタラクションのみならず、計算機上で精密な物理演算等を自律的に行うよう生成された空間上でのインタラクションもまた重要である。災害現場での行動や手術、飛行機の操縦といったものは失敗すれば命を失う可能性があり、できる限り訓練を行う必要があるが、こうした厳しい状況の現場を再現することは難しい。そこで計算機上の3次元空間にてこうした現場を再現し、実空間の身体情報と同期した身体モデルとのインタラクション情報を基に感覚提示を行うことで、訓練が困難な作業のシミュレーション[9-13]を実現することが可能である。また敢えて現実と異なる物理シミュレーションを用いることにより「あたかも鳥になったかのような実際には経験しえない体験が可能となる[14-17]。こうした計算機上のインタラクション情報の提示では視・聴覚的に提示する技術が先行している。しかし視覚的なバーチャル物体に触れる動作に対して実際に力触覚情報が返ってくることは、再現空間における没入感や臨場感の付与に大きな役割を果たしている。

以上のような技術は広義のバーチャルリアリティ（VR）と呼ばれ[18]、力覚提示技術はVRシステムの構成における感覚提示の重要な技術の一つとなっている。しかしながら、次節に述べる小型化に関して、力覚提示技術は視聴覚提示技術と比較して明らかに発展途上にある。小型化と多軸化（多チャンネル化、立体化、多機能化）は多くの場合トレードオフの関係にあるが、力覚提示技術についてはそれが顕著である。

1.2 既存の力覚提示手法の課題

1.2.1 力覚提示手法の分類と応用分野

力覚を得る、すなわち力を感じるということは、身体にはたらく力が適刺激となるいくつかの受容器が、その受容器につながる神経を興奮させることで力の情報を中枢神経へ伝達するということである。力に関する感覚はいくつかの感覚モダリティに分けることができ、主に自己受容感覚 (Proprioception) や皮膚感覚 (Cutaneous Sensation, Touch)、さらには視覚 (Vision) などもあげられる[19–24]。力覚を提示する手法としては、実際に実空間上の「力そのもの」を再現する手法と、力によって生じた身体上の局所的な受容器の反応の再現あるいは神経活動の再現による「力の感覚のみ」を再現する手法がある。

「力そのもの」を再現する手法は、機械的 (mechanical) に物体を動かし、それに身体が接触、運動することで身体の機械受容器 (mechanical receptor) を反応させる。したがって、現実世界の位置に応じて力を提示することでバーチャルな壁の再現も可能となる。こうした現実空間と計算機上の空間における「位置の整合」を得意とするため、現実空間に関係のない計算機上の空間に閉じた VR での力覚提示のみならず、現実空間の物体から受ける力を変調することや (拡張現実, Augmented Reality, AR), 計算機上のモデルをあたかも現実世界に存在するように重畳させること (複合現実, Mixed Reality, MR) にも応用可能である。さらに「位置の整合」は身体の運動の教示にも用いることができ、制御によって厳格な運動制御を身体に外部の指令によって行うことができ、スポーツや手話といった身体動作のフォームの教示や、リハビリテーション時の運動アシストといった応用も得意である。一方で、実際に運動を強制させるため、後述するような運動が制限される空間状況や身体状態においては不適切な場合がある。

「力の感覚のみ」を提示する手法は実際には力を提示せず、あるいは実際とは異なる力を提示しながら、神経的には同等の情報を与える手法である。したがって、現実の身体は機械的な運動を要求されない。視覚や聴覚、あるいは皮膚触覚の VR では、適刺激となる物理的な刺激のみを、すなわちそれぞれにおいて網膜に入る光、鼓膜に伝わる振動、皮膚表面上の局所的な力を提示することでこれを実現している。「力の感覚のみ」の提示はこれらと組み合わせることで、現実世界とは全く異なる計算機上の世界の体験 (狭義の VR) を提示することが出来る。「位置」に関しては視覚が占める情報の割合が大きく、また位置に関する自己受容感覚刺激手法 (第2章 2.1.2 節参照) も提案されており、現実世界との「位置の整合」をこうした他の刺激手法にゆだねることが出来る。先述した現実空間の自身の身体が見えている状態の AR/XR においても、運動が強制されると危険が生じる状況、例えば、旋盤やプレス機、自動車といった操作を誤ると怪我や失命に至るような状況におけるナビゲーションにおいては「力の感覚のみ」を再現する手法が必要とされる。一方で先述のバーチャルな「壁」によって実空間の姿勢を制限したい場合などは「力そのもの」の提示が不可欠である。

1.2.2 既存の機械的な「力」提示装置とその課題

力触覚を提示する手法としてもっとも一般的であるのは電磁モータなどを用いて実際に（機械的に）「力そのもの」を提示する手法が提案されており、製品化もされている（図 1.1）。このような装置は身体接地型[25–30]と環境接地型[25, 30–33]とに大別されるがどちらも実際に物体を身体に接触させるため、皮膚感覚はもちろん、身体の姿勢を変えるほどの大きな力を加えることができるので自己受容感覚も提示することができる。この手法は身体「外部」に設けられた電磁モータの一端を身体に接触させ、その点に掛かる力を遠隔ロボットのセンサ情報やバーチャルアバタのコライダ情報から計算して出力することで、様々な物体からうける外力を再現する。こうした技術は、計算機やセンサ、アクチュエータの進化、逐次的な近似計算手法の考案といった情報理工学の発達に伴い、高速なフィードバックループを、ひいては精密な力覚提示を可能としてきた。しかしながら、これらの装置では一般に、多次元の自由度のために多数のモータを必要とするため容易に大型化する。

1.2.3 既存の「錯覚」による力覚提示装置とその課題

「力の感覚のみ」の提示手法は、上述の機械的な力提示装置の大型化に対して、比較的小型かつ低コストで力覚を生起させるための手法として多数提案されてきた。前述の複数ある感覚モダリティのそれぞれを担う受容器を、個別に小さい装置で効率よく刺激することが出来れば、全体としても小コストな力覚提示装置が実現できる。特に皮膚感覚について[21–23, 34–36]や視覚について[37–41]は多くの研究がなされている。こうした力の錯覚現象を疑似力覚（Pseudo Haptics）と



図 1.1 ロボットアーム・外骨格型力覚提示装置[25].

腕と各指にかかる力を提示する装置。大がかりな機構と複数のモータで腕の可動域を最大化。

よぶ。しかしながら、疑似力覚は実際の力が提示される手法に対し、力覚の大きさの面で及ばず、位置の整合性を必要とされる AR/XR においては利用が限定される。また皮膚感覚を用いた疑似力覚装置もまた小型とはいえアクチュエータを含むので、装置の大きさの面では多軸化によって大型化は否めない。さらに自己受容感覚モダリティを通した力覚提示を目指す研究に関しては少数の例があるのみで発展の余地が大きい[42-45]。

1.2.4 電気刺激による「力そのもの」の提示の省コスト化と課題

身体「外部」に電磁モータを取り付けて「力そのもの」提示する手法に対し、筋電気刺激を用いた力提示は身体「内部」に生来備わっているモータ、すなわち筋を駆動することで力をシミュレーションする手法が提案されており、これによる力覚提示技術が盛んにおこなわれている[46, 47, 56-61, 48-55]。電磁モータの大型化の大きな一因は、電磁モータそのものであり、これを筋に置き換えれば、力覚提示必要な装置は電源と制御基板のみであり、大幅な小型化が実現可能である。しかし、筋電気刺激による力提示は以下のような問題があった。

制御可能な自由度の問題は筋電気刺激、特に非侵襲的な経皮的電気刺激に普遍的な問題であり、皮膚上に設置した電極からは刺激可能な神経は浅部のものに限られるか、深部を刺激しようとする、周辺の神経を巻き込んで刺激してしまい、独立した制御が困難である。例として、指を屈曲、伸展させる筋肉はどちらも前腕内部に存在するが、特に屈筋は互いに密集して存在し、中でも示指の屈筋は特に深部に存在し、これを独立に刺激することは難しく、筋肉のつき方に個人差があり、人によっては他の指の屈曲を巻き込んでの刺激も不可能である。それゆえ、これまでは4本の指（特に人差し指）を独立に動かすことが出来ず、これにより電気刺激により指の細かな動きを提示することはかなわなかった[50, 60, 62, 63]。

1.2.5 電気刺激による「力の感覚のみ」の提示の省コスト化と課題

自己受容器は深部に存在しており、深部を刺激できる手法が限られてきた中では刺激することが難しい。自己受容感覚の受容器のうち特に力覚に関わると考えられるものとして、骨格筋周りの受容器である筋紡錘と Golgi 腱器官の2つがある[64]。このうち筋紡錘は腱への振動刺激によって刺激することが出来るといわれている[65, 66]。この一方で、より純粹に力に対して反応する Golgi 腱器官は振動刺激に対しては閾値が高い[67]。以上に挙げた感覚知覚及び感覚提示手法の詳細は第2章で述べる。これまで皮膚触覚刺激がしてきたようにこうした自己受容感覚の受容器ないし感覚神経を刺激し「力の感覚のみ」を生起可能であれば、より大きくかつ自然な力覚を提示可能であるし、また前述の筋電気刺激の2つ目の課題についても回避可能であると考えられる。これに対し、電気刺激によってこうした自己受容感覚的な力覚を提示しようとする試みがあるがその取り組みは発展の余地が大きい[42-45]。

1.3 研究目的

本論文は特に上肢における自己受容感覚的な力覚を、小型かつ非侵襲的に実現する経皮的電気刺激によって生起させる手法をまとめ、かつ発展させることで、様々な用途に応じて利用する指

針を与えることにある。この目的において、現状では特に次の2点について改善が不可欠である。

1. 運動神経刺激による指関節の独立な運動制御
2. 感覚神経刺激による前腕への自己受容感覚的な力覚提示

これらは運動神経刺激と感覚神経刺激という次元（図 1.2）、前腕での大きな力の提示と指での繊細な力覚提示という次元の2つの軸で分類した表 1.1 でその立ち位置を示すことが出来る。運動神経刺激による前腕への力提示は従来の筋電気刺激による力覚提示で多く研究されてきた部分である[46-49, 52-57]。本論文の研究分野は残る2つの課題に挑戦することとした。

研究目的の1に関して、実際これまでには前腕に存在する浅指屈筋を刺激することで指への力覚提示を行ってきた研究は多数存在する[50, 58-60]。しかしながら、これらは特に人差し指のみを曲げることが困難であり、また指関節のうち最も近位（proximal）な関節（MP 関節、第三関節）を屈曲するのが困難であった。このため、複雑な指の駆動が困難であり、力覚提示も大きく制限されていた。これは、繊細な指の駆動に関する筋肉として重要な手内筋が触覚提示分野ではあま

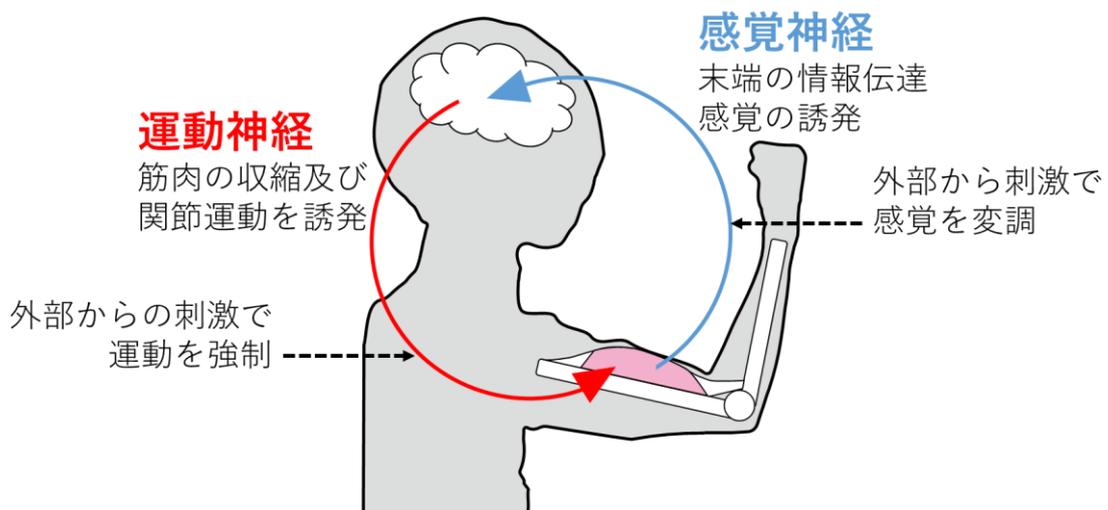


図 1.2 運動神経と感覚神経の説明。

運動神経を電気刺激することで筋収縮を誘発，感覚神経を電気刺激することで錯覚を誘発。

表 1.1 研究分野の分類

	筋・運動神経刺激 (力そのものを提示)	感覚神経刺激 (力の感覚のみを提示)
前腕への力覚提示	<ul style="list-style-type: none"> ● 従来の筋電気刺激 [46-49, 52-57] 	<ul style="list-style-type: none"> ● 皮膚感覚提示による錯覚 ● 皮膚上での局所的な非対称振動 [22, 205]
手首・手指への力覚提示	<ul style="list-style-type: none"> ● 浅指屈筋刺激[50, 58-60] (但し各指間で非独立) ● 研究目的 (1) 	<ul style="list-style-type: none"> ● 指先への電気刺激。一部は腱の寄与を示唆[45, 199] ● 研究目的 (2)

り注目されてこなかったことによる。本論文では第3章にてこの課題の解決を試みた。

研究目的の2に関して、「力の感覚のみ」の提示の多くは局所的な皮膚感覚刺激や視覚刺激による疑似力覚に依る所が大きく、自己受容感覚的な力覚を提示する手法はほとんど「力そのもの」を用いたものであり、「力の感覚のみ」の提示手法においては多くの発展の余地が存在する。本論文で特に骨格筋周りに存在し筋が収縮する際に興奮する受容器によって得られる力覚を提示することを第4章にて試みた。

1.4 本論文の構成

第1章（本章）では本件論文の背景と目的について述べた。第2章では力覚の基礎的知見について述べる。第3章では筋電気刺激ではこれまで困難であった特に指の屈曲させる力提示に関する取り組みについてまとめる。第4章では感覚神経刺激による力覚提示に関する研究について述べる。第5章では結論と今後の課題について述べる。

第2章

関連研究

2.1 力覚

本論文で用いる「力覚 (Sense of Force)」という用語は「触力覚 (Haptics, Haptic sensation)」のうち、特に「関節周りの運動が生じる力」に関する自己受容感覚を指し、皮膚の変位、振動、温度に関するその皮膚上で局所的な感覚や、内臓感覚といった運動以外に関する深部感覚を除く。こうした力覚は様々な要素から成り立っている (図 2.1)。

その一つに、中枢から発せられる遠心性命令によるものがある[68, 69]。動物の運動制御において、無視できない遅延のある末端からの情報を都度用いたフィードバック (feedback) 制御では成しえない運動も事前情報から予測したフィードフォワード (feedforward) 制御によって説明が可能である。このとき、動作に伴う運動感覚は末端からではなく、中枢神経系からの筋収縮などをもたらす遠心性シグナルのコピーが感覚として用いられる。

一方で、他の五感と同様に末端の感覚もまた力覚に寄与する。しかし他の五感とは異なり、力覚はかなり高度に統合された感覚である。「関節周りの運動」に関して大きな寄与を持つとされる深部感覚受容器は骨格筋やその腱、関節を包む靭帯などに存在する。また、関節が動く際、関節周辺の皮膚感覚もまた単に皮膚の変位として処理されるだけでなく、関節に関する情報 (自己受容感覚) として処理される場合もある。さらに、外力が身体に加えられているときそれはいつも皮膚で接触するが、その作用点において局所的に閉じた系で与える押し込み刺激 (内力) や一部の振動刺激によっても、あたかも関節が動く程の力が与えられているかのような感覚を生じさせることがある。

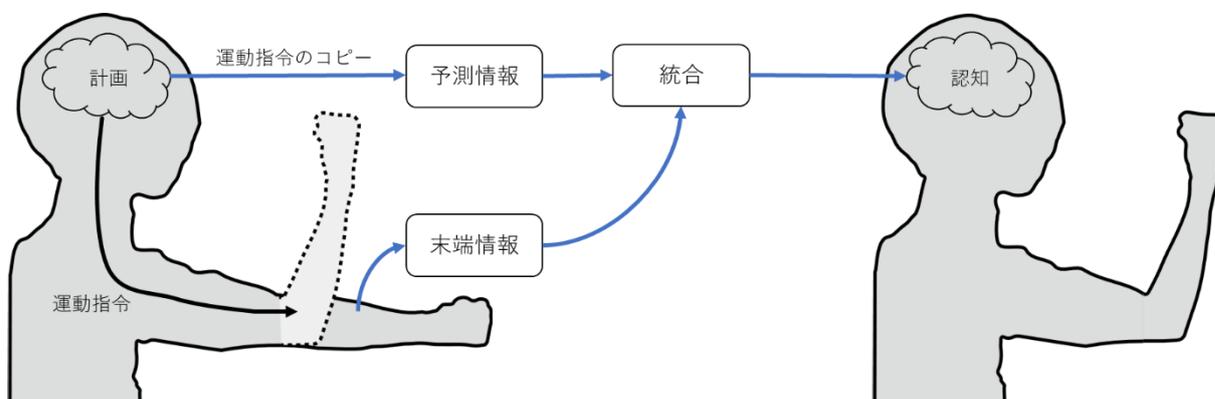


図 2.1 力覚 (自己受容感覚) は中枢で予測している情報 (フィードフォワード) と末端からえられる情報 (フィードバック) を統合。

2.1.1 中枢で生起する力覚

人が指や指先でモノを掴む、摘まむ、押す、叩く、はじくなどの動作をするとき、中枢では各関節の動きが内部モデル (internal model) によって順運動学的にシミュレートされていると考えられる[70, 71]. こうした中枢での運動計画のシグナルは運動神経を介して送られると同時にそのコピー (corollary discharges, efference copy [72]) が中枢内で体性感覚皮質へ送られ感覚情報として扱われる[73]. こうした中枢で生じる力覚は特に Sense of Effort と呼ばれ、自身がどの程度力を発揮しているかの感覚である. Gandevia et al. [74]によれば、筋弛緩剤を打つことで腕が「重く」感じるようになる. また腕の運動神経と感覚神経が麻酔された状態であっても運動感覚が生じたことからこの Sense of Effort は位置感覚にも寄与する[75]. Carson et al. によればこの Sense of Effort には末端からの Feedback 情報は直接統合されず、すなわち人が感覚として得ることができず、単に運動野の上層において Sense of Effort を入力として Sense of Force を出力するシステムの関係を調整する役割を持つと示唆されている[76]. そしてこの Sense of Effort のみが Sense of Force やその他の自己受容感覚をつくり、末端情報は反射などの非意識下の情報として用いられる[77-79]ことは認められている一方、2000年代までは感覚としては意識に上らない[80, 81]と主張されることもあった. しかしながら、以下に述べるように、複数の研究で末端情報もまた感覚として重要であることが示されている.

2.1.2 力覚に関わる末端の受容器と神経

遠心性神経などが麻痺していないにも関わらず求心性神経が機能せず末端からの情報がなくなったことで体を自由に動かすことが難しくなった症例がある[82]. したがって自己受容感覚はこうした forward model だけでは成り立ちえず、末端からのフィードバックも重要である. 最近の研究では末端である筋紡錘の情報が力覚に関わっていることを示した[83, 84]. 微妙な重さの違いを識別する際に関節を動かして確かめることが多いことも、関節の位置や運動情報に関する筋紡錘が力覚に関連することを支持する. また Monjo et al.は筋紡錘の情報が Sense of Effort に関わっているとする結果も報告し、既存の研究と結果が異なる理由について Sense of Effort の計測方法によるものであり、計測方法によって末端情報が感覚として注目されるかどうかが変わってくるとした[85]. また後述する運動錯覚を誘発する筋紡錘への刺激によって力覚が生じ、その力覚から自身の身体感覚ではなく、物体の重さや粘性などの物性の推測を変調可能であることが報告されている[86].

さらに、被験者にバネを押させる実験で、筋弛緩剤を注入した状態で重さを答えさせると通常時よりも力を入れる必要を感じる一方で、ばねの硬さを答えさせると通常時と同様な結果が得られたという報告があった[87]. 人自身が自分で発揮した力か、外部から受ける力かを識別する可能なことを示唆する.

こうした末端からの自己受容感覚は主に骨格筋周りの機械受容器や、前庭感覚器によって得られ、さらには皮膚感覚や視覚といった情報も統合される.

骨格筋まわりには主に2つの自己受容感覚の受容器(自己受容感覚器, proprioceptor)が存在し、一つは筋紡錘 (muscle spindle), もう一つは Golgi 腱器官 (Golgi tendon organ) である. 筋紡錘は筋肉の長さとその変化の情報を得ることができ[68, 69], Golgi 腱器官は筋の収縮する力の情報を

得ることができる一方で筋の長さを変化させる刺激に対しては閾値が高い[88].

筋紡錘

筋紡錘は筋肉の長さとその変化の情報を得ることができる[1, 2]. 基本的な構造としては図 2.2 に示すように、錘内筋線維と感覚・運動神経線維から成り立っており、カプセル（紡錘鞘）で覆われている。錘内筋線維は実際の運動にかかわる筋線維（錘外線維）と平行に位置している。紡錘鞘は筋肉の膨大部に位置しており、このカプセルに包まれている部分の錘内筋線維（錘内部）の中央付近で感覚神経が、錘内部の端付近を運動神経が接続している。各感覚神経は錘内筋線維の伸長に伴い機械受容チャンネルが開き発火頻度が増し、このため筋紡錘では筋の長さやその変化を得ることができる。各運動神経は錘外筋の伸縮に伴い錘内筋も伸縮させることで筋紡錘の感度を調節し刺激に順応させる働きをもつ。

筋紡錘に接続する感覚神経には I 群神経線維（Ia 線維；直径 12–20 μm ）と II 群線維（直径 6–12 μm ）の 2 種類がある。運動神経には動的・静的な γ 運動神経線維の 2 種類がある。実際には錘内筋を支配する運動神経には γ 線維の他に β 線維もあるが α 線維が錘内線維をも支配していた進化上の名残とみられている[6]. 錘内筋線維は動的核袋線維、静的核袋線維、核鎖線維に大別され、その機械的機能と神経支配の差によって情報の分担がされ、Ia 線維は筋長の変化に敏感であり、II 群線維は筋肉の長さに応じる。

筋紡錘は上述の様に筋の伸長に対して敏感に反応する。これをよく観察できるのが伸張反射の実験である。この伸展筋から延びる Ia 線維は脊髄において、その伸展筋および協働筋の α 運動ニューロンと単シナプス接続し、また拮抗筋の α 運動ニューロンと抑制性介在神経ニューロンを介して接続しており、筋が急速に伸びる刺激の後、伸展する反射が生ずる。

Goodwin ら[65]は上腕二頭筋及び上腕三頭筋の肘側の腱に対して腱へ振動刺激を与えることで運動錯覚が生じることを観察した。この実験では実験参加者の片方の腕に振動刺激を加え、もう片方の腕で振動を加えられている腕の運動を再現するように指示したところ、振動された側の筋が伸張する方向（e.g.上腕二頭筋の腱への振動ならば前腕が伸展する方向）へ「運動」する錯覚が生じていることを確認した。運動錯覚の強度は振動刺激の強度によって変化するが、特に振動周波数に対しては明らかな相関が観察されており、80Hz 前後が最適であることが示唆されている[89]. また腱振動の強度が一定以上強い場合、拮抗筋への遠心性シグナルが弱まる緊張性振動反射（Tonic Vibration Reflex; TVR）が生じることが知られている[66].

こうした実際には身体を動かさずに運動する感覚を得られる手法は、リハビリテーションへの臨床応用や VR 応用が可能であると考えられる。Conrad ら[90]は腱振動による Ia 神経刺激により、

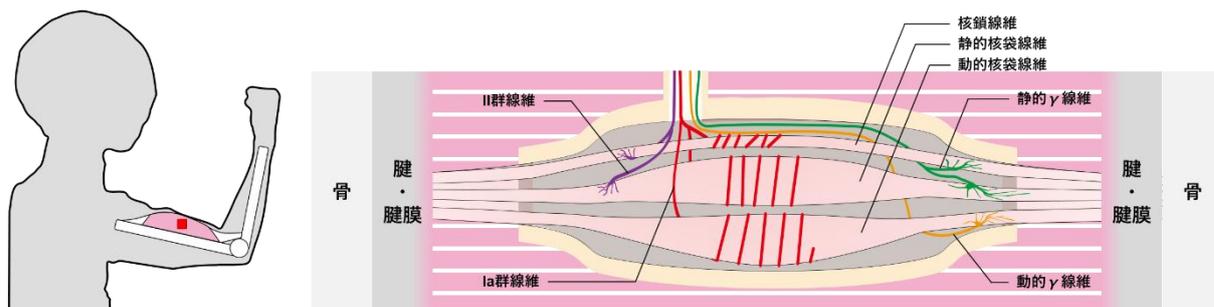


図 2.2 筋紡錘のモデル図

脳卒中患者の運動のパフォーマンス向上を確認した。また、VR 空間上の腕[91]やロボット義手[8]を BCI などで操作する際フィードバックとして利用し、操作性の向上を図る試みも複数なされている。この他に、現実の体の運動を変調する拡張現実的応用もいくつか試みられている[92]。さらに、Roll らは任意の 2・3 次元の運動感覚提示の可能性を示した[93]。

また関連して、Ia 神経の電気刺激については Gandevia ら[94]は手首における正中神経を狙いとされた皮膚表面からの電気刺激が針電極を用いた場合と同様に運動感覚が生じたことを報告している。また筋電気刺激の際に α 神経のみならず Ia 神経も刺激されることがあり、特に脛脛への刺激において、 α 神経刺激による筋収縮 (M 波) の後に Ia 神経刺激によって生じる反射と思われる筋収縮 (H 波) が観察されている[95]。さらに電極間隔を広くとり筋腹を電気刺激することで運動錯覚と同様の感覚が生じることが確認されている[96]。

Golgi 腱器官

Golgi 腱器官は筋の収縮する力の情報を得ることができ、筋の長さを変化させる刺激に対しては閾値が高い[7]。基本的な構造としては図 2.3 に示すようにコラーゲン線維と感覚神経線維で成り立っており、カプセルに覆われている。長さは平均 1mm 程度で太さは平均 0.5mm 程度である。腱器官という名前だが、Golgi 腱器官が位置する場所はその多くが筋から腱・腱膜に移行する部分である。この場合、コラーゲン線維束は実際の運動にかかわる筋線維の一部と直列につながっており、その反対側でカプセル内のすべてのコラーゲン線維束は一つにまとまって腱・腱膜と接続する。コラーゲン線維束は神経支配を受けているものと、ほとんど或いは全く神経支配を受けていないものがある。Golgi 腱器官は筋紡錘と異なり運動神経に支配されていないが、神経支配を受けていないコラーゲン線維および Golgi 腱器官を介さず直接腱につながっている筋線維は、筋紡錘における筋長の調整と同様に筋の張力の調整をしていると考えられる。

筋紡錘に接続する感覚神経には I 群神経線維 (Ib 線維; 直径 12–20 μm) の 1 種類のみである。感覚神経は筋収縮によってコラーゲン線維束が伸び、この刺激によってコラーゲン線維束に絡まる Ib 神経の機械受容チャンネルが開く。このため Golgi 腱器官では筋張力の情報を得ることができる。ただし Golgi 腱器官の外部ではあるが、ネコのアキレス腱において III 群線維や IV 群線維といった細い神経による神経支配が確認されている[8]。

Golgi 腱器官ないし Ib 神経への刺激を手段とする研究の多くは **Ib 反射** と呼ばれる抑制性の反射運動を対象としているものが多い。そのうち、表面電極による非侵襲的な手法により Kahn[97]らは腓腹筋の腱の刺激により筋収縮の抑制が生じたことを確かめた。この際の刺激は 200 μs の電流制御の単発矩形波で電極は腓腹筋の中央 (筋腱接合部から 1 cm 踵側) に陰極を、その隣に陽極を

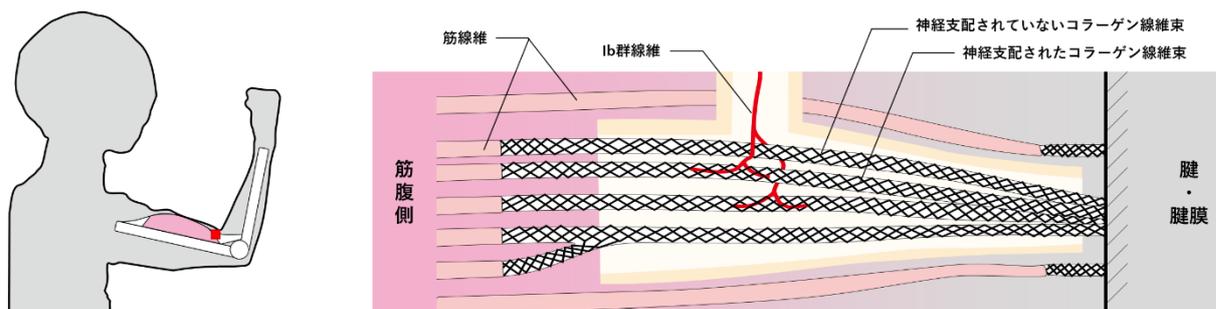


図 2.3 Golgi 腱器官のモデル図

筋刺激が起こらない様に設置された。一方で、Ib 神経の信号は多くの介在神経を経由するため、状況によっては抑制的でなくむしろ興奮性の反射を引き起こすことが知られている。例えば、地面をける際の脛脛の Ib 神経の信号は正のフィードバック効果をもつ[98, 99].

Golgi 腱器官は筋の伸張刺激、あるいはリラックス時の振動刺激に対しては閾値が高く[100]反応しづらい一方で、Golgi 腱器官への適刺激は筋収縮であることがわかっている[88]. したがって、Golgi 腱器官ないしこれに接続する Ib 線維への選択的刺激が可能であれば、バーチャルな筋収縮による力覚、例えば実際には力を入れていないが物を支えているような感覚などが生じうる。この点については本論文の第 4 章にて議論する。

VR への応用としては Kaneko ら[43]はその場の歩行の動きに対し、足への腱電気刺激によって踏み出す感覚を提示することを提案した。また Yem ら[45]は指の手背の腱の刺激により指が屈曲するような力覚が生ずることを報告しており、VR 上での粘り感の提示に応用した。ただし、こうした腱電気刺激による力覚提示はその機序が明らかにされておらず、電気刺激による Ib 神経の直接刺激の他、腱上での電気刺激が腕が曲がるほどでない筋収縮を発生させることで間接的に Golgi 腱器官を刺激[100]している可能性は否定されていない。

皮膚感覚

ここでは皮膚感覚受容器のうち、機械受容器に関して説明する[18, 101, 102]. 機械受容器は基本的に皮膚の局所変位情報を得るが、局所的な情報が中枢で統合されることで関節が動くような力や運動の錯覚を得ることがある。

皮膚は 3 層構造をもち、皮膚表面側から表皮、真皮、そして皮下組織と呼ばれる。これらはそれぞれさらに層に分けられることがあるが、各層にはある特定の感覚受容器が存在している。皮膚は体の最も外側の多くを構成しているため、多くの神経終末が存在し、それらが各層の性質（組織の疎密等）や体毛の有無など様々な要因で異なった機能をもつ感覚受容器を構成している。

皮膚感覚情報は大きく分けて四つの受容器グループによって得られる。触覚刺激に対しての順応の早さと触覚の空間分解能によって分類される。順応が早く、分解能が大きいものは速順応 I 型（Fast Adapting Type I Unit; FAI）と呼ばれマイスナー小体が該当する。マイスナー小体は表皮の真下に位置する。受容器のタイプは FAI。刺激に対する順応が FA II の次に速い。100Hz 以下の振動を知覚することができ、40Hz で最もよく反応する。順応が早く、分解能が小さいものは速順応 II 型（Fast Adapting Type II Unit; FAII）と呼ばれ、パチニ小体が該当する。パチニ小体は真皮層に位置する。受容器のタイプは FA II。刺激に対する順応がとても早く、振動を認識することができる。受容器の大きさは比較的大きく、分解能は小さい。100~300Hz でよく反応し、この範囲のときは $1\mu\text{m}$ 程度の極わずかな皮膚の変形をも認識する。個別のパチニ正体はラメラ構造をもち、層が 40 程度までの場合ラメラ構造が機械振動のハイパスフィルタとなることでこうした特性を持つ[103]. 順応が遅く分解能が大きいものは遅順応 I 型（Slowly Adapting Type I Unit; SAI）と呼ばれ、メルケル触盤が該当する。メルケル細胞は狭義のメルケル細胞とメルケル盤からなり、このメルケル盤が表皮と真皮の境に位置している。受容器のタイプは SAI で順応が遅い。ただし刺激の強さの変化はある程度分かるため、刺激が強くなっていることがわかる。刺激されている間はずっと反応し続けるので圧覚を得ることが出来る。順応が遅く分解能が小さいものは遅順応 II 型（Slowly Adapting Type II Unit; SAII）とよばれ、ルフィニ終末が該当するとされる。

これらの性質の違いは次のような近くの特性に関わる。例えば順応が早い場合、刺激の「変

化」に対して反応し、刺激の変化がない場合は反応しない。そのため触覚刺激の変化の速度や加速度を知覚することができ、これによって物体のテクスチャの感覚や振動覚を得ることが出来る。逆に順応が遅ければ触れられているか否かを知覚することができるが、振動を受けたときとずっと触れられているときとの発火頻度に差が無くなってしまつて振動を認識出来ない場合がある。

圧覚は力覚モダリティの一端を担う。さらに振動刺激は一瞬の衝撃の情報を与え[104]、また錯覚的な力覚を与えるとする研究[22]や、力覚を増強とする研究[105]もある。これらは機械刺激に対する皮膚感覚受容器の代表的なものだが、これら皮膚感覚は単に振動や圧覚等そののみを知覚するだけではなく、運動感覚や位置感覚などの自己受容感覚を得るための一助となることが分かっている[106]。

関節包

1950年代に筋紡錘の情報は感覚として意識に上らないとされてからしばらく、関節包が自己受容感覚に大きな寄与を与えたと考えられてきた。関節には関節包と呼ばれる膜が存在し、骨と骨の関節を覆い、内部の潤滑材によって関節動作を助ける。関節包にはルフィニ小体とパチニ小体および自由神経終末がつながっている[107]。また関節囊の一部が強くなったものは靭帯とよばれ、Golgi 腱器官に似た Golgi-Mazzoni 小体が存在する[102]。1980年代後半には再び筋紡錘の重要性が説かれ、現在は関節包による自己受容感覚への寄与は小さいと考えられている。

視覚 (Pseudo Haptics)

視覚もまた力覚に寄与することが知られており、視覚から生じる力覚を狭義の疑似力覚と呼ぶ。疑似触覚提示は、モータなしで力覚を提示する便利な方法である[24]。例えば、ユーザが操作するマウスの動きを視覚的にフィードバックしている画面上のカーソルの速度を変化させることで感覚を誘導することが可能である[38]。Pusch et al.はユーザの手に視覚的な力場を与えることで、擬似的な触覚を誘導することを可能とした[37]。

2.2 電気刺激

2.2.1 神経外部電位変化による神経刺激のメカニズム

Galvani のカエルの足を用いた実験以降、動物の神経によって伝達される信号は電気信号であることが分かった[108]。その後多くの研究者が神経に電極を挿入して研究を進めたが、表面電極を用いた電気刺激による軸索の脱分極の仕組みを明らかにしたものは McNeal [109]の研究が最初で軸索の膜コンダクタンスの時間変化を考慮しており詳しい。また Rattay ら[110, 111]は神経膜の電気パラメータを固定してより簡潔化されたモデルを提案しており、神経発火の閾値を考えるだけならば十分である。本節では Kajimoto [112]がまとめた理論を基に表面電極を用いた神経興奮メカニズムを述べる。

モデルを図 2.4 に示す。この図では皮膚表面に設置した電極によって神経軸索を刺激する際のそれぞれの位置関係と軸索の細胞膜のモデルを表わしている。このモデルでは神経膜を皮膚表面に平行なある線上に沿って適当な間隔 Δx で離散的にいくつかのノードに分け、その線に垂直な面

上での膜の厚さを d_m , $\Delta x, d_m$ と垂直な軸の膜の幅を w_m とすると, 神経膜は抵抗 (コンダクタンス $G_m \equiv \gamma_m w_m d_m^{-1} \cdot \Delta x$) とキャパシタ (キャパシタンス $C_m \equiv \epsilon_m w_m d_m^{-1} \cdot \Delta x$) の並列回路モジュール群とみなすことができる. さらに細胞膜内のゾルを隣り合う膜モジュール同士をコンダクタンス $G_a \equiv \gamma_a S_a \cdot \Delta x^{-1}$ でつなぐ導線とみなす. この離散化は軸索がミエリン鞘で覆われた有髄神経において実際の構造とも符合する. このとき電極に電圧をかけると膜外の電圧 Ψ が変化し, 膜電位が間接的に上がる. これが起動電位となり, 閾値を超えると活動電位が生じる.

膜外電位 Ψ と膜電位差 V_m の間には以下の関係がある. n 番のノードの膜を神経外部へと通過する電流を $I_m(n)$, 膜内部の電流を $I_a(n)$, 膜内部の電圧を $V_a(n)$ とすると,

$$V_m(n) = V_a(n) - \Psi(n), \quad (1)$$

$$I_m(n) = G_m V_m(n) + C_m \frac{d}{dt} V_m(n), \quad (2)$$

$$-I_m(n) + I_a(n) - I_a(n+1) = 0, \quad (3)$$

$$G_a(V_a(n+1) - V_a(n)) = -I_a(n+1). \quad (4)$$

これらの式をまとめると,

$$\begin{aligned} C_m \frac{d}{dt} V_m(n) + G_m V_m(n) - G_a(V_m(n+1) - 2V_m(n) + V_m(n-1)) \\ = G_a(\Psi(n+1) - 2\Psi(n) + \Psi(n-1)) \end{aligned} \quad (5)$$

$$\begin{aligned} \Leftrightarrow \frac{\epsilon_m w_m}{d_m} \cdot \Delta x \cdot \frac{d}{dt} V_m + \frac{\gamma_m w_m}{d_m} \cdot \Delta x \cdot V_m(n) - \gamma_a \cdot \frac{S_a}{\Delta x} \cdot (V_m(n+1) - 2V_m(n) + V_m(n-1)) \\ = \gamma_a \frac{S_a}{\Delta x} (\Psi(n+1) - 2\Psi(n) + \Psi(n-1)) \end{aligned} \quad (6)$$

$$\begin{aligned} \Leftrightarrow \frac{\epsilon_m w_m}{d_m} \cdot \frac{d}{dt} V_m(n) + \frac{\gamma_m w_m}{d_m} \cdot V_m(n) - \gamma_a S_a \cdot \frac{V_m(n+1) - 2V_m(n) + V_m(n-1)}{\Delta x^2} \\ = \gamma_a S_a \cdot \frac{\Psi(n+1) - 2\Psi(n) + \Psi(n-1)}{\Delta x^2} \end{aligned} \quad (7)$$

今, 神経をノードではなく連続体 ($\Delta x \rightarrow 0$) とし $G'_m \equiv \gamma_m w_m d_m^{-1}$, $C'_m \equiv \epsilon_m w_m d_m^{-1}$, $G'_a \equiv \gamma_a S_a$ とすると,

$$-G'_a \cdot \frac{d^2}{dx^2} V_m + C'_m \cdot \frac{d}{dt} V_m(n) + G'_m \cdot V_m(n) = G'_a \cdot \frac{d^2 \Psi}{dx^2} \quad (8)$$

式 (8) より, 膜外電位 Ψ の変化が直接膜電位差 V_m に影響を与えることが分かる. またこの式の右辺は膜外電位分布の軸索に沿った2階微分であり, Activating Function と呼ばれる. 神経電気刺激とは, 普段負に帯電している神経細胞の内側を細胞膜外の電位に近づけること, すなわち $V_m (< 0)$ を大きくすることによって強制的に脱分極 ($V_m \geq 0$) を起こすことであることから, Activating Function が正であるとき, 神経を興奮させることができ, 逆に負の時興奮の伝導を抑える[110].

今回膜を通過する電流 I_m の向きを神経外へ流れ出る方向を正として計算した. すなわち, 負の電流源によって正の Activating Function が得られることが分かる. これによって皮膚に水平に走行する神経に対して電気刺激を行う場合は電極の陰極を刺激点とする陰極刺激を行うべきであることがわかる. さらに外部電位 Ψ については重ね合わせの原理が適用され, 正の電流源と負の電流源が近いほど負電流源直下の浅部において Activating Function の値が局所的に大きくなるのみであり, 深部ほど Activating Function は小さくなり, すなわち活動電位が生じにくくなる. 逆に言えば深部

を刺激するためには電極間隔が一定程度広いことが求められる。

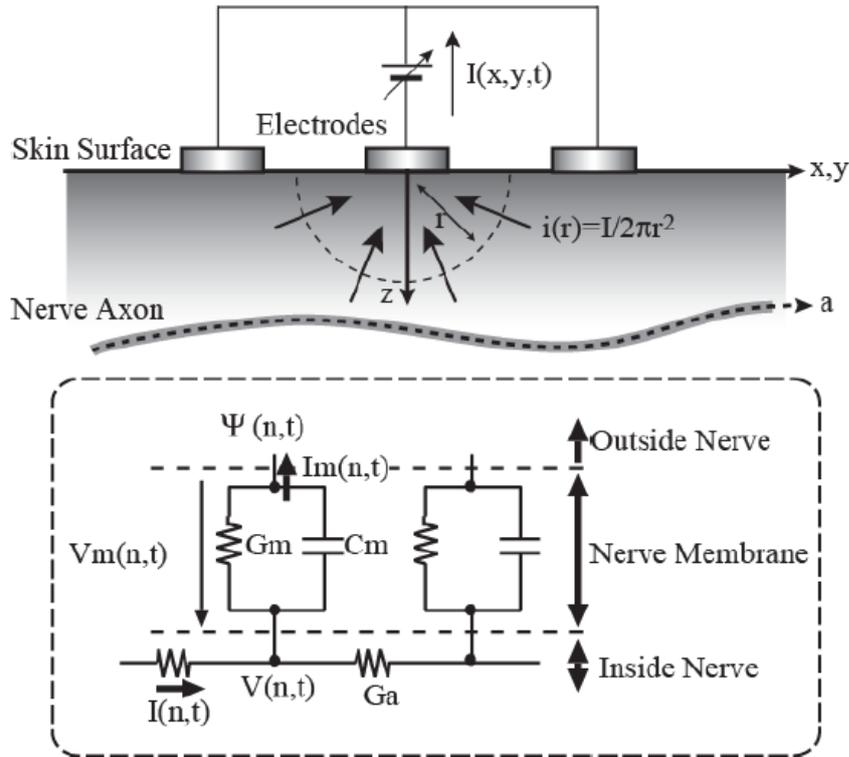


図 2.4 神経軸索の細胞膜の電気回路モデル[112]

2.2.2 運動神経の興奮と筋収縮のメカニズム，筋電気刺激のメカニズム

運動神経は一本の軸索の先に複数の終末を持っており，神経終末と筋線維の接合部（神経筋接合部）にはシナプスが形成されている。神経終末にはアセチルコリンを含んだシナプス小胞が多数蓄えられており，また終末外部にはカルシウムイオンが豊富に存在する。一度活動電位が終末まで到達すると終末のカルシウムチャンネルが開き，終末内部にカルシウムイオンが流入する。カルシウムイオンはシナプス小胞へ働きかけ，シナプス小胞は終末のシナプス前膜と融合し，シナプスへアセチルコリンを放出する。アセチルコリンは筋細胞側，シナプス後膜のリガンド依存性チャンネルに結合，ナトリウムイオンが流入し筋原線維と垂直に走るT管に活動電位を発生させる。T管周囲には筋小胞が存在しカルシウムイオンを蓄積している。T管の活動電位によって筋小胞体のカルシウムイオンが筋線維に分散し筋原線維のトロポニンと結合することでトロポミオシンが移動し，ミオシンとアクチンが結合，ATPを消費して筋収縮を発生させる。

筋電気刺激はこうした筋収縮が生じる回路の内，運動神経を刺激することで中枢の運動指令を模擬して強制的に筋収縮を引き起こしていると考えられている。前述のように筋表面ではリガンド依存性チャンネルが存在し，運動神経の興奮は神経伝達物質によって伝えられる。一方，運動神経（軸索）は電位依存チャンネルによって興奮を伝える。このため電気刺激によって刺激しやすいのは筋表面よりは運動神経と考えられる。また筋収縮を引き起こしやすい皮膚上の電極位置はマッスルモータポイントと呼ばれ[113]，これは運動神経が皮膚表面に最も近くなっている部分と考えられる。筋肉自体は広く存在しているにもかかわらず刺激がしやすい箇所が限られていること，また実際筋弛緩剤を用いて神経筋接合部の機能を弱めることで電気刺激による筋収縮が大幅に弱

まったことが確認されている[114]ことから、運動神経刺激によって筋収縮を引き起こしていると考えられる。

第3章

手背電気刺激による指第三関節屈曲に係る 筋肉の選択的刺激

本章では第1章で挙げた研究目標の内の一つ「運動神経刺激による指関節の独立な運動制御」についての取り組みについてまとめる。運動神経刺激、すなわち筋電気刺激（EMS）による指の駆動に関するもっとも大きな課題として（1）各指の他指に対して独立な屈曲（2）それぞれの指における第三関節のみの独立な屈曲が困難であること挙げられる。本章ではこれに対する解決案の提案と実験、ならびに結果に対する解析と議論を行い、本課題が達成したことと制限について述べる。本章の実験では電気刺激に対する各指の第二関節と第三関節の屈曲角度を測定したが、これに対して上記（1）と（2）の独立性に関する解析、さらに応用可能性に言及するため、実際の屈曲角度や応答速度に関する解析と議論を行った。さらに、こうした運動がどの程度の大きさの力によるものかを調査するため、姿勢を固定した状態での屈曲方向の力を測定した。

3.1 背景

動作の補助、教示、リハビリには外部から力を加えて関節の屈曲と伸展を行う。こうした運動・力の提示の素朴な手法としては、提示する人がその人自身の経験に基づき、提示を受ける人の身体を直接動かすという手法がとられてきた。例えばスポーツなどで初心者フォームを教える際には、口頭や映像だけでなく、実際に手足にふれて動作を教示することがある。

これに対し、電磁モータを使って力を提示する手法により、あらかじめプログラムされた動作を提示することが可能となった。こうしたデバイスはウェアラブル化により、肘や手首のみならず手指の細かな動作も教示可能となった[115]。しかしながら、この手法は関節自由度の数だけ電磁モータが必要となる。特に手指関節は狭い範囲に多くの関節を持つため、これらすべてを同時に制御する場合、小型化には限界がある。

これに対し、筋電気刺激（Electrical Muscle Stimulation, EMS）は、機械的なアクチュエータ（外骨格型 [115] など）と比較してフォームファクタが小さいため、力覚フィードバックおよび触覚提示のための有望な技術である。そのため、EMSは最近、ユーザの手首を動かしてビートを刻む[116, 117]、初めて見る物体の操作方法を教える[118]、視覚に頼らずに情報を伝達する[119]、さらにはペンを持ったユーザの手を制御してプロッタとして機能させる[120]など、さまざまな触覚アプリケーションを実現するために使用されている。

しかし、これらのEMSシステムは、ユーザの指を動作させない（ほとんどが手首のみ）か、またはユーザの指を非常に粗く動作させ、各指を互いに独立して動作することが困難という点で制限されている。これらのシステムの多くは、EMSによって特定の対象となる指が屈曲すると、他

の指も屈曲し始めるため、不要な動作が発生し、器用さを欠くことになる。実際、EMSによる指の曲げ伸ばしが器用でないことは、EMSを使ったインタラクティブなデバイスの先駆けとなった PossessedHand [50]で明らかになっている。このシステムでは、中手指節関節 (MP) 周辺のどの指も、他の指とは独立して屈曲できないことがわかった。PossessedHand から 10 年が経過したが、すべてのインタラクティブな EMS 機器の中で、これが現状においてさえも最も器用に指を屈曲させることが可能なものであった。

これに対し、EMS が指の屈曲の独立性を欠く原因は、ほぼすべての研究が前腕部に電極を設置することにあると考えられる。HCI/Haptics 分野における過去 17 年間の EMS 研究の中で、54 の文献[46, 47, 56–60, 116–120, 48, 121–130, 49, 131–140, 50, 141–150, 51, 151–159, 52–55]が、指の屈曲を実現するために前腕部 (図 3.1a の浅指屈筋, b の従来手法) の電極配置を利用したアプリケーションを用いてきた。この電極配置は、現状必要以上に「標準」とみなされていたためと考えられる。前腕部は、すべての指の屈筋がそこに存在しているため、直感的には電極を設置する箇所としては理にかなっているが、次の 3 つの重要な理由により、この独立な屈曲に関する課題の原因となっている。

1. 前腕の屈筋は、肘をアンカーとして密集しているため、皮膚に電極を付けて指を曲げようとすると、隣接する筋肉にも電流が流れ、他の筋肉が不必要に動いてしまう。
2. 前腕部の屈筋は、指の屈筋と手首の屈筋が層になっているため、皮膚に装着した電極で指を曲げようとすると、他の層にも電流が流れ、他の筋肉 (例えば、手首) が不必要に動いてしまうことが多い。
3. 手首を回すとき、前腕部の皮膚は前腕部の筋肉とは異なる量だけ回転するため、手首が動くたびに電極が新たな筋肉を刺激することになり、望ましくない屈曲を引き起こす。

本章では電極位置を図 3.1 のように見直すことで上記の独立性の課題について解決を試みる。また、さらに実際の屈曲の角度、及び時間応答性に関する解析、議論を行い、想定されるアプリケーションの実現性と制限について議論する。

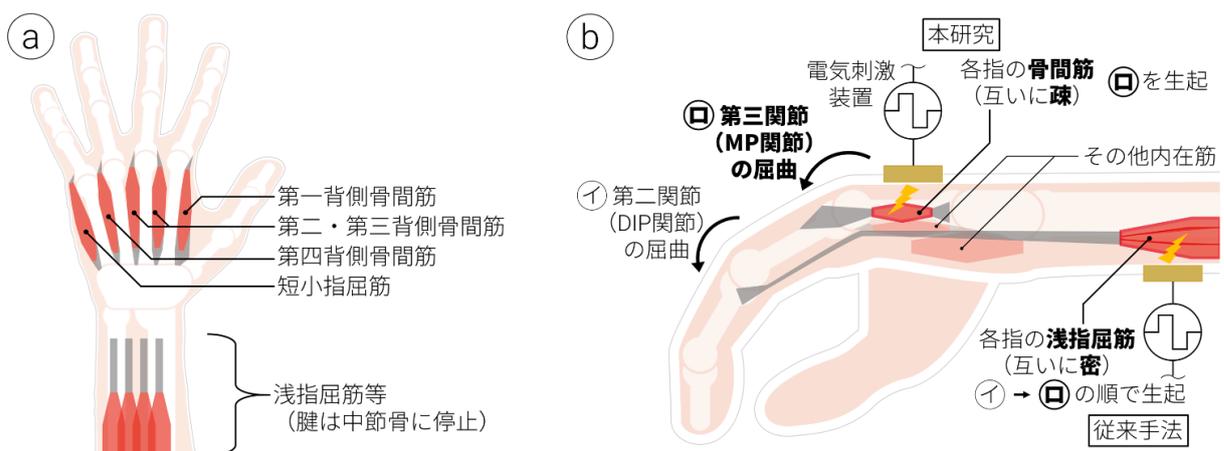


図 3.1 (a) 手指関節の屈筋の配置。 (b) 手指関節屈筋と関節の関係と電極位置の比較。

従来の前腕 EMS は互いに密接する浅指屈筋を独立に刺激が困難であり、また必ず DIP 関節の屈曲を伴った。対して、手背からの電気刺激は比較的互いに離れて存在する手内在の指関節屈筋を刺激し、各指で独立に屈曲可能であり、MP 関節のみを屈曲可能。

3.2 指関節に関する知見及び関連研究

本章では従来の手指関節の屈曲を実現する前腕における EMS の課題と、これを解決しうる BoH-EMS に関する詳細、および議論のための予備知識として指関節の屈曲に関わる各筋肉とそれらの機能について整理する。

手の指は第一指から第五指まで存在し、それぞれ拇指（親指, thumb）、示指（人差し指, index finger）、中指（middle f.）、薬指（環指, ring f.）、小指（little f.）と呼ばれる。拇指の関節は手根中手関節（carpo-metacarpal joint, 以下 CM 関節）、中手指節関節（metacarpo-phalangeal joint, 以下 MP 関節）、指節間関節（inter-phalangeal joint, 以下 IP 関節）がある。拇指以外の指の関節は、CP 関節 MP 関節、近位指節間関節（proximal inter-phalangeal joint, 以下 PIP 関節）、遠位指節間関節（distal inter-phalangeal joint, 以下 DIP 関節）が存在する。拇指と小指以外の指は CM 関節が固定されている。DIP 関節、PIP 関節、MP 関節をそれぞれ第一、第二、第三関節と呼ぶ。

3.2.1 手指関節の機能

指関節と屈曲筋

手の指は第一指から第五指まで存在し、それぞれ拇指（親指, thumb）、示指（人差し指, index finger）、中指（middle f.）、薬指（環指, ring f.）、小指（little f.）と呼ばれる。拇指の関節は手根中手関節（carpo-metacarpal joint, 以下 CM 関節）、中手指節関節（metacarpo-phalangeal joint, 以下 MP 関節）、指節間関節（inter-phalangeal joint, 以下 IP 関節）がある。拇指以外の指の関節は、CP 関節 MP 関節、近位指節間関節（proximal inter-phalangeal joint, 以下 PIP 関節）、遠位指節間関節（distal inter-phalangeal joint, 以下 DIP 関節）が存在する。拇指と小指以外の指は CM 関節が固定されている。DIP 関節、PIP 関節、MP 関節をそれぞれ第一、第二、第三関節と呼ぶ。

PIP 関節の屈曲に関する筋肉

PIP 関節の屈筋は前腕に位置する浅指屈筋（flexor（以下 fl.） digitorum superficialis）と深指屈筋（fl. digitorum profundus）による。これらは手の外部から手の関節運動を担う事から（手）外在筋と呼ばれる。深指屈筋は伸展筋腱が緊張し DIP 関節が固定されている場合に PIP 関節を屈曲させる[160]。浅指屈筋の起始部は上腕骨内側上顆、尺骨粗面内側、橈骨頭を含む橈骨の上方前面部、停止部は各指の中節骨（PIP 関節をなす遠位側の骨）にある。深指屈筋は尺骨粗面及び前腕骨間膜を起始部とし、停止部は各指の末節骨（DIP 関節をなす遠位側の骨）にある。その名の通り、浅指屈筋は深指屈筋に比べ皮膚に近い浅部に存在し、表面電極を用いた電気刺激により刺激しやすい（図 3.2）。

MP 関節の屈曲に関する筋肉

MP 関節の屈曲には手内部に存在する虫様筋（lumbricals）および掌側・背側骨間筋（palmar/dorsal interossei）、短小指屈筋（fl. digiti minimi brevis）が関わる。これらは手の内部で手の関節運動を担う事から（手）内在筋と呼ばれる。MP 関節屈曲には前節で述べた浅指屈筋および深指屈筋といっ

た外在筋も関わる。

虫様筋の起始部は、示指・中指においてはそれぞれの深指屈筋腱の中手骨付近、薬指・小指においては各々の深指屈筋腱及び橈骨側に隣接する深指屈筋腱の2か所にある。停止部は各指の基節骨底橈側の指背腱膜（dorsal expansion）の翼腱（wing tendon）にある[161-167]。虫様筋の腱はMP関節より掌側を通過してこれらに接続するためこの筋の収縮は屈曲として作用する。

骨間筋は掌側骨間筋と背側骨間筋がある。掌側骨間筋は示指、薬指、小指にのみ存在し、それぞれ第一、第二、第三掌側骨間筋と呼ばれる。掌側骨間筋の起始部は示指においては中手骨の尺側、薬指と小指においては橈側にあり、停止部は基節骨の指背腱膜にある。掌側骨間筋はいずれもMP関節の屈曲の他、対応する指の内転（指を中指側に近づける動作）に寄与する。背側骨間筋は第一から第四まで4つあるが、示指、中指、薬指にのみ停止部が存在する。第一背側骨間筋は拇指及び示指の中手骨に起こり、示指の基節骨の指背腱膜橈側に停止する。第四背側骨間筋は薬指及び小指の中手骨に起こり、薬指の基節骨尺側に停止する。このため第一、第四はそれぞれ示指・薬指のMP関節の屈曲の他、外転（中指から遠ざける動作）に寄与する。第二、第三背側骨間筋はどちらも中指に接続し、橈側に示指及び中指の中手骨を起始とするもの（第二）、尺側に中指及び薬指の中手骨を起始とするもの（第三）がある。どちらも中指の基節骨指背腱膜に停止する[161-165]。これらは協調的に動くことでMP関節の屈曲のみを生ずるが、どちらかの力が強い場合、中指の橈側・尺側外転を生ずる。

内在筋の中では背側骨格筋が最も背側にあり、手背からの電気刺激で最も刺激しやすい筋肉であると考えられる。続いて掌側骨間筋、虫様筋の順で手背から遠く配置されている。

短小指屈筋は小指にのみ存在し、小指球をなす三つの筋の内の一つである。起始部は遠位手根骨の尺側（有鈎骨、os hamatum）及び同骨に結合する横手根靭帯（transverse carpal ligament）の掌側面、停止部は基節骨の尺側にある。関連して、小指球をなす他の二つは小指外転筋（abductor digiti minimi muscle）と小指対立筋（opponens digiti minimi）である。短小指屈筋と小指外転筋は小指に

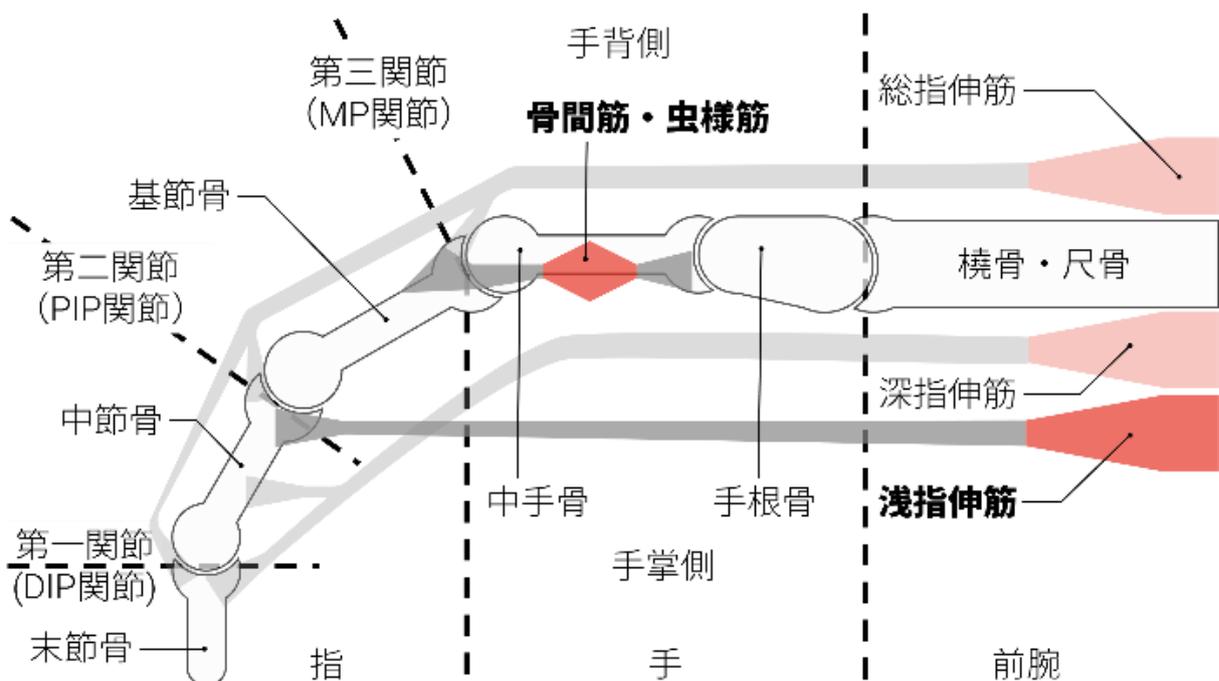


図 3.2 前腕部及び手部に存在する主な指関節の屈筋・伸筋と各関節を示したモデル図

はない背側骨間筋の代わりのように、それぞれ MP 関節の屈曲と外転を担う。皮膚に最も近い筋肉は小指外転筋で続いて短小指屈筋、小指対立筋となる。このため表面電極を用いた電気刺激は小指外転筋が最も刺激されやすい。

浅指屈筋及び深指屈筋は PIP 関節（および DIP 関節）が伸筋腱などとの関係で固定されている状態でさらに収縮が続く場合に MP 関節を屈曲させる[160]。

その他関連する筋と機能

指及び手の伸筋は全て前腕に位置し、指の伸展に関わる前腕の筋は総指伸筋 (extensor (以下 ex.) digitorum), 示指伸筋 (ex. indicis), 小指伸筋 (ex. digiti minimi) がある。これらの停止部は全て指背腱膜にある。指背腱膜は指伸筋を基節骨上で深横中手靭帯に抑える矢状索 (sagittal band), 虫様筋や骨間筋とでなす腱帽 (tendon hood), 中節骨底に結合する中央索 (central band), 末節骨に結合する側索 (lateral band), 中央索と深指屈筋腱鞘との間の斜支靭帯 (oblique retinacular ligament, Landsmeer ligament), これを抑える横支靭帯 (transverse retinacular ligament) などが含まれる。

手外部の指の伸展筋は指背腱膜の矢状索によって MP 関節, 側索によって DIP 関節, 中央索 (及び側索) によって PIP 関節の伸展を実現することができる。

手内部の虫様筋は指背腱膜の (側索と中央索に分かれる以前の) 近位から側索にかけてつながっている。骨間筋は腱帽の他に指背腱膜中央索につながる骨間筋中央索, 及び指背腱膜側索につながる骨間筋側索がある。したがって虫様筋と骨間筋 (および短小指屈筋, 小指外転筋) は MP 関節の屈曲を実現すると同時に PIP 関節及び DIP 関節の伸展も担う。指の PIP 関節の姿勢によっては前腕の指伸筋のみの収縮は MP 関節の過伸展, PIP 関節の屈曲を生じさせる[161, 168, 169]。虫様筋への弱い電気刺激は MP 関節を屈曲させず PIP 関節の伸展のみを生じさせるという報告もある[161, 170]。このため指の伸展には手内在筋による伸展機能が一定の役割を果たすとされている。一方で Matsuzawa et al. [171]によれば, 第二背側骨間筋は PIP の伸展に寄与しないことが示唆されており, すべての財内筋が PIP 伸展に寄与するわけではない。

深指屈筋は PIP 関節伸展時には斜支靭帯の張力作用線が DIP 関節の背側にあり, 結果斜支靭帯を緊張させ DIP 関節の屈曲を妨げる。PIP 関節屈曲時は斜支靭帯の張力作用線が DIP 関節の掌側に移動し垂下, 弛緩することで DIP 関節の屈曲を積極的に生じさせる[160]。ただしこの機序については議論の余地がある[167]。PIP 関節が一定程度屈曲した際には側索が緊張し, その張力作用線が MP 関節の掌側にあることで, 深・浅指屈筋による MP 関節の屈曲が始まる[160]。

3.2.2 電気刺激による指関節の屈曲

電氣的筋肉刺激 (Electrical Muscle Stimulation : EMS) は失われた運動機能を回復させる手段として, 1960 年代の医療リハビリテーションで生まれた[172]。電気刺激手法には, 侵襲性と非侵襲性のあるものがある。侵襲性の刺激手法は埋め込み電極や経皮的針電極を用いて任意の局所のみを刺激することが可能であるため, ほぼ全ての筋を刺激可能である。本稿で対象とする浅指屈筋や骨間筋のみならず, 深指屈筋といった深部筋肉の選択的な刺激を実現しており, 人体の理解のための調査[173, 174]やリハビリ等への応用の検討[168]などがなされてきた。

これに対し, 非侵襲性の神経電気刺激手法は現状, 皮膚表面を用いた電気刺激と大型のコイルを用いた磁気刺激がある。これらの手法は身体的外傷のリスクを伴わないという点で望ましい性

質をもつが、一方で多くの課題を抱えている。磁気刺激を用いた手法は深部の神経を刺激しようが、大型のコイルが必要であり、複数の筋肉を高頻度に刺激することを求められるヒューマンコンピュータインタラクション (HCI) 用途としては現状課題がある。皮膚表面電極を用いた電気刺激手法は、刺激が必ず皮膚表面付近に集中してしまい、深部への刺激が困難である。

しかし少なくとも EMS システムは、モータベースのデバイスよりもフォームファクタがはるかに小さいため、一般的にウェアラブルである[61]。

3.2.3 前腕部における MP 関節屈筋の筋配置 (Standard EMS)

Kruijff et al. [175]は、ビデオゲームのフィードバックとして上腕二頭筋を屈曲させるためにインタラクティブな EMS を使用した。これ以来 HCI では EMS の研究が盛んになり、VR[46]や AR[142]における力覚フィードバックや、触覚による指示[124, 143, 149, 159]など、EMS は理想的なモバイルな力覚提示装置と捉えられてきた。

しかし、EMS を用いたこれらのシステムの多くは肘や手首のような単純な関節を対象としており、PossessedHand[50]のように指を動かすことを対象としているものはごく少数である。

HCI の分野において手指関節の屈曲を網羅的に行い楽器演奏などの応用を提案した先駆的研究である PossessedHand[50]は中指、薬指、小指においては多くの場合各指を独立に屈曲可能であることを示したが、示指においては他の関節での屈曲を同時に引き起こしていた。PossessedHand は現在 EMS のデファクトスタンダードとなっている前腕部への電気刺激のため、浅指屈筋 (図 3.1 図 3.2) を刺激することにより指関節の屈曲を実現していたと考えられる。実際、中指、薬指、小指のいずれにおいても PIP 関節は独立に屈曲可能であったものの、MP 関節においては他の関節 (おそらく PIP 関節の屈曲) を同時に引き起こしていた。

これに対し、Watanabe et al.[60]は、中指の浅指屈筋のみならず総指伸筋 (図 3.2) を同時に刺激することで不要な屈曲を抑えることで、中指を MP 関節と PIP 関節で任意の角度に制御する方法を提案した。これにより MP 関節を一定程度屈曲させた状態で PIP 関節を任意の角度に制御可能であることを示した。したがってこうした制御が有効な手段であることは間違いない。ただし、現状では中指のみの制御には成功したものの、すべての指の MP 関節周辺に信頼性の高い作動を作り出すことはできていない。また PIP 関節の角度目標値は常に MP 関節よりも大きく設定されており、PIP 関節の屈曲を抑制して MP 関節のみを屈曲させるには至っておらず、実験に使用された指も中指のみであった。その他、電極数を細かく増やして刺激解像度を上げることで刺激選択性を向上させる手法など様々な研究がなされてきたが、示指のみを屈曲させること、そして MP 関節のみを屈曲させることを表面電極によって実現した例は少なくとも HCI 分野においては確認されていなかった[62]。これは、指先の動きを必要とする細かな力覚提示を構築できないという、現在の EMS の能力を大きく制限している一因となっている。そうであるがゆえに、"EMS でピアノを弾く"といったアプリケーションが一つの大きな課題となっているが、PossessedHand が発表されてから 10 年経った今なお、未だ実現不可能であった。こうした問題は 図 3.1a に示すように、前腕内に位置する指関節屈筋が互い密に重なり合っていることによると考えられる。

図 3.3 は、前腕部の断面図である。前腕部では、指の屈筋 (MP) が隣り合うように密集しており、さらに重ねて配置されていることが、標準的な EMS の配置のポイントである。そのため、医療などの HCI 以外の用途も含めて、指の屈曲を実現する EMS システムには、ほぼすべてこの位

置を採用している[158, 159, 176]. こうして、この配置は事実上の「Standard (標準的な) EMS」の配置として存在し、HCI と神経科学の両方における EMS 研究でこの配置が多用されてきた。

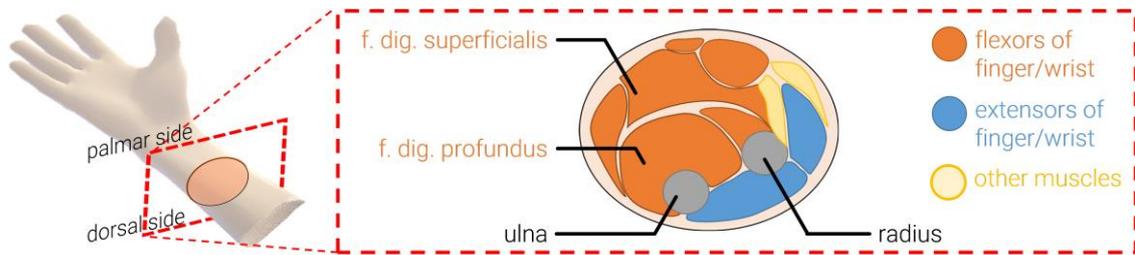


図 3.3 解剖学の文献[177]から作成した、前腕と手の断面の筋肉配置のモデル

3.3 提案手法 (BoH-EMS)

これに対し、新しい電極の配置を発見することで、EMS による指駆動の器用さの欠如を解決することを提案する。腕の付け根に電極を配置してその場所の指の屈筋を狙うのではなく、手背から電気刺激を与えることにより、これまで注目されてこなかった虫様筋・骨間筋を刺激対象とする。これにより MP 関節を中心に各指を独立に指を屈曲させる。本アプローチを可能にする重要な知見を、図 3.4 に図示する。手背側には伸筋がなく、ほとんどの甲側の筋肉は、MP の指の屈筋である虫様筋と骨間筋である。重要なポイントとして、これらの筋肉は表面に近く、互いに間隔が空いているため、手背に電極を置いて EMS を作動させるのに理想的なターゲットである。こうしたアプローチは、単に別の筋肉を刺激してみただけの些細なものともとらえられるが、実際にこれまでほとんど全く見過ごされてきた手法であり、指の屈曲を伴う EMS を使ったシステムの自由度に直ちに大きな影響を与えうる。

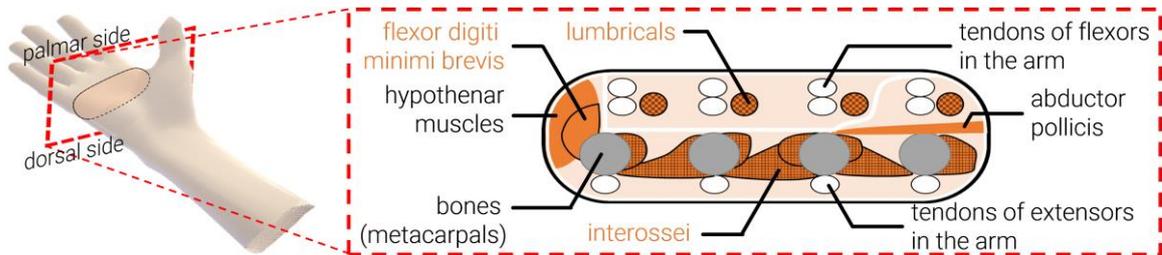


図 3.4 手の断面図。手内に位置する屈筋は、手背からの EMS により刺激が容易。

3.4 実験 1 屈曲角度

本研究では、手背に設置した電極から電気刺激する BoH-EMS が、従来の前腕屈筋を刺激する標準的な手法 (Standard-EMS) と比較し、高いレベルで自由な指の制御性能を達成しうるか検証する。本実験で対称とする指は拇指を除く示指から小指までの 4 本の指とした。比較手法としてはそれぞれの刺激手法において、PIP 関節と MP 関節の経時的な角度変化を測定した。このときの各関節の角度の時系列データを解析することで、EMS を作動させたときの各指の独立性の指標 (この指が他の指・関節に対しどれだけ独立して動くか)、最大角度、時間応答性を解析することが可能である。独立性の指標については指の動きの独立性を評価するための生理学的な指標として先行研究[178]を参考とした。本研究は、電気通信大学の倫理審査委員会の承認を得た。

3.4.1 実験目的

本実験では手背における電気刺激が既存手法である前腕における電気刺激よりも、各指が MP 関節において独立に屈曲させることが出来るかを調査する。また、単に独立な駆動できるだけでなく、日常動作にも応用可能であるかについても解析する。

独立性に関する 4 つの仮説

今回の実験では、4 つの仮説を立てた。第一の仮説 (H1) は、Standard-EMS に比較して、BoH-EMS が各指をより独立して動作させる (つまり、隣接する指の不要な動きを最小限に抑える) と予想した。第二の仮説 (H2) は、他の関節の不要な動きを抑えること、つまり、MP 関節を狙って PIP 関節を動かすことが少なくなることを期待した。第三の仮説 (H3) は手掌を 180 度回転させた状態 (手掌を下にした状態) でも、BoH-EMS は指を独立させて動作させることができると考えた。また、(H4) BoH-EMS では、Standard-EMS で対象となる前腕屈筋に比べて互いに重なり合っていない骨間筋が対象となるため、キャリブレーション時間が短縮されると考えた。

日常動作における力覚提示・運動教示への応用のための要請

独立性の検証は後述する通り角度データの比による指標であり、実際的な角度や時間応答性などは一度無視して議論する。すなわち、究極的には一つの関節が 1° だけ屈曲し、他の関節が 0° であれば、こうした指標はよい結果を示す。したがって、今後の応用を考慮したとき実際の程度の角度の変化が生じるかを確認する必要がある。

本手法は MP 関節を屈曲させるものであるため、日常的に MP 関節がどのように使われているかを知る必要がある。手指関節の屈曲に関する日常生活動作を網羅的に分類する研究はこれまでに多くなされてきているが[179–183]、特に MP 関節の屈曲に関わる動作は①押す動作と②つまむ動作 (とくに指腹でつまむ動作; pulp pinch) の 2 種がある。押す動作は例えばピアノ演奏などが挙げられ、摘まむ動作としてはギターのパレーコードなどが挙げられる。楽器演奏を例示したが、そうした繰り返し動作は日常的な動作異常にテンポが重要であり、こうした動作への応用可能性を確認するためには時系列データを見て実際の可動範囲や時間応答性を議論する必要がある。

楽器演奏は日常的に要請される動作よりも精緻さと速さが求められるため、これらの楽器演奏

の応用可能性はその他の押す動作・つまむ動作の一定の指標になると考えられる。Goebel と Palmer [184]はピアノ演奏時の手指関節の時系列データについて解析しており、経験豊富な参加者が示指から小指の4つの指を順に使って11.7 tones/s (702bpm) の早さでメロディを弾いた時、一つの指のMP関節は peak to peak で高々40°，もっとも指を振り上げた状態からもっとも押し下げた状態までにかかる時間は0.15s~0.2s程度であった。したがって本章では前者の数値を角度変位、後者を時間応答性に関する一つの基準として議論する。

3.4.2 実験条件

電極位置

参加者は、2つの異なる刺激条件で本研究を体験した。(1)手背側に電極を貼る「BoH-EMS」(図3.5a)、(2)前腕の屈筋に沿って電極を貼る「standard-EMS」(図3.5b)である。いずれの条件においても、同じEMS刺激装置を使用し、同じ刺激パターンを用いた。

刺激電極は1×3cmのゲル電極を用いた。また共通グラウンドとして3×3cmの電極を手首に配置した。各条件の電極位置は参加者毎にターゲットの指ができる限り独立に屈曲させる位置をヒューリスティックに探索した。

前腕(Standard-EMS)における探索手順としては、指に負荷をかけて、それに抗うように参加者に力をいれさせ、筋腹の位置を確認した。筋腹と思われる部位上に電極を設置し、少しずつ電流強度を大きくした。この際、ターゲットの指のMP関節が屈曲(同指のPIP関節の屈曲は許容)し、他の指の屈曲を伴う場合、そこを設置位置とした。もし不快な触覚強度であっても屈曲が生じない、または他の関節の屈曲を伴う場合、5mm程度位置をずらし再度同手順を繰り返した。

手背(BoH-EMS)における探索手順は、筋腹の位置を各中手骨間にあると推定(おおよそ図3.5(a)の位置)し、その後は前腕部と同様に探索した。探索時間は上限を30分に定め、これを超えた場合探索を打ち切り、それまでに最もターゲットが屈曲した位置を刺激電極の設置位置とした。グラウンド電極は手首背側に共通の電極を用意した。

電極位置の探索と並行して以下の様に電流強度のキャリブレーションも行った。

電流強度のキャリブレーション

BoH-EMS と Standard-EMS の両方で、同じEMS刺激装置[185]を使用し、同じ刺激波形(二相性波形、パルス幅は正相が200 μ s、休止期間が100 μ s、負相が200 μ s)を50Hzで使用した。痛みを伴わない操作を行うために、被験者ごとに強度(電流)を調整した。まず、刺激強度(電流、

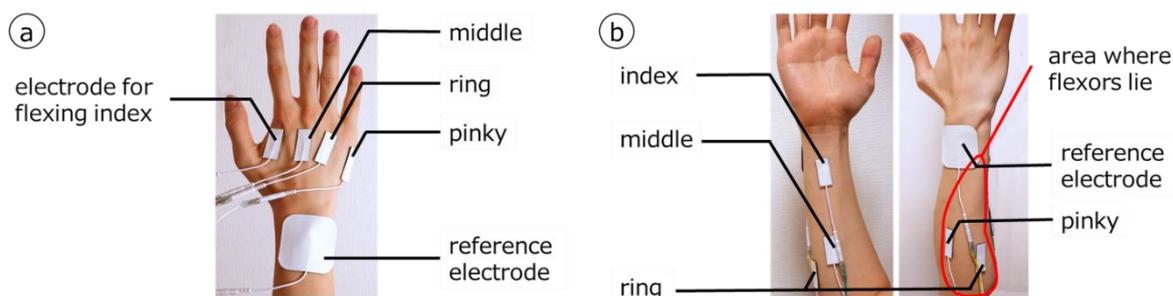


図 3.5 (a) BoH-EMS における電極の位置。(b) Standard-EMS における電極の位置。

mA) を決めるために、被験者の人差し指の手内在筋の屈筋を駆動させることを試みた (図 3.6 に zero point として示す)。強度は 0mA、パルス幅は 200 μ s から始め、指が完全に屈曲するまで 1mA ステップでゆっくりと強度を上げていった。そして、新たに見つけた強度の値をすべての条件、すべての指で固定し、それ以上の調整はパルス幅を変化させることだけで行った。次に、この被験者の強度を固定した後、両条件ですべての指を動かすためのパルス幅 (単位: μ s) を調整した。

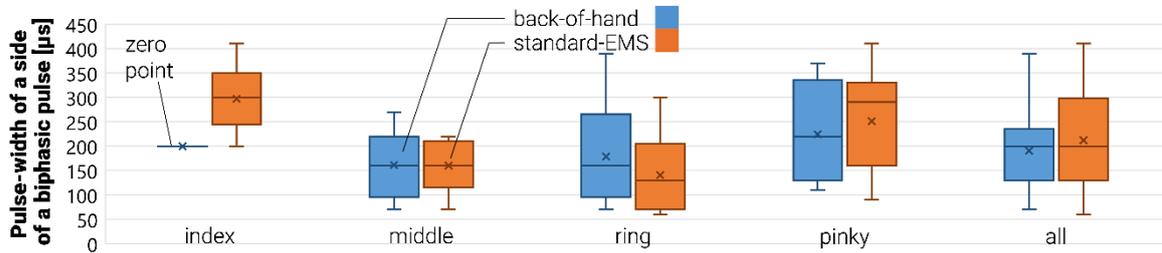


図 3.6 各条件で電流値固定し、パルス幅調整した結果 (BoH-EMS 条件での人差し指でパルス幅固定、電流値調整)

このとき上述の電極位置の探索の手順に従って電極位置の探索も同時に行った。試行を開始する前に、再度各刺激条件に対する指の挙動を目視で確認し、必要に応じて再キャリブレーションを行った。

すべての被験者のキャリブレーションを行った結果、平均電流は 9.23mA (SD=2.3) となり、指および条件ごとの平均パルス幅は図 3.6 に示した。どちらの条件でも、指を曲げるのにほぼ同様のパルス幅が必要とされた。

計測機器

キーボード用のリストレストを使用し、被験者が快適に前腕を休めることができたようにした。これにより、上腕二頭筋や上腕三頭筋などの無関係な筋肉の疲労の影響を最小限に抑えた。

MP と PIP の両関節の角度を正確に捉えるために、被験者の手にウェアラブルな慣性計測ユニット (6DOF, 100Hz でサンプリング) を装着させた。指関節ごとに 9DOF の IMU を 1 つ、さらにキャリブレーションとリファレンスのために手背側に 1 つ、合計 9 つの IMU を取り付けた (図 3.7)。まず、IMU トラッキングシステムの精度を確認するために、既製品のデジタル分度器を用いて動作を記録したときの精度と比較した。その結果、2°/min のドリフトで 5° の精度であった。今回の実験では 1 回の試行時間は 4 秒しかなく、かつ試行のたびに IMU のドリフトを再調整するため、このドリフトによる影響はほとんどないとし考慮しなかった。また屈曲と伸展をそれぞれ正負の符号で表すため、6 軸センサの x 軸が屈曲伸展の軸と平行になるようにし、角度がピークとなった時の姿勢が時刻 $t = 0$ の姿勢に対し、屈曲側であった場合に正、伸展側にあった場合に負となるようにした。

角度データの算出

6 軸慣性センサのデータは Madgwick フィルタ[186]を用いてセンサの姿勢を表すクォータニオンに変換した. センサの姿勢データから角度データへの変換は以下の処理による. 手背, 基節骨,



図 3.7 (a) 6 軸慣性センサグローブを取付けリラックスさせた状態. (b) BoH-EMS により人差し指を屈曲させた例. (c) 指の受動的な条件での可動域の調査のため参加者が開いている手でセンサを取り付けた手を動かしている例.

中節骨上のセンサのある時刻 t における姿勢クォータニオンの変化をそれぞれ $\tilde{q}_{base}(t), \tilde{q}_{prox}(t), \tilde{q}_{dist}(t)$ とすると, 手背に対する基節骨の姿勢 $q_{p|b}(t)$ と中節骨の姿勢 $q_{b|d}(t)$ は以下の様に表わせる:

$$\tilde{q}_{p|b}(t) = (\tilde{q}_{base}^*(0)\tilde{q}_{base}(t))^* (\tilde{q}_{prox}^*(0)\tilde{q}_{prox}(t))$$

$$\tilde{q}_{b|d}(t) = (\tilde{q}_{prox}^*(0)\tilde{q}_{prox}(t))^* (\tilde{q}_{dist}^*(0)\tilde{q}_{dist}(t)).$$

ただし, クォータニオン \tilde{q} に対し共役クォータニオン \tilde{q}^* と表した. また今姿勢のみを考えており, ノルムが 1 のため, 逆クォータニオン $\tilde{q}^{-1} = \tilde{q}^*$ である. ここで各 6 軸センサの角速度センサ y 軸が各骨に対し平行であるため, $\tilde{y} = {}^t(0,0,1,0)$ に対し, 基節骨の向きと平行なベクトル成分を持つクォータニオン $\tilde{y}_{p|b}(t)$, 及び中節骨の向きと平行なベクトル成分を持つクォータニオン $\tilde{y}_{d|p}(t)$ は以下の様に表わせる:

$$\tilde{y}_{p|b}(t) = \tilde{q}_{p|b}(t) \tilde{y} \tilde{q}_{p|b}^*(t)$$

$$\tilde{y}_{d|p}(t) = \tilde{q}_{d|p}(t) \tilde{y} \tilde{q}_{d|p}^*(t).$$

基節骨, 中節骨の向きはこれらのベクトル部 $\text{Im } \tilde{y}_{p|b}(t)$, $\text{Im } \tilde{y}_{d|p}(t)$ と平行であると考え, 時刻 t における基節骨の角度データは $\text{Im } \tilde{y}_{p|b}(0)$ と $\text{Im } \tilde{y}_{p|b}(t)$ とがなす角として, 中節骨の角度データは $\text{Im } \tilde{y}_{d|p}(0)$ と $\text{Im } \tilde{y}_{d|p}(t)$ とがなす角として算出した. また手首の角度は肘関節が動かないものとして,

$$\tilde{y}_{base}(t) = \tilde{q}_{base}(t) \tilde{y} \tilde{q}_{base}^*(t)$$

を計算し, $\text{Im } \tilde{y}_{base}(0)$ と $\text{Im } \tilde{y}_{base}(t)$ とがなす角として算出した.

独立性の指標の計算

指の独立した動きの量を測定するために用いられる標準的な指標として, 独立性指数 (Independence Index, I.I.) がある. 独立性指数は, 他の関節がどれだけ動いたかに対する, 指の関節の動きの割合 (関節の動きの角度で測定) を示すものである[178, 187–189]. 動かすターゲット関節の角度 θ_{target} とその他の関節の角度 θ_j (ただし Γ を対象とする指関節の集合として $j \in \Gamma \setminus \{target\}$) に対し, 関数 $f(\theta)$ を考えて

$$I.I. = 1 - \frac{\text{Mean}(f(\theta_j))}{f(\theta_{\text{target}})}$$

として定義される。ここで関数 $f(\theta)$ は文献によって採用するものが異なり、確認したい性質をよく表わすものが都度採用されており、最大角度や角度振幅などが用いられている。今回は経時変化する角度データの時間積分 $f(\theta) = \int_T |\theta| dt$ を用いた（ T は計測時間で実験を通して4秒間に固定）。また前腕に電極を設置する手法との比較においてMP関節の屈曲性能自体のみに着目し、MP関節まわりの角度のみを対象としたため $\Gamma = \{\text{MP}_{\text{index}}, \text{MP}_{\text{middle}}, \text{MP}_{\text{ring}}, \text{MP}_{\text{pinky}}\}$ とし、PIP関節の角度を考慮しなかった。したがって、対象となる指 i の独立指数 ($I.I._i$) は以下のように計算できる。

$$I.I._i = 1 - \frac{\frac{1}{3} \sum_{k \in \Gamma_i} |A_k|}{|A_i|}, \quad \text{where, } A_k = \int_T \theta_k dt,$$

ここで、 i は刺激を受けた（ターゲット）指を示し、 Γ_i は刺激を受けていない指の集合である。独立性指数が0以下であれば、対象の指を動かすと、対象の指自体の独立した動きではなく、他の指の動きを引き起こすことを意味する。逆に1に近いほど独立性が高いことを意味し、完全な"1"は対象の指が完全に独立して動く（他の指からの不要な動きがない）ことを表わす。しかし、人間の手のバイオメカニクスでは、完全に独立した指は存在しないことに注意する必要がある。日常生活では、ある指が動くとき他の多くの指が曲がる。Langらは、参加者の指をMP関節まわりにモータで曲げ、受動的な屈曲の限界となった場合の独立指数を解析し0.84であったとした[178]。今回の計測とLangらの計測とは多少計測条件が異なるが、基準としてこの0.84という値を、すべてのグラフで破線で描いた（maximum voluntary independence）。

実験手順

実験時、実験参加者に掌が上を向くように腕を机の上に置かせた。各試行ではターゲットの指4条件、刺激手法（BoH-EMSまたは前腕電気刺激）の2条件、計8条件をランダムな順番で各3回ずつ提示した。各条件の3つのデータの中央値を取りその条件でのデータとした。各刺激は計測開始の1秒後に開始し、その2秒後に刺激を停止、さらに1秒後に計測を停止した。すなわち各試行は4秒間であった。各試行の前に参加者には手をリラックスな状態にするよう指示した。このため各指は被験者毎の機械的な特性によってある程度屈曲した状態で計測が始められ、電気刺激の屈曲はその姿勢からの差を取った。初期姿勢は被験者によって異なるが、おおよそMP関節が 10° から 30° 、PIP関節が 0° から 30° 程度屈曲していた（図3.7a）。また実験参加者には自身の空いている方の手で実験に用いている指を曲げさせ、この時の角度データを取得した（図3.7c）。これにより、受動的な条件における関節の可動最大角度を調査し、電気刺激による屈曲角度と比較した。

被験者

同研究室の学生から22~25歳の9名の参加者（自称男性、全員右利き）を募集した。参加者には1,000円の報酬を与えた。参加者のうち4人はEMSの経験があった。

3.4.3 結果

実際に得られた各条件，各関節の時系列データの結果を図 3.9 及び図 3.8 に示す。薄いオレンジの実線は各被験者の各時刻におけるターゲットの指の MP 関節に関する角度データのプロット，赤い実線はそれらの各時刻における全参加者のデータの平均値のプロット，薄い水色の実線は各

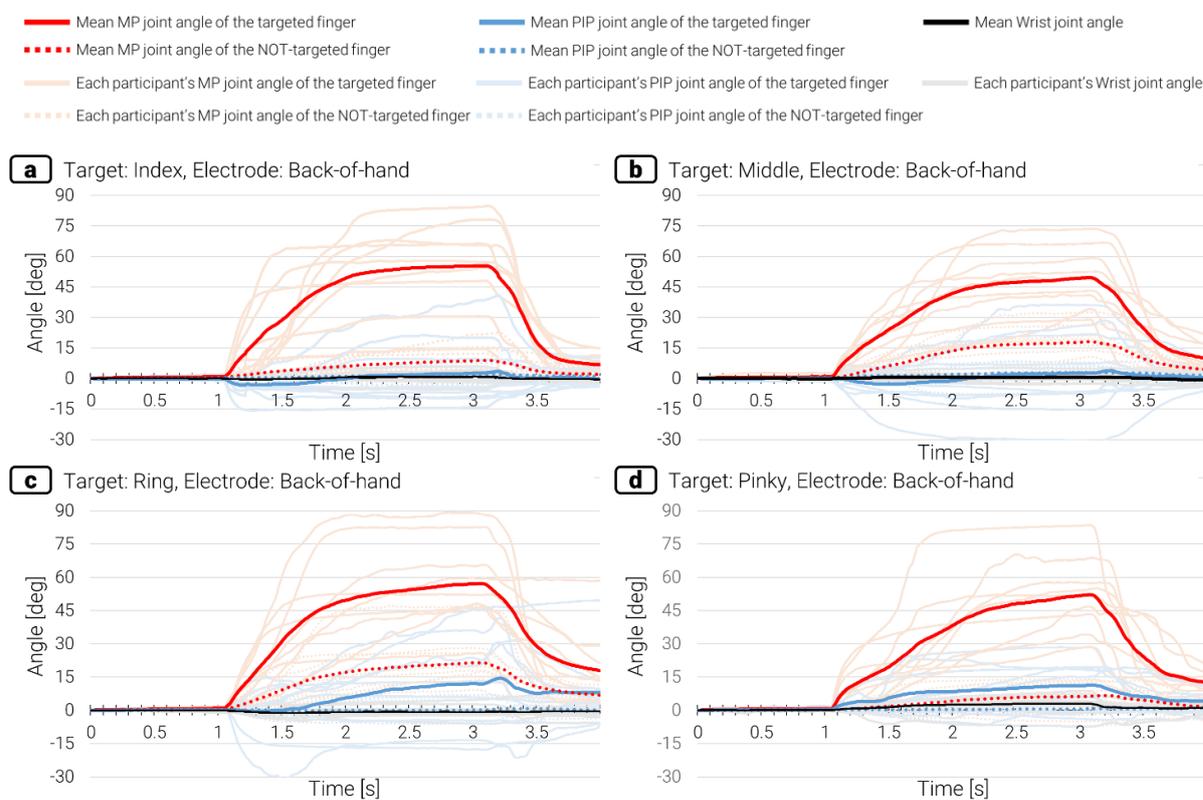


図 3.8 BoH-EMS による各指の屈曲及び伸展の時系列データ。

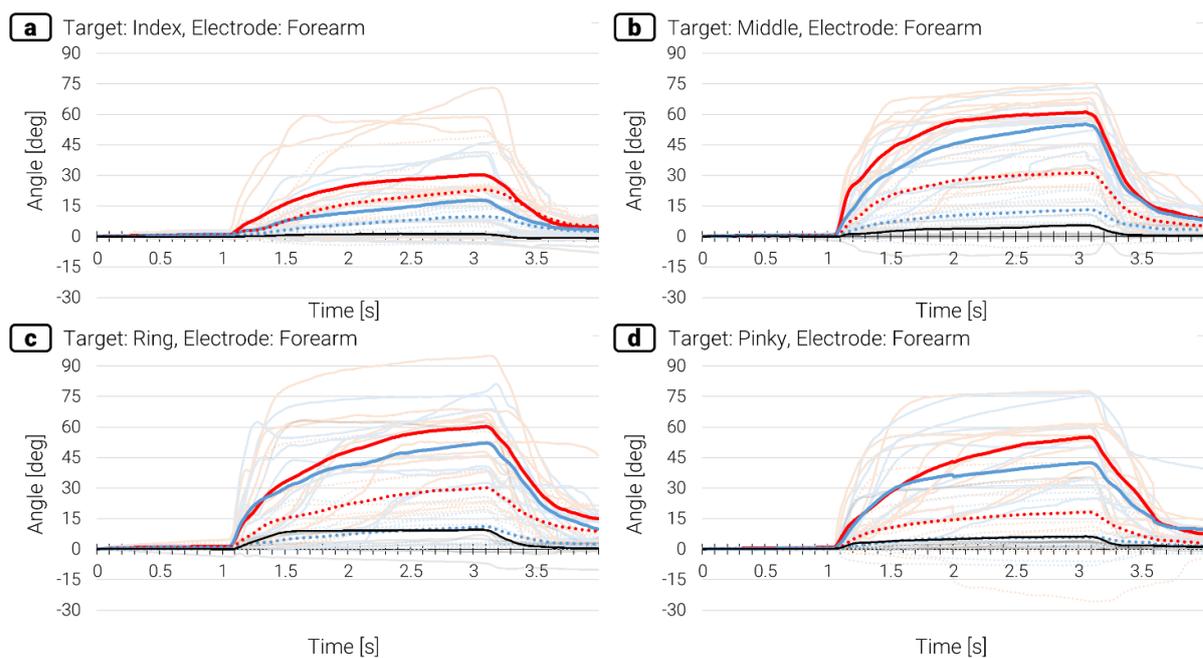


図 3.9 前腕部での電気刺激による各指の屈曲及び伸展の時系列データ。

被験者の各時刻におけるターゲットの指の PIP 関節の角度データのプロット，青い実線はそれらの各時刻における全参加者のデータの平均値のプロット，薄い赤い点線は各被験者の実際の各時刻におけるターゲットではない指の MP 関節に関する角度データの平均値のプロット，赤い点線はそれらの各時刻における全参加者のデータの平均値のプロット，薄い青の点線は各被験者の実際の各時刻におけるターゲットではない指の PIP 関節に関する角度データの平均値のプロット，青の点線はそれらの各時刻における全参加者のデータの平均値のプロットである。図 3.8 において，平均値データ（濃い赤・青の実線・点線）を見ると，いずれの指がターゲットであっても明らかに濃い赤い実線が支配的であり，MP 関節が主として屈曲しているのが分かる。対して図 3.9 では，濃い赤い線に並んで濃い青い実線やその他点線においてもかなり大きい変位を確認することが出来る。

独立性に関する解析

独立性指標に及ぼす電極条件，手掌の向き，対象となる指の影響，およびそれらの相互作用について，多変量分散分析 (MANOVA) モデルを用いて分析した後，4 回に分けて単変量 3 元 ANOVA 分析を行った。MANOVA モデルでは，前述の 3 つの因子（電極条件，手掌の向き，対象の指）を独立変数とし，MP 独立性指数と PIP と MP の動きの比率を従属変数とした。この MANOVA 分析では，電極条件の主効果が有意に現れた [Pillai's trace 0.181, $F(2,127)=14.1$, $p<0.001$]。さらに，手掌の向きにも有意な効果が現れた [Pillai's trace 0.0649, $F(2,127)=4.41$, $p<0.05$]。三元配置の ANOVA 分析では，MP 独立性指数 [$F(1,128)=20.5$, $p<0.001$] と PIP と MP の動きの比率 [$F(1,128)=26.1$, $p<0.001$] に対して，電極条件が同様に有意な効果を示した。

図 3.10 は，Standard-EMS と BoH-EMS の MP 関節周りの屈曲の独立性指数の算出結果。前述した電極条件の主効果 [Pillai's trace 0.181, $F(2,127)=14.1$, $p<0.001$] と，MP 独立性指標に対する条件の有意な効果 [$F(1,128)=20.5$, $p<0.001$] により，帰無仮説（MP 独立性指標スコアに条件間の差はない）を棄却し， H_1 を支持することができた。実際，図 3.9 に示すように，Standard-EMS ($M=0.18$, $SD=0.81$) に比べて，BoH-EMS で作動させた方が，すべての指の独立性指数の平均値が高いことが示された ($M=0.62$, $SD=0.21$)。

具体的には，4 本の指すべてにおいて，自立度の指標が増加していた。（人差し指は，BoH-EMS では平均 0.62 ($SD=0.33$)，Standard-EMS では平均 -0.08 ($SD=1.00$)，中指は，BoH-EMS では平均

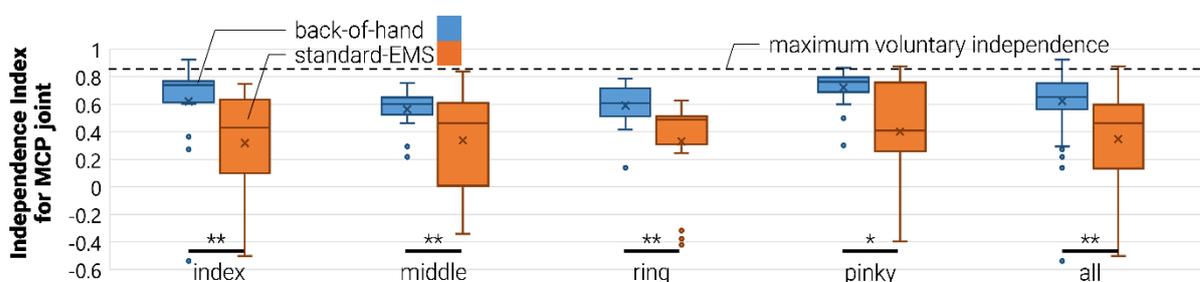


図 3.10 BoH-EMS または Standard-EMS を用いて被験者の各指（人差し指，中指，薬指，小指）を動かしたときの独立性の指標の計算結果。

最後の箱ひげ図はすべての指での平均値を示す。可読性のため，外れ値を図に含めなかった (Standard-EMS の場合，人差し指で -1.64, -2.70, 1.95, 小指で -4.23)。

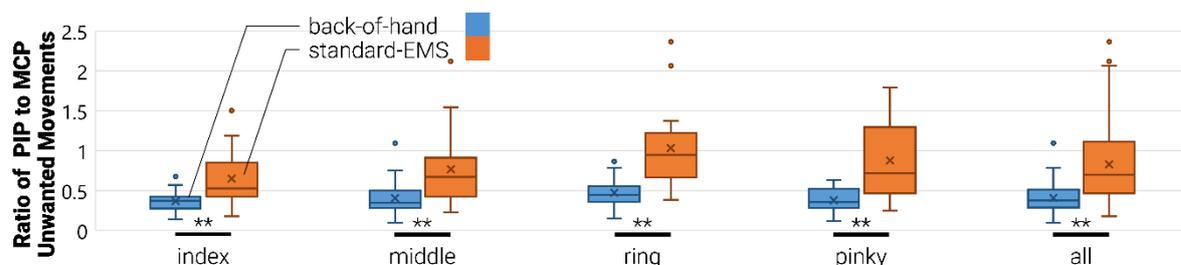


図 3.11 BoH-EMS または Standard-EMS を用いて人差し指，中指，薬指，小指の各指を MP 関節を中心に屈曲させたときの不要な PIP の動きの比率の測定結果

0.563 (SD=0.14), Standard-EMS では平均 0.34 (SD=0.37), (3) 薬指は BoH-EMS で平均独立指数 0.59 (SD=0.16), Standard-EMS で平均独立指数 0.33 (SD=0.34), (4) 小指は BoH-EMS で平均独立指数 0.72 (SD=0.14), Standard-EMS で平均独立指数 0.14 (SD=1.16) となった。

次に，第 2 の仮説である「Standard-EMS に比べて，BoH-EMS は PIP 関節の不要な動作が少ない」について議論する。前述のように PIP と MP の屈曲角度の比率による有意な効果 ($F(1,128)=26.1, p<0.001$) により，帰無仮説を棄却し，H2 を支持する。実際，図 3.11 に示すように，Standard-EMS で指を曲げたときの PIP 関節の不要な動き ($M=0.83, SD=0.48$) は，BoH-EMS の場合 ($M=0.41, SD=0.19$) よりも有意に大きいことが示された。具体的には人差し指を動かしたときの PIP 関節の動きの比率は，Standard-EMS では平均 0.65 (SD=0.37) であるのに対し，BoH-EMS では平均 0.37 (SD=0.14) と低く，同様の傾向が残りの指にも見られた (図 3.11)。

次に，第 3 の仮説を分析する。それは，Standard-EMS に比べて，極端な腕の回転の下でも BoH-EMS がより独立した指の屈曲を可能にするという仮説である。前述した手掌の向きに関する有意な効果 (Pillai's trace 0.0649, $F(2,127)=4.41, p<0.05$) により，帰無仮説 (手掌の向きに関して電極条件間に差がない) を棄却することができたので，これらの条件には差があると考え，次に分析する。実際，図 3.12 に示すように，Standard-EMS の独立性は，手掌を上に向けた場合 ($M=0.65, SD=0.16$ から $M=0.60, SD=0.25$ にわずかに減少) に比べて手掌を下に向けた場合 ($M=0.31, SD=0.45$ から $M=0.055, SD=1.04$ に激減) に大きく低下することがわかった。これは仮説 (H3) を支持するものである。特に中指は，Standard-EMS では掌の回転がパフォーマンスに与える影響がマイナスであることを示しているが ($M=0.40, SD=0.29$ から $M=0.34, SD=0.35$ に減少)，BoH-EMS ではほとんど影響を与えていない ($M=0.57, SD=0.13$, 同様に $M=0.54, SD=0.16$)。さらに，図 3.12 に描かれているように，この傾向は人差し指でも同様である。

予想通りではあるが、薬指はどちらの条件でも比較的安定しており、BoH-EMS においては独立性がわずかに向上しているという結果となった。これは、薬指が解剖学的にアクセスしやすい筋肉であるためと考えられる。実際、多くの従来の EMS システムがこの薬指を正確に作動させているのはこのためであり、例えば文献[48]は「近隣の筋肉に寄生することなく、この指をしっかりと作動させることができた」と述べている。小指については、手掌を回すと BoH-EMS のスコアが改善されることを確認した。

最後に、4つ目の仮説、Standard-EMS よりも BoH-EMS の方が、キャリブレーションに要する時間が短いという仮説に関して分析する。t 検定により、条件ごとに参加者のキャリブレーションにかかる時間に有意な差があることが示された ($p < 0.01$)。これは、H4 を裏付ける結果となった。

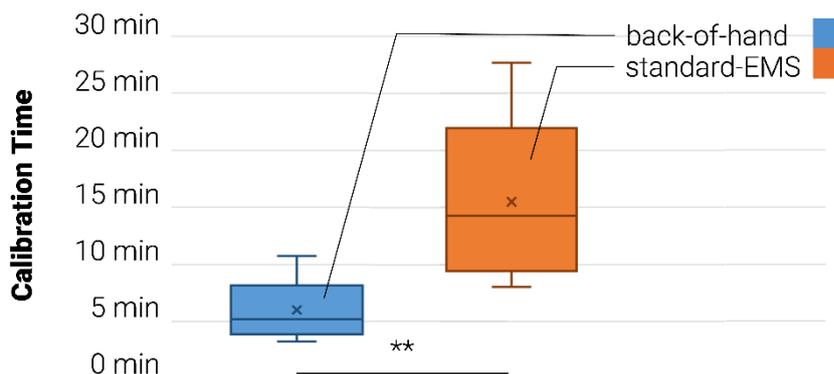


図 3.13 BoH-EMS と Standard-EMS のキャリブレーション時間

実際、図 3.13 に示されているように、BoH-EMS のキャリブレーションは、Standard-EMS ($M=15.6$, $SD=7.9$) よりも有意に短時間 ($M=6.02$, $SD=2.59$) であった。

可動域および時間応答性に関する解析

各条件における角度の最大値（ピーク）、及び受動条件での可動最大角度に対する各条件のピークの比を図 3.14 に示す。ただし、一人の参加者の受動条件でのデータが欠損していたため、比の

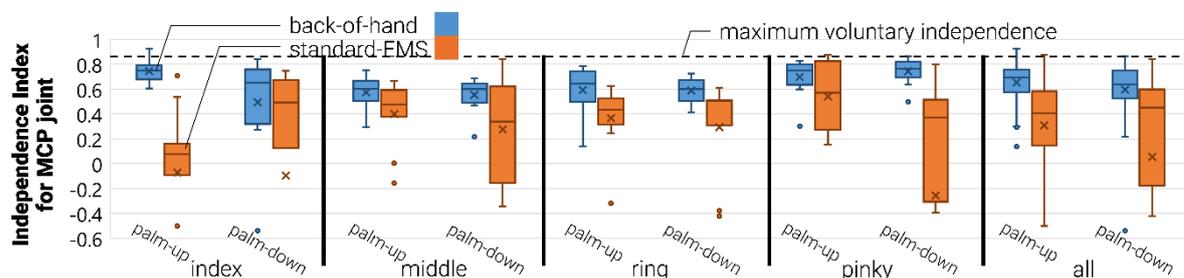


図 3.12 手掌を上に向けた状態と下に向けた状態の 2 種類の腕の方向の条件における、BoH-EMS 及び Standard-EMS を用いて各指を曲げたときの独立性の指標の計測結果。

可読性のために 4 つの点を外れ値としてプロットから除外した。外れ値は Standard-EMS の、「人差し指-手掌（上）」の 1 点 (-1.64), 「人差し指-手掌（下）」の 2 点 (-2.70 および 1.95), 「小指-手掌下」の 1 点 (-4.23) である。

集計から除外した。示指の MP 関節の最大屈曲変位に関して、手背電気刺激は平均で約 50° である

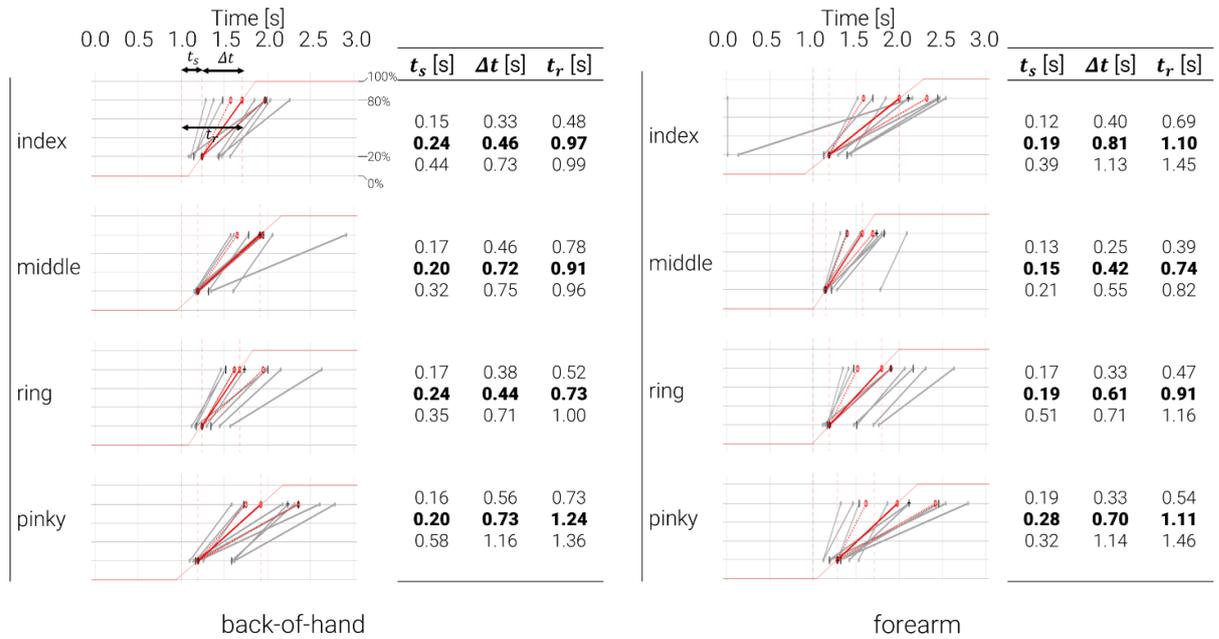


図 3.15 電気刺激で生じた屈曲角ピークで正規化し、ピークの 20%と 80%に初めて到達した時刻でプロットしたもの。横軸は時間。縦軸はピークに対する屈曲率。

のに対し、前腕刺激では約30°であり、その差は20°であった。中指の最大屈曲変位に関して、手背刺激では他の指の屈曲と同様であったが、前腕刺激では突出して変位が大きい結果となった。薬指及び小指に関して MP 関節の最大屈曲か幾度に大きな差はなかった。

さらに時間応答性の指標として、刺激を与えてから角度のピークの 20%になるまでの時間、20%から 80%に至るまでの時間のデータを図 3.15 に示す。図 3.15 のプロットは屈曲角度のピークを正規化し、ピークの 20%及び 80%に至るまでの時間をプロットしたものである。プロットに並ぶ表は計測開始から 1 秒後の電気刺激が提示された時点からピークの 20%の時点までの時間 (t_s)、80%の時点までの時間 (t_r)、20%の時点から 80%の時点までの時間 (Δt)、及びそれら中央値、第一、第三四分位を示した。ある試行で取得したデータにおいては $t_r = t_s + \Delta t$ であるが、中央値ではこれは成り立たない。20%および 80%となる時点の各四分位点は黒点で示した。図 3.15 中の赤い実線分は 20%時点の中央値点を始点として Δt の中央値の時間で 80%に至る場合、赤い点線分は Δt の第一、第三四分位の時間で 80%に至る場合を示しており、すなわち運動が始まってから飽和するまでの平均的な時間を示している。 Δt に着目すると、手背電気刺激は示指と薬指で比較的速度く 0.45s 前後、中指と小指では比較的速度く 0.7s 程度であった。前腕電気刺激では、最大角変位の

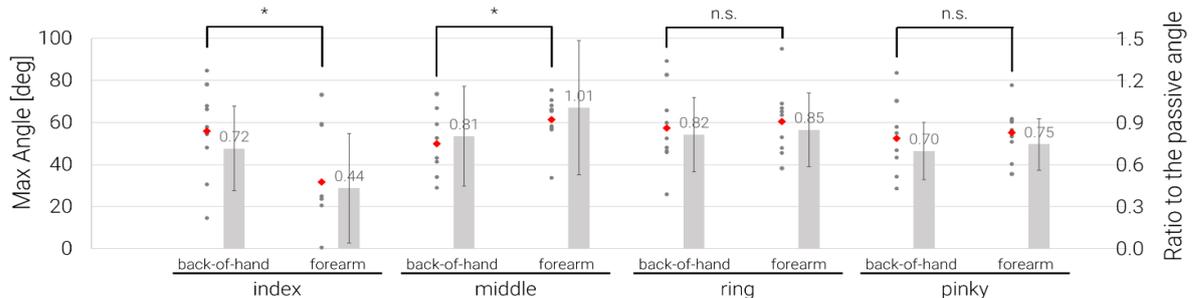


図 3.14 各条件における各参加者のターゲット指の MP 関節まわりの最大角度 (dot-plot), 及び受動条件における各指の可動最大角に対する比 (bar-plot). エラーバーは標準偏差。

場合と同様に、中指でのみ速く0.42s, 次いで薬指 (0.61s), 小指 (0.70s), 示指 (0.81s) の順であった。

3.4.4 議論

独立性指標に関する議論

BoH-EMS は Standard-EMS と比較して、MP 関節周り屈曲においてすべての指がより独立して動作することが明らかになった。以下では、4つの項目に分けて、その結果を詳しく説明する (1) MP の屈曲に対する指の独立性, (2) 他の関節 (PIP など) の不要な動作の最小化, (3) 手首の回転に対するロバスト性, (4) キャリブレーション時間の短縮。ただし、今回のサンプルサイズ (N=9) で得られた知見は、異なる被験者に生じる可能性のある解剖学的差異があっても一般化されるわけではないことを注記する。

◆ MP 関節まわりの EMS 屈曲時の指の独立性

今回、手背から筋肉を刺激することで、屈筋をより器用に作動させることが可能であることが明らかになった。これは、後述する応用例で示すように、現実的な把持動作を実現するために重要なことである。前腕部から屈筋を刺激する Standard-EMS では、これらのことは不可能である。EMS 作動時の指の独立性については、図 3.10 に示すように、2つの重要な改善が見られた。(1) 人差し指, 中指, 薬指, 小指の4本の指のMP関節周りの屈曲が平均で79.9%向上し、さらに(2) 標準偏差の量が減少したことから、BoH-EMSの動作も複数回の繰り返しでより頑健になったと考えられる。独立性の向上に関する動作例を図 3.16 に示す。

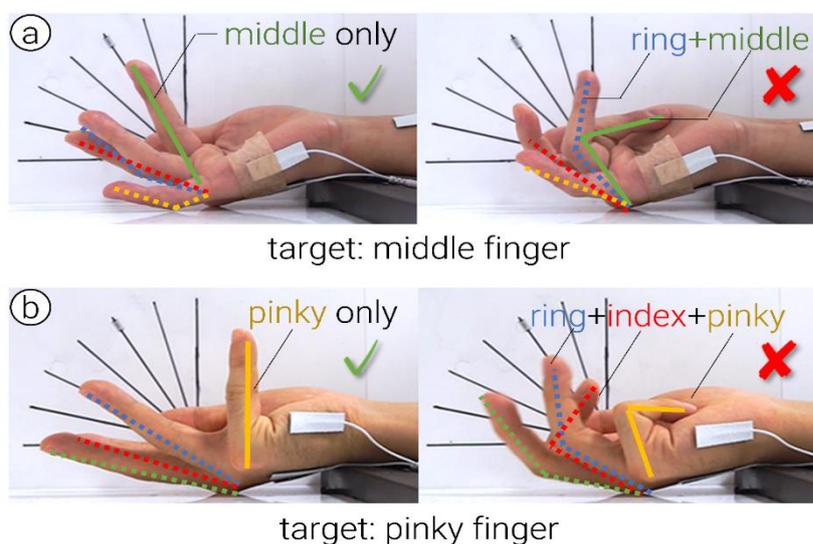


図 3.16 MP 関節を対象とした EMS 指関節運動の例。

(a)中指, (b)小指をターゲットとした場合、「✓」は BoH-EMS による正しい指の屈曲を、「X」は Standard-EMS による誤った指の屈曲を示す。

◆ PIP 関節の不要な動作の抑制

Tamaki et al.が PossessedHand[50]で議論した主な限界は、Standard-EMS 条件の電極の位置(前腕)を介して MP 関節を屈曲させようとする時、PIP 関節の不要な屈曲が誘発されることであった。これは、楽器の演奏など、指先の器用さを必要とする力覚提示にとっては障害となる。これに対し、本アプローチは PIP 関節の不要な屈曲量を平均-51.2%と大幅に減少させることを実現した。PIP 関節の不要な動きが抑制された場合の動作例を図 3.17 に示す。

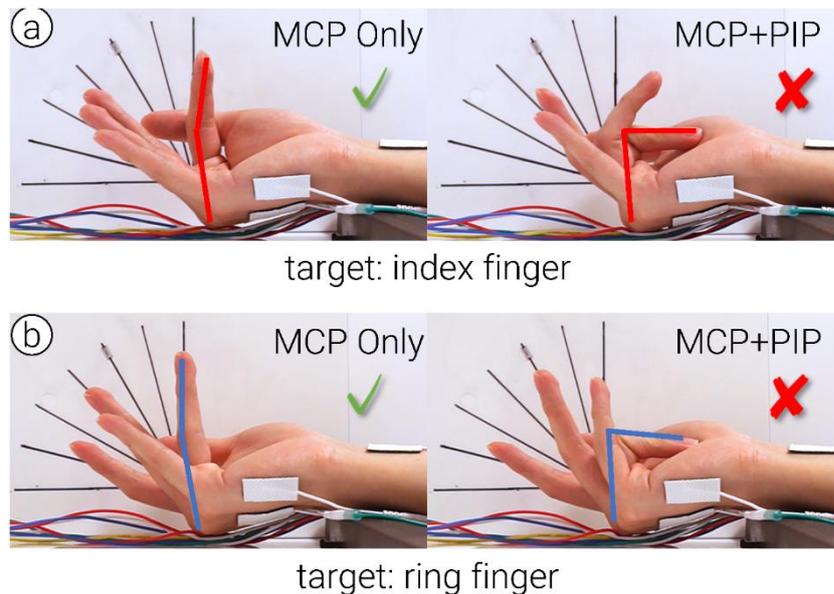


図 3.17 MP 関節を対象とした EMS 指関節運動の動作例。

(a)中指, (b)薬指をターゲットとしたとき、「✓」は BoH-EMS による想定通りの指の屈曲を、「X」は Standard-EMS による意図しない指の屈曲を示す。

◆ 手首の回転に対する堅牢性

指を動かす EMS システムの限界として、ユーザが手掌を逆さにすると、指の動きが不正確になることが挙げられる。これは、手掌を逆さまにするために人間の腕が回転するとき、電極が取り付けられている皮膚が、筋肉の構造とは無関係に動いてしまうために起こる。そのため、手が回転すると、電極がずれてしまい、屈筋の「間違った」部分を作動させてしまう。これは、EMS の実用化を含め、手を動かすアプリケーションにとって大きな障害となる。本提案手法は、手掌を回転させたときの MP 関節の屈曲の頑健性を大幅に改善した。すなわち、手掌を上にしても下にしてもその向きに関係なく同様の MP 関節の屈曲が可能でキャリブレーションのずれが起こりづらい。手掌を回転させたときの動作の改善に関して実験記録からいくつかの例を選び、図 12 に示した。

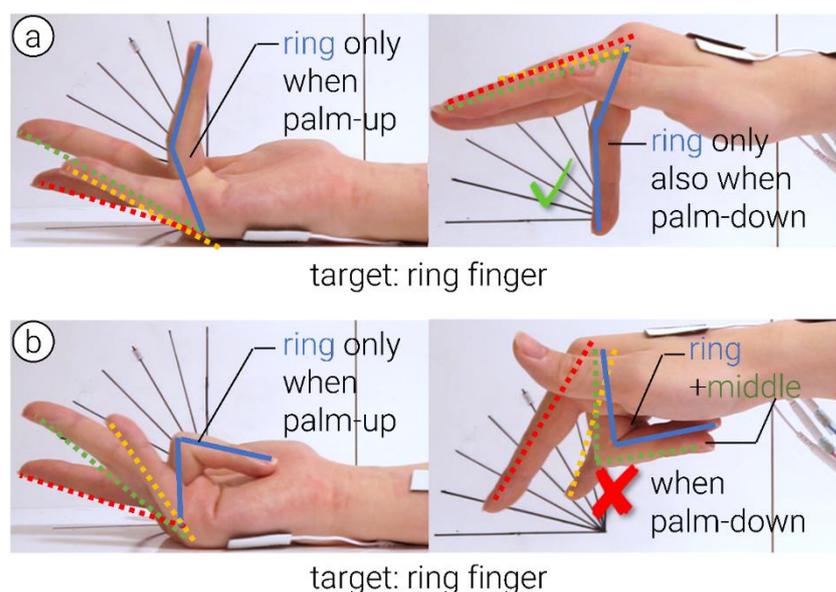


図 3.18 手掌を回転させ（上または下）MP 関節がターゲットの薬指の屈伸の動作例。
 (a) "✓"は手掌を上に向けても下に向けても BoH-EMS による正しい指の屈曲を示し、(b) "X"は手掌を下に向けて回転させた際に曲 Standard-EMS による不必要な指の屈曲を示す。

◆ キャリブレーション時間の短縮

本章の提案も含めて、EMS システムは常に使用前にキャリブレーションを必要とする。これは、対話型システムで EMS を使用する先駆的な初期の文献[50, 175]でも同様である。今回の提案は、Standard-EMS でキャリブレーションに必要とされる時間を3分の1にまで大幅に短縮することを可能にした(図 3.13)。これは、本アプローチが意図的に対象としている筋肉が、前腕に位置する指屈筋のように密集しておらず、重なり合っていないことにより、比較的簡単に刺激点を決定可能であったためと考えられる。

可動域及び時間応答性に関する議論

◆ MP 関節と PIP 関節の比較

図 3.8 及び図 3.9 を比較すると、明らかに図 3.8 においては赤い実線が支配的であることが分かる。これはすなわち、ターゲットの指の MP 関節が独立して屈曲していることを示している。また図 3.8 において薄い青の実線を見ると、複数の被験者において負の値を示していることが分かる。これはターゲット指の PIP 関節が伸展していることを示している。この結果は骨間筋及び虫様筋の MP 関節の屈曲と PIP 関節の伸展といった機能に合致する。逆に複数の被験者において MP 関節の屈曲と共に PIP 関節も屈曲する 경우가少なからず見受けられた。実際実験中に BoH-EMS 時に PIP が屈曲する実験参加者を目視で確認した。実験後、再度 BoH-EMS をし、PIP 関節の屈曲を認められている際に PIP 関節を実験者の手によって動かしてみると、特に緊張しているわけでもなく、容易に PIP 関節を屈曲・伸展させることができた。Matsuzawa et al. [171]によれば、中指につながる骨間筋の内、第二背側骨間筋は PIP の伸展に寄与しないことが示唆されている。中指に関しては今回示指に近い側に設置されたためと考えられる。他の指に関しても伸展に寄与しない筋肉を刺激した可能性がある。また PIP 関節が伸展した数名の被験者においても PIP 関節

伸展中に同 PIP 関節を実験者の手により動かしてみると、同様に容易に動かすことができた。したがって、BoH-EMS の際に浅指屈筋などを刺激すれば MP 関節と PIP 関節をそれぞれ独立にかつ協調的に制御可能であると考えられる。

図 3.9 より、前腕電気刺激ではターゲット指の PIP 関節（青色実線）はどの被験者においても大きく屈曲していることが明らかである。したがって BoH-EMS と前腕電気刺激を組み合わせることでより細かな指の動作を提示可能であることが予想される。

図 3.9a は示指をターゲット指として前腕刺激をした結果であるが、9 名中 3 名のみで示指の大きい屈曲を確認できたが、それ以外の参加者では他の指に比較すると刺激自体がかなり困難であった。また図 3.9a は赤の点線が青の実線を上回っている。これは非ターゲット指の MP 関節の平均角度でさえターゲットである示指の PIP 関節の屈曲角度を上回っている、すなわち示指ではない他の指が主に屈曲していることを示唆している。実際刺激部位の探索の打切りが最も多かったのは前腕での示指屈曲筋であり、1 名の参加者ではその他多くの指の屈筋を巻き込むような電極の設置方法を試みても示指のみ屈曲しなかった。これは示指の浅指屈筋が橈側手根屈筋 (fl. carpi radialis) などに覆われており、浅指屈筋とはいえ、ある程度深部に位置するためと考えられる。したがって、BoH-EMS と組み合わせたとしても示指の PIP 関節の独立な屈曲は大きな課題である。

黒の実線は手首の回転データであるが、図 3.8 では終始 0 付近にあり目立たないが、図 3.9b や c などでは手首の屈曲が確認される。浅指屈筋は MP 関節を屈曲しきると手首関節の屈曲にも寄与することが確認できる。

◆ 最大角度の大きさ

図 3.8 及び図 3.14 より BoH-EMS 条件ではリラックス状態からおおよそ 50° 程度屈曲させることができ、これは受動条件下での可動最大角に対し 0.7~0.8 程度の屈曲であった。これは 3.4.1 節で述べた Goebel と Palmer [184] のピアノ演奏における必要な角度変位 (40°) を満たしており、この点において、一定程度の日常動作への応用可能性を持っていると言える。

リラックス状態では多くの場合既に 10° 程度屈曲している場合がある。今回実験参加者の意識的な筋操作を極力避けるためこのような実験条件とした。被験者によってはリラックス状態の時に 20~30° 程度 MP 関節が屈曲位を保っていた。こうした参加者は皮膚の厚さや筋肉などの機械的特性が特徴的な場合が見受けられた。手背刺激条件の特に示指条件において分散が大きい、一部の MP 関節の屈曲最大角が著しく小さい参加者から電気刺激の強度に余裕があった（より強い刺激も許容可能であった）との旨の内観報告を受けた。電極貼り付け位置の探索ステージから本実験に入る間に電極がずれていた可能性がある。

前節で前腕刺激では示指の屈曲が困難であったことを述べたが、統計的有意差を調査するため、今回この最大屈曲時の実際の角度データに対し、示指において刺激手法の 2 条件にて対応のある両側 t 検定を行った。この結果 5% 水準で有意差が認められた ($p = .037 < .05$)。最大屈曲角の平均値の差も 20° 近くあった。したがって、少なくとも示指の MP 関節の屈曲に関しては、手背電気刺激はこれまで多く用いられてきた前腕刺激よりも、少なくとも示指の MP 関節の屈曲を効率よくもたらすことが可能であることが示された。

また他の指においても各指の中において刺激条件間での t 検定を行ったところ、中指では前腕刺激の方が有意に大きかった ($p = .028$)。薬指 (.75)、小指 (.58) に関しては有意差が認められなかった。中指は前腕電気刺激において最も刺激をしやすい部位であり、モータポイント [113] と

呼ばれる部分に電極を設置した場合、かなり大きなトルクで屈曲が生じる。実際受動条件の可動最大角度との比を見ても平均値が1.0を超えている。中指の手内在筋である背側骨間筋は第二、第三の二つがあり中指の中手骨を挟んで配置されており、他の指よりも大きなトルクを生じさせより屈曲させようと予想された。しかし、今回使用した電極（図 3.5）ではどちらか一方を刺激するか、両方を弱く刺激することになってしまったことが考えられる。実際、実験中の観察では、指が少し外転したのちに屈曲する場面を何度か目にした。そのため今後はより大きな電極を用いるか、第二・第三骨間筋それぞれの直上に一つずつ電極を設置することでより大きな屈曲を生起可能であると考えられる。

◆ 時間応答性

図 3.15 に示す通り、BoH-EMS はおおよそ前腕電気刺激と同様の時間応答性を示した。ただし、今回の実験セットアップでは電気刺激時に角度が十分に飽和する場合の電流パラメータで調整しており、この結果からいずれかの手法の方がより速く指を屈曲可能かといった議論はできない。電流パラメータを大きくすればどちらの手法でも本実験のデータより速く指を屈曲させることができるが、電流強度を大きくするほど触覚も大きくなり不快な感覚も生じやすく、応答性の良さを主張するにはそうしたバランスを加味して考えなければならない。しかしながら、今回の結果からは少なくとも指が十分屈曲する程度の強度において、両手法とも同等の応答性を有していると言え、前腕刺激を用いたアプリケーションと同等の速度を求められるものに应用可能であることが期待できる。ただし 3.4.1 節で述べた Goebel と Palmer [184] のピアノ演奏の研究において、約 700bpm で演奏するには、指の振り上げから押し下げまで 0.15~0.2s であったのに対し、今回の実験では両手法とも平均的に 0.4s~0.8s 程度掛かっており（図 3.15 の各 Δt の平均）、約 3~4 倍の時間がかかっている。すなわち、この鍵盤の押し込み動作が曲の速度に比例すると仮定すると、現状約 175bpm までの速さでの演奏が可能と考えられる。2 tones/s (1s 間に 2 回鍵盤を弾く) の場合、120bpm であるので、少なくとも初級者向けの簡単な曲ならば演奏可能であると考えられる。ただし、ピアノの鍵盤の押し下げ速度は、音量にもかかわってくるため、ピアノによっては音がかなり小さくなってしまふことが考えられる。一方で、実際多くの実験参加者が触覚の大きさの観点では強度にはまだ余裕があり、より大きい刺激でも許容可能であると報告があった。このため、指の動く速さを考慮してキャリブレーションを行うことでより速い曲にも対応できると考えられる。痛みや不快を生じさせない許容可能な電気強度の範囲での最大の応答性能についても今後調査する必要がある。

前腕刺激での示指屈曲条件のプロットから、前述の同条件での示指の屈曲が生じなかった参加者のデータは外れ値となったと見て取れ、ほぼ計測開始時刻に 20%と 80%の点がプロットされている。これは示指がほとんど屈曲しなかったため、ピークの 20%点と 80%点が非常に早い時点で表れたためであると考えられる。

BoH-EMS の中指と小指をターゲットとした条件では Δt が他の 2 つ指に比べて遅い傾向があった。中指においては当該の基節骨につながる背側骨間筋が第二、第三骨間筋の二つが存在し、一つの電極では両方を刺激できず、片方だけの刺激になってしまい大きなトルクを提示できなかったことが考えられる。実際複数の被験者において、中指が示指又は薬指に傾いた後に屈曲に転じるという動きが見て取れた。小指については今回の実験で刺激され屈曲に寄与している筋が短小指屈筋と推定されるが、この筋は皮膚側から見ると小指外転筋に覆われている形になっており、

比較的深部のため刺激が弱かったと考えられる。実際、多く被験者で小指は一度手を開くように外転したのちに屈曲しに転じた。この動作の変遷は図 3.8 の b 及び d においてピークのある台地の前段に一段別の局所的に平坦になる箇所や、緩やかな傾斜から急峻なものへの変化として表れている。この傾向は示指、薬指においても電流強度が小さかったと推定される被験者においても観察された。

アプリケーション

BoH-EMS は上述の通り、示指、中指、薬指、小指の 4 つの指に関して MP 関節周りの屈曲を非侵襲的に生起させることが可能である。また同時にこれらの指の PIP 関節の伸展も生じさせる場合がある。MP 関節を主に用いる日常的な基本動作としては 3.4.1 節で述べたように押す動作と指腹でつまむ動作がある。

押す動作として本章では主にピアノ演奏に関して着目し議論してきた。ピアノを弾く動作では MP 関節の動きが最も振幅が大きく、PIP 関節の動きが最も小さい[184]。このためこうした動作は前腕電気刺激のみではなしえない。伸筋刺激と協調させることで MP 関節の動きを実現することが考えられるが、浅指屈筋と総指伸筋を協調させた Watanabe et al. [60]は MP 関節を一定にしての PIP 関節の制御、及び PIP 関節の屈曲が大きい目標設定での MP・PIP 同時屈曲を達成しているものの、MP 関節のみの屈曲はいまだ課題となっている。これに対し、手背電気刺激は PIP 関節の屈曲なしに MP 関節の屈曲ができるため、こうした動作に向いていると考えられる。さらに今回の解析で、Goebel と Palmer[184]のピアノ演奏に関する研究のデータと比較し、手背電気刺激による屈曲は演奏に十分な屈曲変位 (40°) があること、速さとしては 175bpm 程度の初級的な曲の演奏ならば許容できることが分かった。しかしながら、これは押し込みに関してのみであり、鍵盤から離すことは考慮していない。今回電気刺激をした後にリラックス状態に戻るまでは指のばね特性のみを用いていた。積極的な鍵盤から指を離す動作、すなわち伸展動作は、手内在筋では実現しえず、前腕における総指伸筋刺激[190]との組合せが必要である。

本手法を用いたアプリケーションのデモンストレーション[191] (図 3.19) では BoH-EMS によるピアノ演奏を展示し、実際に動くことを来場者に確認してもらうことができた。本デモでは、Covid-19 の影響の下、ピアノの上に置かれた電気刺激装置を装着した実験者の手を参加者がインターネットを介し操作させるものであった。参加者から得た感想として、インターネットの遅延を考慮しても十分に応答性がよく、リアルタイムに演奏できたという旨があった。この際電気刺激強度を今回の実験よりもある程度大きくしたため、屈曲速度も速かった。しかし、強度を大きくしたことで、PIP 伸展が強く生じたため、ピアノ演奏としては不自然な姿勢になることがあった。このため PIP 屈曲を生起させる前腕電気刺激との組み合わせにより精緻な動作が可能であると考えられる。

指腹でのつまみ動作の特殊例としては、ギターのバレーコードを押さえる動作が挙げられる (図 3.20)。この例において、押し込み変位自体は 10°もあれば十分であるが、弦を抑えるための力が一定程度必要である。本研究では、押し込み力については計測しておらず、数値的な評価は行えないためフューチャーワークとする。ただし予備的なパイロットスタディでは実際に電気刺激によって弦を押さえ音を奏でられることを確かめた。つまみ動作には、MP 関節の屈曲の他、拇指の運動が必要であるが、この時、拇指内転が生じており、結果としてギターのネックを示指と拇指で挟み固定することができていたと思われる。拇指と示指の中手骨間には前述のとおり示指の屈曲

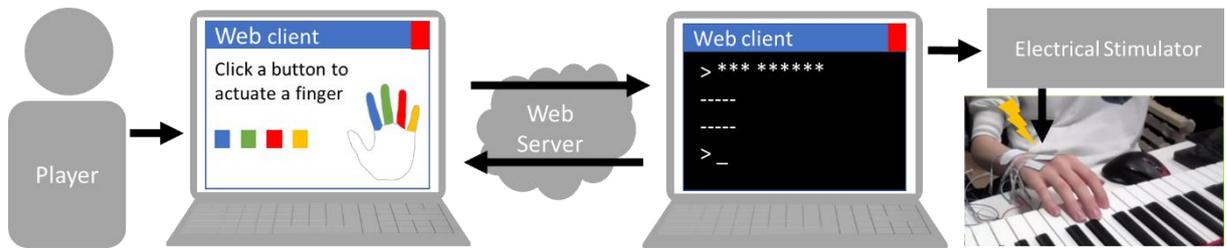


図 3.19 ネットワーク越しでの EMS 制御によるピアノ演奏デモンストレーション。

参加者は Web Client からどの指を刺激するかをボタンクリックで指定. この選択はネットワーク越しに瞬時に展示者の手元の電気刺激装置に伝送され, あらかじめ設定されたパラメータによる刺激を行う.

と外転を担う第一背側骨間筋が最も背側の筋として存在するが, その直下には拇指内転筋が存在しており, これを電気刺激していたと考えられる.

その他の日常的な押す動作やつまみ動作などは, キーボードの操作や一般にモノをつまむ動作があるが, 一般にこうした動作においても MP 関節が屈曲した後又は同時に PIP 関節や DIP 関節の屈曲が必要になることもある[180]. また, 押す動作をする際には, 押し返される指を固定するような手首や肘, 肩の緊張, つまむ動作では拇指の押し返し動作が必要となる. 手背電気刺激は MP 関節のみを屈曲させるのみであるため, 実際にはこれのみでは日常的動作への応用には不足である. 一方で, 手首や肘・肩の EMS, PIP 関節の屈曲・伸展は従来多くの研究がなされてきた部分であり, 拇指の動作に関しても上述のギターの例や先行研究[50]で報告があるように実現可能性がある. したがって, 一般の日常的な押す動作, つまむ動作に関しても手背刺激と前腕刺激の協調により実現可能であると考えられる. ただし, 示指の PIP 関節の屈曲を担う筋肉, 及び各指の DIP 関節の屈曲を担う深指屈筋ははまだ刺激が困難である. DIP 関節はものをつまむ動作や把持する動作などの精巧な制御に重要であり, これを EMS で実現することは今後の大きな課題として残っている.

押す動作, つまみ動作といった日常動作ではなく, より基本的な MP 関節の屈曲動作のみを用いる動作としてはジェスチャーがある. 日本語の手話における指文字「こ」の表示は PIP 関節を



図 3.20 ギターのバレーコードを押さえる動作は示指と拇指でつまむ動作の特殊な例

伸ばした状態で示指から小指を MP 関節で屈曲させる必要があり、これを EMS で再現する際には、手背刺激が必要である。Pedro ら[119]は手首 EMS によるジェスチャーを相手に意思表示のためではなく、自己受容感覚を通して自身に情報を与えるものとして利用することを提案した。手背電気刺激は 4 本の指を独立に制御できることから、同様の用途で用いれば、手首刺激ではシングルスレッドであった情報提示をクアッドスレッドまで拡張可能であると考えられる。

3.5 実験 2：力測定

実験 1 では実際に指が運動する際の独立性やその速度や最大角度といった「変位」に関わる物理量に関して注目し、議論してきた。しかしながら、力覚提示では力制御による知見が多く、既存手法と比較するためにも、本手法がどの程度の「力」を提示可能であるかを調査する必要がある。また、独立性を考える際には神経支配における独立性の他、腱や靭帯といった組織による機械的な運動の従属性も関わってくる。こうした従属性は実際の運動によって腱などがけん引されるために引き起こされるものである。これに対し、姿勢を固定した状態での各指の力を計測することで、機械的な従属性を無視して神経的な独立性を調査することが可能であると考えた。

3.5.1 実験目的

本研究ではあるターゲットとなる指を刺激した際に、示指から小指までのすべての指の力を測り、力による独立性の評価、並びに提示可能な力の大きさについて調査する。

3.5.2 実験条件

本実験では被験者が許容可能であるうちの最大の電流値、及びその $2^{-1/4}$, $2^{-1/2}$ 倍の計 3 条件の刺激強度で行った。また指の姿勢により力の大きさに変化があるかを調べるため、手を開いた状態 (0°)、第 3 関節で指を折り曲げた状態 (45°) の 2 条件で行った。刺激対象は実験 1 と同様示指から小指までの 4 本であり、測定対象も同 4 本であった。

3.5.3 実験参加者

21 歳から 27 歳の男性 9 名。うち左利き 2 名。

計測手法

本実験では電子秤を用いて力を計測した。一度の試行で 1 本の指のみの力が測定可能である。そのため、図 3.21 のような装置を用いて、1 つの刺激対象に対し 4 試行行い、各試行において、一本の指の力計測を行い、その他の指は電子秤に力を伝えないようにした。計測時間は 0 節の実験 1 と同様に 4 秒間で、計測開始の 1 秒後に電気刺激を開始し、2 秒間刺激したのち、刺激停止後 1 秒待機して計測を停止する。

電子秤からコンピュータへはシリアル通信で 10Hz で送信され、時系列データとして保存。



図 3.21 測定の様子. 計測する指を黒の雲台にのせ, その他の指は木の板上に置かせた.

姿勢固定方法

図 3.22 のような装置を用いて姿勢を固定した. 手のひらが, 平面に接するように手を置かせ, 基節骨を固定するようにアルミ製の棒で運動を制限した. 指とアルミ製棒の間にはウレタン素材の緩衝材を挿入した.



図 3.22 姿勢固定具. 手のひらが水平 (0°) と45°で屈曲した状態の2条件

力による独立性の評価

指の独立性を考える場合, 神経的な従属性と腱や皮膚などの機械的つながりによる従属性を考慮しなければならない. 姿勢を固定した状態での独立性の評価を行うことで, 腱や皮膚などによる機械的な従属性を無視することができる. 姿勢を固定した状態では屈曲角度は側的出来ないため, 力による独立性の評価を行う事とした.

0 節の実験 1 では, 屈曲角度の 4s 間の時系列データ $\theta_i(t)$ の曲線と $y = 0$ で囲まれる面積をパラメータとして $I.I.$ を算出した. 今回は同様に, 力の大きさの 4s 間の時系列データを用いて $I.I.$ を算出する. すなわち, 力の時系列データ $f_i(t), i \in \Gamma = \{MP_{index}, MP_{middle}, MP_{ring}, MP_{pinky}\}, t \in T = [0, 4]$ に対し, 対象となる指 i の独立指数 ($I.I._i$) は以下のように計算できる.

$$I.I._i = 1 - \frac{\frac{1}{3} \sum_{k \in \Gamma_i} |A_k|}{|A_i|}, \quad \text{where, } A_k = \int_T f_k dt.$$

先行研究においても, 指の独立性の評価の際に指の屈曲角度の他, 似た力の大きさの比による評価指標が用いられている [192, 193]. Reilly ら [194] が用いた指標を ES_i と $I.I._i$ との関係は $ES_i = 1 - I.I._i$ と表せ, 動作対象の指を屈曲させたときの他の指の従属性を表している. Reilly らは親指を含めた 5 本の指において, 実験参加者に動作対象の指に力を入れさせた際の従属性を調査した. この結果, 親指で $EN_{thumb} = 0.04$ で最小, 小指 $EN_{pinky} = 0.15$ で最大であった. すなわち, $I.I._i$ に直

して考えると、0.85 から 0.96 程度であることが分かる。親指の従属性 EN_{thumb} からわかる様に、親指はほとんど独立に動作するため、親指なしで計算する場合従属性は大きく、独立性は小さくなることが予想される。したがって、今回の実験系では $I.I._i$ が 0.9 程度あれば十分に独立であると言えると考えられる。

3.5.4 実験結果

各条件での力の大きさの最大値の結果を図 3.23 に示す。電流値が痛み閾値以下で最大 (max) の時、基節骨と中手骨の角度 (MP 関節) が 0° の場合の各指の平均は $250gf(2.45N)$ 、 45° の場合は $293gf(2.87N)$ であった。刺激強度 (int;水準数 3)、指の種類 (fin;水準数 4)、MCP の角度 (ang;水準数 2) で 3 要因の Repeated ANOVA の結果、いずれの交互作用も認められなかった (int*fin $p = .180$, fin*ang $p = .280$, ang*int $p = .097$, int*fin*ang: $p = .348$)。Mauchly の球面性検定の結果、刺激強度において $p = .007 < .05$ であり、球面性の仮定が棄却されたため、Greenhouse-Geisser の補正の結果、主効果が確認された ($p = .000, \eta^2 = .794$) 指の種類と角度においては主効果は確認できなかった (fin: $p = .473, \eta^2 = .066$; ang: $p = .708, \eta^2 = .055$)。刺激強度に関して、Bonferroni 補正による多重比較を行ったところ、すべての組に関して有意差が認められた (max vs. max/ $\sqrt[4]{2}$: $p = .002$, max vs. max/ $\sqrt[2]{2}$: $p = .001$, max/ $\sqrt[4]{2}$ vs. max/ $\sqrt[2]{2}$: $p = .006$)。またさらに、被験者内対比において、刺激強度の線型 (1 次) のモデルでは $p = .000, \eta^2 = .807$ 、対して 2 次のモデルでは $p = .009, \eta^2 = .591$ であることから、刺激強度の Log スケールに対して力の大きさが線型であることが分かった。

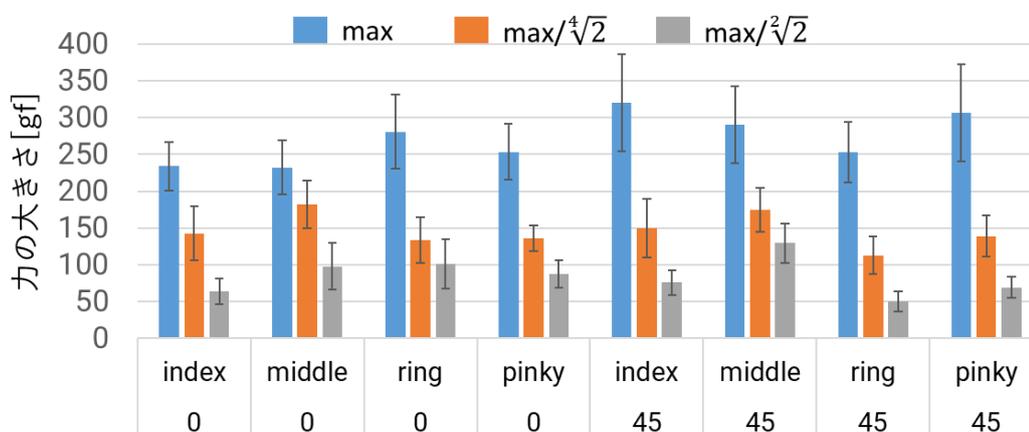


図 3.23 屈曲方向への力の大きさ。

また、力の大きさを算出した independent index を図 3.24 に示す。電流値が max のときで、MP 関節角度が 0° の場合、すべての指で $I.I.$ の中央値が 0.9 を上回った。MP 関節角度が 45° の場合でも薬指以外において 0.9 を上回り、薬指においても 0.85 を上回った。力の強さと同様に 3 要因の Repeated ANOVA の結果、いずれの要因間においても主効果及び交互作用は認められなかった。

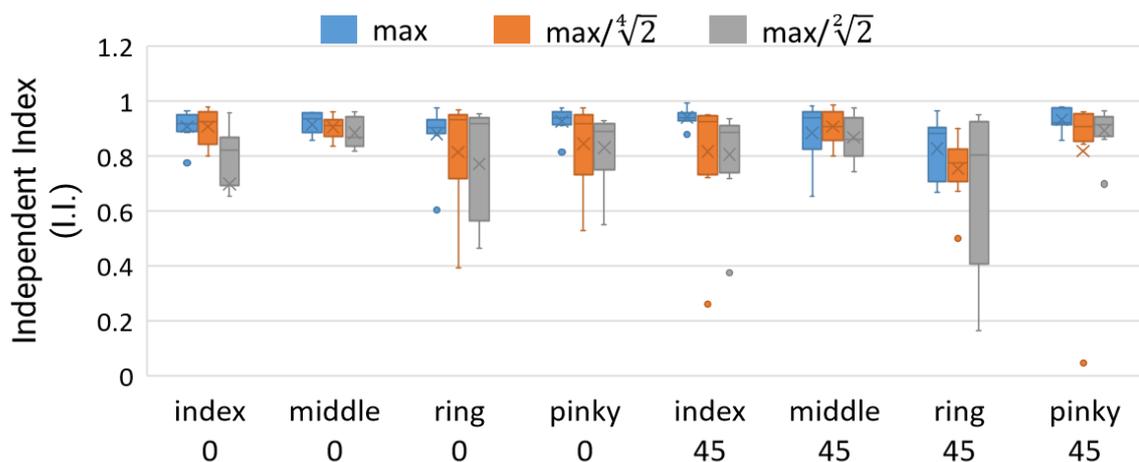


図 3.24 力の大きさに算出した Independent Index (I.I.)

3.5.5 議論

今回、電気刺激の統制方法としては参加者が痛み閾値以下で最大の電流値を用いた。すなわち、本手法でユーザが許容可能な最大強度で刺激を行った。この条件の下で、屈折方向の力の大きさはおよそ 2.5N~3.0N 程度であった。電磁モータを用いた手法で指に力を提示する例として赤羽ら [195] による設置型のワイヤ駆動力提示装置がある。この装置は屈曲方向におよそ 5N の力を提示可能であり、本手法のおよそ 2 倍弱の力を提示可能である。運動の教示には十分な力を発揮できる力があることが確認できた。ウェアラブルな力提示装置としては In and Cho による糸巻き取り型のものであり [196]、これは 0° のとき 2N、45° のとき 4N で屈曲可能であった。すなわち、今回の手背電気刺激手法はモータを用いたものに比較して力の大きさにおいて弱い力ではあるが、それらに準じる程度の大きさを提示可能であることを確認できた。

今回は手背電気刺激を MP 関節の屈曲を生起させる手法として用いたが、本実験の中で、多くの被験者で PIP 関節が完全に反る動き（伸展）が MP 関節の屈曲と共に生じることが目視で確認された。これは背側骨間筋を刺激する場合には十分考えられる事象である。すなわち、背側骨間筋の収縮する力は MP 関節の屈曲と PIP 関節の伸展の二つの方向に分力されていると考えられる。したがって、前腕刺激による PIP 関節の屈曲を同時に提示することでより強い力を提示が可能であると考えられる。

また、すべての被験者で電流値が max のとき指が外転方向へスライドすることが確認された。示指を計測中に中指を刺激する際、中指が示指側へスライドし、計測中の示指を押しこみ計測が乱れるといったことや、刺激と計測対象が同一の場合、指が計測用雲台から外れ、うまく計測できない場合が生じた。この場合、刺激指をあらかじめ外転した姿勢に直し再度計測を行った。外側骨間筋は指の外転にも関係するため、今回の事象も十分に生じうることであり [197]。この外転の事象は電気刺激が弱くなっても確認され、半数程度の参加者において、電流値が $\text{max}/\sqrt{2}$ の刺激でも目視では外転しているように見えたが、屈曲方向の力としてはほとんど計測されなかった。したがって、外側骨間筋の刺激は外転を生じたのちに屈曲を生じさせると考えられる。

独立性の評価に関して、今回は姿勢を固定したことにより皮膚や腱によって他の指が引っ張られることがないため、今回の評価はほとんど完全に神経的な独立性を示していると考えられる。

また電流値 max の結果より、本手法はほとんど神経的に独立に刺激が可能であることが確認できた。電流値が最弱の時(max/ $\sqrt{2}$)は独立性が大きく損なわれているように見えるが、これはそもそも指が屈曲しなかったことにより、他の指の震えなどのノイズを拾いやすくなってしまったためと考えられる。

3.6 結論

本章では手背に設置した電極によって指の MP 関節の屈筋である手内在筋を刺激 (BoH-EMS) することで、ターゲットの指を他の指に対して神経的に独立に、かつ PIP 関節を屈曲させずに MP 関節を独立に屈曲可能であることが確かめられた。これまで指屈曲に多く用いられてきた前腕刺激 (Standard-EMS) では必ず PIP 関節の屈曲が伴い、他の指に対する独立性も低く、特に示指に関しては独立な屈曲がほとんど不可能であった。屈曲の角度の大きさに関しては手背刺激、前腕刺激ともにほぼ同等であった。ただし前腕では刺激しづらい示指に関して、手背では有意に屈曲角度が大きく、他の指と同様な運動を生起可能であることが確かめられた。

手背刺激は2.5N程度の力で各指を屈曲させ、平均的には40°以上の角度変位があった。これはピアノ演奏等には十分であった。時間応答性に関しても手背刺激、前腕刺激ともに同等であった。今回の電気刺激パラメータは屈曲速度を考慮せず、屈曲角が飽和する十分な強度としたため、具体的な応用への可能性を示唆するには十分ではないが、少なくともこれまで多くの応用がなされてきた前腕刺激と同等のポテンシャルを持っていると考えられる。本研究のデータとしては平均的には両手法とも175bpmのテンポを許容できると考えられる。また、実験参加者の報告からもより強度を上げる余地が大きいと考えられる。日常動作へのアプリケーションとしては、MP関節の重要度の大きい「押す」・「つまむ」動作に用いることができる。ただし実際の指の動作はより複雑であるため、より実践的なリハビリや教示へ応用に耐えうるためには前腕刺激を含めた従来手法の屈筋および伸筋刺激[190]と協調させることが必要である。しかし、前腕では示指の浅指屈筋ならびに各指の深指屈筋を刺激することがしばしば困難であり、今後の大きな課題として取り組む必要がある。

第4章

腱直上の皮膚表面における経皮的電気刺激 による力覚提示手法の提案と実装

本章では第1章で挙げた研究目的のうち(2)感覚神経を刺激による前腕への自己受容感覚的な力覚提示の実現を試みる。本章では腱上での電気刺激によって力に関する受容器であるゴルジ腱器官ないし Ib 神経を刺激することで筋収縮による「力」提示とは異なった「力覚」提示を可能であるかを検討する。これにあたって、本章はまず4.1節で詳しい背景を、4.2節で特に関連する文献をまとめ、4.3節で提案手法に関する仮説を提示する。さらに4.4節以降は実験によって本手法の有効性を検証する。

本手法で最大の疑問が、腱上での電気刺激によって「力覚」が生起するのかということである。特にこうした感覚神経刺激による上肢への力覚提示は手首や肘といった大きな関節において未達成である。このため、4.4節、4.5節で手首・肘関節の力覚生起の可否について実験、及び議論を行う。指関節においては皮膚感覚刺激を目的として付随的に力覚が生じたとする文献もあり、4.6節では指関節における力覚提示の可否について確認する。

また力覚生起が確認された場合、力覚の生起機序についても確認が必要である。腱上の電気刺激は、状況的にはゴルジ腱器官の刺激以外に、筋刺激、皮膚刺激といった他の力覚提示モダリティの可能性がある。0節では筋刺激との比較、4.8節では皮膚感覚刺激との比較を行う。4.9節では腱上の電気刺激が、Golgi 腱器官を刺激し、自己受容感覚的な力覚提示のモダリティ足りうると仮定し、その他の視覚や皮膚感覚といった他のモダリティと組み合わせた応用と、それによる感覚変容に関する議論を行う。

4.1 背景

触力覚提示技術は1.2節で述べたように、「力そのもの」を再現する研究が多くなされてきたが、これは精密な力覚提示が出来る一方で空間的にもエネルギー的にも大きなコストを要求する。

前章までに述べてきた筋電気刺激は、前述のとおり電源や刺激制御のための小さな基板と人体に設置する電極のみを必要とし、電磁モータを用いた手法に比べ大幅に小型化が可能である。この手法は大型化の最大要因である外部モータの代わりに人に常設されているモータ(すなわち筋)を用いる手法ととらえることが出来る。一方で、筋電気刺激は本来生じない筋収縮を不随意に強制するため、実際とは異なる感覚も生じさせてしまう他、継続的な力覚提示を与えようとする、実際には生じえない拮抗筋の収縮を常に引き起こすことを要求するため、実際以上にユーザのエネルギーを消費してしまう。また、こうした「力そのもの」の提示はユーザが空間で実際にうんどうすることを想定しており、Brain-Machine Interface などを用いた、現実空間とは全く異なる計

算機上の空間における（狭義の）VR 体験に当たっては、体を動かさなくてもよい力覚提示手法、すなわち「力の感覚のみ」の提示手法もまた求められる。

一方で皮膚触覚提示に関しては触覚受容器の特性を考慮した刺激手法が研究されてきた。さらに皮膚への局所的な刺激によるにもかかわらず、皮膚上の局所的な触覚だけではなく、身体の関節が動かされるような感覚を生起する手法や、視覚的に力覚的錯覚を提示する手法といった疑似力覚提示の研究が多くなされてきた。この一方で、骨格筋周辺に存在し直接筋の変位や力、関節の角度を計測するセンサがあるにもかかわらず、いまだこれらの受容器に関する議論の余地がおおく、また刺激手法自体も限られていたため、自己受容感覚的な力覚提示において「受容器を刺激」することは多くの課題がある。

4.2 本章に特に関連する研究

4.2.1 Golgi 腱器官の機能

2.1.2 節で述べたように、筋から腱への移行部には筋の張力を認知する受容器が存在する。この受容器、あるいはこの受容器とつながる感覚神経を興奮させることで、筋に実際にはかかっている張力がかかっているように脳に錯覚させることが出来ると考えられる。筋に張力がかかっていると錯覚すること、すなわちその筋が収縮しようとしていると錯覚することは、自身がその筋に力を入れようとしている訳でない場合、その筋に係る部位に何らかの負荷がかかっている、言い換えると外力を受けていると錯覚することになると考えられる。

4.2.2 Golgi 腱器官の刺激

Gandevia [94]は腱電気刺激により運動錯覚が起こることを報告しているが、これを筋紡錘に関わる反応であるとしている。しかし Kajimoto [44]が指摘しているように腱への電気刺激では筋紡錘への刺激の可能性は考えづらい。先で述べたように腱には Golgi 腱器官が存在し、そこから伸びる Ib 神経線維が通っている。これは骨格筋へ命令を伝える運動神経である α 神経線維や筋紡錘からの情報を伝える Ia 神経線維と同等の直径であるためこれらと同等の閾値を持つと考えられる。そのため、筋電気刺激と同様皮膚表面の電極からの電気刺激によって Ib 神経線維を刺激することが可能であると考えられる。実際 Khan ら[97]の実験では腱への電気刺激によって Ib 神経線維が関わっていることがわかる反射が起こることが確かめられている。よって実際には位置の変化を錯覚しているのではなく、Ib 神経線維の興奮により力覚を錯覚していると考えられる。

4.3 提案手法

今回ターゲットとするのは Golgi 腱器官およびこれより伸びる Ib 神経線維である。Golgi 腱器官はコラーゲン線維の網が筋によって引き伸ばされる力を Ib 神経で伝える器官であるため、Golgi 腱器官を刺激することはすなわち Ib 神経線維を興奮させることになる。Ib 神経は筋電気刺激で刺激対象となる運動神経である α 神経と同様に $A\alpha$ に分類される末梢神経線維であり、 α 神経と同

等の太さであること[198]から刺激に対する閾値も同等であると考えられる[109]. 実際 Kahn ら[97]は腱部への電気刺激によって Ib 反射を確認しており、これは Ib 神経を電気刺激できていることに他ならない. また体の部位によっては皮膚直下に、筋などに重なることのない（むき出しの）状態で腱が位置している場合もあり、この箇所においては筋電気刺激と同様の刺激方法がとることが可能であると考えられる. すなわち、電気刺激による力覚の錯覚は以下の手順で起こすことが可能と考えられる.

1. 刺激対象となるむき出しの腱の直上の皮膚に電極を二点設置する.
2. 設置した電極の一方を陽極、もう一方を陰極として電流パルスを与える
3. 腱内部に存在する Golgi 腱器官およびこれにつながる Ib 神経が興奮する.
4. Ib 神経を通じて、実際にはない筋の張力の信号が脊髄および脳に伝達される.

以上より、既存の手法のように大型のロボットアーム等を用いずに、腱電気刺激によって Ib 神経を興奮させることで、あたかも外力を受けているように感じさせることができると考える.

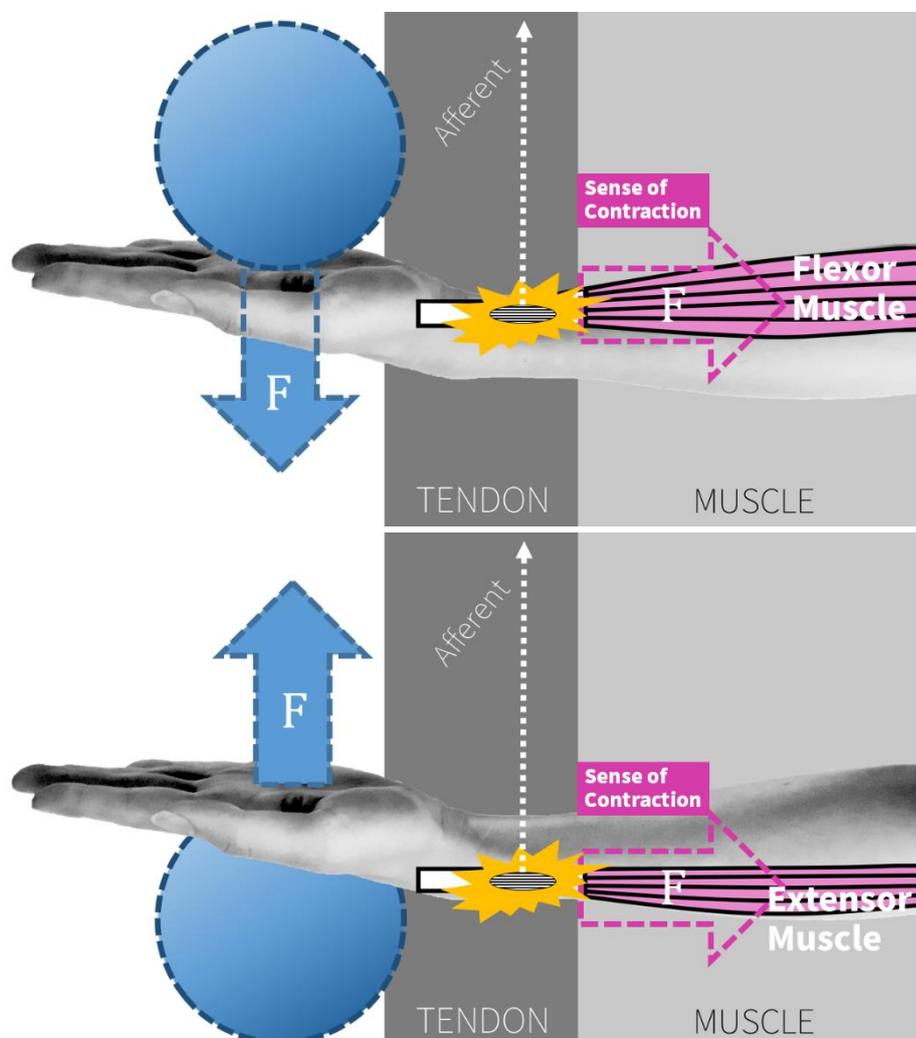


図 4.1 TES による力覚発生モデル.

(上) 屈筋腱に電気刺激を与え、手掌を押し下げる力覚を生起させる.

(下) 伸筋腱に電気刺激を与えることで、手背を押し下げるような力覚を与える.

4.4 予備実験：腱電気刺激による力覚生起

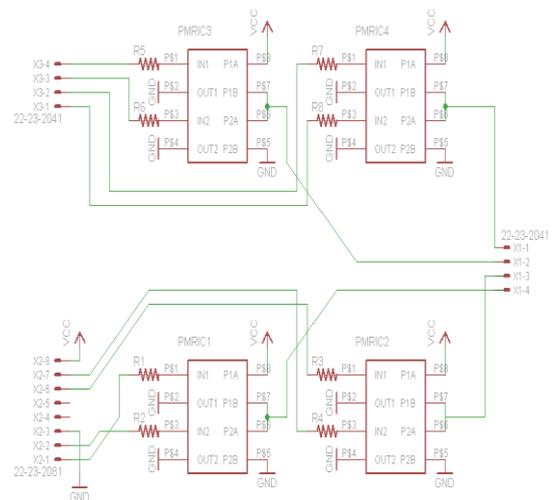
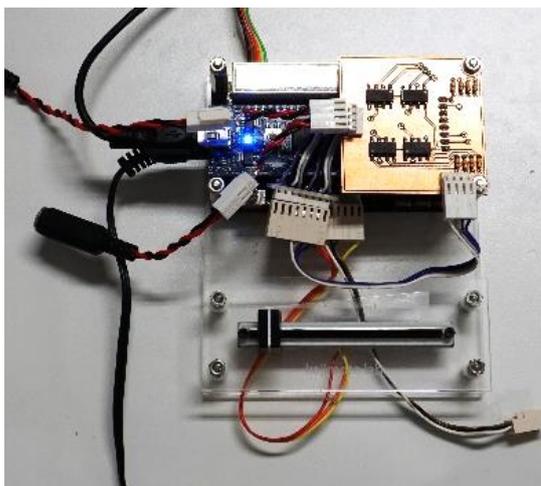
4.4.1 実験目的

提案手法が実際に有効であることを予備的な検討するため、腱上で電気刺激することで力覚が生じるかを簡単な被験者実験にて確認する。

4.4.2 実験条件

装置実装

本節では電気刺激に用いる装置について述べる。図 4.2 に本研究で用いた電気刺激装置を示す。電流制御で 25mA, 300V まで出力可能である。Photo MOS Relay (PMR) によるハーフブリッジにより各電極の極性を切り替えることで二相性パルスを実現した。



(a)

(b)

図 4.2 (a)：電気刺激装置全体図[185]. (b)：電流チャンネル変更回路

電極設置位置

図 4.3 に示すゲル電極を使用した (Vitrode F F-150S, 日本光電社製)。4.3 節の仮説に基づき、皮膚直下において最も腱が浅い位置に表出している部分かつ、正中神経、尺骨神経、橈骨神経といった大きな神経が通っていない部分を刺激することとする。図 4.4 のように腱が皮膚の下にむき出しになる箇所は関節付近に存在する。今回の電極設置位置は肘頭および上腕骨内側上顆から 1cm 程度肩側へ離れた箇所に腱の筋に沿うような二点、および手首裏側を刺激部位 ((a) 手背と前腕の境付近小指側と (b) 手の平と前腕の境付近小指側) とした (図 4.4[177])。

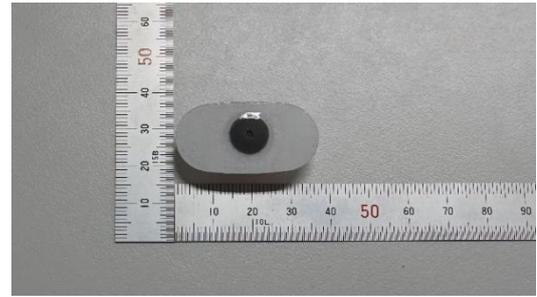
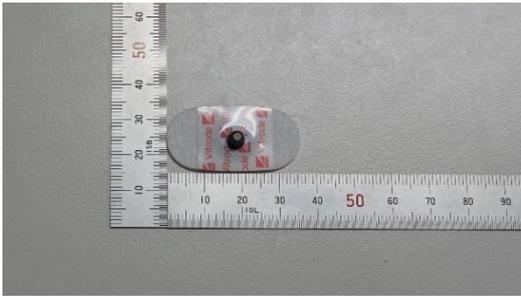


図 4.3 表面電極.

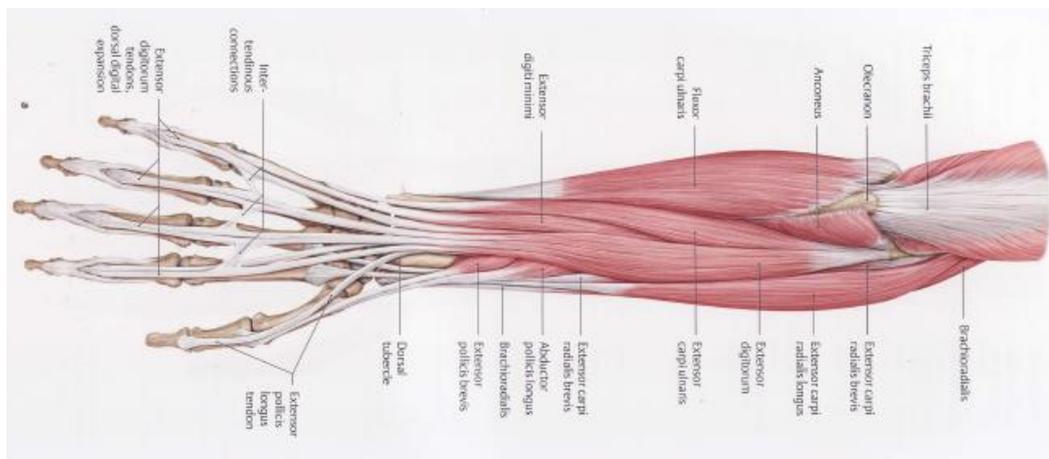
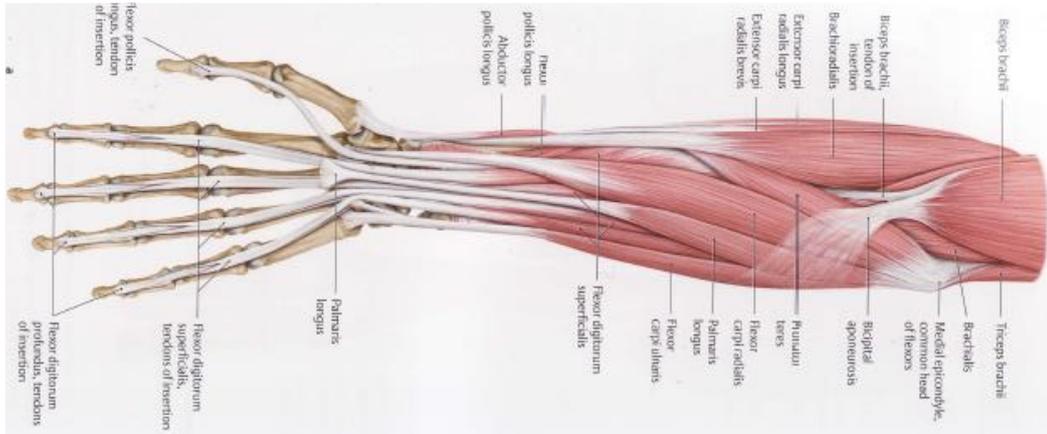


図 4.4 右腕前腕の解剖図[177]. と電極設置位置

電気刺激に用いる電流パルス波のパラメータ

腱電気刺激には電流制御のパルス波を一定周波数で用いる。よって電気刺激のパターンはパルス幅、パルス高さ、そしてパルス周波数によって決まる。これらのパラメータがそれぞれ大きいほど刺激強度が大きいことになる。

また電極は一か所に二点互いに触れないように設置するが、この二点をそれぞれ陽極陰極交互に切り替えることで両極刺激を実現する。よって、パルス周波数には電気刺激装置で生成された単相性のパルスの周波数と、チャンネル切り替え回路で極を切り替えられて作られる二相性のパルスの周波数とが考えられる。ここで二相性のパルス周波数とは、正のパルスの立ち上がりから次の正のパルスの立ち上がりを1周期とした場合の周波数である。このとき二相性のパルス（両極刺激）の周波数とは元となる単相性のパルス（単極刺激）の周波数の半分になる。以降パルス周波数を考える場合、両極刺激の場合は二相性パルスの周波数を記す。

4.3 節で述べたとおり今回刺激する Ib 神経は筋電気刺激で刺激対象となる α 神経と同等の閾値であるため、用いる電気刺激のパルス幅は簡単のため筋電気刺激でよく用いられる $50\mu\text{s}\sim 200\mu\text{s}$ で調整した。電気刺激は電流制御の二相性のパルスでパルス幅、生成周波数 200Hz（二相性パルス周波数は 100Hz）による両極刺激を行った。パルスの高さは任意の大きさにボリュームつまみをスライドさせることで変更可能なようにした。

実験参加者

肘への刺激に関しては著者を含め研究室内の 7 名（21-24 歳、内男性 6 名）に対し実験を行った。手首への刺激に関しては著者を含めた 5 名で行った。

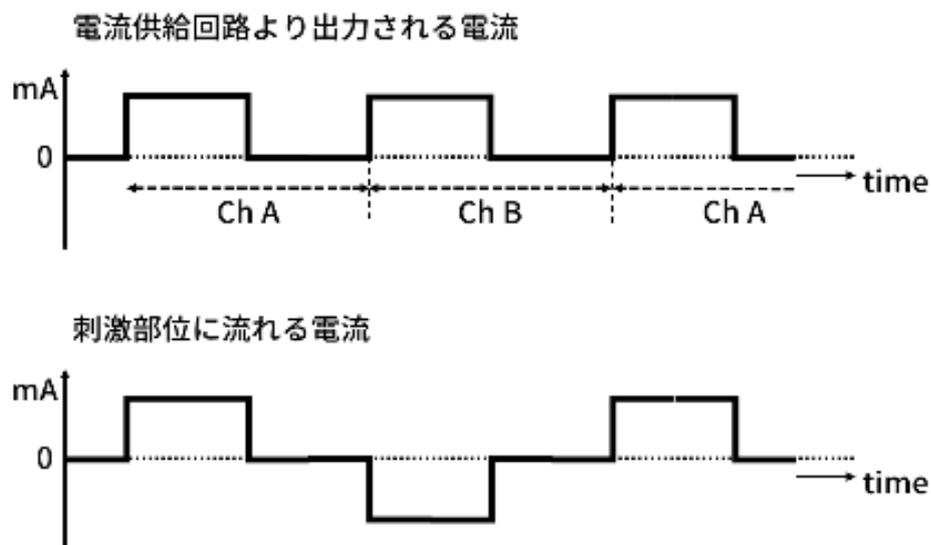


図 4.5 パルス生成回路で作られる単相性パルスと両極刺激時に刺激部位に流れる二相性パルス

実験手順

被験者の前項で述べた箇所に電極を設置し、刺激する側の腕を軽く曲げた状態で空中に浮かす

よう指示し、目を瞑った状態で刺激を行った。さらに刺激に対する感覚を実況し、力を感じた場合にはそれに抗わずに体を動かすよう指示した。また同時に刺激されている腕とは逆の腕で刺激されている腕の手の位置を追って指し示させた。最後に目を開け、腕が被験者の想像していた位置と姿勢と一致していたかどうか回答させた。

4.4.3 実験結果

腱電気刺激により、7名中6名が刺激箇所を押されるように、前腕および上腕を含む腕全体を動かされる感覚が生じ、力覚のようだと回答した。他1名は力覚ではなく触覚、あるいは高々圧覚のようであったと回答した。力覚を感じた6名にその力通りに腕を動かすよう指示すると、全員が指差して追うことが出来ていた。しかし目を開けて自分の腕の姿勢を確認させると、3名が想像通りの姿勢で妥当だと回答した一方で、2名がもう少し腕をより動かしたと感じていたと回答した。残る1名はほぼ妥当な位置だが、若干鉛直上側に腕があると感じていたと回答した。

この結果から、多くの人が腱への電気刺激によって力覚が生じるであろうことが示唆された。また力覚を感じた半数が実際よりも腕を動かしていたと感じたことから、運動錯覚（腕の位置が実際とずれて感じる錯覚）が生じていたことが考えられるが、今回は力覚的錯覚に関して注目していく。

刺激した腱がつながる筋である上腕三頭筋は前腕を外側へ広げる、肘を伸展させる方向へ力を発揮する筋肉である。しかし本実験で刺激した結果、肘の伸展は起こらず、逆に腕が内側に動いた。よって筋電気刺激の作用とは異なることがわかる。

全員が(a)の刺激では胴体側へ腕を動かした。(b)では5名中4名が(a)の逆へ腕を動かした。残り1名は電極位置に圧覚は感じたが、動かしたくなる感覚は生じなかったと回答した。

手首に関しても手の平側及び手背側の腱がむき出しになっている箇所において、肘と同様の感覚が腱電気刺激によって生じることが分かった。

4.5 実験 1：手首背側の腱上での電気刺激による力覚の定量化

4.5.1 実験目的

予備実験から、腱への電気刺激によって一般的に力覚的錯覚が生じることが示唆された。そこで本実験では、これまで“動かされる感じ”と表現していたものが実際に力覚として感じられているのか、またその場合、どのような電流刺激を与えたときにどの程度の力として感じられているのか定量化する為、図 4.6 のように一方の腕に電気刺激を与えたときにもう一方の腕でバネを引っ張らせ、バネで引き戻される感覚をもって感じている力覚を再現させる実験（Force-Matching Test）を行った。この実験によって力覚の再現がある程度の傾向を持つとき、腕の位置に関する運動錯覚や単なる皮膚感覚ではなく、“力覚”を再現できているとみることができる。

また、被験者が左右の腕に同等の力が加わっていることが認識できるかを確かめるために、電気刺激ではなく実際の錘を用いて一定の力を与えたときに、再現したバネの力が同等であるかを測定した。

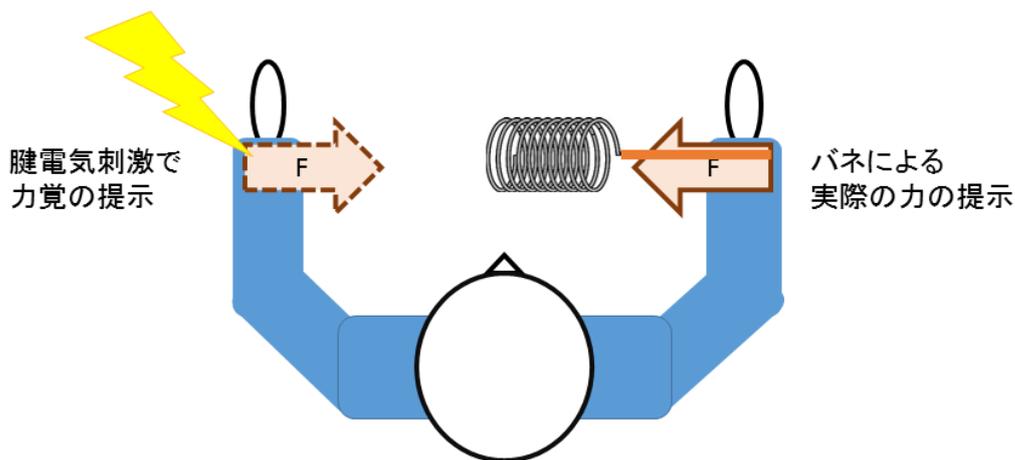


図 4.6 実験概説図

4.5.2 実験条件

電極設置位置及び電気刺激波形

予備実験で用いた手首背側（左手首）に電極を設置した。電流はパルス幅 $200\ \mu\text{s}$ 、パルス周波数は 20Hz、40Hz、80Hz の 3 種類。パルスの高さは以下の条件で決めた。40Hz での力覚閾値電流量を 1 とし、 $\sqrt{2}$ 倍まで $\sqrt[3]{2}$ 倍ずつ刻んだ log スケールの値をランダムに一回ずつ用いた。

計測装置

力覚を再現させる際には図 4.7(a)の装置を用いた。バネには図 4.7(b)の 1kg バネ秤を用いた。滑車で水平方向の力を垂直方向の力として測定が可能である。測定では手首に図 4.7(c)のリスト

バンドを装着させ、滑車を介してそのバンドの紐をバネばかりに接続し、引っ張らせた(図 4.8).
 実験中は被験者には図 4.7(a)に示すような一点の赤点を見つめてもらうか軽く目を瞑らせた.



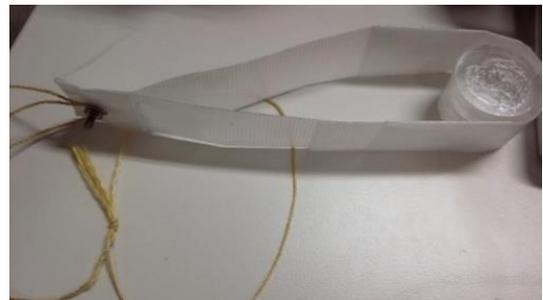
(a1)



(b)



(a2)



(c)

図 4.7 力覚を再現させ、その力覚量を測定する装置.

(a) : 測定に用いた装置. (b)と(c)からなる. (b) : 測定に用いたバネばかり. 滑車で横方向に引く力を垂直に変換する. 目盛があるほうを被験者から背けるように接地させる. (c) : リストバンド. これにつながる紐を滑車を通してからバネばかりに接続する. 電気刺激による皮膚感覚を近づけるためシリンダー状のプラスチック素材を内側に付けている.



図 4.8 実験の様子.

左手首の甲側には電極が設置してあり，電気刺激により力覚的錯覚が生ずる．右手には図 4.7(c)のリストバンドを装着．左手に感じた力覚を右手でバネばかりを引っ張り，引っ張り返される力で再現する．

実験手順

本実験ではまずパルス周波数を 40Hz に固定して，電気刺激によって力覚が生ずる電流量の閾値を測定した．その後周波数 3 条件(20, 40, 80[Hz])×電流量 4 条件(1, $\sqrt[3]{2}$, $\sqrt[3]{2}$, or $\sqrt{2}$)の計 12 条件についてそれぞれ 1 回ずつ 12 試行を各被験者に対し提示し，バネばかりによって力覚量を定量化させた．

実験参加者

被験者は 21-24 歳の男性 8 名であった．

4.5.3 実験結果

実験結果を図 4.9 に示す．縦軸は力覚の大きさ．エラーバーは標準誤差を示す．横軸は間隔閾値で正規化されたパルス高さ．プロットのパターンはパルス周波数を表す．二元配置分散分析の結果，相互作用はなく ($F(6,42) = 1.2, p = 0.32, \eta_p = 0.15$)，両要因にて主効果が認められた (周波数 $F(2,14) = 14.0, p < 0.001, \eta_p = 0.67$) (電流量 $F(3,21) = 21.4, p < 0.001, \eta_p = 0.75$)．次に，多重比較 (Sidak 補正による t 検定) を行った結果，周波数条件で (20Hz,40Hz) 間では有意差が見られなかったが ($p = 0.14$)，その他で有意差が確認された ($p < 0.05$)．電流条件では ($\sqrt[3]{2} = 1.26$,

$\sqrt[3]{2} = 1.41$)の条件間で有意差が認められなかったが($p = 0.47$), その他で有意差が確認された($p < 0.05$).

4.5.4 議論

前節の結果から本手法によって力覚を誘発することができ、そして感覚の量が電気刺激電流の波高と周波数の両方によって制御できることを見出した。ただし、パルス周波数は力覚の大きさを制御するにおいて次の点においてより良い方法であるといえる。第一に、痛みを感じる条件においてパルス高さを偏させられる範囲は小さい。第二に、パルス高さを条件で $\sqrt[3]{2}$ と $\sqrt{2}$ の間に有意差がなかったことを考えると、しきい値電流振幅の $\sqrt{2} = 1.414$ でも飽和していると考えられるため、制御が非常に困難となる。また本手法が約 250 gf の力覚を提示する能力を有することを見出した。

もし今回生じた力覚が主に Golgi 腱器官への刺激によって引き起こされる場合、今回の方向の力を感じる理由は、4.3 節で述べた仮説に従って説明可能である。手首の背部の腱電気刺激は刺激位置的に筋紡錘を刺激しないため筋肉の長さの情報を提示しないが、背中中の筋肉の収縮の情報(Golgi 腱器官が刺激されたため)を提示する。これらの状況は「等尺性収縮」が起きている場合と同様である。すなわち参加者は、自身の手に力が入っている一方で動かないことから、動きを阻害する外力が与えられていると解釈したと考えられる。

ただし、刺激位置を考慮すると Golgi 腱器官を刺激しているとは断言することはできない。電極は皮膚表面に設置されており、電気刺激の際には必ず皮膚感覚神経も刺激しうるため、皮膚感覚から腕が動くような力覚を推測したことも考えられる。また刺激箇所は筋腹からも遠いものの微弱な筋刺激が生じそれによって疲労感などが生じたなども考えられる。こうした力覚生起の機序に関わる議論は次節にて行う。

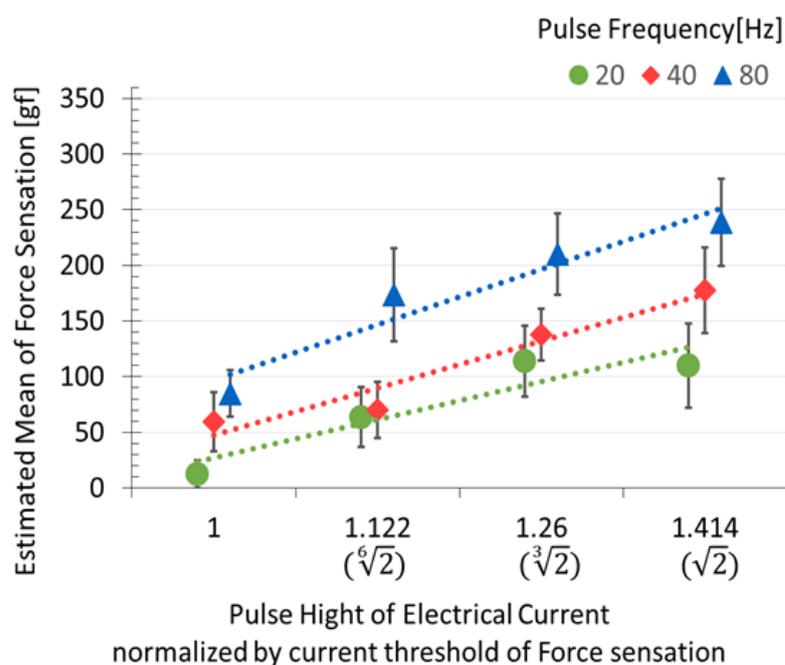


図 4.9 電流パラメータと力覚の大きさの関係

4.6 実験 2：指上での経皮的電気刺激による力覚提示の検討

4.6.1 実験目的

指関節においては、自己受容感覚が皮膚受容器が担っているという説明や、関節や靭帯に存在する Golgi 腱器官に似た機械受容器である関節包やゴルジ・マツォーニ受容器が担うとする説明などがあり、現在のところ今なお不明確である。一方で、複数の文献において指上での経皮的電気刺激によって指が伸展・屈曲するような力覚を感じると報告した例が複数存在する[45, 199]。特に Yem ら[45]は指先における圧覚提示によって伸展方向の力覚が生じ、指先から手の甲に沿う腱を刺激したことによって屈曲方向の力覚が生じると説明している。

本実験では実際に指上での電気刺激によって実際に力覚が生じるかの確認と、その際の力覚の定量化を行う。

4.6.2 実験条件

電極配置

本事件では示指の基節骨背側と掌側にそれぞれ1cm×2cm程度の電極を設置し(図 4.10)、それぞれの電極が陰極と陽極のどちらかになるようにした。

指の姿勢条件

予備実験から、指の姿勢(MP 関節での伸展位・屈曲位)によって力覚の方向が変わるうことが示唆されたため、実験条件として、3つの指の姿勢(中節骨に対し基節骨が30°程度屈曲・伸展、中節骨と基節骨が同軸上にある(0°))を追加した(図 4.10)。

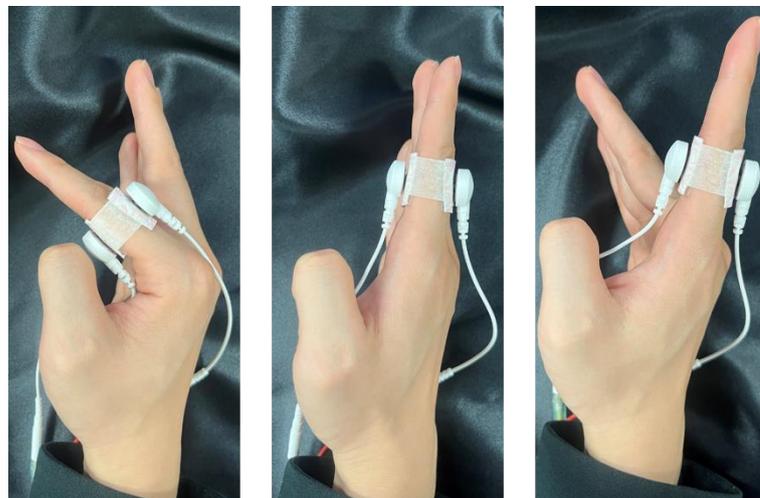


図 4.10 電極配置と指の姿勢

実験手順 1：力覚生起の確認

力覚の定量化を行う前に、どういった刺激条件が力覚を生じさせるのかを調べるため、予備実験を行った。実験条件は電極配置 2 種と指の姿勢 3 種の計 6 条件においてそれぞれ、力覚が生じうるかを $[-3, 3]$ の 7 段階リッカートスケールによって調査した。この時スコアが 0 であれば力覚を感じない、-3 であれば、強い屈曲方向の力覚を感じる、3 であれば強い伸展方向の力覚を感じるとして回答させた。被験者は計 11 名（全員男性，21～27 歳）であった。

実験手順 2：力覚の定量化

予備実験の結果から、6 つの刺激条件から最も伸展が生じる条件と最も屈曲が生じる条件の 2 条件を決定した。この 2 つ刺激条件を用いて手順 1 で募った参加者から 8 名を募り、それぞれの条件について力覚強度を極限法による Weight Matching Task により定量化した（図 4.11）。極限法は上昇系列及び下降系列をそれぞれ 1 試行ずつ行った。利き手に電気刺激を行い、もう片方に錘につながる糸による実際の力を提示した。上昇系列では錘を 0g から開始し、実際の力が弱いと回答があった場合約 10g 程度の錘を一つずつ増加させた。実際の力が強いと回答があった場合計測を停止し、その時の錘の重量を電子天秤で計測した。下降系列では 300g から開始し、10g 程度ずつ減少させた。力覚量は下降系列と上昇系列の計測値の平均を推定値として用いた。

伸展方向の力覚提示が最も生じうる条件（リッカートスケールの平均値が正の方向に最も大きかった条件）は指の姿勢が屈曲位でかつ背側が陰極、腹側が陽極の場合だった。

屈曲方向の力覚提示が最も生じうる条件（リッカートスケールの平均値が負の方向に最も大きかった条件）は指の姿勢が伸展位でかつ背側が陽極、腹側が陰極の場合だった。



図 4.11 力覚の定量化実験の様子

4.6.3 実験結果

実験手順 1 の結果

図 4.12 にリッカートスケールによるアンケートの結果を示す。初期姿勢と電極条件の 2 要因 Repeated ANOVA の結果、交互作用は認められず ($p = .342$)、両要因において主効果が認められた (姿勢: $p = .002, \eta^2 = 0.462$, 電極: $p = .021, \eta^2 = .427$)。ただし姿勢に関するペアごとの比較では伸展位と自然位で有意差は認められなかった ($p = 0.775$)。したがって最も伸展方向の力覚が生じたのは屈曲位でかつ背側が陰極の場合で、最も屈曲方向の力覚が生じたのは伸展位でかつ背側が陽極の場合であった。

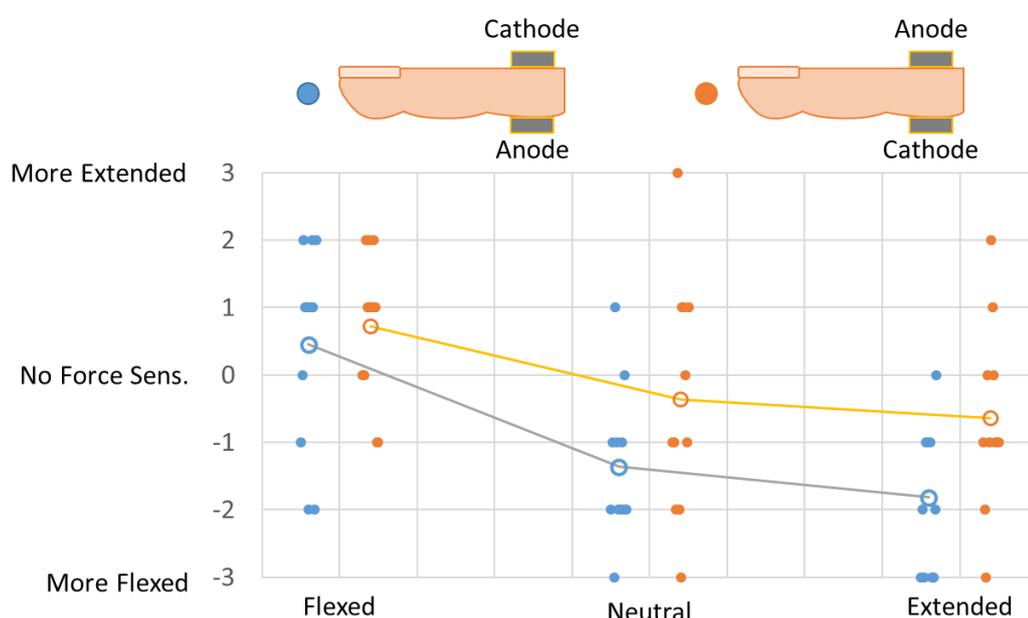


図 4.12 実験条件に対する力覚の方向とその強度に関するアンケート

実験手順 2 の結果

実験手順 1 の結果から示唆された最も伸展方向の力覚が生じる条件と最も屈曲方向の力覚が生じる条件の 2 つにおいて、その力覚の定量化の結果を図 4.13 に示す。区間推定としては、伸展条件では 160.3 ± 54.7 g, 屈曲両方の条件では -174.4 ± 35.9 g であり、両条件の 95%信頼区間において力覚推定量の絶対値が 100 gf を上回ることが確認された。帰無仮説 H_0 「力の大きさは 0 に等しい」に対する t 検定の結果、両方の向きで有意差が認められた (伸展方向: $p = .000, \text{Cohen's } d = 2.71$, 屈曲方向 $p < .000, \text{Cohen's } d = 4.06$)。したがって、各条件において、力覚は確かに生じたことが確認された。ただし伸展方向の力覚が生じるとされる刺激条件において一人の実験参加者が屈曲方向の力覚を感じたため、このデータを外れ値として除外した。

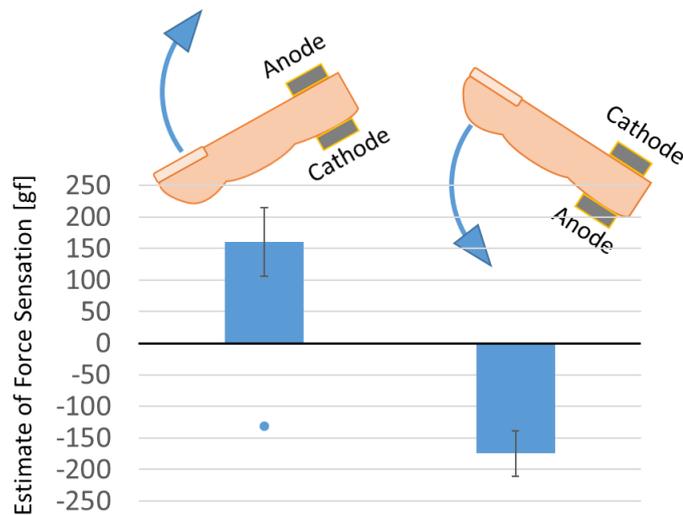


図 4.13 指での経皮的電気刺激による力覚量の平均値。エラーバーは95%信頼区間。

4.6.4 議論

実験手順2の結果から、効果量Cohen's d も両条件とも2を超えており、0より小さくない大きさの力覚が生じていると考えられる。したがって、今回の実験条件では指上の電気刺激では確かに力覚が生じることが示され、その大きさは100 gfを上回る程度であることが確認された。

実験手順1の結果から、Neutralの姿勢でも若干屈曲よりの力覚が感じられた傾向が見える。これはNeutralとはいいつつも、基節骨と中手骨が同軸上(同一平面上)にある状態は、真の"Neutral"条件に対して伸展しているためと考えられる。一方で、電極条件においても主効果が認められ、陰極から陽極へ方向に力覚を感じたという結果となった。陰極刺激は圧覚提示をしやすいという報告があるため、皮膚感覚的な力錯覚である可能性がある。一方で、実験参加者の内観報告によれば、基節骨を挟んだ刺激では、力覚の方向に抗わずに動かした場合、刺激条件に依存するある一定の姿勢に近づくと力覚が収まると報告された。皮膚的な圧覚が主要因であるとするれば、一定の姿勢に近づくと力覚が収まることは考えづらく、腱につながる深部神経の関与も棄却できない。電気刺激が皮膚か腱(深部)かのいずれの受容器・神経を刺激したかまでは定かでないが、電気刺激が、ある一定の姿勢が楽になるような感覚を与え、それとの差によって力覚を感じていると考えられる。

4.7 実験 3：筋電気刺激と腱電気刺激の比較

4.7.1 実験目的

前節では電流パラメータによって力覚の大きさを制御できることを示した。本研究の目的は、第一に上腕二頭筋の腱上の電気刺激によっても力覚が生じるかを確かめることである。また第二にこの力覚がどのような機序で生じているかを検証することである。

実験の仮説

仮説は次のようなものである。腱上の刺激では力覚が増大し、筋腹上の刺激では従来手法と同様に肘が屈曲する方向への力駆動（重りによる力とは逆向き）として働き、結果として力覚が減少すると考えられる。

4.7.2 実験条件

電極設置位置

本実験では、腕を伸ばす方向の外力に対抗するという状況下で上腕二頭筋の腱上に電極を設置し（図 4.14.(a)）、筋と腱の接合部に存在する Golgi 腱器官及びその神経である Ib 線維を刺激すると仮定し、これによって上腕二頭筋が実際よりも強く収縮しているような情報を与える。一方で実際には肘関節角度は変わらないことから外力と拮抗している状態、すなわちより強い外力が存在しているという感覚を提示しようとする。これまでは電気刺激のみで提示を行っていたが、今回は実際の力提示と組み合わせ、電気刺激により力覚がどの程度増強されるかを調査した。

一方で、腱上の刺激が結局筋刺激となって弱い筋収縮を起こして、結果として Golgi 腱器官や筋紡錘に影響し力覚が生じているという可能性も考えられる。しかし一方でもし筋収縮を生じさせていた場合、その収縮自体を収縮方向への外力と知覚するので、腱器官を刺激する場合とは逆の力覚を生起させるはずである。そこで本手法が筋刺激によるものであるかに関して調査するた

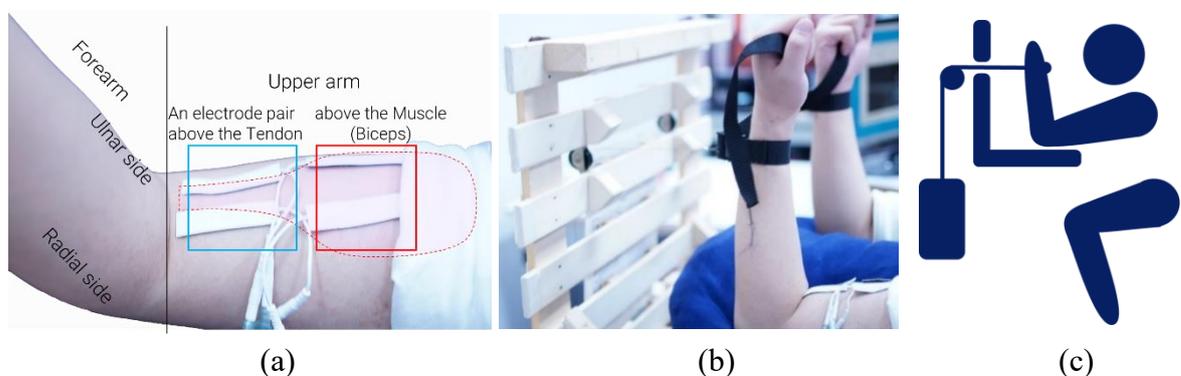


図 4.14 (a) 電極の位置。 一对の電極を上腕二頭筋の上に、もう一对の電極を腱と筋と腱の接合部の上に設置する。(b) 力覚の比較のための実験セットアップ。(c) (b)の概念的な側面図。

め、上腕二頭筋の腱上のみならず筋腹上にも電極を設置し(図 4.14.(a)), 積極的に筋収縮を生じさせる条件を追加し, この条件において, 力覚がどのように変容するかを観察する。

したがって実験内容としては, 上腕二頭筋の腱上で電気刺激をする条件, 筋腹上で電気刺激をする条件, 電気刺激がない条件の3条件それぞれで力覚の大きさを計測, 比較する。

肘関節の屈曲筋を刺激するため, 肘関節より Proximal な関節が運動に関与しないように肘を机に置く形で実施した (図 4.14 (b)).

電気刺激装置と刺激波形

電気刺激装置には前報[200]と同じ装置[185]を用いた。電極は使い捨ての 5 cm×5cm ゲル電極を 1.5 cm×5cm に切って使用した (図 4.14 (a)). 一つの電極ペアを左腕上腕二頭筋の筋腹より腱側の扇状になっている部分から腱にかけての部分をつまみ形で設置し, もう一方のペアを上腕二頭筋の筋腹に設置した。腱上の電極は橈骨側を GND, 尺側を刺激電極とした。筋上の電極は筋収縮が効率よく生じるように被験者ごとに適宜刺激電極の位置を調節した。

電気刺激は電流制御により最大 15mA の出力を可能な設定とし, 電流波形は図 4.15.a に示すような, 一回のパルスで電荷の総和が 0 となるような波形で刺激電極に大きい正の電流が与えられる波形を用いた。これは実験者による予備実験において, 負の電流が与えられる場合および, 正負の電流値が同じ双極性刺激と比較した結果, 不快な皮膚感覚がもっとも生じづらく, かつ力覚が生じやすいと感じられた波形であったため用いた。使用したパルスはパルスの高さ H [mA], およびパルス幅 W [μ s] の 2 つのパラメータによって定められる。周波数は 200Hz に固定した。

実験ではまず腱上の電極ペアにおいて, パルス幅を 100 μ s に固定し, 電流値を上げていき上昇系列のみの極限法により参加者毎に皮膚感覚閾値, 力覚閾値を計測した。この段階で腱上の電気刺激で力覚が生じるかを調査した。この結果すべての参加者が力覚を感じたことを確認した。次に力覚閾値におけるパルス高さを固定し, パルス幅を徐々に大きくし上昇系列のみの極限法により痛み閾値を計測した。これによって得られた力覚閾値 H_f と痛み閾値 H_p の中間の値 $(H_f + H_p)/2$ を腱上の電気刺激の電流パラメータとして用いた。ただし, 実験中に刺激が弱くなったと申告があった場合, 痛み閾値を超えない範囲でパルス幅を最大 30 μ s 程度増減させた。図 4.15b に各被験者で計測した各閾値および, 実験で使用する電流強度を示す。電圧は皮膚抵抗により可変で最大 300V の出力が可能であった。筋上の電極ペアにおいては, 腱上の電極ペアのパルス高さと同じ電流値を用い, パルス幅を調節した。パルス幅の大きさは肘関節の屈曲が定常的に生じ, かつ図 4.14b に示す装置で 400gf の力を伸展方向に与えたときに, 力を抜いた状態で肘の姿勢が垂直になる様に

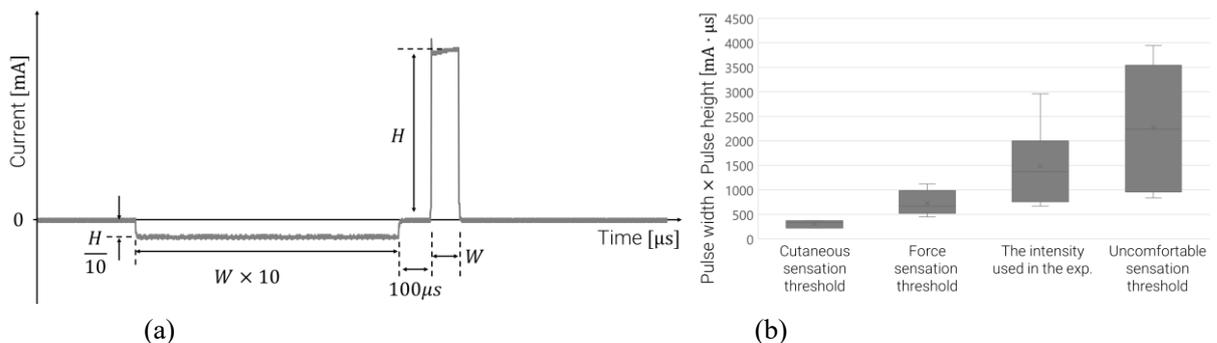


図 4.15(a) 電気刺激の波形. (b)電流パルスの強度 ($W \times H$ [mA · μ s])

調節した。

力覚の大きさの計測

実験では図 4.14 b に示す装置を用いてプーリを介した錘によって腕を水平方向に牽引した。左腕にかかる力は 400gf で固定し、右腕に力かける重りの大きさを変化させていき、適応的物理事験手法の一つである PEST[201]により、左右で同等の力覚を感じるような錘を調節した。ただし、被験者にはどちらの錘が変更されるかは伝えなかった。この時左腕に対し、後述する 3 条件で刺激をし、錘で引っ張られる方向の力がどの程度変化するかを調査した。PEST は階段法の発展形ととらえられ、被験者のどちらが重いかの回答によってステップ（刺激強度：右腕を引っ張る重りの重さ）が変化する。変更のルールは以下による：

1. 初期条件：左腕には 400gf の牽引力と、上腕への 3 条件のうちいずれかの刺激を行う。右腕には 1200gf の力を加える。
2. 各ステップでは 4 回同じ条件で刺激が行われ、3 回以上右側/左側の力覚が強いと回答したら 3. のルールで右腕に提示する力を軽く/重くする。ただし回答が半々であった場合は同ステップで 5 回目の刺激を行い、その解答によってステップを変更した。
3. 刺激強度の変化幅（ステップサイズ）は 200gf から始め、被験者の回答が逆転（例：第 n ステップで右側の力覚が大きいと回答し、第 $n+1$ ステップで左側の方が大きいと回答）するたびに、ステップサイズを半減させた。逆に 3 回以上同じ方向に刺激が増減した場合、その 3 回目以降のステップサイズは倍増させた。ただし、ステップサイズは最大 400gf とし、ステップサイズ分減少させた際に右側に提示する力が 0gf 以下となる場合はステップサイズを半減させた。
4. 終了条件：ステップサイズが 25gf となった時終了し、結果を推定値として用いた。

3 つの条件のすべての推定手順を並行して実行し、3 つの条件の各試行はランダムに行われた。図 4.16 にある一人の参加者の典型的な例を示す。実験ではどちらの力覚が大きいかを判断する際に、腕を引く紐が地面に対し平行とみなせる程度の範囲（ 10° ~ 20° ）で参加者に腕をゆっくり動かすことを許した。

実験参加者

実験参加者には実験に先立ち、実験概要を説明し、Informed Consent に署名してもらった。被験者は 21 歳から 26 歳の男性 8 名で、内 6 名が右利き、2 名が左利きと申告した。力覚の大きさの計測の前に電流パラメータの調整を行い、腱上での電気刺激によって肘が開くような力覚が生じるかを確認した。この結果全員がこの力覚が生じることを確認したため、すべての被験者に対し、計測実験を実施した。またすべての被験者において、筋腹上での刺激が上腕二頭筋の収縮を生じさせ肘関節の屈曲が生起することを確認した。

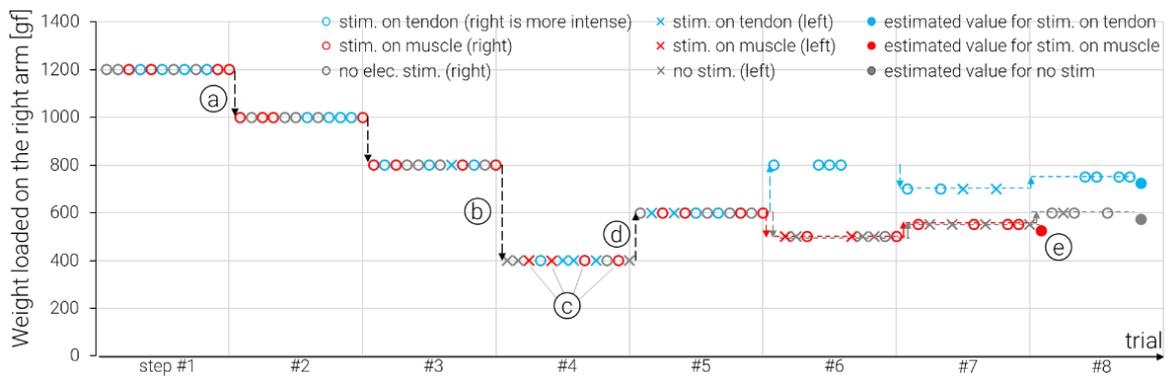


図 4.16 実験手順の例.

各ステップでは、3つの条件の試行がランダムに行われた。すべての条件のステップは、すべてのステップの遷移が決定した後、同時に変更された。(a) 最初のステップサイズは 200gf (ルール 1)。(b) 前の2つのステップが同じ方向に動いていたため、このステップサイズは2倍になった (ルール 3)。(c) EMS の条件で4番目のステップでは、2:2 と答えたので、このステップの最後に追加のトライアルを行った (ルール 2)。この例の場合、左の方が強いと答えたので、ステップは上がった。(d) 方向が反転したため、ステップサイズが半分になった (ルール 3)。(e) ステップサイズが 25 になったので、EMS 条件の手順を停止した (ルール 4)。

解析手法

実験で得られた 3 条件の力覚の大きさのデータに対し、3 群各々の比較を行う必要があることから、Bonferroni 法による多重比較を行った。有意水準は 5%とした。

4.7.3 結果

実験結果を図 4.17 に示す。バーグラフは平均値，エラーバーは標準誤差を示す。散布図は各被験者のデータを示す。ただし、筋腹上の条件(muscle 条件)において一名の参加者のデータが他の参

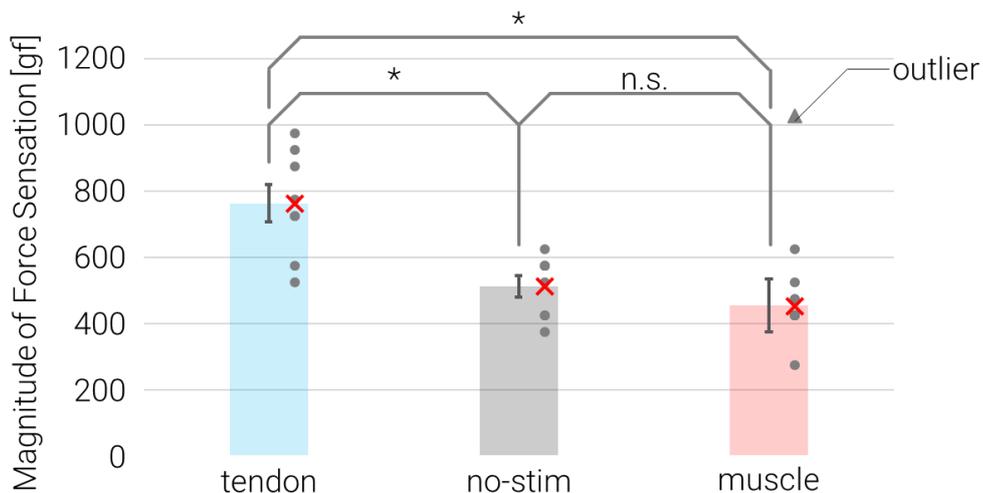


図 4.17 各条件下での力覚の大きさ

エラーバーは標準誤差。散布図は各被験者の各条件での値。×は平均値。

加者のデータと明らかに異なり、電気刺激がない条件に比較して大きかったため、これを外れ値とし、muscle 条件の平均値とエラーバーはこれを除いて計算された。また今回の Bonferroni 法では対応のある両側 t 検定を各群間に行い Bonferroni 補正を行うため、muscle 条件で外れ値をもつ被験者を他の条件でも除き n=7 として比較した。この結果、腱上での刺激条件は他の 2 条件に対し有意に大きいことが示された (vs. no-stim: $p = 0.012$, vs. muscle: $p = 0.014$)。対して、筋腹上での刺激条件は腱上刺激に対して有意に小さかったが、電気刺激なしの条件に対しては有意差がなかった ($p=0.28$)。

腱上での電気刺激がある場合、力覚をどのように感じたか、触覚はどの範囲に生じたか、力覚の大きさをどのように評価したかを自由回答により調査した。全員に共通して腱上での電気刺激では前腕が肘関節を開く方向に押されるような感覚が生じるという回答があった。また少なくとも 3 人の被験者から力比較時に腕を動かした際、腱上電気刺激条件では想像以上に腕が動いた感覚があったと回答があった。

電気刺激時の触覚の範囲は、2 人が電極位置周辺と手を含む前腕全体の広範囲に感じていた。1 人は前腕に刺激を感じていたが、前腕腹側の面というより肘から親指を結ぶ線上に触覚を感じたと回答した。また 2 人は上腕の電極位置から前腕の肘周辺に触覚範囲がとどまっていたと回答した。3 人は上腕の電極周辺に触覚がとどまり、前腕には電気刺激による触覚はほとんど感じなかったと回答した。

力覚の大きさの比較においては、少なくとも 3 人が明らかに右側の錘が大きい時にはバンドが腕に与える圧覚から力の大きさの比較を行ったと回答した。逆に 2 人は電気刺激による前腕への触覚により、左腕へのバンドによる圧迫感がかき消され、皮膚感覚を手掛かりには比較不可能であったと回答した。皮膚感覚を手掛かりにしなかった状況の時、半数の被験者が腕を動かしたときにより肘が開く方向に前腕が動いた変位、および速度に着目して比較したと回答した。肘関節を屈曲させる方向への動かしづらさを手掛かりにしたという回答はなかった。

筋腹上での電気刺激がある場合について力覚をどのように感じたか、力覚の大きさをどのように評価したかを自由回答により調査した。力覚をどのように感じたかについては、外れ値をもつ参加者を含め 3 人の参加者が実際に腕を動かす際に筋収縮があることでより腕が動かしづらく重いと感じたことと答えた。ただし、このうちの一人は実験結果としては電気刺激がない場合と比較して筋電気刺激時の力覚の推定値が小さい結果となった。一方で外れ値となった参加者ともう一人の参加者は結果として腱上の刺激条件と同等か少なくとも電気刺激なしの条件と比較して大きい力覚推定値となった。他の被験者は筋電気刺激により錘による力がキャンセルされて軽くなったか、そもそも力が分からなくなったと回答した。この内 2 名において筋電気刺激がある場合、リストバンドによる圧覚が強くなったと回答したが、同時に力覚の影響の判断に用いるほどではなかったと報告した。

4.7.4 議論

我々の仮説は「腱上の刺激では力覚が増大し、筋腹上の刺激では力覚が減少する」というものであった。これに対して、実験結果から上腕二頭筋の腱を刺激したことによる肘関節伸展方向の力覚の増強は明確に確認できた。人によっては 2 倍以上の力覚と感じていた。ただしばらつきが大きく、100gf 程度しか大きくならなかった参加者もいた。しかし傾向としては 8 名の被験者全員

において力覚が増強した結果となった。一方で後半の仮説に関しては確定する事はできなかった。

本実験は力覚の大きさ計測の推定値の収束までに1時間半から2時間半の時間を要し、間に休憩をこまめに入れたため、腕の姿勢や電極の条件が若干変化した可能性がある。実際数人の被験者では途中力覚が感じられなくなり、電極位置の調整などを行った。また今回の電流パラメータの調整はあくまで力覚が十分に大きく感じられる範囲かつ不快な触覚を生じない範囲で行うような統制であった。さらに参加者は全員男性だった一方、筋肉のつき方が大きく異なっていた。こうした要因により力覚の大きさにばらつきが生じたと考えられる。今回の力覚の大きさの推定は推定値が収束するまでに長い時間がかかってしまった。これは推定値の精度を下げてしまうと思われるためより素早い手順を今後は採用すべきである。

筋腹上での刺激条件は有意に力覚を減少させなかったが、複数の参加者が重りを支えるのにアシストされている感覚であると報告した。こうした感覚は腱上での電気刺激条件とは大きく異なっており、腱上での電気刺激による力覚生起は筋刺激とは異なる現象であると言える。ただし筋電気刺激により自分が力んでいる感覚が生じたと答えた参加者も一名いた。これは筋収縮によるGolgi 腱器官の興奮によるものと考えられ、腱上の電気刺激と同様のことが生じた可能性がある。ただしこの参加者は筋刺激の条件は電気刺激なしの条件よりも力覚の大きさが小さかった。

また筋腹上での電気刺激条件で力覚が大きくなると回答した参加者は筋刺激により腕が動かしづらくなる感覚によってそのように回答したと報告していた。また錘による力提示のみの右腕を「水中で腕を動かす感覚」と例えるなら、筋刺激されている左腕は「泥の中を動かす感覚」であったと形容した。外れ値となった参加者は腕を動かすと筋収縮がコンスタントではなくなり、腕が不随意に振動するようになったと報告した。これは腕を動かすことで電極と上腕二頭筋の配置が換わり、腕の角度によって筋電気刺激が生じやすい場合と生じづらい場合とが交互に生じた結果であると考えられる。これらの動かしづらさはSense of effort に関係する感覚であると考えられる。

腱上での電気刺激条件で電極を設置した箇所は正中神経などが比較的浅部に表出する箇所であるため、前腕などに触覚が生じやすい。しかしながら、数名の参加者においては前腕に触覚が生じることなく、肘が伸展させられるような感覚が生じたことから、皮膚感覚による力錯覚ではなく、深部感覚による寄与が大きいことが考えられる。ただし、皮膚感覚神経が自己受容感覚に寄与しているとする研究もあることから、肘腹側の皮膚感覚神経が刺激され、皮膚感覚的な振動や圧覚と解釈されずに力覚としてのみ中枢で処理された可能性も無いとは言えない。ただし、姿勢が変化するとこの力錯覚が生じなくなったという被験者もいた事から、姿勢の変化の影響を受けやすい深部の感覚神経の刺激が主たる要因であると考えられる。

上腕二頭筋の腱を刺激することで伸展方向の感覚を生じるという点では、筋紡錘の寄与も可能性として考えられるが振動刺激によって生じるような運動錯覚が生じたと報告する参加者はいなかったため筋紡錘の寄与は小さいと考えられる。一方で腱上での電気刺激が与えられているときに腕を動かすことでより大きくあるいは速く腕が動いたと感じた参加者もいた。これが筋紡錘による運動錯覚が生じていたためという解釈もできるが、参加者が外力知覚から加速度を想起したためとも考えられる。実際、腱への電気刺激で運動錯覚に似た現象が生じることが報告されている[44]。

少なくとも3人の被験者の報告では腱上での電気刺激を受けた瞬間、不随意に肘関節が伸展運動を実際に起こすという報告があった。もし筋電気刺激をしていれば伸展ではなく屈曲運動をす

るはずである。これを説明しうるのは Golgi 腱器官が寄与するとされる Ib 反射と呼ばれるものである。これは瞬間的に大きな力が筋に働いた場合に筋を守る様に運動神経の興奮を抑制するというものである。実際針電極によって Golgi 腱器官ないし Ib 神経を刺激したときにこの抑制性の反射が生じることが確認されている。したがって EMG などを用いてこの Ib 反射を観察できれば本手法による力錯覚が Golgi 腱器官を刺激したことによる現象であることの大きな証拠となりえる。Future Work としてこうした反射を計測することにより腱上での電気刺激による力錯覚の機序を解明することが必要である。

4.8 実験 4：皮膚触覚刺激と深部刺激の比較

4.8.1 実験目的

前章では腱直上の皮膚表面電極からの経皮的電気刺激によって力覚が生起し、筋刺激とは全く異なる現状であることを示した。ただし、この手法は皮膚表面に近い皮膚感覚受容器と、より深部に存在する自己受容感覚の両方を刺激しうするため、何を刺激して力覚が生起しているかは判別することが出来ない。そこで本章では、皮膚感覚と自己受容感覚のいずれの受容体・神経が本手法によって生起する力覚に大きく寄与しているかを区別することを目的とし、実験を行った。本実験は電極間隔を変えることによって、力覚の大きさと皮膚感覚の大きさにどのような変化が生じたかを調べる。第 2.2.1 節で述べた通り、間隔が狭い場合、皮膚の浅い部分を通過する神経が興奮しやすくなり、深部の神経は興奮しにくくなり、対照的に間隔が広い場合、深部は比較的容易に刺激が到達する（図 4.18）。したがって、電極の間隔が広いときに力覚が強し狭いときに力覚が弱い場合、この力覚は少なくとも部分的に深部組織の受容体、すなわち自己受容器からの寄与を有すると考えられる。

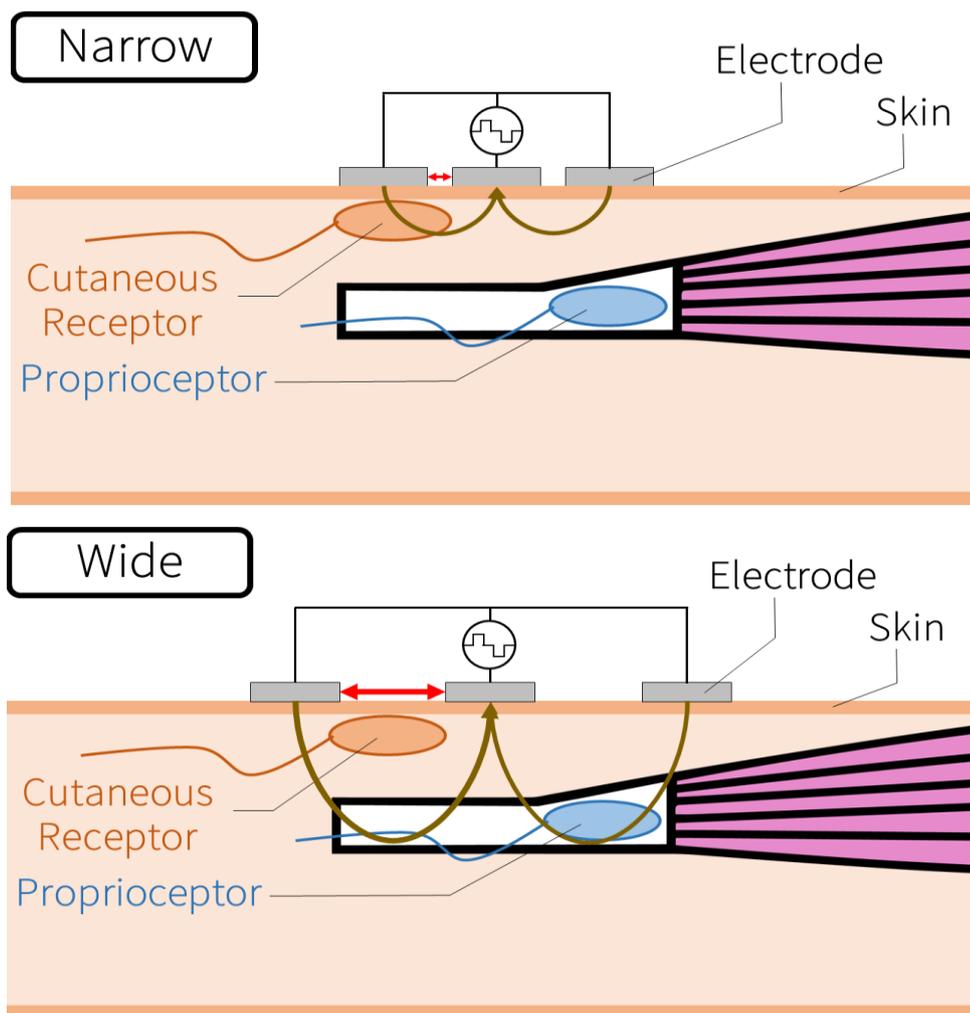


図 4.18 電極間隔の違いによる刺激到達深度の違い。

間隔が狭いと刺激が浅部に留まり、感覚が広いと、刺激は深部まで到達しやすい。

4.8.2 実験条件

電極間隔

図 4.19 に示すように、5つの電極を1mm間隔で配置した。電極間隔の広いWide条件の場合には、真ん中の1つと外側の2つの電極を使用し、電極間隔の狭いNarrow条件の場合には、真ん中の3つ電極を使用した。したがって、電極間隔は、Wide条件で16mm、Narrow条件で1mmであった。

電流パラメータ

電気刺激には、上記のように選んだ3つの電極のうち両端の電極の極性が中心電極の極性と反対であるようにし、交互に極性が変わるような双極刺激を実施した。電流波形は4.5節実験1と同様のものを用いた。電流パルスのパラメータは80Hzに固定されており、

これは4.5節より力覚を引き出すのに十分な大きさの刺激であると考えられる。パルス高さは80Hzにおいて0mAから25mAの範囲で力覚が生じる閾値を1とした時の $\sqrt[3]{2} \approx 1.26$ 倍の値、1.26($\approx \sqrt[3]{2}$)倍であった。これは、すべての参加者が痛みなく十分に力覚を感じることができるという値として決定した。周期(Period)は $1/80[\text{Hz}^{-1}] = 12500[\mu\text{s}]$ 、パルス幅は $200\mu\text{s}$ であった。

触力覚計測装置

4.5節と同じ装置を用いて力覚の大きさを計測した。皮膚感覚の大きさについては後述の実験手順に沿ってマグニチュード推定法にて計測した。

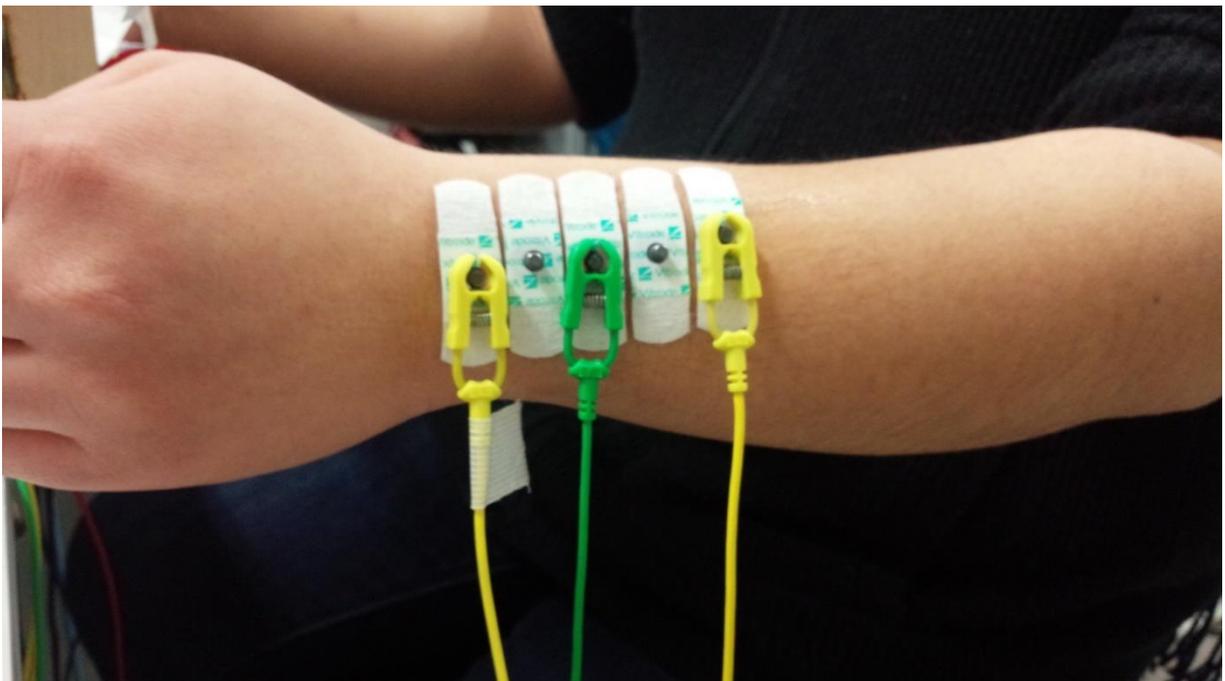


図 4.19 電気刺激の位置 (Wide 条件)。Narrow 条件の場合、内側の3つの電極を用いる。

実験手順

実験条件で定義された条件下で腱の直上で経皮的電気刺激を与えた。各試行では、最初に Wide 条件を実行し参加者に力覚の大きさを答えさせた。参加者はバネばかりを引っ張ることによって力を定量化した。次に、Narrow 条件が実行され、力を再度定量化させ、さらにこのとき、直前の Wide 条件の皮膚感覚の大きさを 100 したときの Narrow 条件での皮膚感覚の大きさを答えてもらうことで、Wide 条件に対する Narrow 条件皮膚感覚の強さを求めた（マグニチュード推定法）。たとえば、大きさが前の状態の約 2 倍であれば参加者は 200、約半分であれば 50 と答えさせた。各参加者に対して 3 回の試行が行われた。

実験参加者

実験には実験室内のメンバー 9 人(内 6 人が男性, 21-32 歳) が参加した。

4.8.3 実験結果

結果を図 4.20 に示す。皮膚感覚については、Wide 条件は常に 100 であると見なした。力覚の大きさについて、Wide 条件では実験 1 の 80Hz、最大強度の結果とほぼ同様の結果となった。力覚について、Narrow 条件の下での大きさの平均は Wide 条件の下でのものより 34.5% 低かった。一方で、皮膚感覚では、Narrow 条件での平均値は Wide 条件での平均値より 6.1% 低かった。こうした比に関する比較をするため、力覚強度についても Wide 条件に対する Narrow 条件の比を計算し、反復測定多変量 ANOVA を行った結果、触覚強度については有意傾向に留まり、効果量偏イータ 2 乗に関しては力覚強度の方が触覚強度よりも 2 倍以上大きいことが確認された（力覚強度： $F(1,53) = 9.28, p = 0.004, \eta_p^2 = 0.149$ 、触覚強度： $F(1,53) = 3.73, p = 0.059, \eta_p^2 = 0.066$ ）。この結果から、より広い電極間隔は、より狭い電極間隔よりも明確な力感覚を生み出すことができるが、皮膚感覚の量にはほとんど差がないことが示唆された。より広い電極間隔はより深い領域を刺激

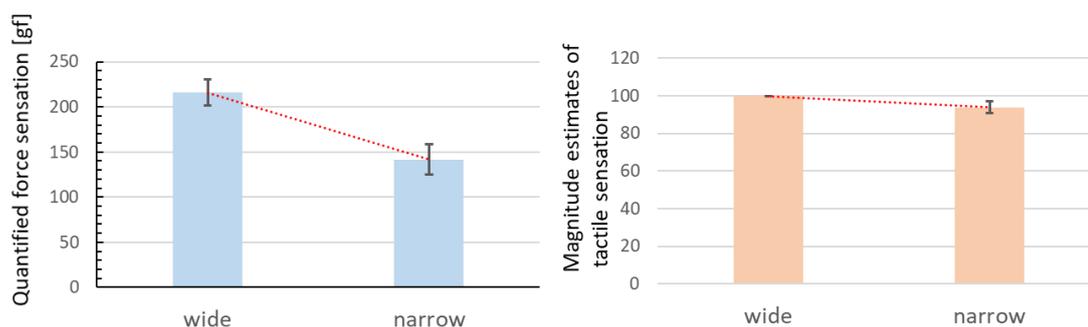


図 4.20 (左) 力覚の大きさの比較（棒グラフの高さ：平均値，エラーバー：標準偏差）。（右）皮膚感覚の大きさの比較（幾何平均と幾何標準偏差）

するはずであるので、これは、電気刺激によって生成される力感覚が少なくともより深い領域内の受容体に起因することを示唆している。刺激点（手首）に関する解剖学的所見および発生した感覚が力覚であることから、感覚が Golgi 腱器官に由来する可能性が高いと考えられる。

皮膚感覚の大きさについて、当初は電極間隔が狭くなるにつれて電流密度が大きくなり、感覚が強くなると考えた。しかし、実際には大きな違いはなく、どちらかという少し小さい結果となった。参加者のそれぞれのデータを見ると、3つのグループに分けられることが分かった。一つのグループは Narrow 条件において皮膚感覚がより大きく感じられたと答えたグループ、もう一つは Wide 条件および Narrow 条件どちらにおいても皮膚感覚がそもそも感じられなかったグループ。そして約半数の参加者が該当する残りのグループは Narrow 条件において皮膚感覚が小さくなったと答えた。1つ目のグループは仮説通りで、2つ目のグループも実際理想的な体験の報告であった。しかしながら仮説に完全に反する3つめのグループの人数が最も多かった。これは、手首に近い部分、すなわち関節付近では、皮膚受容体の分布密度が小さいためと考えられる。別の可能性として考えられる原因は、電極間のギャップが狭いときに実験中に手首が曲がったときにゲル電極が互いに接触した可能性があることである。この場合、電極間の短絡であるため皮膚感覚が非常に弱くなった可能性がある。

4.9 実験 5：マルチモーダル提示による力覚提示

4.9.1 実験目的

前節までに皮膚表面を介した腱の電気刺激（腱電気刺激，Tendon Electrical Stimulation；TES）によって自己受容感覚的な力覚が生成され得ること，さらに力覚の大きさは電流パラメータを調整することによって制御できることを示した．人間とコンピュータとのインタラクションでよく用いられる筋電気刺激（EMS）による力覚の提示手法とは異なり TES は運動神経ではなく感覚神経を刺激する．したがって，TES は，不必要な筋肉収縮を発生させることなく力覚を提示するために使用することができる．

しかし，腱電気刺激によって生ずる感覚にはいくつかの制限があった．第 1 に，本手法は一定の力を提示するために使用することができるが，衝突に関連したもののような瞬間的な感覚を提示することはできない．その結果感覚として衝撃的な体験が難しかった．第二に，感覚の解釈はユーザによってしばしば異なる．前章までの実験では，手首の背部が刺激されたとき，ほとんどの参加者は誘発された力覚の方向が手背から手掌へ方向（屈曲方向）であると報告した．しかし，参加者にその感覚について自由にコメントさせたとき，手を手首で曲げたように感じたこと，腕をひじで曲げたこと，または腕全体を押すことを感じたことを明らかにした．

本節では，ユーザに力覚に関連する複数の感覚提示モダリティを統合することで複数の手がかりを与えることによってこれらの問題に対処することを試みた．実験では，腱電気刺激に加えて皮膚刺激と視覚刺激を同時に行うマルチモーダル提示システムを構築し，力覚がマルチモーダル刺激とユニモーダル刺激（すなわち，腱電気刺激のみの場合）との間でどのように異なるかを調べた．

4.9.2 実験条件

ヘッドマウントディスプレイを介した視覚提示

ヘッドマウントディスプレイ（HMD）が基本的に常に親指を上に向けて手を開いた状態でモデルを右に表示するように，バーチャルリアリティ（VR）スペースを PC 上に構築した（図 4.21）．仮想物体が動いて手の裏側に衝突するように描画される．物体が手に触れたときの速度はおおよそ 0.8m/s である．物体は接触後 3 秒間手を押し続けるように描画され，その間，右手はあたかも物体に押されているかのように手掌の向き（0.2 m）にわずかに動き，その後その位置に留まる．

振動子による機械的振動刺激

TES を使用して衝撃の感覚を表現することは困難であった．そこで今回のシステムでは，皮膚感覚は振動子を通して提示される．振動子への入力，マイクロコントローラによって生成された正弦波を増幅することによって制御される．マイクロコントローラは，TES を制御するマイクロコントローラと通信する．これは，100 μ s オーダーのタイミングに伝制御可能であるため，振動の遅延を電気刺激から 1ms 以内にすることができ，遅延はほとんど気にしなくてよい．振動子へ

の入力波形は衝突の表現によく使用される減衰正弦波を採用した [104, 202]. 物体が VR 空間上の手に触れた直後に, 振動子は短い振動 (約 0.5s 間) をユーザに与える. 減衰正弦波の周波数は 100 Hz で, 振幅は参加者によって調節可能とした.

腱電気刺激

TES は, 物体が右手に触れて押している間に連続的に行われる静的な連続力を表す. 電極は前章の実験と同様に手首の裏側に配置され, 2つの電極は手首の関節をまたぐように配置された (図 4.22). 電気刺激には, 周波数 100 Hz, パルス幅 $200\mu\text{s}$ の 2 相矩形パルス波を使用した. 2つの電極は刺激電極として交互に作用した. さらに, 参加者が最大 25mA までの力覚を十分に知覚できる程度にパルスの高さを調整することが可能である.

実験構成：マルチモーダル力覚提示システム

システムの構成は, 電気刺激装置 [185], 振動子 (Acouve Lab., Vibro transducer Vp 2 series Vp 210), そしてヘッドマウントディスプレイ (HMD) (Oculus, DK 2) からなる. このシステムは視覚, 振動触覚, そして自己受容感覚という 3つのモダリティを通して力覚を提示する (図 4.22, 図 4.23). これらのモジュールは PC によって統合される. 電気刺激装置および振動子はマイクロコントローラ (NXP, mbed LPC 1768) によってシリアル通信を介して情報を PC と同期し, 制御される. TES には, 2つのゲル電極 ($1.9\text{mm}\times 3.5\text{mm}$, Vitrode F-150S, 日本光電株式会社) を用いた.

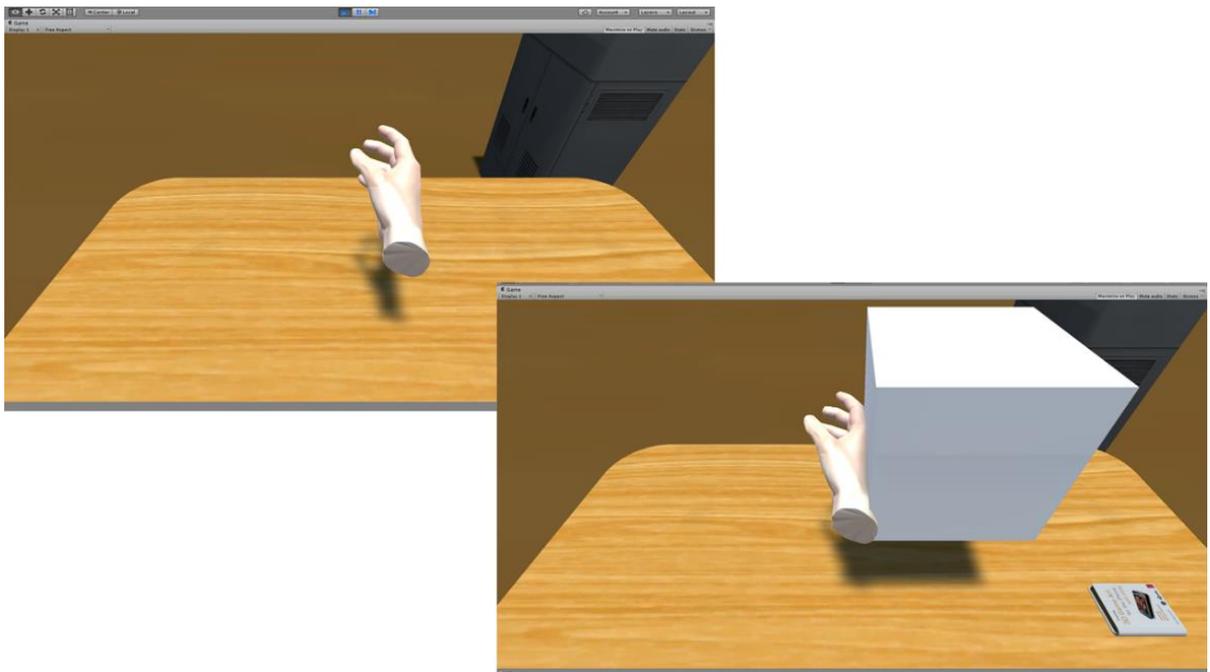


図 4.21 HMD 内の映像

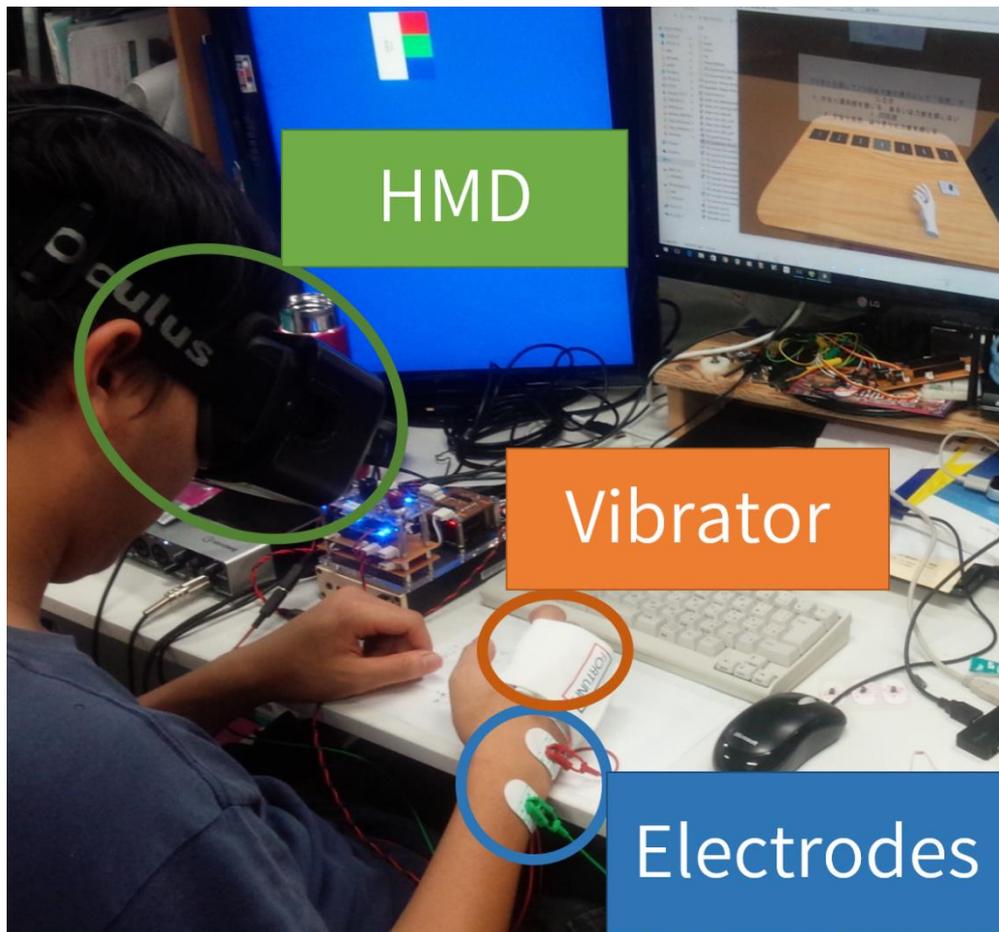


図 4.22 実験セットアップ。

電極は腱の上の皮膚，この場合は伸筋または屈筋の腱の上の手首に取り付けられる．振動子は手背に取り付けられる．

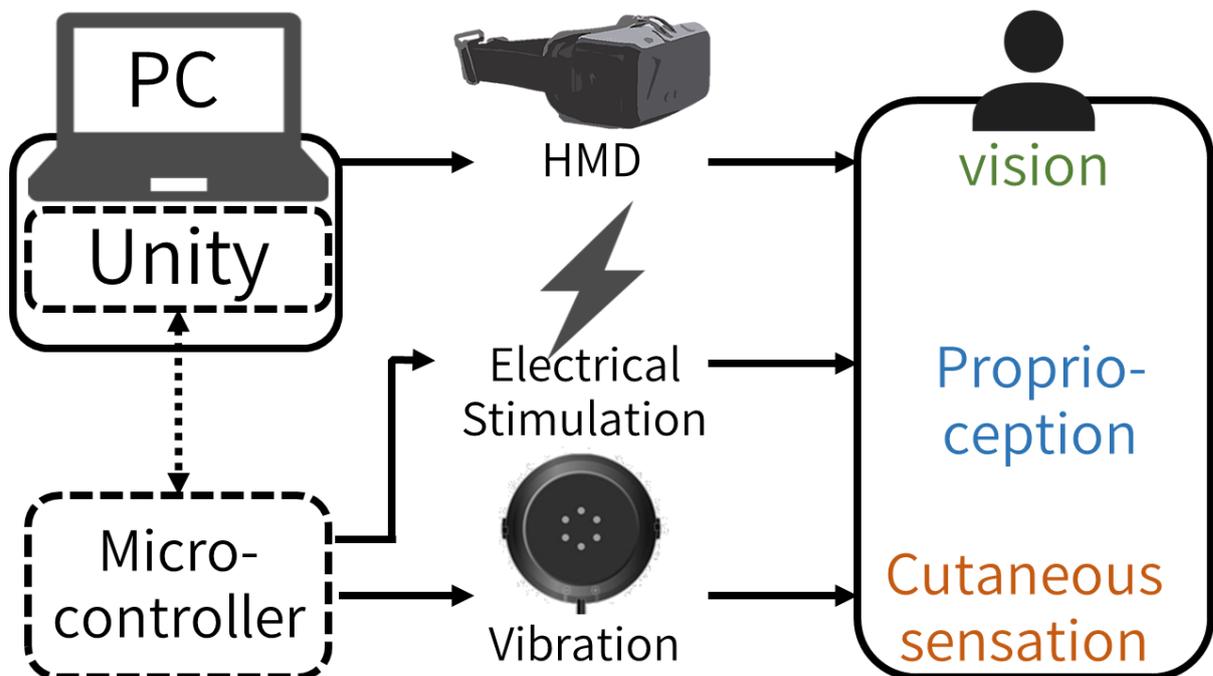


図 4.23 マルチモーダル力覚提示システムの構成図

刺激条件

実験条件は表 1 に示す通り. TES (T・青), 機械的振動 (M・橙), 視覚 (V・緑) がそれぞれの有無から成り立つ 8 つの組み合わせから「振動刺激のみ」と「刺激なし」の 2 つの条件を除いて合計 6 つの条件を用いた. その中で, 「TES のみ」の条件を基準刺激として用い, 他の 5 つの条件は比較刺激としてランダムに 1 回提示された. すなわち, 各参加者は 5 回の試行を実行した. 参照刺激は各比較刺激の直前に提示された. 視覚刺激なしの場合は図 4.21 において, 手のモデルと, 衝突物体が表示されない.

表 4.1 実験条件. E : 腱電気刺激, M : 機械的振動刺激, V : HMD による視覚刺激

	Tendon Electrical Stimulation: ON		Tendon Electrical Stimulation: OFF	
	Vision: ON	Vision: OFF	Vision: ON	Vision: OFF
Mechanical Vibration: ON	E M V	E M	M V	M
Mechanical Vibration: OFF	E V	Reference Condition (E only)	V	None

実験手順

実験の様子は図 4.22 の通り. 参加者は HMD, 右手の手首の後ろに電極, 右手背に振動子を装着した. 振動子の位置は今回の電気刺激によって刺激しうる腱がつながる筋によって生成されるであろう力覚として自然な位置として選択させた. 電気刺激のパルス高さと振動の振幅は参加者によって事前に調整された. この際参加者が TES だけで力覚をはっきりと感ずることができるように, かつ衝撃感覚を十分に感ずるように調節させた.

参加者は, 自分が右手の姿勢を VR 空間上に描画される右手モデルに合わせるように指示された. VR 空間上では, 物体は画面の右側に現れ, 左へ一様に加速された動きをした. 物体が手のモデルと衝突したとき, 機械的振動刺激と電気刺激が提示されるようにした. 視覚的刺激が提示されなかった条件では, 物体と右手モデルは消え, 衝突とそれに続く力覚は機械的振動刺激と電気的刺激のみで表現した.

各試行の後, 参加者に次の 4 つの項目に関する質問に回答させた.

- i. 力覚の大きさ
- ii. 力覚の自然さ
- iii. 力覚の向き
- iv. 力覚の作用点

項目 i および ii は 7 段階リッカート尺度で採点され、4 を基準刺激に対応させた。生じた感覚が力覚として知覚されなかった場合、参加者に値を 1 として評価させた。

項目 iii はつぎの 7 つの選択肢から選択して答えさせた：手首を内側（屈曲方向）に曲げる向き、手頸を外側（進展方向）に曲げる向き、肘で前腕を内側に曲げる向き、肘で外側に曲げる向き、腕全体を内側に押す向き、腕全体を外側に押す向き、または上記のいずれでもない（図 4.24）

項目 iv は、7 つの選択肢から選択して回答させた。手掌、手背、手首の手掌側、手首の裏側、腕の手掌側、腕の裏側、または上記のどれも。

実験参加者

研究室内の 22～24 歳の男性 11 名（男性 10 名，全員右利き）が参加した。このうちの 1 人は実験中に回答を誤ったと宣言したため、データ分析から除外された。

4.9.3 実験結果

力覚の大きさ

図 4.25（上）に示す通り、TES を含まない条件はいずれも TES のみを含む条件（基準刺激）と比較して低いスコアを記録した。Wilcoxon の符号検定を用いて、各刺激に対する結果を基準刺激に対する結果と比較したところ、視覚刺激のみの条件、視覚+機械刺激の条件、および 3 つすべての様式の条件の下で力覚の大きさにおいて $p \leq .05$ 水準で有意差があることが明らかになった。すなわち、TES が提示されなかった全ての条件下で、力覚の大きさは基準刺激の大きさよりも有意

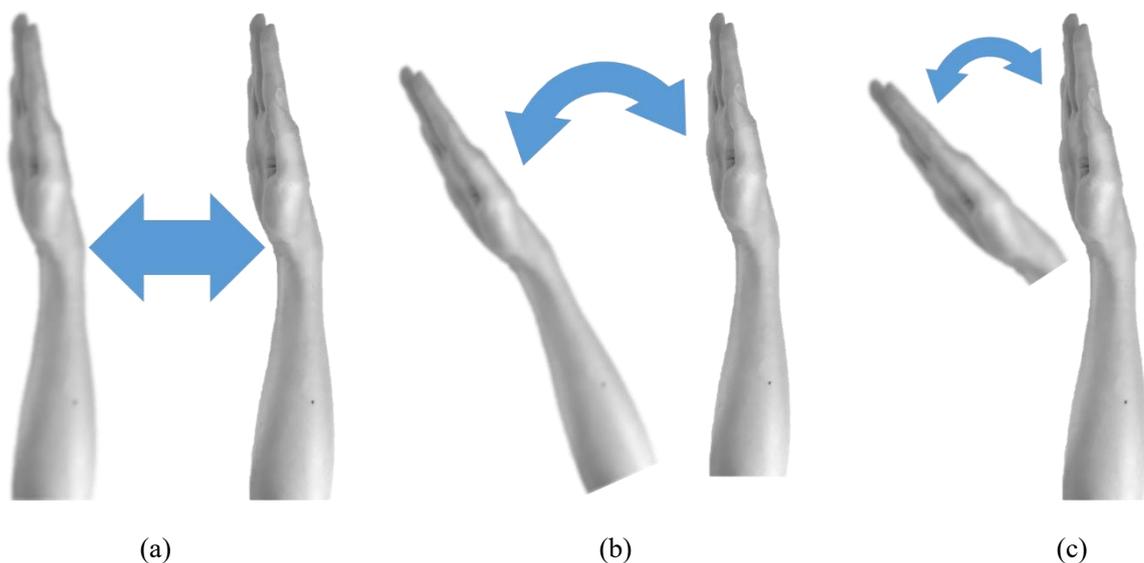


図 4.24 力覚の方向と回転軸。

(a)：腕全体が内側または外側に移動する向き。(b)：前腕が肘の周りを内側または外側に回転する向き（軸は肘の屈曲・伸展方向に限らず、特に今回の姿勢では上腕を軸とした向き）(c)：手を手首の周りで内側（屈曲方向）または外側（伸展方向）に曲げる向き。

に小さく、そして全ての様式が組み合わせて提示された条件下では、力覚の大きさは基準刺激の場合と比較して有意に大きかった。

力覚の自然さ

力覚の自然さに関する結果を図 4.25（下）に示す。視覚刺激が単独で提示された条件以外の全ての条件の下では、力覚は一般に、参照刺激の場合と同等またはそれ以上に自然であると知覚された。Wilcoxon の符号検定を用いて、各刺激に対する結果を基準刺激に対する結果と比較した。視覚刺激のみの場合と 3 つのモダリティすべて統合した場合で力覚の自然さに $p \leq 0.05$ 水準の有意差が認められた。すなわち、視覚刺激のみが提示された条件における自然さは、基準刺激に対して有意に低下し、刺激が全てのモダリティを通して提示された条件における自然さは、基準刺激よりも有意に高かったということを示している。

力覚の方向

力覚の方向と回転軸に関する結果を図 4.26（上）に示す。軸を無視すれば参加者全員が少なくとも力覚は内側方向、つまり手掌が向いている方向に感じたと回答した。「上記のいずれでもない」は、主に TES が提示されていない条件下でのみ選ばれた。TES が提示された条件下では、参加者は、前腕が内側に動いたときの力覚が肘を運動の起点としていると答える傾向があった。3 つのモダリティで刺激したとき、手首のまわり、肘のまわり、そして前腕と上腕の表面に垂直の選択肢のそれぞれについてほぼ同数の反応があった。

力覚の作用点

作用点の位置に関する結果を図 4.26（下）に示す。ほとんどすべての試行で、参加者は、適用点は腕のいずれかの部分の「背側」にあると回答した。作用点が腕の内部にある、あるいは感覚が押されるのではなく引っ張られるようなものだったというコメントがいくつか存在した。視覚的刺激または機械的刺激が与えられたとき、参加者は、適用点が手背にあると回答する傾向があった。特に視覚的刺激と機械的刺激の両方がある状況下では、適用点の位置は手背側に知覚されると報告されることが多数を占めた。しかし、3 つのモダリティすべてが表示されている条件下では、この割合は小さかった。

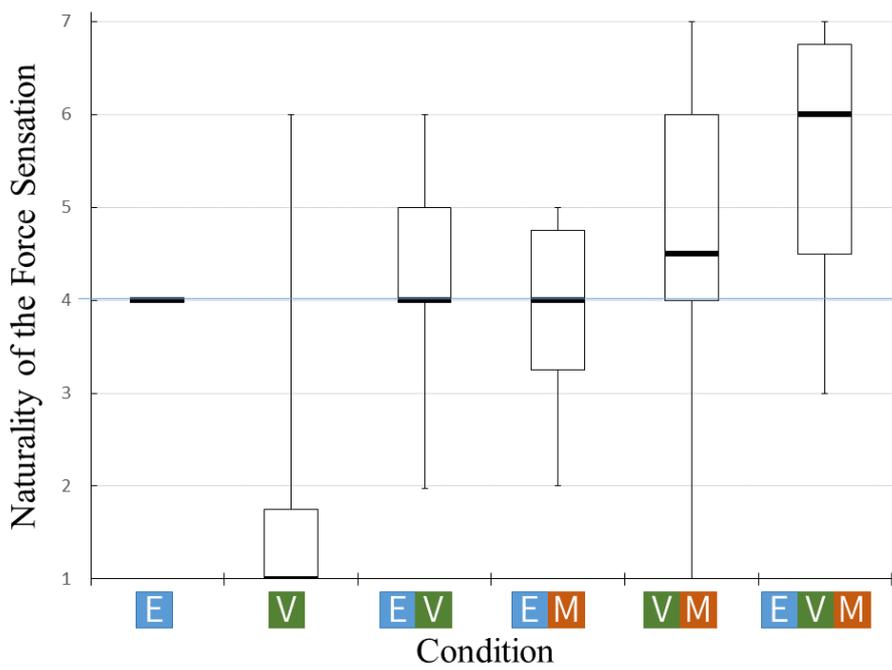
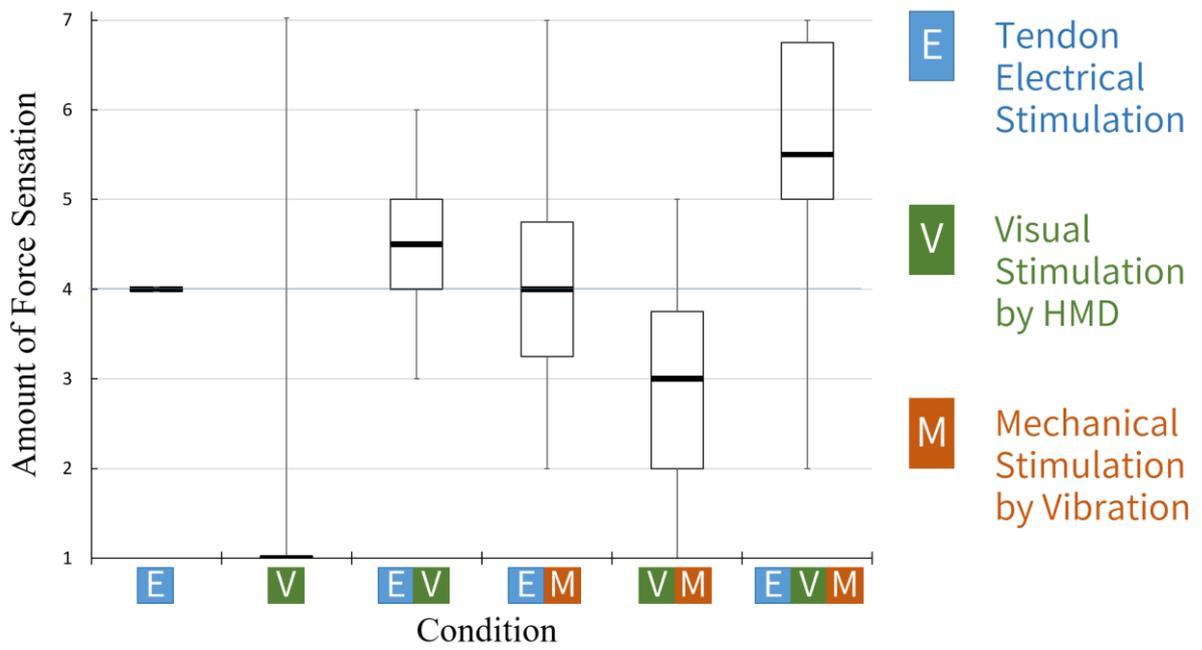


図 4.25 項目 i (上), ii (下) に関する実験結果
(箱ひげ図の太い帯は中央値, エラーバーは最大値と最小値.)

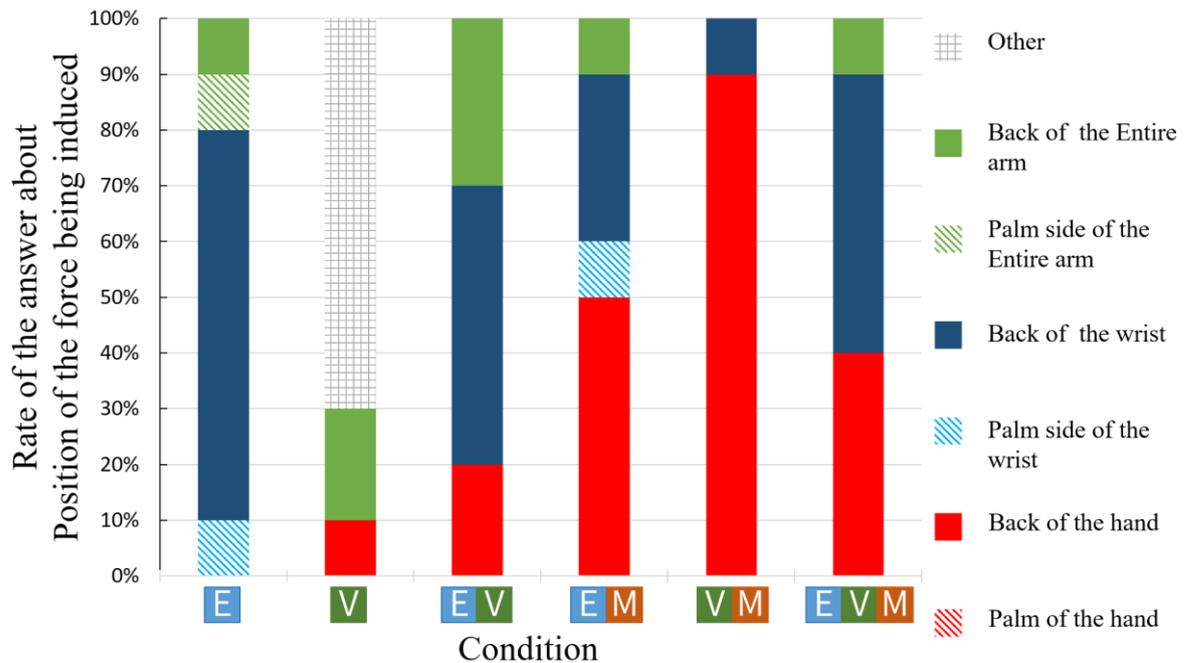
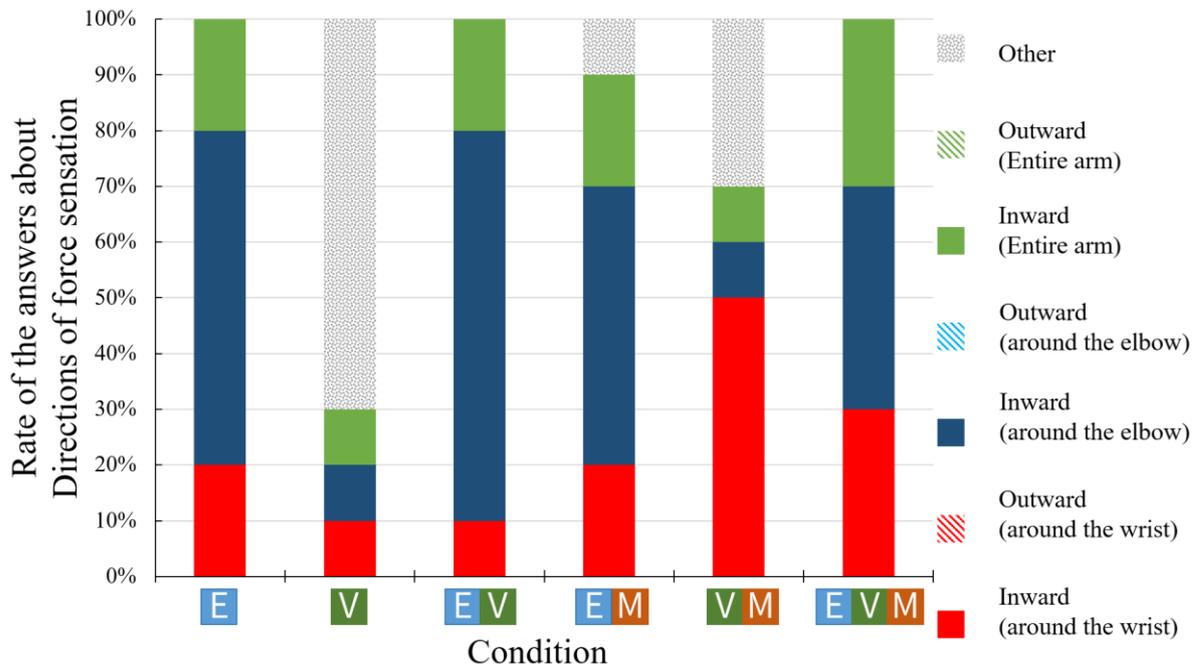


図 4.26 項目 iii (上), iv (下) に関する実験結果.

4.9.4 議論

今回の実験結果は、腱への電気刺激のみの条件（基準刺激）と比較して、3つのモダリティを介した情報の同時提示によって力覚の大きさおよび自然さが有意に増大することを確認した。しかしながら、力覚の方向および軸ならびに加えられた力の位置の詳細な制御はさらなる考察を必要とする。以下は、今回の複数の結果から得られた知見を記す。

力覚の大きさ

実験結果から、3つ全ての刺激の組み合わせが、基準刺激である「TESのみ」が提示された条件と比較して、知覚される力の大きさを有意に増大させることを示した。対照的に、力覚の大きさは、視覚的刺激のみが提示された試行および視覚的および機械的振動刺激だけを用いた試行では有意に小さかった。

後者の結果は、TESを含まない全ての条件が参照と比較してより小さい大きさの力覚を有するので、TESが力覚生起に大きく寄与したことを示唆する。前者の結果は、マルチモーダル感覚の同時提示によるリアリズムの増加によって説明することができる。しかしながら、参加者が力の量を象徴的に判断した可能性（すなわち、より多くの種類の感覚をより強い感覚として解釈した可能性がある）を排除することは早計である。これについては次節で考察する。

力覚の自然さ

基準条件と比較して、力覚の自然さは視覚のみの条件の下で有意に減少し、そして3モーダル条件の下で有意に増加した。それゆえ、3つのモダリティは互いに干渉せず、むしろ同じ状況の情報の提示において協調的に働いた。これは、直前の節で述べた、リアリズムの向上により知覚される力の量が増加したという考えを裏付けるものである。

大きさと自然さに関する結果は、TESが力覚を提示する方法として有効であること、そしてそれが他のモダリティと協調してより自然で説得力のある力覚を提示することができることを示す。

力覚の向き

すべての参加者は、力覚の方向は少なくとも手背から手掌に向かってしていると報告した（例えば手首の周りでは、これは伸展ではなく屈曲方向である）。これは、TESがEMSとは異なることを再確認するものである。運動神経が刺激され、力の感覚が筋肉の収縮によって発生した場合、電極は手首の裏側に配置されているため、力は屈曲ではなく伸張方向に感じられたはずである。

もともとのTESによって生ずる力の方向についての解釈は次の通りであった。まずTESは筋肉の腱を刺激し、伸筋が収縮しているという感覚を生起させた。このとき手首は実際には伸びていないので、ユーザは手首の伸びを妨げるために何らかの外力が働いていると解釈した。言い換えれば、彼らは手首を屈折させようとしている力に対抗していると感じたと考えられる（図 4.1）。この解釈に基づけば、報告は方向が手首のまわりにあったということについても同意した可能性もある。

しかし、TESのみの試行の場合、参加者の大多数は力の方向は手首ではなく肘の内側（内側から手掌側）にあると感じていると報告した。これは、力が加えられた点（作用点）があいまいであったために生じた可能性と、肘を回すことは手首を回すことよりもユーザにとって衝撃を受け流す動作としてより自然な行動であった可能性がある。

もしそうであれば、手背に振動を加えることはこの曖昧さを減らすはずであり、力が彼らの手首を屈折させるように作用点を手背にあると参加者に信じさせられることも考えられる。実験結果からは、振動がTESなしで提示されたときにこの傾向が観察されたが、TESと同時に振動を与えられた場合には、依然として多くの参加者は肘の周りの回転の力覚であると報告した。これは、0.5秒しか持続しなかった一方で、TESは約3秒間続いたことで振動への注意を上書きし、手首周

りの感覚としてとらえるのが難しくしたと考えられる。さらに、直後の節で述べる通り、TES はまた電極の設置されている手首に皮膚感覚を同時に与えており、手首が作用点だと捉えた参加者も多く、この結果手首を軸とした運動は物理的に無理であるため、手首周りの回転方向という解釈を難しくしたとも考えられる。

力覚の作用点

基準刺激（TES のみ）の条件の下で、多くの参加者は作用点のポイントが手首にあると報告した。これは、電気刺激によって電極直下を通る皮膚感覚神経を刺激してしまったことが原因であると考えられる。ただしこれは想定していたことであり、手背への振動提示によって、参加者に作用点の手背であると感じさせることが出来ると考えていた。

実際のところ、視覚と振動の2つのみが提示されたバイモーダル条件下では、参加者は主に力が手背にかかっていると答えた。振動刺激と電気刺激を組み合わせると、ほぼ同数の参加者が、それぞれ手首または手背に力がかかっていると報告した。すなわち、半数の被験者は先述の仮説に従う一方、もう半数はこれに反する結果となった。このことから、衝撃時のみの短い振動提示ではその後の電気刺激が引き起す皮膚感覚によって作用点として認識するポイントを上書きされてしまったと考えられる。

その他に得られた知見

本実験での実験参加者による報告と複数の機会で行ったデモンストレーション展示での報告の中で、参加者の1割程度が機械刺激と電気刺激が同時に提示されているのにもかかわらず、機械刺激が終わってから電気刺激を感じ始めたと回答した。彼らに振動子を外して再度体験させたところ、確かに画面内の衝突と電気刺激の開始が同時であると回答した。したがって電気刺激の知覚が遅れたのではなく、機械的な振動刺激によって電気刺激の感覚がマスクされた可能性が考えられる。

また興味深いことに刺激提示時に手を実際に大きく動かしてしまう参加者も存在した。これは機械刺激が与えられない場合でも見られた。本手法は感覚神経を刺激するものであり、運動を強制するものではない。事実電気刺激によって筋は刺激されておらず、もしされたならば、その場合の運動は今回の運動とは全く異なった向きのはずである。これについての内観報告として、ある種の反射のように感じたとする参加者が数名見られた。Golgi 腱器官に接続する Ib 神経への電極張りによる侵襲的な電気刺激実験では Ib 神経の興奮がある程度大きいとその腱と直列にある筋にたいして抑制的な反射が生じることが発見されている。今回観察されたこの運動がこの反射によるものだとすれば、この反射によって筋が抑制され、拮抗筋の張力が上回ったことによるという解釈ができる。

4.10 結論

本章では第1章で掲げた研究目的のうち(2)感覚神経を刺激による前腕への自己受容感覚的な力覚提示の実現を試みた。筋電気刺激の利点として、人体に生来備わっているモータ(筋肉)を使うことにより力覚提示を省スペースで実現した。ただし同時に、この手法は実際とは異なる感覚と実際以上にユーザのエネルギーの消費を強制させてしまうという課題があった。

これに対し、皮膚触覚提示で用いられるような、受容器の特性を考慮した刺激手法が研究をすることで、実際の力を再現せずとも「力覚」のみを提示することが可能であると考えた。本章では力に反応する受容器である Golgi 腱器官ないし、これに類似する機械受容器に注目し、これを刺激することで力覚提示が可能であるかを検証した。

本提案における最大の課題は、腱上での電気刺激によって「力覚」が生起するのか、またその場合その力覚はどのような機序で生起しているのかという事であった。

腱上の電気刺激によって前腕における力覚提示が可能であるかについては、4.5節、4.8節の実験で Force Matching Test, 4.4節の実験では Weight Matching Test と同等の実験を行い、いずれにおいても一定程度の力覚が電気刺激なしに比べて増強していたことから可能であるといえる。

4.6節では指の腱上での電気刺激によってMP関節まわりの力覚が生じることが Weight Matching Test によって確認された。

腱上の電気刺激の力覚提示の機序について、本手法の状況的にはゴルジ腱器官の刺激以外に、筋刺激、皮膚刺激といった他の提示モダリティの可能性があった。このため、4.4節では筋刺激との比較、4.5節では皮膚刺激との比較を行った。

4.4節では上腕二頭筋の腱上と筋腹上にて電気刺激を行った際の力覚の生起の有無、およびその方向と量に関して定量的に評価した。その結果、腱上の電気刺激は有意に肘が伸展する方向の力覚が生じることが確認された。一方筋腹上の電気刺激に関しては、多くの参加者が錘による外力を支えるのをアシストされるような感覚であり、結果的に力覚が弱くなった感覚が生じたと答えた。ただし一部の参加者は、自分で強く力んでいる感覚が生じたという回答や、筋が動かしづらいため力覚が強まったという回答をした。これらを考慮しても、総じて筋刺激と腱刺激とでは生じる感覚が異なっていると結論づけられる。腱刺激による力覚生起は複数の観察から Golgi 腱器官の寄与で説明可能であるが、現段階では結論付ける事はできず、今後は各受容器・神経に特有の反射に着目して機序の解明に取り組む必要がある。

4.5節では電極間隔を変更することにより刺激深度を変え、浅部刺激(皮膚刺激)と深部刺激の比較を行い、この力覚がどの感覚モダリティによるものかを調査した。本手法では皮膚表面電極からの電気刺激を用いるため、元々ターゲットとしていた深部に存在する自己受容器の他に皮膚感覚受容器を刺激するため、力覚が皮膚感覚によってもたらされたものである可能性も大いにあった。実験の結果、電極間隔が狭い場合、両方の感覚の大きさが有意に小さくなったが、その変化の差に注目すると力覚の方が皮膚感覚に比べ変化の大きさが5倍以上であった。すなわち、電極間隔の好況によって皮膚感覚は大きく変化しないが、力覚は明確に変化した。このことから、深部にある自己受容器を刺激することによって力覚が生起していると考えられる。

以上から、統計的に有意に筋刺激とも皮膚刺激とも異なるパスで力覚が生起していたことが示された。しかし、これは前腕においてのみであり、指上における力覚生起の機序は今後も議論を続

けている必要がある。

4.9 節ではさらに他のモダリティと統合することで力覚の体験がよりよくなるかの可能性について検証を行った。具体的に電気刺激の他に機械的な振動刺激による衝撃感提示と視覚的に物体に押される様子を描画するシステムを構築し、力覚の大きさ、自然さ、力覚の向き、力覚の作用点の4点について各モダリティの組み合わせによってどう変化するかを調査した。この結果、3つのモダリティを統合することで力覚の大きさと自然さが有意に大きくなり、各モダリティが協調して力覚に関わっていることが明らかになった。この一方で、力覚の向きと作用点に位置については依然として細かな統制を行うことが出来ず課題が残った。

以上より、本章では腱直上における経皮的電気刺激によって、筋収縮を強制させることなく、かつ筋電気刺激と同様の小さな装置で関節周りの力覚を提示できること、これが深部の感覚神経を刺激することに依る可能性が大きいこと、さらに他のモダリティとの組み合わせによって自然な力覚提示が可能であることが示された。

第5章

結論

5.1 本研究の成果

本論文の研究目標は運動神経刺激と感覚神経刺激という次元，前腕での大きな力の提示と指での繊細な力覚提示という次元の2つの軸で分類した表 1.1 において，従来の電気刺激ではなしえなかった以下の2つの課題について挑戦，解決するものであった。

1. 運動神経刺激による指関節の独立な運動制御
2. 感覚神経刺激による前腕への自己受容感覚的な力覚提示

(1) 運動神経刺激による指関節の独立な運動制御に関しては第3章にて詳細に記述したとおり，手背からの筋電気刺激により，従来手法である前腕からの筋電気刺激では決してなし得なかった各指の独立な屈曲を達成した。

従来の EMS では指の屈曲筋の駆動はほとんどの場合前腕に位置する筋を刺激するばかりであり，他の箇所位置する指の筋に注目されることはあまりなかった。これに対し本研究では，前腕部ではなく，手内在筋として分類される手の中にある指の屈筋に着目した。手内在筋のうち骨間筋及び虫様筋は，指の外内転（中指を正中線とし各指を中指に対し遠ざける・近づける運動）を担う他，第三関節における屈曲も行う。また手には伸筋が存在しないため，手背からの電気刺激では第三関節の伸展は起こりえない。さらにこの各指の屈曲に関わる手内在筋同士は互いに（前腕部と比較して）疎に配置されている。このことから手背電気刺激は指の屈筋を独立に刺激することを可能としたと考える。

本提案手法と既存手法とで各指の屈曲の独立性を比較するため，刺激した際の各指の関節角度，及び力の時系列データを取得し，独立性指標（他関節の屈曲の大きさに対するターゲット関節の屈曲の大きさの比）を計算，解析した。この結果，提案手法において数値的にも独立性が有意に大きく，特に従来手法で苦手としていた示指の他指に対する独立な屈曲においては明確な改善を達成した。

さらに最大屈曲角度や時間応答性において，第三関節の屈曲を伴う日常的な動作をこなせる程度の制御が可能であることを確認した。第三関節の屈曲を伴う基礎的な動作のうち，拇指の運動を伴わない動作には「押す動作」がある。ピアノ演奏はこの押す動作を多用し，さらに日常的な動作以上に時間的な制約も厳しいものであるが，解析の結果，少なくとも初級者の演奏レベル（175bpm）での制御が可能なが示唆された。したがって，日常的な動作に関わる力覚提示への応用可能性も十分であることが示された。

また力の大きさに関しても3N程度の力を提示可能であることが確かめられた。これはウェアラブルな電磁モータを利用した手法と比べ若干力が弱くはあるが，大幅に小型化に成功している。

力の大きさは、皮膚的な痛みや不快感による電流値の制限によるものであり、痛みなく深部を刺激可能な手法が開発されることで、より大きな力提示が可能であると考えられる。

(2) 感覚神経刺激による力覚提示においては第4章にて詳細に記述した通り、Golgi 腱器官刺激を想定した腱上での電気刺激手法を提案し、これによって指関節、肘関節といった上肢における力覚を生起させることが可能であること、この力覚の大きさが電流パラメータにより制御可能であること、力覚の生起には Golgi 腱器官の寄与が大きいと考えられること、マルチモーダル刺激によって力覚の質を変容可能であることを示した。

Golgi 腱器官は筋と腱の接合部に存在し、筋の張力、ひいては関節に掛かる力をセンシングするとされる。力覚に関わる感覚モダリティは複数あるとされるが、Golgi 腱器官や関節包、Golgi-Mazzoni 小体からの末端情報もまたその一つを担うと考えられる。この場合、関節まわりの力をセンシングするこの受容器を、実際の機械的な力を与えることなく、電気刺激により疑似的に力の感覚を提示することが可能であると考えた。予備実験を含めた6つの実験を通して、本手法が確かに「力覚」を生起させることが示された。さらに電気刺激のパラメータ（周波数、パルス幅）の変化に対して力覚の大きさの変化を調査したところ、こうしたパラメータによって力覚の強度を制御可能であることも示された。

一方で、本手法は腱上の皮膚に設置された電極から電流を与えるというものであるが、この手法によって生じた力覚が Golgi 腱器官の刺激によるものであるかに関しては議論の余地があった。本手法によって刺激される受容器および神経は、想定する Golgi 腱器官 (Ib 神経) の他、皮膚感覚受容器・神経、運動神経、筋紡錘 (Ia 神経) など複数考えられ、特に列挙したこれらの受容器・神経は、電極からの距離や神経の太さ（刺激のしやすさ）から、優先的に考慮すべき候補である。これらに対し、それぞれの受容器・神経をより刺激しやすい条件との比較実験を行った。具体的には、以下のような二つの実験を行った。

一つは、筋収縮が生じる筋腹上刺激条件と筋収縮が乗じない腱上刺激条件を比較した。今回刺激したのは拮抗筋ではなく、力を発揮する筋の筋腹または腱（筋腱接続部）である。筋腹を刺激すれば運動をサポートされる感覚が生じると考えられる一方で、強制的な筋収縮により疲労や実際の収縮による Golgi 腱器官の刺激などにより逆に運動を阻害される感覚が生じることも考えられる。実験の結果、筋腹上の刺激と腱上の刺激とでは生じる感覚の傾向に大きな違いがみられた。したがって、腱上での電気刺激は筋電気刺激とは異なる機序、おそらく感覚神経刺激によって力覚を提示していると考えられる。

もう一方では皮膚感覚と深部感覚とを比較した。皮膚上に設置した陽極電極と陰極電極の感覚を狭めることにより刺激が浅部に集中することを用い、電極間隔の広狭の条件で力覚の大きさと皮膚感覚の大きさを比較した。この結果電極間隔が広い時、すなわち刺激が深部に影響しうるとき力覚が有意に増大し、皮膚感覚に関しては電極間隔の大きさによらないことが示された。このことから、少なくとも本手法によって生起する力覚の主な要因は皮膚感覚ではないことが示唆された。したがって以上二つの結果から、本手法による力覚生起の機序を最も説明しうるのが Golgi 腱器官刺激であることが示唆された。ただし、指関節においては皮膚感覚の寄与が大きいことは否定できない。

また本手法が関節周りの力覚を提示する手法と捉え、局所的な皮膚感覚や視覚といった他の感覚モダリティとの統合（マルチモーダル刺激）をした場合において、力覚の変容に関する調査を行った。この結果、腱上の電気刺激がある条件において、それが無い条件と比較し有意に力覚が

大きいこと、一方で視覚や触覚があることで生起する力覚の質が変容することが確認された。力覚の質の違いとしては具体的には次のようなものであった。腱上での電気刺激のみではゆっくりと押される感覚であった。一方、そこに視覚と減衰振動を加えることで瞬間的に衝突し、そのまま押され続けるという感覚が生じること、全体として大きくかつ自然に統合された感覚として感じられることが示唆された。このことから腱上の電気刺激が皮膚感覚的な振動感のみならず力覚を生じること、衝突のような瞬間的の刺激には向かないこと、他の感覚と組み合わせることでそうした欠点を補うことが可能であることが示された。

以上より、本論文の研究目標は達成され、電気刺激による上肢に対する力覚提示の可能性を大きく広げることが可能としたと結論する。一方、各章で但し書きをした通りいくつかの制限は依然として存在する。

5.2 体性感覚の提示技術の課題

本論文の研究(1)では指関節の独立な屈曲を行うために、筋肉が密集している前腕を避けて手内在筋を対象とした。これは確かに前腕ではなしえなかった屈曲運動を提示することを可能にした。正確には前腕に内在する屈筋ではPIP関節を屈曲させずにMP関節のみを屈曲させることが困難であり、本論文はこれを解決するアプローチを提供した。ただしこの一方で、手背からの電気刺激では逆にPIP関節の屈曲やDIP関節の屈曲は決して実現することが出来ない。これはひとえにこれらの関節の屈曲を担う筋肉が手には存在せず前腕にのみ存在するためである。

また本論文の研究(2)では腱上の電気刺激を行い筋腱接合部のGolgi腱器官を刺激する手法を提案した。しかしこの「腱上」とは皮膚表面に最も近い筋の腱の直上という事であり、前述したように複数の筋が重なっているような個所では腱も同様に重なり合っており、独立な腱刺激は現状ほとんど不可能である。

こうした問題はあつた一つの大きな課題によるものである。それは皮膚表面からの経皮的神経電気刺激では現状、任意の深部を刺激することが困難であるという事である。2.2.1節でも述べたように皮膚上からの電気刺激では皮膚表面付近に刺激を集中させることは可能であっても、逆に深部のみを刺激することは困難である。

また、現在まで筋や腱を電気刺激する際は、ある一方向の力覚を担う刺激のみを提示するものがほとんどであった。一部Watanabe et al.[60]による研究のような組み合わせによる制御も行われてきている。しかし前述したように表面からの電気刺激は、独立に駆動可能な関節が大きく制限されてしまっているため、組み合わせによる制御もそれに伴って大きく制限されている。

したがって、今後の経皮的電気刺激による力覚提示の研究を次の段階へと進めるための課題として、(A)任意の深部筋刺激の実現、(B)神経刺激手法の高度な統合の二つが挙げられ、今後取り組む必要がある。

5.3 今後の展望

前節で述べたように今後の展望として次の二つに関する研究を行う必要がある。

- (A) 任意の深部神経の選択的刺激の実現
- (B) 複数の刺激チャンネルの統合

(A) 深部神経の選択的刺激の実現

本項目では深部刺激手法の探索として、電磁気シミュレーションと装置試作による検証を提案する。試行する刺激手法は次の2つが現状考えられる。第一に(A1)多電極の高速スイッチングによる手法である(図 5.1A1 左)。ここでは干渉電流(図 5.1A1 右)と同様に神経は一定以下の刺激強度では興奮しないという性質を利用する。ただし、干渉電流とは異なり、皮膚表面では神経が興奮しにくいごく短いパルスを与え、深部では神経が興奮しやすい長いパルスに合成されるような刺激を与えるような制御を行う。第二に(A2)磁性流体を用いた磁気刺激である(図 5.1A2 左)。磁気刺激には8の字コイル[203](図 5.1A2 右)を用いたものがあり、脳刺激などで実用されている。しかしこの手法は大型のコイルを人体に近づける必要があり、刺激に寄与する磁場が限られていた。もし磁場の閉ループを柔らかい素材で作成し体に巻き付けることが可能であれば、ウェアラブルかつ効率の良い装置となりえる。そこで本手法は磁性流体による磁場の閉回路作成を提案する。これは鉄のコアと2つのコイルによる変圧器の仕組みを参考に、磁性流体を用いた柔らかいコアを作成し、一次コイル側は変圧器と同様に変動磁場を生成し、二次コイル側(人体刺激側)は変圧器とは異なって円形の磁場を形成し内部に軸方向の電場を誘導する。

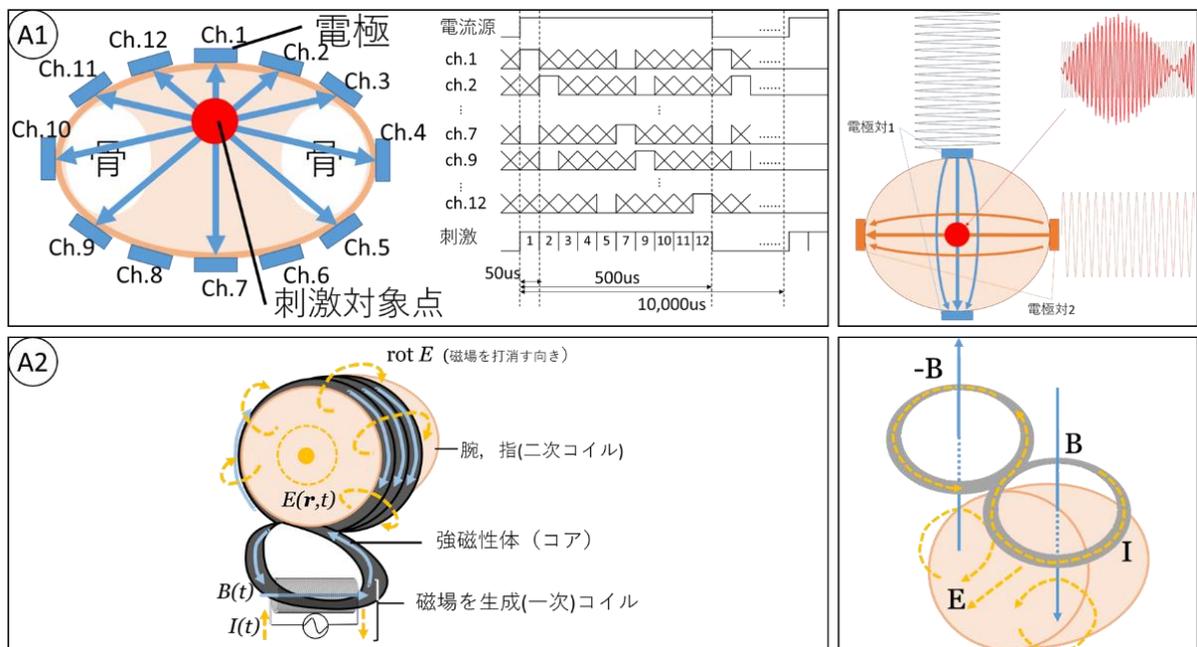


図 5.1 (A1 左) 高周波パルスの高速スイッチングによる深部刺激のイメージ、腕に一周電極を設置し、各電極では短いパルス、深部では長いパルスが発生。(A1 右) 先行研究の干渉電流(AM 派のうなり・包絡線)による深部刺激のコンセプト[206]. 効果には議論の余地あり[207]. (A2 左) 提案手法の磁気刺激。柔らかい磁性体の閉ループ内に変動磁場を生成、磁場のコイルで軸方向への有働電流を生成。(A2 右) 8の字コイルによる磁気刺激[203]

シミュレーションでは FEM による解析を行う。人の前腕と指の電磁気的物理モデルを製作し、(A1) および (A2) の手法による電磁場の変動がどのように伝播・応答するかを観察し深部を刺激可能な制御方法を探索する。人の腕は大きく分けても皮膚、筋肉、骨があり、それぞれ性質が大きく異なる。したがって電流は様々な経路を通り、電場は一様な広がり方ではない。

(B) 統合的な多チャンネル制御

本項目ではある関節において拮抗する 2 つ以上の筋肉の神経の刺激強度の調整により関節の PID 制御を行い任意の姿勢を取らせることができることを確認していくことを想定する。(A) が達成された場合、図 5.2 では肘関節の制御を例に図示しているが、肘関節に限らず、指の DIP, PIP, MP 関節といった細かな制御も可能になると考えられる。特に現状示指の PIP 関節の独立な屈曲が困難であることから、示指関節の制御の実現可能性を示すことを目標にする。またこうした運動神経刺激に限らず、Golgi 腱器官、さらには筋紡錘といった深部の感覚神経を刺激し、Brain-Machine Interface などによる入力と統合することで実際には動かずともあたかも体が動いているような VR 体験や義肢のための感覚提示装置を電気刺激によって実現することが可能である。

一方で深部刺激を別にしても注目すべき制御技術がある、これまでの筋電気刺激では身体的位置に対して、力を提示するインピーダンス制御が主流であった。これに対し、屈筋と伸筋を常に一定程度収縮・拮抗させた状態で、さらに一方にユーザが力を加えようとした際にこの筋刺激を弱めるといった手法、すなわちアドミッタンス制御による力覚提示もまた考えられる。アドミッタンス制御は特に硬い壁などを前提とした応用に効果的である。電磁モータを用いたアドミッタンス制御はすでに提案されている[204]が、筋電気刺激においてはまだ実現されていない。これは筋電気刺激をしている状態で、筋に掛かる力を測定するのが困難であるためと考える。したがって、こうした制御のためには、提示技術と同時にセンシング技術も発展させなければならない。これに対し、もし今回の背側筋電気刺激の電気良く配置によって骨間筋の電位が測定可能であれば、それを利用して前腕電気刺激によるアドミッタンス制御が可能であると考えられる。

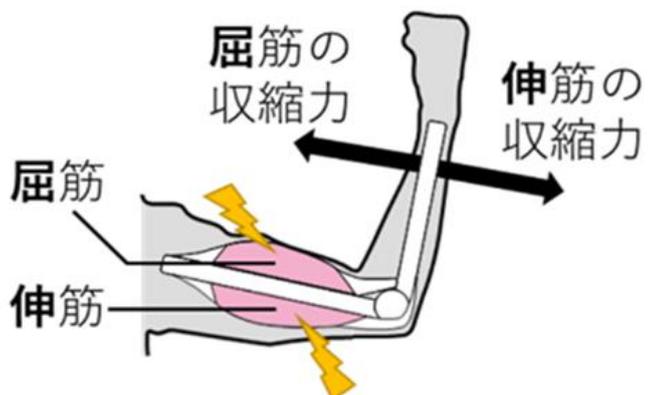


図 5.2 複数の筋刺激を統合し、腕の姿勢を制御。

博士論文関連業績

査読付きジャーナル論文

高橋 哲史, 梶本 裕之, “手背電気刺激による指第三関節屈曲に係る筋肉の選択的刺激とその応用可能性についての検討,”日本バーチャルリアリティ学会論文誌, Vol.26, No.4, 2021 (第3章に対応)

A. Takahashi and H. Kajimoto, “Force Sensation Induced by Electrical Stimulation on the Tendon of Biceps Muscle,” Appl. Sci. 2021, 11(17), 8225, pp. 1–12, Sep. 2021. (第4章に対応)

A. Takahashi, K. Tanabe, and H. Kajimoto, “Haptic interface using tendon electrical stimulation with consideration of multimodal presentation,” Virtual Reality & Intelligent Hardware, vol. 1, no. 2, pp. 163–175, Apr. 2019 (第4章に対応)

査読付き国際会議

A. Takahashi, J. Brooks, H. Kajimoto, and P. Lopes, “Increasing Electrical Muscle Stimulation’s Dexterity by means of Back of the Hand Actuation,” ACM CHI’21, 2021

A. Takahashi, J. Brooks, H. Kajimoto, and P. Lopes “Demonstrating How to Increase the Dexterity of Electrical Muscle Stimulation using Back of the Hand Actuation ACM CHI’21 Demo, 2021

A. Takahashi, K. Tanabe, and H. Kajimoto, “Investigation on the Cutaneous/ Proprioceptive Contribution to the Force Sensation Induced by Electrical Stimulation Above Tendon,” VRST’18, Poster, 2018

A. Takahashi, K. Tanabe, and H. Kajimoto, “Haptic Interface Using Tendon Electrical Stimulation: Evaluation of the Effectiveness on Multimodal Presentation,” SUT’18 Poster, 2018

A. Takahashi, K. Tanabe, and H. Kajimoto, “Haptic Interface Using Tendon Electrical Stimulation,” UIST’18 Demo, 2018

A. Takahashi, K. Tanabe, and H. Kajimoto “Relationship between Force Sensation and Stimulation Parameters in Tendon Electrical Stimulation,” AsiaHaptics’16, 2016

Akifumi Takahashi, Kenta Tanabe, and Hiroyuki Kajimoto: Relationship between Force Sensation and Stimulation Parameters in Tendon Electrical Stimulation. EuroHaptics’16, London, UK. Demo, 2016

国内会議

高橋哲史, 梶本裕之, “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,”第24回日本バーチャルリアリティ学会大会, 2019

高橋哲史, 田辺健太, 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の応用：マルチモーダル提示の検討,” 第21回日本バーチャルリアリティ学会大会, 2016

高橋哲史, 田辺健太, 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における刺激パラメータと生起力覚量の関係,” 第17回力触覚の提示と計算研究会, 2016

受賞

Best Paper Award: A. Takahashi, J. Brooks, H. Kajimoto, and P. Lopes, “Increasing Electrical Muscle Stimulation’s Dexterity by means of Back of the Hand Actuation,” ACM CHI’21, 2021

CHI'21 People's Choice Best Demo Award: **A. Takahashi**, J. Brooks, H. Kajimoto, and P. Lopes, “Demonstrating How to Increase the Dexterity of Electrical Muscle Stimulation using Back of the Hand Actuation,” ACM CHI'21 Interactivity, 2021

Best Poster Award: **A. Takahashi**, K. Tanabe, and H. Kajimoto “Haptic Interface Using Tendon Electrical Stimulation: Evaluation of the Effectiveness on Multimodal Presentation, SUI'18, 2018

謝辞

何よりもまず初めに本論文を書き上げ、博士課程を乗り越えることができたのは梶本先生のおかげです。本論文の執筆では締切を設定していただいたにもかかわらず何度も反故にしてご迷惑をおかけしました。また学部4年から、休学を含めた修士課程の3年間、そしてこの博士課程3年間、本当に長い間お世話になりました。修論などにも書いたかもしれませんが、そもそも電通大に興味を持ち進学を決定したのも、梶本先生をTVで見たからでしたので、先生に受けた影響は相当に大きいものでした。学部で初めに手を付けた研究である磁器刺激は途中で保留にして研究テーマを切り替えたり、修士で休学は2年目でしたが修士1年の年末くらいからはほとんど研究をから離れたり、DC1に落ちてなおY社の内定を辞退してD進したりなどなかなか厄介な学生だったかと思います。自由にやらせていただいて大変感謝しています。博士課程3年目は自分なりに結果をだせたと思いますが、これらはこうした今までの遠回りが所々に効いていた気がします。改めてありがとうございました。

私がD進をするきっかけになったのは、小泉先生の「とりあえず学振書いてみたら？」というお誘いだったと思っております。正直、修士時代まではD進は微塵にも思っていなかったのですが、小泉先生の一声がなければ、こうした道を歩めませんでした。道を示していただいたこと、また博士審査員となっただき大変ありがとうございました。

松井さん、生田さんの秘書の方々には書類関係で大変お世話になりました。高橋の不手際などを何度も指摘、フォローしてくださりありがとうございました。

先輩、同期、後輩に多くの影響を受け、たくさんの迷惑をかけました。紙面と時間の都合で全員の名前を挙げることはできませんが、一人一人に感謝しています。田辺さんにはメンターとして初期のつたない文章を根気よく直していただき、大変お世話になりました。修士1年まで同期だった西さん、大石さん、設楽、今くんには、休学やら進学やらといろいろびっくりさせたかと思えます。みんな考え方や行動がそれぞれバラバラでなかなか濃い面子でしたがそれぞれ良い影響をくれました。後輩の牛山君、斎藤君にはゲル電極プロジェクトお世話になりました（なっています）。無理な計画に付き合っただきありがとうございました。博士課程として同期、日本の学年としては1個下、ただ誕生日は1、2か月違いの森山多覇君はこのD論執筆の間は精神的にも頼りになりました。金子君、亀岡君、そして宮上君。なかなか大変だとは思いますが、それぞれ頑張ってください。

また留学先であった研究室のPIであるPedro Lopes先生にも大変お世話になりました。HCI系の論文の書き方、研究への取り組み方など、この紙面では書ききれないほどの刺激を与えていただき、また共著のCHI論文はBest Paperを受賞するなど私一人では到底無理であったことを実現させていただきました。卒後はPedroの下でまた勉強させてもらいます。よろしく願いいたします。

最後に私が自由に研究に取り組めたのは両親家族の理解があってこそでした。これまでサポートしてくれたこと、大変ありがとうございました。

参考文献

- [1] G. S. Weinstein, B. W. O'Malley, S. C. Desai, and H. Quon, "Transoral robotic surgery: does the ends justify the means?," *Curr. Opin. Otolaryngol. Head Neck Surg.*, vol. 17, no. 2, pp. 126–31, 2009, doi: 10.1097/MOO.0b013e32832924f5.
- [2] 浅間一, "災害時に活用可能なロボット技術の研究開発と運用システムの構築," *J. Robot. Soc. Japan*, vol. 32, no. 1, pp. 37–41, 2014, doi: 10.7210/jrsj.32.37.
- [3] Z. F. Quek, S. B. Schorr, I. Nisky, W. R. Provancher, and A. M. Okamura, *Sensory substitution of force and torque using 6-DoF tangential and normal skin deformation feedback*, vol. 2015-June, no. June. Institute of Electrical and Electronics Engineers Inc., 2015, pp. 264–271. doi: 10.1109/ICRA.2015.7139010.
- [4] D. Buongiorno, F. Barone, M. Solazzi, V. Bevilacqua, and A. Frisoli, "A Linear Optimization Procedure for an EMG-driven NeuroMusculoSkeletal Model Parameters Adjusting: Validation Through a Myoelectric Exoskeleton Control," in *Lecture Notes in Computer Science (including subseries Lecture Notes in Artificial Intelligence and Lecture Notes in Bioinformatics)*, 2016, vol. 9775, pp. 218–227. doi: 10.1007/978-3-319-42324-1_22.
- [5] S. Park, C. Kim, and D. Y. Lee, "Accuracy Improvement of Torque Estimation Between a Surgical Robot Instrument and Environment in Single-DOF Motion," pp. 187–195, 2016, doi: 10.1007/978-3-319-42324-1.
- [6] 遠藤謙, 菅原祥平, and 北野智士, "義足足部開発の動向," *J. Robot. Soc. Japan*, vol. 32, no. 10, pp. 855–858, 2014, doi: 10.7210/jrsj.32.855.
- [7] C. Antfolk *et al.*, "Artificial redirection of sensation from prosthetic fingers to the phantom hand map on transradial amputees: Vibrotactile versus mechanotactile sensory feedback," *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 21, no. 1, pp. 112–120, 2013, doi: 10.1109/TNSRE.2012.2217989.
- [8] P. D. Marasco *et al.*, "Illusory movement perception improves motor control for prosthetic hands," *Sci. Transl. Med.*, vol. 10, no. 432, p. eaao6990, Mar. 2018, doi: 10.1126/scitranslmed.aao6990.
- [9] Symbionix USA Corporation., "LAP Mentor," *Symbionix USA Corporation*, 2017. <https://symbionix.com/simulators/lap-mentor/> (accessed Jan. 30, 2019).
- [10] S. D. Herrell and J. A. Smith, "Robotic-assisted laparoscopic prostatectomy: What is the learning curve?," *Urology*, vol. 66, no. 5 SUPPL., pp. 105–107, 2005, doi: 10.1016/j.urology.2005.06.084.
- [11] M. Nagendran, K. S. Gurusamy, R. Aggarwal, M. Loizidou, and B. R. Davidson, "Virtual reality training for surgical trainees in laparoscopic surgery," *Cochrane Database Syst. Rev.*, no. 8, Aug. 2013, doi: 10.1002/14651858.CD006575.pub3.
- [12] A. Feifer, A. Al-Ammari, E. Kovac, J. Delisle, S. Carrier, and M. Anidjar, "Randomized controlled trial of virtual reality and hybrid simulation for robotic surgical training," *BJU Int.*, vol. 108, no. 10, pp. 1652–1656, 2011, doi: 10.1111/j.1464-410X.2010.10060.x.
- [13] S. Spidar, S. Tanaka, K. Akahane, and M. Sato, "手首力覚提示による手術教示システムに関する研究," pp. 72–73, 2015.
- [14] L.-P. Cheng *et al.*, "Haptic turk," in *Proceedings of the 32nd annual ACM conference on Human factors in computing systems - CHI '14*, 2014, pp. 3463–3472. doi: 10.1145/2556288.2557101.
- [15] T. Hachisu, M. Koge, and H. Kajimoto, "VisuaLiftStudio: Using an Elevator as a Motion Platform by Modulating Perceived Direction with a Visual Illusion," *Trans. Virtual Real. Soc. Japan*, vol. 23, no. 3, pp. 81–90, 2018, doi: 10.18974/TVRSJ.23.3_81.

- [16] 亮小玉 *et al.*, “自動車を用いた VR エンタテインメントシステムにおける 衝激を模した運動フィードバックの体感向上効果検証”.
- [17] Y. Kurihara, T. Hachisu, K. J. Kuchenbecker, and H. Kajimoto, “Jointonation: Robotization of the Human Body by Vibrotactile Feedback,” in *SIGGRAPH Asia 2013 Emerging Technologies on - SA '13*, 2013, pp. 1–3. doi: 10.1145/2542284.2542295.
- [18] 舘暲, 佐藤誠, and 廣瀬通孝, Eds., *バーチャルリアリティ学*, 初版第8刷. 東京都文京区: コロナ社, 2011. Accessed: Jan. 30, 2019. [Online]. Available: <http://www.coronasha.co.jp/np/isbn/9784904490051/>
- [19] 黒田嘉宏 *et al.*, “物理的刺激に基づく疑似力覚の提示と計算に関する研究動向,” *日本バーチャルリアリティ学会論文誌*, vol. 16, no. 3, pp. 379–390, 2011, doi: 10.18974/tvrsj.16.3_379.
- [20] A. M. Ebied, G. J. Kemp, and S. P. Frostick, “The role of cutaneous sensation in the motor function of the hand,” *J. Orthop. Res.*, vol. 22, no. 4, pp. 862–866, Jul. 2004, doi: 10.1016/j.orthres.2003.12.005.
- [21] K. Minamizawa, D. Prattichizzo, and S. Tachi, “Simplified design of haptic display by extending one-point kinesthetic feedback to multipoint tactile feedback,” in *IEEE Haptics Symposium 2010*, Mar. 2010, pp. 257–260. doi: 10.1109/HAPTIC.2010.5444646.
- [22] T. Amemiya and T. Maeda, “Asymmetric oscillation distorts the perceived heaviness of handheld objects,” *IEEE Trans. Haptics*, vol. 1, no. 1, pp. 9–18, Jan. 2008, doi: 10.1109/TOH.2008.5.
- [23] D. Prattichizzo, C. Pacchierotti, and G. Rosati, “Cutaneous Force Feedback as a Sensory Subtraction Technique in Haptics,” *IEEE Trans. Haptics*, vol. 5, no. 4, pp. 289–300, 2012, doi: 10.1109/TOH.2012.15.
- [24] A. Pusch and A. Lécuyer, “Pseudo-haptics: from the theoretical foundations to practical system design guidelines,” in *Proceedings of the 13th international conference on multimodal interfaces - ICMI '11*, 2011, pp. 57–64. doi: 10.1145/2070481.2070494.
- [25] CyberGloveSystems., “Haptic Workstation.” <http://www.cyberglovesystems.com/haptic-workstation/> (accessed Jan. 21, 2016).
- [26] Andrew Mitrak, “HaptX launches HaptX Gloves DK2 to bring true-contact haptics to VR and robotics | HaptX,” <https://haptx.com/dk2-release/>, Jan. 19, 2021. <https://haptx.com/dk2-release/> (accessed Oct. 19, 2021).
- [27] exiii Inc, “EXOS Wrist DK2 | exiii | Wearable Haptic Technology for XR.” <https://exiii.jp/wrist-dk2/> (accessed Oct. 19, 2021).
- [28] “Dexta Robotics - Touch the Untouchable.” Sep. 16, 2020. [Online]. Available: <https://origin.dextarobotics.com/en-us/>
- [29] “CyberGrasp,” *CyberGlove Systems LLC*, Sep. 16, 2020. <http://www.cyberglovesystems.com/cybergrasp> (accessed Feb. 19, 2022).
- [30] C. Pacchierotti, S. Sinclair, M. Solazzi, A. Frisoli, V. Hayward, and D. Prattichizzo, “Wearable Haptic Systems for the Fingertip and the Hand: Taxonomy, Review, and Perspectives,” *IEEE Trans. Haptics*, vol. 10, no. 4, pp. 580–600, Oct. 2017, doi: 10.1109/TOH.2017.2689006.
- [31] M. C. Çavuşoğlu, D. Feygin, and F. Tendick, “A Critical Study of the Mechanical and Electrical Properties of the PHANTOM T M Haptic Interface and Improvements for High Performance Control,” *Presence Teleoperators Virtual Environ.*, vol. 11, no. 6, pp. 555–568, Dec. 2002, doi: 10.1162/105474602321050695.
- [32] J. K. Salisbury and M. A. Srinivasan, “Phantom-based haptic interaction with virtual objects,” *IEEE Comput. Graph. Appl.*, vol. 17, no. 5, pp. 6–10, Sep. 1997, doi: 10.1109/MCG.1997.1626171.

- [33] I. 3D Systems, “Haptic Devices | 3D Systems.” <https://www.3dsystems.com/haptics> (accessed Oct. 19, 2021).
- [34] J. Rekimoto, “Traxion: A Tactile Interaction Device with Virtual Force Sensation,” in *Proceedings of the 26th annual ACM symposium on User interface software and technology (UIST '13)*, 2013, pp. 427–431. doi: 10.1145/2501988.2502044.
- [35] M. Sato, R. Matsue, Y. Hashimoto, and H. Kajimoto, “Development of a head rotation interface by using hanger reflex,” in *Proceedings - IEEE International Workshop on Robot and Human Interactive Communication*, Sep. 2009, pp. 534–538. doi: 10.1109/ROMAN.2009.5326327.
- [36] Y. Kuniyasu, M. Sato, S. Fukushima, and H. Kajimoto, “Transmission of Forearm Motion by Tangential Deformation of the Skin,” in *Proceedings of the 3rd Augmented Human International Conference on - AH '12*, 2012, pp. 16:1-16:4. doi: 10.1145/2160125.2160141.
- [37] A. Pusch, O. Martin, and S. Coquillart, “HEMP-Hand-Displacement-Based Pseudo-Haptics: A Study of a Force Field Application,” in *IEEE Symposium on 3D User Interfaces 2008*, Mar. 2008, pp. 59–66. doi: 10.1109/3DUI.2008.4476593.
- [38] A. Lécuyer, J.-M. Burkhardt, and L. Etienne, “Feeling Bumps and Holes without a Haptic Interface: the Perception of Pseudo-Haptic Textures,” *Proc. SIGCHI Conf. Hum. Factors Comput. Syst. - CHI '04*, pp. 239–246, 2004, doi: 10.1145/985692.985723.
- [39] L. A. Jones, “Visual and haptic feedback in the control of force,” *Exp. Brain Res.*, vol. 130, no. 2, pp. 269–272, Jan. 2000, doi: 10.1007/s002219900256.
- [40] A. Lécuyer, “Simulating Haptic Feedback Using Vision: a Survey of Research and Applications of ‘Pseudo-Haptic Feedback,’” *Presence Teleoperators Virtual Environ.*, vol. 18, no. 1, pp. 39–53, Feb. 2009, doi: 10.1162/pres.18.1.39.
- [41] 高棕慎也, “映像が生み出す疑似触知覚の計算論,” *システム／制御／情報*, vol. 61, no. 11, pp. 447–452, Nov. 2017, doi: 10.11509/isciesci.61.11_447.
- [42] A. Takahashi, K. Tanabe, and H. Kajimoto, “Relationship Between Force Sensation and Stimulation Parameters in Tendon Electrical Stimulation,” in *AsiaHaptics 2016: Haptic Interaction*, Nov. 2016, pp. 233–238. doi: 10.1007/978-981-10-4157-0_40.
- [43] H. Kaneko, R. Koide, Y. Ikei, T. Amemiya, K. Hirota, and M. Kitazaki, “Electrical and Kinesthetic Stimulation for Virtual Walking Sensation,” in *Haptics Symposium 2018 WIP*, online (originally in Yokohama, Japan), 2018, pp. 75–6. Accessed: Dec. 06, 2018. [Online]. Available: <https://www.conference-publishing.com/program/HAPTICS18ALL/APP/talk-hapticscomp18wip-p1029-p.html>
- [44] H. Kajimoto, “Illusion of motion induced by tendon electrical stimulation,” in *2013 World Haptics Conference, WHC 2013*, 2013, pp. 555–558. doi: 10.1109/WHC.2013.6548468.
- [45] V. Yem, K. Vu, Y. Kon, and H. Kajimoto, “Effect of Electrical Stimulation Haptic Feedback on Perceptions of Softness-Hardness and Stickiness While Touching a Virtual Object,” in *2018 IEEE Conference on Virtual Reality and 3D User Interfaces (VR)*, Mar. 2018, pp. 89–96. doi: 10.1109/VR.2018.8446403.
- [46] P. Lopes, S. You, L.-P. Cheng, S. Marwecki, and P. 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*, May 2017, vol. 2017-May, pp. 1471–1482. doi: 10.1145/3025453.3025600.
- [47] P. Lopes and P. Baudisch, “Immense Power in a Tiny Package: Wearables Based on Electrical Muscle Stimulation,” *IEEE Pervasive Comput.*, vol. 16, no. 3, pp. 12–16, 2017, doi: 10.1109/MPRV.2017.2940953.
- [48] S. Kasahara, J. Nishida, and P. Lopes, “Preemptive Action: Accelerating Human Reaction using Electrical Muscle Stimulation Without Compromising Agency,” in *Proceedings of the 2019 CHI*

- Conference on Human Factors in Computing Systems*, May 2019, pp. 1–15. doi: 10.1145/3290605.3300873.
- [49] P. Lopes, A. Ion, and 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*, 2015, pp. 11–19. doi: 10.1145/2807442.2807443.
- [50] E. Tamaki, T. Miyaki, and J. Rekimoto, “PossessedHand: Techniques for controlling human hands using electrical muscles stimuli,” in *Proceedings of the SIGCHI Conference on Human Factors in Computing Systems*, May 2011, pp. 543–552. doi: 10.1145/1978942.1979018.
- [51] E. Tamaki, T. Chan, and K. Iwasaki, “UnlimitedHand: Input and Output Hand Gestures with Less Calibration Time,” in *Proceedings of the 29th Annual Symposium on User Interface Software and Technology*, Oct. 2016, pp. 163–165. doi: 10.1145/2984751.2985743.
- [52] J. Nishida, K. Yagi, M. Hassan, and K. Suzuki, “Wearable Kinesthetic I/O Device for Sharing Wrist Joint Stiffness,” in *2019 41st Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, 2019, pp. 3306–3310. doi: 10.1109/EMBC.2019.8857538.
- [53] J. Nishida, K. Takahashi, and K. Suzuki, “A wearable stimulation device for sharing and augmenting kinesthetic feedback,” Sep. 2015, pp. 211–212. doi: 10.1145/2735711.2735775.
- [54] J. Nishida, S. Kasahara, and K. Suzuki, “Wired muscle: generating faster kinesthetic reaction by interpersonally connecting muscles,” Sep. 2017, pp. 1–2. doi: 10.1145/3084822.3084844.
- [55] T. Duinte, M. Pfeiffer, and M. Rohs, *Zap++: A 20-Channel Electrical Muscle Stimulation System for Fine-Grained Wearable Force Feedback*. Vienna, Austria: ACM Press, 2017, pp. 1–13. doi: 10.1145/3098279.3098546.
- [56] O. B. Kaul, M. Pfeiffer, and M. Rohs, “Follow the Force: Steering the Index Finger towards Targets using EMS,” Sep. 2016, pp. 2526–2532. doi: 10.1145/2851581.2892352.
- [57] M. Pfeiffer, T. Duinte, and M. Rohs, “A Wearable Force Feedback Toolkit with Electrical Muscle Stimulation,” in *Proceedings of the 2016 CHI Conference Extended Abstracts on Human Factors in Computing Systems*, May 2016, pp. 3758–3761. doi: 10.1145/2851581.2890238.
- [58] S. Kasahara, K. Takada, J. Nishida, K. Shibata, S. Shimojo, and P. Lopes, “Preserving agency during electrical muscle stimulation training speeds up reaction time directly after removing ems,” *Conf. Hum. Factors Comput. Syst. - Proc.*, May 2021, doi: 10.1145/3411764.3445147.
- [59] Y. Chen, Z. Yang, R. Abbou, P. Lopes, B. Y. Zhao, and H. Zheng, “User Authentication via Electrical Muscle Stimulation,” pp. 1–15, May 2021, doi: 10.1145/3411764.3445441.
- [60] K. Watanabe, M. Oka, and H. Mori, “Feedback Control to Target Joints Angle in Middle Finger PIP and MP Joint Using Functional Electrical Stimulation,” in *Lecture Notes in Computer Science (including subseries Lecture Notes in Artificial Intelligence and Lecture Notes in Bioinformatics)*, vol. 11570 LNCS, S. Yamamoto and H. Mori, Eds. Springer International Publishing, 2019, pp. 440–454. doi: 10.1007/978-3-030-22649-7_35.
- [61] M. Khamis, N. Schuster, C. George, and M. Pfeiffer, “ElectroCutscenes: Realistic Haptic Feedback in Cutscenes of Virtual Reality Games Using Electric Muscle Stimulation,” 2019. doi: 10.1145/3359996.3364250.
- [62] A. Takahashi, J. Brooks, H. Kajimoto, and P. Lopes, “Increasing Electrical Muscle Stimulation’s Dexterity by means of Back of the Hand Actuation; Increasing Electrical Muscle Stimulation’s Dexterity by means of Back of the Hand Actuation,” 2021. doi: 10.1145/3411764.3445761.
- [63] R. Nith, S.-Y. Teng, P. Li, Y. Tao, and P. Lopes, “DextrEMS: Increasing Dexterity in Electrical Muscle Stimulation by Combining it with Brakes,” in *The 34th Annual ACM Symposium on User Interface Software and Technology*, Oct. 2021, pp. 414–430. doi: 10.1145/3472749.3474759.
- [64] M. F. Bear, B. W. Connors, and M. A. Paradiso, 神経科学 –脳の探求–. 西村書店, 2007. Accessed:

Jan. 30, 2019. [Online]. Available: <http://www.nishimurashoten.co.jp/book/archives/2921>

- [65] G. M. Goodwin, D. I. McCloskey, and P. B. C. Matthews, "The contribution of muscle afferents to kinaesthesia shown by vibration induced illusions of movement and by the effects of paralysing joint afferents," *Brain*, vol. 95, no. 4, pp. 705–748, 1972, doi: 10.1093/brain/95.4.705.
- [66] G. Eklund, "Position sense and state of contraction; the effects of vibration," *J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry*, vol. 35, no. 5, pp. 606–611, Oct. 1972, doi: 10.1136/jnnp.35.5.606.
- [67] L. A. Jones, "Motor illusions: what do they reveal about proprioception?," *Psychol. Bull.*, vol. 103, no. 1, pp. 72–86, 1988, doi: 10.1037/0033-2909.103.1.72.
- [68] I. E. R. Kandel, J. H. Schwartz, T. M. Jessell, S. A. Siegelbaum, and A. J. Hudspeth, *カandel神経科学*, 5th ed. 2014. Accessed: Mar. 08, 2021. [Online]. Available: <https://www.kinokuniya.co.jp/f/dsg-01-9784895927710>
- [69] U. Proske and S. C. Gandevia, "The Proprioceptive Senses: Their Roles in Signaling Body Shape, Body Position and Movement, and Muscle Force," *Physiol. Rev.*, vol. 92, no. 4, pp. 1651–1697, Oct. 2012, doi: 10.1152/physrev.00048.2011.
- [70] L. A. Jones and S. J. Lederman, "Prehension," in *Human Hand Function*, Oxford University Press, 2006, pp. 100–115. doi: 10.1093/ACPROF:OSO/9780195173154.003.0006.
- [71] L. A. Jones and S. J. Lederman, "Non-prehensile Skilled Movements," in *Human Hand Function*, Oxford University Press, 2006, pp. 116–130. doi: 10.1093/ACPROF:OSO/9780195173154.003.0007.
- [72] M. Fukutomi and B. A. Carlson, "A History of Corollary Discharge: Contributions of Mormyrid Weakly Electric Fish," *Front. Integr. Neurosci.*, vol. 0, p. 42, Jul. 2020, doi: 10.3389/FNINT.2020.00042.
- [73] T. Umeda, T. Isa, and Y. Nishimura, "The somatosensory cortex receives information about motor output," *Sci. Adv.*, vol. 5, no. 7, 2019, doi: 10.1126/SCIADV.AAW5388.
- [74] S. C. Gandevia and D. I. McCloskey, "Changes in motor commands, as shown by changes in perceived heaviness, during partial curarization and peripheral anaesthesia in man," *J. Physiol.*, vol. 272, no. 3, pp. 673–689, Nov. 1977, doi: 10.1113/JPHYSIOL.1977.SP012066.
- [75] S. C. Gandevia, J. L. Smith, M. Crawford, U. Proske, and J. L. Taylor, "Motor commands contribute to human position sense," *J. Physiol.*, vol. 571, no. 3, pp. 703–710, Mar. 2006, doi: 10.1113/jphysiol.2005.103093.
- [76] R. G. Carson, S. Riek, and N. Shahbazzpour, "Central and peripheral mediation of human force sensation following eccentric or concentric contractions," *J. Physiol.*, vol. 539, no. 3, pp. 913–925, Mar. 2002, doi: 10.1113/jphysiol.2001.013385.
- [77] S. C. Gandevia, G. Macefield, D. Burke, and D. K. McKenzie, "Voluntary activation of human motor axons in the absence of muscle afferent feedback. The control of the deafferented hand.," *Brain*, vol. 113, no. 5, pp. 1563–81, Oct. 1990, doi: 10.1093/brain/113.5.1563.
- [78] V. G. Macefield, S. C. Gandevia, B. Bigland-Ritchie, R. B. Gorman, and D. Burke, "The firing rates of human motoneurons voluntarily activated in the absence of muscle afferent feedback.," *J. Physiol.*, vol. 471, no. 1, pp. 429–443, Nov. 1993, doi: 10.1113/JPHYSIOL.1993.SP019908.
- [79] J. B. Nielsen, "Human Spinal Motor Control," *Annu. Rev. Neurosci.*, vol. 39, pp. 81–101, Mar. 2016, Accessed: Oct. 20, 2021. [Online]. Available: <https://www.annualreviews.org/doi/abs/10.1146/annurev-neuro-070815-013913>
- [80] S. C. Gandevia and D. I. McCloskey, "Effects of related sensory inputs on motor performances in man studied through changes in perceived heaviness," *J. Physiol.*, vol. 272, no. 3, pp. 653–672, Nov. 1977, doi: 10.1113/JPHYSIOL.1977.SP012065.
- [81] S. C. Gandevia, D. I. McCloskey, and E. K. Potter, "Alterations in perceived heaviness during digital

- anaesthesia.,” *J. Physiol.*, vol. 306, no. 1, pp. 365–375, Sep. 1980, doi: 10.1113/JPHYSIOL.1980.SP013402.
- [82] J. Cole, *Losing Touch: A man without his body*, Illustrate. Oxford University Press, 2016. doi: 10.1093/acprof:oso/9780198778875.001.0001.
- [83] B. L. Luu, B. L. Day, J. D. Cole, and R. C. Fitzpatrick, “The fusimotor and reafferent origin of the sense of force and weight,” *J. Physiol.*, vol. 589, no. 13, pp. 3135–3147, Jul. 2011, doi: 10.1113/jphysiol.2011.208447.
- [84] J. Brooks, T. J. Allen, and U. Proske, “The senses of force and heaviness at the human elbow joint,” *Exp. Brain Res.*, vol. 226, no. 4, pp. 617–629, May 2013, doi: 10.1007/s00221-013-3476-6.
- [85] F. Monjo, J. Shemmell, and N. Forestier, “The sensory origin of the sense of effort is context-dependent,” *Exp. Brain Res.*, vol. 236, no. 7, pp. 1997–2008, Jul. 2018, doi: 10.1007/s00221-018-5280-9.
- [86] K. Ushiyama, A. Takahashi, and H. Kajimoto, “Modulation of a Hand-held Object’s Property through Proprioceptive Stimulation during Active Arm Movement: Proprioceptive Modulation of a Hand-held Object’s Property,” *Conf. Hum. Factors Comput. Syst. - Proc.*, May 2021, doi: 10.1145/3411763.3451834.
- [87] P. E. Roland and H. Ladegaard-Pedersen, “A quantitative analysis of sensations of tension and of kinaesthesia in man. Evidence for a peripherally originating muscular sense and for a sense of eort,” 1977. doi: <https://doi.org/10.1093/brain/100.4.671>.
- [88] L. Jami, “Golgi Tendon Organs in Mammalian Skeletal Muscle : Functional Properties and Central Actions,” *Physiol. Rev.*, vol. 72, no. 3, pp. 623–666, 1992, doi: 10.1152/physrev.1992.72.3.623.
- [89] U. Proske and S. C. Gandevia, “Kinesthetic Senses,” *Compr. Physiol.*, pp. 1157–1183, 2018, doi: 10.1002/cphy.c170036.
- [90] M. O. Conrad, R. A. Scheidt, and B. D. Schmit, “Effects of wrist tendon vibration on arm tracking in people poststroke,” *J. Neurophysiol.*, vol. 106, no. 3, pp. 1480–1488, Sep. 2011, doi: 10.1152/jn.00404.2010.
- [91] M. Barsotti, D. Leonardis, N. Vanello, M. Bergamasco, and A. Frisoli, “Effects of Continuous Kinaesthetic Feedback Based on Tendon Vibration on Motor Imagery BCI Performance,” *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 26, no. 1, pp. 105–114, Jan. 2018, doi: 10.1109/TNSRE.2017.2739244.
- [92] D. Hagimori, N. Isoyama, S. Yoshimoto, N. Sakata, and K. Kiyokawa, “Combining Tendon Vibration and Visual Stimulation Enhances Kinesthetic Illusions,” in *Proceedings - 2019 International Conference on Cyberworlds, CW 2019*, Oct. 2019, pp. 128–134. doi: 10.1109/CW.2019.00029.
- [93] C. Thyriion and J.-P. Roll, “Predicting Any Arm Movement Feedback to Induce Three-Dimensional Illusory Movements in Humans,” *J. Neurophysiol.*, vol. 104, no. 2, pp. 949–959, Aug. 2010, doi: 10.1152/jn.00025.2010.
- [94] S. C. Gandevia, “Illusory Movements Produced by Electrical Stimulation of Low-Threshold Muscle Afferents from the Hand,” *Brain*, vol. 108, pp. 965–981, 1985, doi: 10.1093/brain/108.4.965.
- [95] A. K. Thompson, X. Y. Chen, and J. R. Wolpaw, “Soleus H-reflex operant conditioning changes the H-reflex recruitment curve,” *Muscle and Nerve*, vol. 47, no. 4, pp. 539–544, Apr. 2013, doi: 10.1002/mus.23620.
- [96] R. Rangwani and H. Park, “A new approach of inducing proprioceptive illusion by transcutaneous electrical stimulation,” *J. Neuroeng. Rehabil.*, vol. 18, no. 1, pp. 1–16, Dec. 2021, doi: 10.1186/s12984-021-00870-y.
- [97] S. I. Khan and J. A. Burne, “Inhibitory mechanisms following electrical stimulation of tendon and cutaneous afferents in the lower limb,” *Brain Res.*, vol. 1308, pp. 47–57, 2010, doi: 10.1016/j.brainres.2009.10.020.

- [98] H. Geyer and H. Herr, “A Muscle-reflex model that encodes principles of legged mechanics produces human walking dynamics and muscle activities,” *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 18, no. 3, pp. 263–273, Jun. 2010, doi: 10.1109/TNSRE.2010.2047592.
- [99] A. Prochazka, D. Gillard, and D. J. Bennett, “Positive Force Feedback Control of Muscles,” *J. Neurophysiol.*, vol. 77, no. 6, pp. 3226–3236, Jun. 1997, doi: 10.1152/jn.1997.77.6.3226.
- [100] M. A. Lyle and T. R. Nichols, “Evaluating intermuscular Golgi tendon organ feedback with twitch contractions,” *J. Physiol.*, vol. 597, no. 17, pp. 4627–4642, Sep. 2019, doi: 10.1113/JP277363.
- [101] R. S. Johansson and Åke B. Vallbo, “Tactile sensory coding in the glabrous skin of the human hand,” *Trends Neurosci.*, vol. 6, no. C, pp. 27–32, 1983, doi: 10.1016/0166-2236(83)90011-5.
- [102] 大山正, 今井省吾, and 和氣典二, “皮膚感覚・自己受容感覚,” in *新編 感覚・知覚ハンドブック 第4刷*, 大山正, 今井省吾, and 和氣典二, Eds. 東京都文京区, 1994, pp. 1169–1315.
- [103] A. Biswas, M. Manivannan, and M. A. Srinivasan, “Multiscale Layered Biomechanical Model of the Pacinian Corpuscle,” *IEEE Trans. Haptics*, vol. 8, no. 1, pp. 31–42, Jan. 2015, doi: 10.1109/TOH.2014.2369416.
- [104] A. M. A. M. Okamura, M. R. M. R. Cutkosky, and J. T. J. T. J. T. Dennerlein, “Reality-based models for vibration feedback in virtual environments,” *IEEE/ASME Trans. Mechatronics*, vol. 6, no. 3, pp. 245–252, 2001, doi: 10.1109/3516.951362.
- [105] T. Nakamura, N. Nishimura, T. Hachisu, M. Sato, V. Yem, and H. Kajimoto, “Perceptual Force on the Wrist under the Hanger Reflex and Vibration,” in *EuroHaptics 2016: Haptics: Perception, Devices, Control, and Applications*, 2016, pp. 462–471. doi: 10.1007/978-3-319-42321-0_43.
- [106] B. B. Edin and N. Johansson, “Skin strain patterns provide kinaesthetic information to the human central nervous system.,” *J. Physiol.*, vol. 487 (Pt 1, no. 1995, pp. 243–51, Aug. 1995, doi: 10.1113/jphysiol.1995.sp020875.
- [107] J. R. Ralphs and M. Benjamin, “The joint capsule: structure, composition, ageing and disease.,” *J. Anat.*, vol. 184, no. Pt 3, p. 503, Jun. 1994, Accessed: Oct. 20, 2021. [Online]. Available: /pmc/articles/PMC1259958/?report=abstract
- [108] M. Bresadola, “Medicine and science in the life of Luigi Galvani (1737-1798).,” *Brain Res. Bull.*, vol. 46, no. 5, pp. 367–380, 1998, doi: 10.1016/S0361-9230(98)00023-9.
- [109] D. R. McNeal, “Analysis of a model for excitation of myelinated nerv,” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. BME-23, no. 4, pp. 329–337, 1976, doi: 10.1109/TBME.1976.324593.
- [110] F. Rattay, “Modeling the excitation of fibers under surface electrodes,” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 35, no. 3, pp. 199–202, 1988, doi: 10.1109/10.1362.
- [111] F. Rattay and M. Aberham, “Modeling Axon Membranes for Functional Electrical Stimulation,” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 40, no. 12, pp. 1201–1209, 1993, doi: 10.1109/10.250575.
- [112] H. Kajimoto, “Electro-tactile Display: Principle and Hardware,” in *Pervasive Haptics*, Tokyo: Springer Japan, 2016, pp. 79–96. doi: 10.1007/978-4-431-55772-2_5.
- [113] M. Gobbo, N. A. Maffioletti, C. Orizio, and M. A. Minetto, “Muscle motor point identification is essential for optimizing neuromuscular electrical stimulation use,” *J. Neuroeng. Rehabil.*, vol. 11, no. 1, Feb. 2014, doi: 10.1186/1743-0003-11-17.
- [114] 枝松幹也 *et al.*, “筋弛緩剤投与における筋活動電位および筋内圧変化,” 2004.
- [115] O. Sandoval-Gonzalez *et al.*, “Design and Development of a Hand Exoskeleton Robot for Active and Passive Rehabilitation,” *Int. J. Adv. Robot. Syst.*, vol. 13, no. 2, p. 66, Mar. 2016, doi: 10.5772/62404.
- [116] A. Ebisu, S. Hashizume, and Y. Ochiai, “Building a feedback loop between electrical stimulation and

- percussion learning,” in *ACM SIGGRAPH 2018*, Apr. 2018, pp. 1–2. doi: 10.1145/3214822.3214824.
- [117] A. Ebisu, S. Hashizume, K. Suzuki, A. Ishii, M. Sakashita, and Y. Ochiai, “Stimulated percussions: method to control human for learning music by using electrical muscle stimulation,” in *the 8th Augmented Human International Conference*, Sep. 2017, pp. 1–5. doi: 10.1145/3041164.3041202.
- [118] P. Lopes, P. Jonell, and P. Baudisch, “Affordance++,” in *Proceedings of CHI '15*, Apr. 2015, pp. 2515–2524. doi: 10.1145/2702123.2702128.
- [119] P. Lopes, A. Ion, W. Mueller, D. Hoffmann, P. Jonell, and P. Baudisch, “Proprioceptive Interaction,” in *Proceedings of the 33rd Annual ACM Conference on Human Factors in Computing Systems - CHI '15*, Apr. 2015, pp. 939–948. doi: 10.1145/2702123.2702461.
- [120] P. Lopes, D. Yüksel, F. Guimbretière, and P. Baudisch, “Muscle-plotter: An Interactive System based on Electrical Muscle Stimulation that Produces Spatial Output,” Apr. 2016, pp. 207–217. doi: 10.1145/2984511.2984530.
- [121] X. Bao, Y. Zhou, Y. Wang, J. Zhang, X. Lü, and Z. Wang, “Electrode placement on the forearm for selective stimulation of finger extension/flexion,” *PLoS One*, vol. 13, no. 1, p. e0190936, Jan. 2018, doi: 10.1371/journal.pone.0190936.
- [122] K. Chen, B. Zhang, and D. Zhang, “Master-Slave Gesture Learning System Based on Functional Electrical Stimulation,” in *Intelligent Robotics and Applications*, vol. 8917, X. Zhang, H. Liu, Z. Chen, and N. Wang, Eds. Cham: Springer International Publishing, 2014, pp. 214–223. [Online]. Available: http://link.springer.com/10.1007/978-3-319-13966-1_22
- [123] A. Colley, A. Leinonen, M.-T. Forsman, and J. Häkkinä, “EMS Painter: Co-creating Visual Art using Electrical Muscle Stimulation,” Sep. 2018, pp. 266–270. doi: 10.1145/3173225.3173279.
- [124] T. Dingler, T. Goto, B. Tag, and K. Kunze, “EMS icons: conveying information by analogy to enhance communication through electrical muscle stimulation,” Sep. 2017, pp. 732–739. doi: 10.1145/3123024.3129275.
- [125] T. Duinte, S. Schneegass, and M. Pfeiffer, “EMS in HCI: challenges and opportunities in actuating human bodies,” Sep. 2017, pp. 1–4. doi: 10.1145/3098279.3119920.
- [126] T. Duinte, J. Schulte, M. Pfeiffer, and M. Rohs, “MuscleIO: Muscle-Based Input and Output for Casual Notifications,” *Proc. ACM Interactive, Mobile, Wearable Ubiquitous Technol.*, vol. 2, no. 2, pp. 64:1–64:21, Sep. 2018, doi: 10.1145/3214267.
- [127] T. Duinte, M. Pfeiffer, and M. Rohs, “On-skin technologies for muscle sensing and actuation,” Sep. 2016, pp. 933–936. doi: 10.1145/2968219.2979136.
- [128] F. Farbiz, Z. H. Yu, C. Manders, and W. Ahmad, “An electrical muscle stimulation haptic feedback for mixed reality tennis game,” Sep. 2007, pp. 140-es. doi: 10.1145/1280720.1280873.
- [129] P. E. Fortin, J. R. Blum, and J. R. Cooperstock, “Raising the Heat: Electrical Muscle Stimulation for Simulated Heat Withdrawal Response,” Sep. 2017, pp. 137–139. doi: 10.1145/3131785.3131828.
- [130] E. Grönvall, J. Fritsch, and A. Vallgård, “FeltRadio: Sensing and Making Sense of Wireless Traffic,” in *the 2016 ACM Conference*, Sep. 2016, pp. 829–840. doi: 10.1145/2901790.2901818.
- [131] K. Gui and D. Zhang, “Influence of volitional contraction on muscle response to functional electrical stimulation,” in *2014 IEEE 19th International Functional Electrical Stimulation Society Annual Conference (IFESS)*, 2014, pp. 1–4. doi: 10.1109/IFESS.2014.7036738.
- [132] S. Hanagata and Y. Kakehi, “Paralogue: A Remote Conversation System Using a Hand Avatar which Postures are Controlled with Electrical Muscle Stimulation,” Sep. 2018, pp. 1–3. doi: 10.1145/3174910.3174951.
- [133] M. Hassib, M. Pfeiffer, S. Schneegass, M. Rohs, and F. Alt, “Emotion Actuator: Embodied Emotional Feedback Through Electroencephalography and Electrical Muscle Stimulation,” *Proc. 2017 CHI Conf.*

- [134] T. Ishimaru and S. Saga, “Virtual bumps display based on electrical muscle stimulation,” in *2020 IEEE Haptics Symposium (HAPTICS)*, Mar. 2020, vol. 2020-March, pp. 96–101. doi: 10.1109/HAPTICS45997.2020.ras.HAP20.17.61243dc4.
- [135] S. Jain, S. Sharma, and D. Babbar, “Star-Force: A Playful Implementation of the Jedi-force,” in *the Tenth International Conference*, Sep. 2017, pp. 761–766. doi: 10.1145/3024969.3041098.
- [136] M. Katoh *et al.*, “Optimal selection of electrodes for muscle electrical stimulation using twitching motion measurement,” in *Proceedings of the 4th Augmented Human International Conference on - AH '13*, Sep. 2013, pp. 237–238. doi: 10.1145/2459236.2459279.
- [137] T. Kitamura, H. Mizoguchi, N. Mizukami, S. Sakaino, and T. Tsuji, “Chattering reduction of functional electrical stimulation with the smith compensator,” in *IECON 2017 - 43rd Annual Conference of the IEEE Industrial Electronics Society*, 2017, pp. 7577–7582. doi: 10.1109/IECON.2017.8217328.
- [138] J. Knibbe, P. Strohmeier, S. Boring, and K. Hornbæk, “Automatic Calibration of High Density Electric Muscle Stimulation,” *Proc. ACM Interactive, Mobile, Wearable Ubiquitous Technol.*, vol. 1, no. 3, pp. 1–17, Sep. 2017, doi: 10.1145/3130933.
- [139] M. Kono, Y. Ishiguro, T. Miyaki, and J. Rekimoto, “Design and Study of a Multi-Channel Electrical Muscle Stimulation Toolkit for Human Augmentation,” Sep. 2018, pp. 1–8. doi: 10.1145/3174910.3174913.
- [140] M. Kono, T. Takahashi, H. Nakamura, T. Miyaki, and J. Rekimoto, “Design Guideline for Developing Safe Systems that Apply Electricity to the Human Body,” *ACM Trans. Comput. Interact.*, vol. 25, no. 3, pp. 1–36, Jun. 2018, doi: 10.1145/3184743.
- [141] Y. Kurita, T. Ishikawa, and T. Tsuji, “Stiffness Display by Muscle Contraction Via Electric Muscle Stimulation,” *IEEE Robot. Autom. Lett.*, vol. 1, no. 2, pp. 1014–1019, 2016, doi: 10.1109/LRA.2016.2529689.
- [142] P. Lopes, S. You, A. Ion, and P. Baudisch, “Adding Force Feedback to Mixed Reality Experiences and Games using Electrical Muscle Stimulation,” in *Proceedings of the 2018 CHI Conference on Human Factors in Computing Systems*, Apr. 2018, pp. 1–13. doi: 10.1145/3173574.3174020.
- [143] P. Lopes and P. Baudisch, “Muscle-Propelled Force Feedback: Bringing Force Feedback to Mobile Devices,” in *Proceedings of the SIGCHI Conference on Human Factors in Computing Systems*, Apr. 2013, pp. 2577–2580. doi: 10.1145/2470654.2481355.
- [144] Z. Lou, P. Yao, and D. Zhang, “Wireless Master-Slave FES Rehabilitation System Using sEMG Control,” 2012, pp. 1–10. doi: 10.1007/978-3-642-33515-0_1.
- [145] Y. Nagashima, “Bio-sensing systems and bio-feedback systems for interactive media arts,” Sep. 2003, pp. 48–53. [Online]. Available: <https://dl.acm.org/doi/pdf/10.5555/1085714.1085726>
- [146] J. Nishida and K. Suzuki, “bioSync: A Paired Wearable Device for Blending Kinesthetic Experience,” in *Proceedings of the 2017 CHI Conference on Human Factors in Computing Systems*, Sep. 2017, pp. 3316–3327. doi: 10.1145/3025453.3025829.
- [147] M. Pfeiffer, S. Schneegass, F. Alt, and M. Rohs, “Let me grab this: a comparison of EMS and vibration for haptic feedback in free-hand interaction,” Sep. 2014, pp. 1–8. doi: 10.1145/2582051.2582099.
- [148] M. Pfeiffer, S. Schneegaß, and F. Alt, “Supporting interaction in public space with electrical muscle stimulation,” in *Proceedings of the 2013 ACM conference on Pervasive and ubiquitous computing adjunct publication*, Sep. 2013, pp. 5–8. doi: 10.1145/2494091.2494094.
- [149] M. Pfeiffer and W. Stuerzlinger, “3D Virtual Hand Selection with EMS and Vibration Feedback,” in *Proceedings of the 33rd Annual ACM Conference Extended Abstracts on Human Factors in Computing Systems*, Apr. 2015, pp. 1361–1366. doi: 10.1145/2702613.2732763.

- [150] H. Pohl, K. Hornbæk, and J. Knibbe, “Wandering Through Space: Interactive Calibration for Electric Muscle Stimulation,” in *the 9th Augmented Human International Conference*, Sep. 2018, pp. 1–5. doi: 10.1145/3174910.3174948.
- [151] S. Schneegass, A. Schmidt, and M. Pfeiffer, “Creating user interfaces with electrical muscle stimulation,” *Interactions*, vol. 24, no. 1, pp. 74–77, Sep. 2016, doi: 10.1145/3019606.
- [152] S. Schneegass and R. Rzayev, “Embodied notifications: implicit notifications through electrical muscle stimulation,” Sep. 2016, pp. 954–959. doi: 10.1145/2957265.2962663.
- [153] T. Shao, X. Li, H. Yokoi, and D. Zhang, “FESleeve: A Functional Electrical Stimulation System with Multi-electrode Array for Finger Motion Control,” 2016, pp. 191–199. doi: 10.1007/978-3-319-43518-3_19.
- [154] S. Tatsuno, T. Hayakawa, and M. Ishikawa, “Comparison of reaction times in response to electrical and Visual Stimulation using a high-speed camera,” in *2016 IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics (SMC)*, 2016, pp. 1251–1256. doi: 10.1109/SMC.2016.7844413.
- [155] S. Tatsuno, T. Hayakawa, and M. Ishikawa, “Supportive training system for sports skill acquisition based on electrical stimulation,” in *2017 IEEE World Haptics Conference (WHC)*, 2017, pp. 466–471. doi: 10.1109/WHC.2017.7989946.
- [156] S. Tatsuno, T. Hayakawa, and M. Ishikawa, “Trajectory adjustment system for learning based on electrical stimulation,” Sep. 2017, pp. 1–4. doi: 10.1145/3041164.3041197.
- [157] T. Watanabe, K. Iibuchi, K. Kurosawa, and N. Hoshimiya, “A method of multichannel PID control of two-degree-of-freedom wrist joint movements by functional electrical stimulation,” *Syst. Comput. Japan*, vol. 34, no. 5, pp. 25–36, Sep. 2003, doi: 10.1002/scj.10298.
- [158] A. Popović-Bijelić *et al.*, “Multi-field surface electrode for selective electrical stimulation,” *Artif. Organs*, vol. 29, no. 6, pp. 448–452, 2005, doi: 10.1111/j.1525-1594.2005.29075.x.
- [159] J. Limanowski, P. Lopes, J. Keck, P. Baudisch, K. Friston, and F. Blankenburg, “Action-Dependent Processing of Touch in the Human Parietal Operculum and Posterior Insula,” *Cereb. Cortex*, vol. 30, no. 2, pp. 607–617, Sep. 2020, doi: 10.1093/cercor/bhz111.
- [160] 池田和夫, “手・上肢筋の機能解剖,” *日本義肢装具学会誌*, vol. 15, no. 3, pp. 204–212, Jul. 1999, doi: 10.11267/jspo1985.15.204.
- [161] R. J. Smith, “Intrinsic muscles of the fingers: function, dysfunction and surgical reconstruction,” in *AAOS instructional course lectures*, St Louis (MO): Mosby, 1975, pp. 200–20.
- [162] K. S. Fok and S. M. Chou, “Development of a finger biomechanical model and its considerations,” *J. Biomech.*, vol. 43, pp. 701–713, doi: 10.1016/j.jbiomech.2009.10.020.
- [163] A. B. Swanson, “Surgery of the Hand in Cerebral Palsy and the Swan-Neck Deformity,” *J. Bone Jt. Surg.*, vol. 42, no. 6, pp. 951–64, Jan. 1960, [Online]. Available: https://journals.lww.com/jbjsjournal/Fulltext/1960/42060/Surgery_of_the_Hand_in_Cerebral_Palsy_and_the.4.aspx
- [164] K. J. Van Zwieten, K. P. Schmidt, G. J. Bex, P. L. Lippens, and W. Duyvendak, “An analytical expression for the D.I.P.-P.I.P. flexion interdependence in human fingers,” *Acta Bioeng. Biomech.*, vol. 17, no. 1, pp. 129–135, 2015, doi: 10.5277/ABB-00078-2014-02.
- [165] K. Wang, A. Physician, E. P. McGlinn, R. Associate, K. C. Chung, and P. of Surgery, “A Biomechanical and Evolutionary Perspective on the Function of the Lumbrical Muscle,” *J. Hand Surg. (American Vol.)*, vol. 39, no. 1, pp. 149–55, 2014, doi: 10.1016/j.jhsa.2013.06.029.
- [166] 池淵佳史, “手の虫様筋の比較解剖学的研究,” *岡山医誌*, vol. 104, no. 3–4, pp. 365–374, 1992, doi: 10.4044/joma1947.104.3-4_365.

- [167] J. M. Adkinson, S. P. Johnson, and K. C. Chung, “The Clinical Implications of the Oblique Retinacular Ligament,” *J. Hand Surg. Am.*, vol. 39, no. 3, pp. 535–41, Mar. 2014, doi: 10.1016/j.jhsa.2013.12.011.
- [168] 半田廉延, “上肢の機能解剖学とFES,” *J. Soc. Biomech.*, vol. 17, no. 1, pp. 8–14, Feb. 1993, doi: 10.3951/sobim.17.8.
- [169] S. Sunderland, “The actions of the extensor digitorum communis, interosseous and lumbrical muscles,” *Am. J. Anat.*, vol. 77, no. 2, pp. 189–217, Sep. 1945, doi: 10.1002/aja.1000770203.
- [170] R. Palti and M. Vigler, “Anatomy and function of lumbrical muscles,” *Hand Clin.*, vol. 28, no. 1, pp. 13–17, 2012, doi: 10.1016/j.hcl.2011.09.002.
- [171] S. Matsuzawa *et al.*, “Extension function of proximal interphalangeal joint of middle finger exerted by 2 nd and 3 rd dorsal interosseous muscles,” *Niigata J. Heal. Welf.*, vol. 20, no. 1, pp. 1–11, 2020, doi: 10.34540/niigatajohewe.20.1_1.
- [172] P. Strojnik, A. Kralj, and I. Ursic, “Programmed Six-Channel Electrical Stimulator for Complex Stimulation of Leg Muscles During Walking,” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 1979, doi: 10.1109/TBME.1979.326520.
- [173] K. M. Backhouse and W. T. Catton, “An experimental study of the functions of the lumbrical muscles in the human hand,” *J. Anat.*, vol. 88, no. Pt 2, pp. 133–41, Apr. 1954.
- [174] R. T. Lauer, K. L. Kilgore, P. H. Peckham, N. Bhadra, and M. W. Keith, “The Function of the Finger Intrinsic Muscles in Response to Electrical Stimulation,” *IEEE Trans. Rehabil. Eng.*, vol. 7, no. 1, pp. 19–26, Mar. 1999, doi: 10.1109/86.750547.
- [175] E. Kruijff, D. Schmalstieg, and S. Beckhaus, “Using neuromuscular electrical stimulation for pseudo-haptic feedback,” in *Proceedings of the ACM symposium on Virtual reality software and technology - VRST '06*, Sep. 2006, p. 316. doi: 10.1145/1180495.1180558.
- [176] J. R. de Kroon, M. J. Ijzerman, J. Chae, G. J. Lankhorst, and G. Zilvold, *Relation between stimulation characteristics and clinical outcome in studies using electrical stimulation to improve motor control of the upper extremity in stroke*. Centre for Reviews and Dissemination (UK), 2005. [Online]. Available: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK72210/>
- [177] M. Schuenke, E. Schulte, U. Schumacher, M. Schünke, E. Schulte, and U. Schumacher, *THIEME Atlas of Anatomy -General Anatomy and Musculoskeletal System*. Stuttgart - New York: Thieme, 2006. Accessed: May 14, 2018. [Online]. Available: https://books.google.co.jp/books/about/Thieme_Atlas_of_Anatomy.html?id=mTOhk3m06IoC&source=kp_cover&redir_esc=y
- [178] C. E. Lang and M. H. Schieber, “Human Finger Independence: Limitations due to Passive Mechanical Coupling Versus Active Neuromuscular Control,” *J. Neurophysiol.*, vol. 92, no. 5, pp. 2802–2810, Apr. 2004, doi: 10.1152/jn.00480.2004.
- [179] 岡田徳次, “指の運動と手作業の分析,” *バイオメカニズム*, vol. 3, no. 0, pp. 133–144, Nov. 1975, doi: 10.3951/BIOMECHANISMS.3.133.
- [180] 米満弘之, “指の機能,” *精密機械*, vol. 40, no. 468, pp. 18–22, 1974, doi: <https://doi.org/10.2493/jjspe1933.40.18>.
- [181] 山口隆男, 斉藤之男, 市村三知子, 山内裕雄, 月出弼, and 柳原泰, “手指関節の動作の研究,” *バイオメカニズム*, vol. 4, no. 0, pp. 89–97, Jun. 1978, doi: 10.3951/BIOMECHANISMS.4.89.
- [182] 浅見豊子, “上肢・手の機能と上肢装具,” *Bull. Japanese Soc. Prosthetics Orthot.*, vol. 28, no. 1, pp. 13–17, Jan. 2012, doi: 10.11267/jspo.28.13.
- [183] 内田謙, “言葉 (動作用語) と手の働き,” *人間工学*, vol. 26, no. 3, pp. 134–138, Jun. 1990, doi:

10.5100/JJE.26.134.

- [184] W. Goebel and C. Palmer, “Temporal Control and Hand Movement Efficiency in Skilled Music Performance,” *PLoS One*, vol. 8, no. 1, p. e50901, Jan. 2013, doi: 10.1371/journal.pone.0050901.
- [185] H. Kajimoto, “Electrotactile Display with Real-Time Impedance Feedback Using Pulse Width Modulation,” *IEEE Trans. Haptics*, vol. 5, no. 2, pp. 184–188, Apr. 2012, doi: 10.1109/TOH.2011.39.
- [186] S. O. H. Madgwick, “An efficient orientation filter for inertial and inertial/magnetic sensor arrays,” Apr. 2010. Accessed: Oct. 20, 2021. [Online]. Available: https://www.x-io.co.uk/res/doc/madgwick_internal_report.pdf
- [187] J. C. van den Noort *et al.*, “Variable and Asymmetric Range of Enslaving: Fingers Can Act Independently over Small Range of Flexion,” *PLoS One*, vol. 11, no. 12, Apr. 2016, doi: 10.1371/journal.pone.0168636.
- [188] C. E. Lang and M. H. Schieber, “Differential Impairment of Individuated Finger Movements in Humans After Damage to the Motor Cortex or the Corticospinal Tract,” *J. Neurophysiol.*, vol. 90, pp. 1160–7-, 2003, doi: 10.1152/jn.00130.2003.
- [189] M. H. Schieber, “Individuated finger movements of rhesus monkeys: A means of quantifying the independence of the digits,” *J. Neurophysiol.*, vol. 65, no. 6, pp. 1381–1391, 1991, doi: 10.1152/jn.1991.65.6.1381.
- [190] Y. Zheng and X. Hu, “Elicited Finger and Wrist Extension Through Transcutaneous Radial Nerve Stimulation,” *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 27, no. 9, pp. 1875–1882, Sep. 2019, doi: 10.1109/TNSRE.2019.2930669.
- [191] A. Takahashi, J. Brooks, H. Kajimoto, and P. Lopes, “Demonstrating How to Increase the Dexterity of Electrical Muscle Stimulation using Back of the Hand Actuation,” in *Extended Abstracts of the 2021 CHI Conference on Human Factors in Computing Systems*, May 2021, pp. 1–4. doi: 10.1145/3411763.3451569.
- [192] Z.-M. Li, M. L. Latash, and V. M. Zatsiorsky, “Force sharing among fingers as a model of the redundancy problem,” *Exp. Brain Res.*, vol. 119, pp. 276–286, 1998.
- [193] Z.-M. Li, M. L. Latash, N. K. M., and V. M. Zatsiorsky, “Motor redundancy during maximal voluntary contraction in four-finger tasks,” *Exp. Brain Res.*, vol. 122, pp. 71–8, 1998.
- [194] K. T. Reilly and G. R. Hammond, “Independence of force production by digits of the human hand,” *Neurosci. Lett.*, vol. 290, no. 1, pp. 53–56, Aug. 2000, doi: 10.1016/S0304-3940(00)01328-8.
- [195] 赤羽克仁, 高見豪, and 佐藤誠, “フレームの可動機構を持つワイヤ駆動多指型ハプティックインタフェースの開発(<特集>ハプティクスとVR),” *日本バーチャルリアリティ学会論文誌*, vol. 16, no. 3, pp. 441–448, Sep. 2011, doi: 10.18974/TVRSJ.16.3_441.
- [196] H. K. In and K. J. Cho, “Analysis of the forces on the finger joints by a joint-less wearable robotic hand, SNU Exo-Glove,” in *Converging Clinical and Engineering Research on Neurorehabilitation*, Springer International Publishing, 2013, pp. 93–97. doi: 10.1007/978-3-642-34546-3_15.
- [197] 宇戸和樹, 岡崎龍太, 佐藤未知, 福嶋政期, and 梶本裕之, “手部筋肉への機能的電気刺激による 指先に対する触覚提示,” in *第16 回日本バーチャルリアリティ学会大会論文集*, 2011, pp. 1–4. [Online]. Available: http://kaji-lab.jp/ja/index.php?plugin=attach&pcmd=open&file=VR_udo.pdf&refer=publications
- [198] E. R. Kandel, J. H. Schwartz, T. M. Jessell, S. A. Siegelbaum, and A. J. Hudspeth, *カンデル神経科学 Principles of Neural Science Fifth Edit.* 2014.
- [199] S. Yoshimoto, Y. Kuroda, M. Imura, O. Oshiro, and K. Sato, “Electrically multiplexed tactile interface: Fusion of smart tactile sensor and display,” in *2013 World Haptics Conference, WHC 2013*, Apr. 2013,

pp. 151–156. doi: 10.1109/WHC.2013.6548400.

- [200] A. Takahashi, K. Tanabe, and H. Kajimoto, “Haptic interface using tendon electrical stimulation with consideration of multimodal presentation,” *Virtual Real. Intell. Hardw.*, vol. 1, no. 2, pp. 163–175, Apr. 2019, doi: 10.3724/SP.J.2096-5796.2019.0011.
- [201] M. M. Taylor and C. D. Creelman, “PEST: Efficient Estimates on Probability Functions,” *J. Acoust. Soc. Am.*, vol. 41, no. 4A, pp. 782–787, 1967, doi: 10.1121/1.1910407.
- [202] P. Wellman and R. D. Howe, “Towards Realistic Vibrotactile Display in Virtual Environments,” in *Proceedings of the ASME Dynamics Systems and Control Division of the ASME*, 1995, pp. 713–718. [Online]. Available: <http://biorobotics.harvard.edu/pastprojects/asme.html>
- [203] S. Ueno, T. Tashiro, and K. Harada, “Localized stimulation of neural tissues in the brain by means of a paired configuration of time-varying magnetic fields,” *J. Appl. Phys.*, vol. 64, no. 10, pp. 5862–5864, 1988, doi: 10.1063/1.342181.
- [204] M. Sinclair, M. Pahud, and H. Benko, “TouchMover 2.0 - 3D touchscreen with force feedback and haptic texture,” *IEEE Haptics Symp. HAPTICS*, pp. 1–6, 2014, doi: 10.1109/HAPTICS.2014.6775425.
- [205] T. Tanabe, H. Yano, and H. Iwata, “Properties of Proprioceptive Sensation with a Vibration Speaker-type Non-grounded Haptic Interface,” pp. 0–5, 2016, doi: 10.1109/HAPTICS.2016.7463150.
- [206] G. C. Goats, “Interferential current therapy.,” *Br. J. Sports Med.*, vol. 24, no. 2, pp. 87–92, Jun. 1990, doi: 10.1136/bjism.24.2.87.
- [207] J. Ozcan, A. R. Ward, and V. J. Robertson, “A Comparison of True and Premodulated Interferential Currents,” *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 85, no. 3, pp. 409–415, Mar. 2004, doi: 10.1016/S0003-9993(03)00478-7.