

ふるえを抑制する装着型ロボットのフレーム形状の工学的検討

Validation of the Frame Design of an Exoskeleton for Tremor Suppression

○ 松本侑也(早大) 陳瑋煒(早大) 雨宮元之(早大) 金石大佑(早大)

中島康貴(早大) 關雅俊(株式会社菊池製作所, 早大) 安藤健(パナソニック株式会社, 早大)

小林洋(早大) 飯島浩(横浜リハ) 長岡正範(順大院) 藤江正克(早大)

Yuya MATSUMOTO, Waseda University

Weiwei CHEN, Waseda University

Motoyuki AMEMIYA, Waseda University

Daisuke KANEISHI, Waseda University

Yasutaka NAKASHIMA, Waseda University

Masatoshi SEKI, KIKUCHI SEISAKUSHO Co., Ltd., Waseda University

Takeshi ANDO, Panasonic Corporation, Waseda University

Yo KOBAYASHI, Waseda University

Hiroshi IJIMA, Yokohama Rehabilitation Center

Masanori NAGAOKA, Juntendo University Graduate School

Masakatsu G. FUJIE, Waseda University

Abstract: Essential tremor refers to involuntary movements of a part of the body. We have been developing an exoskeleton for tremor suppression. Toward quantity production of the exoskeleton, it is essential to define a shape of a frame of the exoskeleton. To define the shape, it is necessary to consider which point on the hand is effective for tremor suppression and physical properties such as sensitivity of pain, position of nerve and vessel. In this study, to find the effective point to suppress a tremor at wrist and forearm, we measured stiffness of a hand and pain sensitivity of that. From the experiment, we found that the periphery of the middle finger's metacarpal bone and the carpal bone is harder than other point in palm side of a hand. As a future work, we expand an area of measurement to forearm to find effective point to suppress elbow tremor

Key Words: Assistive robotics, Exoskeleton, Physical property of hand, Essential tremor

1. 序論

1-1 研究背景

日常動作を行う際に上肢を主として体の一部が振動してしまう本態性振戦という疾患がある。日本人のおよそ2.5~10%^[1]が本態性振戦の症状を有するとされるほど有病率の高い疾患であるが、「本態性」という名称が示す通り、病態機序は明らかにされていない。動作をする際や姿勢を維持する際にふるえを生じるため、日常動作の遂行に支障を来たすことから、ふるえを抑制することが求められる。本態性振戦患者のふるえを抑制する手法としては、薬物療法と脳深部刺激療法が代表的であるが、これらは薬を継続使用することによる抑制効果の減衰や、電極を頭に埋め込むことの侵襲性が問題視されている。

そこで、著者らは装着することで低侵襲にふるえを抑制する装着型ロボット^{[2]-[5]}の開発を進めている(Fig. 1)。このロボットは固定装具のように関節を拘束することで振戦を外側から抑え込む。しかし、関節が拘束された状態では随意的動作が行えないため、動作を行う際に大きな角度変化を伴う肘関節の動きに関しては、患者の表面筋電位から動作意図を抽出し、意図に応じてモータを駆動することで随意的関節角度変化を実現する。その結果として、患者は手首の2自由度と前腕の1自由度は症状に応じて完全に拘束されており、肘関節はアクチュエータにより随意的に動かすことが可能であり、肩関節は拘束されていないため3自由度を自由に動かすことができる状態となっている。

これまで、著者らは随意的の信号だけでなくふるえの信号

も含まれている本態性振戦患者の特徴的な筋電位から動作意図を抽出するための独自のアルゴリズム^{[2],[3]}を構築してきた。また、ふるえのトルクを計測し、ふるえを抑えるために最低限必要となるトルクを有するモータを選定することで、関節拘束時に患者へ過剰な負荷を与えないハードウェアを製作してきた^[4]。さらに、ロボットのプロトタイプを用いることで、ロボットを装着しない場合と比較し、ふるえを50~80%程度低減する可能であることを確認した^[5]。

1-2 目的

しかし、一方でロボットを患者のふるえを効果的に抑制可能な形状にフィッティングする手法は試行錯誤であり、確立できていない。前述の通り、ロボットは固定装具のように関節を拘束することでふるえを抑制するため、アクチュエータ以外の部分に関しては固定装具と同様に製作すれば良いとも考えられる。しかし、装具の製作は義肢装具士の熟練の技術の下に成り立っており、短期間で精度の良い装具を量産することは難しい。そのため、ロボットを普及させていくためには、より簡易に個人に合ったロボットを製作可能な手法が必要である。

そこで、著者らはフレームを三次元的に曲げる技術を用いることによって、Fig. 1のように人体に巻きつくようなフレームを製作し、個人に合った効果的にふるえを抑制可能なロボットを製作するプロセスを考えている。このプロセスは、以下のような流れである(Fig. 2)。

1. 人体のランドマーク(茎状突起や肘頭など)の位置

を計測

2. ランドマークの情報から、痛みを感じやすい部位や神経血管が走行している部位を避け、効果的にふるえを抑制可能なロボットのフレーム通過点を導出
3. 導出したフレーム通過点を通過するフレーム形状の決定
4. フレーム曲げ技術を用いて、フレームを製作

このプロセスを実現するために、工学的なアプローチが必要となるプロセスは2.のランドマークの情報に基づいてフレームの通過点を導出するプロセスである。本研究ではふるえを効果的に抑制するためには、

- ・ふるえの動作方向(幾何学的拘束性)
- ・人体の硬さ特性(拘束力の人体への伝わりやすさ)
- ・人体表面の形状(フレームと人体の接触条件)

を考慮することが必要であると考えた。振戦抑制ロボットの対象となるふるえは手首2自由度、前腕1自由度、肘の1自由度である。本態性振戦は手先に行くほどふるえが出やすい傾向にあることを考慮して、本研究ではまず手首2自由度、前腕1自由度のふるえを拘束することを考える。次に人体表面の形状に関しては、手先のふるえを拘束することを考える場合、前腕部は手部と比較して凹凸が少なく、また、骨が深層にあるため、効果的に骨の動きまでを拘束できないことが想定される。そのため、手部において効果的にふるえを抑制可能な部位を探索することが必要となる。そこで、本稿では手部における硬さと痛みの感じ方の分布を実験により導出することを目的とする。

2. 手部の硬さ計測実験

2-1 実験目的

効果的にふるえを抑制可能なフレーム形状の決定に向け、手部の硬さと痛みの感じ方の分布を明らかにする。本実験は早稲田大学の「人を対象とした研究に関する倫理審査委員会」の承認(承認番号:2012-245)を受け、被験者には実験の目的と内容を十分に説明した上で同意を得た。

2-2 実験方法

本実験では健常者3名を対象として、力覚センサを取りつけたプローブを用い、手部を一定間隔で押し込む実験を実施した(Fig. 3)。

2-2-1 実験機器

xy平面上でのプローブの位置を変更しつつ、z軸方向に手部の押し込みを行うために、本実験では直行する3つのリニアアクチュエータとボールねじから成る3軸マニピュレータを用いた。当マニピュレータは1[mm]の精度でxyz座標を制御することが可能である。押し込みを行うプローブは直径10[mm]で先端は球形状をした円筒形である。プローブ上には、z軸が同軸となるように6軸力覚センサ(ピーエル MICRO 5/50-SA, BL AUTOTEC 株式会社, 定格荷重49.0[N], 分解能0.15[N])を配した。また、本実験は人体を押し込む実験であるため、人体を損傷する危険を回避する必要がある。そこで、フォースリミッタ(三共製作所製, LM シリーズ 5LM)を3軸マニピュレータのz軸方向リニアアクチュエータとプローブの間に配置し、人体に5[N]以上の負荷がかかった場合には、プローブへの動力の伝達を絶つという対策を講じた。

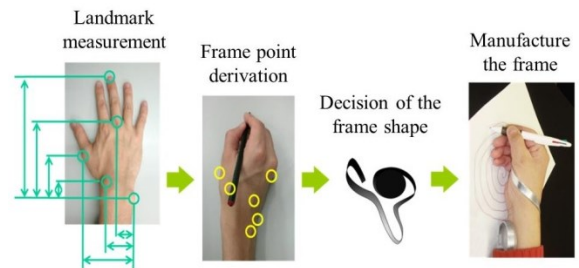
2-2-2 実験条件

本実験では手部をx軸方向、y軸方向ともに10[mm]間隔で押し込んだ(Fig. 4の格子点の位置)。被験者ごとに手の

大きさが異なるため、押し込む範囲は、被験者の手掌長第三指と手幅に応じて変更した。Table 1に被験者の手掌長第三指と手幅をまとめる。例えば、被験者Aの場合、x方向:7箇所(手幅70[mm] / 10[mm])、y方向:10箇所(手掌長第三指100[mm] / 10[mm])となるため、押し込み箇所は合計70箇所となる。また、実験中に手がずれてしまうことを防ぐために、石粉粘土を用いて、手の型を作成し、実験台に固定した。



Fig. 1 Exoskeleton for tremor suppression



Landmark : characteristic point of human body

Fig. 2 Flow to make the frame of the exoskeleton

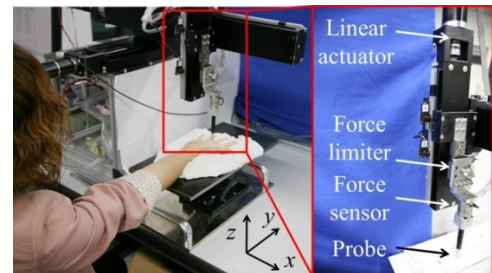


Fig. 3 Experimental setup

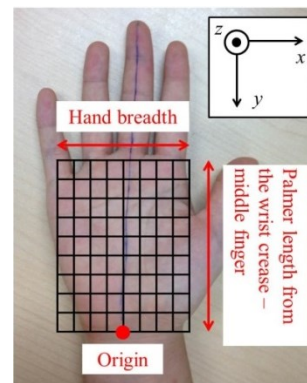


Fig. 4 Position to measure stiffness of a hand

Table 1 Hand breadth and Palmer length from the wrist crease -middle finger of the subjects

Subject	Sex	Hand breadth	Palmer length
A	M	70	100
B	M	80	110
C	M	70	100

2-2-3 手部の反力と変形量計測手法

硬さ分布の作成のために本実験で取得するデータは、プローブの押し込み力、押し込みによる手部的変形量である。本計測では、手掌と手背の両面について計測を行う。以下に、片面での実験手順を記す。

- (1) 手掌を型の上に置く。
- (2) 3軸マニピュレータを起動し、プローブを押し込み点に移動させる。
- (3) 押し込みを行い、押し込み力と変形量を記録する。
- (4) 次の計測点に移動する。
- (5) (3)と(4)を全計測点について行う

なお、(3)の工程でプローブを押し込む際には、ロボットを以下のように力制御している。

- (a) プローブを手掌に接触するまで下げる。
- (b) プローブと手掌が接触した後、0[N]の状態を一定時間(5秒程度)保つ。
- (c) プローブの押し込み力を徐々に2.5[N]まで上げる。
- (d) 2.5[N]の状態を一定時間(5秒程度)保つ。
- (e) プローブを上げ、手掌から離す。

上記の2.5[N]は人体に付加する圧力の継続時間と圧力の絶対量の関係に関する知見から導出した。食事の時間は最大1時間程度と想定し、ロボットによる拘束が1時間継続する場合の許容圧力限界値 P は240[mmHg]となる。本実験で用いたプローブの直径 d は10[mm]であることから、式(1)にて換算し、最大押し込み力を2.5[N]とした。

$$F = P\pi\left(\frac{d}{2}\right)^2 \quad (1)$$

2-2-4 硬さの導出式

計測にて取得したプローブの押し込み力 F と、手部的変形量 x を用いて、硬さを算出する。Fig. 5に押し込み力 F と手部的変形量 x の関係を示したグラフの一例を示す。2.5[N]までの押し込みの場合、押し込み力 F と手部的変形量 x は線形の関係にあることが見受けられたため、式(2)より各部位の硬さ K を算出した。

$$K = \frac{F}{x} \quad (2)$$

2-2-5 痛みの感じ方

プローブを押し込んだ際の痛みの程度を評価するために、プローブで押し込みを行うごとに、被験者の主観により5段階で痛みを表現するよう指示した。

(1: 痛みはない, 2: 少し痛みがある, 3: 痛みがある, 4: 強い痛みがある, 5: すごく強い痛みがある)

2-3 実験結果

2-3-1 手部的硬さ分布

まず、手の平と手の甲それぞれでの硬さ分布の傾向を把握するために、各々別々のスケールでマッピングした結果をFig. 6に示す。なお、プローブの位置によってはプローブが手に接触しない場合や手の端にかさる程度に接触する場合があります。そのような条件は分布から除外している。

手の平の硬さ分布をマクロな視点から観ると、すべての被験者で共通して、中手骨頭周辺(赤丸部)が最も硬く、次いで手根骨周辺(白丸部)が硬いことがわかる。また、母子球筋付近や小指球筋付近は柔らかい傾向があるが、その傾向をミクロな視点で捉えると、分布には個人差がある。

一方、手の甲の硬さ分布をマクロな視点から観ると、示

指と中指の中手骨底から中手骨体にかけて(赤丸部)が最も硬く、次いで、小指の中手骨体付近(白丸部)が硬いことがわかる。さらに、各被験者のグラフのスケールを観るとわかるように、硬さの絶対値には個人差が観られた。

2-3-2 痛み分布

手の平と手の甲の痛み分布をFig. 7に示す。痛みは5段階評価であるため、すべてのグラフにおいて最小値が0、最大値が5というスケールとなっている。痛みの分布を見ると、被験者Aと被験者Cは総じて低い値を示している一方、被験者Bは他の2名よりも高い数値を示した。また、痛みの分布は脂肪の薄い部分の方が高い値を示したものの、硬さ分布と分布傾向が必ずしも一致しない傾向を示した。

2-4 考察

本研究の最終目的はふるえを効果的に抑制可能なロボットのフレーム形状を工学的に決定することであるため、ミクロな個人差よりもマクロな視点での傾向を導出することが重要であると考えられる。2-3-1項で示した通り、手部的はマクロに硬い部位と柔らかい部位の傾向を読み取ることができた。中手骨付近のような硬い部位をフレーム通過点として選定することで、効果的に人体へ力を伝えることが可能となることが期待できる。また、被験者ごとに硬さの絶対値に差が現れた点に関しては、体脂肪の量に依存することが考えられるため、今後フレームを選定する上で、体脂肪率も考慮した方が良いことが示唆された。

また、痛みの分布に関しては硬い部位の方が痛みを伴う場合が多い傾向が観られたものの、硬さの分布とは分布の傾向が一致しなかった。この結果から、痛みに関しては硬い部位を拘束するほど、痛みを感じやすいだけではなく、痛みを感じやすい部位が存在することが示唆された。そのため、今後は痛みの感じ方について、超音波診断装置で部位ごとの筋、脂肪、骨の付き方を観察しつつ、痛みを計測する装置なども導入し検討を進める。

3. 結言

本研究では、著者らが開発を進める本態性振戦抑制ロボットの普及に向けて、ロボットのフレーム形状を工学的に決定するための検討を行った。振戦抑制ロボットのフレーム形状は、痛みの感じやすい部位や神経・血管が走行している危険部位を避け、ふるえを効果的に抑制できる形状が求められる。そこで、本研究では筋肉や脂肪が薄く、骨が表層に現れている部位ほど、フレームの拘束力を効果的に人体へ伝達することが可能であるという仮説を立て、手部的における硬さ分布と痛みの感じ方分布を計測する実験を実施した。力覚センサを搭載したプローブを用いて、手の様々な部位を押し込むことにより、硬さ分布を作成した。その

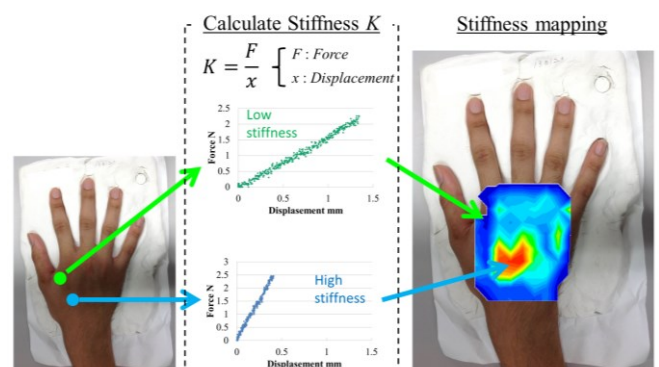
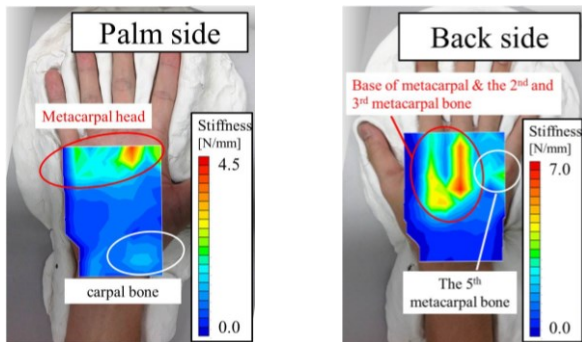
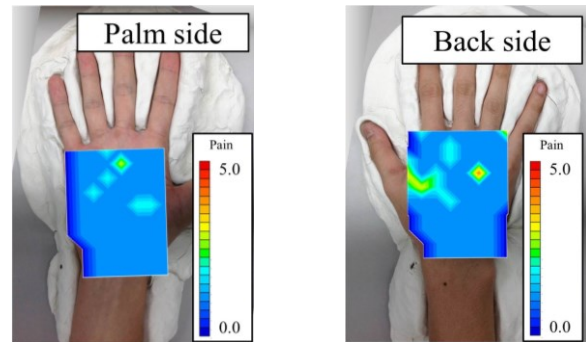


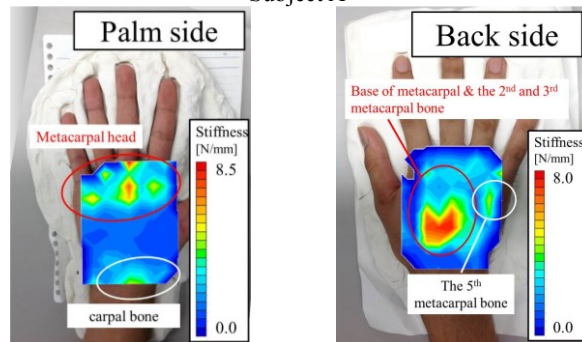
Fig. 5 Relationship between force and displacement of hand



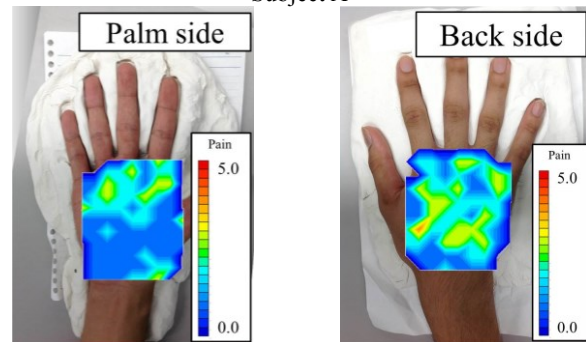
Subject A



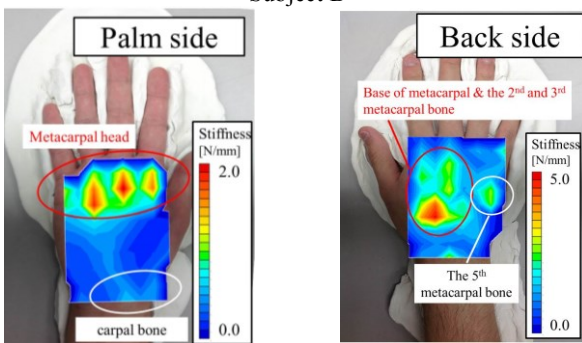
Subject A



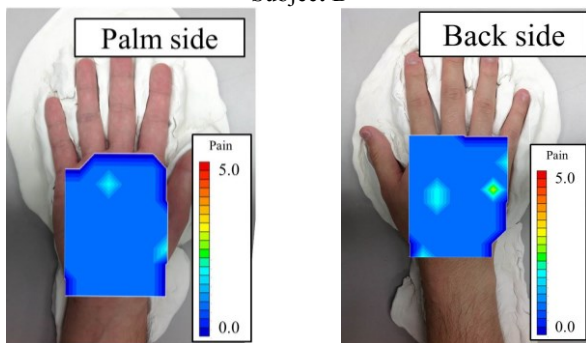
Subject B



Subject B



Subject C



Subject C

Fig. 6 Stiffness mapping of a hand

Fig. 7 Pain mapping of a hand

結果、手の平は中手骨頭周辺が硬く、手の甲は示指、中指の中手骨底が硬いという傾向が3名の被験者から得られた。また、痛みに関しては脂肪の薄い部位で痛みを伴うことが多かったものの、必ずしも硬さのみに依存しない傾向が観られた。今後は、痛みの感じ方の分布を明らかにするために脂肪、筋肉、骨の付き方の情報を超音波診断装置などで取得し、さらに痛みの計測装置なども導入して検討を進める。また、肘に発生するふるえを考慮するため、本研究の検討を前腕部でも行う

謝辞

本研究を行うにあたり、ご協力いただいた被験者の皆様に厚く御礼申し上げます。また、本研究の一部は、ふくしま医療福祉機器開発事業補助金「自立支援を促す自立支援スパイラル装具にかかる研究」、文部科学省グローバルCOEプログラム「グローバルロボットアカデミア」、文部科学省科学研究補助金(23240088)の支援を受けて行われた。

参考文献

- (1) 日本神経治療学会治療指針作成委員会, “標準的神経治療: 本態性振戦”, 神経治療, 2011, Vol. 28, No.3, pp.300-303

- (2) M. Seki, Y. Matsumoto, T. Ando, Y. Kobayashi, H. Iijima, M. Nagaoka, M. G. Fujie, “Development of Essential Tremor Noise Suppression Filter for Voluntary Movement Extraction from surface EMG”, 2011 IEEE EMBC
- (3) Y. Matsumoto, M. Seki, T. Ando, Y. Kobayashi, H. Iijima, M. Nagaoka, M.G.Fujie, “Tremor Frequency Based Filter to Extract Voluntary Movement of Patients with Essential Tremor”, IEEE RAS & EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics, 24-27 June, 2012, pp. 1415-1420
- (4) 松本侑也, 關雅俊, 安藤健, 小林洋, 飯島浩, 長岡正範, 藤江正克, “本態性振戦患者のふるえのトルク解析に基づく食事動作を支援する肘装着型ロボット装具の設計”, LIFE2012, Nov. 2-4, 2012
- (5) 松本侑也, 關雅俊, 安藤健, 小林洋, 中島康貴, 飯島浩, 長岡正範, 藤江正克, “本態性振戦患者の食事動作を支援する肘装着型ロボットの装着による振戦抑制効果の検証”, 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会 2013(ROBOMEC2013), May 22-25, 2012