

[研究助成 (A)]

関節の安全性及び指尖部感覚器を考慮した良好な指運動支援システム

Excellent finger assist system considering joint safety and fingertip sensory organ

2181019



研究代表者	宇都宮大学 工学部 基盤工学科	助 教	中 林 正 隆
共同研究者	宇都宮大学 工学部 基盤工学科	教 授	嶋 脇 聡

[研究の目的]

近年、高齢化、生活習慣病の増加は止まらず、これらを要因とする脳卒中は四肢の痺れなど運動機能に障害をもたらすことが知られている。特に手指の機能の低下は人間の生活の質(QOL)に直結し、日常生活動作(ADL)への影響は特に大きい。

こうした点から手指の運動機能を補う、または治療を目的としたパワーアシスト装置の実現が求められている。これまで手指関節支援装置は、力覚センサによる電気的な制御による安全性を確保するシステムが採用されてきたが、その方法は電子的な制御によるもので機械的な確実性がない。

そこで研究実施者らは新たに機械的に過剰な支援トルクを回避する事を提案、複合金属ケーブルの押引駆動による動作支援機構を開発してきた。本機構はケーブルの座屈を利用することで関節への過剰な力を分散することを可能にする構造をもつ。これまでの研究で動作解析による機構自体の運動特性と動的関節トルクが評価されてきたが、物体を把持固定するために必要な静的特性については議論されてこなかった。

本研究期間では静的な関節トルクをケーブルタイプ・ケーブル径について言及し、関節への負荷が安全領域にあり、適切な駆動力を伝達出来るケーブルを選定、これを組込んだ示指・母

指を対象とした装着型動作支援デバイスの駆動機構を製作・評価することを目的とした。また同時に指尖部の感覚器が十分に露出された固定方法についても検討した。本報告はケーブル特性が静関節トルクに与える影響と動作支援時の手指の運動特性について議論した結果を述べる。

[研究の内容、成果]

1. 複合金属ケーブルの押引駆動による手関節動作支援機構

本研究で提案する手指動作支援機構は、図1が示すように弾性ケーブルが外骨格背側に挿入されており、ケーブルの押出/引張によって被駆動側の骨格を屈曲伸展させる構造となっている。この外骨格を手指背側に取り付けることで、関節の動作を支援することが可能になる。機構自体の駆動関節角度 $\Delta\theta$ は下式(1)によって得られる。

$$\Delta\theta = \frac{r_p}{r_j} \Delta\theta_p \quad (1)$$

このとき $\Delta\theta[^\circ]$ は動作角度、 $\Delta\theta_p[^\circ]$ はプーリ動作角度、 $\theta_0[^\circ]$ は初期リンク間角度、 r_p [mm]はプーリ半径を示す。

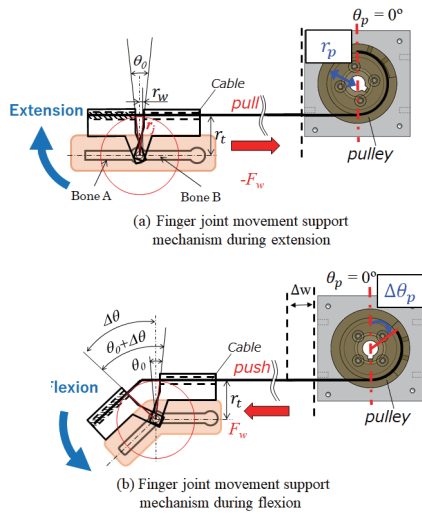


図1 手指関節動作支援機構の動作原理

2. 手指関節動作支援機構の静関節トルク計測

2.1 制御及び計測系

本実験は単関節での静関節トルク計測を目的として実験機が開発された。図2(a)に実験装置の制御及び計測系を示す。本システムは開発システム LabVIEW で構築されており、ホスト PC から Real Time OS, FPGA にアクセスし、モータドライバに制御信号を送信、サーボモータが弾性ケーブルを駆動させることで動作支援機構は屈曲伸展動作を行う。ロードセルは

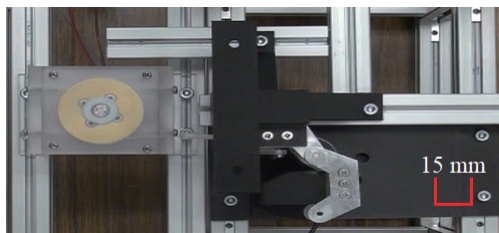
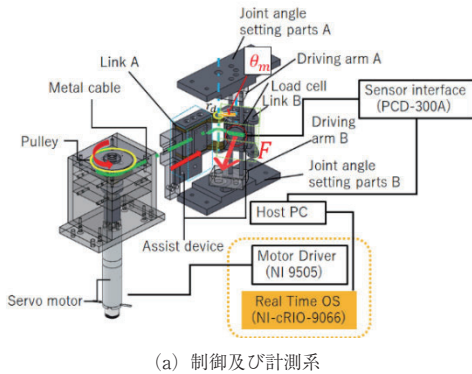


図2 静関節トルクの計測系及び制御系

動作支援部（リンク B）の中央に接続されており、荷重を読み取ることで関節トルクを計測、モータの動作角度はエンコーダから読取り、ホスト PC に記録された。プーリはケーブルが脱線しないようにアクリルカバー外装として装着されており（本図(a) (b) 左）、負転することで弾性ケーブルを押出す機構になっている。

2.2 測定条件

ケーブル駆動量 Δw [mm] はプーリの動作角度 $\Delta \theta_p$ と半径 r_p [mm] の積から算出した。関節トルクはロードセルから得られた力 F [N] と回転中心からリンク B 中央部距離 r_d [mm] の積で求めた。使用した複合金属ケーブルは、SUS304 ワイヤーストランド構造が異なるものを2種類（図3）用いることとした。ケーブル径については、タイプ A（図3左）では $\phi 0.81$, $\phi 0.63$, $\phi 0.45$, タイプ B（図3右）では $\phi 0.85$, $\phi 0.60$, $\phi 0.50$, $\phi 0.40$ の4種類を用いた。当初計画のケーブル径と径が異なるのは曲げ剛性が大きすぎて適応するのが困難だったためである。ケーブルの駆動のためにモータに入力される制御信号は三角波、周期は $T=10$ s とした。

関節静トルク測定角度 θ_m は $0, 30, 60, 90^\circ$ とし、各測定角度で $\Delta \theta = 30^\circ$ 押込んだときの関節角度となるようにモータの駆動量を調整し、各条件下で生じる関節トルクを測定した。

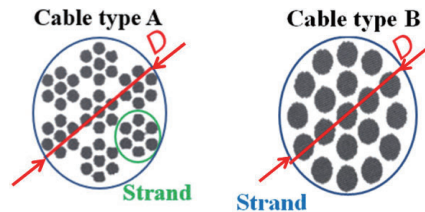
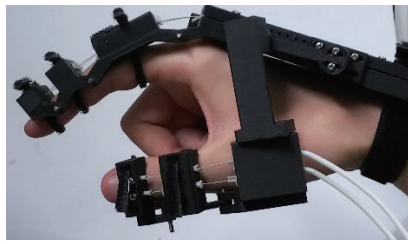


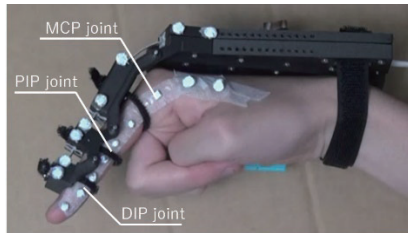
図3 ケーブルタイプの断面構造

3. 母指・示指を対象とした関節動作支援機構

関節の安全性及びが考慮された手指関節動作支援装置の試作機として、複合金属ケーブルを駆動機構に備えた母指・示指を対象とした関節支援機構が製作された（図4(a)）。開発された試作機は右手用であり、末節部の感覚を維持で



(a) 母指・示指装着



(b) 動作解析時の装着

図4 関節の安全性を考慮した手指関節動作支援機構

きるように、末節部は近位部のみを固定する方法を採用した。その装着性について調査するため、被験者が脱力状態で装置が手指関節を動作支援したときの関節角度の差が計測された。計測方法は動画撮影による動作解析、各手指関節角度の測定のため末節、中節、基節、中手部に対し、それぞれ橈側面から骨軸に沿うように2つの反射性マーカー（本図(b)、灰色球体）が取付けられ、動作支援時の運動の様子がデジタルビデオカメラによって撮影された。動作解析には動作解析ソフト Kinovea ver. 0.9.2 が用いられた。なお本実験の被験者は成人男性1名を対象とし、実験に際しては宇都宮大学ヒトを対象とした倫理審査委員会の許可を得て実施された（承認番号：H20-0044）。

4. 評価実験

4.1 静関節トルクの特性

ケーブル駆動量に対する静関節トルクの変化を図5に示す。本図(A)はケーブルタイプA、(B)はケーブルタイプBの結果に相当する。静関節トルクの変化を見ると、タイプB $\phi 0.85$ 以外でケーブル駆動量の増加に伴い増大する傾向が見られ、その後一定の値に漸近する傾向がみられた。これは本機構の特徴ともいえる過剰なトルクをケーブルの座屈によって回避する機

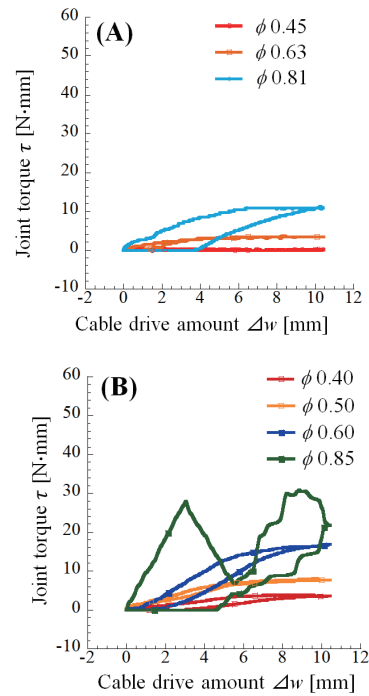
(測定角度 $\theta_m = 60^\circ$, (A) 7×7 , (B) 1×19)

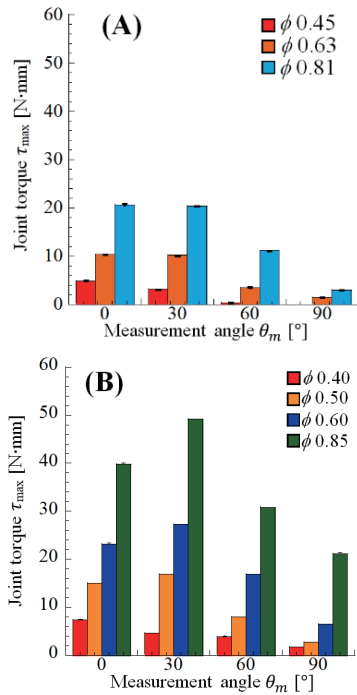
図5 ケーブル駆動量による静関節トルクの変化

能が働いているためである。タイプB $\phi 0.85$ での傾向が異なるのは、ケーブル曲げ剛性が過剰に大きく機構内部の駆動系周りとの摩擦力が大きく働いたためだと思われる。

静関節トルクの大きさについては、ケーブルタイプによらずケーブル径が大きい程に高い静関節トルクを示した。これは径が増大することで、その曲げ剛性が増大し、関節の保持力が向上したことが原因だと考えられる。

またケーブルタイプで同程度の径を比較すると、ケーブルタイプBの方がケーブルタイプAより高い静関節トルクの変化を示していた。ケーブルタイプの断面構造（図3）からも分かるようにストランド構造を構成する一つ一つのワイヤーの構成で比較すると、ケーブルタイプBの径の方が大きく曲げ剛性が高いことが伺える。これに起因して動力伝達時のワイヤーの座屈量が低減し、静関節トルクの増大に繋がったのだと考えられる。

図6は計測角度毎に最大静関節トルクを比較した結果である。ケーブル径、ケーブルタイプによる影響については前述の通り、ケーブルタ



(測定角度 $\theta_m=60^\circ$, (A) 7×7 , (B) 1×19)

図6 計測角度 θ_m と最大静関節トルク $\tau_{\max}$ の関係

イプ B の方が高く、径が大きい方がより高い値を示した。ケーブルタイプ B, ϕ 0.85 では約 50 Nmm の最大静関節トルクが得られ、多くの手指関節支援装置が採用している 30 Nmm を上回る値を示した。各タイプにおいて計測角度 θ_m で比較すると $\theta_m=0, 90^\circ$ では他の θ_m の条件に比べて高値を示すのに対し、 θ_m が増大すると静関節トルクが低下する傾向が見られた。これは計測角度が増大することで、関節間にケーブルが屈曲できる空間が拡大し、その屈曲が伝達力の低下に繋がったことが原因だと考えられる。提案した構造と機能としては、意図した通りの結果であるが、動作支援時に安定したトルク伝達を目論むにはケーブル自体を複数本用い、その組み合わせを考慮する必要があると考えられる。

関節の安全性は約 300 Nmm 以下が守られることだとの報告 (川崎ら, 機論 (C), 2006) があり、実験に用いられた多くのケーブルはこの仕様を満たしたが、前述の通り静関節トルクは測定角度 (= 把持時の関節角度) が大きくなると低下してしまった。食器や筆記など小さな

物でも把持力を維持することが不可欠なことを考えると、単独のケーブルでの実用を考慮した場合は、大きな関節角度 ($\theta_m=90, 60^\circ$) でも把持力が得られるケーブルタイプ B, ϕ 0.85, 0.60 を選定するのが妥当だと考えられた。

4.2 動作解析結果

前述の結果から関節トルクの不足分を考えケーブルタイプ B, ϕ 0.85 を 2 本試作機の駆動系に採用した。図 7 に手指および動作支援装置の動作解析結果を示す。MCP 関節および PIP 関節は、ほぼ完全に一致しており、その差は最大でも 10° 程度、当初予定通り 10% 以下まで抑えることに成功したが、DIP 関節については手指背側と装置との間に空隙が出来てしまうためにその差は 20° 以上にもなり、50% 以上の差が生じてしまった。本実験とは別に事前に行った物体把持試験では被験者に十分な力が加わっており、アシスト可能だと考えられたが、動作解析では大きな差が確認されており改良が必要なことは、このように明らかにあった。末節部のパーツサイズ、物体把持の安定性などを考慮すると手指指腹部にパーツを取りつけるのは困難であり、当初予定していた機構による固定は困難を極めた。今後は機構に頼らず、手指背側に固定する部分の形状を検討することでの解決必要だと考えられた。

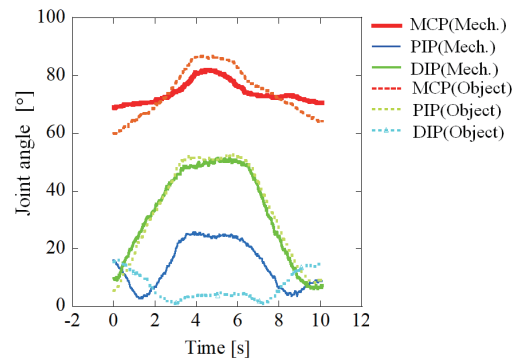


図7 手指および動作支援装置の関節角度の変化

[今後の研究の方向, 課題]

本研究により単関節の動作支援機構の駆動部に単独の複合金属ケーブルを採用し、そのケー

ブルタイプ・ケーブル径が静関節トルク特性に与える影響を明らかにすることができたが、測定角度によってそのトルク値が変化してしまうことが分かった。これは関節角度が変わると手指関節支援トルクが変動してしまうことを意味する。この問題を解決するため、今回得られたケーブルと静関節トルクの関係から複数のケーブルの組み合わせを用いることにより、安定した支援トルクを実現する構造について今後開発していく予定である。

また、試作した母指・示指を対象とした関節動作支援機構は MCP・PIP 関節において十分

な装着性を可能にしたが、DIP については未だ十分とはいえない。手指を背側から固定する構造について更に検討する必要があると考えられる。

[成果の発表, 論文等]

- [1] 村上智哉, 中林正隆, 嶋脇 聡: 複合金属ケーブルの押引駆動を用いた手指関節トルク支援機構の開発, 第 32 回バイオエンジニアリング講演会, 2D13, 2019.
- [2] 村上智哉, 中林正隆, 嶋脇 聡: 関節の安全性を考慮した良好な指運動支援システム, 関東学生会第 58 回学生員卒業研究発表講演会, 619, 2019.