

運動学習に基づく脳機能再建を目指した手指リハビリデバイスの開発

Design of Finger Rehabilitation Device based on Motor Learning

2041021



研究代表者

龍谷大学
理工学部機械システム工学科

講 師

永 瀬 純 也

[研究の目的]

近年、高齢化社会に伴い脳卒中の患者は増加しており、その患者の多くが片麻痺などの運動障害を後遺症として発症している。とりわけ手指の運動機能が失われることは、患者の日常生活に大きな影響を与える。このため片麻痺のリハビリテーションが医師の指導のもと、作業療法士や理学療法士によって行われている。しかし、療法士の数に片麻痺の患者に対して不足しているため、リハビリテーションを支援するロボットの需要が高まっており、これまでもリハビリテーション支援ロボットの開発が行われてきた。これらのロボットは、麻痺した手を他動的に動作させ、片麻痺による関節の拘縮を予防する。

一方で、これらの片麻痺においては脳の可塑的变化によって患者の運動機能を回復できることが示された。また、これを基にしたリハビリテーションはニューロリハビリテーションと呼ばれる。従来のリハビリテーション支援ロボットにおいては、片麻痺による関節の拘縮を予防することを目的としていたため、手指のものについては把持動作を行うものがほとんどである。しかしながら日常生活を送る上では、把持動作だけでなくピンチ動作も重要となる。そこで本研究では、脳機能再建を目的としたピンチ動作可能な手指リハビリテーションデバイスの設計・試作評価を行った。

[研究の内容、成果]

1. バルーン型腱駆動アクチュエータ

本研究で開発したリハビリデバイスは、アクチュエータにバルーン型腱駆動アクチュエータを使用している。バルーン型腱駆動アクチュエータは、図1に示すようにシリコンゴムで作られたバルーンと、その周囲に巻かれた帯状のポリプロピレンで作られた腱から構成されるアクチュエータである。このアクチュエータはバルーン内に空気圧を印加することでバルーンが膨張し、それに伴って腱がバルーンの周方向に膨らむことで、腱から引張力およびストロークを発生する。バルーンと腱の間には、摩擦力を低減するためナイロン繊維が巻かれている。また、腱の方向が変化する部分には固定点と腱の摩擦低減のためローラが取り付けられている。本アクチュエータは、0.2 MPa で駆動可能な低圧駆動型のソフトアクチュエータであり、120 N 以上の引っ張り力を発生可能である。

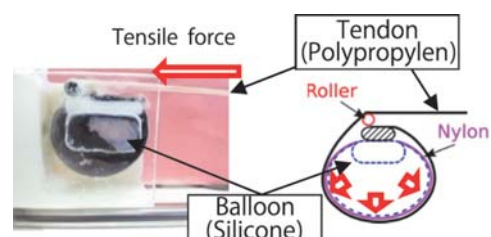


図1 バルーン型腱駆動アクチュエータ

2. リハビリテーションデバイスの設計

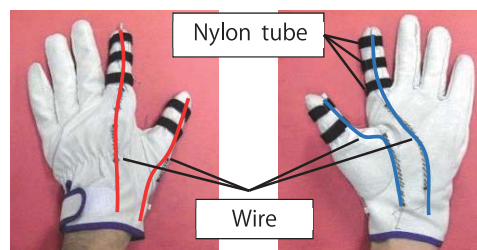
本バルーンアクチュエータを用いて、片麻痺患者に対する手指リハビリテーションへの応用を目的としたリハビリテーションデバイスの機構部分の設計および試作を行った。本章では試作したデバイスの駆動原理、設計手法および基礎特性について述べる。

2.1 基本構成と駆動原理

本リハビリテーションデバイスは、片麻痺を有する患者のピンチ動作の機能回復を行うことを目標としている。このためには、デバイスにより麻痺側の指に他動的なピンチ動作を行わせる必要がある。また、リハビリテーションを効率的に行うためには、デバイスにより行われるピンチ動作は、人間の行う自然なピンチ動作に近いことが望ましいと考えられる。このため本研究では、図2のように柔軟な革製グローブを装着部とした。人体の指においては腱の一端が指先に固定され、各関節にあるトンネル状の腱鞘を通りながら、手首まで伸びていき前腕にある浅指屈筋および深指屈筋につながった構造となっている。本デバイスではこれを参考に、グローブの手の平側と手の甲側の各関節部分にナイロンチューブを取り付け、チューブ内部にワイヤを通した腱駆動構造とした。ワイヤは指先から手首まで伸びており、その一端は指先に固定されている。指はグローブの手の平側に配置されたワイヤを引っ張ることで屈曲し、反対に、手の甲側のワイヤを引っ張ることによって伸展する。

このような装着部を基に、図3に示すデバイスの駆動部の設計を行った。駆動部はバルーンアクチュエータと、その対向に配置された引張ばねにより構成されており、これらはグローブ上に配置されたワイヤの手首側に接続されている。本駆動部はこれらのバルーンアクチュエータの引張力とばねの復元力によってワイヤを引っ張ることで、指を屈曲および伸展させる1自由度の動作を行う。駆動部はベルトによって麻痺側の手首に巻きつけることで固定する。このように本デバイスはグローブとワイヤによる

腱駆動の装着部と、前腕に配置された生体筋と似た特性を持つバルーンアクチュエータによる駆動部から構成され人体の手指の動作と同様の原理によって動作する。この構造により自然なピンチ動作を行えるのではないかと考えられる。



(a) Back side (b) Palm side

図2 グローブ

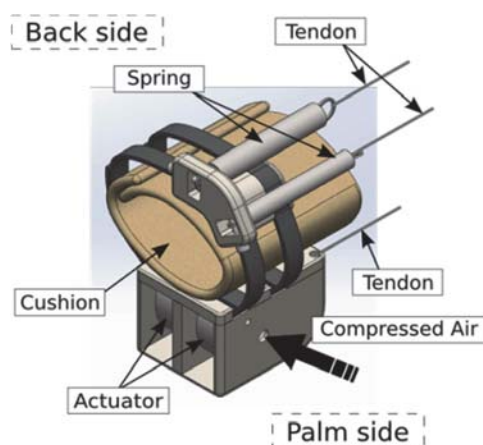


図3 デバイスの構造

2.2 設計

駆動部により指を動作させるには、アクチュエータを指の屈曲に、引張ばねを伸展に使用する場合と、アクチュエータを指の伸展に、引張ばねを指の屈曲に使用する場合の2通りが考えられる。ワイヤは手の表面に沿って配置されるため、指を屈曲した際の手の甲側と手の平側の周長が異なる場合、指の動作に必要なワイヤのストローク量も手の甲側と手の平側で異なると考えられる。これを検証するため、図4のような指の1リンクモデルを用いて指の屈曲時の、手の甲側と手の平側のストローク量について考える。図4において、 θ は指の角度、 b は指の

厚み, l は指の関節の長さを表している。このとき指は, ワイヤによって指の先端にかかる力 F_{back} および F_{palm} によって伸展または屈曲する。ワイヤが指の表面に沿って変位することを仮定すると, 指を θ 度屈曲させるために必要な手の甲側のストローク量 S_{back} および, 手の平側のワイヤのストローク量 S_{palm} はそれぞれ以下のように得られる。

$$S_{back} = -\frac{b}{2}\theta \quad (1)$$

$$S_{palm} = b\left\{1 - \tan\left(\frac{\pi}{4} - \frac{1}{2}\theta\right)\right\} \quad (2)$$

ただし $0 \leq \theta \leq \pi/2$ (rad) である。

式(1)においては S_{back} は伸展側の変位であるため, 値が負となっている。初期位置からのストロークの変化量を見るため, S_{palm} の最大値で正規化し絶対値を取ると, 両者のストローク量は図5のように得られる。

これより, 指を同じ角度だけ屈曲させた際, 手の甲側より手の平側の必要ストローク量が大きくなり, 1 関節あたり $\theta = \pi/2$ のとき最大で 21% の差が生じる。本デバイスではアクチュエータ数を減らすため, 屈曲または伸展動作の片側に引張ばねを使用する。ばねの復元力は指の屈曲および伸展時のストローク量に比例するため, 引張ばねの配置によって, 指先にかかる力は異なる。ばね定数 k のばねを, 手の甲側に配置した場合の指先にかかる力を $F_{back} = kS_{back}$, 手の平側に配置した場合の力を $F_{palm} = kS_{palm}$ とすると, 同じ角度だけ動作させた際にばねによって指先にかかる力の大きさは図5より以下の関係にある。

$$F_{back} < F_{palm} \quad (3)$$

本リハビリテーションデバイスは, 外骨格を持たないグローブ構造であるため, 指先に掛かる力が大きい場合には使用者の負担となる可能性がある。指先にはばねの復元力とアクチュエータの合力が作用するが, 本バルーンアク

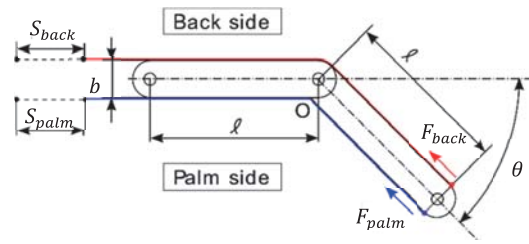


図4 1リンクフィンガモデル

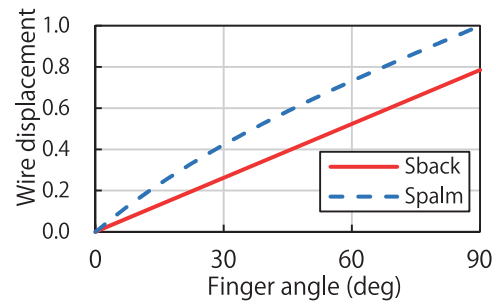


図5 フィンガ角度とワイヤー位置

チュエータはストロークごとの発生力がほぼ一定となっているため, 必要なストローク量が手の甲側, 手の平側で異なる場合においても, アクチュエータによって指先にかかる力は一定と考えられる。このため本デバイスでは式(3)より, ばねにより指先に作用する力の小さい手の甲側にばねを配置する構造とした。

2.3 評価

本章では開発したデバイスの動作実験について述べる。前章の設計を基に試作したデバイスの外観を図6に示す。本デバイスは各指にワイヤの配置されたグローブからなる装着部と, バルーンアクチュエータおよび引張ばねによる駆動部から構成されており, 空気圧により動作する。デバイスの駆動部はベルトにより手首部分に巻きつけられるコンパクトな構造となっている。本システムではエアーコンプレッサの空気圧は空気圧レギュレータにより調節され, 電磁弁によって ON-OFF 制御されアクチュエータに入力される。空気圧が印加されることでバルーンアクチュエータの発生力によって指が屈曲し, 空気圧を止めることで対向に配置された引張ばねの復元力によって指が伸展する。電磁

弁は筋電位信号（EMG）の絶対値をローパスフィルタによって平滑化した積分筋電位信号（IEMG）の大きさをトリガとして ON-OFF 制御を行っている。

動作実験は健常な 20 代男性 1 名により行った。実際のリハビリテーションにおいては患者が健常側（Sound side）の鏡像を見することで麻痺側（Affected side）が動いていると脳に錯覚させ刺激を与えるミラーセラピーが行われている。本実験ではこのミラーセラピーへの応用を目指し片側の手を麻痺側とみなして本デバイスを装着し、健常側であるもう片側の手に筋電位センサを取り付け、健常側の筋電位信号によって麻痺側の指を動作させるミラー動作を想定した。筋電位センサは浅指屈筋上に配置することで示指の屈曲動作により発生する筋電位を取得した。バルーンアクチュエータへの印加圧力は実験的に決定し、示指には 0.15 MPa、拇指には 0.12 MPa の圧力とした。指の角度は動作中の動画から画像処理により取得した。

動作中の麻痺側の様子を図 7 に示す。このように、柔軟なグローブ上に配置されたワイヤを手首に配置したバルーンアクチュエータにより引っ張る、人体の動作原理と似た構造によりデバイスを構成することで、指先同士が接触するようなピンチ動作を行えていることが確認できた。次に、そのときの指の角度および IEMG 波形を図 8 に示す。図 8 において、実線は麻痺側、破線は健常側の指の角度であり、点線は健常側の IEMG 波形を表している。この結果から、健常側の筋電位により麻痺側に他動的なピンチ動作が行えていることがわかる。また、指の伸展についても、引張ばねの復元力によって完全に伸展できていることが確認できた。

〔今後の研究の方向、課題〕

本デバイスは装着部となるグローブと、空気圧アクチュエータ、引張ばねから構成されるシンプルな構造である。本デバイスは 0.15 MPa

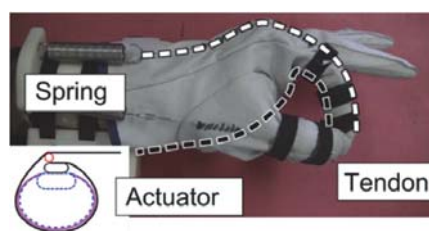


図 6 試作したリハビリデバイス

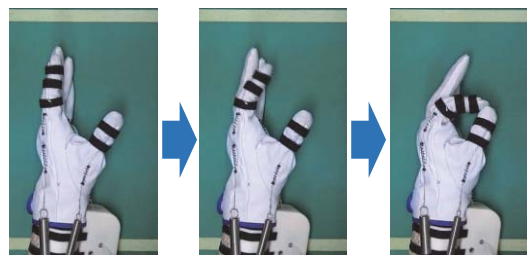


図 7 ピンチ動作実験

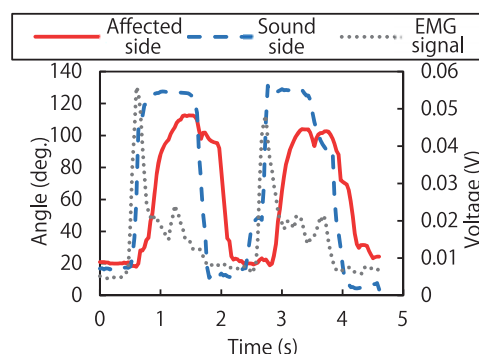


図 8 筋電位と関節角度

の低圧で動作する。本デバイスを装着し動作実験を行った結果、デバイスにより他動的なピンチ動作を行うことが確認できた。今後はフィードバック制御により左右の手で遅れの無いミラー動作を実現することが必要である。さらに、実際に疾患を有する患者に対するデバイスの有効性についても今後検証していく必要がある。

〔成果の発表、論文等〕

永瀬純也，濱田一貴，佐藤俊之，嵯峨宣彦，“バルーン型腱駆動アクチュエータを用いた手指ピンチ動作リハビリテーションデバイスの設計”，設計工学，Vol. 51, No. 1, pp. 41-50, 2016.