

O2-14

母指の麻痺を改善するリハビリテーション支援装置の開発

Development of Medical Rehabilitation Device for Improvement in Paralyzed Thumb

○安藤啓祐, 酒井康行, 中川慎也, 加藤龍, 横井浩史(電気通信大学)

Keisuke ANDO, Yasuyuki SAKAI, Shinya NAKAGAWA,
Ryu KATO, Hiroshi YOKOI, University of Electro-Communications

Abstract: Hand paralysis is improved by repeatedly moving the fingers affected by paralysis or contracture through the maximum range of its joint angle. Although many researchers on hand rehabilitation have been developed various rehabilitation assist devices which repeatedly move the paralyzed fingers, they have not yet been achieved the system for paralyzed thumb. This is because it is difficult to assist both thumbs' opposition and abduction/adduction which do not have the rotating center of its movement inside thumb joint. In this study, authors developed a powered exoskeleton for thumb paralysis rehabilitation using two kinds of parallel link mechanisms. Two parallel link mechanisms for thumbs' opposition and abduction/adduction are designed so that the rotating center of link is the same as the rotating center of thumbs' movement. Through lots of making a prototype of proposed exoskeleton, we clarified that proposed mechanism enables weak thumb to drive its opposition and abduction/adduction simultaneously.

Key Words: parallel link mechanism, hand rehabilitation, powered exoskeleton

1. 諸言

手指麻痺のリハビリテーション(以下, リハビリ)は, 理学療法士によって患者の麻痺指を他動的に繰り返し動かすのが一般的である. また, リハビリ効果を高めるには日常的に行うことが望ましい. しかし, 理学療法士の不足や保険制度によるリハビリ時間の制限により, 患者は満足にリハビリを行うことができない. したがって, 理学療法士の代替となる手指リハビリ装置の開発が求められている.

このような要求に対して, 患者の麻痺指を他動的に動かす様々なリハビリ装置が提案されている. しかし持ち運びのできるリハビリ装置は示指から小指までの4指を動かすことのできる装置は数多く提案されているのに対し, 母指を動かすことのできる装置は極めて少ない. 人の母指は示指から小指の4指と構造が大きく異なり, 特に母指手根中手関節(CarpoMetacarpal Joint : CM関節)は複雑な2自由度関節を有しており, ほかの4指を補助する機構とは大きく異なる機構が必要となる. CM関節に周りの母指の動作には, 対立運動と内外転運動が存在する. 対立運動は, Fig.1に示す運動である. 内外転運動はFig.2に示す運動である. 日常生活で必要とされる動作の多くは, 2つの複合的な動作である.

そこで本研究では, 母指の内外転運動と対立運動を他動的に動かすことのできる外骨格型リハビリ装置の開発し, その詳細について報告する.

2. 母指対立運動を支援する外骨格型機構の提案

母指の動きを実現できる機構では, 母指の内外転運動を抑制し, 母指の対立運動と屈伸運動のみを実現するもの(1)と, 母指を対立位置に固定して内外転運動と屈伸運動を実現しているもの(2)のみであり, 対立運動と内外転運動をともに実現しているものは存在しない. しかし, 日常生活におけるほとんどの把持動作は対立運動と内外転運動の複合動作である(つまみ, カギ握りなど). したがって, 母指の動作を支援する機構としては, 両方の動作ができるものが望ましい. そこで, 本研究では, 母指の対立運動と内外転を実現する機構を組み合わせた, リハビリ装置を開発した.

2-1 母指の対立運動を実現するリンク機構

対立運動軸は母指の手の内部に存在する. したがって, モータの回転軸を, 対立運動軸からずらしたところに配置しなければならない. 又, 母指の対立運動を実現するため

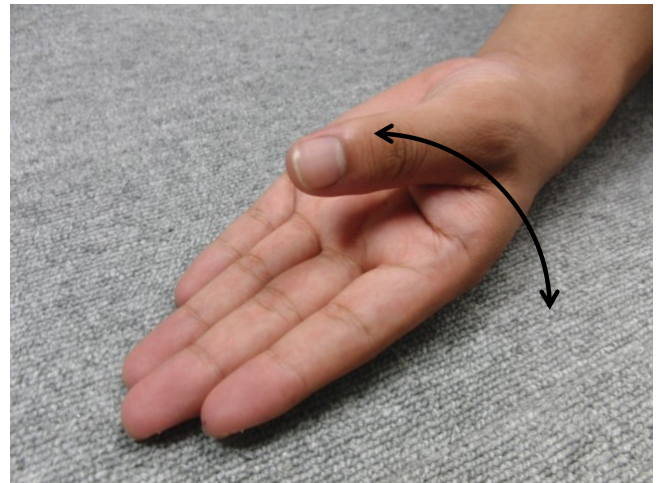


Fig.1 Thumbs' opposition

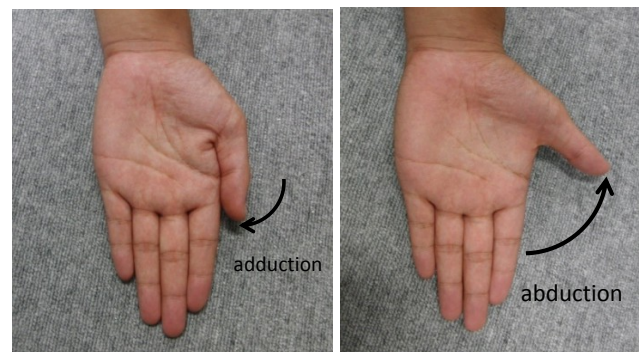


Fig.2 Thumb's abduction and adduction

には, 対立運動の回転軸から装置の回転軸がぶれることなく回転することによって, 大きなトルクを正確に伝える必要がある. そこで, 2個の4節パラレルリンク機構をつなぎ合わせたFig.3のリンク機構1を利用する. Fig.3のリンク機構1は, モータの回転中心と装置の回転中心がずれたところに存在する. したがって, 装置の回転中心が対立運動軸に合わせることで, 母指の対立運動を実現する. リンク2の長さnが決まると, リンク2上のJointAやJointBの回転半径が一次的に決まる. したがって, リンク2の長さnの調整により

リンク1の回転中心を母指対立運動の回転軸に合わせることができ、母指の対立運動を実現する。

2-2母指内外転運動を実現するリンク機構

母指の内外転運動を実現するためには、対立運動と同様、装置の回転軸が内外転軸からぶれることなく回転することで、大きなトルクを正確に伝えることが必要である。そこで、Fig.4のリンク機構2を利用する。モータがワイヤ1を引っ張ることで母指が内転方向に誘導され、ワイヤ1を緩めると、ばねの弾性力によって母指を外転に誘導する。リンク機構2のLink2は母指に拘束されており、Link1はリンク機構1のjoint1の真下に拘束されている。したがって角 θ の大きさによらず、リンク機構1は一定の回転中心で対立運動が行える。

3.実機的设计・製作

3-1リンクの長さパラメータ的设计

装置の回転中心が対立運動の回転軸と一致するように、リンク機構1の各リンクの長さパラメータを決定した。リンク機構1のJointAとJointBの位置座標 $A(x_1, y_1)$ 、 $B(x_2, y_2)$ は、モータ回転角 ϕ において、変数 k, l, m, n を用いて、

$$\begin{bmatrix} x_1 \\ y_1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} n & m \\ -m & n \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \sin \phi \\ \cos \phi \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0 \\ -k \end{bmatrix} \quad (1)$$

$$\begin{bmatrix} x_2 \\ y_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} n & l+m \\ -l-m & n \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \sin \phi \\ \cos \phi \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0 \\ -k \end{bmatrix} \quad (2)$$

となる。

今回、23歳健常男性(手の甲の長さ100mm(中指MP関節から尺骨茎状突起まで)、母指の長さ:60mm(基節骨)、40mm(中節骨)、30mm(末節骨))の手をモデルにしており、 $k=22[\text{mm}]$, $l=10[\text{mm}]$, $m=10[\text{mm}]$, $n=15[\text{mm}]$ とした。それぞれの軌道と回転中心を求めるとFig.5のようになる。装置の回転中心はモータの回転中心(原点(0,0))にあり、そこから、y軸方向に離れたところに、装置の回転中心があることがわかる。したがって、モータの真下に対立運動の回転軸がくるようにリンク機構を配置することで、母指の対立運動を実現することが出来る。

3-2装置製作

リンク機構1の回転軸と対立運動の回転軸の一致と、リンク機構2の回転軸と母指内外転軸の一致を考慮して、リンク機構の配置、モータの配置を検討し、試作機の製作を行った。製作した装置をFig.6に示す。リンク機構1の配置に関しては、対立運動の回転中心を求めたうえで決定する必要がある。そこで、手の甲と母指背面上の計3点に関して、3次元スキャナーで対立運動前後を撮影し、この3点がなすアフィン変換行列を求めた。その結果から、対立運動前後で位置が変わらない点に対立運動の回転中心と推定した。リンク機構のアームには、強度と軽さを考慮して、ガラスエポキシ基板を使用した。アクチュエータは対立運動と内外転運動を実現するために、MiniStudio社のサーボモータ(RB995)を採用した。トルクは62.7Ncmである。内外転を実現するリンク機構2で使用するワイヤは伸度、耐摩耗性、耐荷重を考慮し、PE製の釣糸(UNITIKAベンチャー1)を使用した。モータとリンク機構を固定するベースと、母指の背面とリンク機構2を拘束するための母指周りの固定具は、アルミ材料によって製作した。手先重量は220gである。

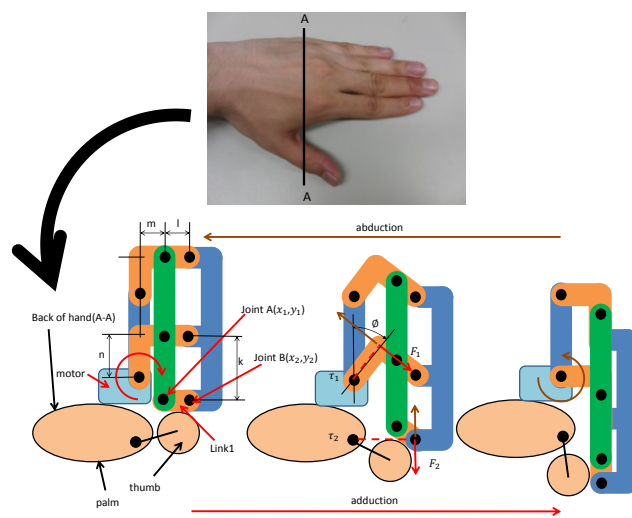


Fig.3 Link mechanism to assist abduction/adduction

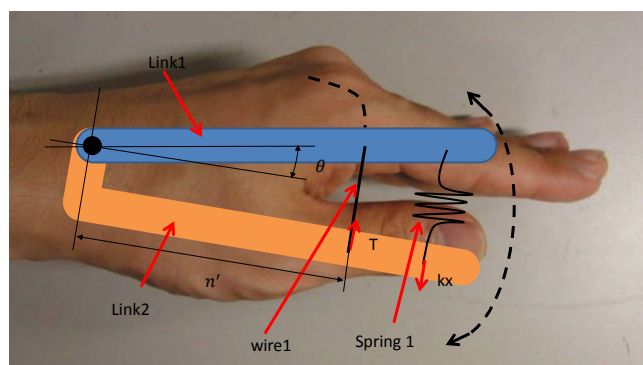


Fig.4 Link mechanism to assist opposition

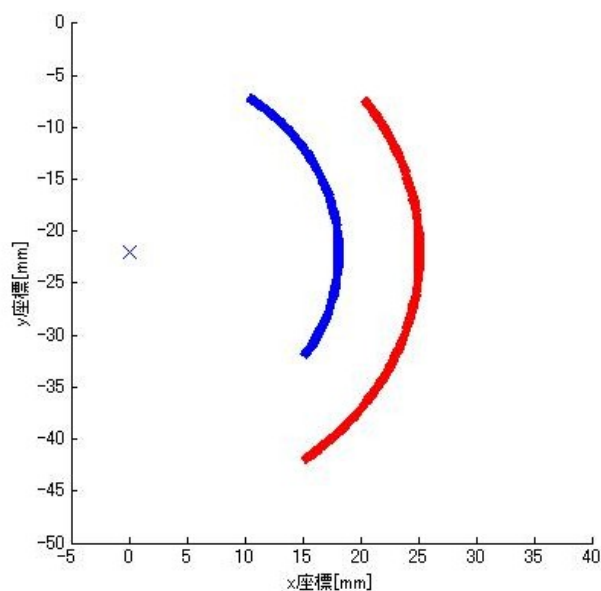


Fig.5 Rotating center and orbit of both JointA(blue) and JointB(red)

4.性能評価

本装置の性能を測るために、試作機の装着試験と出力トルクの理論計算を行った。

4-1実測：試作機の装着試験

試作機を実際に装着して作動させた。定性的評価ではあるが、母指の対立運動に関しては、装着者自身で対立運動を行った時とほぼ同じ可動域を有していた。内外転運動に関しては、自分自身で内外転運動を行った時の、50%程の可動域であった。

4-2力学モデルによる出力トルクの推定

リンク機構1において入力トルク τ_1 から出力トルク τ_2 を求める。減速比は1:1なので、

$$\tau_1 = \tau_2 \quad (3)$$

となる。トルクが62.7Ncmのモータを使用しているため、 $\tau_1 = \tau_2 = 62.7\text{Ncm}$ となる。ここで、川崎らは実際にリハビリテーションを行う療法士が施術を行う際に加える力を測定している。これによると、母指CM関節対立運動時には、外転方向に32.8Ncm、内外転運動に関しては、内転時は29.0Ncm、外転時は29.3Ncmであった(3)。したがって、本装置のリンク機構では十分なトルクで母指の対立運動を実現することが出来るといえる。

リンク機構2においてモータの発生トルク τ_3 から、内転方向の場合と外転方向の場合の出力トルク τ_4 、 τ_4' を求める。ワイヤの張力T、サーボホーンの半径 l' より、

$$Tl' = \tau_3 \quad (4)$$

又、リンク長さ n' 、ばね定数k、ばねの長さ変化 x より

$$(T - kx)n' = \tau_4 \text{ (内転方向)} \quad (5)$$

$$kxn' = \tau_4' \text{ (外転方向)} \quad (6)$$

トルクが62.7Ncmのモータを使用しており、サーボホーンの半径 $l' = 3.2[\text{cm}]$ 、ばね定数 $k = 0.75[\text{N/cm}]$ なので、式(4)より、 $T = 19.6[\text{N}]$ 。したがって式(5)(6)より、内転方向の場合 $x=0[\text{cm}]$ のとき、 $\tau_3 = 235.2[\text{Ncm}]$ 、 $x=4.0[\text{cm}]$ のとき、 $\tau_3 = 199.2[\text{Ncm}]$ となる。外転方向の場合、 $x=0.4$ のとき、 $\tau_3 = 36[\text{Ncm}]$ 、 $x=0[\text{cm}]$ のとき、 $\tau_3' = 0[\text{Ncm}]$ となる。以上より、内転方向は支援できるが、外転方向はトルクが足りず途中で動きが止まってしまうことがわかる。今回のばねの弾性力では必要なトルクを得ることはできないため、より高い弾性係数を有するばねが必要であるが、そうすることで、内転方向のトルクが制限されてしまう。そこで、1つのモータのサーボホーンに2本のワイヤを結び付け、その2本のワイヤの牽引で内転と外転の両方を実現することが望ましいと考えられる。

5. 結言

本研究では、母指の内外転運動と対立運動を他動的に動かすことのできる外骨格型リハビリ装置の開発し、試作機を作成してその有用性について検証した。提案するリンク機構により、母指の回転中心に基づいた対立運動の支援を実現できた。また内外転運動に関しては、内転方向に関しては十分なトルクを発揮するが、外転方向のトルクが不十分であった。装置全体の大きさに関しては、対立運動を実現するリンク機構が、手の甲に垂直に乗っているため、装置全体が大きく見えてしまう。したがって、リンク機構の配置も改善する必要がある。

今後の課題として、内外転運動を実現するリンク機構の改良や対立運動を実現するリンク機構の配置とモータの配置の改善を行い、臨床現場で麻痺患者に適用し、その有効性の検証を予定している。

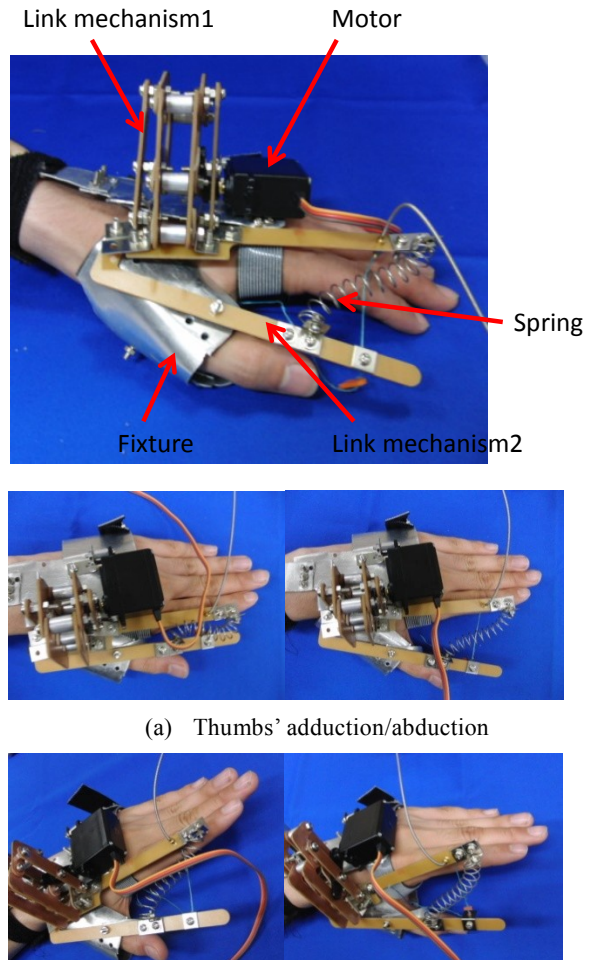


Fig.6 Prototype of rehabilitation device

参考文献

- (1)S. Ito et al."Development of Hand Motion Assist Robot for Rehabilitation",Proceeding of The International Conference IEEE P234-P240, 2007
- (2)Elizabeth B brokaw et al."Hand Spring Operated Movement Enhancer(HandSOME) Device for Hand Rehabilitation After Stroke".32nd Annual International Conference of the IEEE EMBS P5867~P5870 2010
- (3)H.Kawasaki "Hand Reahilitation Support System Based On Selfmotion Control With a Clinical Case Report",World Autmation Congress(WAC) 2006
- (4)山浦博志,加藤龍,横井浩史:手指リハビリテーションのためのワイヤ駆動式グローブの開発,2009年度精密工学会春季大会学術講演会論文集,2009