

## 拇指対向運動を支援する ハンドリハビリ支援ロボットの設計と動作評価\*

川崎 晴久<sup>\*1</sup>, 伊藤 聡<sup>\*2</sup>, 石樽 康彦<sup>\*3</sup>  
西本 裕<sup>\*4</sup>, 青木 隆明<sup>\*4</sup>, 安倍 基幸<sup>\*5</sup>  
栄 枝裕文<sup>\*6</sup>, 小鹿 丈夫<sup>\*3</sup>  
毛利 哲也<sup>\*7</sup>, 上木 論<sup>\*2</sup>

### Hand Rehabilitation Assist Robot Designed

#### with Assistance for Thumb Opposability

Haruhisa KAWASAKI<sup>\*8</sup>, Satoshi ITO, Yasuhiko ISHIGURE,  
Yutaka NISHIMOTO, Takaaki AOKI, Motoyuki ABE,  
Hirohumi SAKAEDA, Takeo OJIKI,  
Tetuya MOURI and Satoshi UEKI

<sup>\*8</sup> Faculty of Engineering, Gifu University,  
1-1 Yanagido, Gifu-shi, Gifu, 501-1193 Japan

This paper presents a new hand motion assist robot for rehabilitation therapy. The robot is an exoskeleton with 18 DOFs and a self-motion control, which allows the impaired hand of a patient to be driven by his or her healthy hand on the opposite side. To provide such potential that the impaired hand is able to recover its ability to the level of a functional hand, the hand motion assist robot is designed to support the flexion/extension and abduction/adduction motions of fingers and thumb independently as well as the opposability of the thumb. Moreover, it is designed to support a combination motion of the hand and the wrist. The design specifications and experimental results are shown.

**Key Words:** Hand Rehabilitation, Self-Motion Control, Thumb Opposition, Master-Slave, Virtual Reality

## 1. 緒 言

脳卒中や骨折などにより身体に障害を持つ人は年々増加している。身体に障害を受けた場合、失った機能を回復し自立した生活が行えるようにリハビリテーションが行われる。リハビリテーションは通常、セラピスト(療法士)の指導・補助のもとに行われる。しかし、患者数に対しセラピストの数は不足しており、リハビリテーションを受ける時間は十分でなく、多くの患者は失った機能を十分に回復できない。一方、実際のリハビリテーションの現場では、左右のうち片側が正常でもう一方のみに障害を持つ患者が多い。たとえば、脳溢血で見られる片麻痺はその典型であり、また、外傷による障害も両側が負傷する場合は少ない。健康側の手指を用いて患側の手指のリハビリテーションを

患者自身で行えるなら、前述の問題が解決できる場合が多いといえる。

ロボットを利用した腕のリハビリテーションシステム<sup>(1)</sup>では、片麻痺患者を対象に健側動作を患側に提示する動作として利用しており、患者によるセルフコントロールによるリハビリテーションシステムの一つである。一方、手指は運動の自由度が多く支援機構を装着できる空間が狭いため、そのリハビリテーション支援機器の開発は、困難性を増している。これまでに開発された手のリハビリテーション支援機器<sup>(2)~(6)</sup>は、せいぜい2本指を対象に屈曲・伸展のみを支援するにすぎないため、把持とタッピングの運動の支援に限られ、手指の細かな動作の回復には不十分である。患者がより自立して生活するためには、日常生活に必要なドアのノブの操作やコップの把持、箸の操作等、指の細やかな操り動作のリハビリテーションが必要である。このためには、各指の独立した動きと、それに協調した手関節の動作が必要である。これらの動作には、拇指や指の屈曲・伸展のみならず内転・外転、拇指と指との対向運動、さらには手首の掌屈・背屈、前腕の回内・回外の動作と連携した運動の支援が必要である。

著者らの研究グループでは、これまでに2本指であ

\* 原稿受付 2007年12月17日。

<sup>\*1</sup> 正員, フェロー, 岐阜大学工学部(☎501-1193 岐阜市柳戸1-1)。

<sup>\*2</sup> 岐阜大学工学部。

<sup>\*3</sup> (株)丸富精工(☎501-3936 関市倉知字イクダ3147-7)。

<sup>\*4</sup> 岐阜大学医学部。

<sup>\*5</sup> 岐阜中央病院(☎501-1198 岐阜市川部3-25)。

<sup>\*6</sup> 岐阜赤十字病院(☎502-8511 岐阜市岩倉町3-36)。

<sup>\*7</sup> 正員, 岐阜大学工学部。

E-mail: h\_kawasa@gifu-u.ac.jp

るが指の屈曲・伸展と内転・外転の動作のリハビリテーションを患者自身で実施できるリハビリテーション支援システムを試作<sup>(7)(8)</sup>し、一例であるが実証試験によりその有効性を示唆できた。本研究は、5本指の手のリハビリテーション支援システムとして、拇指と指の各関節の屈曲・伸展と内転・外転、拇指の対向運動、及び手首運動との協調運動を支援できるハンドリハビリ支援ロボットの設計コンセプトと開発したロボットの動作特性について述べる。なお、指関節の名称は付録を参照されたい。

## 2. ハンドリハビリテーション支援ロボット

### 2.1 セルフモーションコントロール

リハビリテーションを必要とする患者は、例えば脳溢血では片麻痺というように、普通、片側にのみ機能障害を有しもう一方は正常である場合が多い。この特徴を利用し、患者の健側の動作をマスターとし、その動作をスレーブである患側運動補助の提示に用いる方法(以下、セルフモーションコントロールと呼ぶ)を採用<sup>(7)(8)</sup>した。セルフモーションコントロールの概念図を図1に示す。この手法には以下のような利点が考えられる。

(1) 患者自身がどのように患側を動かしているのかイメージしながら訓練でき、効果的な機能回復が期待できる。

(2) 1人でリハビリテーションを実施できる。

(3) 患者の左右の手は、対称形状であることから、関節の可動域を越えた運動を提示する可能性が少ない。

(4) 患者が痛いと感じたらその運動を止めることができ、無理な訓練を防止できる。

(5) 廃用性萎縮による筋力低下は、患側だけでなく健側にも現れ、この予防になること。

リハビリテーション中、患者の両側は左右対称の動作をすることになる。なお、肩・肘に対して患側の動

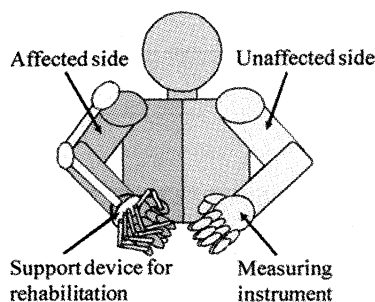


Fig. 1 Self motion control

作を健側で提示することで機能の回復が可能であることが報告<sup>(1)</sup>されている。また、ミラー療法<sup>(9)</sup>と呼ばれる手指リハビリテーションでは、健側の手の動きをミラーを介して見ることで、あたかも患側の手が正常に動作するような感覚で機能回復訓練することができ、回復効果があると報告されている。本システムはこのミラー療法と類似しているが、大きく異なるところは患者自身で訓練できることにあり、このためより大きな効果が期待できる。

### 2.2 設計コンセプト

本機構の設計方針を以下に示す。

(1) 各指の屈曲・伸展と内転・外転の運動支援が独立にできること

(2) 器用な物体操作に重要な役割をもつ拇指の対向運動の支援ができること

(3) 日常生活にみられるドアのノブを回す等の手首の運動と連動した協調運動が支援できること

(4) 様々な患者の手のサイズに対応できること

(5) 安全であること

(6) 装着が容易であること

(7) 患者の指関節運動の計測機能があること

設計方針に基づき図2に示すハンドリハビリ支援ロボットを開発した。本ロボットは、指運動支援機構、拇指運動支援機構、手首運動支援機構、手背受部から構成される。以下に、ロボットの仕様について述べる。

最初の二つの要求条件に対して、指運動支援機構と拇指運動支援機構として閉リンク構造をもつ外骨格機構を採用<sup>(7)</sup>することにより対応するとした。指関節はDIP関節(遠位指節間関節)、PIP関節(近位指節間関節)、MP関節(中手指節間関節)の3関節があるが、通常の指のDIP関節はPIP関節と連動するので、機構の簡素化を考慮してPIP関節とMP関節の運動を

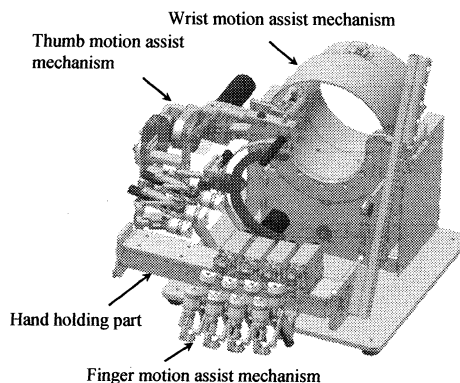


Fig. 2 Hand motion assist robot

支援することとし、指運動支援機構はPIP関節の屈曲・伸展、MP関節の屈曲・伸展と内転・外転の3自由度とした。拇指は物体操作において最も重要な役割を果たすので、拇指運動支援機構はIP関節(指節間関節)とMP関節の屈曲・伸展、CM関節(母指手根中手関節)の屈曲・伸展と内転・外転の4自由度とした。さらに、拇指と他の指との対向性は器用な物体操作の源であるので、この拇指対向運動が支援できる構造にする。各関節に必要な可動域は標準的な日本人の手の大きさの統計資料<sup>(10)</sup>と関節可動域に関する文献<sup>(11)</sup>を参考にした。必要な関節トルクについては、トルクゲージにレバーをつけた測定器具を患者の指に見立て、セラピストの協力を得て計測した。セラピストには様々な患者の指関節に対し加える最大トルクを想定して屈曲・伸展するように依頼し、その値を最大関節トルクとした。表1にその測定に基づき仕様として定めた指の可動範囲と最大トルクを示す。また、掌の様々な大きさに対応するため、各指は手背受部において指の長手方向にその設置位置を調整できるようにした。

人間の手首は、掌屈・背屈と内転・外転の2自由度あるが、機構の簡素化のため指のリハビリに大きく寄与する掌屈・背屈の運動支援にとどめ、前腕の回内・

回外の運動を加えた2自由度の運動を支援することとした。以下では、この部分を手首運動支援機構と呼ぶ。指運動支援機構と同様な方法で、手首運動支援機構に要求される最大関節トルクを計測した。表2にその結果を表す。

**2.3 指運動支援機構** 指関節の屈伸・伸展運動を補助するとき、指関節の回転中心と運動補助を行う機構の回転中心が一致すると無理のない自然な訓練を提供できる。しかし、関節が掌の中に位置するMP関節についてはそれを実現することが難しい。そこで、指の関節の回転中心と機構の回転中心が必ずしも一致しなくても各指関節の広い可動域を確保する方法として、図3に示す外骨格構造<sup>(2)-(6)</sup>を採用した。指運動支援機構は、患者の指のMP関節に対して、屈曲・伸展と内転・外転の動作用にベースに第1モータと第2モータを、指の第1取付け部に関節トルクのモニター用の第1力センサを配置し、指と閉ループを構成している。指のPIP関節に対しても、屈曲・伸展の動作用に第1取付け部に接続するリンクに第3モータ、指の第2取付け部に第2力センサを配置し、患者の指と閉ループを構成している。リンクにモータを配置することで、モータ自身が負荷となるが、機構の簡素化が図れる。本機構の説明図を図4に示す。図中において、 $q_i (i=1, 2)$ は指関節角度、 $\theta_i (i=1, 2)$ は機構関節角度、 $L_i (i=1, \dots, 8)$ はリンク長、 $l_i, \phi_i, \alpha_i$ は図中で示される長さや角度、Active and passive jointsは根元側閉ループを構成する受動関節と指先側閉ループを構成する能動関節の回転軸が同一軸であることを示す。また $L_4$ と $L_5$ はそれぞれ根元側閉ループと指先側閉ループを構成するリンク長を意味し同じリンクであるが、文献(7)ではこのリンク長が異なっている。このとき、図中の $(x_1, y_1)$ と $(x_3, y_3)$ の座標と $l_1$ と $l_2$ は

$$\left. \begin{aligned} x_1 &= L_1 \cos \alpha_1 \\ y_2 &= L_1 \sin \alpha_1 \end{aligned} \right\} \dots\dots\dots (1)$$

Table 1 Design specifications of finger and thumb motion assist mechanisms

Finger	Number of fingers		4	
	DOF		3	
	Movable range (deg)	MP joint	Extension/Flexion	0 - 90
			Adduction/Abduction	0 - 45
	Maximum torque (Nm)	PIP joint	Extension/Flexion	0 - 100
		Adduction/Abduction	0.16	
	PIP joint	Extension/Flexion	0.29	
Thumb	DOF		4	
	Movable range (deg)	CM joint	Extension/Flexion	0 - 90
			Adduction/Abduction	0 - 60
		MP joint	Extension/Flexion	0 - 60
	Maximum torque (Nm)	IP joint	Extension/Flexion	0 - 80
		Adduction/Abduction	0.3	
	MP joint	Extension/Flexion	0.3	
		Adduction/Abduction	0.26	
	IP joint	Extension/Flexion	0.26	
Hand holding	Adjustable range (mm)	Anteroposterior direction	32	
		Heightwise direction	20	

Table 2 Design specifications of wrist motion assist mechanism

DOF		2
Movable range (deg)	Pronation/Supination	-90 - 90
	Palmar flexion/Dorsiflexion	-90 - 70
Maximum torque (Nm)	Pronation/Supination	3.1
	Palmar flexion/Dorsiflexion	1.3

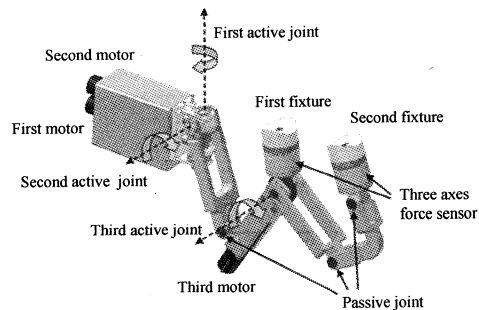


Fig. 3 Finger motion assist mechanism

$$\left. \begin{aligned} x_3 &= a_1 + a_2 \cos q_1 + L_4 \sin q_1 \\ y_3 &= -a_2 \sin q_1 + L_4 \cos q_1 \end{aligned} \right\} \dots\dots\dots (2)$$

$$\left. \begin{aligned} l_1 &= \sqrt{(x_3 - x_1)^2 + (y_3 - y_1)^2} \\ l_2 &= \sqrt{x_3^2 + y_3^2} \end{aligned} \right\} \dots\dots\dots (3)$$

と表せる。これにより、指根元側の閉ループにおける指関節角度  $q_1$  と機構関節角度  $\theta_1$  との関係は、

$$\theta_1 = 2\pi - \phi_1 - \phi_2 - \alpha_2 \dots\dots\dots (4)$$

で与えられる。ここで、

$$\phi_1 = \cos^{-1} \left( \frac{L_2^2 + l_1^2 - L_3^2}{2l_1L_2} \right)$$

$$\phi_2 = \cos^{-1} \left( \frac{L_1^2 + l_1^2 - l_2^2}{2L_1l_1} \right)$$

である。ただし、 $\alpha_1 = \pi/2$ ,  $\alpha_2 = \pi$  である。指関節角度  $q_2$  と機構関節角度  $\theta_2$  との関係も同様に求められる。文献(7)では  $L_4$  と  $L_5$  が等しくないため計算が複雑であったが、本機構では同一の計算用関数により、指関節角度に対応する機構関節角度が根元側から求められる。リンク長さを指関節角度に対し機構関節角度が単調性を保つように設定することで、指関節角度は一意に決まる。

**2・4 拇指運動支援機構** 人間の拇指はIP関節、MP関節、CM関節の三つの関節があり、これらの関節により拇指は屈曲・伸展する。さらに、図5(a)に

示すようにCM関節は内転・外転の動きと同時に拇指を他の指と対向させる動きを作る。この拇指対向性は人間の器用な物体操作の源であるが、指運動支援機構のMP関節と同様な機構構成では拇指の長手軸周りの回転がないためこの運動を支援することができない。図5(b)に示すように、CM関節による対向運動は手首内に頂点を置く円錐運動に対応づけることができる。そこで、屈曲・伸展を円錐の頂角運動に対応させ、その二つの自由度の合成によりCM関節の運動を支援することとした。CM関節による自然な対向運動を支援するハンドリハビリテーション機器はこれまでに開発された例はない。

図6に拇指運動支援機構を示す。人間の拇指と閉ループを構成することで、屈曲・伸展の運動支援を実現する。図6(a)は屈曲・伸展を支援する機構部である。拇指はIP関節、MP関節、CM関節の三つの関節があるので、それらの関節の屈曲・伸展の運動を三つのエンコーダ付きサーボモータと減速機により個別に支援できる構成である。また、関節に作用するトルクをモニターするための3軸力センサが各指取り付け部にある。図6(b)は拇指対向を支援する機構部である。円錐運動の頂点が人間の手首の内部にあるため、半径70mmのC形状の案内機構を用いている。第1

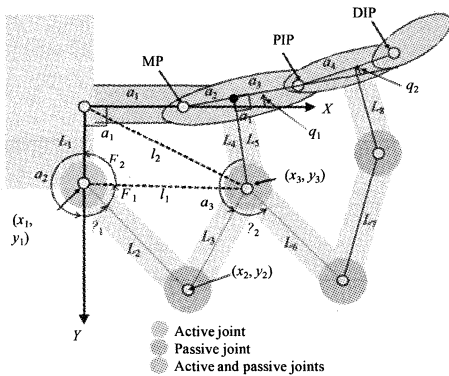
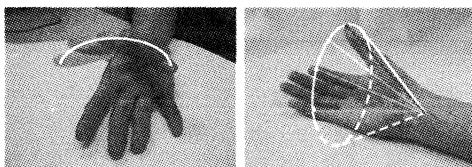
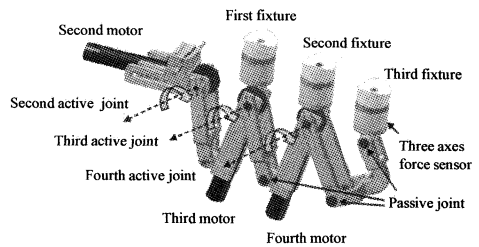


Fig. 4 Geometrical relations in the finger motion assist mechanism

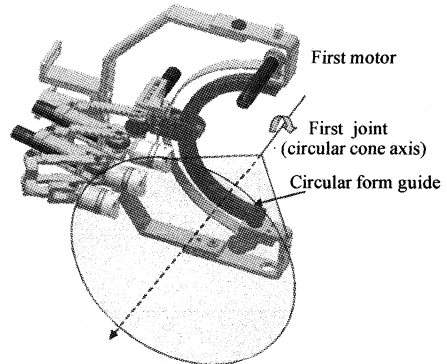


(a) Thumb opposition (b) Circular cone motion

Fig. 5 Opposability of the thumb



(a) Motion assist part of extension and flexion



(b) Motion assist part for thumb opposition

Fig. 6 Thumb motion assist mechanism

モータの回転により、拇指の屈曲・伸展の機構部が円錐上を動き、かつ、前屈・伸展が円錐中心軸に常に向かう構成により、拇指の他の指との対向が実現される。なお、拇指はCM関節が厳密な円錐運動でないため、拇指と拇指支援機構による回転軸の少しのズレが生じる。このズレは後述の手を装着するグローブや面ファスナーの柔軟性により吸収することとした。

**2・5 手背受部** 機構の設計において、指の長さは日本人の統計データ<sup>(10)</sup>の平均値を用いることとし、図4における各リンク長 $L_i$  ( $i=1\sim 8$ )は指の屈伸運動に対し機構が特異姿勢をとることがないように、順に40, 60, 50, 40, 40, 60, 30, 40 mmに設定した。このとき、指運動支援機構の閉ループの解析により、平均値から $3\sigma$  ( $\sigma$ は分散)の指の大きさまで取り付けられ、計算上の特異点に陥らないことを確認している。手背受部と支援機構との配置の関係を図7に示す。拇指CM関節が円錐運動支援機構の頂点と一致するように、各機構の位置を調整する。各指の指運動支援機構は、指と掌との位置関係を考慮して隣り合う機構を掌面上で $2^\circ$ の角度をつけている。さらに、手甲のアーチ形状に対応するため、中指の掌面の法線を基準として示指と薬指の指運動支援機構は $6^\circ$ 、小指の指運動支援機構は $9^\circ$ の角度をつけて配置した。指の内外転の運動により隣の指運動支援機構とは干渉するが、健側の動きで回避することとした。また、個人毎の手の大きさと手首関節との位置に対応するため、指運動支援機構は手甲受部で76.5~136.5 mmの幅60 mmと高さ4~14 mmの範囲で位置調整ができる。前後については各指毎に調整できるようにしている。

拇指運動支援機構も同様に、手受部で前後9 mmと左右21, 27, 33 mmの3段階で手のサイズに応じて位置の調整が可能で、手首関節との長手方向の位置関係も4~14 mmの範囲で調整できる。これにより拇指のCM関節の回転中心が拇指運動支援機構の円錐

運動の頂点と一致させられる。

これらの調整範囲は、日本人の統計データ<sup>(10)</sup>を参考に設定した。この調整機能により、多くの日本人の手の大きさに対応できる。

**2・6 手首運動支援機構** 字を書いたり箸でつまんだりする日常動作は指の独立した動きと、それに協調した手関節の動作が必要である。手の動きは、手関節による掌屈・背屈と撓屈・尺屈と前腕による回内・回外があるが、特に手関節による掌屈・背屈と前腕による回内・回外は指関節の動きとの協調動作が求められる。そこで、この二つの運動を支援することとした。手首運動支援機構を図8に示す。二つのエンコーダ付きサーボモータと減速機により、独立に手関節による掌屈・背屈と前腕による回内・回外の運動が支援される。なお、安全対策として、機構の自重により動くことがないように重力バランスを付加している。

**2・7 手の装着方法** 患者は、手と前腕が機構に取り付けられる。手の固定は、図9に示すように下記の二つの方法を比較評価した。

- (1) 通気性の良い網目状に編んだ手袋を、関節取り付け部にある面ファスナーとの結合で取り付ける方法(グローブタイプ)
- (2) 各指関節を直接的にクッション性のあるネオ

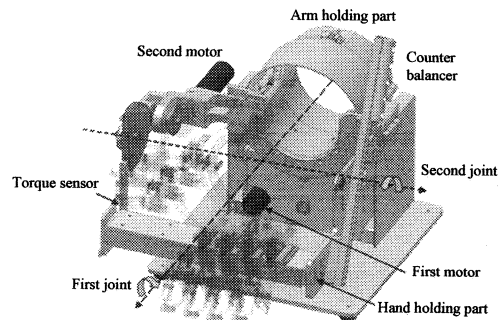


Fig. 8 Wrist motion assist mechanism

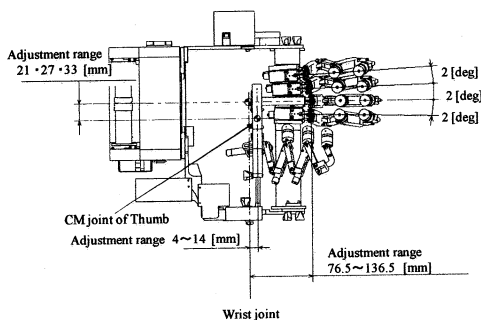
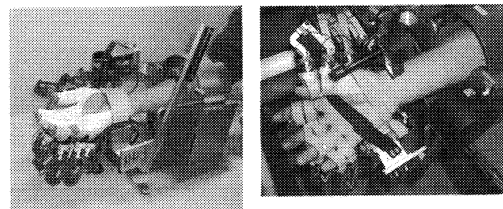


Fig. 7 Configuration and adjustment range



(a) Glove type (b) Band type

Fig. 9 Human hand fixed in the hand motion assist robot

プレングムとパイル地の複合生地に面ファスナーを貼り付け付けたバンドで取り付ける方法(バンドタイプ)

指固定部は超高分子量ポリエチレンの円筒を半径15 mm でカットした形状であり、指との接触面には、グローブタイプの場合は面ファスナーを貼り付け、ハンドタイプの場合はバンドが固定されている。その結果、前者は手に装着しやすいが、手袋の伸張により指の遊びが多くなり、所定の関節トルクを生成することが困難であった。一方、後者は相対的に取り付け時間が大となるが、指がしっかり固定されるため所定の関節トルクを生成できた。このため後者を採用することとした。

前腕は、カフを巻き腕固定部で固定する。腕の太さの変化に対しては、カフの空気圧で調整することとした。

### 3. 制御システム

**3.1 コントローラ** 制御装置の構成を図10に示す。制御装置は、モータ制御部、安全監視部、非常停止スイッチから構成される。制御装置はリアルタイムOS(ART-Linux)を採用している。また、訓練メニュー、運動履歴データ等の表示と健側の指関節角度の計測を行う表示部がある。表示部ではWindows OSを採用し、制御装置と表示部はTCP/IP通信で情報交換する。健側の指関節角度は角度分解能 $1^\circ$ で18関節の角度を計測するデータグローブ(Cyber Glove, Immersion社)<sup>(12)</sup>を使用する。腕の姿勢はデータグローブに取り付けた3軸姿勢センサで計測する。計測した指関節角度は制御装置に送られ、これらのデータより式(1)~(4)の関係から逆運動学問題を解くことで、支援機構の各関節の目標角度が算出される。支援機構は、PD制御によりサンプリングタイム1msで制御される。

なお、どのような訓練を実施するかを患者が自ら計

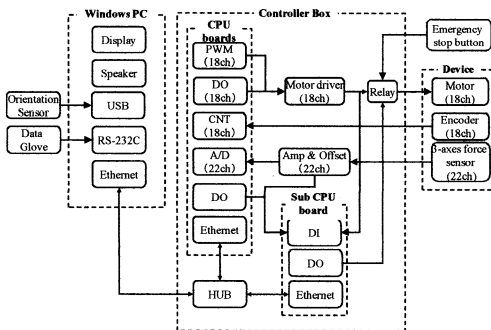


Fig. 10 Control equipment

画を立てて実施することは困難であるため、訓練メニューとして、①関節可動範囲の計測、②果物の掴み動作、③後出しじゃんけん、④コップを把持し、その内容物をお皿に注ぐ、⑤ピアノを弾くの5つ用意した。患者は、例えば果物の掴み動作では、指関節を何度の程度の速さで動かすかを、健側の手の動きで制御する。その詳細は、文献(13)を参照されたい。

**3.2 安全対策** 本システムでは安全性の確保のために、制御装置では次の処理を行っている。

(1) 非常停止スイッチ：患者側と監督者側にそれぞれ非常停止スイッチを用意し、作動時にモータドライバー用電源をオフとし、ロボットを停止させる。

(2) 関節の状態量の監視：指、拇指、手首の関節の角度と関節トルクを監視し、所定の範囲外のときはロボットを停止する。

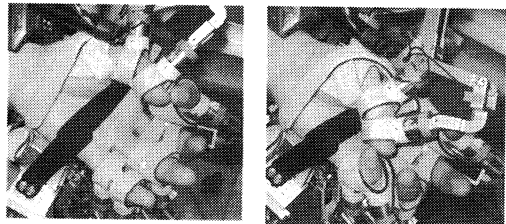
(3) モータドライバー出力の制限機能と監視：モータドライバーの出力は、電流制限回路で上限を設定し、その出力を一定周期で監視する。異常状態時にはドライバーの電源をオフとする。

(4) 制御用PCの動作監視：監視用PCを用意し、一定周期で制御用PCと通信しその状態を監視している。通信ができない等の異常時には、ドライバー電源をオフとする。また、制御用PCも監視用PCとの通信ができない等の異常時には、同様にドライバー電源をオフとする。

## 4. 実験評価

**4.1 拇指対向運動支援** 拇指対向運動の支援はハンドリハビリ支援では重要な機能である。図11は拇指と対向運動の状態を示す。(a)は拇指と示指、(b)は拇指と小指との対向を示し、患側の拇指対向運動がロボットの支援により運動学的に実現されていることを示している。

**4.2 周波数特性** ハンドリハビリ支援ロボットのPD制御における速応性の評価のために、指運動支



(a) Index finger

(b) Pinky finger

Fig. 11 Assist motion of the thumb opposition

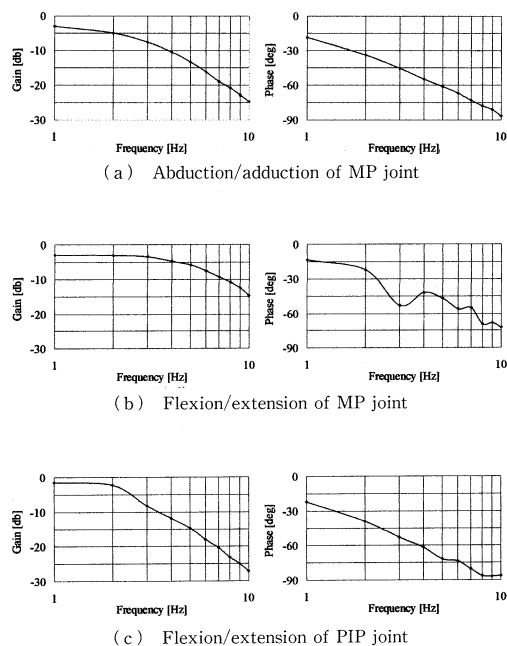


Fig. 12 Frequency characteristics of the finger motion assist mechanism

援機構の周波数応答特性を調べた。その結果を図12に示す。(a)はMP関節の内転・外転、(b)はMP関節の屈曲・伸展、(c)はPIP関節の屈曲・伸展である。(a)、(b)、(c)のバンド幅はそれぞれ2.5、5.0、2.5 Hzである。測定では入力飽和のない線形システムとして評価できかつ機構のガタも考慮して、入力関節角度の振幅を1度とした。また、重力の影響を排除するため、測定する関節軸は重力方向と一致させた。さらに、受動関節の自由運動を防止し、手との閉ループと同様な閉ループを構成するために柔軟な関節を持つ図9(a)に示すグローブのみをロボットに装着した。グローブの関節部の剛性は関節部位により変化するが $19 \pm 4$  [mNm/rad]であった。計測時の最大トルクと比較してグローブを曲げるためのトルクは3桁程小さい。このため、グローブを付けた指関節の周波数応答特性は、グローブの剛性の影響を殆ど受けていないといえる。また、本システムでの対象となる患者は主に急性期で指関節が弛緩状態であるため、患者の手の場合とダミーハンドはほぼ同様な特性になると考える。

同様にして測定した拇指運動支援機構の周波数応答特性を図13に示す。(a)はCM関節の内転・外転、(b)はCM関節の屈曲・伸展、(c)はMP関節の屈曲・伸展である。(a)、(b)、(c)のバンド幅はそれ

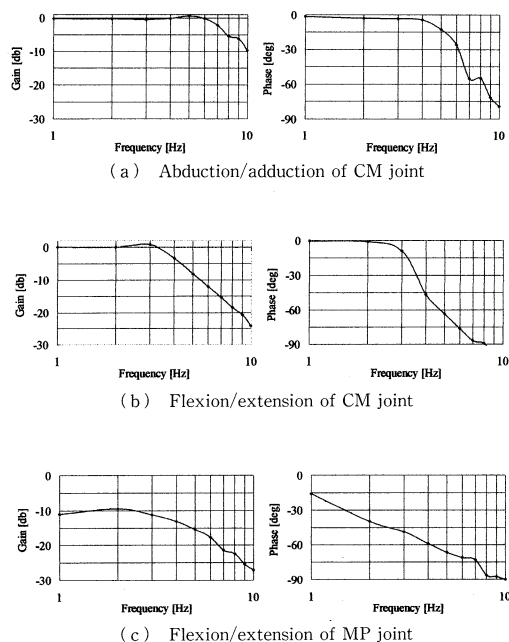


Fig. 13 Frequency characteristics of the thumb motion assist mechanism

ぞれ7.0、4.0、3.5 Hzである。

これらの図では大きなピークを示す共振点はなく、バンド幅は手のリハビリテーションの運動支援として実用的な応答特性を与えると考える。なお、バンド幅はモータ入力飽和のために、大変位のときは実質的に応答性が低下する。

**4.3 関節角度応答** 支援機構の指令角度に対する追従特性と振動特性を評価するため、関節応答を測定した。その結果を図14に示す。(a)は指運動支援機構、(b)は拇指運動支援機構の応答形である。目標軌道は、0から0.5 radの角度を0.5 sで変位する時間の5次多項式で与えた。関節の応答は滑らかであり、手に不要な振動を与えていない。拇指と指の内転・外転における軌道誤差の主な要因は、短時間で大きな角変位を目標としており、このためモータ入力飽和が生じてたためであり、次節の実験で示されるように実際の応答では大きな誤差は生じていない。また、機構のガタの影響は少ないといえる。

**4.4 セルフモーションコントロール** 本システムでの対象となる患者は廃用性を含む拘縮性の強い患者ではなく、主に急性期で指関節が弛緩状態の患者である。患者自身によるロボットリハビリテーションの可能性を評価するため、健常者を対象としたセルフモーションコントロールにおける応答性を評価した。関

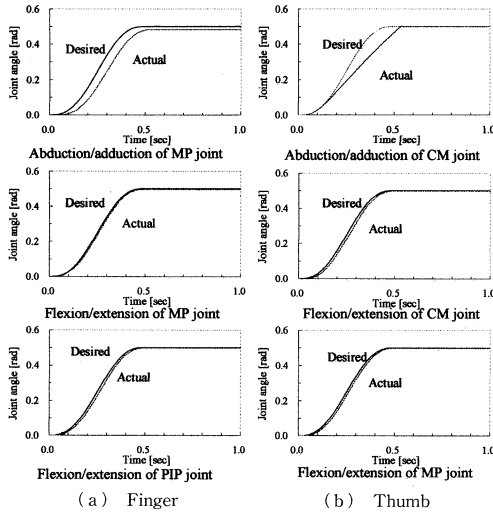


Fig. 14 Joint angle responses

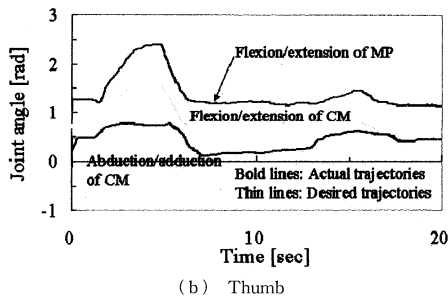
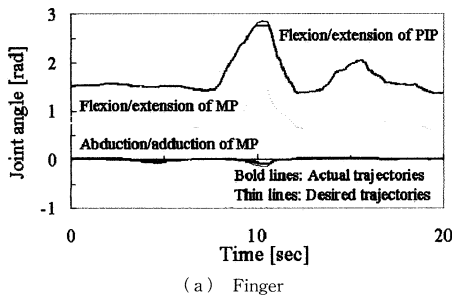


Fig. 15 Joint angle responses by the self-motion control

節角度の応答波形を図15に示す。(a)は指関節、(b)拇指関節の波形である。目標信号は、データグローブを装着した手の動きから生成される。被験者には、拘縮のない患者を想定して、ハンド運動支援ロボットの動きに逆らうことなく従うように手を弛緩した状態とするように依頼した。最大の角度誤差は0.05 rad程であり、各関節とも目標関節角度にほぼ追従し

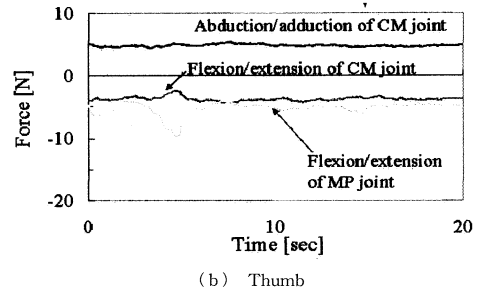
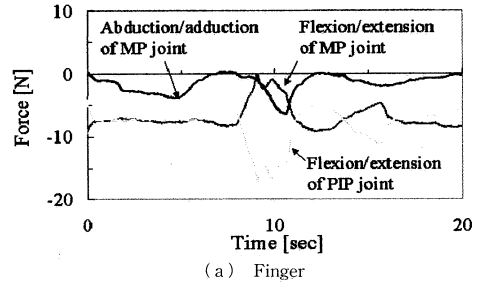


Fig. 16 Joint torque responses by the self-motion control

ている。このときの、指関節に作用する力を図16に示す。指に作用する力から関節に作用するトルクを求めると、内転・外転では0.1 Nm、屈曲・伸展では0.2 Nm以内に収まっており、表1に示される許容最大トルクの仕様を十分に満たしている。

## 5. 結 言

患者が1人で、楽しく、手指の細かな動作のリハビリテーションができるリハビリテーション支援システムの開発に向けて、手指リハビリテーション支援ロボットを開発した。本ロボットは外骨格閉リンク機構を採用し、指の3自由度、拇指の4自由度、手首の2自由度、合計18自由度とほぼ手の各関節の独立な運動を可能とするようにしたことに特徴がある。また、人間の手の器用さの基となる拇指対向運動を支援するように設計されている。ロボットは患者の健側動作を患側に再現するセルフモーションコントロール法により制御されるため、患者が1人でリハビリテーションを実施することができる。開発した機構は、実験評価によりほぼ仕様を満たすことを確認した。

今後、本システムの有効性を検証するために、患者がリハビリテーションを飽きずに楽しく行えるよう、VR技術を利用したリハビリテーション訓練用プログラムの充実を図り、医学的な治験評価を行う計画である。



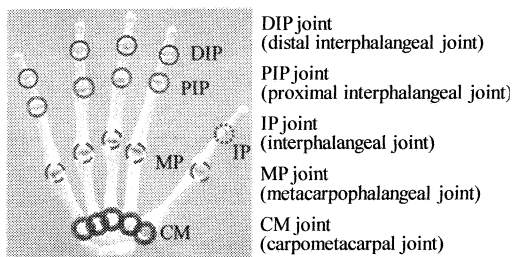


Fig. 17 Human hand structure and name of joints

謝 辞

本研究は、NEDO 人間支援型ロボット実用化基盤技術開発 リハビリ支援ロボット及び実用化技術の開発により行われ、実験協力を頂いた岐阜大学の石原康司氏、三浦昌幸氏、及び貴重な助言をいただきました手指リハビリ支援システム研究会の委員の皆様へ感謝申し上げます。

付録 手関節の名称

図 17 に人間の手の構造と関節の名称を示す。拇指の関節は指先側から順に IP 関節(指節間関節), MP 関節(中手指節間関節), CM 関節(母指手根中手関節)と呼ぶ。指関節は指先側から DIP 関節(遠位指節間関節), PIP 関節(近位指節間関節), MP 関節(中手指節間関節), CM 関節(手根中手関節)と呼ぶ。ただし、指の CM 関節の動作角度は少なく無視できる。

文 献

(1) Burger, C. G., Lum, P. S., Shor, P. C. and Machiel Van der Loos, H. F., Development of robots for rehabilitation therapy: The Palo Alto VA/Stanford experience, *Journal of Rehabilitation Research and Development*, Vol. 37, No. 6 (2000), pp. 663-673.

(2) Mulas, M., Folgheraiter, M. and Gini, G., An EMG-controlled exoskeleton for hand rehabilitation, *Proc. of 9th Int. Conf. Rehabilitation Robotics*, (2005-6), pp. 371-374.

(3) Wege, A. and Hommel, G., Development and Control of a hand exoskeleton for rehabilitation of hand injuries, *Proc. of 2005 IEEE/RSJ Int. Conf. Intelligent Robots and Systems*, (2005-8), pp. 3461-3466.

(4) Sarakoglou, I., Tsagarakis, N. G. and Caldwell, D. G., Occupational and physical therapy using a hand exoskeleton based exerciser, *Proc. of 2004 IEEE/RSJ Int. Conf. Intelligent Robotics and Systems*, (2004-9), pp. 2973-2978.

(5) Noritsugu, T., Yamamoto, H., Sasaki, D. and Taka-iwa, M., Wearable power assist device for hand grasping using pneumatic artificial rubber muscle, *Proc. of SICE Annual Conf.*, (2004-8), pp. 420-425.

(6) Choi, B. H. and Choi, H. R., SKK hand master—Hand exoskeleton driven by ultrasonic motors, *Proc. of IEEE/RSJ Int. Conf. intelligent Robots and Systems*, (2000-10), pp. 1131-1136.

(7) Kawasaki, H., Kimura, H., Ito, S., Nishimoto, Y., Hayashi, H. and Sakaeda, H., Hand Rehabilitation Support System (First Report, Concept and Preliminary Test), *JRM C*, Vol. 72, No. 720 (2006), pp. 228-233, (in Japanese).

(8) Kawasaki, H., Kimura, H., Ito, S., Nishimoto, Y., Hayashi, H. and Sakaed, H., Hand Rehabilitation Support System Based on Self-Motion Control, with a Clinical Case Report, *Proc. of World Automation Congress 2006*, (2006-7).

(9) Altschuler, E. L. et al., Rehabilitation of Hemiparesis after stroke with a mirror, *THE LANCET*, Vol. 353 (1999), pp. 2035-2036.

(10) Research Institute of Human Engineering for Quality Life, *Human Body Dimensions Data for Ergonomic Design*, (1996), p. 219, Japan Publication Service Co., (in Japanese).

(11) RSJ ed., *New Version of Robot Engineering Hand Book*, (2005), p. 1130, Corona Publishing Co., LTD, (in Japanese).

(12) [http://www.immersion.com/3d/products/cyber\\_glove.php](http://www.immersion.com/3d/products/cyber_glove.php)

(13) Ueki, S. and Nishimoto, Y. et al., Development of Virtual Reality Exercise of Hand Motion Assist Robot for Rehabilitation Therapy by Patient Self-Motion Control, *Proc. of 30th Annual International IEEE EMBS Conference*, (2008-8), pp. 4282-4285.