

機関番号：17701

研究種目：基盤研究（C）

研究期間：2008～2010

課題番号：20500454

研究課題名（和文）

目標運動誘発より指随意運動を促通する片麻痺指機能回復訓練システムの開発と臨床応用

研究課題名（英文）

Development and Clinical Application of Hemiplegic-Finger's Functional Recovery Training Device for Facilitating Voluntary Figure Movements with Objective-Exercise-Inducing

研究代表者

余 永 (YU YONG)

鹿児島大学・大学院理工学研究科・准教授

研究者番号：20284903

研究成果の概要（和文）：

脳の可塑性を発現し得る効果的なリハビリテーション法として“促通反復療法”（川平法）と呼ばれる方法がある。この方法では訓練において人間の伸張反射を誘発し、随意運動を引き起こすことで促通効果を高め患者の意図した運動を実現している。本研究では、促通反復療法を再現する装置としてパラレルリンク機構を用いた装置の提案を行った。また、訓練中の指自動伸展を促すための抵抗付随型協働制御という制御手法を提案した。そして、訓練試験では繊細な力・運動制御が行え、医師・療法士による訓練とほぼ同様の訓練を再現していることが実証された。

研究成果の概要（英文）：

As a rehabilitation therapy for Hemiplegic limbs and fingers, Facilitation Repeated Exercise Therapy (Kawahira Therapy) is an effective technique. By inducing stretch reflex, the approach can realize and facilitate intended voluntary movements of limb or finger. This paper reports a functional recovery training device with hemiplegic parallel mechanism for hemiplegic fingers, to facilitate voluntary figure movements with objective-exercise-inducing. The motion system, sensing system and control system about the device are discussed in this paper. The performances of the device are shown by some experiments.

交付決定額

（金額単位：円）

	直接経費	間接経費	合計
2008年度	1,500,000	450,000	1,950,000
2009年度	1,200,000	360,000	1,560,000
2010年度	800,000	240,000	1,040,000
年度			
年度			
総計	3,500,000	1,050,000	4,550,000

研究分野：総合領域

科研費の分科・細目：人間医工学・リハビリテーション科学・福祉工学

キーワード：片麻痺指随意運動訓練、指の目標運動誘発、指機能回復訓練システム、高精度パラレル機構、高感度指運動・力センシング、抵抗付随型協働制御、力覚誘発刺激

## 1. 研究開始当初の背景

脳の可塑性を発現し得る効果的な片麻痺のリハビリテーション法として“促通反復療法（川平法）”と呼ばれる方法がある。この方法では訓練において人間の伸張反射を誘発し、随意運動を引き起こすことで促通効果をもたせ患者の意図した運動を実現している。すなわち、従来のリハビリテーションに見られる他動運動ではなく、随意運動を行わせ、脳の可塑性の発現を促すことに成功している。また、脳の可塑性の発現は使用頻度に依存することから訓練を反復することで神経路を強化/再建させ機能を回復させる。

現在、片麻痺患者のリハビリテーションでは患者一人一人に医師・療法士がついて行う場合が多い。そのことは医師・療法士の時間的・肉体的負担につながっている。その負担を軽減するために、下肢や上肢の機能回復を目的としたリハビリテーション装置が開発されている。しかし、手指の機能回復を目的とした装置は非常に少ない。これは、手指の運動が下肢や上肢の運動に比べて非常に複雑であるということに起因していると考えられる。一方、川平法のように繊細かつ複雑な力と運動を操作して随意運動を引き起こしながら機能回復を図るリハビリテーションを装置で再現するのは困難である。

## 2. 研究の目的

本研究では、制御性能、安定性、実用性を考慮した上、川平法における片麻痺指機能回復訓練（手指のリハビリテーション）を実現できる、医師・療法士の代わりとなる訓練装置の開発を目指している。

まず、促通反復療法を再現する装置として高精度運動可能な平行リンク機構と高感度な力覚センシングシステムを用いた装置の提案を行う。次に、訓練中の指自動伸展を促すための、繊細な力・運動制御を実現できる抵抗付随型協働制御という制御手法を提案する。そして、訓練試験では繊細な力・運動制御が行え、医師・療法士による訓練とほぼ同様の訓練を再現していることを実証する。

## 3. 研究の方法

### (1) 訓練装置の機構

#### ① 訓練装置の要求仕様と構成

促通反復療法における指機能回復訓練の様子を図1に示す。訓練は、休憩を挟みながら4つの動作を各指100回繰り返し行う。指機能回復訓練における医師・療法士の操作を再現するために、図2のような指機能回復訓練装置を提案する。装置には以下のような要求仕様が考えられる。

1. 装置に指先位置を制御するための機構を設け、そ

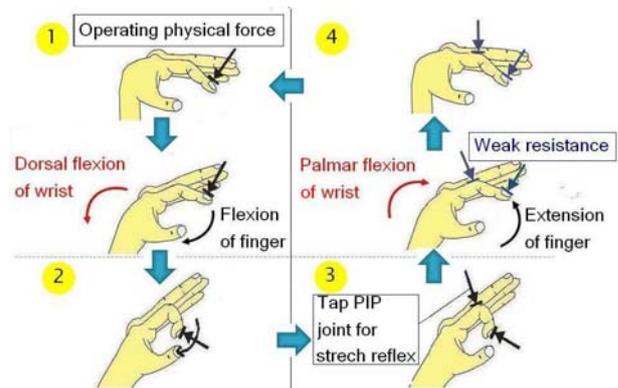


Fig.1 Kawahira training for hemiplegic fingers

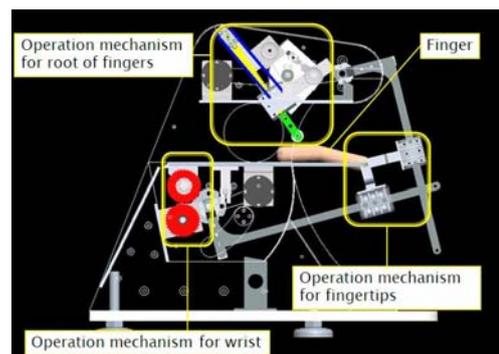
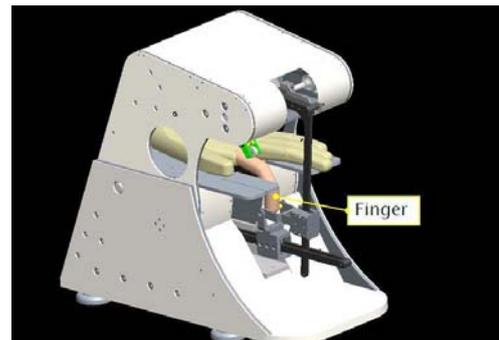


Fig.2 Proposed finger rehabilitation device

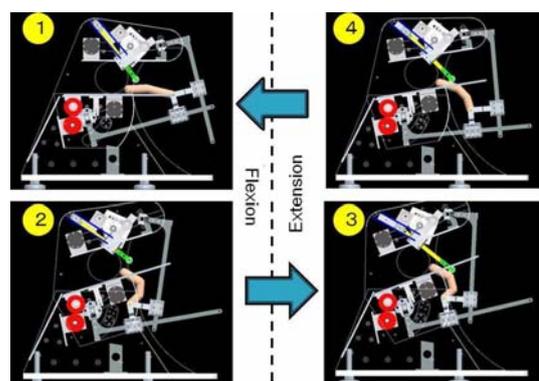


Fig.3 Finger rehabilitating with the proposed device

の部分で指先を操作し、訓練者の指の他動的屈曲を行う。また、同時に手首の背屈を行う。

2. 過屈曲にならない程度で他動的屈曲を終了する。

3. 装置により PIP 関節に対してタッピングを行う。
4. 訓練者に指を自動的に伸展してもらう。この時、指先と接触している部分は、指先の動きに沿うような制御（以降、抵抗付随型協働制御と呼称する）を行う。PIP 関節との接触部分も同様の制御を行い、指の伸展に伴いなぞるような動作も再現させる。また、同時に手首の掌屈を行う。

以上より、次のような訓練装置の構成を考える。

まず、動作 1・2・4 において指先の操作を担う機構を指先運動部、動作 3・4 において指根元の操作を担う機構を指根元運動部と呼称する。また、装置の台を回転させ、手首の掌屈の操作を担う機構を手首運動部と呼称する。これらより、訓練における指の屈曲・伸展の運動は装置の指先訓練部によって行い、麻痺指の伸張反射の誘発を指根元部で、手首の伸屈を手首運動部で行う。これらを連動して行うことで装置による片麻痺指機能回復訓練の再現を目指す。

### ② 指先運動部の機構

訓練では指先には 2 次元平面運動を行わせるので、指先運動部を 2 次元平面運動させる必要がある。そこで、指先運動部には図 4 のような 5 リンク 5 関節の平行リンク機構を考案した。

これは 2 本の能動リンクを 1 つの接続スライダ系で繋ぎ、その上で各リンクをスライダを介して互いにスライド可能な状態にし、独立で回転できるようにしたものである。このようにして 2 次元平面において、任意の可操作性の良い運動を実現する。麻痺指の指先を接続スライダに固定し、リンクの接続スライダを介助者の指に見立て、麻痺指の屈伸を行わせる。

### ③ 指根元運動部の機構

指根元運動部には、タッピング動作及び麻痺指への追従性を考慮し、図 5 のような 4 リンク 4 関節の平行リンク機構を提案する。この機構は麻痺指の屈曲終了時に PIP 関節のタッピングを行い、自動的な伸展を促す。また、伸展時に麻痺指に接触し続けることで刺激を与えると同時に、伸展に伴い接触点が指の根元側に移動する即ちなぞるという動作を 1 つの能動関節で実現している。

### ④ 手首運動部の機構

手首運動部では図 2 で示した手を乗せる台が図 3 のように回転運動を行えるようにする。それは手首運動部で手首の背屈動作をするためである。本装置では、手首背屈時に指先訓練部も手首と同様に回転・昇降する。

## (2) 装置の力覚センシング

### ① 指先運動部の力覚センシング

本装置では、リンク 1 及びリンク 2 に高感度トルクセンサを設置して、それぞれの駆動トルク  $T = [T_1 \ T_2]^T$

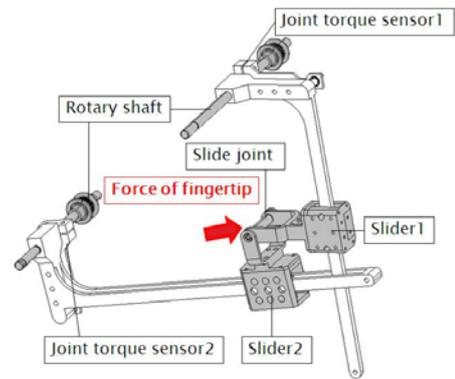


Fig.4 Operation mechanism for fingertip

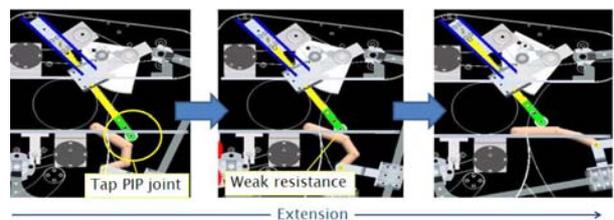
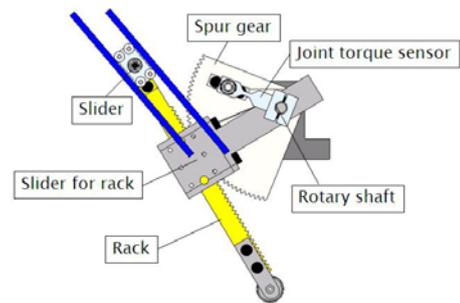


Fig.5 Operation mechanism for finger PIP joint

をセンシングできる。そして、駆動トルク  $T$  をトルクセンシングすることで指先外力を求める。また、力情報の取得について、指の伸展時における接触力は非常に小さいので、高感度なセンシングが要求される。本装置では、仮に接続スライダが指先の運動範囲上最も感度の低い位置にあっても 0.0004N の力までセンシングすることが可能となる。

### ② 指根元運動部の力覚センシング

指先運動部と同様に指伸展時の制御のため、力センサを図 5 のように装着し繊細な力覚センシングを行う。

### ③ 訓練指以外の指の力覚センシング

訓練では訓練中に訓練指以外の指が連動した場合、訓練者に警告する必要がある。そのため、台に力センサを導入し（図 6）、他指の力覚センシングを行う。ここで、警告は LED の点灯により行う。

### (3) 装置の制御手法

各運動部は PID 制御側を用いた位置制御及び速度制御を行う。次にその各運動部の目標位置及び目標速度の生成法について述べる。

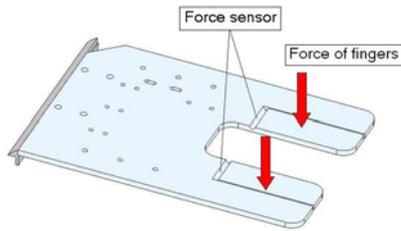


Fig.6 Force sensor for knowing operating situation

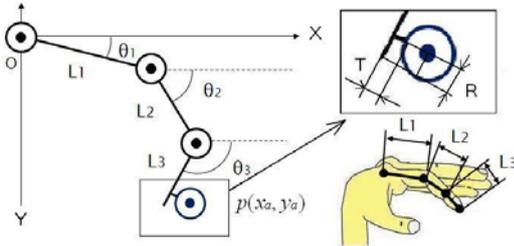


Fig.7 Modification of finger for flexion

### ① 指先運動部の制御

#### (a) 他動的屈曲の実現

訓練において指の屈曲は指先を他動的に運動させて行う。また、指の屈曲は最大屈曲位付近まで行い、筋緊張状態を作り出し伸張反射が発生しやすい状態にする。本訓練装置では、その動作を指先運動部の接続スライダを介助者の指に見立て、指先に操作力を加えることで実現する。ここで、指先と接続スライダの間ですべりが発生しないよう指先にマジックテープを装着し、接続スライダに固定することにする。

訓練の動作を実現するためには、接続スライダを理想的な屈曲を実現できるよう位置制御する必要がある。そのために、指を図7のようにリンク化し、理想的な屈曲に必要な屈曲軌道を算出できる。

生成した屈曲軌道から必要な回転角を算出し、制御を行う。この制御手法を採用することで訓練者の指の長さに応じた訓練を行うことが可能であり、汎用性を持たせることができる。

#### (b) 自動的伸展の実現 抵抗付随型協働制御

指の自動的伸展時は伸張反射を持続させるために指先に伸展を阻害しない程度の軽い抵抗を加え続ける必要がある。このような動作を実現するために、抵抗付随型協働制御 (Resistance-accompanying cooperation control (RACC)) という手法を提案する。抵抗付随型協働制御とは、伸展する指の力を検知し、接続スライダがその力に対してある一定のインピーダンス特性を持つようにし、指に抵抗を加える制御のことである。この運動を実現するために以下に力学関係式を立てる。

まず、指先運動部においては接続スライダを指先の力に応じて制御する必要があるため、力情報から接

続スライダの制御目標速度を決定する。ここでは指先運動運動部の各リンクの目標角速度の導出について述べる。まず、外力  $F$  に対する接続スライダにおけるインピーダンス式は次式のように表される。

$$F = M\ddot{p} + C\dot{p} + K\Delta p \quad (1)$$

ここで  $q$  は接続スライダの位置座標、 $M$  は仮想質量、 $C$  は仮想粘性、 $K$  は仮想弾性である。この式を速度の関係式に変換すると接続スライダの速度は

$$\dot{p}_n = \frac{\Delta t}{M}(F - C\dot{p}_{n-1} + K\Delta p) + \dot{p}_{n-1} \quad (2)$$

となる。ここで、 $\Delta t = \text{Const.}$  であり、プログラム上では実質的に弾性が働かない。そこで、 $K = 0$  とし、 $M, C$  の2つのパラメータを使用して目標速度を達成させる制御を行う。

これにより、 $M, C$  の調整によって接続スライダのインピーダンス特性が可変となり、以下の式を考慮することで抵抗力を調整できる。

$$F_n = K_1\dot{p}_n + K_2\dot{p}_{n-1} \quad (3)$$

$$K_1 = \frac{M}{\Delta t}, \quad K_2 = -\frac{M}{\Delta t} + C \quad (4)$$

この式を用いて、本訓練においては敢えて時間遅れを増減させることで抵抗力を調整する。例として、PIP 関節をタッピングした直後に衝撃力が発生するので、その領域において  $K_2$  の値を大きくし、抵抗力を大きくすることで伸展運動の速度を調整する。例えば、 $M = 0.1$  のように指先力に対し敢えて時間遅れを発生させることで抵抗力による刺激を大きくし、指のスムーズな伸展を達成させる。

### ② 指根元運動部の制御

指根元運動部では指の屈曲終了時に指の PIP 関節に対してタッピングを行うように制御する。また、指の伸展時には伸展する指に抵抗力を加える必要がある。よって、指先運動部と同様に抵抗付随型協働制御を行い、操作を実現する。

### ③ 手首運動部の制御

手首の背屈・掌屈運動は、手首運動部の位置制御を行うことで実現する。手首運動部の目標軌道を  $\theta = 25 - 25 \cos 2/3\pi t$  [deg] とし、背屈時間 0.7sec、掌屈時間 1.0sec として制御を行う。

## 4. 研究成果

### (1) 各制御の確認実験

#### ① 指の他動的屈曲の実現

先述の制御手法を用いて指に他動的屈曲を行わせる。図9は指先の屈曲軌道を描くように屈曲時間 0.7sec で制御した結果である。グラフの原点は指の MP 関節の

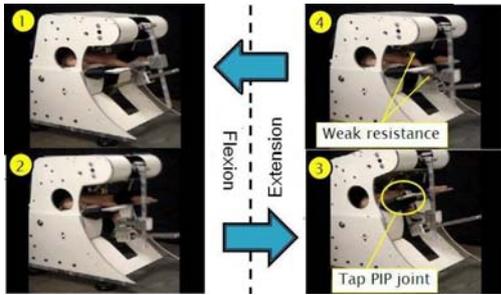


Fig.8 Experiment view

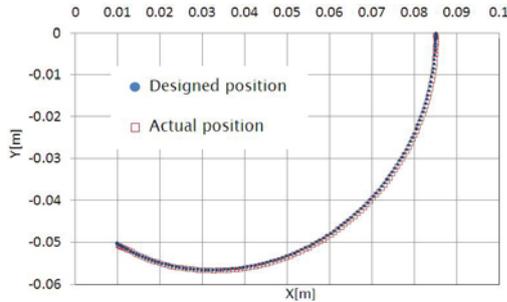


Fig.9 Results of fingertip position control

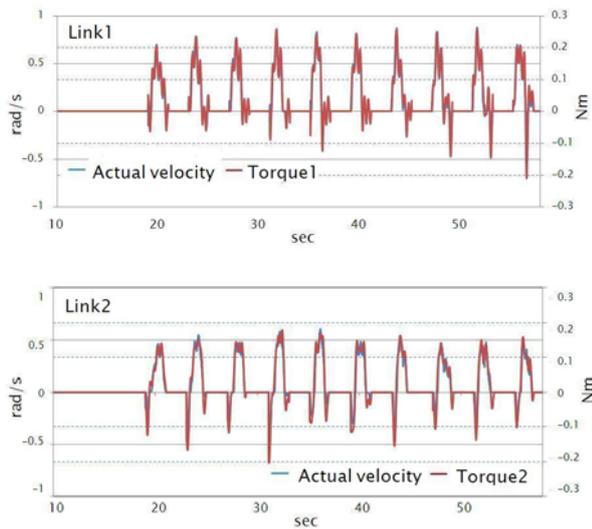


Fig.10 Results of RACC

回転中心であり、装置の側面から見た指先の屈曲軌跡を示している。この制御時における接続スライダの目標位置と出力位置の最大誤差は X 方向 0.96mm, Y 方向 1.1mm 程度であった。この誤差は指の屈曲運動において僅かであり、許容範囲内である。

## ② 抵抗付随型協動制御の実現

指の伸展時における抵抗付随型協動制御の実験を行った。まず、健常者の指を用いて伸展に伴い指先の力を検知し、本制御則に基づいた速度制御が行えるか確認実験を行う。図 10 は接続スライダへの外力からリンク 1 とリンク 2 におけるトルクとそれによって生成された速度を制御した結果である。結果より、本制御側

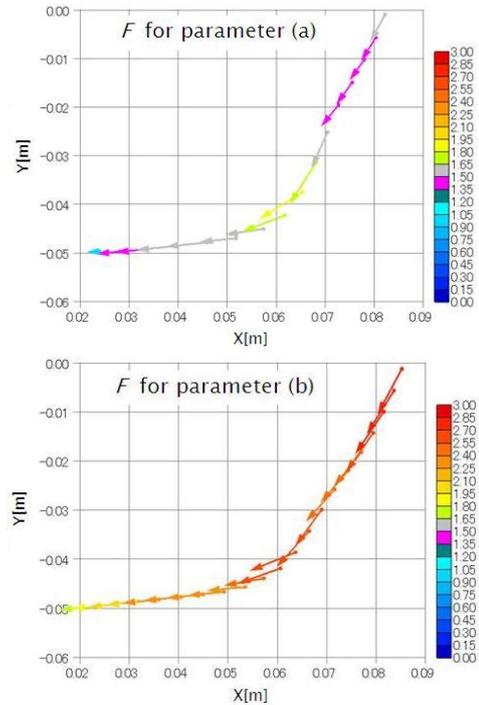


Fig.11 Results of resistance in finger extension

に基づいた制御が行えていることが確認できた。

次に、本制御における抵抗力の確認実験を行う。ここで、被験者は健常者であり、指の長さは 85mm である。また、比較のため (a)  $M_x, M_y = 0.04, C_x, C_y = 5.0$ , (b)  $M_x, M_y = 0.08, C_x, C_y = 10.0$  の 2 種類のパラメータを用いて実験を行った。

各々のパラメータで制御した時の実験結果を図 11 に示す。図 11 は 40msec 毎の指先への抵抗力をトルクセンサから算出し、ベクトル表示したものである。仮想パラメータ  $M, C$  の値に抵抗力の大きさが対応しているのが確認できる。また、それぞれのパラメータにおいて伸展に必要な運動量を算出すると (a) は 1.58Ns であり、(b) は 2.57Ns であった。(b) の方が抵抗が大きく、伸展に必要な運動量が多くなる。

## (2) 訓練試験

### ① 訓練を模した制御実験

本装置を用いて健常者 (図 8)、麻痺患者の指を対象に訓練試験を行った。訓練は先述した各運動部の制御を訓練手順に沿うように組み合わせて行い、それを 10 回繰り返す。訓練対象者は健常者が 20 代男性であり、麻痺患者が左麻痺 (軽度の麻痺) の 80 代女性である。また、指長さは健常者 80mm, 麻痺患者 78mm である。

### ② 自動的伸展時の制御結果

まず、図 12 は 10 回の伸展における健常者と麻痺患者の 8msec 毎の指先位置を示したものである。両者の伸展軌道の結果に顕著な違いは認められなかった。従っ

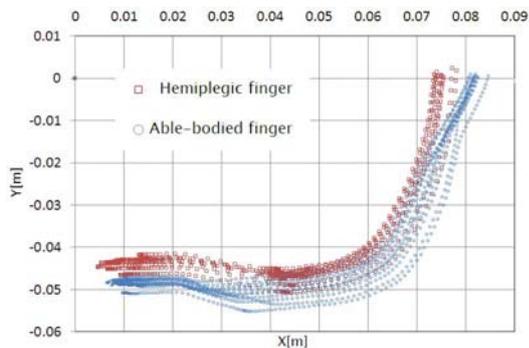


Fig.12 Results of fingertip position on RACC

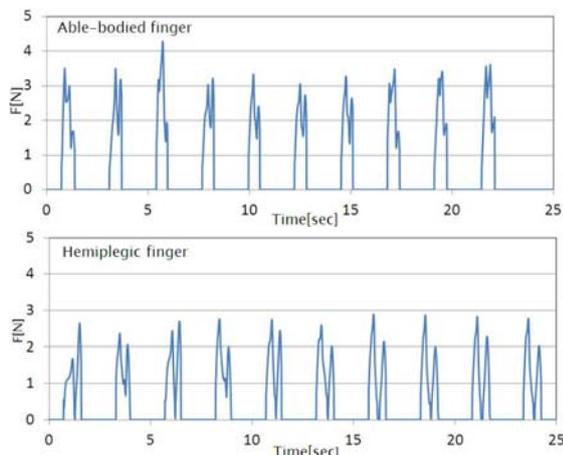


Fig.13 Results of resistance using RACC

て麻痺指でも本装置を利用することで伸展運動が行えており、訓練を再現していることが確認できる。次に図13は指伸展時における指先力の絶対値を示したグラフである。健常者と麻痺患者の力変化を比較すると、麻痺患者は力変化の波形が凹形になっている。また、1回の伸展に要した時間(平均値)は健常者0.58sec、麻痺患者0.77secであり、後者の方が伸展に時間を要している。両者の違いは指機能回復の指標として利用できる。

## 5. 主な発表論文等

(研究代表者、研究分担者及び連携研究者には下線)  
〔雑誌論文〕(計1件)

① 余永, 岩下説志, 川平和美, 林良太, パラレルリンク機構を用いた片麻痺指機能回復訓練装置の開発, 第16回ロボティクスシンポジウム予稿集, 査読有, 2011年3月, 125 - 131

〔学会発表〕(計3件)

① 余永, 児玉直哉, 川平和美, 辻尾昇三, 林良太, 片麻痺指機能回復訓練装置の研究, 第26回日本ロボット学会学術講演会, CD-ROM, 3K2-02, 2008年9月11日, 神戸市灘区神戸大学六甲台キャンパス

② 余永, 岩下説志, 川平和美, 林良太, パラレルリンク機構を用いた片麻痺指機能回復訓練装置の研究, 第27回日本ロボット学会学術講演会, DVD-ROM, 1C3-01, 2009年9月15日, 横浜市保土ヶ谷区横浜国立大学キャンパス

③ 余永, 岩下説志, 川平和美, 林良太, パラレルリンク機構を用いた片麻痺指機能回復訓練装置の開発, 第11回計測自動制御学会システムインテグレーション部門講演会, DVD-ROM, 1D2-4, 2010年12月23日, 仙台市青葉区東北大学川内キャンパス, 223 - 226

〔産業財産権〕

○ 出願状況(計2件)

① 名称: 片麻痺指機能回復訓練装置

発明者: 余永, 岩下説志, 川平和美, 林良太

権利者: 国立大学法人鹿児島大学

種類: 特許

番号: 特願 2009-209732

特開 2011-056079

出願年月日: 平成 21 年 9 月 10 日

公開年月日: 平成 23 年 3 月 24 日

国内外の別: 国内

② 名称: 片麻痺指機能回復訓練装置

発明者: 余永, 岩下説志, 川平和美

権利者: 国立大学法人鹿児島大学

種類: 特許

番号: 特願 2010-196712

出願年月日: 平成 22 年 9 月 2 日

国内外の別: 国内

## 6. 研究組織

(1) 研究代表者

余 永 (YU YONG)

鹿児島大学・大学院理工学研究科・准教授

研究者番号: 20284903

(2) 研究分担者

川平 和美 (KAWAHIRA KAZIMI)

鹿児島大学・大学院医歯学総合研究科・教授

研究者番号: 20117493

下堂 蘭 恵 (SHIMODOZONO MEGUMI)

鹿児島大学・大学院医歯学総合研究科・准教授

研究者番号: 30325782

林 良太 (HAYASHI RYOTA)

鹿児島大学・大学院理工学研究科・准教授

研究者番号: 40288949