

手指リハビリテーション支援システムの研究*

(第1報, 概念と1例試験報告)

川崎 晴久^{*1}, 木村 宏樹^{*2}, 伊藤 聡^{*2}
西本 裕^{*3}, 林 浩之^{*3}, 栄枝 裕文^{*4}

Hand Rehabilitation Support System (1st Report, Concept and Preliminary Test)

Haruhisa KAWASAKI^{*5}, Hiroki KIMURA, Satoshi ITO,
Yutaka NISHIMOTO, Hiroyuki HAYASHI and Hirohumi SAKAEDA

^{*5} Faculty of Engineering, Gifu University,
1-1 Yanagido, Gifu-shi, Gifu, 501-1193 Japan

This paper presents a virtual reality enhanced hand rehabilitation support system with symmetric master-slave motion assistant for self performing rehabilitation therapies. The developed system consists of hand exoskeleton device, which provides individual finger joint motion of disabled persons, and a lateral symmetric master-slave motion assistant system joined with virtual reality (VR) environment. Most of disability caused by CVA (Cerebral Vascular Accident) or bone fracture are hemiplegia and impaired hand is only in one side. Based on the peculiarity of this disability, we adopted a symmetric master-slave motion assistant system in which the impaired hand is driven by the healthy hand in the opposite side. Furthermore, in order to provide a pleasant and motivating training environment, VR environment displaying an enjoyable exercise is introduced. To verify the effectiveness of this system, the clinical trial was executed to one subject. Evaluation result of subject's functional recovery is also presented.

Key Words: Hand Rehabilitation, Self Motion Control, Clinical Test, 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、このため患者は失った機能を十分に回復できていないといえる。特に細かな動作の回復を必要とする手指についてそれは顕著である。リハビリテーション訓練の質的・量的な問題を解決するために、患者が一人で有効な訓練を実施することのできるリハビリテーション支援システムが求められている。

多くのリハビリテーションを支援するシステムが研究・開発されている。機能的電気刺激である FES

(Functional Electrical Stimulation)^{①②}は、上下肢の筋力を増強し、上肢運動機能改善等の効果があるため、リハビリテーションにおいて有用な手法である。しかし、この手法は安全性の観点から制御自由度の少ない限定的な動作に限られ^③、自由度の多い手指のリハビリテーションを患者が一人で実施する不適當である。一方、バーチャル・リアリティを利用したシステムが手指のリハビリテーションにおいて効果的であることが示されている^④。また、ロボットを利用した腕のリハビリテーションシステム^⑤は患者の健側動作を患側に提示する動作として利用しており、患者が一人でリハビリテーションを実施することができるシステムの一つである。しかし、これらのシステムでは達成できる動作が握り、タッピングや腕動作に限られている。患者がより自立して生活するためには、指の操り動作や細かな動作が必要^⑥であり、提案されているそれぞれのデバイスでは、患者の指を各指各関節について個別に動作補助をすることができず、手指の細かな動作の回復には不十分である。更に、手指のリハビリテーションでは指関節の可動域や速度など運動の回復具合を評価する必要がある。指関節動作の計測システム^{⑦⑧}は研

* 原稿受付 2005 年 10 月 17 日。

^{*1} 正員, 岐阜大学工学部 (〒501-1193 岐阜市柳戸 1-1)。

^{*2} 岐阜大学工学部。

^{*3} 岐阜大学医学部。

^{*4} 岐阜赤十字病院 (〒502-8511 岐阜市岩倉町 3-36)。

E-mail: h_kawasa@cc.gifu-u.ac.jp

究・開発されているが、リハビリテーションを支援するデバイスにもその機能が必要である。

本論文では、手指の細かな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提案する。手指の細かな動作を補助するために、PIP 関節の屈曲・伸展、MP 関節の屈曲・伸展、内外転動作を各指ごとに補助できるデバイスを開発した。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場合が多い。たとえば、脳卒中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。本システムはそのような片麻痺の症状の患者を対象としている。患者の特徴を利用し、本システムでは患者の健側動作を患側に再現するように動作補助を与える。また、デバイスは指動作の計測器としても利用できるように開発した。さらに、苦痛を伴うリハビリテーションを楽しく行えるよう、VR 技術を利用した訓練用プログラムを開発した。本システムの有効性を検証するために脳卒中患者1名に対し臨床試験を実施した。被験者の機能回復の結果に基づき、提案したリハビリテーションシステムの有効性を検討し、今後の改良点について報告する。

2 手指リハビリテーション支援デバイス

2.1 設計方針 リハビリテーションにおいては、関節の拘縮防止と運動機能回復をめざし、セラピストは患者の手指を何度も屈曲・伸展させる。そこで行われる細かな屈曲・伸展動作を補助するデバイスには、以下の要件が重要となる。

- 様々な手のサイズに対応できること。
- 各指関節の補助運動において十分な可動域を確保できること
- 安全であること
- 装着が容易であること

最初の2つに対しては、閉リンク構造をもつ外骨格機構を採用した。安全性に対しては、出力トルクに基

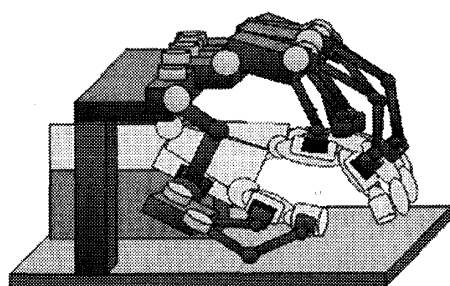


Fig.1 Image of exoskeleton device

づきアクチュエーターを選定することで対応した。装着性に関しては、デバイスと指との固定にマジックテープを採用した。以下の節でそれぞれについて詳細に述べる。

2.2 外骨格閉リンク機構 指関節の屈伸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(第3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と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1のような機構を考案した。

図2は図1において指関節の屈曲・伸展の自由度を図示したものである。機構のリンクは人間の指と一緒に閉リンク構造を構成する。 θ_1 , θ_5 部の2つの関節は能動関節でアクチュエーターを配置しており、他の関節は受動関節である。

機構の運動学的関係より、MP関節、PIP関節角度はそれぞれ θ_1 , θ_5 により一意に決まる。例として θ_1 , θ_{f1} の関係を考える。機構の第3関節の位置 (x, y) に関して次式が成り立つ。

$$\begin{cases} x = a_1 \cos \theta_1 + a_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) = X + L_1 \cos(\theta_{f1} - \phi_1) \\ y = a_1 \sin \theta_1 + a_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) = Y + L_1 \sin(\theta_{f1} - \phi_1) \end{cases} \quad (1)$$

ここで a_1 , a_2 はリンク長さ、 f_1 は指関節間の半分の長さ、 θ_1 , θ_2 は機構の関節角度、 θ_{f1} は指関節の屈曲角度、 ϕ_1 , L_1 は次式を満たす定数である。

$$\tan \phi_1 = a_3 / f_1 \cdot L_1^2 = a_3^2 + f_1^2 \quad (2)$$

上式から θ_2 を消去することで θ_1 と θ_{f1} の関係式が得られ、指関節角度 θ_{f1} に対し機構関節角度 θ_1 が単調性を維持することで機構関節角度は一意に決まる。単調性は図3のような特異姿勢を回避することにより実現できる。また、機構関節角度 θ_1 に対し指関節角

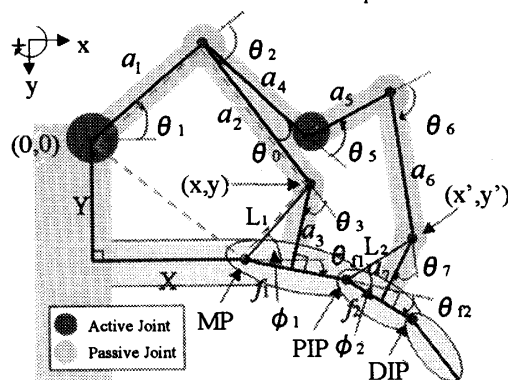


Fig.2 Device model

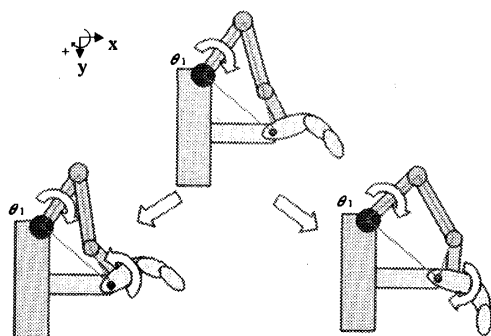
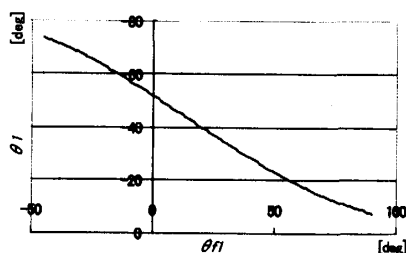


Fig.3 Singular configuration

Fig.4 Relation between θ_1 and θ_{f1}

度 θ_{f1} を求めることで、本デバイスにより患側指関節角度を計算することができる。 θ_3 と θ_{f2} についても同様である。

機構の設計において、指の長さは統計データ⁹⁾の平均値を用いることとし、各リンク長 a_i ($i=1\sim7$) 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、順に 60, 70, 30, 50, 60, 60, 30mm に設定した。MP 関節角度 θ_{f1} (伸展 45[deg]~屈曲 90[deg]) に対する機構関節角度 θ_1 の変化を図 4 に示す。また様々な手のサイズに対応できるよう長さ X, Y は調整可能とした。

2.3 安全性を考慮したモータ選定 リハビリテーション中、セラピストは患者の指を屈曲・伸展させる時、腱を傷つけないよう加える力に特に注意を払う。したがって、デバイスが患者を傷つけることの無いようにモータの選定を行った。

アクチュエーターには小型で制御しやすいことから DC モータを採用した。モータの選定に当たり、実際のリハビリテーションにおいてどれくらいの力がセラピストにより指関節にかけられているのかを計測した。計測にはトルクゲージを使用し、セラピスト 2 人がこれを患者の指と見立て訓練動作をした。セラピストには女性や子供のような構造の弱い手指の患者に対しこれ以上力を入れると危険と感ずる程度まで曲げるよう依頼した。計測した値は、患者に危害を与えないトルクの最大値に対応し、このことを考慮してデバイスが指関節に作用させるトルクを表 2 のように決定した。モータは表 2 に基づき選定した。

Table.1 Acceptable torque for the patient fingers estimated from the therapists' experiments

		Thumb[Ncm]	Index[Ncm]
CM joint	Extension	293	
	Flexion	290	
	Abduction	328	
MP joint	Extension	130	24.7
	Flexion	260	293
	Abduction	-	16.7
PIP joint	Extension	28.7	
IP or DIP joint	Extension	22.3	17.7
	Flexion	24.8	19.7

Table.2 Maximal torque output of mechanisms

		The maximum action torque [Ncm]
MP joint	Extension/Flexion	11.0
	Adduct/abduct	22.0
PIP joint	Extension/Flexion	20.0

2.4 製作したデバイスとその装着 図 5 に開発した手指リハビリテーション支援デバイスを示す。本デバイスは拇指では、MP 関節、CM 関節、指では PIP, MP 関節の屈曲・伸展、内外転動作を補助することができる。機構には、人間型ロボットハンド Gifu Hand 用に開発した「差動減速機構」¹⁰⁾を一部使用した。これにより、屈曲・伸展と内外転の 2 つの回転軸コンパクトな構造で直交させることができる。

デバイスと指との固定には、装着の容易さからマジックテープを使用した。マジックテープは訓練中に剥がれることの無いようにデバイスとの固定部分である指の背側の面積を大きくし、指の腹側は屈曲動作の妨げにならないよう 5[mm]程度に薄く加工した。

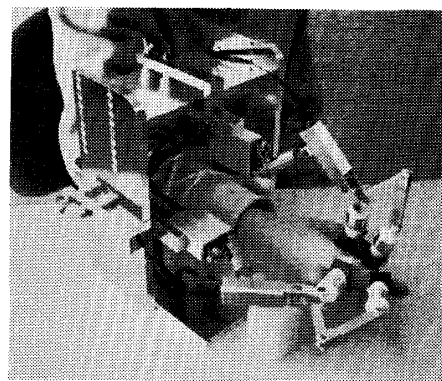


Fig.5 Finger motion assistant device

3 システム構成とデバイスのパフォーマンス

3.1 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、例えば脳卒中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ており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の提示に用いる方法を採用（以下、セルフモーションコントロールと呼ぶ）。セルフモーションコントロールの概念図を図6に示す。この特徴には以下のような利点が考えられる。

- 患者は自分がどのように患側を動かしているのかイメージし易く、効果的な機能回復が望めること。
- 1人でリハビリテーションを行うことができること。
- 患者の左右の手は、普通同一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こと。
- 患者が痛いと感じたらその運動を止めることができ、安全であること。
- 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⁽¹⁾、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されている⁽⁹⁾。また、ミラー療法⁽¹²⁾と呼ばれる手指リハビリでは、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リハビリすることで、回復効果があると報告がある。本システムは、このミラー療法と類似の効果が期待できる。

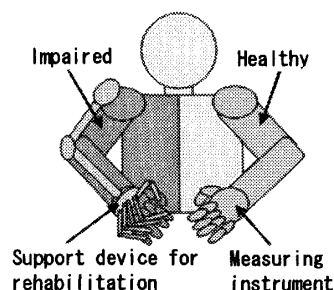


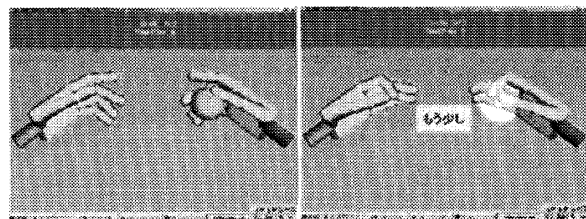
Fig.6 Symmetric master-slave system

3.2 VRを利用した訓練シミュレーション 苦痛を伴うリハビリテーションを楽しく行えるよう、VR技術を利用した訓練用シミュレーションを作成した。PC上に表示されるVR空間の構築にはOpenGLを利用した。PC画面上には左右の手が表示され、それぞれ患者の患側、健側動作に追従する。健側動作は、健側に装着した指関節角度を計測するデータグローブで計測されたデータにより再現される。一方、患側動作はデバイスの関節角度から順運動学問題を解くことで得る。なお、システムの小型化に向け、シミュレーションを描画するPCとデバイスを制御するPCは同一と

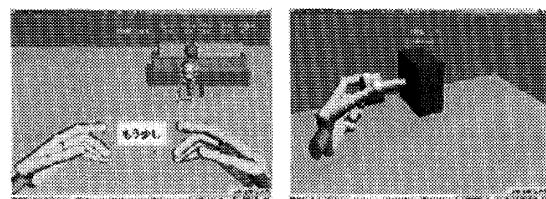
した。

訓練用プログラムの出力例を図7に示す。図7(a)は摘み動作（指屈曲動作）訓練用プログラムである。本プログラムでは患側の拇指、示指の指先間距離が物体の直径の2倍以下に近づくと物体の色が半透明に変化し、更に握み幅が狭まり指先間距離が物体の直径以下になると消え、ゲームクリアとなる。物体の直径は15, 18, 20, 28mmの4つのサイズを用意した。図7(b)は指伸展動作の訓練用プログラムである。表示された「サル」の動作は患側の指関節角度の和で与えられ、指を伸展/屈曲させると「サル」は上/下する。上/下の幅は目標とする伸展角度と一致させている。この目標伸展角度は、現状における患側の指の可動域を考慮して設定する。「サル」がフルーツに触れることでゲームクリアとなる。図7(c)はネジ回し動作の訓練用プログラムである。ネジは1回転すると1ピッチ分並進し、23回転させるとゲームがクリアされる。

以上のプログラムでは、患者のモチベーションを高めるため、ゲームクリア後にポイントが加算される。また、シミュレーション中の患側の指関節可動域、最大関節角速度、動作時間等が記録される。



(a) Pinching training



(b) Extension training (c) Turn screw
Fig.7 Training simulation

3.3 システムの構成 システム構成を図8に示す。健側指関節角度の計測には22関節角度を計測するデータグローブ（Cyber Glove, Immersion社）を使用する。計測した指関節角度は制御PCに送られ、これらのデータより逆運動学問題を解くことで、デバイス各関節の目標角度が算出される。デバイスは、重力補償を含んだPD制御によりサンプリングタイム1[ms]で制御される。本デバイスは安全性のため出力トルクを弱くしているが、より安全性を高めるために患者用および監督者用の2個の非常停止スイッチを用意してい

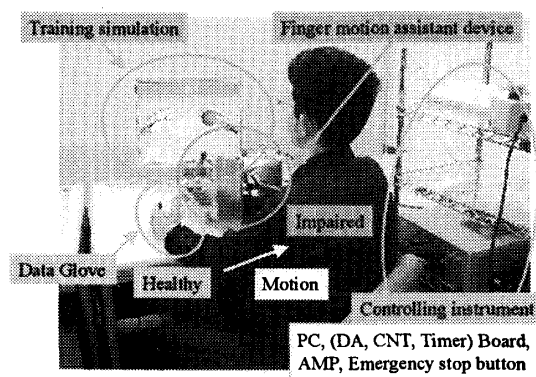


Fig.8 Overview of the system

る。

3.4 デバイスのパフォーマンス 健康者に対し、左手を健側、右手を患側として実験を行った。なお、画面には訓練用プログラムの表示は行わない。示指の実験結果を図9に示す。Desireはデバイスの目標関節角度、actualはデバイスの実際の関節角度であり、追従していることが分かる。拇指についても同様の結果が得られた。実験中、被験者の左右の指動作はほぼ同じ動作をしていた。

4. 臨床試験とシステムの評価

4.1 被験者と臨床試験方法 脳卒中により右半

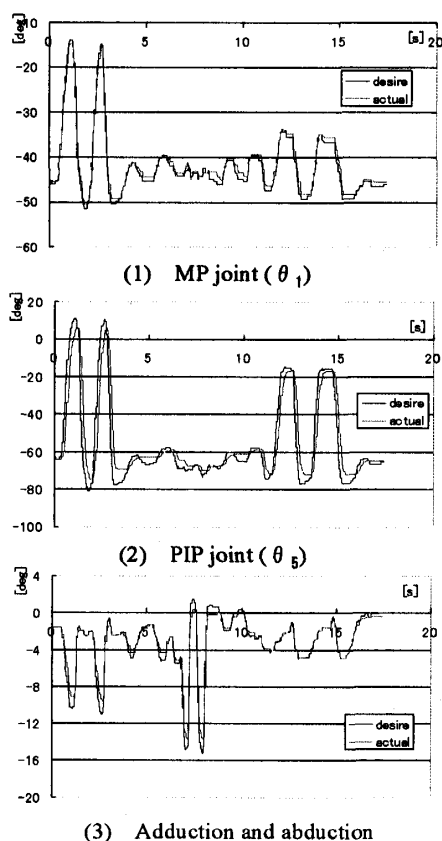


Fig.9 Experimental result

身に障害を有する60代の女性患者1名に対し岐阜市赤病院で臨床試験を実施した。被験者には事前にインフォームド・コンセントとして試験への参加について同意を得た。試験開始時、患者は脳卒中発症後約3週間を経過していた。試験は従来のセラピストによるリハビリテーションとシステムを利用したリハビリテーションを併用して行った。セラピストによるリハビリテーション時間は20分(手指のリハビリテーションは3分)、システムを利用したリハビリテーション時間は患者に任せ、任意とした。試験は休診日を除いて毎日、約一ヶ月間行った。

4.2 患側能力評価シミュレーション 患者の回復を確認するため、手指動作を計測する必要がある。手指動作の計測には図10に示すプログラムを利用する。本プログラムでは、患者は提示された目標手形状となるように患側手指を動かす。患者の患側にはDataGloveを装着し、その間の指関節可動域、最大指関節角速度、最大指速度が計測される。また、セラピストによるゴニオメータを使用した指関節可動範囲の計測も行う。

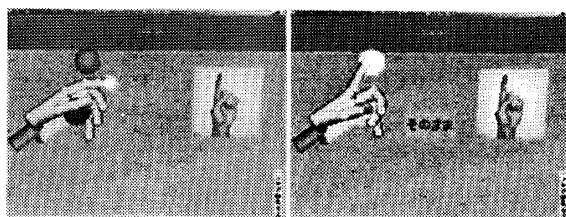


Fig.10 Measurement simulation of impaired finger motion

4.3 臨床試験結果 臨床試験開始時と終了時における被験者の示指関節可動範囲の変化を図11に示す。関節可動範囲が増大し、指機能の回復が確認できる。また、指関節角速度、指先速度についても回復が確認された。なお、片麻痺の評価法として普及しているBrunstrom stageは、試験開始時にI、3日後にII、14日後にIII、25日後にIVと回復が確認できた。回復の仕方は患者により様々であるが、この改善は平均的な評価と比較すると若干改善が早いといえる。

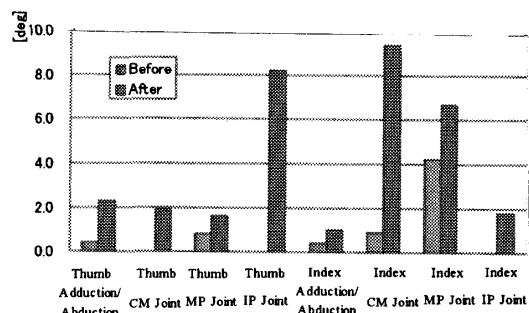


Fig.11 Change in movable range of finger joint

4.4 システムの評価 本システムがリハビリテーションにおいて有用であるかどうか、臨床試験結果や実際の体験を通して医療関係者に評価を受けた。その結果、以下のコメントを得た。

- 指が硬くなっていない脳卒中弛緩期のような患者に対して、本システムは有用である。
- より指が硬い患者に対しても動作を補助できるよう、デバイスを高出力化する必要がある。
- 現在再現できている握み動作は鍵握みのみである。対立握みも再現できるようにすべきである。
- 患者の回復の程度が予想よりも大きかった。
- 手だけでなく腕動作について2次的な回復が見られた。

また、臨床試験に参加した患者からは、「システムを利用したリハビリテーション中、動かさない指がデバイスによる動作補助のおかげで動いて嬉しい」、更に、「臨床試験後、システムを使用したおかげで指が少し動くようになったと思っている」というコメントがあった。

本臨床試験では病院の事情により被験者が1名のみであるが、患者や担当医の話を総合すると、セルフモーションコントロールによる手指リハビリ支援システムが有効的に働いたと判断でき、今後の改善点が明らかとなった。なお、従来のリハビリテーションとの組み合わせのため、本システムの効果の詳細な検証は今後の課題である。

5. まとめ

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をすることのできるリハビリテーション支援システムを開発し、1例の臨床試験評価を行った。開発した手指リハビリテーション支援デバイスは外骨格閉リンク機構を採用し、PIP関節の屈曲・伸展、MP関節の屈曲・伸展、指の内外転動作を補助することができる。デバイスはまた指関節角度の計測器としても利用することができる。デバイスの制御方法として、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を採用することにより、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。更に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を開発した。本システムの有効性を検証するために、1人の脳卒中患者に対し臨床試験を実施した。その結果、患者には機能の回復が確認され、その度合いはセラピストが予想したものより大きかった。セラピストと被験者のコメントから本システムの有用性が示唆された。

今後、より多くの被験者に対し臨床試験を実施し、有効性の実証をめざす。また、セラピストや被験者より指摘されたシステムの問題点について改善し実用化に向けた取り組みを行う。

謝 辞

本研究を進めるにあたり、ご助言頂きました元岐阜大学附属病院の作業療法士 廣渡洋史氏に感謝申し上げます。

文 献

- (1) J. M. Heasman, et al., Detection of Fatigue in the Isometric Electrical Activation of Paralyzed Hand Muscles of Persons with Tetraplegia, *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, vol.8, no.3(2000), pp.286-296.
- (2) R. T. Lauer, et al., The Function of the Finger Intrinsic Muscles in Response to Electrical Stimulation, *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, vol.7, no.1 (1999), pp.19-26.
- (3) Kinya Fujimoto, Bio-Interface using Electrical Stimulation, *Trans. of Human Interface*, (2004), Vol. 6, No.12 (in Japanese)
- (4) D. Jack, et al., Virtual Reality-Enhanced Stroke Rehabilitation, *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol.9, no.3(2001), pp.308-318.
- (5) C. G. Burger, et al., 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.
- (6) N. Petroff, et al., Fuzzy-Control of a Hand Orthosis for Rehabilitation Tip Pinch, Lateral Pinch, and Cylindrical Prehensions to Patients with Elbow Flexion Intact, *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol.9, no.2(2001), pp.225-231
- (7) K. L. Kilgore, et al., A Transducer for the Measurement of Finger joint Movements, *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, vol.6, no.4(1998), pp.424-429.
- (8) G. J. Byers, et al., An Electromechanical Testing Device for Assessment of Hand Motor Function, *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, vol.6, no.1(1998), pp.88-94.
- (9) Research Institute of Human Engineering for Quality Life, *Human Body dimensions Data for Ergonomic Design*, Japan Publication Service Co., (1996) (in Japanese)
- (10) Tetsuya Mouri, Haruhisa Kawasaki, Keisuke Yoshikawa, Jun Takai, and Satoshi Ito, Anthropomorphic Robot Hand: Gifu Hand III, *Proc. of Int. Conf. ICCAS2002*, (2002), pp.1288-1293
- (11) Satoshi Ueda, *Rehabilitation, Blue Backs*, Koudansya Co., (1996) (in Japanese)
- (12) E. L. Altschuler, et al., Rehabilitation of Hemiparesis after stroke with a mirror, *THE LANCET*, Vol. 353, June 12, (1999), pp. 2035-2036