脳卒中片麻痺患者に対する上肢リハビリテーション支援システム PLEMO-P3 の研究開発*

(運動機能評価・訓練および実用化機の開発に向けた検討)

小澤拓也^{*1}, 古庄純次^{*2}, 菊池武士^{*3}
赤井弘樹^{*4}, 福島一樹^{*4}, 福田孝博^{*5}
谷田惣亮^{*6}, 藤川孝満^{*7}, 加納繁照^{*5}

Development of Rehabilitation System for Upper Limbs; PLEMO-P3 System for Hemiplegic Subject (Motor Function Test for Assessment and Training, and Research for Development of Practical Type)

Takuya OZAWA^{*8}, Junji FURUSHO, Takehito KIKUCHI,
Hiroki AKAI, Kazuki FUKUSHIMA, Takahiro FUKUDA,
Sosuke TANIDA, Takamitsu FUJIKAWA and Shigeaki KANO

^{*8} Graduate School of Engineering, Osaka University,
2-1 Yamadaoka, Suita-shi, Osaka, 565-0871 Japan,
Social Medical Corporation, Kano General Hospital,
7-5-15 Tenjinbashi, Kita-ku, Osaka-shi, Osaka, 531-0041 Japan

We have developed a rehabilitation system for upper limbs, "PLEMO-P3", which utilizes ER brakes as torque generators and is one of the passive haptic devices. To detect abnormalities of patients, we developed a new sensing device and installed it on the grip of the PLEMO-P3. In this paper, we compare several kinds of information from the sensor system (grasping force, reaction force against a working plane, range of a wrist) and traditional assessment of stroke (BRS, FMA and STEF). We establish effective assessment and training methods with PLEMO-P3 system. We could found effect of training and strong correlation between them. We suggest a training method with PLEMO system depending on the results of clinical assessment. It was shown to be able to confirm the correlation of reaction force for working plane and wrist joint range of motion, and to detect synergy movement only with the wrist joint range of motion sensor. This correlation has been understood that it will equip it only with the wrist joint range of motion sensor, in practical use machine (PLEMO-P4).

Key Words: Rehabilitation Robotics, ERBbrake, Mechatronics, Sensing Device, Virtual Reality, Functional Fluid

1. 結 言

日本における脳血管疾患の医療費は国民医療費の第4位であり、医療費全体の約10%を占めている⁽¹⁾。また、脳血管疾患の総患者数は第4位と推計されており、寝たきり原因の1位でもあることから⁽²⁾、脳血管疾患の後遺障害への対策の重要性が伺える。脳卒中により

生じる上肢機能の低下は、患者の日常生活を大幅に制限するため、機能障害の詳細な評価と十分なりハビリテーションが重要である。

リハビリテーションを行うセラピストは各患者の評価に基づいて最適なりハビリテーションプログラムを実施するが、その評価方法はセラピストの主観や経験に基づいていることも多く、客観的な技術として確立させるには困難な部分もある。しかし近年、リハビリテーション医学においても Evidence Based Medicine (EBM) が求められており⁽³⁾、客観的な事実に基づいたリハビリテーションの実施が望まれている。これら客観的な評価による適切な訓練の提供については、リハビリテーションロボットがこの要求に応えるものと考えている。

近年、上肢リハビリテーションシステムの報告は多いものの^{(4)~(12)}、脳卒中患者の共同運動(後述)など患

* 原稿受付 2009年9月18日。

^{*1} 正員, 大阪大学大学院工学研究科(☎565-0871 吹田市山田丘2-1), 社会医療法人協和会 加納総合病院(☎531-0041 大阪市北区天神橋7-5-15)。

^{*2} 正員, フェロー, 大阪大学大学院工学研究科。

^{*3} 正員, 大阪大学大学院工学研究科。

^{*4} 大阪大学大学院工学研究科。

^{*5} 社会医療法人協和会 加納総合病院。

^{*6} 滋賀医療技術専門学校(☎527-0145 東近江市北坂町967)。

^{*7} 佛教大学保健医療技術学部理学療法学科(☎603-8301 京都市北区紫野北花ノ坊町96)。

E-mail: ozawa-tm@ksj.biglobe.ne.jp

Fig. 1 Upper limbs rehabilitation system, PLEMO-P3

者の異常運動の症候を検出できるシステムの研究は少なく、実用的な方法は確立されていない。これまで著者らは、上肢リハビリテーション支援システムとして PLEMO-P シリーズ (PLEMO-P-Prototype, P1, P2, P3) (図 1 は PLEMO-P3) を開発してきた^{(13)~(17)}。PLEMO-P システムはその力発生源に ER 流体ブレーキのみを用いた完全パッシブな力覚提示デバイスであり、使用者にとって非常に安全な上肢リハビリテーションシステムである。被験者の前面に操作テーブルを配置し、テーブル平面内の 2 次元の上肢運動に対する各種の抵抗力を提示できる。また、その時の位置を計測可能である。

脳卒中片麻痺患者が麻痺側上肢を使用する際に、共同運動が優位であると上肢の異常な運動が出現する。この共同運動パターンに由来する上肢リハシステムにおける異常な運動として次の 3 つが考えられる。

1. 手関節の異常な掌屈
2. 作業平面への異常な押付力
3. グリップへの異常な把持力

これらの 3 つの症状は、脳卒中片麻痺に特有のものであり、これらの情報を取得することで患者の運動機能評価ができると考えられる。また、このような共同運動は、誤ったりハビリテーションを行うとかえって増強されることがある⁽¹⁸⁾。そこで脳卒中片麻痺の評価および訓練の両者において、共同運動の検出が重要となる。共同運動の検出にはモーションキャプチャを用いるなど、各種の方法が考えられる。しかし、臨床現場での使用については簡易な方法が望まれるため、我々は把持部に以下のセンサを取り付けた PLEMO-P3 を開発した。

1. 手関節回転角度センサ
2. 作業面押付力センサ
3. 把持力計測センサ

本研究では PLEMO-P3 の評価システムとしての臨床評価、および訓練システムとしての臨床評価を行

Fig. 2 Synergy movement of upper extremity⁽¹⁸⁾

う。

少子高齢化を迎えた我が国の医療情勢を考えると、実用化機においては、低コストで信頼性の高いシステムが望まれる。力計測センサは一般に高価で取扱に注意を要する。そこで本研究では、作業面押付力センサおよび把持力センサを省略しても共同運動の検出がほぼ可能であるが否かの検討についても臨床評価を通じて行う。

2. 共同運動と Reaching

脳卒中片麻痺をはじめとする中枢神経性の運動麻痺は随意運動の遂行能力低下を呈し、臨床的には運動パターンの異常および筋力低下として現れる。中枢神経性の運動麻痺では末梢神経障害の場合とは異なり、その回復中に正常では現れない、質的に異なった「異常」な現象が出現する。麻痺の回復と共にこの現象は次第に減少し、正常な状態に近づいていく⁽¹⁸⁾。この異常な現象は共同運動(図 2)といわれ、脳卒中の初期の回復段階で随意運動が僅かに可能になった時から出現するステレオタイプの運動パターンである⁽¹⁹⁾。

上肢の主たる機能は物体の操作である。そのためには、手を対象位置へと移動させなければならない。物体を操作する際、上肢の各関節は肩関節にて物体への方向を、肘関節にて距離の調整を行い、手関節と手指で直接操作することとなる。この一連の運動は Reaching と呼ばれ、上肢機能の基本となる運動である。脳卒中片麻痺患者は随意運動が回復してきたとしても、この異常な共同運動から逸脱したパターンでの運動が困難である限り Reaching が困難となり、上肢の実用性が低下する⁽²⁰⁾。

3. 上肢リハ支援システム PLEMO-P3

3.1 PLEMO-P3 の ER 流体ブレーキおよび機構
PLEMO-P3(図 1)は主に脳卒中片麻痺の上肢運動機能評価・訓練を目的に開発された上肢リハビリテーションシステムである。本システムはトルク発生源に

Fig. 3 ER Brake: Sectional view

Fig. 4 Characteristics of ER fluid brake

ER 流体ブレーキ⁽²¹⁾(図 3)のみを使用した, 平面 2 自由度の抵抗力を制御できるパッシブ型ハプティックデバイスであり⁽¹³⁾, アクチュエータを用いないために安全性に優れている. パッシブ型ハプティックデバイスを用いると, 小型で廉価なシステムが開発できる.

図 4 に PLEMO-P3 で使用している ER 流体ブレーキの特性試験の結果を示す. 特性曲線(図 5)は式(1)で与えられる.

$$T = 4.1 \times 10^{-7} E^2 + 5.9 \times 10^{-4} E + 0.11 \dots\dots (1)$$

ただし, E [kV/mm] は印加電場, T [Nm] はブレーキトルクである. ベルトプーリーシステムによりブレーキトルクは 4 倍され, アーム部に伝達される. アーム部は平行リンク機構を採用しており, 第 1 リンクの長さは 0.5 m, 第 2 リンクの長さは 0.5 m である. このシステムの力覚提示技術は, PLEMO-P-Prototype⁽¹³⁾ の技術を基礎としている.

3.2 センサグリップ 脳卒中片麻痺患者の共同運動を定量的に評価するためのセンサグリップを開発した. 図 5(A)は PLEMO-P1 のハンドルであり, センサのない自由回転のジンバル機構となっている. 図 5(B)は新規に開発したハンドル機構の概念図である. 以下に新規ハンドル機構の特徴を挙げる.

(1) グリップ部はひずみゲージを取り付けた 4 つの支柱から成り立っている. 図 5(C)はハンドルの詳細図, 図 5(D)は新規ハンドルの内部構造の概要図を

Table 1 Specifications of handle

Height	150 mm
Radius	30 mm
Yaw Rotation	- 90 to + 90 degree
Grasping-Force Range	0 to 20 N

Fig. 5 Sensor grip device: (A) Former handle (passive gimbal), (B) Current handle (sensor grip), (C) A part of grip force sensor, (D) Inner mechanism of the grip device. The detailed account is shown in the sentence of 3.2

示す. 患者の把持力はこれら支柱のひずみから計測される(把持力センサ).

(2) グリップ部にはポテンションメータ(角度センサ)を内蔵(図 5(D)参照)しており, グリップ部の回転により, 手関節の掌屈/背屈角度を計測する(手関節角度センサ).

(3) ハンドルと作業平面(X - Y 平面)が接する箇所に 1 軸の力センサを取り付け(図 5(B)参照), 作業平面に垂直な方向(Z 軸方向)への押付力を計測する(作業面押付力センサ).

グリップ部のサイズは 150 mm(H)×30 mm(R)とした. また, ハンドルの仕様を表 1 に示す.

4. 評価方法およびソフトウェア

我々は Reaching-Pulling 動作を用いて共同運動を検出するための評価プログラムを開発した⁽²²⁾(図 6(A)). 本評価プログラムでは患者は上肢を動かして表示されているターゲット球に到達し(Reaching), 再びスタート位置にもどること(Pulling)が求められる. 患者の手の位置は画面上に白い点として表示される(図 6(B)). スタート位置と追従するターゲット球間には白い直線軌道(図 6(C))が表示され, 患者は白い点が

この軌道に沿うように上肢を動かし、課題を実施する。

Reaching-Pulling 試験の結果は、力(X, Y 方向) [N] と押付力 [N], 運動の正確性, グリップへの把握力 [N], 手関節の関節可動域 [deg] として計算される。

脳卒中片麻痺患者は肩関節内転運動(Adduction)と肩関節外転運動(Abduction)で運動特性が異なるため、運動区分(図7参照)を内転と外転および全体(内転および外転)の3種類に分けることにする。さらに、それぞれは Reaching と Pulling および合計(reaching と pulling)に分けられる。ただし、図7の Adduction, Abduction は右麻痺の場合であり、左麻痺の場合は動作分類が逆になる。これらのグループ分けされたデータとリハビリテーション医学で用いられている評価との相関関係を検討した。

リハビリテーション医学にて用いられている脳卒中評価法については、以下の評価法の上肢機能を対象とした項目を用いた。

Fig. 6 Reaching-pulling software

Fig. 7 Positions of targets

- ①Brunnstrom Recovery Stage⁽²³⁾(BRS): 上肢/手指
- ②Fugl-Meyer 評価法⁽²⁴⁾(FMA): 肩肘前腕/手関節/手/協調速度/感覚/PROM/関節痛/総合得点
- ③簡易上肢機能検査⁽²⁵⁾(STEF)

左右差の影響をなくすため、左上肢で行った課題については右上肢で行ったものと同等になるよう、左右を反転させてデータ処理を行なった。統計学的検討には Spearman の順位相関係数を用い、有意水準は5%以下をもって有意とした。

対象は脳卒中片麻痺患者14名、そのうちわけはBRS IIIが2名、IVが3名、Vが9名であった。それぞれの被験者には研究内容を説明し、研究への参加に同意を得た。

5. PLEMO-P3 による評価と リハ医学評価との相関

5・1 運動の正確性 運動の正確性は、以下の式(2)で定義する。出発点と目標点をつなぐ直線(理想軌道)からのずれ $e(s)$ の絶対値を理想軌道に沿って積分することによって求める。

$$\int_{\text{Start Point}}^{\text{End Point}} |e(s)| ds \dots\dots\dots (2)$$

運動の正確性の結果を表2に示す。表中の網掛けの部分に有意な相関 ($p < 0.05$) を表している。

表2より、運動の正確性では外転方向への Reaching と FMA の合計および感覚に有意な負の相関が認められた。この項目は麻痺側の感覚障害の評価項目であり、この結果は上肢全体の機能ならびに感覚障害の回復に応じて運動の正確性が向上することを示しており、その傾向は外転方向への Reaching でより顕著である。

5・2 押付力、把持力および手関節可動域 テーブルに対する押付力の平均との相関を表3に示す。表3より、押付力の平均と STEF との間に有意な負の相関が認められた。STEF は手指機能の巧緻性と課題遂行時間を中心とした上肢機能を評価していることか

Table 2 Correlation in error

	FMA (sense)	FMA (all)
abduction	-0.48	-0.21
abduction reaching	-0.76	-0.59
abduction pulling	0.01	0.31

※Gray segment: $p < 0.05$, White segment: NS

Table 3 Correlation in average of reaction force

	BRS (upper)	BRS (finger)	STEF	FMA (wrist)
All test	-0.65	-0.7	-0.9	-0.55
adduction	-0.69	-0.74	-0.9	-0.55
	-0.65	-0.7	-0.9	-0.61
adduction reaching	-0.69	-0.74	-0.9	-0.55
adduction pulling	-0.65	-0.7	-0.9	-0.51
abduction reaching	-0.65	-0.7	-0.91	-0.61
abduction pulling	-0.65	-0.66	-0.9	-0.64

※Gray segment: $p < 0.05$, White segment: NS

Table 4 Correlation in wrist joint angle

	BRS (upper)	BRS (finger)	STEF
abduction	0.59	0.58	0.64
abduction reaching	0.61	0.68	0.69
abduction pulling	0.63	0.55	0.6

※Gray segment: $p < 0.05$, White segment: NS

ら、この相関関係は上肢機能(筋力と協調性)の改善に伴い、押付力が軽減することを示している。BRS(上肢、手指)も同様である。FMA についても部分的に統計的有意な相関を示している。

把持力については、何らの相関関係も認められなかったため、その結果は省略する。

手関節可動域との相関を表4に示す。表4より、手関節の可動域において、BRSの上肢・手指、STEFに正の相関が認められた。BRSの手指および上肢が改善されると、手関節の分離運動が可能になり、手関節の背屈運動が改善すると考えられる。STEFについてもBRS同様、手関節の機能が反映されたものと考えられる。

5.3 手関節可動域と押付力の関係 手関節の可動域と押付力の相関関係を表5に示す。表5より、手関節の可動域と押付力の平均値に負の相関が認められた。これは手関節の可動域が増加すると押付力が減少するということを意味する。この結果は、両項目が共同運動を同様に検出できることを示している。すなわち、作業平面押付力センサを省略し手関節可動域センサのみで共同運動を検出することが可能であることがわかる。

力センサはコストがかかり、壊れやすく、特に患者が使用する場合保守管理に注意を要する。把持力につ

Table 5 Correlation in wrist angle and reaction force

Correlation between wrist angle and average reaction force	
All test	-0.45
abduction	-0.65
abduction reaching	-0.67
abduction pulling	-0.52

※Gray segment: $p < 0.05$, White segment: NS

いては何らの相関も認められなかったため、実用化機では把持力センサは省略する。さらに、上述の議論から分かるように、作業面の押付力は手関節可動域と相関を持つので、実用化機においては作業面押付力センサも省いて手関節角度センサのみを使用することにする。

5.4 PLEMO の評価機としての考察 一般的に脳卒中患者は Reaching 動作中に屈筋優位の共同運動によって上肢を運動させる傾向があるため、ターゲット球の位置が作業平面上で外転方向になれば課題遂行が困難となる。これは上肢を麻痺肢側へ運動させる場合には、肩の屈曲・外転、肘の伸展、手関節の背屈を同時に行わなければならない、共同運動から分離した高度な上肢の協調性が要求される^{(18)~(20)(27)(28)}ためと考えられる。BRSやFMA等は臨床で一般的に用いられている脳卒中患者の評価法であり、共同運動等の段階付けは従来、セラピストの主観に頼る所が多かったが、PLEMO-P3にてそれらが客観的に評価できるといえる。また、脳卒中患者の運動機能を評価するためには、手関節背屈可動域の運動機能の回復程度が有効な指標と考えられる。

6. PLEMO-P3 による訓練法の提案

6.1 訓練法の提案 PLEMO-P3の脳卒中片麻痺患者の評価では、脳卒中患者の症候を客観的に捉えることができた。次の段階として、この評価を元に有効な訓練プログラムを確立することが必要である。本節では脳卒中片麻痺患者の運動機能障害の特徴を中心においた訓練プログラムを提案する。

運動の協調性とは運動が目的にふさわしく無駄なく円滑に行われることであり、空間的、時間的な運動の調和である。協調性は方向調整の Spacing, 時間調整の Timing, 力調整の Grading の3要素が基本⁽²⁷⁾であり、これらの要素に対応した訓練プログラムを提案する。

6.2 ソフトウェア

Spacing: 脳卒中患者の共同運動では上肢の関節ご

との選択的な運動が困難である⁽¹⁸⁾。そこで空間における選択的な運動能力を向上させるために、Reaching を様々な方向へ行わせる訓練が適切と考えた。この Spacing の要素については運動機能評価にて用いた Reaching-Pulling ソフトを使用する。麻痺した上肢は屈筋が優位であり、伸展運動が拙劣となるため、最大到達距離については日本人の上腕長の平均⁽²⁹⁾の約2分の1である 300 mm に設定した上で、多方向への運動を行えるようなターゲットの配置を行った。

Timing：脳卒中中の運動麻痺では、筋出力が安定しない⁽²⁶⁾。特に、中程度の範囲における筋出力の微調整ができないことが多い。これは運動と時間の協調である Timing と運動と筋出力の協調である Grading に分けられる。Timing に関する訓練については、図8に示すごとく、操作者は画面上に表示されている円形軌道上を一定速度で移動するターゲットボールに、手先位置に対応するボールをハンドル操作によって追従させるものとした。このソフトには Timing の要素が含まれる。

脳卒中患者は緊張や努力によって筋緊張の異常な亢進現象が出現するため、訓練の内容は容易に実施できるレベルに設定する必要がある。そのため本プログラムにおける円の直径は上肢、特に肘関節の伸展が -45° でも可能な範囲で連続運動が可能となるように、

Fig. 8 Tracking software⁽¹¹⁾

Fig. 9 Virtual sanding software⁽¹⁵⁾⁽¹⁶⁾

150 mm とした。また、ターゲットボールの速度は円1周を 75 sec とした。これは STEF⁽²⁵⁾ の大玉の移動課題に設定されている限度時間(分速約 72 cm)の約2分の1に設定したものである。

Grading：Grading の要素についてはバーチャルサンディングソフトを使用する(図9)。これは既報⁽¹⁵⁾⁽¹⁶⁾で概念のみ提案したソフトを完成させたものである。本ソフトで求められるのは、画面上に表示されている直方体を奥に押し込む動作である。直方体を押す時、ER ブレーキへの電場を制御することによって手先効果器に仮想的な摩擦抵抗を提示する。患者は摩擦のあるサンディングボードの上を、箱を押して前に移動させているような力感覚を得ることができる。箱の前面の範囲内で押し込み動作を行わなければ、箱を押すことが出来ず力覚も返ってこない。

提示する摩擦力はハンドル部の前進とともに直線的に大きくなるようにし、箱の幅は 70 mm、押し込み距離は 170 mm の設定とした。

7. リハ訓練システムとしての臨床評価

7・1 臨床評価方法 本節では訓練効果を検証するための方法について述べる。対象は本研究の趣旨を理解し、実験の参加に承諾が得られた脳卒中患者7名、平均年齢 66.3 ± 5.4 歳、実験開始時の上肢 BRS は Stage VI が3名、Stage V と IV が2名、Stage III が1名、出血性病変が5名、梗塞性病変が2名であった。臨床評価方法はクロスオーバースタディ方式(表6)とし、2週間の通常のリハビリテーションに PLEMO 訓練追加期間を設けた期間(以下、「プラス PLEMO 訓練期間」と通常のリハビリテーションのみで2週間の PLEMO 訓練追加期間を設けない期間(以下、「Rh 訓練のみ期間」))を設定し、各被検者はランダムに両期間の訓練を実施した。訓練効果の判定のための患者評価は各々の期間の前後に行い、PLEMO の訓練頻度は1週間に3回とした。3つの訓練(Spacing, Timing, Grading)をそれぞれ10分間、連続して合計30分間の訓練を行った。

7・2 臨床評価におけるデータ例 PLEMO による訓練効果をより明確にするために、健常者と脳卒中

Table 6 Clinical assessment for crossover study

Method A	Rehabilitation	Rehabilitation
	addition PLEMO	without PLEMO
Method B	Rehabilitation	Rehabilitation
	without PLEMO	addition PLEMO
Period	two weeks	two weeks

Fig. 10 Results of Sanding (Left: normal, Right: BRS IV)

Fig. 11 Results of tracking (Left: normal, Right: BRS IV)

患者の結果を例示する。

サンディングの結果、健常者は箱を押す際に操作力を安定させて箱を移動させている(図10の左)が、片麻痺患者(BRS IV)は滑らかに箱を動かすことができていない(図10の右)。

軌跡追従の場合、健常者は基準の円軌道に対して滑らかに追従できている(図11の左)のに対し、片麻痺患者は小刻みに追従しており(図11の右)、上肢動作の拙劣さが確認される。すなわち、これらのソフトウェアによって片麻痺患者の評価・訓練が可能であることが確認できる。

7.3 評価項目ならびに比較方法 評価項目については、国際的に用いられているFMAとした。評価結果としては「プラス PLEMO 訓練期間」、「Rh 訓練のみ期間」のそれぞれにおける改善度として得た。それぞれの期間終了時の評価結果から期間開始時の結果を減算して得た値をそれぞれの期間の改善度とした。算出された改善度は「プラス PLEMO 訓練期間」と「Rh 訓練のみ期間」で比較検討した。統計学的処理はそれぞれの期間の改善度を t-test を用いて検定し、有意水準は5%以下をもって有意とした。

7.4 臨床評価の結果 リハビリテーション評価において、FMAの上肢(肩/肘/前腕)の運動機能、手関節・手指の運動機能、協調性とスピード(coordination)、感覚、そしてFMAの合計点数の改善度において、「プラス PLEMO 訓練期間」が「Rh 訓練のみ期間」に比べて平均値が全て改善されている(表7)。特

Table 7 Result of FMA

	PLEMO	Rh	Significant difference
upper limb	1.75 ± 1.98	-0.13 ± 1.46	$P < 0.05$
wrist	1.25 ± 1.16	-0.25 ± 0.35	$P < 0.01$
finger	0.88 ± 1.46	0.13 ± 0.35	N.S
coordination	0.25 ± 0.71	0 ± 0	N.S
sensory	1.5 ± 1.77	0 ± 0	N.S
total	6.63 ± 5.4	0.63 ± 3.16	$P < 0.01$

に、上肢(肩/肘/前腕)の運動機能、手関節の運動機能、FMAの合計点数の改善度において、統計学的に有意な改善を示している。

8. 結 言

本研究では以下のことを行なった。

(1) 共同運動の症候を検出するための新しいセンサグリップと Reaching/Pulling 課題に対応した評価プログラム、ならびに訓練用ソフトウェアを開発し、臨床評価を行なった。

(2) PLEMO-P3における評価とリハビリテーション医学の評価の結果は有意な相関関係を示した。したがって、PLEMO-P3における運動機能の測定は有効といえる。

(3) 脳卒中片麻痺患者の訓練要素としては、Spacing, Grading, Timingの向上を目的としたリハビリテーションプログラムが効果的である。これらの要素を改善するためのリハ訓練ソフトを開発した。

(4) リハ訓練による改善度はFMAにより評価した。そして、従来訓練にPLEMO-P3によるリハ訓練を追加することで、リハ効果に大きな改善効果が見られた。

(5) 作業平面押付力と手関節可動域の相関を確認し、手関節可動域センサのみで共同運動を検出することが可能であることを示した。ハンドルの把持力については、共同運動と相関がないことがわかった。実用化機(PLEMO-P4)においては、手関節可動域センサのみを装備することにする。

文 献

- (1) General condition of national medical expenditure in 2005, Home Page of Ministry of Health, Labor and Welfare, Japan, <http://www.mhlw.go.jp/toukei/saikin/hw/k-iryohi/05/index.html>
- (2) General condition of patients survey in 2005, Home Page of Ministry of Health, Labor and Welfare, Japan, <http://www.mhlw.go.jp/toukei/saikin/hw/kanja/05/index.html>
- (3) Miyai, I., Yagura, H., Oda, I., Konishi, I., Eda, H.,

- Suzuki, T. and Kubota, K., Premotor Cortex Is Involved in Restoration of Gait in Stroke, *Annals of Neurology*, Vol. 52, No. 2 (2002), pp. 188-194.
- (4) Krebs, H. I., Volpe, B. T., et al., Increasing productivity and quality of care : Robot-aided neuron rehabilitation, *Journal of Rehabilitation Research and Development*, Vol. 37, No. 6 (2000), pp. 639-652.
 - (5) Loureiro, R. C. V. and Harwin, W. S., Reach & Grasp Therapy : Design and Control of a 9-DOF Robotic Neuro-rehabilitation System, *Proceedings of the IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics*, (2007-6), pp. 757-763.
 - (6) Takahashi, Y., Terada, T., Inoue, K., Ito, Y., Lee, H. and Komeda, T., Upper-limbs rehabilitation Exercises using haptic device system, *International Journal of Human-friendly Welfare Robotics Systems*, (2003), pp. 18-22.
 - (7) Zhang, L. Q., Park, H. S. and Ren, Y., Developing An Intelligent Robotic Arm for Stroke Rehabilitation, *Proceedings of the IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics*, (2007-6), pp. 984-994.
 - (8) Perry, J. C., Rosen, J. and Burns, S., Upper-Limb Powered Exoskeleton Design, *IEEE Transactions on Mechatronics*, Vol. 12 (2007), pp. 408-417.
 - (9) Wolbrecht, E. T., Leavitt, J., Reinkensmeyer, D. J. and Bobrow, J. E., Control of a pneumatic orthosis for upper extremity stroke rehabilitation, *Proceedings of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Conference*, (2006-8), pp. 2687-2693.
 - (10) Nef, T., Mihelj, M., Kiefer, G., Perndl, C., Muller, R. and Reiner, R., ARMin-Exoskeleton for arm therapy in stroke patients, *Proceedings of the IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics*, (2007-6), pp. 68-74.
 - (11) Furusho, J., Koyanagi, K., Kataoka, J., Ryu, U., Inoue, A. and Takenaka, S., Development of 3-D rehabilitation system for upper limb—1st report : Development of mechanism including ER Actuators and whole system—(in Japanese), *Journal of Robotics Society of Japan*, Vol. 23, No. 5 (2005), pp. 629-636.
 - (12) Jin, Y., Kikuchi, T., Fukushima, K., Akai, H. and Furusho, J., Quasi-3 DOF Active-Passive Hybrid Rehabilitation System for Upper Limbs “Hybrid-PEMO” (in Japanese), *Transactions of the Japan Society of Mechanical Engineers, Series C*, Vol. 74, No. 745 (2008), pp. 2099-2106.
 - (13) Furusho, J., Sakaguchi, M., Takesue, N. and Koyanagi, K., Development of ER Brake and its Application to Passive Force Display, *Journal of Intelligent Material Systems and Structures*, Vol. 13, No. 7/8 (2002), pp. 425-429.
 - (14) Kikuchi, T., Furusho, J., Ying, J., Xinghao, H., Fukushima, K. and Inoue, A., Development of the Quasi-3-DOF Rehabilitation System for UpperLimbs, “PEMO” (in Japanese), *Japanese Journal for Medical Virtual Reality*, Vol. 5, No. 1 (2007), pp. 24-31.
 - (15) Kikuchi, T., Oda, K., Xinghao, H., Fukushima, K., Furusho, J. and Inoue, A., Study of Quasi-3 DOF Rehabilitation System for Upper Limbs “PEMO”, and its Software (in Japanese), *Transactions of the Virtual Reality Society of Japan*, Vol. 13, No. 1 (2008), pp. 79-87.
 - (16) Furusho, J. and Kikuchi, T. (review), Applications of robot technology to rehabilitation system for upper/lower limbs, *Sogo Rihabiriteshon*, Vol. 35, No. 5 (2007), pp. 439-445.
 - (17) Furusho, J. and Haraguchi, M. (review), Training aided by Rehabilitation robot for upper limbs using robotics, VR and physical therapy technology, and its evaluation including brain activity (in Japanese), *Society of Biomechanisms Japan*, Vol. 33, No. 2 (2009), pp. 109-116.
 - (18) Ueda, S., Stroke Rehabilitation Illustrated (in Japanese), *University of Tokyo Press*, (1981), pp. 6-11.
 - (19) Kosaka, K., Functional Evaluation from the Clinical Neurological Standpoint (in Japanese), *Rigakuryoho Kagaku*, Vol. 12, No. 3 (1997), pp. 129-134.
 - (20) Fuziwara, S., Upper extremity function in patients with stroke (in Japanese), *Sogo Rihabiriteshon*, Vol. 35, No. 11 (2007), pp. 1303-1308.
 - (21) Furusho, J. (review), Mechatronics System Using ER Fluid (in Japanese), *Journal of the Japan Hydraulics & Pneumatics Society*, Vol. 32, No. 6 (2001), pp. 390-395.
 - (22) Ozawa, T., Kikuchi, T., Fukushima, K., Fukuda, T., Tanida, S., Fujikawa, T., Kano, S., Akai, H. and Furusho, J., Initial Clinical Tests for Assessment Models of Synergy Movements of Stroke Patients Using PLEMO System with Sensor Grip Device, *Proceedings of The 2009 IEEE 11th International Conference on Rehabilitation Robotics*, (2009-6), (ICORR 2009, USB-Memory), pp. 873-878.
 - (23) Brunnstrom, S., Movement therapy in hemiplegia ; A neurophysiological approach, *Harper & Row*, (1970), New York.
 - (24) Fugl-Meyer, A., Jaasko, L. and Leyman, I., et al., The post-stroke hemiplegic patient : A method of evaluation of physical performance, *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, Vol. 7 (1975), pp. 13-31.
 - (25) Terada, C., Simple Test for Evaluating Hand Function (STEF) (in Japanese), *Japanese Journal of Occupation Therapy*, Vol. 38, No. 7 (2004), pp. 681-686.
 - (26) Kawahira, K., Ogata, A., Tougou, S., Yumiba, H., Shirahama, Y. and Tanaka, N., Functional Recovery of a Hemiplegic Leg by Intensive Exercise Therapy Focus on Freedom from Synergy (in Japanese), *The Japanese Journal of Rehabilitation Medicine*, Vol. 34, No. 9 (1997), pp. 598-604.
 - (27) Mochiduki, H., Impairments and their assessment in Stroke Patients (in Japanese), *Rigakuryoho Kagaku*, Vol. 22, No. 1 (2007), pp. 33-38.
 - (28) Fukui, T., Inoue, K. and Tanehisa, K., Development of an Apparatus for Hand Dexterity Evaluation, —Study of a Clinical Adaptation— (in Japanese), *Kawasaki Medical Welfare Journal*, Vol. 17, No. 2 (2008), pp. 389-394.
 - (29) Kawauchi, M. and Mochimaru, M., 2006 : AIST/HQL Measure of human body and shape data base 2003, *National Institute of Advanced Industrial Science and Technology*, (2006), H 18 PRO-503.