

一般研究課題 高齢者生活支援のための上腕運動機能リハビリテーション支援システムの開発に関する研究
助成研究者 名古屋工業大学 森田 良文



高齢者生活支援のための 上腕運動機能リハビリテーション支援システムの開発に 関する研究 森田 良文 (名古屋工業大学)

1. はじめに

近年、我が国において、2014年には4人に1人が65歳以上という高齢化が急速に進んでおり、様々な高齢者対策が講じられている。特に、老化や疾患などによる身体機能の低下した高齢者への対策は、社会的に大きな課題となりつつある。このような高齢者のための日常生活支援の方法として、高齢者の生活特性に配慮した生活環境の整備や改善といったアプローチと、高齢者が生活環境に対応すべくリハビリテーションといったアプローチが考えられる。しかしながら、後者のアプローチでは、若年人口の低下により、介護士やリハビリ療法士の人手不足、高齢者増加に伴う負担の増加が問題となっている。そこで、ロボット技術や計測技術によるリハビリテーションの支援が不可欠となってきた。

最近では、種々のリハビリテーション支援システム（以後リハビリ支援システムと呼ぶ。）が提案されている¹⁾。特に、歩行訓練を目的とした下肢のためのリハビリ支援システムの開発が盛んに行われ²⁾⁻⁶⁾、現場での利用も行われつつある。しかしながら、上肢に対するリハビリ訓練を支援する装置の開発は少なく、研究レベルから抜け出していないのが現状である⁷⁾⁻¹²⁾。今後、高齢者の増加と共に、上肢に障害をもつ高齢者も増加することから、上肢のためのリハビリ支援システムの開発が望まれている。

このような背景から、著者らは、ロボット技術や計測技術を応用し、療法士の負担の軽減や治療効果の向上を目的とした上肢運動機能リハビリテーション訓練のための支援システムの開発を行っている。ここでは、訓練介助支援や、機能回復度の定量的な評価とそれに基づく訓練プログラムの作成支援の実現を目指している。そこで、本研究の目的は、第一に、リハビリ療法士の徒手による訓練介助の代わりとなるモーションアシストのための制御法を提案し、その有効性を実験的に検証すること、第二に、リハビリ訓練実施中の生体状態を常に把握するための生体情報測定システムを構築し、健常大学生を対象として、訓練中の生体情報の収集および身体運動の分析を行うことにあ

る。本研究により、従来、療法士が行っていた訓練介助、訓練メニューの作成を支援することが可能となり、この点から負担の軽減化が図られる。さらに、治療効果を直ちに訓練介助にフィードバックできることから、治療効果の高い訓練が期待できる。

本稿では、まず、提案するシステムの概要を示し、製作した試作機の性能を紹介する。次に、訓練介助のためのモーションアシスト制御法について説明する。最後に、試作機にモーションアシストを適用した基礎実験を行ったので、その結果を報告する。

2. システムの提案

2.1. 概要

本システムは、療法士の負担軽減を目的としたリハビリ支援として、特に、作業療法の中でも、日常生活活動（ADL）のための上肢リーチング訓練を支援するものである。本システムは、脳血管障害などにより上肢に運動機能障害の見られる高齢者や障害者の使用を想定している。一般的に、上肢の運動機能リハビリテーションにおいて、ADL訓練は肩、肘、手首などの個々の部位の機能回復訓練が終了した後に実施される。よって、本システムは、上肢の各部位の機能回復訓練がある程度まで達成され、社会復帰を目指したADL訓練を実施する段階において使用される。

システム構成の概略を図1に示す。このシステムは、大きく分けてリハビリテーブル、ディスプレイ、生体計測システムと、それらのコントロールユニットからなる。リハビリテーブル上にはグリップが取り付けられている。被験者は、座位の体勢でトレーニンググリップを握り、ディスプレイに表示された指示に従いながらグリップを動かすことで訓練を行う。このディスプレイにはADL訓練のさまざまな動作が仮想現実的に表示され、より実際の訓練を行うことが可能である。

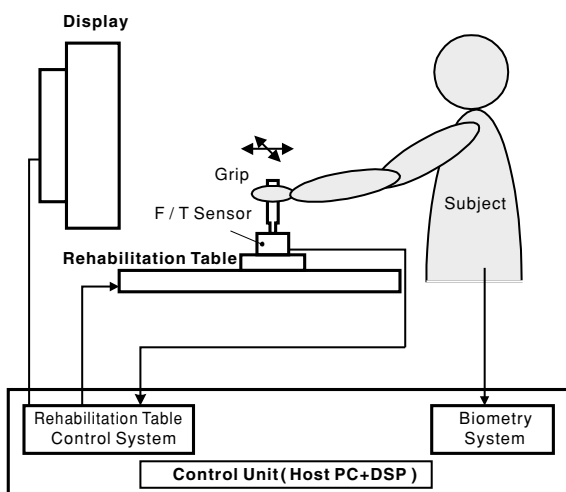


図1 リハビリ支援システムの構成

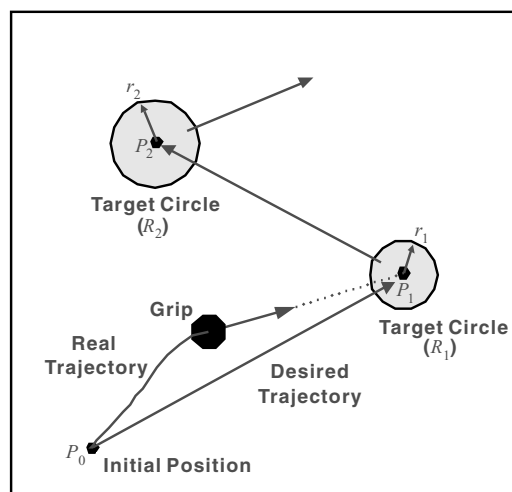


図2 訓練画面の一例

2.2. 訓練内容

本システムによる訓練の一例を、図2の訓練画面を用いて説明する。図2は、ディスプレイに映し出された訓練画面のイメージ図で、グリップの位置を示すマーカと目標円が表示される。被験者は、グリップを目標円に向かって動かす。目標円内にグリップが入ったとき、目標円に到達したと判断され、新しい目標円が表示される。そして、新しい目標円に向かって動かす。このよ

うな操作を繰り返すことでリーチング訓練が行われる。ここで、第 n 番目の目標円を R_n 、その中心位置と半径を P_n, r_n とする。 P_n の位置と r_n の大きさは、訓練の難易度に関係するもので、被験者の身体状態に合わせて決定される。図2では、グリップの初期位置 P_0 から目標円 R_1 に向かう場合の様子を示している。また、将来的には、食卓に置かれた醤油やコップを取るなどの様々なシチュエーションをディスプレイに仮想現実的に表示することで、より実際のADLのためのリーチングトレーニングが行えると考えられる。

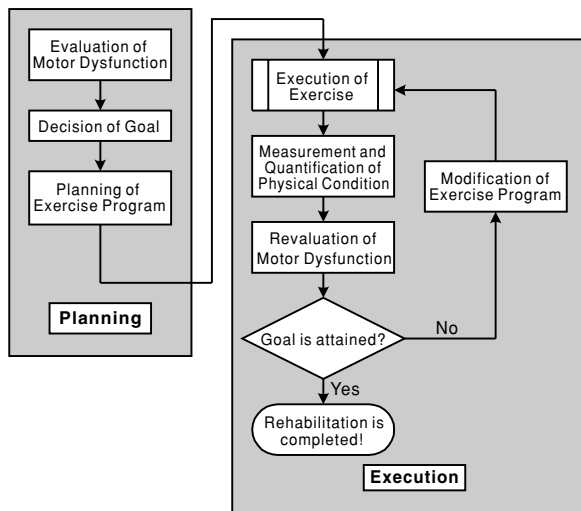


図3 リハビリテーションの一般的な流れ

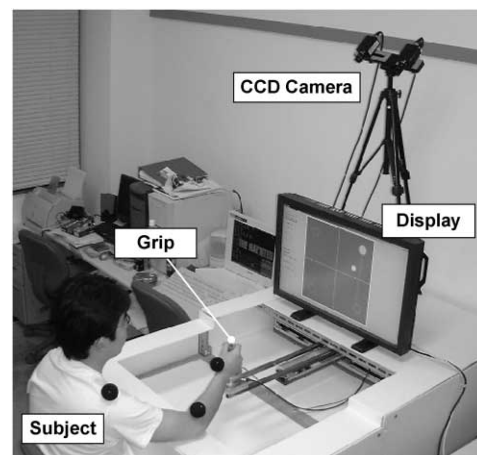


図4 リハビリ支援システムの試作機

2.3. 特徴

リハビリの一般的な流れを図3に示す。この流れを支援するために、提案システムにおいて以下の機能の実現を考える。

(1) 訓練実施時におけるアシスト機能

リハビリテーブル上のグリップは、被験者の加える力に応じて自由に動くようにモータ駆動されていることから、このモータを用いて療法士の代わりとなる訓練介助が可能である。従来、訓練介助におけるアシストの度合は療法士の経験に基づいて判断されている。提案システムでは、被験者の運動機能を定量的に評価し、個人差や機能回復度に合わせてアシストを適宜に変化させることで対応する。

(2) 訓練計画の作成およびプログラム修正支援機能

提案システムを用いて、訓練中の生体情報データを収集し、解析することで、被験者の状態や運動機能の変化などの身体状態計測や定量的評価が可能である。これは、図3の計画時の身体状態の診断・評価、実施時の身体状態の計測に対応する。さらに、これらの結果に基づいて、一人一人に適合した訓練プログラム作成の支援、将来的には自動作成が行われる。この機能により、療法士による身体状態の診断・評価、訓練プログラムの作成といった負担に対して軽減化が図られる。また、従来、療法士によって行われていたプログラム修正に比べて、より短いサイクルでプログラム修正が可能となり、被験者のやる気を喚起し、より効果的な訓練が実現できると考える。

2.4. 試作機の仕様

提案するリハビリ支援システムの試作機の外観とシステム構成を図4と図5に示す。リハビリテーブルとしてボールねじ駆動の2次元位置決めテーブルを用い、モータとしてDCサーボモータ、ドライバとして速度指令型サーボアンプを用いる。モータ内蔵のエンコーダの位置分解能は5[μm]、ボールねじの最大移動速度は55 [mm/sec]である。また、スライドテーブルとグリップの間に力センサが取り付けられている。この力センサとして、ピーエルオートテック製の6軸フォース/トルクセンサ5/50を用い、グリップに加わる6軸方向の力とトルクを計測する。このセンサのX-Y方向の定格荷重は5[Kg]、分解能は5[gf]である。グリップの可動範囲は40[cm] × 40[cm]である。リハビリテーブルの制御のために、コントローラとしてDSPボード (dSPACE DS1102) を用いる。このサンプリング時間は1.0[msec]である。ディスプレイとして、大型ディスプレイ (MITSUBISHI, MDT301S) を用いる。

生体情報の計測のために、表面筋電位測定装置と関節位置測定用の画像処理システムが備わっている。表面筋電位の測定には、日本光電工業社製2チャンネル高感度増幅器(MEG-2100)を2台使用し、4chの計測が可能である。画像処理システムのカメラとして、JAI社製CV-M10BXを使用する。空間解像度は500ピクセル×486ライン、伝送速度は30[fps(フレーム/秒)]である。また、アナログ画像入力ボードには、Leutron Vision社製PicPort Stereo H4-Dを、画像処理プログラムの作成には、MVTec社製HALCONを用いる。これらの生体データの計測、保存のために、DSPボード (dSPACE DS1102) を用いる。

訓練画面の表示はホストPC側で処理され、大型ディスプレイに表示される。このアルゴリズムの開発にはMicrosoft Visual C++を用いる。また、リハビリテーブルの運動制御はDSP側で処理され、アルゴリズムの開発にはホストPC上のCybernet Systems社製MATLAB, SIMULINKを用いる。この制御アルゴリズムはSIMULINKでコード生成され、DSPボードに実装される。

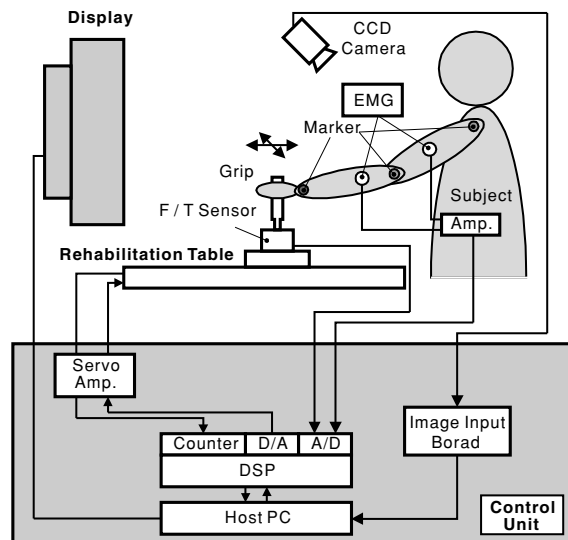


図5 システム構成

3. モーションアシストのための制御法

2.2節で述べた訓練に対するアシスト機能の実現方法について述べる。ここでは、グリップに対するインピーダンス制御を考える。本システムで行う訓練において、目標円に向かう方向には、グリップが自由に動かせるように、ただし、訓練内容によっては負荷運動が行えるように、一方、目標円に向かう方向から外れた場合には、グリップを目標軌道に戻すようなモーションアシストを考える。

モーションアシストに対して、図6(a)に示す座標系を考える。グリップの初期位置 P_0 を原点とする座標系を $\Sigma_0(O-X_0Y_0)$ とする。 Σ_0 におけるグリップの位置を $r_G(x_G, y_G)$ とする。いま、目標円 R_{n-1} から R_n に向かい、グリップが R_n に到達した点を原点 O_n とし、直線 O_nP_{n+1} を X_n 軸、それに垂直な方向を Y_n

軸とする座標系 $\Sigma_n(O_n-X_nY_n)$ を考える． Σ_n におけるグリップの位置を $({}^n x_G, {}^n y_G)$ とする．ただし， θ_n は， Σ_0 から Σ_n への座標回転角度である． f_x, f_y は，グリップに加えられる X, Y 方向の力で，グリップに取り付けられた F/T センサから測定される．また，グリップに加えられる力 f の X_n 軸， Y_n 軸成分をそれぞれ ${}^n f_x, {}^n f_y$ とする．さて，グリップのインピーダンスモーションを実現するために，位置制御ベースなインピーダンス制御を適用する．このようなモーションを実現するグリップの目標位置 r_{ref} は，

$$r_{ref} = OO_n + R^T(\theta_n)(Ms^2 + Ds + K)^{-1}(R(\theta_n)f + {}^n f_w)$$

で表される． $R(\theta_n)$ は Σ_0 から Σ_n への回転行列， $M (=MI)$ は仮想質量行列， M は仮想的なグリップの質量， I は 2 次元の単位行列， $D = \text{diag.}[D_x, D_y]$ は仮想粘性行列， $K = \text{diag.}[0, K_y]$ は仮想剛性行列である． ${}^n f_w$ は後述する仮想壁からの反作用力である．ここで， X_n 方向に仮想粘性 D_x を与えることで，被験者がグリップに加えた X_n 方向の力 ${}^n f_x$ に応じて，被験者に抵抗力を感じさせることができる．一方， Y_n 方向に仮想剛性 K_y を与えることで，グリップ位置が X_n 軸から外れると法線方向に沿って X_n 軸までグリップを戻すことが可能となり，また，仮想粘性 D_y を与えることで， X_n 軸上から外れると粘性摩擦を感じさせ， X_n 軸に誘導することが可能となる．このようなインピーダンス制御により，被験者は，グリップの仮想的な重さとグリップの置かれた平面との粘性摩擦を感じながら，グリップを自由に動かすことができる．

一方，訓練の安全性，効率性の観点から，各訓練プログラムに対してグリップの可動範囲を制限する必要がある．しかしながら，制限としてグリップの急激な減速は，上肢に悪影響を及ぼす．こ

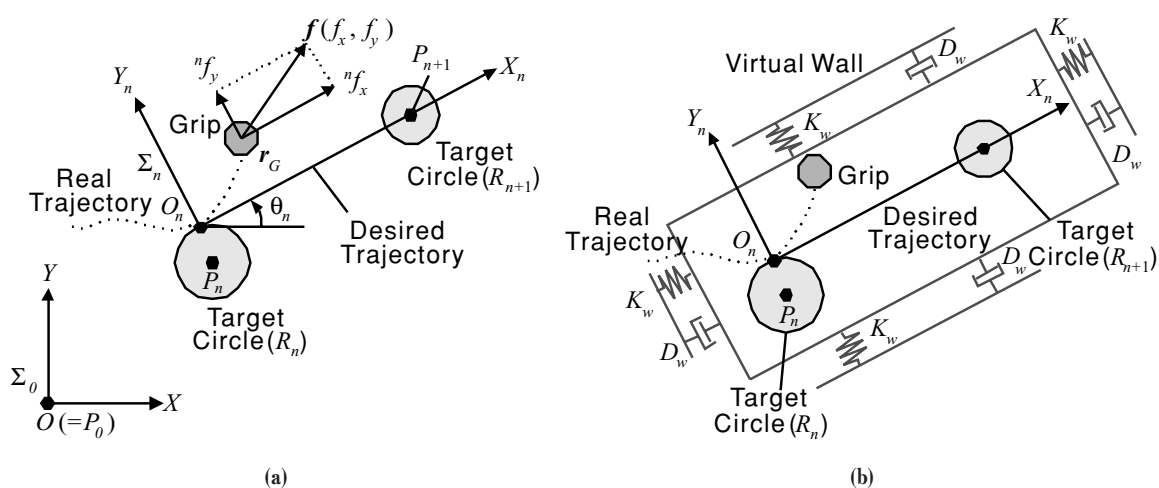


図6 モーションアシストのための座標系

のため，稼動するグリップに対してソフトな可動制限を実現するために，図6(b)に示す仮想的なバネ・ダンパモデルを持つ仮想壁を設ける．いま，以下の4つの直線および領域で仮想壁を考える．

$$X_n \geq {}^n c_1, \quad X_n \leq {}^n c_2, \quad Y_n \geq {}^n c_3, \quad Y_n \leq {}^n c_4 \quad ({}^n c_1 > {}^n c_2, \quad {}^n c_3 > {}^n c_4)$$

仮想壁に接したグリップが受ける反作用力 ${}^n f_w$ は，次式で表される．

$${}^n f_w = D_w \begin{bmatrix} \Delta^n \dot{c}_{12} \\ \Delta^n \dot{c}_{34} \end{bmatrix} + K_w \begin{bmatrix} \Delta^n c_{12} \\ \Delta^n c_{34} \end{bmatrix}$$

ただし, D_w, K_w はそれぞれ仮想壁の粘性係数および剛性係数,

$$\Delta^n c_{12} = \Delta^n c_1 + \Delta^n c_2, \quad \Delta^n c_{34} = \Delta^n c_3 + \Delta^n c_4$$

$$\Delta^n c_i = \begin{cases} {}^n c_i - {}^n x_G & \left(\begin{array}{l} |{}^n c_i - {}^n x_G| \leq R_G \\ |{}^n c_i - {}^n x_G| > R_G \end{array} \right) \\ 0 & \end{cases} \quad (i=1,2) \quad \Delta^n c_i = \begin{cases} {}^n c_i - {}^n y_G & \left(\begin{array}{l} |{}^n c_i - {}^n y_G| \leq R_G \\ |{}^n c_i - {}^n y_G| > R_G \end{array} \right) \\ 0 & \end{cases} \quad (i=3,4)$$

である.

これより, 速度指令型サーボンプを用いて位置制御ベースなインピーダンス制御を実現するために, 速度指令値 v_{ref} として,

$$v_{ref} = \dot{r}_{ref} + K_p (r_{ref} - r_G) + K_I \int (r_{ref} - r_G) dt$$

を用いる. ただし, K_p は比例フィードバックゲイン, K_I は積分フィードバックゲインである.

4. 基礎実験

試作機において, 3章で述べたモーションアシストのための制御法の有効性を実験的に検証する.

4.1. 実験方法

本実験では, 実際の患者に適用する前段階として, 試作機における動作検証を目的とする. このため, 本実験は研究室内で, 24才大学院生(健常者、右利き)数名を被験者として行われた. しかしながら, 被験者が健常者である場合, アシスト機能を必要とせずに作業訓練が達成されることから有効性が十分に確認できない. このため, 被験者には左手で操作してもらうと同時に, 左手の手首と試作機フレームの4箇所の間でゴムチューブを取り付け, 原点から離れるにしたがって外乱力が手首に加わるようにすることで, 上肢の運動機能障害を模擬した.

リハビリテーブルの中央をグリップの初期位置 (Σ_0 の原点) とした. 被験者は目標円を見ながら, 図7に示すように I II III ... の順にグリップを動かす. 本システムでは, 目標円をランダムに発生させることも出来るが, 今回は実験比較であるため毎回同じ位置とした. また, 目標円の半径は3[cm]で一定とした.

このような操作を行う中で, 表1に示す比較実験を行う. まず, case1 ~ case3 では, モーションアシストの効果を確認するために, 仮想ばね係数 K_y を3段階で変化させることで, アシストの強弱を設定する. また, case4 では, あたかもレールの上でグリップを動かすような感じを与えるように D_y を増やし, また, 筋肉増強訓練のために D_x を増やすことで負荷抵抗を増加させる. その際, ゴムチューブを使用しない. なお, 本実験に用いた制御系のパラメータは $K_p=10, K_I=1$ である.

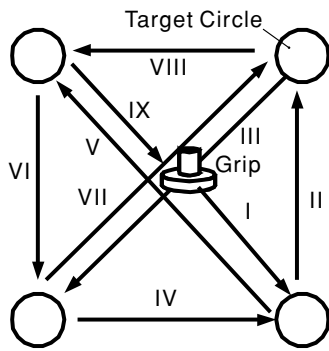


図7 訓練動作時のグリップの目標軌跡

表1 実験条件

Parameter	Case 1	Case 2	Case 3	Case 4
M [kg]	0.05	0.05	0.05	0.05
D_x [Ns/m]	49	49	49	98
D_y [Ns/m]	98	98	98	980
K_y [N/m]	0	490	4900	490
ゴムチューブ	使用	使用	使用	未使用

4.2. 実験結果

図8(a), (b), (c)は, 上から順にモーションアシストが無い場合, 弱い場合, 強い場合の結果を示す. 各図の左側は, X-Y座標におけるグリップの軌跡を, 右側は, X-Y座標における3つの関節(手首, 肘, 肩)の軌跡を示している. これら3つの場合の軌道追従誤差を図9に表す. これらの結果より, 仮想ばね係数を大きくすることで, モーションアシストが強く働き, グリップを目標軌道に戻そうとすることで, 目標軌道に沿って動かしやすくなるのが分かる. この結果より, 仮想ばね係数を変えることで, モーションアシストの度合いを変化させることができ, 今後, 一人一人にあったアシストが可能であると考えられる.

図10に, Case4の実験結果を示す. 左側に, 被験者が加えた力のX成分とY成分, 4つの部位の筋電図, および肘関節角度の時間応答, 右側にグリップのX座標とY座標の時間応答, X-Y座標におけるグリップの軌跡, およびX-Y座標における3関節(手首関節, 肘関節, 肩関節)の軌跡を表す. 4つの部位の筋電図として, 上腕の運動に関係する三角筋前部と三角筋後部, 前腕の運動に関係する上腕三頭筋と上腕二頭筋の表面筋電位を測定する. 3つの関節の位置(肩甲骨肩峰, 上腕骨外側上加顆, 橈骨茎状突起)には, マーカとしてピンポン玉を取り付け, 画像カメラで各関節の3次元位置計測を行う. その各関節の位置から肘の関節角度をリアルタイムで計算する. これらの計測データより, 上腕の運動に合わせて各関節の運動や筋電位の様子が理解できる. また, 図8右側および図10(k)より, このような訓練動作において肩関節が移動することから, 直接機能部位である上肢の運動だけでなく, リーチングゾーンを拡大するために体幹の移動も行っていることがわかる. また, 軌道のうち, , は主に肘関節の動作を必要とし, 肘関節運動に必要な上腕二等筋, 上腕三等筋の筋電位信号が大きく現れ, , は主に肩関節の動作を必要とし, 肩関節運動に必要な三角筋(全部, 後部)の筋電位信号が大きく現れている.

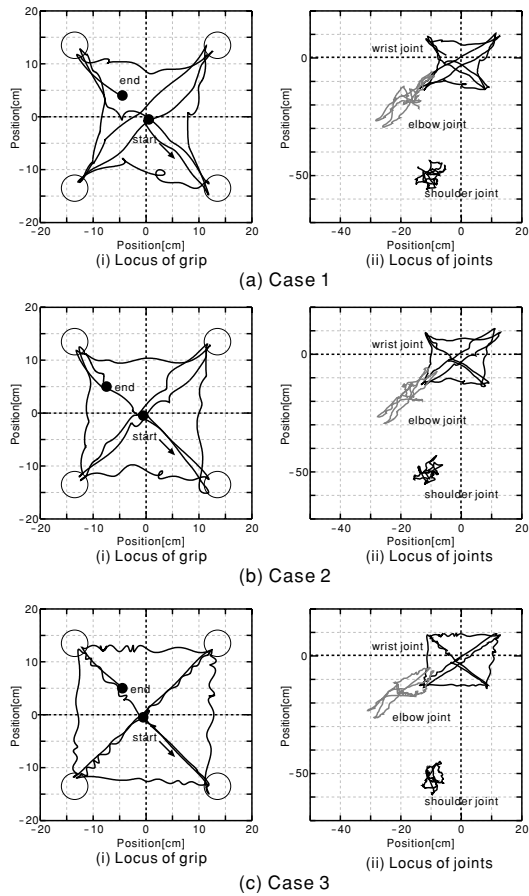


図8 実験結果 (Case 1-3)

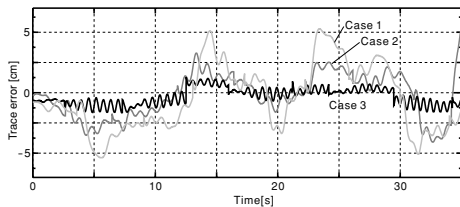


図9 実験結果 (軌道追従誤差, Case1-3)

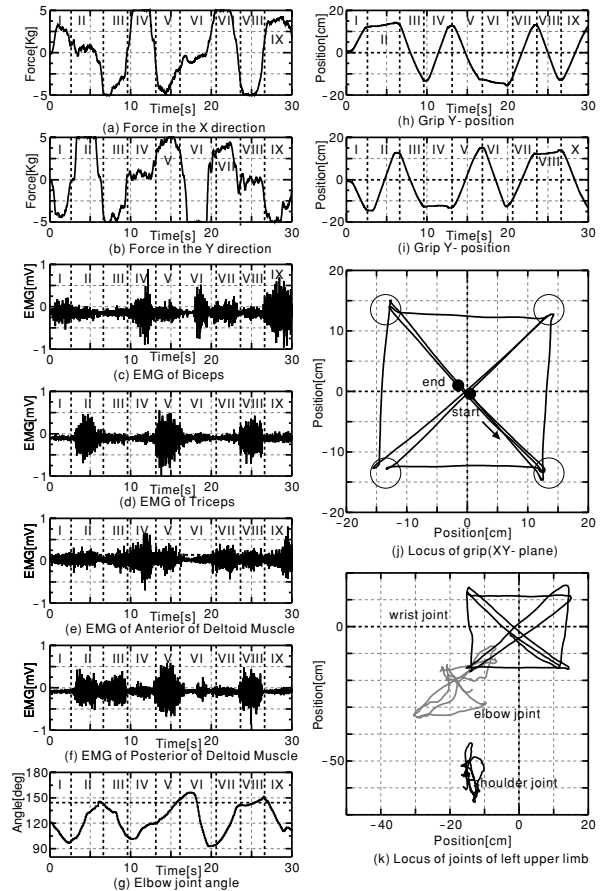


図10 実験結果 (Case 4)

これらの基礎実験から、インピーダンス制御に基づくモーションアシスト制御を用いることで、リーチング訓練を容易にすることが分かる。また、訓練プログラムのパラメータや、インピーダンス制御のパラメータを調整することで、患者、一人一人の能力に適した訓練が可能となる。さらに、治療効果の定量的評価法の確立のために必要となる基礎的かつ有用な生体情報が計測できたと考えられる。

5. おわりに

本研究のまとめを以下に示す。

- (1) 座位机上での2次元水平面内作業に対応する訓練作業を、治療効果向上の点から検討し、新たなリハビリ訓練作業を試作機において実現した。ここでは、訓練作業に合わせて負荷を調整するための反力呈示機能や療法士の訓練介助に代わるアシスト機能を実現している。このアシスト機

能は、数名の健常大学生によるリハビリ訓練作業（障害を模擬した状態で）の実施において、作業効率向上の点から有用性が確認されている。

- (2) 科学的根拠に基づく治療(EBM)がリハビリ分野でも注目されている。このような観点から、被験者の身体運動機能の定量的な分析のために、生体情報測定システムを構築した。これにより、被験者がグリップに与える力の6軸成分、上肢関節の三次元位置計測に基づく関節角度、上肢運動に関係する筋肉の筋電図を計測可能とした。これらを用いて、数名の健常被験者の生体情報を収集し、それに基づく上肢運動を解析した。
- (3) 実際の現場において、途中経過も含めた治療結果を被験者へ報告する場合を想定し、より分かり易い提示法として、作業訓練時の計測データに基づく生体情報を視覚的にフィードバックするための表示システムを構築した。

今後、リハビリ訓練の作業範囲の拡大を図るために、システムを3次元空間に拡張する予定である。また、医療関係者との連携を深め、支援システムの開発・改良を繰り返しながら、医療現場での臨床試験を行う予定である。さらに、被験者のモチベーションを高めるために、アミューズメント性の高い訓練画面を構築する必要があると考えられる。

謝辞

本研究の一部は、財団法人日比科学技術振興財団の研究助成を受けて実施したものである。ご配慮ならびにご支援をいただきました関係各位に厚く御礼申し上げます。

参考文献

- 1) 田村, "訓練機器", 総合リハビリテーション, Vol.29, No.6, pp.503-507, 2001.
- 2) 岡島, 内田, 榊, 富田, 千野, "下肢可動域訓練ロボットの開発 - 柔らかさと剛さを兼ね備えたストレッチ装置 -", 医用電子と生体工学, Vol.37, No.3, pp.59-65, 1999.
- 3) 辻尾, 川平, 小野, 余, 林, "負荷調整機能を有する下肢機能回復訓練支援システム", 第19回ロボット学会学術講演会講演概要集, p.139, 2001.
- 4) T. Sakaki, "TEM: therapeutic exercise machine for recovering walking functions of stroke patients", Industrial Robot: An International Journal, Vol.26, No.6, pp.446-450, 1999.
- 5) Y. Nemoto, S. Egawa and M. Fujie, "Power Assist Control Developed for Walking Support", Journal of Robotics and Mechatronics, Vol.11, No.6, pp.473-476, 1999.
- 6) R. Kamnik and T. Bajd, "Human Voluntary Activity Integration into the Control of Standing-Up Rehabilitation Robot", Proc. of 7th Int. Workshop on Advanced Motion Control (AMC'02), pp.402-407, 2002.
- 7) H. I. Krebs, N. Hogan, M. L. Aisen, and B. T. Volpe, "Robot-Aided Neurorehabilitation", IEEE Trans. on Rehabilitation Engineering, Vol.6, No.1, pp.75-87, 1998.
- 8) B. T. Voipe, et al, "A novel Approach to Stroke Rehabilitation", Neurology, Vol.54, pp.1938-1944, 2000.
- 9) T. Noritsugu and T. Tanaka, "Application of Rubber Artificial Muscle Manipulator as a Rehabilitation Robot", IEEE/ASME Trans. on Mechatronics, Vol.2, No.4, pp.259-267, 1997.

- 10) 坂口, 古荘, 元田, "ERアクチュエータを用いたリハビリテーション訓練システムの開発に関する基礎研究", 日本ロボット学会誌, Vol.19, No.5, pp.612-619, 2001.
- 11) 森川, 河上, 瀬尾, 小川, "上肢リハビリテーションシステムの開発", 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会'01 講演論文集, No.1A1-K10, 2001.
- 12) Y. Morita, K. Akagawa, E. Yamamoto, H. Ukai and N. Matsui, "Basic Study on Rehabilitation Support System for Upper Limb Motor Function", Proc. of 7th Int. Workshop on Advanced Motion Control (AMC'02), pp.127-132, 2002.