三次元上肢リハビリ訓練システムの開発

—第1報：ER アクチュエータを用いた機構およびシステム全体の開発—

古 莊 純 次^{*1} 小 柳 健 一^{*1} 片 岡 次 郎^{*1}
 笠 潮^{*2} 井 上 昭 夫^{*3} 竹 中 重 和^{*2}

Development of 3-D Rehabilitation System for Upper Limb

—1st Report: Development of Mechanism including ER Actuators and Whole System—

Junji Furusho^{*1}, Ken'ichi Koyanagi^{*1}, Jiro Kataoka^{*1},
 Ushio Ryu^{*2}, Akio Inoue^{*3} and Shigekazu Takenaka^{*2}

Movements of the upper limbs are indispensable for daily activities. It therefore is important for the aged to exercise to keep their upper limb function. When something is wrong with the upper limb function because of disease or disorder, rehabilitation along with medical treatment is needed to recover function. Application of robotics and virtual reality technology makes possible for new training methods and exercises on upper limb rehabilitation and for quantitative evaluations to enhance the qualitative effect of training. However, rehabilitation systems applying training within a three-dimensional to upper limbs have not been in practical use. In this paper, the authors report on development of a 3-DOF exercise machine for upper limb, which can be use as a motion guide robot or a force display device. Particularly, mechanical structure safety kept by actuators using ER fluid is mentioned.

Key Words: 3-D Rehabilitation System, Safety System, Mechatronics, ER Fluid, Upper Limb

1. 緒 言

近年、高齢化の進む諸国において、高齢者の身体機能低下が社会問題となっている。すなわち、身体機能の低下が、運動能力の低下や日常動作への支障などの直接的な影響のほか、脳機能低下の要因でもあるといわれている。よって、身体機能低下を早期に検知し、機能の維持・回復に努めることは、寝たきりや要介護の高齢者の減少はもちろん、高齢者の積極的な社会参加につながる必要な措置と考えられる。また、老年者でなくとも、疾病や障害等が原因で上肢機能に異常が起これば、医学治療に加えて、リハビリテーションによりその機能を回復させることが必要となる [1] [2]。例えば、脳卒中罹病者は国内でも 150 万人に上り、その中の多くが四肢に機能障害を発症しており、リハビリテーションの充実が望まれている。特に上肢の動作は、摂食や身の回りの機器の操りなど複雑で多種目にわたり、日常生活動作を行うために必須の機能である。そのため、高齢者・障害者に対し、上肢機能維持・回復のための訓練運動を行わせる

ことは重要である。このようにして健康寿命を延伸させることができれば、生産年齢人口の増大だけでなく、公的資金による医療費負担の軽減にもつながり、非常に有用と考えられる。

上肢機能回復訓練において、ロボット技術・VR 技術を応用した機器を用いることで、現行の訓練にない新たな訓練方法を行えるようになり、訓練の幅が広がる。また、評価をコンピュータを用いて定量的に行い患者にフィードバックすることで、訓練の質的効果を高めることができると考えられる。ところが、現在開発されている上肢リハビリテーションシステムは、Hogan や Krebs ら [3]、高橋ら [4]、松井ら [5] の研究のように二次元水平面内の訓練を行うものがほとんどである。しかし、日常生活動作の中では、鉛直方向に腕を動かす必要のあるものも多く存在する。そのため、三次元空間内での運動が行えるもののほうが、訓練効果が大いと思われる。一方、三次元空間内の訓練が行えるものは、VA センターの PUMA-560 を用いた MIME システム [6] が目立つ程度である。しかし、PUMA-560 は本来は産業用に開発されたロボットであり、安全性の面で不安がある。

本研究は、経済産業省の外郭団体である新エネルギー・産業技術総合開発機構 (NEDO) 統括のプロジェクト「身体機能リハビリ支援システム」[7] における上肢動作訓練支援システム開発に、旭化成グループとともに 2001 年度より 2003 年度まで携わったものである。これまでに大阪大学では、ER 流体 (Electrorheological fluid) を用いた二次元力覚提示装置を開発し、その基礎

原稿受付 2004 年 8 月 6 日

^{*1}大阪大学大学院工学研究科

^{*2}旭エンジニアリング (株) システム機器事業部

^{*3}旭化成 (株) 電子応用研究所

^{*1}Graduate School of Engineering, Osaka University

^{*2}System Equipments Div., Asahi Engineering Co., Ltd.

^{*3}Electronics Materials & Devices Lab., Asahi-Kasei Co.

特性実験や上肢リハビリにおける臨床試験を行ってきた[8][9]. 本研究ではその知見をもとに、三次元上肢動作訓練支援システムを開発し、訓練の定量的評価および訓練者への訓練結果等のフィードバック機構も含めたリハビリテーションシステムを構築することを、目的としてきた。また、慢性期脳卒中患者を例として訓練試験を行い、良好な成果を得た。

本報告では、主に三次元上肢運動訓練機などハードウェアの開発について報告する。特に、より安全に配慮するため、リハビリテーションシステムへの ER 流体機器の応用を提案する。

2. 安全なリハビリシステムのための機構設計

2.1 リハビリテーションで要求される安全性

上肢リハビリテーションシステムでは、手指のみのリハビリとは異なり、上肢全体の運動をさせる必要がある。したがって、システムには大きい作業範囲、大きい提示力、良好なバックドライプ性が要求される。このようなリハビリテーションシステムの構造は、いわゆるロボットシステムと同等なものである。ただし、従来の工業用ロボットとは異なり、操作者が常に接触して用いる。さらに、操作部が操作者の顔面近くにあるなど、衝突によって操作者に甚大な危害を与える可能性がある。そのため、どのような環境下・条件下においても安全に扱えるものでなければならない[10][11]。

安全性を満たすリハビリテーションシステムとするためには、Guide 51 に定められるリスク低減手順にのっとる必要がある。すなわち、まず基本安全規格 (ISO 12100, ISO 14121) に基づき本質安全を可能な限り満たしたうえで、残存するリスクについて、順にグループ安全規格、製品安全規格を満たすようにシステムの設計を行う必要がある。さらに残存するリスクに対しては、ガード等防護手段の検討や適切な使い方となるような喚起を行うことになる。

本研究で想定するような上肢リハビリテーションでは、以下のようなリスクが考えられる：例えば、センサや制御系の異常によるロボット部の暴走、訓練に用いる教示軌跡データ等の異常や不適切による想定外のロボット部の運動、本体が転倒するなど。また、それによる被害として、次のようなリスクが考えられる：ロボット部との衝突、ロボット部と椅子等との間での身体の挟み込み、ロボット部のリンク部隙間への手指の挟み込みなど。これらを機構的に解決できれば、信頼性と保守性の高い本質的に安全なシステムが簡潔に構築できる。これは、Fig. 1 で見るように、機構的・アクチュエータによる手法が安全性を確保する方式の根底にあるためである。

ここで、安全性に関する定量的基準を満たすように開発することは、リハビリ支援システムのような人間共存型メカトロニクスシステムを新しい産業分野として創生するために必要である。なぜなら、安全性を評価する基準を制定し、次にこの基準を満たすことのできるシステムを開発することは、ユーザの安全を確保するだけでなく、開発者がユーザや行政当局に対して安全性を定量的に容易に説明できるようにするためである。

しかし、上肢リハビリテーションに用いる製品安全規格はいまだ策定されていないため、設計時に具体的な制限値を設けられない。現状では、少なくとも下記の国際・国内安全規格を満

Fig. 1 Structure of safety

たすことが望ましいと考えられる。

暴走時の低運動エネルギー特性 ISO14121: Safety of machinery—

Principles of risk assessment

機構的に安全を確保する必要 ISO12100: Safety of machinery—

Basic concepts, general principles for design

アクチュエータの出力は 80 [W] 以下 労働省告示 51 号 (昭和 58 年 6 月 25 日)

機械の手先速度は 25 [cm/s] 以下 ISO10218: Manipulating industrial robots—Safety

安全性の観点から考えて、そのような物理量は下記のように挙げられる[12]。

(1) 速度に関係しない物理量

- (a) 最大発生力
- (b) 動作範囲
- (c) ポテンシャルエネルギー (アクチュエータや関節駆動系の弾性要素に蓄えられるエネルギーや重力に起因するエネルギー)

(2) 速度に関係する物理量

- (a) アクチュエータ側から駆動される際の最大速度
- (b) 運動エネルギー
- (c) 運動量
- (d) 出力 (速度と発生力の積)

以上を踏まえると、具体的には、次に示すものを機構的に実現することが望まれる。

- 最大速度制限
- 最大発生力制限
- 手先部重力補償

このほか、アクチュエータやセンサシステムに故障があっても危険側に傾かないことが必要となる。

これらの観点から見ると、安全性という観点では、暴走する危険のないパッシブ型のシステム[13][14]が最も優れている。しかし、他動運動や自動介助運動による訓練は、機器の側がアクティブに動かなければならない。そのため、様々な訓練に対応するためには、アクチュエータを用いたアクティブ型の機器が必要である。

アクティブ型の力覚提示装置では、サーボモータをアクチュエータとして用いるものがほとんどである。サーボモータを用いると、ソフトウェアのバグやコンピュータやセンサの故障によりシステムが暴走した場合、操作部が高速で操作者に衝突するおそれがある。しかし、これまで開発されてきたものは PHAN-

ToM [15] のような小型のものが多かったこともあり、アクティブ型力覚提示装置の研究で安全性の確保を強調したものは少ない。医療用ロボットシステムの研究では、安全を確保するために、センサを二重化したもの [16] [17] や、センサ情報をソフトウェア処理することで異常を検出させるもの [18] などがある。しかし、それらはシステム全体の複雑化を招き、必ずしもシステム全体の信頼性・保守性が向上しているとは言い難い。また、価格が高くなる問題もある [19]。したがって、現行の力覚提示装置や医療用ロボットを上肢リハビリテーションシステムに転用しても、実用化は容易ではない。

本研究では、以上の本質安全の条件とともに次節で述べる性能・機能をも満たすシステムの実現のため、新たな機構開発を行う。

2.2 ER アクチュエータ

上肢動作リハビリ訓練システムは、アクチュエータおよび訓練者（あるいは操作者）の両方から駆動されるシステムである。このようなシステムとして、力覚提示システムやパワーアシストシステムがある。筆者らは、それらに粒子系 ER 流体 [20] を用いたクラッチ型のアクチュエータを導入することが有効と考え、操作感を悪化させることなく、定量的に安全性が確保できることを示してきた [8] [9] [21]~[28]。

ER 流体とは、電場を制御することでそのレオロジ特性が制御できる流体の総称である。本研究で用いる粒子系 ER 流体の応答は、3~5 [ms] と高速である [20]。Fig. 2 に ER アクチュエータの原理を示す。ER アクチュエータは、ER クラッチと、その入力軸を駆動するモータや減速機などの駆動機構により、構成される。図に示すような ER アクチュエータは単方向回転であるため、本研究では 2 台の ER アクチュエータを拮抗型に配置し、1 セットとして使用している。

安全確保の面から重要なことは、ER アクチュエータの出力軸回転速度は、入力軸により機構的に制限されるということである。そのため、システムの手先速度を機構的に制限することができ、暴走時における危険性を著しく下げることができる [25]。なお、その入力軸は、回転速度を精密に制御しなくてよい。そのため、一定電圧を DC モータに印加する手法や、誘導電動機一定周波数の電圧を印加するなど、シンプルで信頼性の高い方法で入力軸を駆動できる。

ER アクチュエータの最大出力トルクは、印加できる電場により決定されるので、用いる高電圧アンプの性能により、ほぼ機構的に出力制限が行える。また、クラッチ機構を用いるため、その最大出力トルク以上のトルクが出力側に掛かっても、滑ることで操作者が過度の負荷を受けずに済む。

以上より、前節で導いた条件のうち最大速度制限と最大発生力制限を、ER アクチュエータにより満たせることが分かる。ER アクチュエータを用いた本システムでは、本システムのように入力側暴走が起らないように構成すれば、アクチュエータのトルク制御にどのような異常が生じても高速で暴走することがない。すなわち、危険側故障はない。その上で生じた残留リスク（挟み込みや衝突）によるダメージは、やむを得ないものとして、受容されるものと考えられる。ただし、ER アクチュエータを用いると、以上と同様の理由でそのダメージは最小限にで

Fig. 2 Principle of ER actuator

Fig. 3 ER actuator

きる。

一方、ER アクチュエータを用いた速度制限方式では、制限に速度情報を用いなくて良いため、操作者から出力軸への作用により、高速で運動することは可能である。ここで、ER アクチュエータは低速高トルクで用いることができるため、出力軸以降の減速比を低く設定することができる。したがって、手先から見た慣性モーメントが小さくなり、バックドライブ性も良い。そのため、ER アクチュエータを用いることで、いわゆる自由空間での操作性が良好になることが期待できる。

本研究で開発したシステムで用いている ER アクチュエータを、Fig. 3 に示す。ER クラッチ部電極は多重円筒構造とし、最大発生力は約 3 [N・m] である。また、回転部における ER 流体のシール方法として、摩擦の小さい磁性流体シールを導入した。

3. 三次元上肢リハビリシステムの基本的な仕様

本研究で構築する上肢リハビリ訓練システムでは、基本的な仕様を以下のように定める。

使用対象：高齢者や上肢機能に軽度の障害を持つ障害者に対し、身体機能維持および軽度の障害の回復訓練に広く応用する。特に障害者においては、脳卒中後遺症による片麻痺患者や小脳性失調症患者、頸髄損傷患者、パーキンソン病患者などを具体的な症例とする。

支持荷重：上肢姿勢をほぼ維持できる患者に対して十分な補助力を確保するために、支持荷重は 50 [N] 以上とする。

可動域：上肢は、人体で最も大きい運動範囲を持つ肩関節や肘関節を構成している肘関節等を有しており、その運動機能は複雑である。そのような上肢運動に対応した可動性を有するものとする。

安全性：人体に接触して使用される機器には、誤用等に対する配慮が不可欠である。マニュアルの整備やソフトウェアリミットの設定だけでなく、機構・アクチュエータにより安全性が確保されたシステムとし、誤用等によっても訓練者に危害を加えないものとする。

機器の基本動作：訓練軌道上を誘導するようなアシスト制御が行えるアクティブな使用を考える。また、運動に対する負荷を制御するパッシブな使用も行えるようにする。

フィードバック機能：訓練の計測・評価結果に基づいて、訓練効果を定量的に検証でき、負荷の大きさや軌道等の訓練パラメータを調節可能なものとする。また、訓練の効果を訓練者に提示し、訓練を継続する動機付けを与えることが可

Fig. 4 Model of the developed rehabilitation system

能なものとする。

開発したシステムの概略を Fig. 4 に示す。Fig. 4 右側にあるのが、本システムの中核となる上肢運動訓練機である。訓練は椅子に座った状態で行う。椅子は、評価・訓練の際には体幹を固定できるよう、シートベルト付のものを用いる。訓練者は右手で機構先端を把持し、右手による訓練を行う。左手での訓練が必要な場合は、機体に対する椅子の位置を調節することで対応する。なお、自力による把持が困難な患者に対しては、別途装具を用意する [29]。コンピュータディスプレイには、現在の手先位置を示すポインタのほか、訓練に用いる画像や訓練結果などが映し出される。

4. 三次元上肢運動訓練機の開発

4.1 三次元上肢運動訓練機 1 次試作機の開発

Fig. 5 に、三次元上肢運動訓練機の 1 次試作機を示す。1 次試作機は、主に機構の特性検証のために製作した。基本構造および特徴は、次節で詳細に述べる三次元運動訓練機と同様であるので、本節では概略を述べるだけにとどめる。

1 次試作機は三つの関節自由度を有し、リンク先端にある把持部の位置を制御する。関節軸は、水平回転 2 軸、垂直回転 1 軸であり、水平運動に関わる二つのリンクの長さは、いずれも 0.45 [m] である。動作範囲は最大で $0.90W \times 0.54D \times 0.40H$ [m] 程度である。また、床から基本姿勢におけるハンドル部までの高さは約 1 [m] である。垂直移動部に平行リンク機構を用いることで、カウンタバランスによる機構的な重力補償を可能にした。これは、アクチュエータに必要なトルクの低減につながり、機体の省スペース化および高安全化に有効である。

1 次試作機では、機構の特性検証のため、アクチュエータには DC サーボモータ（山洋電機, L730）を使用した。手先発生力は、基本姿勢において最も力が出る向きで約 18 [N] となる。

4.2 ER アクチュエータを用いた上肢運動訓練機

4.2.1 訓練機全体に関して

1 次試作機の機構各部に改良を施し、ER アクチュエータを使用した三次元上肢運動訓練機を開発した。これを、以降では EMUL (Exercise Machine for Upper Limb, エマル) と呼び、Fig. 6 に示す。

(1) EMUL の構造について

本機の関節自由度は 3 自由度であり、リンク先端にある把持部の位置を制御する。手先リンク部の運動の様子を Fig. 7 およ

Fig. 5 The prototype 3-DOF upper limb support machine

Fig. 6 Rehabilitation system with ER actuator

Fig. 7 Top view of the system model

Fig. 8 Side view of the system model

び Fig. 8 に示す。負荷側関節軸は、水平回転 2 軸、垂直回転 1 軸であり、呼称は土台から手先に向かって、shaft 1 (水平回転)、shaft 2 (垂直回転)、shaft 3 (水平回転) とする。これらは Fig. 9 に示すような 3 重軸構造であり、Fig. 8 に示す各リンクに動力を伝えている。なお、shaft 1 には link 1, shaft 2 には link 2, shaft 3 には link 3 が、それぞれ接続される。shaft 2 から link 2 へは、回転方向変換のためのかさ歯車を介している。なお、link 2 は Fig. 8 中の上部 2 本の平行リンクからなる。shaft 3 から link 3 へは、後述する空間的な平行リンク機構により、トルクを伝達している。また、Fig. 10 に示すようなジンバル機構を用いた三次元ハンドル [29] を開発し、把持部に配

Fig. 9 Inner shafts of EMUL

Fig. 10 3-D handle

置した。これにより、手先姿勢の3自由度は拘束されない。

(2) 可動範囲について

link 2 および link 3 のリンク長は、いずれも 0.45 [m] である。動作範囲は最大で $0.90W \times 0.54D \times 0.50H\text{ [m]}$ 程度である。なお、実際の訓練範囲は、ハンドルと椅子との間での挟み込み等のリスクを低減するため機械式回転ストップにより制限してあるが、この場合でも日常生活動作で用いる領域のかかなりの部分をカバーでき、訓練上は特に問題とならない。また、床から基本姿勢におけるハンドル部までの高さは約 1 [m] である。

(3) 重力補償について

垂直稼動部は、Fig. 8 に示すように平行リンク機構とした。そのため、link 3 の姿勢に関わらず一定の重力に起因するトルクが link 2 を介して shaft 2 に作用する。このため、link 2 の後方にカウンタバランス (Fig. 6 の EMUL 右上部重り) を取り付けることで、重力補償が全姿勢において機構的に容易に行える。これは、アクチュエータに必要なトルクの低減につながり、支持機構の省スペース化および高安全化に有効である。

(4) アクチュエータについて

ER アクチュエータは単方向回転のため、このシステムには3セットの ER アクチュエータが用いられている。手先発生力は、水平面内において各軸方向に約 23 [N] 、上下方向に約 60 [N] となり、モータを用いた1次試作機と比べて大幅に増大している。

EMUL はこのような大きな可動域と発生力を持つが、上記機構の重力補償と 2.2 節で示した ER アクチュエータによる高安全特性を持つ。これは、2.1 節末に示す安全性確保のための条件を満たすものである。また EMUL は、以下で示す高剛性・高バックドライブ性特性も有し、高安全性と高性能を両立するものである。

4.2.2 高剛性

高い機械的剛性を有することは、制御の高精度化・高安定化につながり、高性能なリハビリテーションソフトウェアを開発するのに必要である。

EMUL では、アクチュエータ—shaft 1—shaft 3 への減速機構には、歯付ベルト—プーリー機構を用いた。歯付ベルト機構は、減速歯車機構やワイヤー—プーリー機構などと比べて、機械的剛性とバックドライブ性が高くバックラッシュが少ない特性を持ち、比較的大きな力感覚を提示するシステムに適している [30]。

手先リンクの回転部分を空間的な平行リンク機構とした。その関節部を Fig. 11 に示す。この関節は、二つの直交する回転

Fig. 11 Space joint

Fig. 12 Space link

Table 1 Comparison of motor and ER actuator

	Motor	ERA
Max. Torque	About 1.4 [N·m]	About 3.0 [N·m]
Max. Velocity	Over 2000 [rpm]	10 [rpm]
Max Power	Over 340 [W]	Under 3 [W]
When run away	Much Risk	Little Risk

軸を持つ。関節を挟んだ右側は link 3 につながり、左側は Fig. 7 にも示す link sp につながる。shaft 3 から link 3 までの関節構成を Fig. 12 に示す。対称な構成となっているため、空間内を手先が運動しても、幾何的矛盾を生じることはない。これにより、メンテナンスが簡便で、剛性の高い機構となった。

4.2.3 高バックドライブ性

訓練中においては、EMUL が操作者側から駆動される状況もある。すなわち、その把持部から人間によってアクチュエータがバックドライブされることになる。このとき、減速駆動系およびアクチュエータの摩擦・慣性等が大きいと、正しい力の提示ができなくなる。

EMUL では、前節に述べたように手先リンクの回転部分を空間的な平行リンク機構とした。これにより、摩擦による機械損失が少なく、軽量で把持部から見た等価慣性の小さい機構となった。

ER アクチュエータを用いる欠点として、アクチュエータの重量増加が挙げられる。しかし、土台部にすべてのアクチュエータを配置し運動させないことで、操作部から見た等価慣性および必要な操作力を小さくした。

また、各アクチュエータからリンク (link 1—link 3) までの減速比を、それぞれ $2/9$ 、 $1/9$ 、 $2/9$ と小さなものとした。さらに減速機構に歯付ベルト機構を用いることで、駆動系の剛性を下げることなくバックドライブ性を向上させた。

4.3 ER アクチュエータとモータの比較

1次試作機において用いたモータと ER アクチュエータについて、安全性から見た比較を Table 1 に示す。ER アクチュエータは、クラッチ入力軸速度を 10 [rpm] と設定した場合を考える。この程度まで入力軸速度を低く設定しても、基本的な力覚提示性能には大きな問題が生じないことを、筆者らは文献 [26] [28] において報告している。このとき、機構の手先速度は最大でも約 0.11 [m/s] に制限される。これは、ISO における基準値 0.25 [m/s] [31] より十分小さいものである。そのため、暴走時にも訓練者に及ぼす危険は小さく、ER アクチュエータの方がリハビリ用途に適しているといえる。ただし、入力軸速度は訓練時に使用できる手先速度に大きく影響するので、実際

に使用する際には医師や療法士と相談して決定する。

5. 周辺機器とシステム全体の開発

三次元上肢リハビリ訓練システム全体の構成を Fig. 13 に示す。

本システムでは、2 台のコンピュータを用いる。1 台は EMUL の制御および訓練データの計測に用いる制御用 PC である。もう 1 台は、訓練者への訓練用映像提示や訓練結果の表示、訓練の評価に用いるグラフィック用 PC である。PC 間のデータのやりとりは、LAN を介したソケット通信により行われる。制御用 PC では、通信モジュールを親プロセスとして起動し、各訓練プログラムを子プロセスとする。プロセス間通信には、共有メモリを用いている。OS には、信頼性の高いリアルタイム OS である ART-Linux を採用した。なお、実時間割り込みによる制御周期は 3.0 [ms] である。グラフィック用 PC では、OS に汎用性に優れ現有する資源の豊富な Windows2000 を使用する。

また、高分解能のインクリメンタルエンコーダと絶対値エンコーダの両方をすべての軸に取り付けた。絶対値エンコーダ（サムタク、AE-014-2048, 2048 [ppr]）は原点復帰にも用いる。ER アクチュエータに取り付けられたインクリメンタルエンコーダ（キヤノン、R1-L 相当品、分解能は 324,000 [ppr]）からの角度信号は、制御用 PC に送られる。これが EMUL の手先座標のデータに変換される。基本姿勢での手先位置における空間分解能を Table 2 に示す。

ER アクチュエータで発生すべきトルクは制御用 PC にて電圧値に変換され、高電圧アンプ（マクセレック、APM-3K5PBX）で増幅され、ER アクチュエータに印加される。高電圧アンプの最大出力電圧は 3.0 [kV] である。

また、EMUL の手先に取り付けられた 6 軸力センサ（ニッタ、IFS-50M31）から、力情報が制御用 PC に送られる。これにより、手先に過大な力がかかったとき、制御的に ER アクチュエータの緊急停止を行うことができる。力情報は、評価のため

Fig. 13 Outline image of whole system

Table 2 Spatial resolution

link1	3.58×10^{-6} [m]
link2	6.62×10^{-6} [m]
link3	1.94×10^{-6} [m]

のデータとしても用いることができる。

グラフィック用 PC には、制御用 PC から EMUL の手先座標のデータが送られ、それをもとにグラフィックを作成する。グラフィック用 PC の方でも、訓練の開始と停止などの場合分けを行っており、それによる制御信号を制御用 PC に送っている。

訓練者用の椅子は、肘置のある座面高さ調節ができるものを用いた。また、体幹固定用として 4 点式シートベルト（sabelt 社）を付与している。

このほか、訓練者による訓練メニュー選択を容易にするため、選択ボタン式インタフェースを開発した。また、訓練者もしくは介護者が訓練中の緊急停止用に用いるため、非常停止スイッチを別途設けている。

6. 結 言

本論文では、高齢者や軽度障害者を対象とした、NEDO プロジェクト「身体機能リハビリ支援システム」における三次元上肢動作訓練支援システムの開発において、主に機構およびアクチュエータの研究開発について報告した。得られた結果を以下にまとめる。

- (1) 開発した上肢運動訓練機（EMUL）は、上肢機能回復訓練で用いる領域の多くを含む動作範囲を持つ。また、最大発生力は、上肢を安定に支持し、他動運動訓練に用いる場合でも十分な大きさである。これらは、既存の上肢リハビリシステムや触力覚デバイスと比べても、大きなものである。
- (2) 上肢リハビリ訓練支援システムにおいては、安全性の確保が最も重要な課題である。そこで、安全性に大きく関係する速度、出力、運動エネルギー、運動量の面から安全性が確保できるようにし、そのためには三つの必要事項（最大速度制限、最大発生力制限、手先部重力補償）が満たされている必要があることを示した。EMUL は以下のように、安全性確保にとって最も基礎となる、機構およびアクチュエータにおいてこれらの条件を満たすものである。
 - (a) 流体クラッチ型である ER アクチュエータを導入した。これにより、最大手先速度は機構的に制限される。
 - (b) ER アクチュエータに印加できる電場の制限から、最大発生力がほぼ機構的に制限される。また、クラッチ部での滑りにより、ポテンシャルエネルギーの蓄積による発生力の増大は回避される。さらに、把持部に取り付けた力センサにより、過大な力の発生が検出されるとシステムは停止する。
 - (c) 平行リンク機構としたことで、あらゆる姿勢で重力の影響がキャンセルされる。
 - (d) 上記 (a)～(c) より、前述の必要事項は満たされている。なお、病院での臨床評価に先立って行ったリスクアセスメントは、この原理に基づいており、承認を得ている。
- (3) 自動運動訓練など無負荷時の訓練を行う際には、訓練者側からも EMUL は駆動される。すなわち、EMUL の把持部から人間によってアクチュエータがバックドライブされる。このとき減速駆動系やアクチュエータの摩擦・慣性等の抵抗が大きいと、正しい力の提示ができなくなる。そこで本研究では、次の方法によりバックドライブ性を向上させた。

- (a) 発生トルクの大きな ER アクチュエータを開発することにより、減速駆動系の減速比を下げた。
 - (b) 手先リンクの駆動に空間リンク機構を採用することにより、摩擦等を低減した。
 - (c) 歯付ベルト駆動機構を用いることで、駆動系の剛性を下げることなくバックドライブ性を向上させた。
 - (d) すべてのアクチュエータを土台部に設置し、把持部から見た慣性にアクチュエータの質量が影響しない構造とした。
- (4) 把持部は、3 自由度を持つ自由回転支持とした。また、訓練者の手指の状態によって把持部を取り替えられる構造とした。

最後に、以下の従来技術と本システムとの比較を行う。

- (1) ER アクチュエータを用いた二次元のシステム (文献 [8] [9])。まず、本システムでは三次元空間内の動作が可能のため、より多くの種類の訓練に応用可能である。また、リンク長を 0.30 [m] から 0.45 [m] と伸ばしたので、可動範囲は増大している。最大発生力は同程度である。さらに、ER アクチュエータの設置方法を検討しなおし、設置面積を低減させている。また、既存システムでは MS-DOS ベースで用いていたため、視聴覚面では線画とビーブ音による提示しかできていなかった。一方本システムでは、視聴覚面の提示を Windows ベースとしたので、より高機能な提示が可能となっている。実際、次報以降に述べる訓練用ソフトウェアでは、OpenGL を用いた三次元描画を行っている。
- (2) サーボモータを用いた三次元システム (文献 [6] など)。最大発生力や可動範囲は同程度以上のものも存在するが、2 章などで述べた本質安全性を満たしていることから、本システムの方が実用化の面で大きな利点がある。
- (3) サーボモータを用いた二次元システム (文献 [3] など)。本システムには上記 (2) および三次元動作可能な利点がある。

訓練用ソフトウェアや臨床訓練評価については、次報以降で述べる。

謝 辞 最後に、本研究は医療福祉機器技術研究開発 (NEDO 委託研究) の補助を受けて行われたことを付記し、感謝の意を表する。

参 考 文 献

- [1] 千野直一：現代リハビリテーション医学。金原出版，1999。
- [2] 中村隆一：入門リハビリテーション医学。医歯薬出版，1998。
- [3] H.I. Krebs, B.T. Volpe, M.L. Aisen and N. Hogan: "Increasing productivity and quality of care: Robot-aided neuro rehabilitation," *Journal of Rehabilitation Research and Development*, vol.37, no.6, pp.639-652, 2000.
- [4] Y. Takahashi, T. Terada, K. Inoue, Y. Ito, H. Lee and T. Komeda: "Upper-Limb Rehabilitation Exercises Using Haptic Device System," *International Journal of Human-friendly Welfare Robotic Systems*, pp.18-22, 2003.
- [5] 山本英二, 赤川宏一, 森田良文, 鶴飼裕之, 松井信行: "上肢運動機能リハビリテーション支援システムの基礎的実験", 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会'02 講演論文集, 2P2-B07, 2002.
- [6] G.G. Burgar, P.S. Lum, P.C. Shor and der H.M.V. Loos: "Development of robots for rehabilitation therapy: The Palo Alto VA/Stanford experience," *Journal of Rehabilitation Research and Development*, vol.37, no.6, pp.663-673, 2000.

- [7] New Energy and Industrial Technology Development Organization (NEDO): *Transaction on Rehabilitation System for Upper Limb and Lower Limb in 2001 NEDO reports*, NEDO, 2002. <http://www.nedo.go.jp/>
- [8] J. Furusho and M. Sakaguchi: "New Actuators Using ER Fluid and Their Applications to Force Display Devices in Virtual Reality and Medical Treatments," *Int. J. of Modern Physics B*, vol.13, no.14, 15&16, pp.2151-2159, 1999.
- [9] 坂口正道, 古荘純次, 元田英一: "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.
- [10] 池田博康, 齋藤剛, 杉本旭: "人間と共存するロボットの本質安全化-国際安全規格に基づく危険源除去のプロセス-, システム制御情報学会論文誌, vol.13, no.12, pp.575-584, 2000.
- [11] 杉本旭: "安全なロボットを受け入れるグローバルな制度 (PLP)", 日本ロボット学会創立 20 周年記念学術講演会併設行事「知能ロボット 20 年の歩みと展望に関するシンポジウム—ロボット技術は社会を大変革できるか—」資料, pp.23-26, 2002.
- [12] 古荘純次, 小柳健一: "機能性流体を用いたウェアラブルパワーアシストシステム (安全性に関する国際・国内基準に基づく研究開発) (解説)", *フルードパワーシステム*, vol.34, no.5, pp.121-127, 2003.
- [13] J. Furusho, M. Sakaguchi, N. Takesue and K. Koyanag: "Development of ER Brake and its Application to Passive Force Display," *Journal of Intelligent Material Systems and Structures*, vol.13, no.7/8, pp.425-430, 2002.
- [14] 坂口正道, 古荘純次: "ER ブレーキを用いたパッシブ型力覚提示システムに関する基礎研究", vol.5, no.4, pp.1121-1128, 2000.
- [15] T.H. Massie: "Virtual Touch Through Point Interaction," *Proceedings of the 6th International Conference on Artificial Reality and Tele-Existence (ICAT'96)*, pp.19-38, 1996.
- [16] M. Tanimoto, F. Arai, T. Fukuda, I. Takahashi and M. Negoro: "Force Display Method for Intravascular Neurosurgery," *Proc. 1999 IEEE Int. Conf. on Systems, Man, and Cybernetics*, vol.4, pp.1032-1037, 1999.
- [17] D. Engel, J. Raczowsky and H. Wörn: "A Safe Robot System for Craniofacial Surgery," *Proc. of the 2001 IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation*, vol.2, pp.2020-2024, 2001.
- [18] J. Zurada, A.L. Wright and J.H. Graham: "A Neuro-fuzzy Approach for Robot System Safety," *IEEE Transactions on Systems, Man and Cybernetics*, vol.C-31, no.1, pp.49-64, 2001.
- [19] G.C. Burdea: "Haptics Issues in Virtual Environments," *Proceedings of Computer Graphics International Conference 2000 (CGI2000)*, pp.295-302, 2000.
- [20] 小山清人 (編): ER 流体の開発と応用。シーエムシー, 1994.
- [21] 古荘純次: ER 流体を用いたメカトロニクス機器の制御, 計測と制御, vol.34, no.9, pp.687-691, 1995.
- [22] 古荘純次: "ER 流体を用いたメカトロニクスシステム", *フルイドパワーシステム* (日本油空圧学会誌), vol.32, no.6, pp.54-59, 2001.
- [23] 古荘純次, 魏志丹, 占賀滋雄: "ER 流体を用いた低慣性アクチュエータの開発とそのバーチャルリアリティへの応用", 日本機械学会第 72 期通常総会講演会講演論文集 (IV), pp.265-266, 1995.
- [24] 古荘純次, 坂口正道: "ER 流体を用いたニューアクチュエータ", 日本ロボット学会誌, vol.15, no.3, pp.323-325, 1997.
- [25] 古荘純次, 坂口正道, 魏志丹, 余語宣明, 井上昭夫: "ER アクチュエータのバーチャルリアリティへの応用", 第 39 回自動制御連合講演会前刷, pp.329-332, 1996.
- [26] 古荘純次, 小柳健一, 菊池武士, 井上貴文: "クラッチを用いた力覚提示システムに関する基礎研究 (クラッチの低速駆動に基づく安全システム)", 第 19 回日本ロボット学会学術講演会講演論文集, pp.799-800, 2001.
- [27] 古荘純次, 菊池武士, 小柳健一, 武居直行: "機能性流体を用いたパワーアシストシステム", 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会'02 講演論文集, 1A1-F11, 2002.
- [28] 小柳健一, 古荘純次, 井上貴文: "力覚提示システムのための高安全性アクチュエータ", 日本ロボット学会誌, vol.22, no.3, pp.377-384, 2004.
- [29] 小柳健一, 藤井雄輝, 古荘純次, 笠潮, 井上昭夫: "NEDO プロジェ

クト「身体機能リハビリ支援システム」上肢動作訓練支援システムにおける把持部機構の設計開発”, 日本機械学会第 15 回バイオエンジニアリング講演会講演論文集, pp.101-102, 2003.

[30] 李亨, 小柳健一, 増富達明, 古莊純次: “力覚提示システムのための

コンパクト型歯付ベルト駆動系の特性に関する研究”, 日本機械学会論文集 (C 編), vol.69, no.677, pp.132-139, 2003.

[31] ISO 10218: Manipulating industrial robots—Safety, 1992.

古莊純次 (Junji Furusho)

1947 年 3 月 22 日生。1970 年大阪大学工学部機械工学科卒業, 1975 年同大学大学院博士課程単位取得退学。大阪大学助手, 岐阜大学助教授, 電気通信大学教授, 大阪大学教授を経て 1998 年より大阪大学大学院工学研究科教授, 工学博士。人間共存型メカトロニクスおよびその安全性, パーチャルリアリティ, ロボット・メカトロニクス機器の機構・制御, 機能性流体 (ER 流体, MR 流体, 高分子液晶) の上肢リハビリ訓練システム・ヒューマンインタフェースシステム・パワーアシスト・リニアガイドシステム・選択的研磨制御等への応用, 力覚提示, 手術・医療用遠隔操作システム, 超低侵襲手術支援システム, インテリジェント義足, リハビリテーション訓練システム, 歩行支援システム, およびボールネジ駆動・ギア駆動・ベルト駆動等のメカトロニクス駆動系等の研究に従事。また, 1999 年より 2004 年まで NEDO プロジェクト「身体機能リハビリ支援システム」において, 開発委員として上肢動作訓練支援システムの研究開発に従事。日本機械学会, 計測自動制御学会, 日本バーチャルリアリティ学会, 日本エム・イー学会, 日本コンピュータ外科学会, バイオメカニクス学会, 電気学会, 精密工学会, 日本 VR 医学会, 日本フルードパワーシステム学会, 日本レオロジー学会等の会員。日本機械学会フェロー。 (日本ロボット学会正会員)

片岡次郎 (Jiro Kataoka)

1978 年 6 月 7 日生。2001 年 3 月大阪大学工学部電子制御機械工学科卒業, 2003 年 4 月大阪大学大学院工学研究科電子制御機械工学専攻博士前期課程修了。ロボット制御のリハビリテーションへの応用に関する研究に従事。同年 (株) 本田技術研究所栃木研究所入社。

井上昭夫 (Akio Inoue)

1943 年 7 月 14 日生。1969 年 3 月早稲田大学大学院理工学研究科高分子専攻修士課程修了。1989 年 4 月旭化成工業株式会社入社。2003 年 11 月株式会社 ER テック設立。現在は同社代表取締役。工学博士。ポリアクリロニトリルの繊維, フィルム, 多孔膜の開発の後, ER 流体の開発に従事。専門は機能性高分子。高分子学会, レオロジー学会の会員。

小柳健一 (Ken'ichi Koyanagi)

1975 年 8 月 15 日生。2000 年 9 月大阪大学大学院工学研究科電子制御機械工学専攻博士前期課程修了, 2001 年 4 月同大学大学院博士後期課程退学。2001 年 5 月より大阪大学大学院工学研究科助手。修士 (工学)。ダイレクトドライブモータの高精度制御, 機能性流体を用いたメカトロニクス機器の開発, 二次元・三次元力覚提示システムの開発, およびバーチャルリアリティ・ロボティクスのリハビリテーションへの応用に関する研究に従事。日本機械学会, 計測自動制御学会, 日本バーチャルリアリティ学会, 日本人間工学会, 日本 VR 医学会などの会員。 (日本ロボット学会正会員)

笠 潮 (Ushio Ryu)

1946 年 4 月 23 日生。1969 年東京工業大学工学部機械工学科卒業。1971 年同大学大学院修士課程単位取得卒業・同年旭化成株式会社入社。以来合成繊維製造設備機器開発に研究に従事。1989 年旭エンジニアリング株式会社に出向。システム機器事業部長として, ER 流体応用の研究, 福祉機器等の開発を実施。

竹中重和 (Shigekazu Takenaka)

1960 年 8 月 14 日生。1983 年 3 月北海道大学工学部電子工学科卒業。1983 年 4 月旭化成工業株式会社入社。1987 年旭エンジニアリング株式会社出向。システム機器, 自動化設備等の制御および画像処理システムの開発に従事。2000 年 7 月より ER 流体を応用した福祉機器の開発に従事。