三次元上肢リハビリテーションシステムの開発

— 第3報：VR技術の応用とその臨床的予備試験を通じた検討 —

小柳 健一^{*1} 古庄 純次^{*1} 中西 和彦^{*1}
 笠 潮^{*2} 竹中 重和^{*2} 井上 昭夫^{*3}

Development of 3-D Rehabilitation System for Upper Limb

— 3rd Report: Applying VR Technology and Discussion through its Clinical Pretest —

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

Rehabilitation treatments are important not only for persons who have something wrong in their upper limb function because of disease or disorder. Also they have benefits for the aged to exercise to keep their upper limb function. Since movements of the upper limbs are complicated, various and indispensable for daily activities. 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. The authors have involved in a project managed by NEDO (New Energy and Industrial Technology Development Organization as a semi-governmental organization under the Ministry of Economy, Trade and Industry, Japan), "Rehabilitation System for the Upper Limbs and Lower Limbs," and developed a 3-D and 3-DOF exercise machine for upper limb (EMUL) in which safety kept by actuators using ER fluid. In this paper, the authors focus on an aspect of EMUL; it is a force display device. The authors report virtual reality software of EMUL for rehabilitation training. They also describe some pretest using those software performed by able bodied persons, for clinical treatments in future work.

Key Words: 3-D Rehabilitation System, Virtual Reality, Force Display, ER Fluid, Upper Limb

1. 緒 言

2007年には超高齢社会になると言われている我が国を含め、近年の先進諸国では社会の高齢化が問題となっている。特に、高齢者の身体機能低下は、日常生活動作などへ影響を及ぼすだけでなく、脳機能低下の要因にもなっていると言われている。また、脳卒中等を発症することで身体機能に障害を負った場合にも、生活活動に大きな影響を受けることは広く知られている。そのため、身体機能低下を検知し、リハビリテーションとしてその機能を維持・回復する訓練運動は重要であり、国民の健康寿命増進に必要な措置と考えられる[1]。しかし、入院が長期であることや高齢等で体力および気力が低下した人々にとっては、これらのリハビリテーション訓練は肉体的精神的に苦痛が伴う

ものであり、継続して訓練を行うことは努力を要する[2][3]。特に、病院や施設などからの退院後は、訓練を怠りやすいと言われている。また、リハビリテーションを行う理学療法士や作業療法士は1人で多くの患者の治療にあたるのが現状であり[4]、退院後の軽度の患者や在宅で通院リハビリを行っている患者への十分な対応は困難である。一方、上肢の動作は日常生活動作に必須の機能であり、摂食や身の回りの機器の操りなど複雑で多種目に渡る。ところが、上肢運動機能は定量的評価が難しく、STEFなどの数値的な評価を目標に開発された手法であっても、「動作のぎこちなさ」など評価者の主観を免れない点を含むものがほとんどである。

これらに対し、ロボット技術やVR（バーチャルリアリティ）技術の導入により、現行にはない新たな方法で訓練や評価を行い、訓練の幅を広げようとする研究が盛んになっている。例えば道免らは、二次元のロボットアームを訓練に用いることで、運動軌道の躍度[5]やトルク変化など、運動の滑らかさを定量的に評価する研究を行っている[6]。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、訓練の質的効果が高めることが期待できる。また、VR技術により患者が楽しみながら訓練運動を行えば、訓練意欲の増進につながると考え

原稿受付 2007年9月12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.

■ 本論文は有用性で評価されました。

られる。さらに訓練の一部を自動化することで、理学療法士や作業療法士の時間的・身体的負担が軽減され、注意をより治療や訓練の評価に向けられる。

訓練者の運動を誘導するのに、VRにおける視覚および力覚提示技術を用いたものとして、以下のような二次元の装置を用いたものがある。米田や高橋らは、正弦波状の通路を提示し、その通過時間と通路中心からの手先軌跡変位の関係を調べた[7]。また、HoganやKrebsらは、もぐら叩きのようなゲームソフトによる訓練や、患者に円弧運動をさせた際の軌跡の形状による運動機能の評価などを行っている[8]。筆者らにおいても、円なぞり課題における負荷の与え方が結果に及ぼす影響[9]や、仮想迷路を用いて迷路形状と通過時間の関係などを調べている[10]。

一方、三次元の装置を用いたものは報告例が少ない。例えば、GENTLE/Sプロジェクトでは、三次元力覚提示装置と腕の重力補償装置などを組み合わせたシステムで、実際の部屋を模したバーチャル空間における物体とのインタラクションや軌道追従課題などを慢性期脳卒中患者数名に行い、一定の成果を得ている[11]。TothらによるREHAROBを用いた研究[12]では、一定の軌道に沿って患者の腕を動かす運動療法を行っているが、VR技術を用いたものではない。

本研究は、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」[13]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2001~2003(平成13~15)年度に携わったものである。前報までには、高い安全性をもつリハビリテーションロボットである、三次元上肢運動訓練機(Exercise Machine for Upper Limb, EMUL)の開発やその制御について述べた[14][15]。本報告では、運動機能回復訓練にVR技術を導入する例として、空間内における仮想迷路などいくつかの訓練ソフトウェアについて3章で紹介する。対象となる患者や症状、EMULをリハビリテーションに用いる優位点についても、3章でさらに詳述する。さらに、4章では健常者による予備実験も行い、臨床評価の準備とした。また、手首部3自由度機構については過去の報告では割愛していたが、本報告における訓練ソフトウェアでは特に重要となるため、改めて2章に述べた。

2. 三次元上肢リハビリテーションシステム

2.1 上肢運動訓練機 EMUL

開発したシステムをFig. 1に示す[14]。同図右側にあるのが、本システムの中核となる上肢運動訓練機(EMUL)である。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。左右の訓練手(腕)の相違に対しては、機体に対する椅子の位置を調節することで対応する。モニタには、現在の手先位置を示すポイントのほか、訓練に用いる画像や訓練結果などが映し出される。

EMULは、3自由度(水平回転2軸、垂直回転1軸)を有し、リンク先端にある把持部の位置を制御する。リンク部の運動の様子をFig. 2およびFig. 3に示す。link 2およびlink 3のリンク長は、いずれも0.45[m]である。訓練範囲は、機械式回転ストップにより $0.50W \times 0.50D \times 0.50H$ [m]程度に制限してある。アクチュエータには、安全を考慮してERアクチュ

Fig. 1 Rehabilitation system with ER actuators

Fig. 2 Top view of the system model

Fig. 3 Side view of the system model

エータ[16]を使用している[14]。

EMULは空間内の手先位置を制御する3自由度ロボットタイプの装置であるため、その把持部機構には、訓練者の手首姿勢に拘束を与えないよう、三つの回転自由度(Roll-Pitch-Yaw)が必要である。ところが、第1報[14]では安全規格を意識した機構設計に重きを置いたため、三次元ハンドルについては深く言及しなかった。また第2報[15]においても、EMULの基本制御ソフトウェア群とそれらの運動療法への応用を特に重視して述べたため、三次元ハンドルについては省略した。しかし、本報告で後に説明するVR技術を利用したソフトウェア群においては、第2報で述べた訓練ソフトウェアに比べて、訓練者手首の自由度がより重要となる。これは、本報告での訓練の方が、訓練者に能動的な運動を強く要求しているからである。よって、次節以降で、EMULに用いている三次元ハンドルの設計開発について述べる。

2.2 把持部機構の設計

本研究のリハビリ支援システムでは、訓練領域に最大で0.50[m]立方、典型的な訓練領域として0.40[m]立方を考えている。そこで、訓練者が装置手先をこの立方体内で自然に動かすとき、把持部機構に必要なおよその可動範囲を、健常成人男性2名にて測定した。Fig. 4(a)および(b)に示す測定結果のように、把持部にも非常に大きい可動範囲が必要となることが分かった。また、これらは手首における屈曲-進展、尺屈-橈屈にそれぞれ対応するが、自然な操作においては前腕の回内-

Fig. 4 Required range of handle

Fig. 5 Draft models of handle

回外も大きく行われることが分かった。

次に、三次元ハンドルの設計素案として、Fig. 5 に示すような 10 種以上の把持部機構設計案を考えた。また、Table 1 のように、Roll, Pitch, Yaw の回転順に関して機構案を分類した。

ここで、回転中心と握りの位置が一致している場合、訓練者は実際に自分の手で装置手先を操作しているような感覚をもつ。一方、一致していない場合、何か手に持った物を介して、その先で装置手先を操作しているような感覚を受ける。

そこで、実際に自分の手で装置手先を操作しているような感覚を持ち、道具を使うなどの余分な意識を訓練者がせずすむような機構とするため、以下に示す設計指針を設けた。

Table 1 Classification of draft models

Positions of CR & GP		Same		Not same	
On the extension line of link 3		CR & GP	None	Only CR	None
Order of rotation	R-P-Y	4		2, 5	
	P-R-Y	8		3	12
	P-Y-R	9			13
	Y-P-R	1	6		7
	Others		10		11

CR: Center of rotation

GP: Gripping position

Fig. 6 Decided model of the handle

- (1) Roll, Pitch, Yaw の回転軸は 1 点で交わる。
- (2) 回転中心と握りの位置が一致する。
- (3) 握りの位置が手先リンクの延長線上にある。
- (4) 先に求めたような広い可動範囲をもつ。

この指針をもとに、Fig. 6 に示す機構案を選定した。これは、Fig. 5 における案 1 に相当する。Roll 回転は円形部分に大型ベアリングを用いることで実現する。握り部は握りやすさを考えて球形にした。

2.3 把持部機構の製作

リンク型力覚提示装置の場合、リンクや把持部自体がモニターと訓練者の間にあり、視界を遮る場合がある。また、把持部の質量が大きいと、慣性抵抗により操作感が損なわれる恐れがある。そこで、EMUL の三次元ハンドルにおいては、操作性を妨げないと思われる程度まで小型にし、多くの箇所にエンジニアリングプラスチックを用いることで軽量化を図った。

開発した三次元ハンドルを、Fig. 7 に示す。大きさは、Fig. 6 のような基本的な姿勢において、 $0.19W \times 0.28D \times 0.23H$ [m] であり、重量は 1.0 [kg] 以下である。また、ハンドルが特異姿勢となることを防ぐため、Roll 回転角度制限ストッパを下部に取り付けた。さらに、それぞれの可動部を固定し、回転できなくするストッパを取り付けた。これにより、手首拘縮が激しい場合など、故意にハンドル自由度を制限したい場合にも対応できる。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 [17]。

次報で述べる臨床試験の予備実験の一環として、3 章に述べる訓練ソフトウェアを用いて、製作した三次元ハンドルの使用

Fig. 7 Compact type 3-D handle

感等を調査した。機構的な矛盾はなく軽快かつ自然に EMUL を操作できる。操作慣性は大きくない。ストップにより特異姿勢が防止される。ハンドルに手が挟み込まれるようなことはなく安全である。などの評価を得た。また、可動範囲は十分に大きく、訓練ソフトウェアに必要な作業範囲全体で問題なく操作が行えた。

一方、大型ベアリングを用いた Roll 回転において他の回転部と比べ少し摩擦抵抗が大きい。操作時にハンドルが少し視界を遮ることがあるなどの課題が判明した。これに対し、Roll 回転部の摩擦は、グリスを塗ることで他との差異を低減した。また、モニタの位置を調節することで、典型的な訓練範囲内では可能な限り視界を遮らないように努めた。

3. 訓練ソフトウェア

3.1 対象と目的

EMUL の使用対象は、第 1 報でも述べたとおり、高齢者や上肢機能に軽度の障害をもつ障害者である [14]。脳卒中後遺症による片麻痺患者や、小脳性疾患による運動協調性失調患者、頸髄損傷患者、パーキンソン病患者などを具体的な障害者の適応例とし、身体機能の維持訓練および軽度障害の回復訓練への広い応用を考える。

特に対象として強く意識しているのは、中枢神経系疾患である脳卒中片麻痺である。脳卒中片麻痺における運動麻痺の問題点は、末梢神経系疾患の単なる筋力低下によるものと異なり、筋力を制御する中枢神経系の混乱にある。そのため、脳卒中片麻痺患者の機能回復訓練は、神経発達学的順序などに従い、反射のような単純な運動から複雑な随意運動へと再学習しながら進む。この過程で、反射など単純な下位の運動はより上位の神経機構から抑制を受け、より高度に制御された運動へ変化すると考えられている。これらの考え方に準じ、機能回復訓練も患者の回復段階にあわせて、反射運動を抑制しながらより複雑な随意運動へと誘導するよう計画される。

そこで、VR 技術やロボット技術を応用して、回復過程に見合った運動課題を提供することが EMUL 適用の目的である。特に本報告で以下に述べる訓練ソフトウェア群では、中枢系疾患による運動協調性障害や認知機能障害に重点を置き、筋の協調動作や随意性、巧緻性の訓練や評価を考える。なお、運動協調

Fig. 8 Coordination system for software

性とは、関節ごとの運動が随意的かつ独立に行える状態で、さらに各関節間を協調させて動かせることを指し、運動の時間的な制御 (timing)、空間的な制御 (spacing) および強さの調節 (grading) が行えることを言う。

前報 [15] では、各種運動療法に対応した訓練ソフトウェア群を提案した。そこでは運動制御の学習に主眼を置き、ティーチングプレイバック様の繰り返し運動を通じて、運動の正確さと滑らかさを得ることを目標とした。本報告のソフトウェア群では、運動の巧緻性と随意性獲得に主眼を置き、運動の細やかさ、素早さと正確さ、肩・肘関節間の協調運動性、自動的関節可動域の拡大を得ることを目標としており、この点が前報のものと異なっている。

3.2 EMUL による上肢機能訓練の有用性

前節に述べた訓練過程では、マンツーマンの個別治療が必要であり、かつ中枢神経系の再学習を促すために正しい運動を繰り返して行う必要がある。ところがマンパワーの問題により、実際には療法士等による個別治療を常に行うことは難しく、器具を使った自主的なトレーニングを併用することが多い。しかし、今までの訓練機器では、運動中にそれが正しい運動であるかの判断も、その記録も十分にはできていなかった。

EMUL を用いることで、患者の運動機能を評価し、医師や療法士に客観的な患者のデータを提供できる。また、患者の回復過程に見合った運動課題を提供できる。これは、機能回復訓練のプログラム立案の大きな支援になると考える。

3.3 運動学方程式と出力トルクの計算

前報 [15] で求めた運動学方程式を用いて、Fig. 8 に示す座標系 Σ_A における EMUL の手先位置 ${}^A\mathbf{x}_H = [{}^Ax_H, {}^Ay_H, {}^Az_H]^T$ は求められる。ここで同図のように、訓練ソフトウェア制作上の利便性から、基準姿勢における手先位置に新たな座標系 Σ_B を設定する。座標系 Σ_B でのハンドルの座標 ${}^B\mathbf{x}_H$ は、座標系 Σ_B から見た座標系 Σ_A の同次変換行列 ${}^B T_A$ を用いて式 (1) のように表せる。

$$\begin{bmatrix} {}^B\mathbf{x}_H \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} {}^B\mathbf{x}_O \\ 0 \end{bmatrix} + {}^B T_A \begin{bmatrix} {}^A\mathbf{x}_H \\ 1 \end{bmatrix} \quad (1)$$

${}^B\mathbf{x}_O$ はグラフィック上での初期位置であり、可操作性の良いところで操作ができるように調節する。

代表的な仮想物体として、仮想壁を考える。座標系 Σ_B での

ハンドルに提示する力の大きさ ${}^B\mathbf{F}$ を、手先が接触している壁表面からのめり込み量を示す $\mathbf{f}({}^B\mathbf{x}_H)$, Σ_B における座標軸方向の壁の剛性を対角要素にもつ行列 ${}^B\mathbf{K}_P$ を用いて、式 (2) で表す。

$${}^B\mathbf{F} = -{}^B\mathbf{K}_P \mathbf{f}({}^B\mathbf{x}_H) \quad (2)$$

運動学方程式から得られるヤコビ行列を ${}^A\mathbf{J}$ とおくと、アクチュエータに発生させるべきトルク $\mathbf{T}$ は以下のように表せる。ただし、 ${}^A\mathbf{R}_B$ は ${}^A\mathbf{T}_B$ の回転行列部分である。

$$\mathbf{T} = {}^A\mathbf{J}^T \mathbf{F} = {}^A\mathbf{J}^T {}^A\mathbf{R}_B {}^B\mathbf{F} \quad (3)$$

本章で述べる訓練ソフトウェアは、いずれもこのような仮想壁を組み合わせでできた構造物やフィールド内で訓練運動を行うものである。したがって、それらから訓練者が受ける反力は、式 (3) を用いて計算され、EMUL の ER アクチュエータにて発生される。

3.4 自動助運動、自動運動、抵抗運動

次節より紹介する訓練ソフトウェアにおいて、自由空間では3種類のオプション（自動助運動、自動運動、抵抗運動）を選択できるようにした。これらは、訓練者にとってその訓練運動がどの程度能動的であるかで分類したものであり [1]、前者ほど他動的である。すなわち、他動運動や自動助運動は外部から補助を受けつつ行う運動であるが、自動運動は訓練者の自力のみで運動を行う。よって、自動助運動は EMUL から訓練者に対して補助力が加えられる。逆に抵抗運動では、EMUL から訓練者の運動を妨げる向きの力が加えられる。自動運動の場合には、自由空間では EMUL は何の力も発生しない。訓練時には訓練者の状態に応じたものを選択し、麻痺等の症状が重度な者には自動助運動モードを、軽度な場合には自動運動モードや抵抗運動モードを用いる。

これらは、前報 [15] のものとは異なり、簡易的なもので実現した。具体的には、行列 ${}^B\mathbf{K}_D$ を用いて、自由空間で手先に次の力 ${}^B\mathbf{F}$ を提示することで表した。

$${}^B\mathbf{F} = -{}^B\mathbf{K}_D {}^B\dot{\mathbf{x}}_H \quad (4)$$

なお、 ${}^B\mathbf{K}_D$ は対角要素に座標軸方向の速度フィードバックゲインをもつ。また、各速度フィードバックゲインがゼロのときに自動運動、負のときに自動助運動、正のときに抵抗運動となる。本研究では、 ${}^B\mathbf{K}_D$ の値は実験的に求めた。また、実際には ER アクチュエータの粘性摩擦抵抗との合力が、訓練者に伝わる。

3.5 仮想迷路

ゲーム性の高い訓練を考えるにあたり、仮想迷路抜け課題を考える。ただし、一般的なモニタに三次元の迷路を表示させた場合、視覚における高次の認知能力が必要とされ、純粋な上肢運動機能訓練が行えなくなる可能性が高い。そこで、二次元の迷路を仮想空間内の鉛直面に提示することを考える。ゴールまでに要した時間や、壁面に衝突した回数を評価に用いることで、定量的評価および訓練者へのフィードバックを行う。この訓練では、運動の巧緻性と随意性の向上のほか、関節可動域の拡大

や肩・肘の協調運動性の向上などの効果が期待できる。

迷路は、Fig. 9 に示すように、3.3 節に述べた仮想壁からなる基本的な形状をした仮想物体を組み合わせることで構築した。EMUL を操作することで、ターゲットマーカーを操り、その面のスタート位置からゴールまで移動させる。ゴールすると、奥行き方向に新たな迷路面が現れる。ただし、現時点では迷路形状は不変であり、スタートとゴールの位置を入れ替えたものとしている。迷路は全部で6面ある。力覚提示は、自由空間では3.4 節に述べたオプション設定に従う。壁に当たると、式 (2) のようにその反力を提示する。壁表面の摩擦係数は無視し、尖った角部での反力は対角線で二方向に分離して提示する。

鉛直方向の動きは、重力に逆らって上肢を動かさなければならぬため、失調性の患者など有効仕事として取り出せる力が小さい訓練者にとっては、左右方向に比べて難しい運動である。さらに、手先重量が補償されていないシステムでは、訓練者は自分の上肢以外の不要な負荷重量の影響を受けることになる。一方、本システムではカウンタバランスによる重力補償がされているため、訓練者は装置の重さをほとんど感じることなく作業が行える。

3.6 壁画めぐり

アミューズメント性の高い訓練として、Fig. 10 に示すような壁画めぐり訓練を考えた。この訓練では、ハンドル位置に対応した球形の消しゴムと鉛直面の壁がモニタに表示される。訓練者が、ハンドルを動かして消しゴムを壁に接触させると、接触した箇所のマスクが消え、マスクの裏に隠された絵が表示さ

Fig. 9 Virtual maze

Fig. 10 Picture-mask erasing

Fig. 11 Virtual hockey

れる。絵の何割かを表示させるとその面は課題を達成したこととなり、壁と絵が消え、奥行き方向に新たな面が現れる。迷路は全部で6面ある。奥行き方向に複数の面を設けていることから、徐々に腕を伸ばしていくことになる。消したマスクの量や、それに要した時間が評価指標に考えられる。

この訓練は、関節可動域の拡大や運動の随意性の獲得のほか、巧緻性の向上、協調運動性の向上などに用いることができる。

3.7 ホッケー

運動の素早さと正確さ、脳の高次な認知機能が求められる訓練として、Fig. 11に示すホッケーゲームを考えた。この訓練では、水平面に設置されたコートの上に、パックとハンドル位置に対応したパドル、および相手ゴールを守る相手パドルが表示される。訓練者は、ハンドルを動かしてパドルを操り、パックを相手のゴールに向かって打つ。パックがゴールに入ると、数秒後にパックがランダムな位置に出現し訓練が再開する。どちらかのスコアが所定の点数になると訓練が終了する。勝利までの時間や、相手の動きの複雑さなどが評価指標となる。

力覚は、コートの床面および壁面からの反力、パックを打ったときの打撃感覚が表現される。パックからの反力は運動量から求めた。

4. 臨床予備試験結果

障害者を対象とした臨床試験の前に、健常若年者に対し予備試験を行った。本章では、その結果を紹介し、障害者を対象としたりハビリ訓練・機能検査試験に、本研究手法が有効と期待できることを示す。

なお、筆者らは以前の研究[10]にて、健常若年者と健常高齢者の間には、日常的に経験されることと同様に、いくつかの運動機能において顕著な差があることを確認している。したがって、障害者との比較データを得る目的であれば、対象とする障害者と同じ年齢層の健常被験者による試験を行う必要がある。本報告で行う予備試験では、これと異なり、開発したソフトウェアによる訓練試行結果の再現性、評価が定量的かどうか、評価しやすい指標かどうかを確認することを主眼としている。障害者による訓練結果と本研究手法の有効性の検証は、次報以降で行う。

4.1 壁画めくり

4章で述べた壁画めくりソフトを用いて、予備試験を行った。対象は健常者13名で、平均24.0歳（標準偏差2.08）、日常生

Fig. 12 Complete time for each stage

活動作に主に用いるのは全員右手であった。対象には、当該ソフトに習熟したものはおらず、事前練習は行わなかった。試験中は、上体はできるだけ動かさないこと、右手で試験し左手は左膝上に置くことと指示した。また、できるだけ早く各面のマスクを消すように指示した。

計13例において、全6面の壁画面上マスクを消すのに要した時間は、平均で91.00[s]（標準偏差17.70）だった。各面ごとに要した時間とその標準偏差をFig. 12に示す。各面ごとに要した時間は次第に減少しているが、3面目以降は大きく変わらないように見える。試行の前半（2面目まで）と後半（3面目以降）での結果は、次のとおりである。

壁画 1-2 面目 : 平均 16.9 [s] (標準偏差 4.49)

壁画 3-6 面目 : 平均 14.4 [s] (標準偏差 3.02)

標準正規累積分布から、それぞれの結果はほぼ正規分布であることを確認した。また、 F 確率分布から、等分散性は否定された ($p = 7.30 \times 10^{-7} < 0.001$)。そこで、試行前半と後半で結果に差がないという仮説に対して、Welch の方法を用いて片側 T 検定を行った。値は、 $p = 7.34 \times 10^{-3} < 0.01$ であり、危険率 1% で仮説は棄却された。すなわち、試行の前半と後半に有意な差が認められた。一方、3面目とそれ以降の結果には、有意な差がなかった ($p = 4.49 \times 10^{-1}$)。

これは、単純な慣れの影響であり、3面目以降でその影響がなくなったためと考えられる。すなわち、健常若年者においては、1面当たり14秒程度を目安にできる。加齢や障害により機能低下が生じた場合には、これより長い時間が必要と予想される。

すなわち、自動的関節可動域は何面目まで到達できたかにより、巧緻性や随意運動能力は上記を基準とした比較により、定量的な機能評価が可能と期待できる。

4.2 迷路

4章で述べた仮想迷路ソフトを用いて、予備試験を行った。

対象は健常者26名で、平均23.6歳（標準偏差1.84）、日常生活動作に主に用いるのは全員右手であった。試験前には、仮想迷路ソフト以外のソフトにより、事前練習を行った。試験中は、上体はできるだけ動かさないこと、右手で試験し左手は左膝上に置くことと指示した。また、できるだけ壁に当たらないように、ただしできるだけ早くクリアするように指示した。6面まである迷路をすべて通り抜けることを1試行とし、各自3回の試行を行った。疲労の影響を除去するため、各試行間には30分程度の休憩を設けた。

主に初回の試行となるが、明らかに他の試行に比べ長い時間を要した場合は、異常値として除去した。そのため、延べ55例

Fig. 13 Times-Collision relationship

の試行結果を得た。試行時間は平均 61.4 秒（標準偏差 21.0）、衝突回数は平均 53.4 回（標準偏差 27.5）であった。試行時間と衝突回数は、ともに分散が非常に大きい。これは、試行時間の短縮と衝突回数の減少のどちらに重点を置くかが、被験者間で異なったためと思われる。そこで、試行時間（ T ）と衝突回数（ C ）の間に負の相関があると考え、近似曲線を計算した。Fig. 13 に結果を示す。実線は次式で表せる近似曲線であり、相関係数は 0.841 であった。

$$C = 321T^{-0.445} \quad (5)$$

障害等がある場合、試行時間と衝突回数がともに増大すると予想される。したがって、この近似曲線に対して、原点からより遠い位置に試行結果がプロットされと考えられる。実際、先行研究 [10] では、健常高齢者は健常若年者に比べ、衝突回数は有意差がないが試行時間は有意に大きかった。障害高齢者においては、さらに衝突回数も大きくなると予想される。一方、障害若年者では、試行時間に有意差が出ず、衝突回数が有意に大きくなる可能性もある。

そこで、上述の近似曲線からの距離を新たな評価指標として用いることで、障害者においても、比較的容易に運動の巧緻性や随意性の定量的評価が可能と期待できる。

5. 結 言

本論文では、三次元上肢リハビリテーションシステムにおける、上肢運動訓練機および VR 技術を用いた上肢運動訓練ソフトウェアの開発、その臨床予備実験について報告した。

三次元運動訓練機 EMUL については、特に強調すべき点は以下のとおりである。

- ER アクチュエータの使用により、安全性が高いこと。
- 機構的に重力補償がなされていること。
- 空間リンク機構等の使用により、軽量で摩擦損失の小さい機構となっていること。
- 動作範囲と発生力が大きいこと。

2 章においては、EMUL で用いる三次元ハンドルの設計開発について詳細に述べた。把持部の設計は、本論文で用いた訓練者の能動性が高い訓練ソフトウェアにおいて、特に重要となる。

3 章以降では、各種訓練運動が可能となる VR 技術を用いたソフトウェア群について、具体的に述べた。

- 関節可動域訓練に用いることのできるソフトウェアとして、壁面めくりを開発した。垂直な壁面にかかったマスクを、手前の壁面から奥の壁面へと逐次消していくソフトであり、

関節可動域を立体的に表示することができる。

- アミューズメント性の高い訓練用ソフトウェアとして、鉛直面内にある仮想迷路を開発した。このソフトウェアにおいても仮想迷路が手前から奥に次々と現れ、三次元的な評価も可能である。
- 正確さと素早さの求められる訓練として、バーチャルホッケーを開発した。これはアミューズメント性とゲーム性の高いソフトウェアである。

さらに 4 章では、臨床予備試験により、本システムが上肢運動機能訓練および評価に有効と期待できることが示された。すなわち、壁面めくりと仮想迷路において、比較的入手しやすい評価指標である試行時間や壁との衝突回数をを用いて、再現性のある定量的な評価が行えた。壁面めくりにおいては、健常若年者では 1 面当たり 14 秒程度の試行時間が目安になることが示唆された。また、被験者ごとのばらつきについては、ほぼ正規分布であることが確認された。仮想迷路においては、試行時間と衝突回数の間に相関の高い関数関係があることが示された。

次報以降では、障害者に対する臨床試験結果と本研究手法の有効性の検証について報告する。

謝 辞 本報告では、大阪電気通信大学医療福祉工学部理学療学科の小田邦彦教授に、臨床側から見たご意見やご助言を多数いただいた。また、兵庫医科大学リハビリテーション医学教室道免和久教授には、把持部機構の設計について貴重なご意見をいただいた。ここに付記し、感謝の意を表する。なお本研究は、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。

参 考 文 献

- [1] 中村隆一：入門リハビリテーション医学。医歯薬出版、1998。
- [2] 博田節夫：“脳卒中後片麻痺のリハビリテーションへの関節運動学的アプローチの応用”，総合リハビリテーション，vol.13, no.11, pp.837-843, 1985。
- [3] 園田茂，千野直一：“食事”，総合リハビリテーション，vol.19, no.7, pp.741-745, 1991。
- [4] “特集：リハビリテーション専門職種の現状と問題点”，総合リハビリテーション，vol.27, no.4, pp.301-336, 1999。
- [5] Y. Uno, M. Kawato and R. Suzuki: “Formation and Control of Optical Trajectory in Human Multi-joint Arm Movement—Minimum Torque-change Model,” Biological Cybernetics, vol.61, pp.89-101, 1989。
- [6] 道免和久：“運動学習とリハビリテーション（解説）”，バイオメカニズム学会誌，vol.25, no.4, pp.177-182, 2001。
- [7] 高橋良至，寺田尚志，井上薫，伊藤祐子，笹田哲，米田隆志：“ハプティックデバイスを用いた上肢リハビリテーションシステム”，計測自動制御学会第 3 回システムインテグレーション部門講演会講演論文集，vol.3, pp.131-132, 2002。
- [8] 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。
- [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] 小柳健一，古荘純次，小田邦彦：“仮想迷路抜け課題を応用した上肢運動機能解析に関する考察”，日本人間工学会誌，vol.42, no.5, pp.295-304, 2006。
- [11] F. Amirabdollahian, R. Loureiro, E. Gradwell, C. Collin, W. Harwin and G. Johnson: “Multivariate analysis of the Fugl-

Meyer outcome measures assessing the effectiveness of GEN-TLE/S robot-mediated stroke therapy,” Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation, vol.4, p.4, 2007.

- [12] A. Toth, G. Arz, Z. Varga, P. Varga and J. Papp: “Layout Optimization of a Geometrically Complex Rehabilitation Robotic System through Virtual Physiotherapy,” Proceedings of the 8th International Conference on Rehabilitation Robotics, pp.68–71, 2003.
- [13] New Energy and Industrial Technology Development Organization (NEDO): Transaction on Rehabilitation System for Upper Limb and Lower Limb in 2001 NEDO reports, <http://www.nedo.go.jp/>, 2002.
- [14] 古莊純次, 小柳健一, 片岡次郎, 笠潮, 井上昭夫, 竹中重和: “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—”, 日本ロボット学会誌, vol.23, no.5, pp.629–636, 2005.

- [15] 小柳健一, 古莊純次, 片岡次郎, 笠潮, 竹中重和, 井上昭夫: “三次元上肢リハビリ訓練システムの開発—第2報: 運動療法のためのソフトウェアの開発—”, 日本ロボット学会誌, vol.23, no.8, pp.1011–1018, 2005.
- [16] 古莊純次: “ER 流体を用いたメカトロニクスシステム (解説)”, 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.
- [17] 小柳健一, 藤井雄輝, 古莊純次, 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.

小柳健一 (Ken'ichi Koyanagi)

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月同大学大学院工学研究科助手。2006年4月より富山県立大学工学部講師。博士(工学)(大阪大学)。機能性材料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, パッシブ型力覚提示, パ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, およびダイレクトドライブモータの高精度制御に関する研究に従事。日本機械学会, 計測自動制御学会, 日本パーチャルリアリティ学会, 日本人間工学会などの会員。(日本ロボット学会正会員)

中西和彦 (Kazuhiko Nakanishi)

2006年3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。現在はトヨタ自動車株式会社所属。在学中は三次元力覚提示システムのリハビリテーション応用に関する研究に従事。

竹中重和 (Shigekazu Takenaka)

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。

古莊純次 (Junji Furusho)

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, 電気通信大学教授を経て1996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, 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・下肢装具・インテリジェント義足継手・筋力評価訓練システム・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, パーチャルリアリティ, 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, 曲がり多重チューブデバイス(CMTD)システムの肝穿刺・深部静脈穿刺・胎児治療等への応用, 歩行リハビリ支援システム, 人間の運動制御, 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, 日本パーチャルリアリティ学会, 日本生体医工学会, 日本コンピュータ外科学会, バイオメカニズム学会, 日本VR医学会, 日本リハビリテーション医学会, 日本リハビリテーション工学協会, 日本義肢装具学会, 日本フルードパワーシステム学会等の会員。日本機械学会フェロー。(日本ロボット学会正会員)

笠 潮 (Ushio Ryu)

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の研究に従事。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。

井上昭夫 (Akio Inoue)

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。博士(工学)。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。