

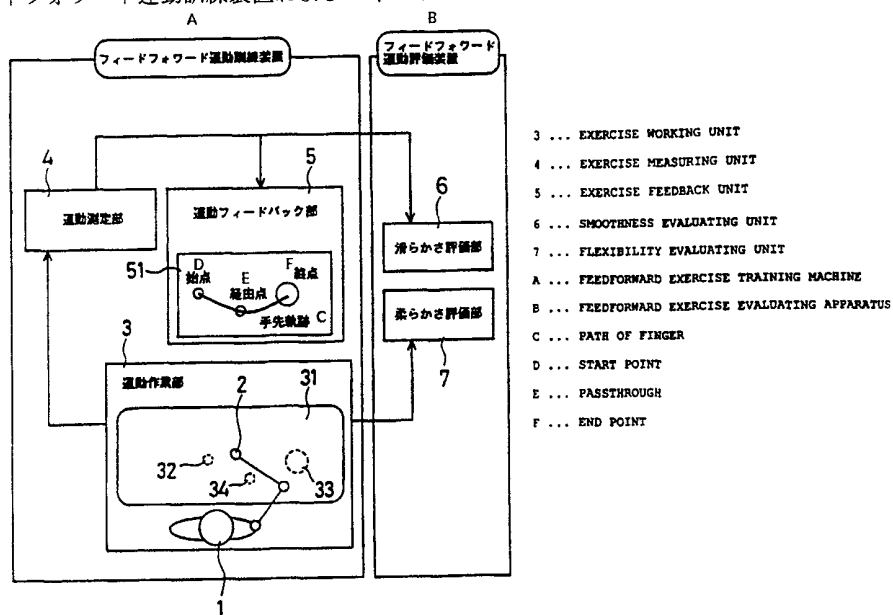


(51) 国際特許分類6 A63B 21/00	A1	(11) 国際公開番号 WO99/61110 (43) 国際公開日 1999年12月2日(02.12.99)
----------------------------	----	---

<p>(21) 国際出願番号 PCT/JP99/02767</p> <p>(22) 国際出願日 1999年5月26日(26.05.99)</p> <p>(30) 優先権データ 特願平10/146335 1998年5月27日(27.05.98) JP</p> <p>(71) 出願人 (米国を除くすべての指定国について) 科学技術振興事業団(JAPAN SCIENCE AND TECHNOLOGY CORPORATION)[JP/JP] 〒332-0012 埼玉県川口市本町4丁目1番8号 Saitama, (JP)</p> <p>(72) 発明者 ; および (75) 発明者 / 出願人 (米国についてのみ) 大須理英子(OSU, Rieko)[JP/JP] 〒610-0361 京都府京田辺市河原受田51-1 フルール花水木301 Kyoto, (JP) 道免和久(DOMEN, Kazuhisa)[JP/JP] 〒333-0866 埼玉県川口市芝4-21-3 Saitama, (JP)</p> <p>(74) 代理人 弁理士 西澤利夫(NISHIZAWA, Toshio) 〒150-0042 東京都渋谷区宇田川町37-10 麻仁ビル6階 Tokyo, (JP)</p>	<p>(81) 指定国 CA, US, 欧州特許 (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE)</p> <p>添付公開書類 国際調査報告書</p>
--	---

(54) Title: FEEDFORWARD EXERCISE TRAINING MACHINE AND FEEDFORWARD EXERCISE EVALUATING SYSTEM

(54) 発明の名称 フィードフォワード運動訓練装置およびフィードフォワード運動評価システム



(57) Abstract

A novel feedforward exercise training machine comprises an exercise working unit (3) for allowing a patient (1) to take a feedforward exercise of a region of the patient (1) between preset start and end points (32, 33) in a limited time, an exercise measuring unit (4) for measuring the feedforward exercise, an exercise feedback unit (5) for feeding back the results of the measurement to the patient (1). By training the patient (1) to take a feedforward exercise, the function of taking exercise speedily and properly in a relaxing mood can be restored. A novel feedforward exercise evaluating system for objectively and readily evaluating the degree of skill of a feedforward exercise of a patient using such a feedforward exercise training machine so as to effectively restore the function of the patient of taking exercise speedily in a relaxing mood is also disclosed.

(57)要約

患者（１）がその人体構成部分を予め設定されている始点（３２）および終点（３３）間を制限時間内にフィードフォワード運動させる運動作業部（３）、運動作業部（３）における患者（１）のフィードフォワード運動を測定する運動測定部（４）、および運動測定部（４）によるフィードフォワード運動の測定結果を患者（１）にフィードバックする運動フィードバック部（５）を備えており、フィードフォワード運動を訓練することにより、速く正確な運動をリラックスした状態で行うことのできる機能の回復を実現させることのできる、新しいフィードフォワード運動訓練装置、および、このフィードフォワード運動訓練装置における患者のフィードフォワード運動の熟練度を客観的に、且つ容易に評価して、リラックスした状態での速く正確な運動機能をより効果的に回復させることのできる、新しいフィードフォワード運動評価システムを提供する。

PCTに基づいて公開される国際出願のパンフレット第一頁に掲載されたPCT加盟国を同定するために使用されるコード(参考情報)

AE	アラブ首長国連邦	DM	ドミニカ	KZ	カザフスタン	RU	ロシア
AL	アルバニア	EE	エストニア	LC	セントルシア	SD	スーダン
AM	アルメニア	ES	スペイン	LI	リヒテンシュタイン	SE	スウェーデン
AT	オーストリア	FI	フィンランド	LK	スリ・ランカ	SG	シンガポール
AU	オーストラリア	FR	フランス	LR	リベリア	SI	スロヴェニア
AZ	アゼルバイジャン	GA	ガボン	LS	レソト	SK	スロヴァキア
BA	ボスニア・ヘルツェゴビナ	GB	英国	LT	リトアニア	SL	シエラ・レオネ
BB	バルバドス	GD	グレナダ	LU	ルクセンブルグ	SN	セネガル
BE	ベルギー	GE	グルジア	LV	ラトヴィア	SZ	スワジランド
BF	ブルキナ・ファソ	GH	ガーナ	MA	モロッコ	TD	チャード
BG	ブルガリア	GM	ガンビア	MC	モナコ	TG	トーゴ
BJ	ベナン	GN	ギニア	MD	モルドヴァ	TJ	タジキスタン
BR	ブラジル	GW	ギニア・ビサオ	MG	マダガスカル	TZ	タンザニア
BY	ベラルーシ	GR	ギリシャ	MK	マケドニア旧ユーゴスラヴィア	TM	トルクメニスタン
CA	カナダ	HR	クロアチア		共和国	TR	トルコ
CF	中央アフリカ	HU	ハンガリー	ML	マリ	TT	トリニダード・トバゴ
CG	コンゴ	ID	インドネシア	MN	モンゴル	UA	ウクライナ
CH	スイス	IE	アイルランド	MR	モリタニア	UG	ウガンダ
CI	コートジボアール	IL	イスラエル	MW	マラウイ	US	米国
CM	カメルーン	IN	インド	MX	メキシコ	UZ	ウズベキスタン
CN	中国	IS	アイスランド	NE	ニジェール	VN	ヴェトナム
CR	コスタ・リカ	IT	イタリア	NL	オランダ	YU	ユーゴスラビア
CU	キューバ	JP	日本	NO	ノールウェー	ZA	南アフリカ共和国
CY	キプロス	KE	ケニア	NZ	ニュージーランド	ZW	ジンバブエ
CZ	チェッコ	KG	キルギスタン	PL	ポーランド		
DE	ドイツ	KP	北朝鮮	PT	ポルトガル		
DK	デンマーク	KR	韓国	RO	ルーマニア		

明 細 書

フィードフォワード運動訓練装置および
フィードフォワード運動評価システム

技術分野

この出願の発明は、フィードフォワード運動訓練装置およびフィードフォワード運動評価システムに関するものである。さらに詳しくは、この出願の発明は、運動機能改善を目的としたリハビリテーションおよび運動機能改善を目的とした治療、薬物等の効果判定などに有用な、速く正確な運動をリラックスした状態で行うことのできる機能の回復を効果的に実現させることのできる、新しいフィードフォワード運動訓練装置およびフィードフォワード運動評価システムに関するものである。

技術背景

従来より、脳卒中などによる運動障害のリハビリテーションにおいては、ペグの挿入など、視覚や体性感覚によるフィードバック情報を用いて途中で修正を行いながら動かす「ゆっくりと正確さを求める」運動、あるいは、腕を振るといった「速いが正確さを要求しない」運動による訓練が中心であった。

しかしながら、前者のような「ゆっくりと正確さを求める」運動訓練は、腕や足などを硬くしてしまう傾向があり、後者のような運動訓練では、正確さを要求しない傾向があ

るため、腕や足などを柔らかくするなどリラックスした状態で、途中で修正を行わずに、速く正確に動かすという運動機能を回復することが困難であるといった問題があった。

この速く正確な運動、たとえばすばやくものに手を伸ばす運動やボールを目標に向かって投げる運動などは、フィードフォワード運動と呼ばれている。これに対し、視覚や体性感覚情報で修正しながらものを並べたり追いかけたりする運動はフィードバック運動と呼ばれている。上述の「ゆっくりと正確さを求める」運動がそれである。

フィードバック運動には、フィードバックコントローラが用いられるため、脳内に制御対象である手や足などの人体構成部分のダイナミクスのモデルを構成する必要がない。これに対し、フィードフォワード運動を行うには、人体構成部分のダイナミクスのモデルを用いて、予め必要な制御信号を計算しておかなければならない。

運動障害により、制御信号と人体構成部分の動きとの関係が変化すると、今まで用いていた人体構成部分のダイナミクスのモデルを使って正しい制御信号を計算することができなくなる。したがって、もう一度ダイナミクスのモデルを作り直さなければならない。そのためには、ダイナミクスのモデルを積極的に用いるようなフィードフォワード運動を訓練することが有効である。

また、従来より行われている運動機能の回復の評価は、医師の観察による心理量、つまり順序尺度によるものであり、物理量、つまり比例尺度による客観的、定量的な評価は行われていないなかった。

そこで、この出願の発明は、以上の通りの事情に鑑みてなされたものであり、従来技術の問題点を解消し、フィードフォワード運動を訓練することにより、速く正確な運動をリラックスした状態で行うことのできる機能の回復を実現させることのできる、新しいフィードフォワード運動訓練装置、および、このフィードフォワード運動訓練装置における患者のフィードフォワード運動の熟練度を客観的に、且つ容易に評価して、リラックスした状態での速く正確な運動機能をより効果的に回復させることのできる、新しいフィードフォワード運動評価システムを提供することを目的としている。

発明の課題

この出願の発明は、上記の課題を解決するものとして、患者がその人体構成部分を予め設定されている始点および終点間を制限時間内にフィードフォワード運動させる運動作業部、運動作業部における患者のフィードフォワード運動を測定する運動測定部、および運動測定部によるフィードフォワード運動の測定結果を患者にフィードバックする運動フィードバック部を備えていることを特徴とするフィードフォワード運動訓練装置（請求項1）を提供する。

また、この出願の発明は、上記の装置において、始点および終点間に少なくとも一つの経由点が設定されており、患者が人体構成部分を始点から経由点を通って終点までフィードフォワード運動させること（請求項2）や、運動作業部に始点および終点が配設されていること（請求項3）

や、運動作業部に経由点が配設されていること（請求項 4）や、運動測定部がフィードフォワード運動の軌跡を測定すること（請求項 5）や、運動測定部がフィードフォワード運動中の人体構成部分の位置を測定すること（請求項 6）や、運動測定部がフィードフォワード運動に要した時間を測定すること（請求項 7）や、運動フィードバック部がフィードフォワード運動の測定結果を表示させて患者にフィードバックすること（請求項 8）や、運動フィードバック部に始点および終点が表示されていること（請求項 9）や、運動フィードバック部に経由点が表示されていること（請求項 10）や、運動フィードバック部が、フィードフォワード運動により測定されたフィードフォワード運動中の人体構成部分の位置を、フィードフォワード運動中にリアルタイムに表示させること（請求項 11）などをその態様として提供する。

さらにまた、この出願の発明は、上記のフィードフォワード運動訓練装置と、フィードフォワード運動訓練装置における患者のフィードフォワード運動の熟練度を評価するフィードフォワード運動評価装置とを備えたことを特徴とするフィードフォワード運動評価システム（請求項 12）をも提供し、このフィードフォワード運動評価システムにおいて、フィードフォワード運動評価装置が、フィードフォワード運動訓練装置の運動測定部によるフィードフォワード運動の測定結果を用いて、フィードフォワード運動の滑らかさを評価する滑らかさ評価部を有していること（請求項 13）や、フィードフォワード運動評価装置が、フィ

ードフォワード運動の測定結果を用いて、手先躍度最小、関節角躍度最小およびトルク変化最小の少なくとも一つを滑らかさ評価関数値として算出すること（請求項14）や、フィードフォワード運動評価装置が、フィードフォワード運動訓練装置の運動作業部においてフィードフォワード運動する患者の人体構成部分の筋張力を用いて、フィードフォワード運動の滑らかさを評価する滑らかさ評価部を有していること（請求項15）や、フィードフォワード運動評価装置が筋張力の相対的な変化を表す筋電図の積分値を算出すること（請求項16）などもその態様として提供する。

図面の簡単な説明

図1は、この発明のフィードフォワード運動訓練装置の一例を示した要部構成図である。

図2は、この発明のフィードフォワード運動評価システムの一例を示した要部構成図である。

図3は、(a)(b)(c)は、各々、患者Aの手の滑らかさ、関節角の滑らかさおよびトルクの滑らかさの経時変化を例示した図である。

図4は、患者Aの成功確率を例示した図である。

図5は、(a)～(f)は、各々、患者Aの肩屈筋、肩伸筋、2関節屈筋、2関節伸筋、肘屈筋および肘伸筋の筋活性の経時変化を例示した図である。

図6は、(a)(b)(c)は、各々、患者Bの手の滑らかさ、関節角の滑らかさおよびトルクの滑らかさの評価結果の一例を示した図である。

図 7 は、患者 B の成功確率を例示した図である。

図 8 は、(a) ~ (f) は、各々、患者 B の肩屈筋、肩伸筋、2 関節屈筋、2 関節伸筋、肘屈筋および肘伸筋の筋活性の経時変化を例示した図である。

図 9 は、(a) (b) (c) は、各々、患者 A における麻痺側と健側（つまり正常側）の手の滑らかさ、関節角の滑らかさおよびトルクの滑らかさの各評価関数値の平均と標準偏差を例示したものである。

なお、図中の符号は次のものを示している。

- 1 患者
- 2 手
- 3 運動作業部
 - 3 1 作業台
 - 3 2 始点
 - 3 3 終点
 - 3 4 経由点
- 4 運動測定部
- 5 運動フィードバック部
 - 5 1 ディスプレイ
- 6 滑らかさ評価部
- 7 柔らかさ評価部

発明を実施するための最良の形態

図 1 は、この発明のフィードフォワード運動訓練装置の一例を示したものである。

たとえばこの図 1 に例示したように、この発明のフィー

ドフォワード運動訓練装置は、患者（１）が人体構成部分をフィードフォワード運動させる運動作業部（３）と、そのフィードフォワード運動を測定する運動測定部（４）と、運動測定部（４）によるフィードフォワード運動の測定結果を患者にフィードバックする運動フィードバック部（５）とを備えている。

この場合さらに説明すると、図１の例では、患者（１）がフィードフォワード運動させる人体構成部分は手（２）となっており、運動作業部（３）には、たとえば、平面上における予め決められた位置に配設された始点（３２）および終点（３３）を有する作業台（３１）が、患者（１）が肩の高さの水平面で肩肘の２関節を用いて始点（３２）および終点（３３）間のフィードフォワード運動を行えるように、備えられている。この作業台（３１）の平面は摩擦が少なくなっている。

また、手首を固定する装置（図示していない）、患者が握って作業台（３１）平面上を滑らせて動かすことのできる握り棒（図示していない）も設けられている。さらにまた、患者（１）の障害の程度に応じて、始点（３２）および終点（３３）間に経由点（３４）を設けて、その経由点（３４）を通過させるようにするなどの課題を設定することもできる。経由点（３４）の個数は、障害の程度に応じて調整することができる。

そして、このような運動作業部（３）において、患者（１）は、握り棒を制限時間内に始点（３２）を出発して経由点（３４）を通り終点（３３）に到達するように動か

す運動を行う。この際、制限時間を比較的短く設定しておき、視覚や体性感覚のフィードバックによる修正運動が起こりにくいようにして、修正を行わない速く正確な運動、つまりフィードフォワード運動を行わせる。

運動測定部（４）では、たとえば、上述のように患者（１）が行う手（２）のフィードフォワード運動の軌跡、フィードフォワード運動中の手（２）の位置、各関節の位置や角度、フィードフォワード運動に要した時間、つまり始点（３１）から終点（３３）に到達するのに要した時間などが測定される。

運動フィードバック部（５）では、たとえばディスプレイ（５１）が備えられており、運動測定部（４）により測定されたフィードフォワード運動の各種測定結果が、ディスプレイ（５１）に表示されて患者（１）にフィードバックされる。たとえば、各種測定結果として、フィードフォワード運動中の手（２）の現在位置をリアルタイムに表示させたり、運動後にその軌跡を表示させたりすることができ、また、制限時間内に終点（３３）に到達できたか、要求された経由点（３４）を通過したかなども表示させて患者（１）に通知することができる。もちろん、ディスプレイ（５１）による表示フィードバックだけではなく、紙面へ測定結果を印刷出力させて患者にフィードバックするようにしてもよい。

このような測定結果のフィードバックによって、患者（１）は随時自分の運動を確認することができ、フィードフォワード運動をより正確に訓練することができるように

なる。

なお、フィードフォワード運動用の始点（３２）、終点（３３）および経由点（３４）は、運動作業部（３）に配設される代りに、運動フィードバック部（５）に表示されていてもよい。

この場合には、たとえば、運動フィードバック部（５）のディスプレイ（５１）に、始点（３２）、終点（３３）、必要であれば経由点（３４）が表示されるとともに、運動測定部（４）により測定されたフィードフォワード運動中の患者（１）の手（２）の現在位置がリアルタイムに表示されるようにもなっており、患者（１）は、ディスプレイ（５１）を見ながら、ディスプレイ（５１）上の始点（３２）から終点（３３）まで到達するように、必要な場合には経由点（３４）を通過して終点（３３）まで到達するように、運動作業部（３）の作業台（３１）上において握り棒を動かしてフィードフォワード運動を訓練する。

もちろん、これら始点（３２）、終点（３３）および経由点（３４）は、運動作業部（３）および運動フィードバック部（５）の両方に配設および表示されていてもよい。

上述したようなこの発明のフィードフォワード運動訓練装置を用いたフィードフォワード運動の訓練により、麻痺などによって変化した体の状態を脳に再び学習させることができ、それによって腕などの人体構成部分の制御が向上する。また、腕などの制御が向上するのに伴い、関節も徐々に柔らかくなるので、反射の亢進や、筋の同時活性化で硬くなる傾向のある麻痺側の上肢をリラックスさせること

もできる。よって、速く正確な運動をリラックスした状態で行うことのできる機能の効果的な回復を実現させることができる。

ところで、フィードフォワード運動が上達すると、その上達につれて運動の軌道やトルク波形が次第に滑らかなものになっていく。また、脳におけるダイナミクスのモデルの学習が進むにつれて、腕などを柔らかくしたまま速く正確な運動を行うようになる。したがって、訓練中のフィードフォワード運動の「滑らかさ」や「柔らかさ」を定量的、且つ客観的に評価することで、より効果的に、リラックスした状態での速く正確な運動機能の回復を促進させることができるようになる。

そこで、たとえば図2に示したような、上述のフィードフォワード運動訓練装置にフィードフォワード運動熟練度評価装置を組み合わせたこの発明のフィードフォワード運動評価システムを用いることにより、フィードフォワード運動の「滑らかさ」や「柔らかさ」を客観的、且つ定量的に評価し、その評価を用いてさらに効果的なフィードフォワード運動の訓練を行うことができる。

図2に例示したこの発明のフィードフォワード運動評価システムにおけるフィードフォワード運動評価装置は、フィードフォワード運動訓練装置の運動測定部(4)によるフィードフォワード運動の各種測定結果を用いて、フィードフォワード運動の滑らかさを評価する滑らかさ評価部(6)、および運動作業部(3)においてフィードフォワード運動する患者の人体構成部分の筋張力を用いて、フィ

ードフォワード運動の柔らかさを評価する柔らかさ評価部(7)を有している。

滑らかな動きは、加速度の変化が少ない動きであると考えられるので、加速度の評価である躍度の大きさ、つまり加速度の1回微分の大きさによって定量化することができる。

そこで、滑らかさ評価部(6)は、躍度の大きさ(2乗和)を運動全体によって加算することにより、その運動全体の滑らかさの度合いを評価する。この値が小さいほど滑らかな動きであることが示されるようになる。

加速度の1回微分は、フィードフォワード運動中の手(2)の位置や、関節角の位置の3回微分により求められるので、たとえば、運動測定部(4)により測定されたフィードフォワード運動中の手(2)の位置および関節角の位置を用いて、フィードフォワード運動の試行毎に手先躍度最小および関節角躍度最小の評価関数値を算出し、各値の訓練開始時からの経時変化を求める。そして、これら各評価関数値の経時変化を用いてフィードフォワード運動における手(2)および関節の滑らかさの上昇度合いを評価する。

手先躍度最小は、公知である次式で求められる(Flash, T. & Hogan, N. 1985, J. Neurosci, 5, 688-1703参照)。

$$J_f = 1/2 \int_0^{t_f} \left\{ \left(d^3 X / dt^3 \right)^2 + \left(d^3 Y / dt^3 \right)^2 \right\} dt$$

ここで、(X, Y)は手(2)などの人体構成部分の測

定位置であり、 t_i は運動時間である。(X, Y) に手

(2) の測定位置を入力することで、手(2)の滑らかさの度合いが算出される。この値が小さい程、より滑らかな手(2)の動きであることが示される。

関節角躍度最小は、公知である次式で求められる(大須理英子、宇野洋二、小池康晴、川人光男 1996 医用電子と生体工学 34, 394-405 参照)。

$$J_{\theta} = 1/2 \int_0^{t_f} \sum_{i=1}^n (d^3\theta_i / dt^3)^2 dt$$

ここで、 θ_i は i 番目の関節の関節角であり、 θ に関節角の測定位置を入力することで、関節の柔らかさの度合いが算出される。この値が小さい程、より滑らかな関節の動きであることが示される。

さらにまた、関節に供給されるトルクを用いることによりトルクの滑らかさ、つまり力の滑らかさを評価することもできるので、滑らかさ評価部(6)は、フィードフォワード運動の試行毎にトルク変化最小の評価関数値を算出して、訓練開始時からの経時変化を求めることができるようになっていてもよい。

このトルク変化最小は、公知である次式で求められる(Uno, Y., Kawato, M. & Suzuki, R., 1989, Biol. Cybern., 61, 89-101 参照)。

$$J_{\tau} = 1/2 \int_0^{t_f} \sum_{i=1}^n (d\tau_i / dt)^2 dt$$

ここで、 τ_i は i 番目の関節に供給されるトルクであり、 τ に関節角から算出されたトルクを入力することで、関節トルクの滑らかさの度合いが算出される。この値が小さい程、より滑らかなトルクであることが示される。

一方、柔らかさ評価部（7）は、たとえば、手（2）のフィードフォワード運動訓練の場合、腕の硬さで運動の柔らかさが評価できるので、硬さに比例する筋張力を求めるようにする。この筋張力の相対的な変化は、たとえば筋電図により随時モニターすることができる。そして、各フィードフォワード運動の試行毎に筋電図の積分値を算出し、各値の訓練開始時からの経時変化を求めることにより、柔らかさの上昇度合いを評価することができる。

腕の場合には、たとえば、肩肘の水平面の運動に関連する6筋、つまり肩屈筋、肩伸筋、2関節屈筋、2関節伸筋、肘屈筋および肘伸筋、の筋電図の積分値を算出し、積分値が訓練開始時に比較して5%～10%以上低下することを客観的な目標値として設定して、それを達成するようにフィードフォワード運動の訓練を行う。

そして、フィードフォワード運動訓練装置の運動作業部（3）において設定した、制限時間内に経由点（34）を經由させて終点（33）まで到達させるなどといった課題を成功させるだけでなく、上述したように客観的な各評価関数値を低下させること、たとえば同じ運動を行う健側（正常側）の人体構成部分や正常者の評価関数値と比較してその値に近づくように訓練することことで、リラックスした状態での速く正確な運動機能のより効果的な向上を図

ることができる。

なお、この発明のフィードフォワード運動評価システムにおけるフィードフォワード運動訓練装置の運動測定部は、フィードフォワード運動評価装置に滑らかさ評価部（6）が備えられている場合には、200Hz程度以上のサンプリング周波数があることが望ましい。

上述した例は、手（2）のフィードフォワード運動訓練についてのものであるが、もちろん他の人体構成部分、たとえば足なども、同様にして、フィードフォワード運動を訓練し、そのリラックスした状態での速く正確な運動機能を効果的に回復させることができることは言うまでもない。足の場合にも、各滑らかさ評価関数値は、上述の数1、数2および数3を用いて算出し、滑らかさの評価を客観的に行うことができ、柔らかさも、筋電図等を用いて筋張力により評価することができる。

また、フィードフォワード運動評価装置には、図2に例示したように滑らかさ評価部（6）および柔らかさ評価部（7）の両方が必ず備えられている必要はなく、どちらか一方のみが備えられていてもよい。

以下、添付した図面に沿って実施例を示し、この発明の実施の形態についてさらに詳しく説明する。

実施例

図2に例示したこの発明のフィードフォワード運動評価システムを用いて、二人の患者Aおよび患者Bに手（2）のフィードフォワード運動の訓練を行わせた。

フィードフォワード運動訓練装置の運動作業部（３）において、始点（３２）、経由点（３４）および終点（３３）として、各々、半径１ｃｍの円、半径２ｃｍの円および半径２．５ｃｍの円が用いられ、始点（３２）と終点（３３）とは、その間の距離が４５ｃｍ程度で、患者（１）の体から３５ｃｍ程度離れたところに体に平行な動きになるように配設され、経由点（３４）は、始点（３２）と終点（３３）との中間で、７ｃｍ程度体の方に近づいた位置に設置されている。また、始点（３２）から終点（３３）までの到達制限時間は、患者の運動能力においてできるだけ速くなるように、６００ｍｓｅｃに設定した。

そして、患者Ａ、Ｂには、運動フィードバック部（５）によって、経由点（３４）を通ったか、終点（３３）に制限時間内に到達したかなどの運動の測定結果と、手（２）の軌跡が各試行終了毎に表示されてフィードバックされる。このような訓練を、成功試行が目標数、たとえば２０回程度に達するまで繰り返した。患者Ａは、被殻出血による左運動麻痺である。錐体路の一部に病変があり、中等度の運動麻痺で、反射の亢進がみられる。感覚には異常ない。

患者Ｂは、視床出血による左感覚麻痺である。

図３（ａ）（ｂ）（ｃ）、図４、および図５（ａ）～（ｆ）は、各々、患者Ａにおけるフィードフォワード運動の試行に伴う滑らかさの各評価関数値の経時変化、成功確率、および各６筋の筋活性の経時変化を例示したものである。また、図６（ａ）（ｂ）（ｃ）、図７、および図８（ａ）～（ｆ）は、各々、患者Ｂにおけるフィードフォワ

ード運動の試行に伴う滑らかさの各評価関数値の経時変化、成功確率、および各6筋の筋活性の経時変化を例示したものである。

これら図3～図8から、両患者において、手(2)の滑らかさの評価関数値、関節角の滑らかさの評価関数値、およびトルクの滑らかさの評価関数値は、それぞれ、訓練に伴って低下していることが容易に、且つ定量的に把握でき、両患者ともフィードフォワード運動の訓練によって、速く正確な運動を行う機能が向上されていることがわかる。肩屈筋、肩伸筋、2関節屈筋、2関節伸筋、肘屈筋および肘伸筋の筋活性については、両患者とも、両者間に差はあるが、低下しており、訓練によってより柔らかい状態で腕を動かすことができるようになり、それにともない課題の成功確率も上昇していることがわかる。

図9(a)(b)(c)は、患者Aにおける麻痺側と健側(つまり正常側)の手の滑らかさ、関節角の滑らかさおよびトルクの滑らかさの各評価関数値の平均と標準偏差を例示したものである。これら図9(a)(b)(c)から明らかのように、麻痺側の評価関数値は、有意に健側の評価関数値よりも高く、疾患により麻痺側の運動能力が劣っていることが定量的にわかる。

もちろん、この発明は以上の例に限定されるものではなく、細部については様々な態様が可能であることは言うまでもない。

産業上の利用可能性

以上詳しく説明した通り、この発明のフィードフォワード運動訓練装置およびフィードフォワード運動評価システムによって、患者のフィードフォワード運動の熟練度を客観的に、且つ容易に評価して、速く正確な運動をリラックスした状態で行うことのできる機能の回復を効果的に実現させることができる。

請 求 の 範 囲

1. 患者がその人体構成部分を予め設定されている始点および終点間を制限時間内にフィードフォワード運動させる運動作業部、運動作業部における患者のフィードフォワード運動を測定する運動測定部、および運動測定部によるフィードフォワード運動の測定結果を患者にフィードバックする運動フィードバック部を備えていることを特徴とするフィードフォワード運動訓練装置。
2. 始点および終点間に少なくとも一つの経由点が設定されており、患者が人体構成部分を始点から経由点を通じて終点までフィードフォワード運動させる請求項1のフィードフォワード運動訓練装置。
3. 運動作業部に、始点および終点が配設されている請求項1または2のフィードフォワード運動訓練装置。
4. 運動作業部に、経由点が配設されている請求項3のフィードフォワード運動訓練装置。
5. 運動測定部は、フィードフォワード運動の軌跡を測定する請求項1ないし4のいずれかのフィードフォワード運動訓練装置。
6. 運動測定部は、フィードフォワード運動中の人体構成部分の位置を測定する請求項1ないし5のいずれかのフィードフォワード運動訓練装置。
7. 運動測定部は、フィードフォワード運動に要した時間を測定する請求項1ないし6のいずれかのフィードフォワード運動訓練装置。

8. 運動フィードバック部は、フィードフォワード運動の測定結果を表示させて患者にフィードバックする請求項 1 ないし 7 のいずれかのフィードフォワード運動訓練装置。

9. 運動フィードバック部に、始点および終点が表示されている請求項 1 ないし 8 のいずれかのフィードフォワード運動訓練装置。

10. 運動フィードバック部に、経由点が表示されている請求項 9 のフィードフォワード運動訓練装置。

11. 運動フィードバック部は、フィードフォワード運動により測定されたフィードフォワード運動中の人体構成部分の位置を、フィードフォワード運動中にリアルタイムに表示させる請求項 8 ないし 10 のいずれかのフィードフォワード運動訓練装置。

12. 請求項 1 ないし 11 のいずれかのフィードフォワード運動訓練装置と、フィードフォワード運動訓練装置における患者のフィードフォワード運動の熟練度を評価するフィードフォワード運動評価装置とを備えたことを特徴とするフィードフォワード運動評価システム。

13. フィードフォワード運動評価装置は、フィードフォワード運動訓練装置の運動測定部によるフィードフォワード運動の測定結果を用いて、フィードフォワード運動の滑らかさを評価する滑らかさ評価部を有している請求項 12 のフィードフォワード運動評価システム。

14. フィードフォワード運動評価装置は、フィードフォワード運動の測定結果を用いて、手先躍度最小、関節角躍度最小およびトルク変化最小の少なくとも一つを滑らか

さ評価関数値として算出する請求項 13 のフィードフォワード運動評価システム。

15. フィードフォワード運動評価装置は、フィードフォワード運動訓練装置の運動作業部においてフィードフォワード運動する患者の人体構成部分の筋張力を用いて、フィードフォワード運動の柔らかさを評価する柔らかさ評価部を有している請求項 12 ないし 14 のいずれかのフィードフォワード運動評価システム。

16. フィードフォワード運動評価装置は、筋張力の相対的な変化を表す筋電図の積分値を算出する請求項 15 のフィードフォワード運動評価システム。

図 1

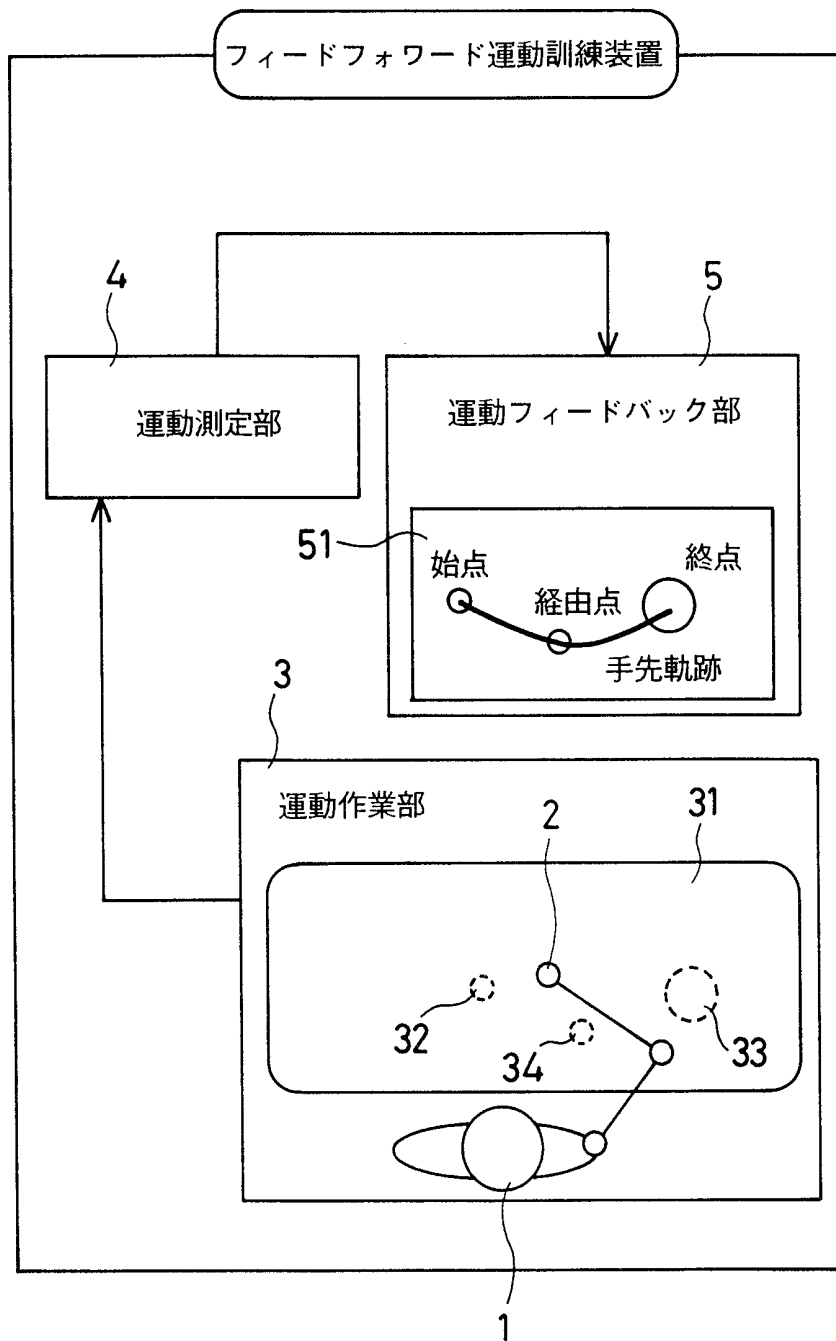


図 2

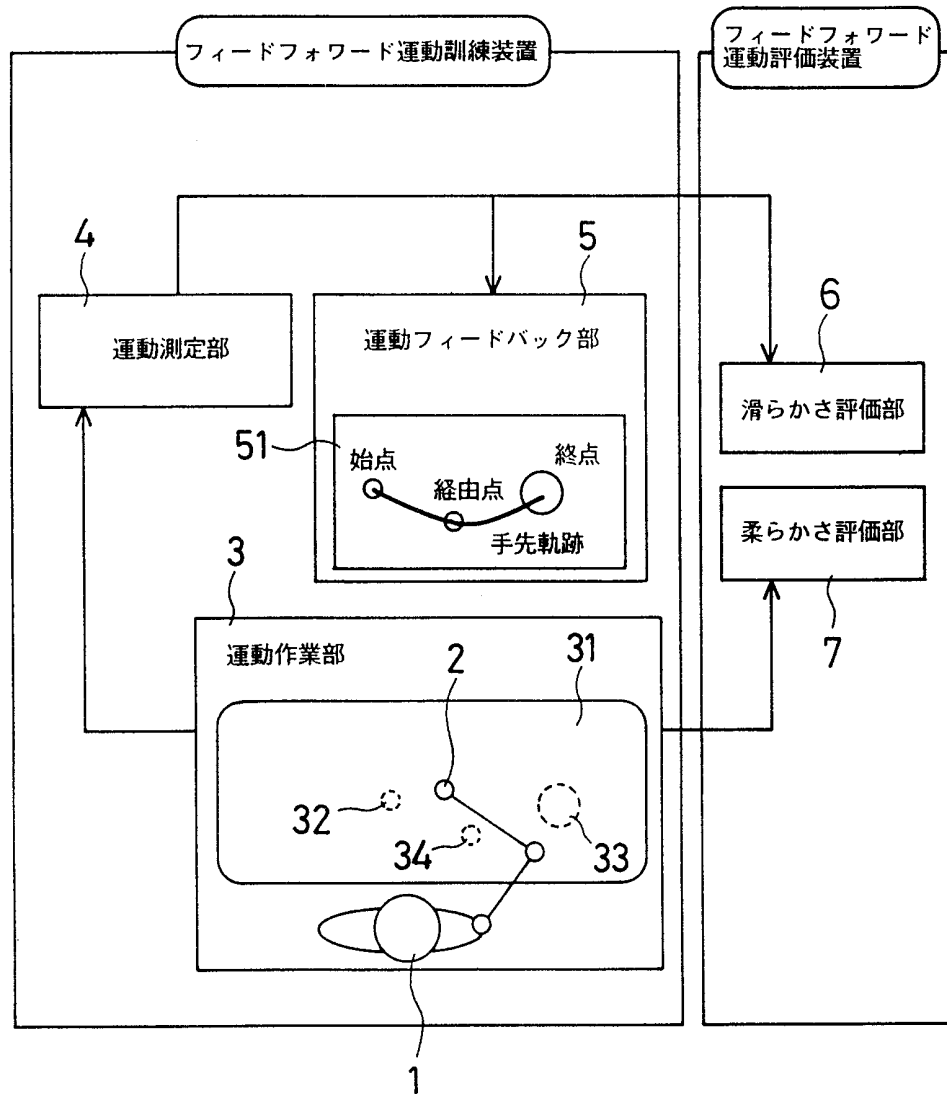


図 3

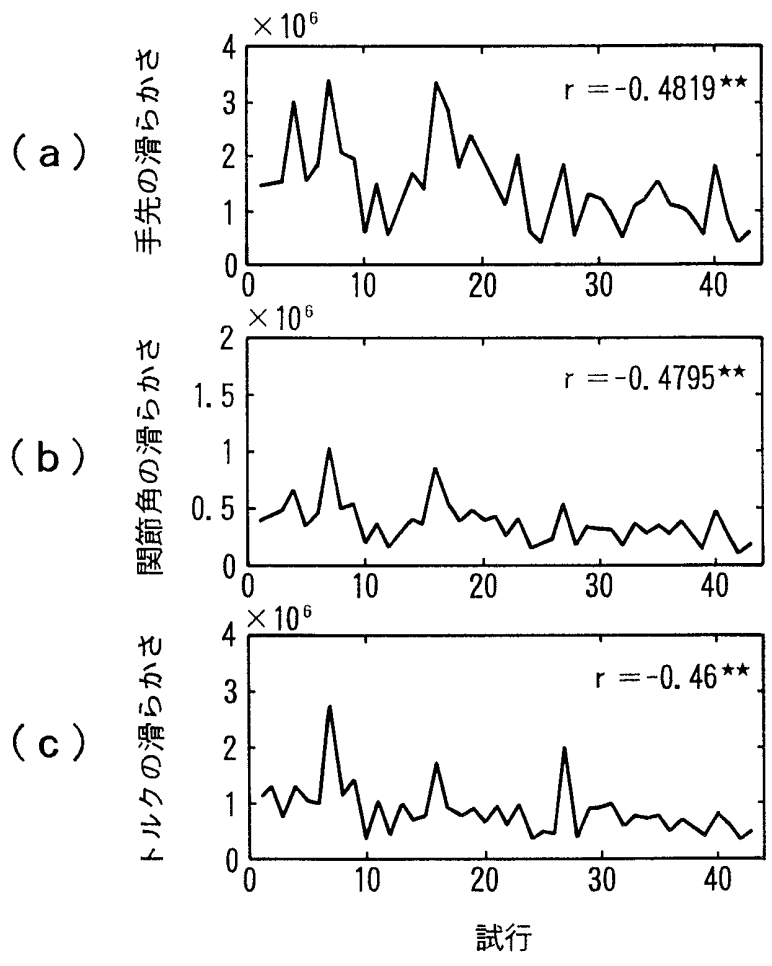


図 4

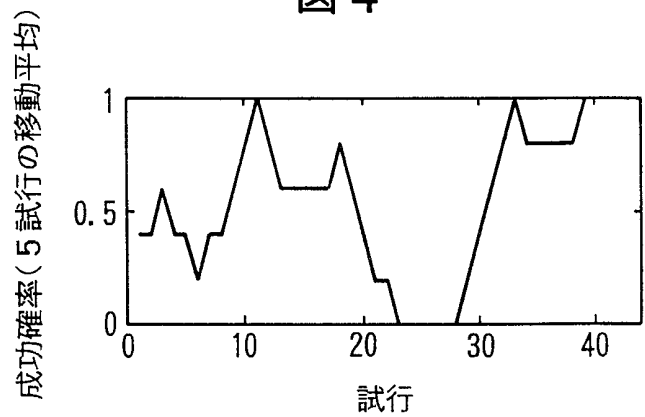


図 5

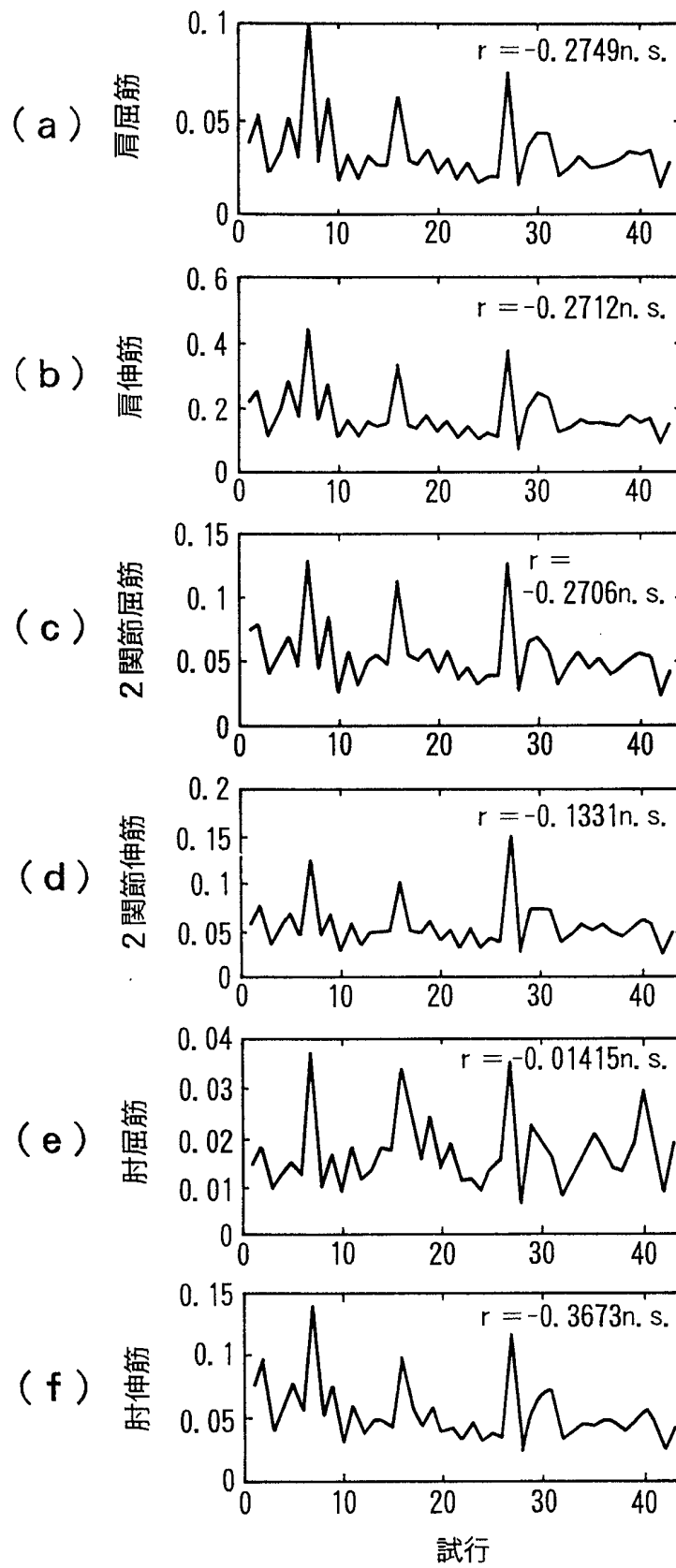


図 6

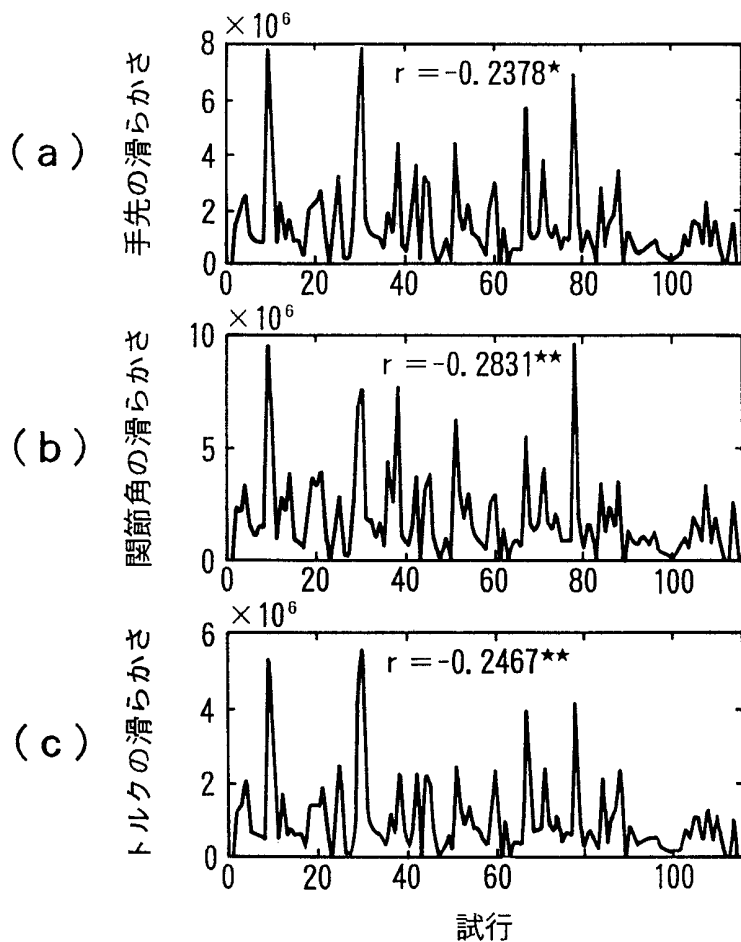


図 7

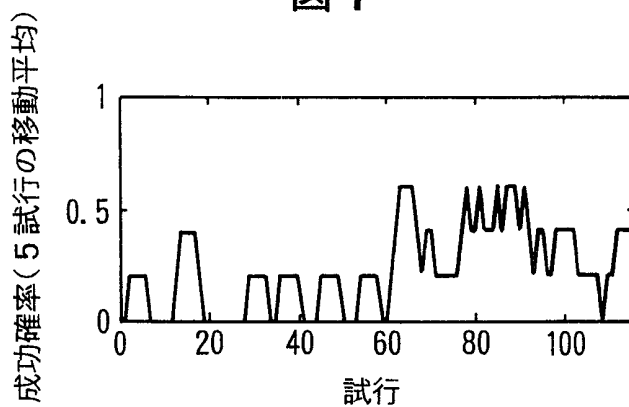


図 8

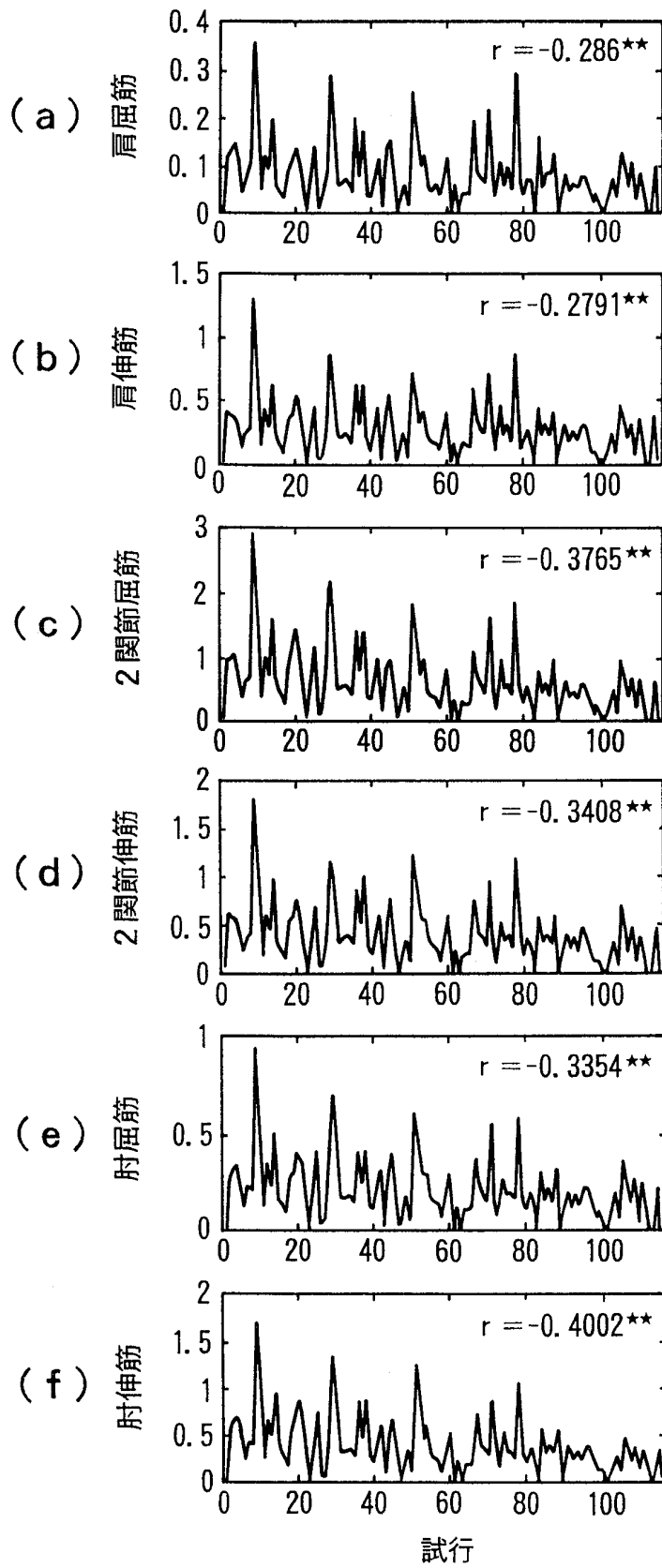
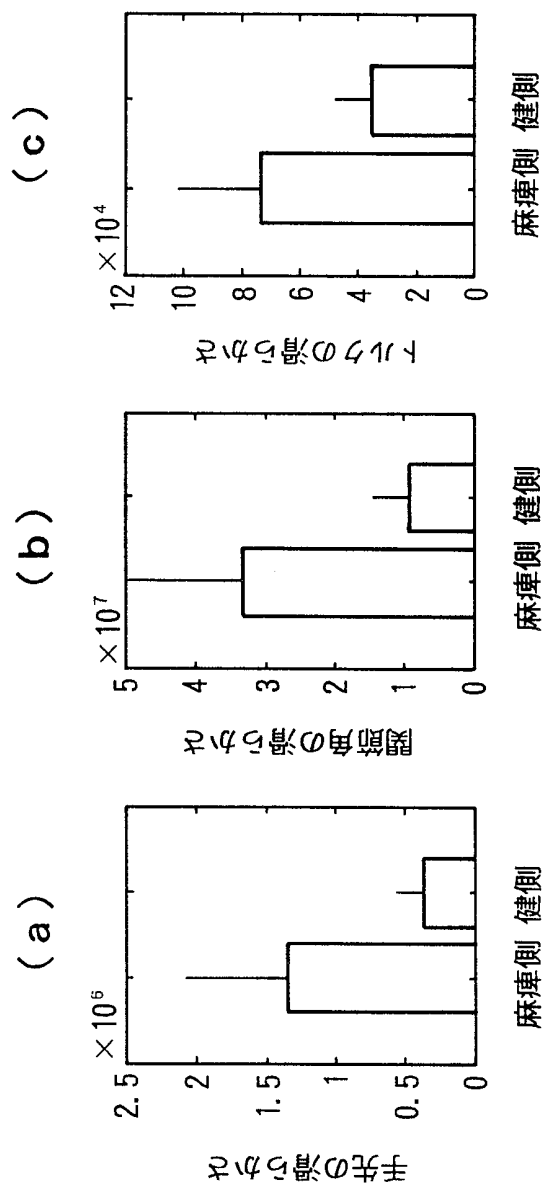


図 9




INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP99/02767

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER Int.Cl ⁶ A63B21/00		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) Int.Cl ⁶ A63B21/00, A61H1/02		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-1999 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-1999 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-1999		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP, 61-279261, A (Sakai Medical Co., Ltd.), 10 December, 1986 (10. 12. 86), Full text ; Figs. 1, 2 (Family: none)	1-16
A	JP, 10-15003, A (Matsushita Electric Industrial Co., Ltd.), 20 January, 1998 (20. 01. 98), Full text ; Figs. 1 to 18 (Family: none)	1-16
A	JP, 9-271596, A (K.K. M.E. System), 21 October, 1997 (21. 10. 97), Full text ; Figs. 1 to 11 (Family: none)	1-16
A	JP, 61-279261, A (Sakai Medical Co., Ltd.), 10 December, 1986 (10. 12. 86), Full text ; Figs. 1, 2 (Family: none)	1-16
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier document but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed		"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family
Date of the actual completion of the international search 24 August, 1999 (24. 08. 99)		Date of mailing of the international search report 7 September, 1999 (07. 09. 99)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer
Facsimile No.		Telephone No.

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int. Cl ⁸ A63B21/00		
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int. Cl ⁸ A63B21/00, A61H1/02		
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-1999年 日本国登録実用新案公報 1994-1999年 日本国実用新案登録公報 1996-1999年		
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)		
C. 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
A	J P, 61-279261, A (酒井医療株式会社) 10. 12月. 1986 (10. 12. 86) 全文, 第1, 2図 (ファミリーなし)	1-16
A	J P, 10-15003, A (松下電器産業株式会社) 20. 1月. 1998 (20. 01. 98) 全文, 第1-18図 (ファミリーなし)	1-16
A	J P, 9-271596, A (株式会社エム・イー・システム) 21. 10月. 1997 (21. 10. 97) 全文, 第1-11図 (ファミリーなし)	1-16
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。		<input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。
* 引用文献のカテゴリー 「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願日の後に公表された文献 「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」 同一パテントファミリー文献		
国際調査を完了した日 24. 08. 99	国際調査報告の発送日 07.09.99	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号	特許庁審査官 (権限のある職員) 瀬津 太郎 電話番号 03-3581-1101 内線 3277	2N 8911 

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
A	JP, 61-279261, A (酒井医療株式会社) 10. 12月. 1986 (10. 12. 86) 全文, 第1, 2図 (ファミリーなし)	1-16