

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第3873281号  
(P3873281)

(45) 発行日 平成19年1月24日(2007.1.24)

(24) 登録日 平成18年11月2日(2006.11.2)

(51) Int. Cl.	F I				
<b>A 6 1 H</b> 1/02 (2006.01)	A 6 1 H	1/02	N		
<b>A 6 3 B</b> 23/04 (2006.01)	A 6 3 B	23/04	A		

請求項の数 10 (全 17 頁)

(21) 出願番号	特願2002-248751 (P2002-248751)	(73) 特許権者	000006622
(22) 出願日	平成14年8月28日(2002.8.28)		株式会社安川電機
(65) 公開番号	特開2004-81676 (P2004-81676A)	(72) 発明者	福岡県北九州市八幡西区黒崎城石2番1号
(43) 公開日	平成16年3月18日(2004.3.18)		平田 亮吉
審査請求日	平成17年6月9日(2005.6.9)	(72) 発明者	福岡県北九州市八幡西区黒崎城石2番1号
			株式会社 安川電機内
		(72) 発明者	榊 泰輔
			福岡県北九州市八幡西区黒崎城石2番1号
			株式会社 安川電機内
		審査官	西山 智宏

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 バイオフィードバック装置および制御方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

予め設定した軌道に沿って患者の肢体を駆動する駆動手段(2)と、前記患者の肢体の関節角度を計測する関節角度計測手段(4)と、前記患者の筋電図を計測する筋電計測手段(5)と、前記患者の患部に治療的電気刺激を与える電気刺激手段(6)と、前記患者の訓練内容を判断する判断手段(8)と、前記肢体の患部の状態を前記患者または理学療法士に提示する提示手段(7)とを有するバイオフィードバック装置において、

前記判断手段は、遊脚時の初期の位相で、患者の足関節が背屈していないことを前記関節角度計測手段で検出した場合は訓練を先に進めないようにし、足関節が背屈し目標角度まで背屈していないことを前記関節角度計測手段で検出し、かつ前記筋電計測手段で前脛骨筋の活動を検出した場合は、前記電気刺激手段より腓骨神経に電気刺激を与え、前記足関節を背屈させ訓練を先に進めることを特徴とするバイオフィードバック装置。

【請求項2】

前記患者の足関節に装着する足関節装着部(3)を有し、前記筋電計測手段は、前記患者の前脛骨筋(12)の筋電図を計測し、前記電気刺激手段は、前記患者の腓骨神経(14)に治療的電気刺激を与え、前記提示手段は、前記関節角度計測手段(4)で計測された足関節の背屈角度を提示することを特徴とする請求項1記載のバイオフィードバック装置。

【請求項3】

10

20

前記駆動手段( 2 ) は、前記患者の大腿部を駆動する大腿駆動部( 2 A ) と、前記患者の下腿部を駆動する下腿駆動部( 2 B ) とを備えることを特徴とする請求項 1 または 2 記載のバイオフィードバック装置。

【請求項 4】

前記提示手段( 7 ) は、前記患者または前記理学療法士に対して、視覚に提示する視覚提示手段( 7 A ) と、音声で提示する聴覚提示手段( 7 B ) とを備えることを特徴とする請求項 1 乃至 3 のいずれかに記載のバイオフィードバック装置。

【請求項 5】

前記判断手段( 8 ) は、目標とする足関節背屈角度を求め、前記視覚提示手段( 7 A ) は、前記足関節背屈角度を視覚提示することを特徴とする請求項 4 記載のバイオフィードバック装置。

10

【請求項 6】

前記判断手段( 8 ) は、目標とする足関節背屈角度を求め、前記聴覚提示手段( 7 B ) は、前記足関節背屈角度を聴覚提示することを特徴とする請求項 4 または 5 記載のバイオフィードバック装置。

【請求項 7】

前記視覚提示手段( 7 A ) は、訓練中の背屈の位相における前脛骨筋( 1 2 ) の活動状態を提示することを特徴とする請求項 4 乃至 6 のいずれかに記載のバイオフィードバック装置。

【請求項 8】

20

前記聴覚提示手段( 7 B ) は、訓練中の背屈の位相における前脛骨筋( 1 2 ) の活動状態を提示することを特徴とする請求項 4 乃至 7 のいずれかに記載のバイオフィードバック装置。

【請求項 9】

前記筋電計測手段( 5 ) は、腓腹筋、大腿四頭筋、ハムストリングス、外転筋、内転筋、大殿筋、または脊柱起立筋のいずれか 1 つ以上を選択的に計測し、訓練中の底背屈の各位相におけるそれぞれの筋の活動状態を前記提示手段( 7 ) に提示することを特徴とする請求項 1 乃至 8 のいずれかに記載のバイオフィードバック装置。

【請求項 10】

予め設定した軌道に沿って患者の肢体を駆動し、前記患者の肢体の関節角度を計測し、前記患者の筋電図を計測し、前記患者の患部に治療的電気刺激を与え、前記患者の訓練内容を判断し、前記肢体の患部の状態を前記患者または理学療法士に提示するバイオフィードバック装置の制御方法において、

30

前記バイオフィードバック装置は、患者の足関節が背屈していないことを前記関節角度計測手段で検出した場合は訓練を先に進めないようにし、足関節が背屈し目標角度まで背屈していないことを前記関節角度計測手段で検出し、かつ前記筋電計測手段で前脛骨筋の活動を検出した場合は、前記足関節の背屈をさせ訓練を先に進めるよう前記電気刺激手段を作動することを特徴とするバイオフィードバック装置の制御方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

40

【発明の属する技術分野】

この発明は、全身機能低下を矯正し筋・骨格系統の機能を改善し健康状態を維持・改善する目的で、運動療法を実施できる装置、あるいは、整形外科における関節軟組織修復と関節可動域維持・拡大を目的で、予め設定された軌道に沿って肢体を駆動する装置であり、特に治療的電気刺激を用いたバイオフィードバック装置および制御方法に関するものである。

【0002】

【従来の技術】

従来の電気刺激を用いたバイオフィードバック訓練においては、患部に電気刺激を与えるとともに、生体情報を生理学的に取り出し、工学的な方法つまり視覚、聴覚提示等により

50

、本人に知覚させ、それにより身体の局部的反応を制御させるために、第1の実施例として、次のような治療的電気刺激を用いたバイオフィードバック訓練であった。その中でCozean CD, Pease WS, Hubbel SL: Biofeedback and functional electric stimulation in stroke rehabilitation. Arch Phys Med Rehabil 69: 401-405, 1988. という文献では、電気刺激を用いたバイオフィードバック歩行訓練が記載されている。以下、簡単に図面を用いて説明する。図7において、101は訓練を行う被験者、102は被験者へ電気刺激を与える第1の電気刺激装置、103は被験者へ電気刺激を与える第2の電気刺激装置、104は被験者の筋電図を計測する第1の筋電計測手段、105は被験者の筋電図を計測する第2の筋電計測手段、106は被験者へ視覚提示を行う提示手段である。以上の構成において、第1の電気刺激装置において前脛骨筋を電気刺激し、第2の電気刺激装置において腓腹筋を電気刺激し、第1の筋電計測手段で前脛骨筋の筋電図を計測し、第2の筋電計測手段で腓腹筋の筋電図を計測し、提示手段により筋電図を被験者に提示する。

10

#### 【0003】

上記のような電気刺激を用いたバイオフィードバック訓練において、患者の歩行の位相にあわせて歩行時の遊脚期に前脛骨筋を、立脚期に腓腹筋を電気刺激し足関節を底背屈させ、前脛骨筋の促通と腓腹筋の抑制のため筋電図バイオフィードバックを行うことで、歩行速度および歩行バランスが改善できるようになっている。

#### 【0004】

また、従来のバイオフィードバック訓練においては、生体情報を生理学的に取り出し、工学的な方法つまり視覚、聴覚提示等により、本人に知覚させ、それにより身体の局部的反応を制御させるために、第2の実施例として、次のようなバイオフィードバック訓練であった。その中で特開平9-276348公報では、歩行周期の音符化方法並びにこの方法を応用した歩行動作の訓練装置及び分析が記載されている。以下、簡単に図面を用いて説明する。図8、図9において、201は立脚期間検出手段、201'は接地検出手段、202は歩行周期計測手段、203は音符データ作成手段、204は記録手段、205は歩行動作解析手段、206はリズム音再生手段、207は歩行リズム解析手段、208は正常歩行リズム作成手段、209は中途目標歩行リズム作成手段、210はフットセンサ、220はリズム音再生手段、221はビデオカメラ、222はビデオデッキ、223は電卓、224はリズム音作成器、230は送信機、231は受信機である。以上の構成において、立脚期間検出手段、接地検出手段、及び歩行周期計測手段により被験者の歩行動作を検出し、歩行リズム検出手段で歩行リズムを解析し、リズム音再生手段で音符を発生する。

20

30

#### 【0005】

上記のような歩行周期の音符化並びにこの方法を応用した歩行動作の訓練装置及び分析において、いずれかの片脚が床面に設置して体重を支える期間である立脚期間、反対脚が離床している期間である遊脚期間、前記立脚期間に含まれる両脚が同時に床面に接地している期間である二重支持期間によって主たる1歩行周期を、この1歩行周期における脚の接地時点を音符の起点とし、脚が床に接地している立脚期間、又は反対脚が接地するまでの所要時間を音符の長さとして表現し、各歩において前記各期間を時系列的に連続させて成り立つ歩行動作を音符の繰り返しとその変化により表現し、被験者の歩行速度を改善できるようになっている。また、歩行周期に対応させて作成した音符をリズム音に変換して、1歩行周期を音の長さとして表現し、リズム音の持つ継起的な音の時間的变化によって歩行動作を表現し、被験者の歩行速度を改善することができる。

40

#### 【0006】

##### 【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、上記第1の従来例の電気刺激を用いたバイオフィードバック歩行訓練においては、患者の自発的意思を考慮しておらず、歩行の位相にあわせて遊脚期に前脛骨筋を、立脚期に腓腹筋を電気刺激し足関節を底背屈させるため、電気刺激を止めると患者の自発的意思による筋力で足関節を底背屈できなかった。

また、上記第2の従来例のバイオフィードバック訓練においては、歩行訓練中に歩行周期に対応させて作成した音符の繰り返し又はリズム音をならし患者へ提示しているため、患

50

者が音符の繰り返し又はリズム音に合わせて自発的に足関節を底背屈できない場合、患部を回復させることができなかつた。

したがって、この発明の目的は、患者の自発的意思による筋力で足関節を底背屈させ、目標足関節背屈角度まで背屈できない場合、前脛骨筋の活動があるときのみ腓骨神経に電気刺激を与えることができる治療的電気刺激を用いたバイオフィードバック装置を提供することである。

【 0 0 0 7 】

【課題を解決するための手段】

請求項 1 記載のバイオフィードバック装置は、予め設定した軌道に沿って患者の肢体を駆動する駆動手段 ( 2 ) と、前記患者の肢体の関節角度を計測する関節角度計測手段 ( 4 ) と、前記患者の筋電図を計測する筋電計測手段 ( 5 ) と、前記患者の患部に治療的電気刺激を与える電気刺激手段 ( 6 ) と、前記患者の訓練内容を判断する判断手段 ( 8 ) と、前記肢体の患部の状態を前記患者または理学療法士に提示する提示手段 ( 7 ) とを有するバイオフィードバック装置において、前記判断手段が、遊脚時の初期の位相で、患者の足関節が背屈していないことを前記関節角度計測手段で検出した場合は訓練を先に進めないようにし、足関節が背屈し目標角度まで背屈していないことを前記関節角度計測手段で検出し、かつ前記筋電計測手段で前脛骨筋の活動を検出した場合は、前記電気刺激手段より腓骨神経に電気刺激を与え、前記足関節を背屈させ訓練を先に進めるものである。

10

請求項 1 記載のバイオフィードバック装置によれば、患者の自発的意思による筋力で肢体の関節を屈曲伸展させ、目標関節角度まで屈曲できない場合、患部の筋活動があるときのみ麻痺筋の神経に電気刺激を与えることができる。

20

【 0 0 0 8 】

請求項 2 記載のバイオフィードバック装置は、前記患者の足関節に装着する足関節装着部 ( 3 ) を有し、前記筋電計測手段は、前記患者の前脛骨筋 ( 1 2 ) の筋電図を計測し、前記電気刺激手段は、前記患者の腓骨神経 ( 1 4 ) に治療的電気刺激を与え、前記提示手段は、前記関節角度計測手段 ( 4 ) で計測された足関節の背屈角度を提示することを特徴とするものである。

請求項 2 記載のバイオフィードバック装置によれば、患者の自発的意思による筋力で足関節を底背屈させ、目標足関節背屈角度まで背屈できない場合、前脛骨筋の筋活動があるときのみ腓骨神経に電気刺激を与えることができる。

30

【 0 0 0 9 】

請求項 3 記載のバイオフィードバック装置は、前記駆動手段 ( 2 ) は、前記患者の大腿部を駆動する大腿駆動部 ( 2 A ) と、前記患者の下腿部を駆動する下腿駆動部 ( 2 B ) とを備えることを特徴とするものである。

請求項 3 記載のバイオフィードバック装置によれば、患者の大腿、下腿をそれぞれ大腿駆動部、下腿駆動部に装着し、肢体の訓練をすることができる。

【 0 0 1 0 】

請求項 4 記載のバイオフィードバック装置は、前記提示手段 ( 7 ) は、前記患者または前記理学療法士に対して、視覚に提示する視覚提示手段 ( 7 A ) と、音声で提示する聴覚提示手段 ( 7 B ) とを備えることを特徴とするものである。

40

請求項 4 記載の治療的電気刺激を用いたバイオフィードバック装置によれば、患者が足関節底背屈訓練を行う場合、足関節の底背屈角度を患者もしくは理学療法士へレベルメータを用いた視覚提示と、および「足先を引き寄せてください」などの音声を用いた聴覚提示とをすることができる。

【 0 0 1 1 】

請求項 5 記載のバイオフィードバック装置は、前記判断手段 ( 8 ) は、目標とする足関節背屈角度を求め、前記視覚提示手段 ( 7 A ) は、前記足関節背屈角度を視覚提示することを特徴とするものである。

請求項 5 記載のバイオフィードバック装置によれば、患者が足関節底背屈訓練を行う場合

50

、足関節の底背屈角度を患者もしくは理学療法士へレベルメータを用いて提示することができる。

【0012】

請求項6記載のバイオフィードバック装置は、前記判断手段(8)は、目標とする足関節背屈角度を求め、前記聴覚提示手段(7B)は、前記足関節背屈角度を聴覚提示することを特徴とするものである。

請求項6記載のバイオフィードバック装置によれば、患者が足関節底背屈訓練を行い背屈できない場合、患者へ音声により「足先を引き寄せてください」などのアドバイスを行うことができる。

【0013】

請求項7記載のバイオフィードバック装置は、前記視覚提示手段(7A)は、訓練中の背屈の位相における前脛骨筋(12)の活動状態を提示することを特徴とするものである。請求項7記載のバイオフィードバック装置によれば、患者が足関節底背屈訓練を行う場合、前脛骨筋の筋電図を患者もしくは理学療法士へレベルメータを用いて提示することができる。

【0014】

請求項8記載のバイオフィードバック装置によれば、前記聴覚提示手段(7B)は、訓練中の背屈の位相における前脛骨筋(12)の活動状態を提示することを特徴とするものである。

請求項8記載のバイオフィードバック装置によれば、患者が足関節底背屈訓練を行い前脛骨筋の筋活動がない場合、患者へ音声により「足先を引き寄せてください」などのアドバイスを行うことができる。

【0015】

請求項9記載のバイオフィードバック装置によれば、前記筋電計測手段5は、腓腹筋、大腿四頭筋、ハムストリングス、外転筋、内転筋、大殿筋、または脊柱起立筋のいずれか1つ以上を選択的に計測し、訓練中の底背屈の各位相におけるそれぞれの筋の活動状態を前記提示手段に提示することを特徴とするものである。

請求項9記載のバイオフィードバック装置によれば、自動介助運動中の底背屈の各位相における患者の前脛骨筋12以外に、腓腹筋、大腿四頭筋、ハムストリングス、外転筋、内転筋、大殿筋、脊柱起立筋のいずれかを選択的に計測し、訓練中の底背屈の各位相におけるそれぞれの筋の活動状態を、レベルメータを用いた視覚提示、もしくは「ふくらはぎに力を入れてください」などの音声を用いた聴覚提示を行うことができ、患者もしくは理学療法士が実時間で麻痺筋の活動状態を把握できる。

【0016】

請求項1記載のバイオフィードバック装置の制御方法は、予め設定した軌道に沿って患者の肢体を駆動し、前記患者の肢体の関節角度を計測し、前記患者の筋電図を計測し、前記患者の患部に治療的電気刺激を与え、前記患者の訓練内容を判断し、前記肢体の患部の状態を前記患者または理学療法士に提示するバイオフィードバック装置の制御方法において、前記バイオフィードバック装置が、患者の足関節が背屈していないことを前記関節角度計測手段で検出した場合は訓練を先に進めないようにし、足関節が背屈し目標角度まで背屈していないことを前記関節角度計測手段で検出し、かつ前記筋電計測手段で前脛骨筋の活動を検出した場合は、前記足関節の背屈をさせ訓練を先に進めるよう前記電気刺激手段を作動するものである。

請求項10記載のバイオフィードバック方法によれば、患者の自発的意思による筋力で足関節を底背屈させ、目標背屈角度まで背屈できない場合、前脛骨筋の筋活動があるときのみ腓骨神経に電気刺激を与えることができる。

【0017】

【発明の実施の形態】

この発明の請求項1の実施の形態の治療的電気刺激を用いたバイオフィードバック装置について図1、図2および図3に基づいて説明する。すなわち、図1に示す駆動手段2に下

10

20

30

40

50

肢を装着し、また、足関節装着部 3 に足関節を装着し、関節角度計測手段 4 により関節角度の計測を行い、筋電計測手段 5 により各部の筋電図を計測し、判断手段 8 の指令に基づき I O ポートを通じて電気刺激手段 6 により患部に電気刺激を与え、提示手段 7 により患者もしくは理学療法士へ提示し、判断手段 8 により患者の訓練内容を評価し、制御手段 9 により駆動手段 2 の制御を行い、力覚センサ 11 により患者の発生する力を計測し、予め設定された訓練軌道 15 を肢体駆動装置 1 により訓練を行う。

**【 0 0 1 8 】**

この実施の形態の治療的電気刺激を用いたバイオフィードバック装置は、自動介助運動の場合、図 2 に示す予め設定した軌道に対する接線方向成分のメカニカルインピーダンス ( $M_1$ : 慣性、 $B_1$ : 粘性、 $K_1$ : 剛性) を低く設定し、前記予め設定した軌道に対する法線方向成分のメカニカルインピーダンス ( $M_2$ : 慣性、 $B_2$ : 粘性、 $K_2$ : 剛性) を高く設定する。したがって、判断手段と制御手段は、患者の下肢の予め設定した方向以外の運動を抑制しつつ、患者の下肢の動きに追従して運動を進める。前記自動介助運動と同時に、足関節背屈訓練を行わせるため、足関節装着部の足関節部分をフリージョイントにしておく。患者の自発的意思による足関節背屈訓練を実施するため、判断手段と制御手段は、前記自動介助運動中の歩行における遊脚初期の位相で、患者が足関節を背屈していない場合、下肢が上がらず訓練を先に進めないようする。足関節の背屈ができない患者の場合、筋電計測手段で計測した前脛骨筋の活動があるときのみ、制御手段の指令を基に I O ポートを通じて電気刺激手段より腓骨神経に電気刺激を与え、足関節の背屈をさせ訓練を先に進めることである。

**【 0 0 1 9 】**

また、図 3 に示す視覚提示手段によりレベルメータを用いて患者もしくは理学療法士へ足関節背屈角度を提示する。

この実施の形態によれば、患者の自発的意思による筋力で肢体の関節を屈曲伸展させ、目標関節角度まで屈曲できない場合、患部の筋活動があるときのみ麻痺筋の神経に電気刺激を与えると同時に、視覚提示手段によりレベルメータを用いて患者もしくは理学療法士へ足関節の背屈角度を提示することで、患者もしくは理学療法士が実時間で足関節の背屈角度を把握でき、効果的な訓練を行うことができる。なお、電気刺激手段の代わりに振動手段により麻痺筋の神経に刺激を与えてもよい。

**【 0 0 2 0 】**

この発明の請求項 2 の実施の形態の治療的電気刺激を用いたバイオフィードバック装置について図 2、図 3 および図 4 に基づいて説明する。すなわち、図 4 に示す駆動手段 2 の大腿駆動部 2 A に大腿を装着し、下腿駆動部 2 B に下腿を装着し、足関節装着部 3 に足関節を装着し、関節角度計測手段 4 により各関節角度を計測し、筋電計測手段 5 により前脛骨筋 1 2、腓腹筋 1 3 の筋電図を計測し、電気刺激手段 6 により腓骨神経 1 4 に電気刺激を与え、提示手段 7 の視覚提示手段 7 A、聴覚提示手段 7 B により患者 1 0 もしくは理学療法士へ提示し、8 は判断手段、9 は制御手段、力覚センサ 11 により患者の発生する力を計測し、予め設定された訓練軌道 15 を肢体駆動装置 1 により訓練を行う。この実施の形態の治療的電気刺激を用いたバイオフィードバック装置は、自動介助運動の場合、図 2 に示す予め設定した軌道に対する接線方向成分のメカニカルインピーダンス ( $M_1$ : 慣性、 $B_1$ : 粘性、 $K_1$ : 剛性) を低く設定し、予め設定した軌道に対する法線方向成分のメカニカルインピーダンス ( $M_2$ : 慣性、 $B_2$ : 粘性、 $K_2$ : 剛性) を高く設定する。

**【 0 0 2 1 】**

したがって、判断手段と制御手段は、患者の下肢の予め設定した方向以外の運動を抑制しつつ、患者の下肢の動きに追従して運動を進める。前記自動介助運動と同時に、足関節背屈訓練を行わせるため、足関節装着部の足関節部分に駆動部を設け、足関節角度が  $0^\circ$  となる位置を原点とし、ロボット工学におけるメカニカルインピーダンス制御に基づき動作させる。患者の自発的意思による足関節背屈訓練を実施するため、判断手段と制御手段は、前記自動介助運動中の歩行における遊脚初期の位相で、患者が足関節を背屈していない場合、下肢が上がらず訓練を先に進めないようする。足関節の背屈ができない患者の場合

10

20

30

40

50

、筋電計測手段で計測した前脛骨筋の活動があるときのみ、制御手段の指令を基にＩＯポートを介して電気刺激手段より腓骨神経に電気刺激を与え、足関節の背屈をさせ訓練を先に進めることである。

また、図３に示す視覚提示手段によりレベルメータを用いて患者もしくは理学療法士へ足関節背屈角度を提示する。

#### 【 0 0 2 2 】

この実施の形態によれば、患者の自発的意思による筋力で足関節を底背屈させ、目標足関節背屈角度まで背屈できない場合、前脛骨筋の活動があるときのみ腓骨神経に電気刺激を与えるとともに、視覚提示手段によりレベルメータを用いて患者もしくは理学療法士へ足関節の背屈角度を提示することで、患者もしくは理学療法士は実時間で足関節の背屈角度を把握でき、効果的な訓練を行うことができる。

10

#### 【 0 0 2 3 】

この発明の請求項３の実施の形態の治療的電気刺激を用いたバイオフィードバック装置について図２、図３および図４に基づいて説明する。すなわち、図４に示す駆動手段２の大腿駆動部２Ａに大腿を装着し、駆動手段２の下腿駆動部２Ｂに下腿を装着し、また、足関節装着部３に足関節を装着し、関節角度計測手段４により関節角度の計測を行い、筋電計測手段５により各部の筋電図を計測し、電気刺激手段６により患部に電気刺激を与え、提示手段７により患者もしくは理学療法士へ提示し、判断手段８により患者の訓練内容を評価し、制御手段９により大腿駆動部２Ａ、下腿駆動部２Ｂの制御を行い、力覚センサ１１により患者の発生する力を計測し、予め設定された訓練軌道１５を肢体駆動装置１により訓練を行う。この実施の形態の治療的電気刺激を用いたバイオフィードバック装置は、自動介助運動の場合、図２に示す予め設定した軌道に対する接線方向成分のメカニカルインピーダンス（ $M_1$ ：慣性、 $B_1$ ：粘性、 $K_1$ ：剛性）を低く設定し、前記予め設定した軌道に対する法線方向成分のメカニカルインピーダンス（ $M_2$ ：慣性、 $B_2$ ：粘性、 $K_2$ ：剛性）を高く設定する。

20

#### 【 0 0 2 4 】

したがって、判断手段と制御手段は、患者の下肢の予め設定した方向以外の運動を抑制しつつ、患者の下肢の動きに追従して運動を進める。前記自動介助運動と同時に、足関節背屈訓練を行わせるため、足関節装着部の足関節部分をフリーストントにしておく。患者の自発的意思による足関節背屈訓練を実施するため、判断手段と制御手段は、前記自動介助運動中の歩行における遊脚初期の位相で、患者が足関節を背屈していない場合、下肢が上がり訓練を先に進めないようする。足関節の背屈ができない患者の場合、筋電計測手段で計測した前脛骨筋の活動があるときのみ、制御手段の指令を基にＩＯポートを介して電気刺激手段より腓骨神経に電気刺激を与え、足関節の背屈をさせ訓練を先に進めることである。

30

また、図３に示す視覚提示手段によりレベルメータを用いて患者もしくは理学療法士へ足関節背屈角度を提示する。

#### 【 0 0 2 5 】

この実施の形態によれば、患者の自発的意思による筋力で肢体の関節を屈曲伸展させ、目標関節角度まで屈曲できない場合、患部の筋活動があるときのみ麻痺筋の神経に電気刺激を与えるとともに、視覚提示手段によりレベルメータを用いて患者もしくは理学療法士へ足関節の背屈角度を提示することで、患者もしくは理学療法士は実時間で足関節の背屈角度を把握でき、患者の大腿、下腿をそれぞれ大腿駆動部、下腿駆動部に装着し、肢体の訓練をすることができる。

40

#### 【 0 0 2 6 】

この発明の請求項４の実施の形態の治療的電気刺激を用いたバイオフィードバック装置について図２、図３および図４を用いて説明する。すなわち、図４に示す駆動手段２の大腿駆動部２Ａに大腿を装着し、駆動手段２の下腿駆動部２Ｂに下腿を装着し、また、足関節装着部３に足関節を装着し、関節角度計測手段４により関節角度の計測を行い、筋電計測手段５により各部の筋電図を計測し、電気刺激手段６により患部に電気刺激を与え、提示

50

手段 7 の視覚提示手段 7 A と聴覚提示手段 7 B とにより患者もしくは理学療法士へ提示し、判断手段 8 により患者の訓練内容を評価し、制御手段 9 により大腿駆動部 2 A、下腿駆動部 2 B の制御を行い、力覚センサ 1 1 により患者の発生する力を計測し、予め設定された訓練軌道 1 5 を肢体駆動装置 1 により訓練を行う。この実施の形態の治療的電気刺激を用いたバイオフィードバック装置は、自動介助運動の場合、図 2 に示す予め設定した軌道に対する接線方向成分のメカニカルインピーダンス ( $M_1$ : 慣性、 $B_1$ : 粘性、 $K_1$ : 剛性) を低く設定し、前記予め設定した軌道に対する法線方向成分のメカニカルインピーダンス ( $M_1$ : 慣性、 $B_1$ : 粘性、 $K_1$ : 剛性) を高く設定する。

#### 【 0 0 2 7 】

したがって、判断手段と制御手段は、患者の下肢の予め設定した方向以外の運動を抑制しつつ、患者の下肢の動きに追従して運動を進める。前記自動介助運動と同時に、足関節背屈訓練を行わせるため、足関節装着部の足関節部分をフリージョイントにしておく。患者の自発的意思による足関節背屈訓練を実施するため、判断手段と制御手段は、前記自動介助運動中の歩行における遊脚初期の位相で、患者が足関節を背屈していない場合、下肢が上がらず訓練を先に進めないようする。足関節の背屈ができない患者の場合、筋電計測手段で計測した前脛骨筋の活動があるときのみ、制御手段の指令を基に I O ポートを介して電気刺激手段より腓骨神経に電気刺激を与え、足関節の背屈をさせ訓練を先に進めることである。また、図 3 に示す視覚提示手段によるレベルメータと、聴覚提示手段による「足先をあげてください」などの音声とを用いて患者もしくは理学療法士へ足関節背屈角度を提示する。

#### 【 0 0 2 8 】

この実施の形態によれば、患者の自発的意思による筋力で肢体の関節を屈曲伸展させ、目標関節角度まで屈曲できない場合、患部の筋活動があるときのみ麻痺筋の神経に電気刺激を与えるとともに、視覚提示手段によるレベルメータと、聴覚提示による「足先をあげてください」などの音声提示とを用いて患者もしくは理学療法士へ足関節の背屈角度を提示することで、患者もしくは理学療法士は実時間で足関節の背屈角度を把握でき、効果的な訓練を行うことができる。

#### 【 0 0 2 9 】

この発明の請求項 5 の実施の形態の治療的電気刺激を用いたバイオフィードバック装置について図 2、図 3 および図 4 を用いて説明する。すなわち、図 4 に示す駆動手段 2 の大腿駆動部 2 A に大腿を装着し、駆動手段 2 の下腿駆動部 2 B に下腿を装着し、また、足関節装着部 3 に足関節を装着し、関節角度計測手段 4 により関節角度の計測を行い、筋電計測手段 5 により各部の筋電図を計測し、電気刺激手段 6 により患部に電気刺激を与え、提示手段 7 の視覚提示手段 7 A により患者もしくは理学療法士へ提示し、判断手段 8 により患者の訓練内容を評価し、制御手段 9 により大腿駆動部 2 A、下腿駆動部 2 B の制御を行い、力覚センサ 1 1 により患者の発生する力を計測し、予め設定された訓練軌道 1 5 を肢体駆動装置 1 により訓練を行う。この実施の形態の治療的電気刺激を用いたバイオフィードバック装置は、自動介助運動の場合、図 2 に示す予め設定した軌道に対する接線方向成分のメカニカルインピーダンス ( $M_1$ : 慣性、 $B_1$ : 粘性、 $K_1$ : 剛性) を低く設定し、前記予め設定した軌道に対する法線方向成分のメカニカルインピーダンス ( $M_2$ : 慣性、 $B_2$ : 粘性、 $K_2$ : 剛性) を高く設定する。

#### 【 0 0 3 0 】

したがって、判断手段と制御手段は、患者の下肢の予め設定した方向以外の運動を抑制しつつ、患者の下肢の動きに追従して運動を進める。前記自動介助運動と同時に、足関節背屈訓練を行わせるため、足関節装着部の足関節部分をフリージョイントにしておく。患者の自発的意思による足関節背屈訓練を実施するため、判断手段と制御手段は、前記自動介助運動中の歩行における遊脚初期の位相で、患者が足関節を背屈していない場合、下肢が上がらず訓練を先に進めないようする。足関節の背屈ができない患者の場合、筋電計測手段で計測した前脛骨筋の活動があるときのみ、制御手段の指令を基に I O ポートを介して電気刺激手段より腓骨神経に電気刺激を与え、足関節の背屈をさせ訓練を先に進めること

10

20

30

40

50

である。

また、図 3 に示す視覚提示手段によるレベルメータを用いて患者もしくは理学療法士へ足関節背屈角度を提示する。

【 0 0 3 1 】

この実施の形態によれば、患者の自発的意思による筋力で肢体の関節を屈曲伸展させ、目標関節角度まで屈曲できない場合、患部の筋活動があるときのみ麻痺筋の神経に電気刺激を与えると同時に、視覚提示手段によるレベルメータを用いて患者もしくは理学療法士へ足関節の背屈角度を提示することで、患者もしくは理学療法士は実時間で足関節の背屈角度を把握でき、効果的な訓練を行うことができる。

【 0 0 3 2 】

この発明の請求項 6 の実施の形態の治療的電気刺激を用いたバイオフィードバック装置について図 2 および図 4 を用いて説明する。すなわち、図 4 に示す駆動手段 2 の大腿駆動部 2 A に大腿を装着し、駆動手段 2 の下腿駆動部 2 B に下腿を装着し、また、足関節装着部 3 に足関節を装着し、関節角度計測手段 4 により関節角度の計測を行い、筋電計測手段 5 により各部の筋電図を計測し、電気刺激手段 6 により患部に電気刺激を与え、提示手段 7 の聴覚提示手段 7 B により患者もしくは理学療法士へ提示し、判断手段 8 により患者の訓練内容を評価し、制御手段 9 により大腿駆動部 2 A、下腿駆動部 2 B の制御を行い、力覚センサ 1 1 により患者の発生する力を計測し、予め設定された訓練軌道 1 5 を肢体駆動装置 1 により訓練を行う。この実施の形態の治療的電気刺激を用いたバイオフィードバック装置は、図 2 に示す自動介助運動の場合、予め設定した軌道に対する接線方向成分のメカニカルインピーダンス ( $M_1$  : 慣性、 $B_1$  : 粘性、 $K_1$  : 剛性) を低く設定し、前記予め設定した軌道に対する法線方向成分のメカニカルインピーダンス ( $M_2$  : 慣性、 $B_2$  : 粘性、 $K_2$  : 剛性) を高く設定する。

【 0 0 3 3 】

したがって、判断手段と制御手段は、患者の下肢の予め設定した方向以外の運動を抑制しつつ、患者の下肢の動きに追従して運動を進める。前記自動介助運動と同時に、足関節背屈訓練を行わせるため、足関節装着部の足関節部分をフリージョイントにしておく。患者の自発的意思による足関節背屈訓練を実施するため、判断手段と制御手段は、前記自動介助運動中の歩行における遊脚初期の位相で、患者が足関節を背屈していない場合、下肢が上がらず訓練を先に進めないようする。足関節の背屈ができない患者の場合、筋電計測手段で計測した前脛骨筋の活動があるときのみ、制御手段の指令に基づき I O ポートを介して振動手段より腓骨神経に刺激を与え、足関節の背屈をさせ訓練を先に進めることである。また、聴覚提示手段による「足先をあげてください」などの音声提示を用いて患者もしくは理学療法士へ足関節背屈角度を提示する。

【 0 0 3 4 】

この実施の形態によれば、患者の自発的意思による筋力で肢体の関節を屈曲伸展させ、目標関節角度まで屈曲できない場合、患部の筋活動があるときのみ麻痺筋の神経に刺激を与えると同時に、聴覚提示による「足先をあげてください」などの音声提示を用いて患者もしくは理学療法士へ足関節の背屈角度を提示することで、患者もしくは理学療法士は実時間で足関節の背屈角度を把握でき、効果的な訓練を行うことができる。

【 0 0 3 5 】

この発明の請求項 7 の実施の形態の治療的電気刺激を用いたバイオフィードバック装置について図 2、図 3 および図 4 を用いて説明する。すなわち、図 4 に示す駆動手段 2 の大腿駆動部 2 A に大腿を装着し、駆動手段 2 の下腿駆動部 2 B に下腿を装着し、また、足関節装着部 3 に足関節を装着し、関節角度計測手段 4 により関節角度の計測を行い、筋電計測手段 5 により各部の筋電図を計測し、電気刺激手段 6 により患部に電気刺激を与え、提示手段 7 の視覚提示手段 7 A により患者もしくは理学療法士へ提示し、判断手段 8 により患者の訓練内容を評価し、制御手段 9 により大腿駆動部 2 A、下腿駆動部 2 B の制御を行い、力覚センサ 1 1 により患者の発生する力を計測し、予め設定された訓練軌道 1 5 を肢体駆動装置 1 により訓練を行う。この実施の形態の治療的電気刺激を用いたバイオフィード

10

20

30

40

50

バック装置は、自動介助運動の場合、図 2 に示す予め設定した軌道に対する接線方向成分のメカニカルインピーダンス ( $M_1$ : 慣性、 $B_1$ : 粘性、 $K_1$ : 剛性) を低く設定し、前記予め設定した軌道に対する法線方向成分のメカニカルインピーダンス ( $M_2$ : 慣性、 $B_2$ : 粘性、 $K_2$ : 剛性) を高く設定する。

【 0 0 3 6 】

したがって、判断手段と制御手段は、患者の下肢の予め設定した方向以外の運動を抑制しつつ、患者の下肢の動きに追従して運動を進める。前記自動介助運動と同時に、足関節背屈訓練を行わせるため、足関節装着部の足関節部分をフリーズジョイントにしておく。患者の自発的意思による足関節背屈訓練を実施するため、判断手段と制御手段は、前記自動介助運動中の歩行における遊脚初期の位相で、患者が足関節を背屈していない場合、下肢が 10  
上がらず訓練を先に進めないようする。足関節の背屈ができない患者の場合、筋電計測手段で計測した前脛骨筋の活動があるときのみ、判断手段の指令を基に I O ポートを介して振動手段より腓骨神経に刺激を与え、足関節の背屈をさせ訓練を先に進めることである。また、図 3 に示す視覚提示手段によるレベルメータを用いて患者もしくは理学療法士へ訓練中の背屈の位相における前脛骨筋の活動状態を提示する。

【 0 0 3 7 】

この実施の形態によれば、患者の自発的意思による筋力で肢体の関節を屈曲伸展させ、目標関節角度まで屈曲できない場合、患部の筋活動があるときのみ麻痺筋の神経に刺激を与えるとともに、視覚提示手段によるレベルメータを用いて患者もしくは理学療法士へ訓練中の背屈の位相における前脛骨筋の活動状態を提示することで、患者もしくは理学療法士 20  
は実時間で前脛骨筋の筋活動状態を把握でき、効果的な訓練を行うことができる。

【 0 0 3 8 】

この発明の請求項 8 の実施の形態の治療的電気刺激を用いたバイオフィードバック装置について図 2 および図 4 を用いて説明する。すなわち、図 4 に示す駆動手段 2 の大腿駆動部 2 A に大腿を装着し、駆動手段 2 の下腿駆動部 2 B に下腿を装着し、また、足関節装着部 3 に足関節を装着し、関節角度計測手段 4 により関節角度の計測を行い、筋電計測手段 5 により各部の筋電図を計測し、電気刺激手段 6 により患部に電気刺激を与え、提示手段 7 の聴覚提示手段 7 B により患者もしくは理学療法士へ提示し、判断手段 8 により患者の訓練内容を評価し、制御手段 9 により大腿駆動部 2 A、下腿駆動部 2 B の制御を行い、力覚センサ 1 1 により患者の発生する力を計測し、予め設定された訓練軌道 1 5 を肢体駆動装置 1 により訓練を行う。この実施の形態の治療的電気刺激を用いたバイオフィードバック装置は、自動介助運動の場合、図 2 に示す予め設定した軌道に対する接線方向成分のメカニカルインピーダンス ( $M_1$ : 慣性、 $B_1$ : 粘性、 $K_1$ : 剛性) を低く設定し、前記予め設定した軌道に対する法線方向成分のメカニカルインピーダンス ( $M_2$ : 慣性、 $B_2$ : 粘性、 $K_2$ : 剛性) を高く設定する。 30

【 0 0 3 9 】

したがって、判断手段と制御手段は、患者の下肢の予め設定した方向以外の運動を抑制しつつ、患者の下肢の動きに追従して運動を進める。前記自動介助運動と同時に、足関節背屈訓練を行わせるため、足関節装着部の足関節部分をフリーズジョイントにしておく。患者の自発的意思による足関節背屈訓練を実施するため、判断手段と制御手段は、前記自動介助運動中の歩行における遊脚初期の位相で、患者が足関節を背屈していない場合、下肢が 40  
上がらず訓練を先に進めないようする。足関節の背屈ができない患者の場合、筋電計測手段で計測した前脛骨筋の活動があるときのみ、制御手段の指令を基に I O ポートを介して電気刺激手段より腓骨神経に電気刺激を与え、足関節の背屈をさせ訓練を先に進めることである。また、聴覚提示手段により「足先をあげてください」などの音声を用いて患者もしくは理学療法士へ訓練中の背屈の位相における前脛骨筋の活動状態を提示する。

【 0 0 4 0 】

この実施の形態によれば、患者の自発的意思による筋力で肢体の関節を屈曲伸展させ、目標関節角度まで屈曲できない場合、患部の筋活動があるときのみ麻痺筋の神経に刺激を与えるとともに、聴覚提示手段により「足先をあげてください」などの音声を用いて患者も 50

しくは理学療法士へ訓練中の背屈の位相における前脛骨筋の活動状態を提示することで、患者もしくは理学療法士は実時間で前脛骨筋の筋活動状態を把握でき、効果的な訓練を行うことができる。

【0041】

この発明の請求項9の実施の形態の治療的電気刺激を用いたバイオフィードバック装置について図2および図4を用いて説明する。すなわち、図4に示す駆動手段2の大腿駆動部2Aに大腿を装着し、駆動手段2の下腿駆動部2Bに下腿を装着し、また、足関節装着部3に足関節を装着し、関節角度計測手段4により関節角度の計測を行い、筋電計測手段5により前脛骨筋以外に、腓腹筋、大腿四頭筋、ハムストリングス、外転筋、内転筋、大殿筋、脊柱起立筋の筋電図のいずれかを計測し、電気刺激手段6により患部に電気刺激を与え、提示手段7の視覚提示手段7Aと聴覚提示手段7Bとにより患者もしくは理学療法士へ提示し、判断手段8により患者の訓練内容を評価し、制御手段9により大腿駆動部2A、下腿駆動部2Bの制御を行い、力覚センサ11により患者の発生する力を計測し、予め設定された訓練軌道15を肢体駆動装置1により訓練を行う。この実施の形態の治療的電気刺激を用いたバイオフィードバック装置は、自動介助運動の場合、図2に示す予め設定した軌道に対する接線方向成分のメカニカルインピーダンス( $M_1$ :慣性、 $B_1$ :粘性、 $K_1$ :剛性)を低く設定し、前記予め設定した軌道に対する法線方向成分のメカニカルインピーダンス( $M_2$ :慣性、 $B_2$ :粘性、 $K_2$ :剛性)を高く設定する。

10

【0042】

したがって、判断手段と制御手段は、患者の下肢の予め設定した方向以外の運動を抑制しつつ、患者の下肢の動きに追従して運動を進める。前記自動介助運動と同時に、足関節背屈訓練を行わせるため、足関節装着部の足関節部分をフリージョイントにしておく。患者の自発的意思による足関節背屈訓練を実施するため、判断手段と制御手段は、前記自動介助運動中の歩行における遊脚初期の位相で、患者が足関節を背屈していない場合、下肢が上がり訓練を先に進めないようする。足関節の背屈ができない患者の場合、筋電計測手段で計測した前脛骨筋の活動があるときのみ、制御手段の指令を基にI/Oポートを介して電気刺激手段より腓骨神経に電気刺激を与え、足関節の背屈をさせ訓練を先に進めることである。また、視覚提示手段によりレベルメータを用いて患者もしくは理学療法士へ訓練中の底背屈の各位相における前脛骨筋以外の、腓腹筋、大腿四頭筋、ハムストリングス、外転筋、内転筋、大殿筋、脊柱起立筋の筋電図のいずれかの活動状態を提示する。

20

30

【0043】

この実施の形態によれば、患者の自発的意思による筋力で肢体の関節を屈曲伸展させ、目標関節角度まで屈曲できない場合、患部の筋活動があるときのみ麻痺筋の神経に刺激を与えるとともに、視覚提示手段によるレベルメータと、聴覚提示手段による「足先をあげてください」などの音声提示とを用いて患者もしくは理学療法士へ訓練中の底背屈の各位相における前脛骨筋以外の、腓腹筋、大腿四頭筋、ハムストリングス、外転筋、内転筋、大殿筋、脊柱起立筋の筋電図のいずれかの活動状態を提示することで、患者もしくは理学療法士が実時間でそれらの筋の活動状態を把握でき、効率的な訓練を行うことができる。

【0044】

この発明の請求項10の実施の形態の治療的電気刺激を用いたバイオフィードバック方法について、図5および図6に基づいて説明する。すなわち、図5、図6はそれぞれ足関節背屈角度バイオフィードバックの処理を示すフロー図、前脛骨筋の筋電図バイオフィードバックの処理を示すフロー図である。全体の処理を以下に示す。

40

- 1 足関節の背屈角度を足関節角度検出手段により計測する。
- 2 前脛骨筋の筋電図を筋電計測手段により計測する。
- 3 足関節背屈角度と前脛骨筋の筋活動を選択的に、あるいは同時に提示手段により視覚、聴覚提示する。
- 4 判断手段が患者の足関節背屈角度と目標背屈角度とを比較する。
- 5 判断手段が前脛骨筋の筋活動があるか否か判断する。
- 6 患者の足関節背屈角度と目標背屈角度が異なり、前脛骨筋に筋活動がある場合、

50

判断手段の指令を基に I O ポートを通じて電気刺激手段により腓骨神経に電気刺激を与える。

7 1 から 6 の繰り返し

【 0 0 4 5 】

この実施の形態の治療的電気刺激を用いたバイオフィードバック方法は、患者が足関節の背屈訓練を行っている場合、患者の足関節背屈角度と目標背屈角度が異なり、かつ前脛骨筋に筋活動があるとき、制御手段の指令を基に I O ポートを通じて電気刺激手段により腓骨神経に電気刺激を与えるものである。同時に、患者もしくは理学療法士へ足関節の背屈角度を視覚提示手段によるレベルメータと、聴覚提示手段による「足先をあげてください」などの音声提示とにより提示するものである。

10

【 0 0 4 6 】

この実施の形態によれば、患者が足関節の背屈訓練を行っている場合、患者の足関節背屈角度と目標背屈角度が異なり、かつ前脛骨筋に筋活動があるとき、制御手段の指令を基に I O ポートを通じて電気刺激手段により腓骨神経に電気刺激を与えることで、患者の自発的意志で足関節を底背屈させる効率的な訓練をすることができる。同時に、患者もしくは理学療法士が前脛骨筋の筋活動状態を実時間で把握できる。

【 0 0 4 7 】

【 発明の効果 】

請求項 1 記載の治療的電気刺激を用いたバイオフィードバック装置によれば、患者の自発的意思による筋力で肢体の関節を屈曲伸展させ、目標関節角度まで屈曲できない場合、患部の筋活動があるときのみ麻痺筋の神経に電気刺激を与えると同時に、視覚提示手段によりレベルメータを用いて患者もしくは理学療法士へ足関節の背屈角度を提示することで、患者もしくは理学療法士が実時間で足関節の背屈角度を把握でき、効果的な訓練を行うことができる。

20

請求項 2 記載の治療的電気刺激を用いたバイオフィードバック装置によれば、患者の自発的意思による筋力で足関節を底背屈させ、目標足関節背屈角度まで背屈できない場合、前脛骨筋の活動があるときのみ腓骨神経に電気刺激を与えると同時に、視覚提示手段によりレベルメータを用いて患者もしくは理学療法士へ足関節の背屈角度を提示することで、患者もしくは理学療法士は実時間で足関節の背屈角度を把握でき、効果的な訓練を行うことができる。

30

請求項 3 記載の治療的電気刺激を用いたバイオフィードバック装置によれば、患者の自発的意思による筋力で肢体の関節を屈曲伸展させ、目標関節角度まで屈曲できない場合、患部の筋活動があるときのみ麻痺筋の神経に電気刺激を与えると同時に、視覚提示手段によりレベルメータを用いて患者もしくは理学療法士へ足関節の背屈角度を提示することで、患者もしくは理学療法士は実時間で足関節の背屈角度を把握でき、患者の大腿、下腿をそれぞれ大腿駆動部、下腿駆動部に装着し、肢体の訓練をすることができる。

請求項 4 記載の治療的電気刺激を用いたバイオフィードバック装置によれば、患者の自発的意思による筋力で肢体の関節を屈曲伸展させ、目標関節角度まで屈曲できない場合、患部の筋活動があるときのみ麻痺筋の神経に電気刺激を与えると同時に、視覚提示手段によるレベルメータと、聴覚提示による音声提示とを用いて患者もしくは理学療法士へ足関節の背屈角度を提示することで、患者もしくは理学療法士は実時間で足関節の背屈角度を把握でき、効果的な訓練を行うことができる。

40

請求項 5 記載の治療的電気刺激を用いたバイオフィードバック装置によれば、患者の自発的意思による筋力で肢体の関節を屈曲伸展させ、目標関節角度まで屈曲できない場合、患部の筋活動があるときのみ麻痺筋の神経に電気刺激を与えると同時に、視覚提示手段によるレベルメータと、聴覚提示による音声提示とを用いて患者もしくは理学療法士へ足関節の背屈角度を提示することで、患者もしくは理学療法士は実時間で足関節の背屈角度を把握でき、効果的な訓練を行うことができる。

請求項 6 記載の治療的電気刺激を用いたバイオフィードバック装置によれば、患者の自発的意思による筋力で肢体の関節を屈曲伸展させ、目標関節角度まで屈曲できない場合、患

50

部の筋活動があるときのみ麻痺筋の神経に刺激を与えるとともに、聴覚提示による音声提示を用いて患者もしくは理学療法士へ足関節の背屈角度を提示することで、患者もしくは理学療法士は実時間で足関節の背屈角度を把握でき、効果的な訓練を行うことができる。請求項7記載の治療的電気刺激を用いたバイオフィードバック装置によれば、患者の自発的意思による筋力で肢体の関節を屈曲伸展させ、目標関節角度まで屈曲できない場合、患部の筋活動があるときのみ麻痺筋の神経に刺激を与えるとともに、視覚提示手段によるレベルメータを用いて患者もしくは理学療法士へ訓練中の背屈の位相における前脛骨筋の活動状態を提示することで、患者もしくは理学療法士は実時間で前脛骨筋の筋活動状態を把握でき、効果的な訓練を行うことができる。

請求項8記載の治療的電気刺激を用いたバイオフィードバック装置によれば、患者の自発的意思による筋力で肢体の関節を屈曲伸展させ、目標関節角度まで屈曲できない場合、患部の筋活動があるときのみ麻痺筋の神経に刺激を与えるとともに、聴覚提示手段により音声を用いて患者もしくは理学療法士へ訓練中の背屈の位相における前脛骨筋の活動状態を提示することで、患者もしくは理学療法士は実時間で前脛骨筋の筋活動状態を把握でき、効果的な訓練を行うことができる。

請求項9記載の治療的電気刺激を用いたバイオフィードバック装置によれば、患者の自発的意思による筋力で肢体の関節を屈曲伸展させ、目標関節角度まで屈曲できない場合、患部の筋活動があるときのみ麻痺筋の神経に刺激を与えるとともに、視覚提示手段によるレベルメータと、聴覚提示手段による音声とを用いて患者もしくは理学療法士へ訓練中の底背屈の各位相における前脛骨筋以外の、腓腹筋、大腿四頭筋、ハムストリングス、外転筋、内転筋、大殿筋、脊柱起立筋の筋電図のいずれかの活動状態を提示することで、患者または理学療法士が実時間でそれらの筋の活動状態を把握でき、効率的な訓練を行うことができる。

請求項10記載の治療的電気刺激を用いたバイオフィードバック方法によれば、患者が足関節の背屈訓練を行っている場合、患者の足関節背屈角度と目標背屈角度が異なり、かつ前脛骨筋に筋活動があるとき、判断手段の指令を基にI/Oポートを介して電気刺激手段により腓骨神経に電気刺激を与えることで、患者の自発的意志で足関節を底背屈させる効率的な訓練をすることができる。同時に、患者もしくは理学療法士が前脛骨筋の筋活動状態を実時間で把握できる。

#### 【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の実施例を示す構成図である。

【図2】本発明の実施例の予め設定された軌道を説明する図である。

【図3】本発明の実施例の提示手段として視覚提示装置を用いた例を示す図である。

【図4】本発明の実施例を示す構成図である。

【図5】本発明における実施例である足関節背屈角度バイオフィードバックの処理を示すフロー図である。

【図6】本発明における実施例である腓腹筋の筋電図バイオフィードバックの処理を示すフロー図である。

【図7】従来の第1の実施例である治療的電気刺激を用いたバイオフィードバック訓練を示す図である。

【図8】従来の第2の実施例であるバイオフィードバック訓練の歩行動作の概略を示す説明図である。

【図9】従来の第2の実施例であるバイオフィードバック訓練の構成を示す図である。

#### 【符号の説明】

1 肢体駆動装置

2 駆動手段

2A 大腿駆動部

2B 下腿駆動部

3 足関節装着部

4 関節角度計測手段

10

20

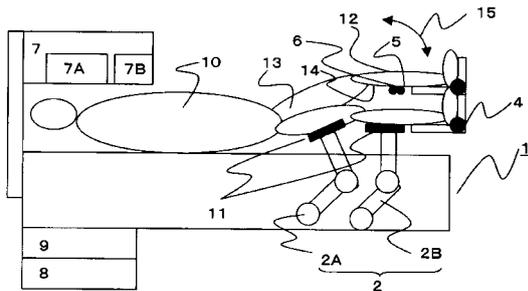
30

40

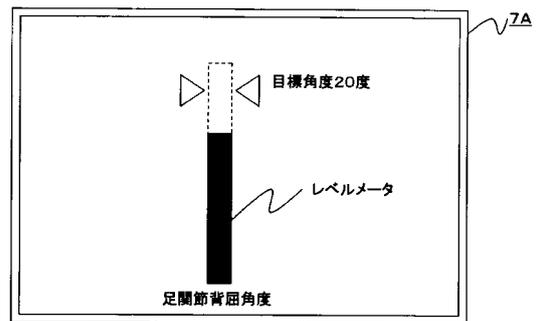
50

- 5筋電計測手段
- 6電気刺激手段
- 7提示手段
  - 7A 視覚提示手段
  - 7B 聴覚提示手段
- 8判断手段
- 9制御手段
- 10患者
- 11力覚センサ
- 12前脛骨筋
- 13腓腹筋
- 14腓骨神経
- 15予め設定された訓練軌道
- 16視覚提示手段
- 17レベルメータ

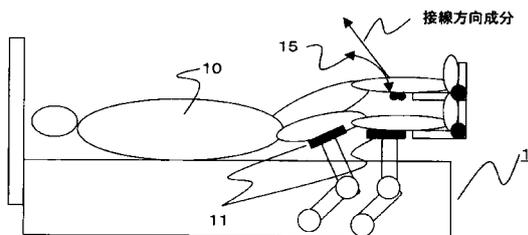
【 図 1 】



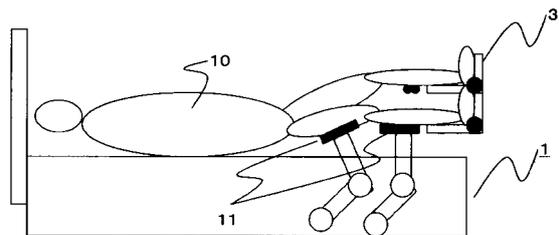
【 図 3 】



【 図 2 】

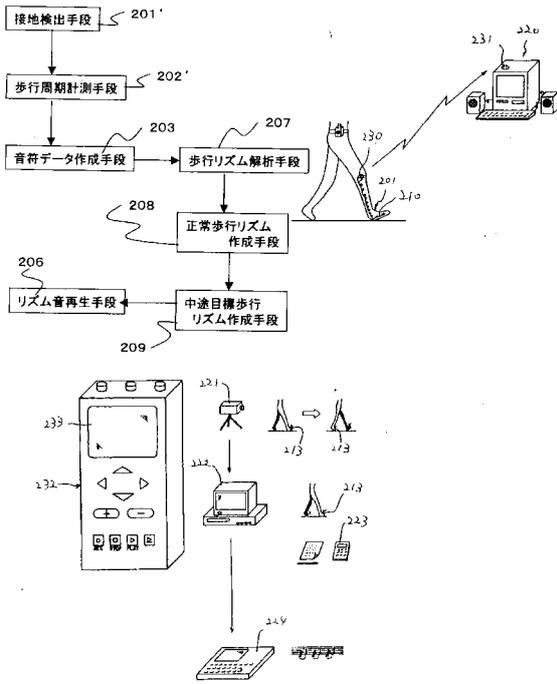


【 図 4 】





【図 9】



---

フロントページの続き

- (56)参考文献 特開昭61-193660(JP,A)  
特許第3026007(JP,B1)  
特許第2821525(JP,B2)  
特開平11-076329(JP,A)  
特開平11-076430(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61H 1/00  
A61H 3/00  
A61N 1/00  
A63B 23/04