

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4156933号
(P4156933)

(45) 発行日 平成20年9月24日 (2008. 9. 24)

(24) 登録日 平成20年7月18日 (2008. 7. 18)

(51) Int. Cl.		F I	
A 6 1 N 1/36	(2006. 01)	A 6 1 N 1/36	
A 6 1 H 1/02	(2006. 01)	A 6 1 H 1/02	N
A 6 1 H 3/00	(2006. 01)	A 6 1 H 3/00	B
A 6 1 H 3/04	(2006. 01)	A 6 1 H 3/04	

請求項の数 22 (全 18 頁)

(21) 出願番号	特願2002-589080 (P2002-589080)	(73) 特許権者	503416319
(86) (22) 出願日	平成14年5月10日 (2002. 5. 10)		フォンダシオン スイス プール レ シ
(65) 公表番号	特表2004-526541 (P2004-526541A)		ベルテーゼ
(43) 公表日	平成16年9月2日 (2004. 9. 2)		スイス国, セアッシュー 1 8 4 4 ビルヌ
(86) 国際出願番号	PCT/CH2002/000255		ープ, アブニュ デ シャテナユエ 4,
(87) 国際公開番号	W02002/092164	(74) 代理人	100099759
(87) 国際公開日	平成14年11月21日 (2002. 11. 21)		弁理士 青木 篤
審査請求日	平成17年4月20日 (2005. 4. 20)	(74) 代理人	100092624
(31) 優先権主張番号	910/01		弁理士 鶴田 準一
(32) 優先日	平成13年5月16日 (2001. 5. 16)	(74) 代理人	100102819
(33) 優先権主張国	スイス (CH)		弁理士 島田 哲郎
		(74) 代理人	100082898
			弁理士 西山 雅也

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 人の下肢の再教育及び訓練の少なくとも一方を行うための装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

人、特に中枢神経系の障害（対麻痺、半身不随）を有する人の下肢の再教育及び訓練の少なくとも一方のための装置であって、患者の少なくとも1つの下肢との接触部を構成する機械式補装装置（2、3、4）と、患者の下肢に関連する筋肉又は筋肉群に作用するように構成された少なくとも一对の電極（37、38）を備えた神経筋刺激装置（33）とを有し、前記補装装置は、角度センサ及び少なくとも1つの力センサを備えた少なくとも1つの関節（6、7、8）を有し、前記センサは前記刺激装置を制御する制御装置（31）に接続される、装置において、

前記補装装置の前記関節が、前記角度センサ及び前記力センサを用いて閉ループ連続制御システムによりリアルタイムに制御された補装用の作動モータを有し、該モータは、前記刺激装置の閉ループ連続制御式リアルタイム帰還制御手段に統合されることを特徴とする、装置。

【請求項 2】

前記モータの前記連続制御システムが従来型の制御ソフトウェアを有することを特徴とする、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 3】

前記刺激装置の前記帰還制御手段が従来型の制御ソフトウェアを有することを特徴とする、請求項 1 又は 2 に記載の装置。

【請求項 4】

前記制御ソフトウェアには、前記補装装置の特性及び動作の数学モデルと、筋肉の挙動の数学モデルとが組み込まれることを特徴とする、請求項 2 又は 3 に記載の装置。

【請求項 5】

前記補装装置は少なくとも 1 つの装具を有し、該装具は、それぞれ患者の腿、脚及び足に対する機械的接触部を構成する少なくとも 3 つのセグメント (2、3、4) を有し、第 1 及び第 2 のセグメント (2、3) は、該第 1 及び第 2 のセグメント (2、3) をそれぞれ患者の腿及び脚に接続するための手段 (11、13 ; 12、14) を有し、第 3 のセグメント (4) は、足底の支持体を構成するように配置されるとともに該第 3 のセグメント (4) を患者の足に固定するための手段 (15) を有し、前記第 1 のセグメントの一端は、患者の身体と股関節にて協働するように構成された要素に第 1 の自動化関節 (6) によって接続され、前記第 1 のセグメントの他端は、第 2 の自動化関節 (7) によって前記第 2 のセグメントの一端に接続され、前記第 2 のセグメントの他端は、第 3 の自動化関節 (8) によって前記第 3 のセグメントに連結されることを特徴とする、請求項 1 ~ 4 のいずれか 1 項に記載の装置。

10

【請求項 6】

前記装具を 2 つ有し、該装具の各々が患者の下肢の 1 つに対する接触部を構成することを特徴とする、請求項 1 ~ 5 のいずれか 1 項に記載の装置。

【請求項 7】

前記第 1 及び第 2 のセグメントが、該第 1 及び第 2 のセグメントの長さを患者の体形に適合できるように長さ調節可能な要素を有することを特徴とする、請求項 5 又は 6 に記載の装置。

20

【請求項 8】

各装具が有する前記関節の各々が、ギヤボックスに接続されたサーボモータに固定されることを特徴とする、請求項 1 ~ 7 のいずれか 1 項に記載の装置。

【請求項 9】

前記モータの各々のシャフトは隣接する補装セグメントに平行であり、前記シャフトが前記関節の垂直軸を一对のベベルギヤによって駆動することを特徴とする、請求項 8 に記載の装置。

【請求項 10】

前記モータは、前記関節に取付けられた 2 つの補装セグメントの 1 つに固定されてウォームを回転駆動し、該ウォームに取付けられたナットの回転によって第 2 の補装セグメントに固定されたクランクが作動し、該クランクの回転軸は前記関節の回転軸に一致することを特徴とする、請求項 8 に記載の装置。

30

【請求項 11】

前記モータの各々のシャフトは隣接する補装セグメントに垂直であることを特徴とする、請求項 10 に記載の装置。

【請求項 12】

前記モータの各々にはデジタルポジションコーダが組み込まれ、各関節には力及びトルクのセンサが組み込まれることを特徴とする、請求項 8 ~ 11 のいずれか 1 項に記載の装置。

40

【請求項 13】

前記モータは前記制御装置 (31) に従って作動し、該制御装置 (31) は前記モータの各々のための個別の制御手段を有することを特徴とする、請求項 8 ~ 12 のいずれか 1 項に記載の装置。

【請求項 14】

前記補装装置は水平フレーム (10) に固定され、該水平フレーム (10) は、患者の下肢を水平な姿勢で動かすために、該患者の背中及び骨盤を支持するように構成されることを特徴とする、請求項 1 ~ 13 のいずれか 1 項に記載の装置。

【請求項 15】

前記補装装置は骨盤ベルト (51) に固定され、該骨盤ベルト (51) は、患者の下肢

50

を垂直な姿勢で動かすために該患者の股関節の周りに配置されるとともに、該患者を動かすために該骨盤ベルト（５１）を可動支持装置に固定する部材を有することを特徴とする、請求項１～１３のいずれか１項に記載の装置。

【請求項１６】

前記骨盤ベルトが、関節式機構によって前記可動支持装置に固定されることを特徴とする、請求項１５に記載の装置。

【請求項１７】

前記関節式機構は動力装置を有し、該動力装置は垂直面内で作用するとともに力、トルク及びポジションセンサーに従って動作し、それにより患者の体重が該患者の動作中に全体的又は部分的に支持されることを特徴とする、請求項１６に記載の装置。

10

【請求項１８】

前記可動支持装置が車輪（５４、５５、５６）に取付けられることを特徴とする、請求項１５～１７のいずれか１項に記載の装置。

【請求項１９】

前記可動支持装置が、前記制御装置（３１）に従う該可動支持装置用の駆動装置（６５、６６）を有することを特徴とする、請求項１５～１８のいずれか１項に記載の装置。

【請求項２０】

前記制御装置（３１）がマイクロコンピュータを有することを特徴とする、請求項１～１９のいずれか１項に記載の装置。

【請求項２１】

前記制御装置（３１）が、取外し可能なデータ媒体と協働可能に構成された読取手段を有し、それにより個別化された訓練プログラムが実行可能になることを特徴とする、請求項２０に記載の装置。

20

【請求項２２】

特に動作レベルを患者にリアルタイムで知らせるように構成された表示手段（４０）を有することを特徴とする、請求項１～２１のいずれか１項に記載の装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

本発明は、人、特に中枢神経系の障害（対麻痺、半身不随）を有する人の下肢の再教育及び訓練の少なくとも一方を行うための装置に関する。

30

【背景技術】

【０００２】

骨髄性の麻痺を有する人を医学的に処置する現段階での方法においては、１００の新しいケースのうち、２０％の人のみが脊髄の完全な障害を患っているため完全麻痺と宣告されているが、８０％の人は部分的のみの脊髄障害を有する。

【０００３】

現段階での再教育の可能性に関し、部分的障害を有するこれら８０％の人のうち約１０～１５％が、比較的満足できる水準の自力歩行ができるまでに回復する。

【０００４】

この回復は、中枢神経系（ＣＮＳ）及び特に脊髄が、大きな「可塑性（plasticity）」に関する能力を有しているという事実により説明される。この可塑性の能力とは、すなわち、脊髄の部分的病変を有する神経回路の再組織を伴うものであり、病変を有さないまだ健康な神経回路が、破壊された神経回路の機能を満たすためにそれらの神経回路と置換されることができる。

40

【０００５】

この神経系の可塑性による置換能力は、運動神経系の真の再教育を必要とし、この再教育は、下肢が麻痺する前に行う通常の動作の一定反復により開始され促進される。しかし、最大効率の再教育を達成するためには、これらの動作を行うについて、関連する筋肉の積極的関与を伴うとともにこれらの動作に反する抵抗力に綿密に対応した、初期の意図的

50

な動作の可能な限りの模倣がなされるべきである。

【0006】

この理由は、実質的には、神経系の可塑性及び運動系の再教育による置換における再組織は、CNSに供給される神経情報によって決定されるからである。神経情報の供給は、固有受容性神経系と、より正確には固有受容性神経系と関連する筋肉の運動神経（運動ニューロン）との間に形成される閉制御ループとによって行われる。

【0007】

ここで1つの本質的ポイントを明らかにする必要がある。ある動作に関する全ての筋肉の収縮は、その筋肉が依存する固有受容性神経系の制御下にある。この神経系は固有受容体を有し、固有受容体とは、感覚神経線維の起点において身体の動作により生じる刺激を感知する受容体（レセプター）である。これらの受容体は骨、関節及び筋肉の近くに位置する。固有受容性神経系（低い感度を有する）は、自らが制御する筋肉とともに、身体の動作及び位置の制御を可能にする微細かつ正確な閉ループ制御系を形成する。

10

【0008】

麻痺は結果的に深刻な機能上のハンデとなり、それはあらゆる範囲の合併症（すなわち床擦れ、痙性、骨粗鬆症、循環器系、泌尿器系及び腸の疾患、並びに筋腱及び関節包靭帯の収縮）によりさらに悪化する場合がある。

【0009】

筋肉萎縮は筋腱収縮と関係がある。その結果筋力及び筋持久力が失われる。最終的には、筋肉は機能的作用を提供する能力を失う。

20

【0010】

関節包靭帯収縮（Capsulo-ligamentary retraction）もまた、主要かつ非常によくある合併症であり、関節の可動範囲の減縮（関節強直症）及び不適当な姿勢を惹起する場合がある。それはまた、時間とともに関節軟骨に影響を与える場合がある。

【0011】

従って、これらの種々の合併症（特に筋腱、関節に関する問題）を防止することは緊急性を要し、その防止は、病変に関して良好に構築された再教育プログラムにより、その病変の極初期から患者を定期的に動かすことによって行われる。患者をできるだけ素早く直立させ、種々の代謝及び多くの生理学的機能を整える姿勢にすることも重要である。

【0012】

麻痺に冒された下肢は通常は、外力の干渉により提供される受動的動作処置を受ける。この外力は、治療者又は適当な装置によって手動で直接的に与えることができる。

30

【0013】

上述のような脊髄の可塑性による置換における再組織を用いて、歩行回復のためにさらに特別な訓練を行うために、コンベヤベルト上でハーネスにより患者を支持しながら患者を直立させることができるが、一方で患者は自らの上肢によって平行バーにもたれかかる。治療者は、屈みながら、手動で患者の脚を動かして類似歩行をさせる。

【0014】

これが現行の通常の方法であるが、多くの欠点を有する。強制的な動作は緩慢かつ不正確である。屈んだ姿勢及び行う作業によって治療者はすぐに疲弊する。その結果、動作はその反復回数の少ない極端に短い時間しか行われず、このことは効率を相当に下げる。

40

【0015】

この方法に関して、この方法の純粋なロボット化（スイスのHocoma AG社のLokomat装置）による改良が近年なされている。運動神経機能のための機械式補装具は、外骨格の役割を果たすとともに下肢を自動的に動作させ、その自動的動作はコンベヤベルト上で歩行運動を再現する。

【0016】

この方法の長所は、治療者の手動の干渉を省略できることである。この結果として速度、正確さ及び反復性が改善される。所望の動作を反復することも可能である。

【0017】

50

【特許文献1】米国特許第4,642,769号明細書

【特許文献2】米国特許第5,476,441号明細書

【特許文献3】米国特許第5,954,621号明細書

【特許文献4】米国特許第5,682,327号明細書

【特許文献5】国際公開第96/36278号

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0018】

しかし上述の方法は全て、2つの大きな短所を有する。第1に、これらは純粋に受動的な下肢動作方法である。その結果、筋肉の能動的関与が全て欠如してそのような方法の効果が限定され、いかなる臨床体験も身体の麻痺した部分の萎縮及び強直のチェックには不十分であることを示している。第2に、これらの方法は純粋に静的であり、患者はコンベヤベルト上で静止状態に維持される。その結果、行われたことの再学習がなされず、故に、二足歩行における動的平衡状態の非常に基礎的な力学を構成する、患者の動作によって生じる移動量の確保及び運動エネルギーの管理がなされない。

10

【0019】

さらにここ数年間に、生理学的制御の代替として、ある軽度な障害を有する歩行中の患者のために作用する電気刺激が提案されている。この電気刺激は、ある数の筋肉に刺激を与えることにより、起立姿勢を可能にする(Jaeger等、1990年)か、又は歩行を改善する(Carnstam等、1977年)ために開発された。より最近の一連の研究は、複雑かつ重厚な装置を用いた電気刺激による対麻痺患者の歩行回復の可能性を示している。しかし、この再教育は相当なエネルギー消費を必要とし、比較的軽度な骨髄性の病変を有するある数の患者に対してのみ適用される。従って、真に機能的な歩行の回復はまだ達成されていない。

20

【0020】

この未達は、電気刺激に関する現時点で公知の全ての方法に共通する2つの大きな欠点によって大いに説明可能である。

【0021】

第1の欠点は、それらの方法は通常の電気刺激を使用していることであり、現時点では開ループ制御として知られるただ1つの電気刺激のみが使用されている。この電気刺激の特徴は、刺激が純粋かつ単純に筋肉に与えられ、それによる動作の帰還制御(フィードバック)がなされていないことである。

30

【0022】

電気刺激による動作の改良には、まだ扱いにくい部分が残っていると言わざるを得ない。動作が付加的な抵抗力を伴い又は非常に性急になされ、二足歩行時のような高い加速を提供する高いパルス力を伴うときは、速度及び範囲の制御は敏感かつ非常に困難であることがわかっている。

【0023】

この制御は、麻痺した下肢の動作に関してはさらに、より高い精度、反復性及び信頼性を有する必要がある。その理由は、先ず動作は常に穏やかかつ漸進的でなければならないことと、加えて、患者は通常は感覚障害を有するので、動かされた麻痺した下肢からの感覚を知覚できないこととである。

40

【0024】

結果として、開ループ制御による電気刺激の使用によっては、それにより生じる動作の適当な制御ができない。この方法による動作では、エネルギー面で有利な真に機能的な歩行の達成に不可欠な移動量の確保と運動エネルギーとの管理ができない。このことは、この種の刺激では動力的な二足歩行プロセスを生じさせさらに管理することはできないことを意味する。

【0025】

実際には、このようにしてなされる動作は単なる歩行運動を多少雑に実現できるのみで

50

あることがわかっていると云わざるを得ない。このことは、これらの動作が、後述する他の方法によって行われる身体の動作にある程度追随するものであることを意味する。

【 0 0 2 6 】

電気刺激方法の第 2 の欠点は、本質的には第 1 の欠点の結果である。既述した現行の方法の全ては、平行バー又は歩行用機構 (walking frame) 上に上肢を支持という重大な干渉を要する。従って身体の動作は実質的には歩行用機構の手動前方移動によって行われるが、それにより身体の重心が前方に移動して身体は前に倒れるような姿勢になるので、その身体動作は歩行用機構上での上肢の支持によって制御される。次に電気刺激の作用に伴う下肢の動作がなされ、次に他の部分が動作される。次に、歩行用機構を再度前方に動かす等の操作がなされる。

10

【 0 0 2 7 】

このようにして行われる歩行には、結果として一連の加速及び減速 (ブレーキング) が含まれ、加速及び減速の各々の場合において、歩行用機構の前方移動に関して短時間の中間的停止が生じる。その結果、現時点では全ての方法に共通するが、歩行は極度に遅くなり (最高でも通常の歩行速度の 1 / 5 程度)、患者を急速に疲弊させる莫大なエネルギー消費が必要とされる。このような条件下では、移動可能な距離は数十メートル以下である。

【 0 0 2 8 】

最終的に、この種の補装具による歩行は、4 つの支持点 (歩行用機構を用いた 2 つの足及び 2 つの手) 上で静的に安定し、移動量を確保しないことを特徴とする。一方、人の二足歩行においては、移動量を確保しつつ 2 つの支持点における動的に安定した歩行の制御が可能である。

20

【 0 0 2 9 】

従来の開ループ制御式電気刺激は、筋肉増強のために使用されるときはさらなる欠点を有する。上述のようにこの種の刺激は、筋肉が付加的抵抗力に対して収縮しなければならない場合は特に、筋肉刺激により生じる動的動作の有効かつ適切な制御はできない。このことは、「過負荷原理 (overload principle)」又は「漸進的抵抗訓練原理 (progressive resistance exercise principle)」を根拠として、筋肉増強訓練中において必須である。

【 0 0 3 0 】

この理由は、筋力及び筋持久力 (又は筋肉組織) の強化、すなわち最大仕事能力の強化は「過負荷原理」として知られる原理に依存することが公知だからである。この原理によれば、筋力及び筋持久力は、筋肉が所定の時間、その最大の力及び持久力で適当な抵抗力に対して使用された場合にのみ増強される。過負荷原理は、筋力及び筋持久力が高まるにつれて筋肉に対する抵抗力を徐々に増大させなければならないことを示す。このような理由により、元来の「過負荷原理」という用語は現在は「漸進的抵抗訓練原理」という用語になっている。

30

【 0 0 3 1 】

有効性、正確性及び安全性という明らかな理由により、この種の開ループ制御による刺激は実質的には、等尺性収縮 (静的収縮とも呼ばれる) の実施に限定される。等尺性収縮 (isometric contraction) は、筋肉が短くならず、収縮中は筋肉の両端が固定されることを特徴とする。

40

【 0 0 3 2 】

この物理的原理に基づけば、筋肉が短くならずかつ筋肉の両端の移動がないことにより、力学的仕事は一切なされない。にも関わらず、この等尺性動作は熱放散の形でエネルギーを消費する。

【 0 0 3 3 】

この専門的記述から、このような等尺性収縮はアイソメトリックな筋力のみを、所定の関節角度においてのみ強化することは明らかである。

【 0 0 3 4 】

50

しかし一般には、機能的な再教育のためには、生理学的関節角度の範囲全体にわたって筋力及び筋持久力を（通常は操作可能に）増強することが要求される。この筋力及び筋持久力の増強は、可能な力学的仕事の最大量を増やすことができる。従って開ループ制御式電気刺激がこの要求を満たすことができないことは明らかである。

【 0 0 3 5 】

一般に、麻痺の原因となる骨髄性の病変によって人が苦痛を受けるときは、先ず脊髄性ショックを受け、緊急の処置及びベッドでの初期治療が必要とされる。この動作されなかった時間の結果として、その後第1の初期再教育動作（この段階では常に穏やかかつ漸進的でなければならない）が実行可能になったときは、患者は既に顕著な筋肉萎縮を有している。

10

【 0 0 3 6 】

さらに、対麻痺患者の大多数が現時点でベッドでの初期治療よりはるかに遅れた段階に達しており、そのために、関節強直症をしばしば伴うより進んだ筋肉萎縮を有している。

【 0 0 3 7 】

先ず、不動性萎縮による筋力低下と、強直症によって生じ得る下肢の部位における関節動作の制限とによって、動作のために垂直姿勢にて体重を支えることができなくなる。従って筋肉増強及び関節可動の訓練は、関連する関節の各々（すなわち下肢、踵、膝及び股関節）の全運動に対して好都合な姿勢で行う必要がある。このためには、仰臥姿勢（背臥位）が最適である。

【 0 0 3 8 】

20

靭帯及び関節包組織を強化するため、関節の角度的制限を極めて漸進的に排除するため、及び可能な限り関節の生理学的角度範囲全体にわたる完全な可動性を回復するためには、関節運動の訓練をすることが必要である。さらに平行して、「漸進的抵抗訓練原理（過負荷原理）」に関する、可能な関節角度範囲の全体にわたる筋肉の強化が必要である。この筋肉強化は、筋肉に不均衡が生じることを防止するために、関連する下肢の種々の部位における関節の伸展及び屈曲の双方において実行できる必要がある。当然、麻痺した筋肉の強化は、適当な電気刺激によってのみ実行可能である。

【 0 0 3 9 】

始めはこれらの訓練は、特に関節運動に関しては、極めて穏やかに、正確かつ漸進的方法で行われるべきである。筋腱、関節系に損傷を与えること、特に強制的動作による骨腫（POA型）の危険性を回避するためである。

30

【 0 0 4 0 】

傍骨関節症（paraosteoarthropathy；POA）は、いくつかの中樞神経系の異常（対麻痺、半身不随、頭蓋外傷性障害等）において大きな部分病変を有する関節の周りで進行する異所性の硬化を含む。これは、機能障害となる場合には侮れない危惧すべき合併症となる。

【 0 0 4 1 】

従って、上述の全ての理由により、行われる動作は常に、力、速度及び関節の可動範囲に関して厳密に制御されねばならない。上述のように、従来の開ループ制御式電気刺激は、これらの要求を満足しない場合がある。

40

【 0 0 4 2 】

上述の訓練の本質的目的は、患者が下肢の機能的動作能力を（何らかの方法である程度の「健康（フィットネス）」レベルまで）回復し維持できるようにすることであり、そのとき下肢は可能な限り体重を垂直姿勢に維持でき、さらに好ましくは垂直姿勢から屈曲姿勢又はその逆の動作を行うことができる。患者はこの段階においてのみ、最適な利益を受けつつ、真に二足歩行のプロセスの特別な訓練を始めることができる。

【 0 0 4 3 】

上述のように、有効な歩行訓練という面においては、神経系の可塑性による置換能力は本質的役割を果たし、この能力は固有受容情報により起動され刺激される。この目的のため、及び実質的運動系の再教育のために、固有受容情報が意図的動作と同等のもの（模倣

50

原理)に起因するものに近いときは、全ての固有受容情報はより効率的になる。

【0044】

極めて大雑把に言えば、本質的には、二足歩行は2つの支持点での純粋な動的平衡において行われると考えることが必要である。あるステップの極初期における僅かな衝撃力は、股関節上の腿の伸筋及び足の伸筋により与えられ、身体を前方に推進させる。これらの衝撃力すなわち刺激力は、身体を前方に向け加速する。従って身体は速度と、それに伴う運動エネルギー及び移動量とを得る。これらの衝撃力は、歩行プロセスの原動力を生じさせる。

【0045】

身体の重心は歩行継続中は、外見上は放物線状の擬似弾道に従って動く。この経路を移動する間に、関与する比較的弱い筋肉は、下肢を構成する部位の連鎖の制御を行う。この段階では関与する筋肉は、上記経路に従う移動と、結果的に歩行プロセスの原動力の管理とを行うことができる。

10

【0046】

この管理の目的は、下肢の動作を最適化して、あるステップの最後における運動エネルギーの低下を最小化すること、すなわち可能な限り一定の移動量を確保することである。それにより、次のステップの開始時において最小の衝撃力で十分に運動エネルギーの損失を補填でき、移動量が確保され、一定の平均速度での推進が可能になる。各ステップの最後における運動エネルギーの保存の程度は正確であり、このことは、一定の平均速度での推進の維持に必要な新たなエネルギーを決定する。

20

【0047】

上述のメカニズムは、足での走行において特によく示される。このメカニズムは、歩行プロセスの動力学における伸展速度の加速が含まれる。この場合、あるステップの間に、強いパルス状刺激を伴って、物理的の重心が放物線状弾道に従って移動し、その間は2つの足がいずれも地面から離れ、それはそのステップ終了時に片足が体重を支えるまで続く。次に同じ足及び脚が、次のステップを行うための新たな衝撃力を与える。

【0048】

現時点では、中枢性麻痺を伴って制限され又は不可能になっている意図的動作の正確な模倣に関連して、上述の条件を満足して下肢を生理学的に訓練するための、対麻痺患者の下肢を再教育する装置及び歩行訓練装置のいずれも存在しない。同様に、上述の条件の達成を可能にする装置も文献にて提唱されていない。

30

【0049】

米国特許第4,642,769号は、下肢の動作を制御するためのシステムを開示する。このシステムは、麻痺した筋肉を電気刺激する手段によって、開いた筋肉鎖(open muscle chain)にて達成可能である。これらは関節内には組み込まれない外的手段であり、この装置を有効にするには常に困難が伴う。

【0050】

米国特許第5,476,441号及び第5,954,621号は、関節角度を帰還制御された制動手段によって関節角度を制御する装置を開示する。しかしこれは、関節の自動化の可能性を有さない単一の制動である。

40

【0051】

米国特許第5,682,327号は、モータの全体的な制御を提供し、それにより公知の連続的受動的動作器具によって生じる動作を提供する装置を提唱する。これらの名称が明確に定めているように、これらの器具は純粋に受動的な関節動作を生じさせる。これらの装置は特に、運動神経により起動する可動性の腓骨を制御するようになっている。しかしながらこれは、神経筋へのいかなる電気刺激の使用も、関連付けられ制御されたものとしては提供しない。

【0052】

神経筋への電気刺激を補装具と組み合わせたいわゆるハイブリッド装置は、WO96/36278号及びPopovic D.等の論文「ハイブリッド補助システム - 運動神経用補装具(

50

Motor Neuroprosthesis)」（IEEE Transaction of Biomedical Engineering, IEEE Inc. ニューヨーク、U.S.、36巻7号、1989年7月1日、729～736頁）に開示されている。しかしこれらの装置は、補装具の固有の重量を制御できないという大きな欠点を有する。このためにこの重量は、その慣性及び重力の効果、並びに電気刺激を受けた身体部位の所要の動作に伴う動作摩擦力を介して障害となる。従ってこの重量は、特に動作が高速で抵抗力に抗して行われるとき、又は歩行訓練用に行われるときは、要求される動作の質に大いに影響する。

【0053】

本発明の目的は、請求項1の前段部分に係る、下肢の再教育及び歩行訓練を行うための装置を提供することである。この装置は、先に列記した短所（欠点）を有さずかつ上述の条件を満足することによって生理学的に最適な下肢の再教育訓練すなわち歩行訓練を提供し、一方、意図的な能動的訓練に最も近い模倣を行う。

【課題を解決するための手段】

【0054】

この目的のために、本発明は、中枢神経系（CNS）の障害を有する患者の下肢の再教育及び訓練の少なくとも一方のための装置であって、患者の少なくとも1つの下肢との接触部（インターフェース）を構成する機械式補装装置と、患者の下肢の関連する筋肉又は筋肉群に作用するように構成された少なくとも1つの電極を備えた神経筋刺激装置とを有し、補装装置は、角度センサ及び少なくとも1つの力センサを備えた少なくとも1つの関節を有し、これらのセンサは刺激装置を制御する装置に接続され、それにより、刺激装置の閉ループ制御による帰還制御が可能になる、装置において、補装装置の関節が、角度センサ及び力センサを用いて閉ループ制御システムにより制御されたモータを有し、モータは刺激装置の帰還制御に統合されることを特徴とする、装置に関する。

【0055】

関節動作における有効な閉ループ制御を達成するためには、適当なトルクセンサを用いて関節角度及び関節に作用する力を正確に測定することが絶対に必要である。

【0056】

従来技術においては、いかなる適当な埋植可能なセンサも存在しない。従って、不可欠なセンサを使用するときはそれらを動作用補装具を構成する外骨格に組み込む必要がある。この動作用補装具はまた、訓練中に下肢の部位を支持し案内する機能を有するとともに、効果的な筋肉増強に不可欠な抵抗力を生じさせてその抵抗力を下肢の部位に送る機能を有する。

【0057】

従って補装具は、要求される全ての機能を有効に満たすために、十分に堅牢に構成されねばならない。堅牢な補装具及び補装具の全ての構成要素（センサ、モータ等）は、補装具の可動要素の各々の上にかんりの重量を課す。

【0058】

しかし、特に高速での動作中は、補装具が自重によって、対象の訓練によって達成される目標動作の生理学的条件に干渉することは決してあってはならないという本質的要求がある。

【0059】

換言すれば、補装具の物理的存在が忘れられる（全体的に中和される）ように、補装具の慣性及び重力の効果、並びに動作摩擦の効果の全ては無効にされることができ（neutralise）必要がある。それにより、実行される動作は自由かつ正確に、対応する意図的動作を模倣することができる。

【0060】

これらの要求は、補装具固有の関節動作の能動的制御によって達成される。このことは、補装具の関節の自動化によって可能になり、またこの自動化は、閉ループ制御システムによって制御され、制御ユニットに接続されて適当なソフトウェアに制御される関節の位置センサ及びトルクセンサを用いて達成される。

10

20

30

40

50

【 0 0 6 1 】

刺激装置及びモータの帰還制御は、従来型の制御ソフトウェアによって行われることが好ましく、それによりリアルタイムな連続的制御が可能になる。これらの別個の帰還制御は、プログラミングによって種々の目的の各々に対して適合された適当なソフトウェアによって、統合的に管理される。

【 0 0 6 2 】

また制御ソフトウェアには、補装装置の特性及び動作の数学モデルと、筋肉の挙動の数学モデルとが組み込まれることが好ましい。以下の説明は、図面を参照しながら実施例として与えられる。

【 発明を実施するための最良の形態 】

10

【 0 0 6 3 】

補装具は、神経筋への電気刺激を伴う動作用機械式補装具に関するときは「ハイブリッド」と称する。

【 0 0 6 4 】

図 1 に示される装置の第 1 の実施形態によれば、装置は、下肢を駆動するための、仰臥姿勢（背臥位）で使用されるように構成されたハイブリッド補装具を有する。

【 0 0 6 5 】

この実施形態によれば、装置は負傷者の動作訓練を可能にする。それにより装置は、下肢の機能の回復を目的として、運動神経及び関節の機能を可能な限り再教育し、一方では床擦れの危険性を低減する。

20

【 0 0 6 6 】

より正確には、この補装具は 2 つの同一の装具を有する。2 つの装具の各々は、患者 1 の各脚のためのものであり、各装具は関節 6 及び調節可能な支持体 9 によって水平フレーム 10 の端部に固定される。フレーム 10 は、仰臥姿勢の患者の背中及び骨盤に適当に当接しそれらを支持するように構成される。2 つの装具の各々は直列式のロボット装置を構成し、関節 7、8 により接続される 3 つのセグメント 2、3、4 を有する。

【 0 0 6 7 】

各装具は、下肢を支持し案内するための外骨格を形成するように構成され、下肢を構成する 3 つの身体部位（すなわち腿、脚及び足）に対する機械的インターフェース（接触部）を提供する。

30

【 0 0 6 8 】

この目的のために、下肢の部位（腿及び脚）は、チャンネル形態の当接式支持体 11、12 と補装構造体に閉鎖的に接続される「ベルクロ（Velcro）」型ストラップ 13、14 とによって、機械式補装具の対応するセグメント 2、3 に接続可能である。

【 0 0 6 9 】

図 2 a、2 b、3 a 及び 3 b に示されるように、腿及び脚の補装セグメント 2、3 は伸縮可能な管を有し、それらの長さは患者の体形に適合可能である。従って補装具の股関節 6、膝関節 7 及び踵関節 8 は、機能的見地からは、相当する患者の人体関節に一致する。第 3 の補装セグメント 4 は、足底の支持体を構成する。足は、靴の上部構造体のような可撓性の構造体によって、常にこの足底支持体に押付けられる。可撓性構造体は、「ベルクロ」型の閉鎖構造を備えた可撓性の舌部 15 によって確実に閉鎖可能である。

40

【 0 0 7 0 】

既述のインターフェースは、人体の下肢の部位を対応する補装セグメントに緊密に接続し、つまり機能ユニットを構成する。従って下肢及び補装具の動作は、連結された同一のものとなる。

【 0 0 7 1 】

直列式の各装具の動力学は、ただ 1 つの連鎖を有し、可能な限り単純化されたものである。このような直列システムは患者の体形に合わせて容易に調整可能であるため、その長所は相当に大きい。このシステムは容易かつ自動的に折り畳むことができる。3 つの関節は独立であり、制御が非常に単純である。しかしとりわけ、図 2 a 及び 2 b に示されるよ

50

うに、そのようなシステムによって関節の可動性は最大となり、関節の可動性を高める最適の訓練をその生理学的範囲全体にわたって行うことができる。その理由は、このような訓練は、各関節に対して、伸展及び屈曲それぞれについて以下の可動範囲を必要とするからである。

- 股関節： - 5° ~ 120°
- 膝関節： - 10° ~ 130°
- 踵関節： - 25° ~ 45°

【0072】

しかし当然、補装具は平行式の動力学構造を用いて作製することもできる。

【0073】

図3a及び3bに示されるように、補装具の各関節は電気サーボモータ20、21、22により動作可能である。電気サーボモータ20、21、22は、駆動効果又は制動効果を有することができ、ギヤボックス23、24、25に連結される。各モータは、関節に接続された管（補装セグメント）の1つに沿って配置される。モータシャフトは隣接する管に平行である。モータシャフトは、一对のベベルギヤによって関節の垂直シャフトを駆動する。従ってモータシャフトは面取りされたピニオンを有し、ピニオンはギヤボックスの入力シャフト上の固定リングに噛み合う。ギヤボックスの出力シャフトは、関節に接続された他の管に固定され、その管を駆動することができる。

【0074】

本発明の要求を満たすモータとしては、「マクソンモータ (Maxon motor)」銘柄のサーボモータが可能である。その理由は、これらのモータの重量及びトルク性能が優れているからである。さらにこれらのモータは、モジュール構造による利点を有し、デジタルポジションコーダ (digital position coder) が組み込まれている。

【0075】

ある変形例によれば、関節はレバー機構によって動かされ、移動ねじによって動かされる。この変形例によれば、モータは、関連する関節に取付けられた2つの補装セグメントの1つに固定される。このモータはウォームを回転させる。ウォームの回転により、このウォームに取付けられたナットが回転する。このナットは、リンクによってクランクを作動させる。クランクの回転軸は関節の回転軸に一致し、クランクは関連する関節に取付けられた第2の補装セグメントに固定される。結果的にこの装置においては、モータの回転方向に従ってナットが移動してモータに接近し、それにより関節が伸展する。モータの逆方向の回転はナットをモータから離れるように移動させ、それにより関連する関節が屈曲する。

【0076】

他の変形例によれば、左ねじれのヘリカルギヤを備えた微動ねじによって各モータが関節の垂直シャフトを駆動できるように、組立体を配置することができる。さらなる他の変形例によれば、モータは隣接する管に垂直に配置可能である。

【0077】

もちろん電気サーボモータは、適当な液圧制御装置を備えた液圧サーボモータに置換されてもよい。

【0078】

同様にデジタルコーダは、アナログコーダに置換可能である。

【0079】

力及びトルクのセンサはまた、各補装関節に組み込まれる。

【0080】

装置には中央制御ユニット30が組み込まれる。ユニット30は、図4の線図に示されるように、管理用マイクロコンピュータ31、サーボモータ用電源32及び電気式神経筋刺激装置33を有する。

【0081】

電気式神経筋刺激装置33は、複数の出力チャネル（例えば15～20チャネル）によ

10

20

30

40

50

りプログラム可能である。電気式神経筋刺激装置 33 は電気パルス発生器であり、いかなる形態のパルス（例えば、各々が約 200 ~ 300 μ s の持続時間を有する矩形電流）も発生できる。各パルスの電流振幅は 0 ~ 100 mA の間に調節可能であり、一方パルスの反復周波数は 5 ~ 80 Hz の間に調節可能である。複数のチャンネルは、電流を生じて互いにかつ地面から電氣的に分離されており（浮動出力）、それにより作動中の複数のチャンネル間での体内の電氣的相互作用は全て防止される。各チャンネルは、刺激されるべき筋肉に適用可能な一対の表面電極 37、38 を有することができる。図 1 及び 5 a には、2 対の電極 37、38 及び 37、38 のみ示される。しかし、当然他の対数の電極も適用可能である。また表面電極は、体内に埋植されたシステムに置換することができる。

【0082】

複数のチャンネルは、互い独立してインタラクティブにプログラム可能であり、それにより、刺激された筋肉を適切に制御された持続時間及び強さで個別に収縮させることができ、プログラミングされた動作における協同筋及び拮抗筋の調和作用が可能になる。

【0083】

補装関節は、その中にギヤボックスを直接組み込むという選択により改善される。股関節、膝及び踵に適用可能な比較的コンパクトなシステムが望まれていた。このシステムはコンパクトであってかつ相当高い減衰因子（reduction factor）を有する必要があるので、「調和励振（Harmonic Drive）」型のギヤボックスを選択することが有利である。独創的構成を備えたそのようなギヤボックスはコンパクトかつ低重量であり、通常のギヤボックスに有利に取って代わる。

【0084】

補装関節用に採用された構成により、図 3 a 及び 3 b に示されるように関節を接続するセグメントを整合配置させることができ、それにより補装具全体が患者の脚に近接した状態に維持され、補装具及び脚の組立体により構成される機能ユニットの品質及び精度が向上する。

【0085】

デジタルポジションコーダ 34 並びに力及びトルクのセンサ 35 は、関節に組み込まれ、サーボモータ 20、21 又は 22 により動作し又は制動されて、自らの情報を中央制御ユニットにリアルタイムで送信する。中央制御ユニット 30 の管理用マイクロコンピュータ 31 がこれらのデータを翻訳し、それにより関節の角度位置、角加速度及び角速度を、生じる力及びトルクとともにリアルタイムで知ることができる。

【0086】

管理用マイクロコンピュータ 31 は、補装具の数学モデルが記録されたソフトウェアを有する。このソフトウェアは、補装具の各セグメントについてその重量、重心、及び関連する関節に関する応力中心距離を考慮している。関節におけるトルクもモデル化可能である。従って、予見可能な全ての自由な又はプログラム可能な経路（例えば、屈んだ姿勢から垂直姿勢までの移動経路、座った姿勢から垂直姿勢、ペダルを踏む姿勢、歩行姿勢までの移動経路等）のモデル化が可能である。このようなモデル化により、全ての動作及びそれらの効果（特に補装具の慣性及び重力の効果）の提供が可能になる。このことは、補装具の動作の完全な閉ループ帰還制御を可能にする。

【0087】

同時に、このソフトウェアには関連する筋肉の挙動の数学モデルが記録され、それにより刺激装置の閉ループ帰還制御が可能になる。

【0088】

従ってこの情報は、各関節の抵抗力下での動作についての、完全に統合された二重の帰還制御を構成する。故にこの人為操作的帰還制御は、生理学的帰還制御がなされないときの代用であり、通常は固有受容性神経系によって中枢神経系（CNS）に伝達される。実際に人為操作的帰還制御は、不完全な生理学的帰還制御に非常に近い模倣をする。

【0089】

プログラミングされた固定又は可変の負荷に対抗して実行される適当に制御された動作

10

20

30

40

50

を行うという重要な目的及び刺激装置 33 のプログラミングは、2つの方法により予見される。それらの方法は相補的であってもよく、第2の方法は第1の方法のパラメータの調節に役立つ。

1. 健常人による意図的な方法で実行された同一動作の筋電図の解析、及び、動作を再現するための、これらのデータに基づく筋肉のシーケンスのプログラミング

2. 筋肉のシーケンスの理論的予備設定による純粹に実験的な動作プログラミング、並びに、患者の反応に従うパラメータの試験及び調節

【0090】

全ての場合において、オペレータは刺激操作中に容易に介入して、収縮の強さの調節とともに、筋肉のシーケンス（すなわち与えられたサイクルでのチャンネルの動作の始期及び終期）の変更を行うことができる。

10

【0091】

訓練プログラムは、所定の患者に対して、その患者の体形、生理学的な能力及び反応、要求並びに目的に従って、固有に確立可能である。

【0092】

所定の患者のための訓練プログラムは、例えばディスク又はメモリーカードのような取外し可能なデータ媒体 39 に予め記録可能である。このデータ媒体は制御ユニットに挿入可能であり、それにより管理用マイクロコンピュータ 31 は、神経筋刺激装置 33 及びサーボモータ 20、21、22 を制御でき、訓練プログラムを実行することができる。

【0093】

20

訓練プログラムによる実行は、いわゆる追従（コンプライアンス）装置によって制御される。コンプライアンス装置はデータ媒体 39 に、初期プログラミングされたパラメータの各々の実行についての相異なる全ての値を入力する。このコンプライアンスは、データ媒体の再読込によってオペレータに翻訳されることができる。

【0094】

専門文献には、神経筋電気刺激により生じる動作の実行中に、患者が生じた下肢の動作を改善したいと考えた場合は、そのような思考（mental task）は、その動作を容易にするという顕著に有益な効果をもたらすことが記載されている。

【0095】

従って、訓練装置には「バイオフィードバック」システムが付加可能である。このシステムは例えば、訓練を行う患者の前に配置されるスクリーン 40 上に表示装置を有する。この表示装置は、達成された動作レベルを、絶対値、定められた目的及び達成された進行度の少なくとも1つに関して示す。

30

【0096】

あるプログラミングされた動作及び一連のプログラミングされた動作（例えば歩行）による実行は、帰還制御に適切に委ねられる。帰還制御は、各補装関節に組み込まれた位置センサ 34 と力及びトルクセンサ 35 とにより中央制御ユニット 30 の管理用マイクロコンピュータ 31 に伝達された情報によって実行される。この情報は、管理用マイクロコンピュータ 31 によって処理され、この目的のために適切にプログラミングされ、続いて刺激パラメータの調節に利用される。刺激パラメータは、収縮の持続時間及び力（例えば刺激持続時間、並びに刺激中の電流強度及び衝撃力の反復周波数）を定める。

40

【0097】

結果的に、関節センサにより供給される全ての情報（刺激される筋肉の出力信号）は、それらが依存する適当なプログラム及び刺激の調整（刺激される筋肉の入力信号）によりマイクロコンピュータ内で処理され、閉ループ制御された帰還制御システムを構成する。このようなシステムは、筋肉への閉ループ制御された電気刺激を明確に定める。この電気刺激は適切に制御された反復性動作の実行を可能にする。この動作は、得られた筋肉動作の帰還制御がなされない通常の刺激及び開ループ制御とは異なり、予めプログラミングされた一定又は可変の抵抗力に反して実行される。

【0098】

50

閉ループ帰還制御された電気式筋肉刺激及び自動化された動作用機械式補装具の特性を組み合わせ統合し、自らも閉ループ帰還制御される上述のハイブリッド補装装置は、以下のことを等しく良好に行うことができることから、用途の融通性を最大にするロボットシステムを構成する。

- 訓練において、患者が力を失って電気刺激を受けなくなった場合に、関節のモータのみがプログラミングされた動作を行う。

- 補正において、電気刺激を受けている又は受けていない患者が、単独で動作できる十分な力を有さずかつ補助（重力に対する補助も含む）が必要とされる場合に、関節のモータが必要な追加的補助を行う。

- 制動において、患者が刺激及び故意の一方又は双方によって、装置に部分的又は完全に反する動作を、プログラミングされた抵抗力に従ってサーボモータ 20、21、22 を用いて行う。

従って使用されるプログラミングによれば、

抵抗力が動作に完全に反する場合は、訓練は等尺性（アイソメトリック）になる。

抵抗力が常時、動作する関節の角速度を一定に維持するように調整される場合は、訓練は等速性（アイソキネティック）になる。

関節の角速度が常時、抵抗力を一定に維持するように調整される場合は、訓練は等張性（アイソトニック）になる。

- 各関節は、プログラミングされた固有の抵抗力に対して個別に訓練可能である。従って例えば、脚が伸展した状態で、踵関節において、抵抗力に対抗する足底の屈曲（すなわち足の伸展）の訓練が可能である。このような訓練は、漸進的抵抗力に対する爪先立ちの模倣を可能にする。漸進的抵抗力は、例えば脚 1 本当たり最大 100 kg まで徐々に増加させることができる。従って、関節と脚の後部に位置する双子筋とを強化することが可能であり、このことは、必要な程度まで、歩行プロセスにおける刺激力のパルスの一助となる。

- 下肢を構成する身体部位及びそれらの関節は、それらを構成するとともに特定の動作を行うための動力学的連鎖に従い、統合的に訓練可能である。

例えば、2つの下肢は同時に伸展動作され、続いて抵抗力に対抗して屈曲動作されて、屈んだ姿勢から伸びた姿勢（重力に逆らって支持された身体の垂直姿勢に相当）への動作の模倣を行い、次に制御された方法で屈んだ姿勢に戻る。

例えば、2つの下肢がペダルを踏むことによる交互動作を、プログラミングされた抵抗力による制動に逆らって行う。

例えば、模倣によって、歩行（ステッピング）中の2つの下肢の交互動作の基礎訓練を、関節における対応する抵抗力に逆らって行う。

【0099】

図 5 a、5 b 及び 6 に示される第 2 の実施形態によれば、装置は、図 1 に類似する下肢訓練用ハイブリッド補装具を有するが、この補装具は、固有の動作の関する歩行の動的プロセスの特別な訓練のために、垂直姿勢で使用されるように構成される。この特別な訓練は、患者が下肢について適当な「フィットネス」（ある水準の筋肉及び関節の動作が可能）にまで回復したときに行われ、意図的な歩行の動的プロセスに近い模倣によって、患者の歩行を特別に訓練する。

【0100】

この目的のために、第 1 の実施形態に係る装置の全ての構成要素は、仰臥姿勢の患者の背中及び骨盤を支持する水平フレーム 10 を除いて再度利用することができる。2つの脚のための2つの同一の装具は、この場合は機械式骨盤ベルト 51 の各側に固定され、股の補装関節が対応する患者の生理学的関節に機能的見地からは一致するように調節可能である。外骨盤をある程度構成する骨盤ベルトは、患者の胴体を支持するためのハーネスを構成するある種のショーツ 52 を有する。

【0101】

骨盤ベルト及びハーネスショーツを有する組立体はまた、胴体の垂直な安定性の提供に

10

20

30

40

50

貢献する。状況によっては、この組立体は2つの側方支柱により補強可能であり、胸部ベルトにより結合されて胴体の垂直安定性をさらに向上させることができる。

【0102】

骨盤ベルト51は、可動フレーム53に連結された機械装置により固定され、3つの車輪54、55、56を備えた軽量構造体が床の上を歩行方向に移動するために提供される。骨盤をフレームに接続する機械装置は、骨盤ベルトが垂直方向にのみ移動できるように構成され、歩行中に生じる放物線状経路による僅かな垂直方向の往復運動に追従することができる。さらにこの装置は、骨盤ベルトを水平面及びそれに従う経路上で安定させるのに十分な剛性を具備しなければならない。この経路は、移動する患者による方向変化中にフレームによって定められる。一例として、そのような機械式接続装置は、長手方向垂直面に位置する関節式平行四辺形57によって形成可能であり、ある垂直要素はフレームに固定され、反対側の他の垂直要素は素早い固定が可能な着脱式固定具によって骨盤ベルトに固定される。平行四辺形は動力装置を有することができ、この動力装置は例えば、垂直面内で作用し、ポジションセンサだけでなく力及びトルクセンサに従って動作するサーボモータのような装置である。従ってそのような装置は、動作中の身体の重量を全体的又は部分的に支持することができる。また架台(シャーシ)はその側部58の一方にて開口でき、側部58が有する素早い固定が可能な支柱59は、前方に回動してフレームの内側への容易なアクセスを可能にする。

10

【0103】

実際には、予め患者に補装具を装備させ、次にフレーム内に補装具を導き入れて、シャーシを備えたその接続装置に骨盤ベルトを固定するための用意がなされる。

20

【0104】

操舵可能な前輪54は、患者により手動操作されるハンドルバー60によって制御され、方向変更、特に訓練用通路の往来を可能にする。遊び車式の装置も使用可能である。この場合、方向変更は患者の歩行方向の変更により行われ、方向の変更は刺激装置により生じる。このためには、図5bの図示内容とは異なり、患者の最適位置は後輪の軸にある。この変形例によれば、当然ハンドルバーは操舵に関し手動修正できるように維持可能である。

【0105】

フレームは、その周縁上であって患者の手が届く範囲内に、手摺又は支持用傾斜部61を有する。この傾斜部、骨盤ベルト及び操舵用ハンドルバーは、患者の体形に適合するように高さ調節可能である。

30

【0106】

フレームには中央制御ユニット30が固定され、また患者の手が届く範囲内にコントローラ62が設けられ、それらにより走行中における訓練の開始、速度制御及び停止が可能になる。

【0107】

患者によって方向変更がなされた場合は、方向変更に関して外側の車輪は内側の車輪より長い経路を進み、同様に、方向変更に関して外側の患者の歩幅により進む距離が内側の歩幅により進む距離より長い。従って2つの下肢にかかる生理学的負担の差が過度に大きくなることを避けるために、関連する2つの車輪はデジタルコード化サンサ63、63を有し、それらのセンサからの情報は中央制御ユニットによって処理されて閉ループ制御刺激装置に作用し、それにより2つの脚に対して適当に修正された筋肉刺激がなされる。

40

【0108】

そのようなプロセスは、ある程度簡易であり、意図的な方向変更における全ての生理学的条件を満足しないにも関わらず、上述の訓練においては十分であることが証明されている。

【0109】

可動フレームは、例えば前輪に作用するブレーキ64を有することができる。このブレーキは患者の移動速度に従いかつ後輪のデジタルコーダ63、63によって適当に作用

50

し、それによりフレームの移動速度は、患者の歩行動作による固有の移動速度に完全に同期することができる。

【0110】

また可動フレームは自らの駆動装置を有する。この駆動装置は例えば、中央制御ユニット30に従って1つ以上の車輪54、55、56に作用する1つ以上のモータ又はサーボモータ65、66を有し、それにより可動のシャーシの移動速度は、患者の歩行動作による固有の移動速度に完全に同期することができる。このような装置は、可動シャーシが電源用バッテリーを搭載する場合に特に有用である。

【0111】

上述の装置は、患者の動的かつ意図的な生理学的プロセスに完全に従う歩行訓練を行うことを可能にし、それにより完全な模倣が可能になるという基本的長所を有する。

10

【0112】

よって公知の歩行プロセスに従う筋肉刺激は、閉ループ制御による完全な帰還制御方法(図4に類似する図6の線図を参照)にて達成され、推進に不可欠な完全に割り当てられた刺激力の付与を可能にする。従って、ある重量の身体は加速され、ある移動速度を得る。その結果、ある運動エネルギー及び移動量が得られる。提唱される装置は、歩行に伴う効果的な動作を可能にするとともに、生じた運動エネルギーの管理(特に移動量の保存)を可能にする。この動作及び管理は、実質的に意図的な歩行中になされるものとほぼ同一である。システムによって下肢が歩行中に体重を部分的又は完全に支持できることから、実行される動作、得られた移動速度、及び最終的に消費される必要エネルギーは、実質的に意図的な移動と実際的には同一である。

20

【0113】

これらの環境下では、中枢神経系に与えられる固有受容性の衝撃力は、意図的な訓練により供給されるものに非常に近い。従ってそれらの衝撃力は、中枢神経系の可塑性による置換能力に対する最適な刺激作用を行い、それにより、脊髄が部分的に影響を受けたときに、機能的見地から十分な意図的な歩行の回復を可能にする試験及び訓練が可能になる。同様の理由から、歩行運動機構の再教育が最適化される。

【0114】

上述の第2の実施形態の変形例によれば、関節6、7及び8はモータ及びブレーキを有さない。しかし、当然、角度センサ及び力センサは必要である。

30

【0115】

さらに、いずれの実施形態においても、モータは装具に搭載されずに、例えば図1の支持体10又は図5a及び5bの可動式支持装置のような他の支持体に取り付けられてもよい。その場合モータは、やや離れたコントローラ(例えばチェーン及びギヤによる伝動装置)によって、対応するギヤボックスに機械的に接続可能である。

【0116】

また上述の全ての装置は、スポーツトレーニングの分野でも当然使用可能である。

【図面の簡単な説明】

【0117】

【図1】本発明に係る装置の第1の実施形態の概略図である。

40

【図2a】図1の補装装置における2つの最極端配置の一方の概略図である。

【図2b】図1の補装装置における2つの最極端配置の他方の概略図である。

【図3a】図1の補装装置の実施例の側面図である。

【図3b】図1の補装装置の実施例の上面図である。

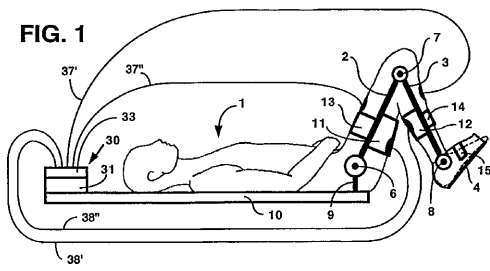
【図4】図1の装置の関節動作システム及びその帰還制御のブロック線図である。

【図5a】本発明に係る装置の第2の実施形態の概略側面図である。

【図5b】本発明に係る装置の第2の実施形態の概略上面図である。

【図6】図5の装置の関節動作システム及びその帰還制御のブロック線図である。

【 図 1 】



【 図 2 a 】

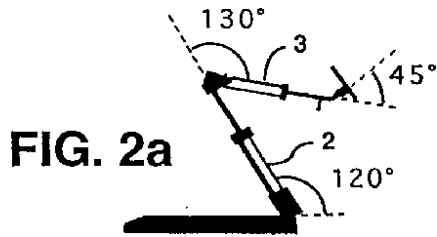


FIG. 2a

【 図 2 b 】

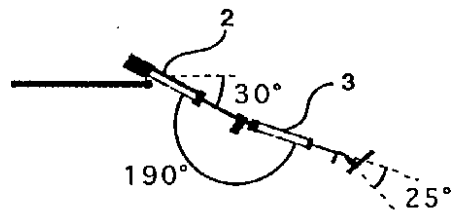


FIG. 2b

【 図 3 a 】

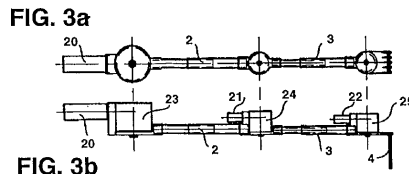


FIG. 3a

FIG. 3b

【 図 3 b 】

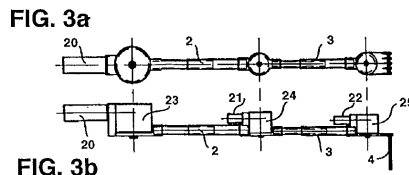


FIG. 3a

FIG. 3b

【 図 4 】

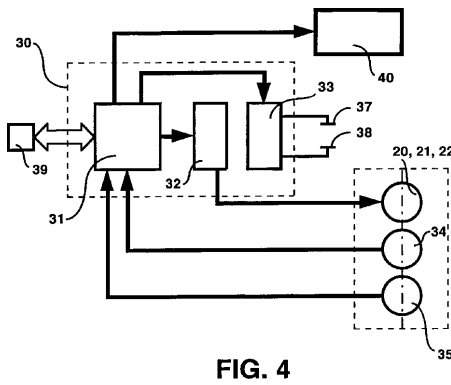


FIG. 4

【 図 5 b 】

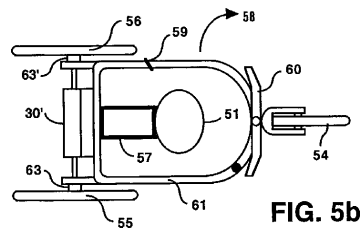


FIG. 5b

【 図 5 a 】

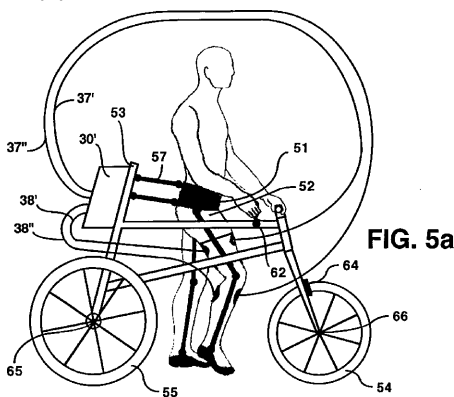


FIG. 5a

【 図 6 】

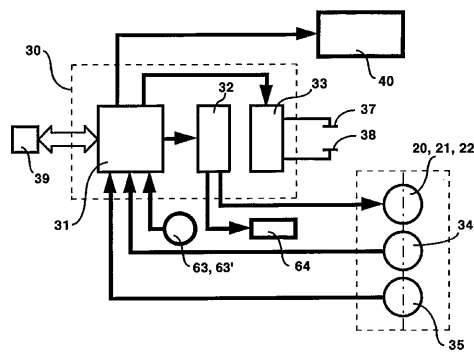


FIG. 6

フロントページの続き

- (72)発明者 プロダール, ローラン
スイス国, セアッシュ - 1 8 4 4 ビルヌーブ, アブニュ デ シャテニューエ 4
(72)発明者 クラベ, レイモン
スイス国, セアッシュ - 1 0 4 1 ウラン - スー - エシャラン, ル ボルジュ

審査官 川端 修

- (56)参考文献 米国特許第 5 2 5 5 1 8 8 (U S , A)
米国特許第 5 9 5 4 6 2 1 (U S , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A61N 1/36
A61H 1/02
A61H 3/00
A61H 3/04