

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2007-130172

(P2007-130172A)

(43) 公開日 平成19年5月31日(2007.5.31)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 H 3/00 (2006.01)	A 6 1 H 3/00	B
A 6 3 B 23/04 (2006.01)	A 6 3 B 23/04	Z
A 6 3 B 24/00 (2006.01)	A 6 3 B 24/00	
A 6 3 B 69/00 (2006.01)	A 6 3 B 69/00	C

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2005-325167 (P2005-325167)	(71) 出願人	304027349 国立大学法人豊橋技術科学大学 愛知県豊橋市天伯町雲雀ヶ丘1-1
(22) 出願日	平成17年11月9日(2005.11.9)	(72) 発明者	宇野 洋二 愛知県豊橋市天伯町雲雀ヶ丘1-1 国立大学法人豊橋技術科学大学内
		(72) 発明者	香川 高弘 愛知県豊橋市天伯町雲雀ヶ丘1-1 国立大学法人豊橋技術科学大学内
		(72) 発明者	村岡 慶裕 愛知県豊明市沓掛町田楽ヶ窪1番地98 藤田保健衛生大学内

(54) 【発明の名称】 歩行補助制御方法とその歩行補助制御装置

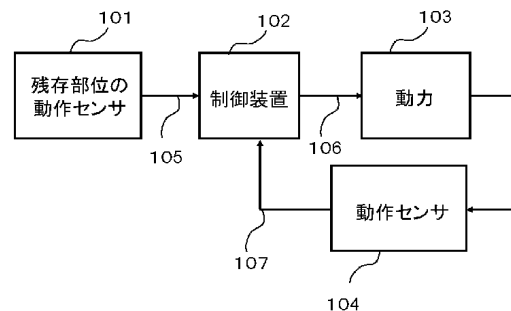
(57) 【要約】

【課題】

下肢運動障害者の歩行運動を補助することを目的とした従来の装置は、あらかじめ脚の動きがプログラムされており、自ら、歩幅や脚の速度を調整することができないという問題があった。本発明は下肢運動障害者が自ら動かすことができない下肢の運動を、下肢運動障害者が自ら調整可能な下肢運動補助装置の制御装置とその制御法を提供することを目的とする。

【解決手段】

本発明は、下肢運動障害者が自ら動かすことの可能な部位の運動を計測するセンサのデータからその部位の移動距離と運動時間を決定する手段を備え、この移動距離と運動時間に基づいて、下肢運動障害者の下肢に取り付けられた動力に軌道追従制御を行うことによって、下肢運動障害者の下肢の運動を引き起こす。本発明に依れば、下肢運動障害者は自ら動かすことが可能な部位の運動によって下肢の運動を調整しながら歩行することが可能となる。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

下肢運動障害者の下肢運動を制御可能な動力と、下肢の動作を検出可能なセンサと、下肢運動障害者が自ら動かすことが可能な部位の運動を計測することが可能なセンサと、下肢を動かす動力を制御する装置を備え、下肢を自ら動かすことが困難な下肢運動障害者の下肢の動作を補助することを特徴とする歩行運動補助制御装置。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の歩行運動補助制御装置において、下肢運動障害者が自ら動かすことが可能な部位の運動を計測することが可能なセンサのデータから移動距離と運動時間を決定する手段と、当該の移動距離および運動時間から下肢運動の目標軌道を決定する手段と、目標軌道を実現するための動力への制御指令を決定する手段を備える歩行補助制御方法と、その歩行補助制御方法を備えることを特徴とする歩行運動補助制御装置。

10

【請求項 3】

請求項 1 および請求項 2 に記載の歩行補助制御方法および歩行運動補助制御装置において、前記の下肢運動障害者が自ら動かすことが可能な部位の運動を計測する手段として、加速度センサにより下肢運動障害者の腕の運動を計測する歩行補助制御方法と、その歩行補助制御方法を備えることを特徴とする歩行運動補助制御装置。

【請求項 4】

請求項 1 および請求項 2 および請求項 3 に記載の歩行補助制御方法および歩行運動補助制御装置において、加速度センサのデータの中から、腕運動が生じていることを検出する手段と、腕運動の開始時刻を検出する手段と、腕運動の終了時刻を検出する手段から構成される腕運動時間の決定手段を備える歩行補助制御方法と、その歩行補助制御方法を備えることを特徴とする歩行運動補助制御装置。

20

【請求項 5】

請求項 1 および請求項 2 および請求項 3 および請求項 4 に記載の歩行補助制御方法および歩行運動補助制御装置において、腕運動が生じている時間範囲における加速度データを、運動の開始時刻と終了時刻の速度と加速度が 0 という境界条件の下で多項式近似を行うことによって、腕運動の移動距離を決定する歩行補助制御方法と、その歩行補助制御方法を備えることを特徴とする歩行運動補助制御装置。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は自らの力で下肢を動かすことができず、歩行が困難な運動障害者（下肢運動障害者）の歩行補助制御装置およびその制御法に関する。

【背景技術】

【0002】

高齢者など下肢機能が低下した者に対して、その歩行運動を補助する装置がある。（例えば、特許文献 1 や特許文献 2）。脊髄損傷により、両下肢に麻痺を有する下肢麻痺者に対して、失われた歩行機能を再建する装置がある。（例えば、特許文献 3、特許文献 4、特許文献 5）。

40

【0003】

【特許文献 1】特開 2000 - 166997 号公報

【特許文献 2】特開 2004 - 329520 号公報

【特許文献 3】特開平 07 - 222810 号公報

【特許文献 4】特開 2005 - 013534 号公報

【特許文献 5】特開 2005 - 73935 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

50

例えば、特許文献1や特許文献2に記載される下肢機能の低下した高齢者に対する歩行補助装置では、使用者の行う下肢運動を検出し、その運動をアシストするように動力を制御している。しかし、下肢を自ら動かすことが困難な下肢運動障害者に対して、この方法を適用することができない。また、例えば、特許文献3、特許文献4、特許文献5に記載の装置では、下肢運動をあらかじめプログラムしておき、スイッチや足底圧をトリガーとして下肢を制御する。これらの装置では歩行動作における下肢の動きを特徴付ける歩幅や運動時間を入力する手段がなく、使用者自身が下肢の動きを調整することができないという問題点がある。下肢運動障害者が自ら下肢の動きをリアルタイムに調整するためには制御装置に下肢の動きを特徴付ける歩幅と運動時間のパラメータを入力する手段が必要である。

10

【0005】

移動距離を入力する方法として、加速度センサから得られる加速度データを2回積分処理により位置データに変換し、その移動距離を入力する方法がある。しかし、加速度センサは機械的外乱の影響を強く受けることや温度ドリフトなどの影響のため、2回積分により得られる位置データの精度は低い。したがって、この方法により算出される位置データから得られる移動距離を歩行補助制御装置に入力すると、誤差の影響によって下肢運動障害者の意図しない歩幅となり、転倒が生じる可能性があるという問題点がある。

【0006】

本発明は、下肢を自ら動かすことが困難な運動障害者が、下肢運動における歩幅と運動時間を調整することが可能である下肢運動補助装置の制御装置とその制御法を提供することを目的とする。

20

【課題を解決するための手段】**【0007】**

第1の発明は、下肢運動障害者の下肢運動を制御可能な動力と、下肢の動作を検出可能なセンサと、下肢運動障害者が自ら動かすことが可能な部位の運動を計測することが可能なセンサと、下肢を動かす動力を制御する装置を備え、下肢を自ら動かすことが困難な下肢運動障害者の下肢の動作を補助することを特徴とする歩行運動補助制御装置である。

【0008】

第2の発明は、該歩行運動補助制御装置において、下肢運動障害者が自ら動かすことが可能な部位の運動を計測することが可能なセンサのデータから移動距離と運動時間を決定する手段と、当該の移動距離および運動時間から下肢運動の目標軌道を決定する手段と、目標軌道を実現するための動力への制御指令を決定する手段を備える歩行補助制御方法と、その歩行補助制御方法を備えることを特徴とする歩行運動補助制御装置である。

30

【0009】

第3の発明は、該歩行補助制御方法および歩行運動補助制御装置において、前記の下肢運動障害者が自ら動かすことが可能な部位の運動を計測する手段として、加速度センサにより下肢運動障害者の腕の運動を計測する歩行補助制御方法と、その歩行補助制御方法を備えることを特徴とする歩行運動補助制御装置である。

【0010】

第4の発明は、該歩行補助制御方法および歩行運動補助制御装置において、加速度センサのデータの中から、腕運動が生じていることを検出する手段と、腕運動の開始時刻を検出する手段と、腕運動の終了時刻を検出する手段から構成される腕運動時間の決定手段を備える歩行補助制御方法と、その歩行補助制御方法を備えることを特徴とする歩行運動補助制御装置である。

40

【0011】

第5の発明は、該歩行補助制御方法および歩行運動補助制御装置において、腕運動が生じている時間範囲における加速度データを、運動の開始時刻と終了時刻の速度と加速度が0という境界条件の下で多項式近似を行うことによって、腕運動の移動距離を決定する歩行補助制御方法と、その歩行補助制御方法を備えることを特徴とする歩行運動補助制御装置である。

50

【 0 0 1 2 】

本発明の歩行補助制御装置の構成を図 1 に沿って説明する。下肢運動障害者が自ら動かすことが可能な部位（残存部位）の動作を計測するセンサ 1 0 1 が下肢運動障害者の残存部位に取り付けられる。残存部位の動作センサ 1 0 1 は制御装置 1 0 2 に接続され、残存部位の運動データ 1 0 5 が制御装置に送られる。制御装置 1 0 2 は下肢を動かすための動力と接続され、動力を制御するための制御信号 1 0 6 が動力に伝達される。動力によって生じる下肢の動作を計測することが可能なセンサ 1 0 4 が制御装置 1 0 2 に接続され、下肢の運動データ 1 0 7 が制御装置 1 0 2 に送られる。

【 0 0 1 3 】

本発明の歩行補助制御装置の演算装置における制御信号の決定の手順を図 2 に沿って説明する。最初に、S 2 0 1 において、残存部位の運動データが入力される。S 2 0 2 において、当該の残存部位の運動データから残存部位が運動中であるかどうか判定される。運動中でないと判定されると S 2 0 1 に戻り、運動中であると判定されると S 2 0 3 において残存部位の運動時間が計算される。つぎに S 2 0 4 において残存部位の移動距離が計算される。S 2 0 5 において、当該の移動距離と運動時間から下肢の動力を制御するための目標軌道が計算される。S 2 0 6 では目標軌道に追従するための制御指令が計算される。S 2 0 7 において計算された制御指令が動力に出力される。S 2 0 8 では下肢運動の制御の終了条件を判定し、終了条件を満たさなければ S 2 0 6 に戻る。終了条件を満たすならば、S 2 0 9 において、歩行の終了条件の判定を行う。終了条件を満たさなければ、S 2 0 1 へ戻り、終了条件を満たすならば、プログラムを終了する。

10

20

【 0 0 1 4 】

本発明における、当該の下肢運動障害者の残存部位の動作を計測する手段として、下肢運動障害者の腕運動を加速度センサにより計測する。当該の加速度センサの加速度データから残存部位の運動が行われている時間範囲を検出する方法について図 3 に沿って説明する。運動の時間範囲の検出方法は運動が生じていることを検出する方法と、運動終了時刻（終点）を検出する方法と、運動開始時刻（始点）を検出する方法から構成される。

【 0 0 1 5 】

最初に、運動の検出は加速度データ 3 0 1 が 3 0 6 の第 1 閾値 a_{th1} を超えたときの時刻 i を運動検出時刻 3 0 2 とし、このときの加速度データを a_i とする。次に、時刻の経過にしたがって、終点 3 0 3 の時刻 j の検出を行う。終点 3 0 3 の時刻 j は次の 3 つの条件を満たす時刻とする。

30

【 数 1 】

$$|a_j| < a_{th2}$$

【 数 2 】

$$|a_j| < |a_{j+1}|$$

【 数 3 】

$$\max_{l=i, \dots, j} D \times a_l > a_{th1}$$

$$D = \begin{cases} -1 & (a_i > 0) \\ 1 & (a_i < 0) \end{cases}$$

40

ここで、（数 1）の条件は加速度が十分 0 に近い値である 3 0 7 の第 2 閾値 a_{th2} よりも低い値であることを判別する条件である。（数 2）の条件は加速度が極小であることを判別する条件である。（数 3）は加速と減速の間にあるゼロクロス点 3 0 5 を誤検出してしまうことを防ぐための条件である。D は最初に検出された加速度の方向と反対方向を表わす係数で、運動検出時の加速度の方向に対して逆向きの加速度の最大値が 3 0 6 の第 1 閾値 a_{th1} を超えていることを判別することによって誤検出を回避する。始点の検出は終点の検出の後に行う。始点は運動検出時刻から時間逆向きに（数 1）の条件と（数 2）の条件を満たす時刻とする。この処理から、腕運動の開始と終了の時刻を特定し、腕運動に要した

50

時間を特定する。

【 0 0 1 6 】

本発明における、運動の始点と終点の間の加速度データから移動距離を決定する方法について説明する。杖歩行における杖の先端や平行棒歩行における手先位置は腕運動の開始時と終了時において静止していることから、速度と加速度は0である。しかし、機械的外乱やノイズにより求められる速度の終点の値は、積分誤差が蓄積するため0とはならない。この速度データを更に積分することにより得られる位置データには大きな誤差が生じる可能性がある。本発明では、手先や杖の先端の位置を多項式によって表現し、その始点と終点の速度と加速度が0であるという境界条件の下で、多項式の係数を計測された加速度データから決定し、該多項式を用いて移動距離を決定する。

10

【 0 0 1 7 】

手先または杖の先端の位置を n 次の多項式で表現すると、位置は (数 4) のように表わすことができる。速度は (数 5) のように表わすことができる。加速度は (数 6) のように表わすことができる。

【 数 4 】

$$y(t_k) = \sum_{i=0}^n a_i t_k^i$$

【 数 5 】

$$\dot{y}(t_k) = \sum_{i=1}^n i a_i t_k^{i-1}$$

20

【 数 6 】

$$\ddot{y}(t_k) = \sum_{i=2}^n i(i-1) a_i t_k^{i-2}$$

ここで、 $k=1, 2, \dots, N$ は時系列の番号を表わす。次に始点の位置を0とすると位置、速度、加速度に関する始点と終点の境界条件はそれぞれ (数 7) と (数 8) のように表わされる。

【 数 7 】

$$y(0) = 0$$

$$\dot{y}(0) = 0$$

$$\ddot{y}(0) = 0$$

30

【 数 8 】

$$\dot{y}(t_N) = 0$$

$$\ddot{y}(t_N) = 0$$

(数 7) と (数 8) の条件を (数 6) に代入すると次式が得られる。

【 数 9 】

$$a_0 = 0$$

$$a_1 = 0$$

$$a_2 = 0$$

40

【数 1 0】

$$a_3 = \frac{1}{3} \sum_{i=5}^n (i^2 - 4i) t_N^{i-3} a_i$$

$$a_4 = -\frac{1}{4} \sum_{i=5}^n (i^2 - 3i) t_N^{i-4} a_i$$

(数 9) および (数 1 0) を (数 6) の加速度の多項式に代入すると次式が得られる。

【数 1 1】

$$\ddot{y}(t_k) = \sum_{i=5}^n \{ (t_k^{i-2} - 3t_k^2 t_N^{i-4} + 2t_k t_N^{i-3}) i^2 + (-t_k^{i-2} + 9t_k^2 t_N^{i-4} - 8t_k t_N^{i-3}) i \} a_i \quad 10$$

【0 0 1 8】

次に (数 4)、(数 1 0)、(数 1 1) をもとに移動距離を計算する方法について述べる。
(数 1 1) に記述される加速度と加速度計によって計測された加速度

【数 1 2】

$\hat{y}(t_k)$

から、最小二乗法によって 5 次から n 次までの多項式の係数を決定する。多項式の係数は (数 1 3) により決定される。

【数 1 3】

$$\begin{bmatrix} a_5 \\ a_6 \\ \vdots \\ a_n \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \sum_{k=1}^N \left(\frac{\partial \ddot{y}(t_k)}{\partial a_5} \right)^2 & \sum_{k=1}^N \frac{\partial \ddot{y}(t_k)}{\partial a_5} \frac{\partial \ddot{y}(t_k)}{\partial a_6} & \cdots & \sum_{k=1}^N \frac{\partial \ddot{y}(t_k)}{\partial a_5} \frac{\partial \ddot{y}(t_k)}{\partial a_n} \\ \sum_{k=1}^N \frac{\partial \ddot{y}(t_k)}{\partial a_5} \frac{\partial \ddot{y}(t_k)}{\partial a_6} & \sum_{k=1}^N \left(\frac{\partial \ddot{y}(t_k)}{\partial a_6} \right)^2 & \cdots & \sum_{k=1}^N \frac{\partial \ddot{y}(t_k)}{\partial a_6} \frac{\partial \ddot{y}(t_k)}{\partial a_n} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ \sum_{k=1}^N \frac{\partial \ddot{y}(t_k)}{\partial a_5} \frac{\partial \ddot{y}(t_k)}{\partial a_n} & \sum_{k=1}^N \frac{\partial \ddot{y}(t_k)}{\partial a_6} \frac{\partial \ddot{y}(t_k)}{\partial a_n} & \cdots & \sum_{k=1}^N \left(\frac{\partial \ddot{y}(t_k)}{\partial a_n} \right)^2 \end{bmatrix}^{-1} \begin{bmatrix} \sum_{k=1}^N \frac{\partial \ddot{y}(t_k)}{\partial a_5} \hat{y}(t_k) \\ \sum_{k=1}^N \frac{\partial \ddot{y}(t_k)}{\partial a_6} \hat{y}(t_k) \\ \vdots \\ \sum_{k=1}^N \frac{\partial \ddot{y}(t_k)}{\partial a_n} \hat{y}(t_k) \end{bmatrix}$$

$$\frac{\partial \ddot{y}(t_k)}{\partial a_i} = (t_k^{i-2} - 3t_k^2 t_N^{i-4} + 2t_k t_N^{i-3}) i^2 + (-t_k^{i-2} + 9t_k^2 t_N^{i-4} - 8t_k t_N^{i-3}) i$$

決定された 5 次から n 次までの多項式の係数を (数 1 0) に代入することにより 4 次および 3 次の多項式係数が得られる。特定された 3 次から n 次の多項式係数と腕運動の時間を (数 4) の位置を表わす多項式に代入することによって移動距離が得られる。 30

【0 0 1 9】

計算された腕運動の運動時間 T_{arm} と移動距離 D_{arm} から下肢運動の運動時間 T_{leg} と歩幅 D_{leg} は次式の変換により決定される。

【数 1 4】

$$D_{leg} = r_1 D_{arm} + r_2$$

$$T_{leg} = r_3 T_{arm} + r_4$$

ここで、パラメータ r_1 、 r_2 、 r_3 、 r_4 は下肢運動障害者が使いやすいように調整される 40

【0 0 2 0】

次に、制御開始時の動力の状態を計測するセンサのデータと歩幅 D_{leg} と運動時間 T_{leg} から、スプラインなどの適当な補間方法を用いることによって下肢運動の目標軌道を生成する。この目標軌道と当該の動力の状態を計測するセンサのデータを元に軌道追従制御を行うことにより、制御指令を決定する。

【発明の効果】

【0 0 2 1】

本発明の腕運動時間決定手段は、加速度データから実時間で実行することができる。2 回積分による移動距離決定手段では、機械的外乱によって、1 回積分により得られる速度に 50

誤差が生じ、誤差の生じた速度を積分するため、大きな誤差が生じる。本発明における移動距離決定手段は終点の速度が0という拘束条件のもとで多項式近似を行うため、この積分誤差の影響を低減することができ、その結果として実用上で十分な移動距離の精度が得られる。

【0022】

本発明によれば、下肢運動障害者は自ら動かすことができる腕の運動における運動時間と移動距離を調整することによって、自ら動かすことのできない下肢運動の歩幅と下肢運動時間を調整して歩行を行うことが可能になる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0023】

本発明の実施形態として、平行棒内での下肢運動障害者の歩行運動を補助する装置について図4、図5、図6を元に説明する。下肢を制御可能な動力機構として、例えば特開平11-226070に記載されている長下肢装具とそのジョイント機構を仮定し、下肢運動障害者501は、DCモータ504とポテンシオメータ505を備えた股関節を駆動可能な機構が取り付けられた長下肢装具506を下肢に着用する。両手には加速度センサ503および513の取り付けられた対象物530を保持し、足底には足底圧センサ507および517が取り付けられる。また、下肢運動障害者501はAD変換器508と演算機能と記憶機能を有する計算機509とモータの駆動装置510とバッテリー511の入ったバックパック502を着用する。両腕の加速度センサ503および513はそれぞれケーブル521および522を介してAD変換器508に接続される。足底圧センサ507と517はそれぞれケーブル524と525を介してAD変換器508に接続される。また股関節のポテンシオメータ505はケーブル523を介してAD変換器508に接続される。AD変換器508は計算機509と接続される。計算機509は駆動装置510に接続される。また、バッテリー511が駆動装置510に接続される。駆動装置はケーブル520を介してDCモータ504と接続される。

10

20

30

【0024】

次に本実施例における歩行補助制御装置の動作について説明する。手先位置の加速度が加速度センサの出力と足底圧センサの出力とポテンシオメータの出力はAD変換によって計算機の記憶装置に記録される。下肢運動障害者が加速度センサの取り付けられた対象物と共に腕を前方に動かすと、加速度データから本発明の運動時間決定手段と移動距離決定手段により腕運動の移動距離と運動時間を計算し、腕運動の移動距離と運動時間から下肢の歩幅と運動時間を決定する。決定した歩幅を実行するために必要な股関節の変位を決定する。股関節駆動装置に取り付けられたポテンシオメータの出力から運動前の股関節角度が計算される。運動前の股関節角度に歩幅を達成するために必要な変位分の角度を足すことによって、運動終了時の股関節角度を決定する。下肢の運動の前と後の股関節角度と運動時間から、ジャーク最小軌道と呼ばれる5次のスプライン補間法により股関節角度の目標軌道を決定する。

【0025】

目標軌道が計算された後、目標軌道とポテンシオメータから得られる股関節角度を用いて軌道追従制御により動力の制御指令を計算する。制御指令はDCモータの駆動装置に出力される。駆動装置は制御指令に応じてバッテリーの電力をDCモータに供給し、DCモータが回転することによって股関節の運動が生じる。その結果、下肢運動障害者の下肢の動きは腕の運動から設定された運動時間と移動距離を反映した目標軌道に従い運動する。足底圧センサの出力から、足底が床に接地したことを検出したときに下肢の制御が終了する。

40

【実施例】

【0026】

上記の腕運動の移動距離の決定法が2回積分による決定法よりも有効であることを示すために行った実験とその結果について説明する。上記の実施例と同様に、腕運動計測用対象物を持ち平衡棒上で腕運動を行い、加速度センサと3次元位置計測装置によりその腕運動を200Hzのサンプリング周波数で計測した。腕運動の開始点と開始点から20、30

50

、40、50、60 cm離れた位置に目印を置き、開始点からそれぞれの目印に10回ずつ腕運動を行った。

【0027】

位置計測装置から得られた移動距離に対する加速度センサのデータから2回積分を行うことにより得られた移動距離の関係を図7の上段に示す。位置計測装置から得られた実際の移動距離と比較して、数値積分による移動距離は大きい誤差が生じている。位置計測装置から得られた移動距離に対する加速度センサのデータから多項式近似を行うことにより得られた移動距離の関係を図7の下段に示す。数値積分による方法に比べ、誤差が小さく、安定に精度よく移動距離を計算できることが確認できる。2回積分による方法において、大きい誤差が生じた原因は、運動の前半における機械的外乱によって、1回積分により得られる速度に誤差が生じ、誤差の生じた速度を積分したため、誤差が蓄積したことによる。本発明における移動距離決定手段は終点の速度が0という拘束条件のもとで多項式近似を行うため、この積分誤差の影響を低減することができ、その結果として実用上で十分な移動距離の精度が得られる。

10

【0028】

上記の実施形態の実施例について説明する。本実施例では、腕運動の移動距離の計算には7次の多項式による近似法を適用した。パラメータ r_1 、 r_2 、 r_3 、 r_4 をそれぞれ、1、0、1.5、0と設定した。軌道追従制御の方法として、PID制御を適用した。フィードバックのサンプリング周波数を300 [Hz]とした。

【0029】

前記の実施例におけるデータの流れを図8に沿って説明する。左腕の手先加速度データ801の変化により腕運動が検出され、その後計算された目標軌道803に従って、股関節角度データ804が負の方向へ変位しており、左脚の運動が生じていることが確認できる。次に右腕の手先加速度データ802の変化により腕運動が検出され、股関節角度データ804が正の方向へ変位しており右脚の運動が生じていることが確認できる。

20

【0030】

左腕の加速度データ801の変化部分と右腕の加速度データ802の変化部分の振幅を比較すると右腕の加速度データ802のほうが大きいことが確認できる。これは腕の移動距離が右腕のほうが大きいことを反映している。次の股関節角度データ804について見ると左脚の運動に対して、右脚の運動のときではその変位の大きさが大きいことが確認できる。したがって、本実施例において下肢運動障害者が自ら動かすことが可能な腕の移動距離に応じて動かすことのできない下肢の運動を調整することが可能であることが確認できる。

30

【産業上の利用可能性】

【0031】

本発明は、下肢を自ら動かすことのできない運動障害者の歩行を可能にする医療・福祉機器として利用することができる。

【図面の簡単な説明】

【0032】

【図1】本発明に係る歩行補助制御装置の構成を示す図である。

40

【図2】本発明に係る歩行補助制御装置におけるフローチャートを示す図である。

【図3】本発明に係る歩行補助制御装置における加速度データから下肢運動障害者の腕運動の時間範囲を決定する方法を説明する図である。

【図4】本発明に係る歩行補助制御装置における実施形態の例として、装置の構成の例を示す図である。

【図5】本発明に係る歩行補助制御装置における実施形態の例として、下肢運動障害者が装置を着用した例を示す図である。

【図6】本発明に係る歩行補助制御装置における実施形態の例として、平行棒における下肢運動障害者の腕運動を加速度センサにより測定するための機構の例を示す図である。

【図7】本発明に係る歩行補助制御装置における腕運動の移動距離を決定する手段として

50

多項式近似による方法が2階積分による方法よりも精度が高いことを説明する図である。

【図8】本発明に係る歩行補助制御装置における実施例として、腕運動の加速度データ、股関節角度の目標軌道と股関節角度の実軌道を示す図である。

【符号の説明】

【0033】

101	残存部位の運動を計測可能なセンサ	
102	制御装置	
103	動力	
104	動力によって生じる下肢の動きを計測可能なセンサ	
105	残存部位の運動信号	10
106	制御信号	
107	動力より生じた下肢の運動	
108	下肢の運動信号	
S201	残存部位の運動データ入力部	
S202	残存部位の運動の検出部	
S203	運動時間計算部	
S204	移動距離計算部	
S205	目標軌道計算部	
S206	制御指令計算部	
S207	制御指令出力部	20
S208	下肢制御終了条件判定部	
S209	プログラム終了条件判定部	
301	加速度データ	
302	運動を検出した時刻	
303	運動の終了を検出した時刻	
304	運動の開始を検出した時刻	
305	ゼロクロス点	
306	第1閾値	
307	第2閾値	
501	下肢運動障害者	30
502	バックバック	
503	加速度センサ	
504	DCモータ	
505	ポテンシオメータ	
506	下肢装具	
507	足底圧センサ	
508	AD変換器	
509	計算機	
510	モータ駆動装置	
511	バッテリー	40
513	加速度センサ	
517	足底圧センサ	
520	駆動装置とDCモータをつなぐケーブル	
521	加速度センサとAD変換器をつなぐケーブル	
522	加速度センサとAD変換器をつなぐケーブル	
523	ポテンシオメータとAD変換器をつなぐケーブル	
524	足底圧センサとAD変換器をつなぐケーブル	
525	足底圧センサとAD変換器をつなぐケーブル	
530	加速度計を保持するための円筒形の物	
531	円筒形の土台に加速度センサを置く土台	50

5 3 2 平行棒

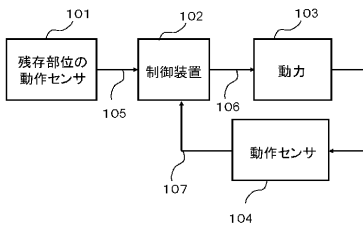
8 0 1 左手に保持された加速度センサのデータ

8 0 2 右手に保持された加速度センサのデータ

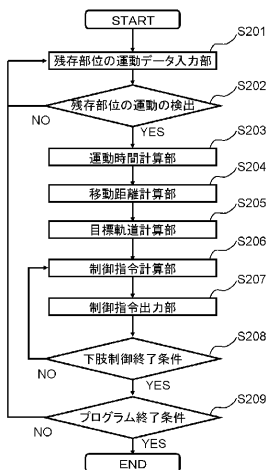
8 0 3 動力の目標軌道

8 0 4 動力の実軌道

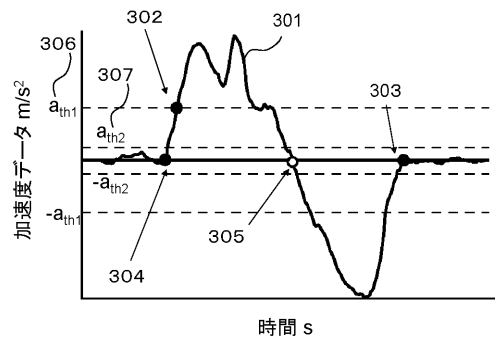
【 図 1 】



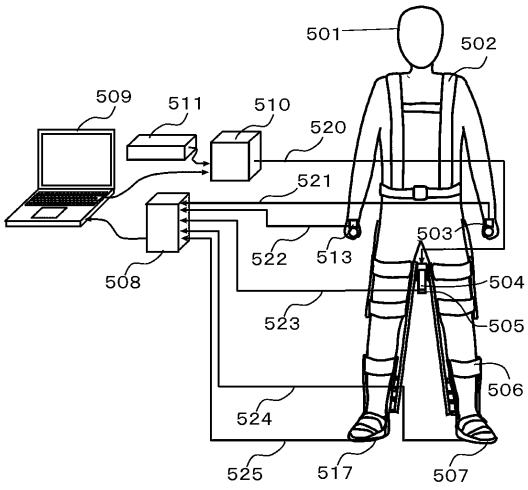
【 図 2 】



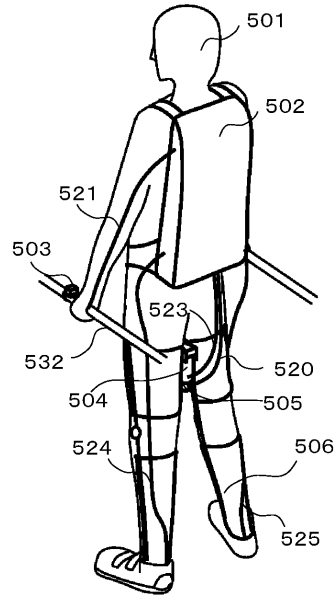
【 図 3 】



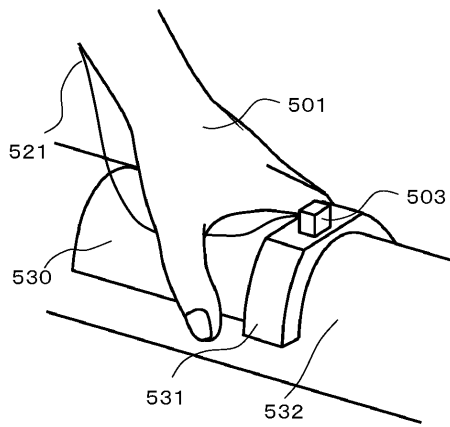
【 図 4 】



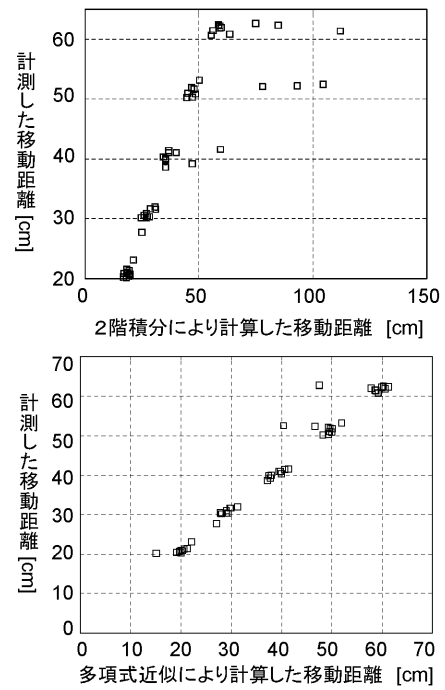
【 図 5 】



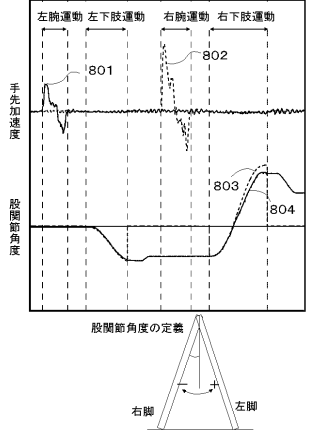
【 図 6 】



【 図 7 】



【 図 8 】



フロントページの続き

【要約の続き】

【選択図】 図1