

(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2012-65701
(P2012-65701A)

(43) 公開日 平成24年4月5日(2012.4.5)

(51) Int.Cl.
A61H 3/00 (2006.01)

F I
A61H 3/00

テーマコード (参考)

B

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2010-210602 (P2010-210602)
(22) 出願日 平成22年9月21日 (2010.9.21)

(71) 出願人 000002897
大日本印刷株式会社
東京都新宿区市谷加賀町一丁目1番1号
(74) 代理人 110000958
特許業務法人 インテクト国際特許事務所
(74) 代理人 100083839
弁理士 石川 泰男
(74) 代理人 100120189
弁理士 奥 和幸
(72) 発明者 星野 優
東京都新宿区市谷加賀町一丁目1番1号
大日本印刷株式会社内

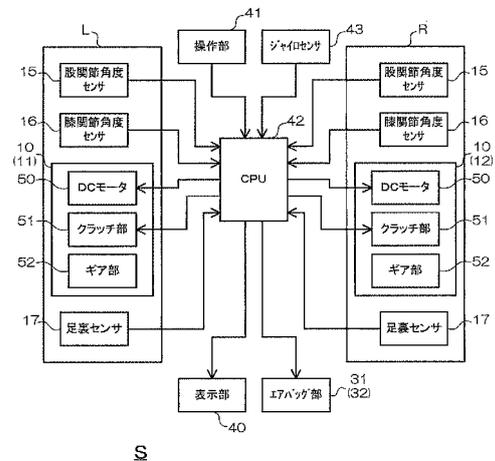
(54) 【発明の名称】 移動補助装置及び移動補助制御用プログラム

(57) 【要約】

【課題】 膝疾患の患者等の回復訓練等における補助を安全に行うことが自立的に可能な移動補助装置を提供する。

【解決手段】 患者の身体に装着され、その歩行を補助する移動補助装置Sにおいて、動力源を用いて補助を行う駆動ユニット10と、方向の方向をX軸とし、鉛直方向をZ軸とし、X軸及びZ軸に対して垂直な方向をY軸としたとき、X軸を中央として患者から見たX-Y平面内の角度を方位角度として検出し、Y-Z平面内におけるZ軸からの患者の身体の傾斜角度を左右傾斜角度として検出し、X-Z平面内におけるZ軸からの患者の身体の傾斜角度を前後傾斜角度として検出し、且つ患者の身体に装着されたジャイロセンサ43と、各検出された方位角度、左右傾斜角度及び前後傾斜角度に基づいて駆動ユニット10の動作を制御するCPU42と、を備える。

【選択図】 図4



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被補助者の身体に装着され、当該被補助者の下肢部を用いた移動を補助する移動補助装置において、

動力源を用いて前記移動の補助を行う補助手段と、

前記移動の方向を X 軸とし、鉛直方向を Z 軸とし、前記 X 軸及び前記 Z 軸に対して垂直な方向を Y 軸としたとき、前記 X 軸を中央として前記被補助者から見た X - Y 平面内の角度を方位角度として検出する方位角度検出手段であって、前記身体に装着された方位角度検出手段と、

Y - Z 平面内における前記 Z 軸からの前記身体の傾斜角度を左右傾斜角度として検出する左右傾斜角度検出手段であって、前記身体に装着された左右傾斜角度検出手段と、

X - Z 平面内における前記 Z 軸からの前記身体の傾斜角度を前後傾斜角度として検出する前後傾斜角度検出手段であって、前記身体に装着された前後傾斜角度検出手段と、

各前記検出された方位角度、左右傾斜角度及び前後傾斜角度に基づいて、前記補助手段の動作を制御する制御手段と、

を備えることを特徴とする移動補助装置。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の移動補助装置において、

前記方位角度検出手段、前記左右傾斜角度検出手段及び前記前後傾斜角度検出手段は、前記身体に装着され且つ前記方位角度、前記左右傾斜角度及び前記前後傾斜角度を夫々検出する一つの三次元センサであることを特徴とする移動補助装置。

【請求項 3】

請求項 1 又は 2 に記載の移動補助装置において、

前記補助手段は告知手段を備え、

前記制御手段は、前記検出された方位角度の絶対値が予め設定された第 1 角度より大きくなったとき、前記告知手段を用いて前記移動の方向からコースアウトした旨を前記被補助者に告知させるように前記補助手段を制御することを特徴とする移動補助装置。

【請求項 4】

請求項 1 又は 2 に記載の移動補助装置において、

前記補助手段は告知手段を備え、

前記制御手段は、前記検出された左右傾斜角度の絶対値又は前記検出された前後傾斜角度の絶対値の少なくともいずれか一方が予め設定された第 1 角度より大きくなったとき、前記告知手段を用いて前記被補助者がふらついている旨を当該被補助者に告知させるように前記補助手段を制御することを特徴とする移動補助装置。

【請求項 5】

請求項 3 又は 4 に記載の移動補助装置において、

前記補助手段は、前記被補助者の下肢部に装着されて当該下肢部の動きを補助する駆動手段を備え、

前記制御手段は、前記検出された左右傾斜角度の絶対値又は前記検出された前後傾斜角度の絶対値の少なくともいずれか一方が前記第 1 角度より大きく且つ予め設定された第 2 角度より大きくなったとき、前記駆動手段の動作を停止させ且つ前記下肢部の動きを自由とさせるように前記補助手段を制御することを特徴とする移動補助装置。

【請求項 6】

請求項 5 に記載の移動補助装置において、

前記補助手段は、転倒の際の衝撃から前記被補助者を保護する保護手段を更に備え、

前記制御手段は、前記少なくともいずれか一方が前記第 2 角度より大きくなったとき、前記保護手段を動作させるように前記補助手段を制御することを特徴とする移動補助装置。

【請求項 7】

請求項 1 から 6 のいずれか一項に記載の移動補助装置に前記制御手段として備えられた

コンピュータを、当該制御手段として機能させることを特徴とする移動補助制御用プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、移動補助装置及び移動補助制御用プログラムの技術分野に属する。より詳細には、例えば膝疾患の患者の回復訓練等に用いられる移動補助装置及び当該移動補助装置において用いられる移動補助制御用プログラムの技術分野に属する。

【背景技術】

【0002】

膝疾患の患者が行う回復訓練等（いわゆるリハビリテーション）において、従来は、例えば理学療法士等の補助を受けつつ、その患者が自力で必要な回復訓練等を行っていた。一方近年では、DC（直流）モータ等の駆動源を使用する他動的な回復訓練等（外力を用いて行う回復訓練等）が行われ始めている。このような他動的な回復訓練等には、その患者の身体に装着されて歩行における膝関節部の動きを補助する、いわゆる装着型の歩行アシストロボットが用いられる。この歩行アシストロボットは、患者の膝関節部を含む上腿部及び下腿部にハーネス等を用いて装着され、当該上腿部及び下腿部の動きを補助する（換言すれば強制的に動かす）ように動作する。即ち、適切な歩行パターンにおける膝関節部としての動きが実現されるように歩行アシストロボットが動作して、当該膝関節部を含む上腿部及び下腿部を動かす。これにより患者は、歩行アシストロボットによる動きに追

10

20

【0003】

他方、回復訓練等において歩行アシストロボットの動きに患者が追従できない場合や種々の原因で患者がふらついた場合、その患者は不安定な歩行状態になり、最悪の場合は転倒に至って思わぬ怪我をする可能性がある。また従来 of 歩行アシストロボットは、例えば充電電池、CPU、各種センサ及びアクチュエータ等を備えるものであり、下肢部全体を含んで装着されるべき大型の装置になることが多いため、上述した転倒等の危険性は更に増す。そこで通常は、上記理学療法士等が患者の回復訓練等に付き添い、転倒を未然に防ぐことが行われている。或いは、歩行アシストロボットごと転倒した患者が受けるダメージを少なくするため、訓練室の床や患者が着る服装をクッション性のある柔らかい材料にす

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開2007-111084公報（第1図、第2図及び第5図乃至第9図等）

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかしながら、上述した回復訓練等においては、訓練室の床としては適度な硬さが必要なものであり、患者の服装も軽量化されるべきものである。また、付き添いを行う理学療法士等の負担も大きなものとなり、複数の患者の面倒を同時に見ることが困難になりつつある。更にこれらにより、従来 of 歩行アシストロボットは患者の転倒に関して安全性が欠けたものとの認識もあり、その普及の妨げとなっている場合がある。

40

【0006】

そこで、本発明は上記の問題点等に鑑みて為されたもので、その課題の一例は、上述したような患者の回復訓練等における補助を自立的且つ安全に行うことが可能な移動補助装置及び当該移動補助装置において用いられる移動補助制御用プログラムを提供することにある。

50

【課題を解決するための手段】

【0007】

上記の課題を解決するために、請求項1に記載の発明は、被補助者の身体に装着され、当該被補助者の下肢部を用いた移動を補助する移動補助装置において、動力源を用いて前記移動の補助を行う駆動ユニット等の補助手段と、前記移動の方向をX軸とし、鉛直方向をZ軸とし、前記X軸及び前記Z軸に対して垂直な方向をY軸としたとき、前記X軸を中央として前記被補助者から見たX-Y平面内の角度を方位角度として検出する方位角度検出手段であって、前記身体に装着されたジャイロセンサ等の方位角度検出手段と、Y-Z平面内における前記Z軸からの前記身体の傾斜角度を左右傾斜角度として検出する左右傾斜角度検出手段であって、前記身体に装着されたジャイロセンサ等の左右傾斜角度検出手段と、X-Z平面内における前記Z軸からの前記身体の傾斜角度を前後傾斜角度として検出する前後傾斜角度検出手段であって、前記身体に装着されたジャイロセンサ等の前後傾斜角度検出手段と、各前記検出された方位角度、左右傾斜角度及び前後傾斜角度に基づいて、前記補助手段の動作を制御するCPU等の制御手段と、を備える。

10

【0008】

請求項1に記載の発明によれば、方位角度検出手段、左右傾斜角度検出手段及び前後傾斜角度検出手段が被補助者の身体に装着されており、これらにより検出された方位角度、左右傾斜角度及び前後傾斜角度に基づいて補助手段の動作を制御するので、被補助者の姿勢に応じた的確な補助手段の制御ができる。

【0009】

20

上記の課題を解決するために、請求項2に記載の発明は、請求項1に記載の移動補助装置において、前記方位角度検出手段、前記左右傾斜角度検出手段及び前記前後傾斜角度検出手段は、前記身体に装着され且つ前記方位角度、前記左右傾斜角度及び前記前後傾斜角度を夫々検出する一つの三次元センサであるように構成される。

【0010】

請求項2に記載の発明によれば、請求項1に記載の発明の作用に加えて、方位角度検出手段、左右傾斜角度検出手段及び前後傾斜角度検出手段が、身体に装着された一つの三次元センサであるので、移動補助装置自体を小型軽量化して被補助者における装着の負荷等を軽減することができる。

【0011】

30

上記の課題を解決するために、請求項3に記載の発明は、請求項1又は2に記載の移動補助装置において、前記補助手段は表示部等の告知手段を備え、前記制御手段は、前記検出された方位角度の絶対値が予め設定された第1角度より大きくなったとき、前記告知手段を用いて前記移動の方向からコースアウトした旨を前記被補助者に告知させるように前記補助手段を制御するように構成される。

【0012】

請求項3に記載の発明によれば、請求項1又は2に記載の発明の作用に加えて、方位角度の絶対値が第1角度より大きくなったときコースアウトした旨を被補助者に告知させるので、自身の移動がコースアウトしていることを被補助者が迅速に認識することができる。

40

【0013】

上記の課題を解決するために、請求項4に記載の発明は、請求項1又は2に記載の移動補助装置において、前記補助手段は表示部等の告知手段を備え、前記制御手段は、前記検出された左右傾斜角度の絶対値又は前記検出された前後傾斜角度の絶対値の少なくともいずれか一方が予め設定された第1角度より大きくなったとき、前記告知手段を用いて前記被補助者がふらついている旨を当該被補助者に告知させるように前記補助手段を制御するように構成される。

【0014】

請求項4に記載の発明によれば、請求項1又は2に記載の発明の作用に加えて、左右傾斜角度の絶対値又は前後傾斜角度の絶対値の少なくともいずれか一方が第1角度より大き

50

くなつたときふらついている旨を被補助者に告知させるので、自身がふらつきながら移動していることを被補助者が迅速に認識することができる。

【0015】

上記の課題を解決するために、請求項5に記載の発明は、請求項3又は4に記載の移動補助装置において、前記補助手段は、前記被補助者の下肢部に装着されて当該下肢部の動きを補助するクラッチ部等の駆動手段を備え、前記制御手段は、前記検出された左右傾斜角度の絶対値又は前記検出された前後傾斜角度の絶対値の少なくともいずれか一方が前記第1角度より大きく且つ予め設定された第2角度より大きくなつたとき、前記駆動手段の動作を停止させ且つ前記下肢部の動きを自由とさせるように前記補助手段を制御するように構成される。

10

【0016】

請求項5に記載の発明によれば、請求項3又は4に記載の発明の作用に加えて、左右傾斜角度の絶対値又は前後傾斜角度の絶対値の少なくともいずれか一方が第2角度より大きくなつたとき、被補助者の下肢部に装着されている駆動手段の動作を停止させて下肢部の動きを自由とさせるので、転倒による事故から被補助者を有効に保護することができる。

【0017】

上記の課題を解決するために、請求項6に記載の発明は、請求項5に記載の移動補助装置において、前記補助手段は、転倒の際の衝撃から前記被補助者を保護するエアバッグ等の保護手段を更に備え、前記制御手段は、前記少なくともいずれか一方が前記第2角度より大きくなつたとき、前記保護手段を動作させるように前記補助手段を制御するように構成される。

20

【0018】

請求項6に記載の発明によれば、請求項5に記載の発明の作用に加えて、左右傾斜角度の絶対値又は前後傾斜角度の絶対値の少なくともいずれか一方が第2角度より大きくなつたとき保護手段を動作させるので、転倒による事故から被補助者を更に有効に保護することができる。

【0019】

上記の課題を解決するために、請求項7に記載の発明は、請求項1から6のいずれか一項に記載の移動補助装置に前記制御手段として備えられたコンピュータを、当該制御手段として機能させるように構成される。

30

【0020】

請求項7に記載の発明によれば、請求項1から6のいずれか一項に記載の移動補助装置に制御手段として備えられたコンピュータを当該制御手段として機能させるので、被補助者の姿勢に応じた的確な動作手段の制御ができる。

【発明の効果】

【0021】

本発明によれば、方位角度検出手段、左右傾斜角度検出手段及び前後傾斜角度検出手段が被補助者の身体に装着されており、これらにより検出された方位角度、左右傾斜角度及び前後傾斜角度に基づいて補助手段の動作を制御する。よって、被補助者の姿勢に応じた的確な補助手段の制御ができるので、自立的且つ安全に被補助者の移動を補助することができる。

40

【図面の簡単な説明】

【0022】

【図1】実施形態に係る歩行補助装置を患者に装着した際の状態図である。

【図2】実施形態に係る駆動ユニットを患者の両脚に装着した際の状態図である。

【図3】実施形態に係るエアバッグを説明する図であり、(a)は膨張前の装着状態を示す背面図であり、(b)は膨張状態を例示する図である。

【図4】実施形態に係る歩行補助装置の構成を示すブロック図である。

【図5】実施形態に係る歩行補助装置における保護動作を示すフローチャートである。

【図6】実施形態に係る歩行補助装置における保護動作を示すタイミングチャートである

50

。

【発明を実施するための形態】

【0023】

次に、本発明を実施するための形態について、図1乃至図6を用いて説明する。なお、以下に説明する実施形態は、例えば膝疾患を持つ患者の回復訓練等としての歩行における膝関節の動作を補助する歩行補助装置に対して本発明を適用した場合の実施形態である。また図1は実施形態に係る歩行補助装置を患者に装着した際の状態図であり、図2は実施形態に係る駆動ユニットを患者の両脚に装着した際の状態図である。また図3は実施形態に係るエアバッグを説明する図であり、図4は当該歩行補助装置の構成を示すブロック図である。更に図5は当該歩行補助装置における実施形態に係る保護動作を示すフローチャートであり、図6は当該保護動作を示すタイミングチャートである。

10

【0024】

図1及び図2に示すように、実施形態に係る歩行補助装置5は、患者の下腿部（両脚）に着脱自在のテープ状固定具やバンド等の固定具6によって夫々取り付けられる補助手段の一例としての一対の駆動ユニット10を備えている。なお以下の説明では、左脚用の駆動ユニット10を駆動ユニット11とし、右脚用の駆動ユニット10を駆動ユニット12として説明する。また駆動ユニット11及び駆動ユニット12に共通する説明を行う場合は、一般に駆動ユニット10として説明する。

【0025】

一つの（即ち、右脚又は左脚いずれか一方用の）駆動ユニット10には、図1に示すように、患者の膝部5の関節部分に取り付けられ、膝関節を屈曲及び伸展させるリンク機構部3と、患者の股部9の関節部分に取り付けられ、股関節を屈曲及び伸展させるリンク機構部8と、が取り付けられている。

20

【0026】

先ずリンク機構部3は、図1に示すように、例えば患者の大腿部に巻きつけられる上部脚当て4の側面に取り付けられる第一リンク3aと、患者の下腿部に巻きつけられる下部脚当て7の側面に取り付けられる第二リンク3bと、駆動ユニット10から動力を得て第一リンク3aに対して第二リンク3bを歩行の前後方向に揺動させる第三リンク3cと、を含んで構成される。第一リンク3aは、患者の腰部側から膝部5側に延びるように取り付けられ、第二リンク3bは患者の膝部5側から脚の先端（地面）側に延びるように取り付けられている。そして第一リンク3aと第二リンク3bとは、患者の膝部5近傍で回動可能に連結されている。この連結部には、第一リンク3aと第二リンク3bとの成す角度を示す膝関節角度データを出力する膝関節角度センサが内蔵されている。この膝関節角度センサは、例えばいわゆるポテンシオメータ等により実現される。また、第三リンク3cの端部が、第二リンク3bの中央近傍に連結されている。上部脚当て4及び下部脚当て7は、夫々が図示しない一対の脚当て部材を含んで構成されており、当該脚当て部材は患者の大腿部及び下腿部の周囲を覆うように配置され、固定具6によって着脱可能に取り付けられる。また、上部脚当て4及び下部脚当て7は、例えばポリプロピレン樹脂等を成形して形成されており、ユーザの大腿部と接する部分には、伸縮自在の図示しないスポンジ部材等が取り付けられている。

30

40

【0027】

一方リンク機構部8は、図1に示すように、上記した上部脚当て4の側面に取り付けられる第一リンク8aと、患者の腰部に巻きつけられるベルト23の側面に取り付けられる第二リンク8bと、を含んで構成される。第一リンク8aは、患者の臀部側から膝部5側に延びるように取り付けられ、第二リンク8bは患者の腰部側から臀部側に延びるように取り付けられている。そして第一リンク8aと第二リンク8bとは、患者の股部9近傍で回動可能に連結されている。この連結部にも、第一リンク8aと第二リンク8bとの成す角度を示す股関節角度データを出力する股関節角度センサが内蔵されている。この股関節角度センサも、例えばいわゆるポテンシオメータ等により実現される。

【0028】

50

更に図 2 に示すように、両脚に夫々取り付けられる駆動ユニット 1 1 及び駆動ユニット 1 2 には、当該駆動ユニット 1 1 及び駆動ユニット 1 2 間でデータ通信するための通信ユニット 2 0 が着脱可能に取り付けられる。この通信ユニット 2 0 は、ケーブル 2 1 と、そのケーブル 2 1 の途中に配置される通信用基板及び制御用基板並びに電池等が収容された中継ボックス 2 2 と、を備え、上記ベルト 2 3 によって患者の腰部に取り付けられる。また通信ユニット 2 0 は、ケーブル 2 1 の両端に非接触でデータを通信可能な通信端子を備えた通信ヘッド 2 5 を備えている。一方、駆動ユニット 1 0 の筐体 1 0 a には、当該通信ヘッド 2 5 を挿入可能な孔部 1 0 b を有しており、孔部 1 0 b に対して当該通信ヘッド 2 5 が着脱可能になっている。なお、上記中継ボックス 2 2 内の制御用基板には、実施形態に係る歩行補助装置 S としての動作を制御する後述の CPU 等が装着されている。更に駆動ユニット 1 0 は、電力を受電又は所定のデータを通信可能な図示しない通信ヘッドを筐体 1 0 a の内部に備えている。そして、駆動ユニット 1 0 の筐体 1 0 a に有する孔部 1 0 b には、通信ヘッド 2 5 が挿入されて、非接触で上記図示しない通信ヘッドに電氣的に接続され、データ通信可能となっている。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 9 】

一方、実施形態に係る歩行補助装置 S には、図 3 (a) に背面図を示すように、当該歩行補助装置 S を用いる患者が装着するベスト状の保護装具 3 0 が含まれている。この保護装具 3 0 は、患者の頸部の下辺りに設けられて患者の後頭部を保護する保護手段の一例としてのエアバッグ 3 1 と、患者の腰部後ろ側に設けられて患者の腰部及び臀部を保護する保護手段の一例としてのエアバッグ 3 2 と、を備えている。これらエアバッグ 3 1 及び 3 2 は、例えば少量の火薬やガスを用いた後述する制御動作により、図 3 (b) に例示するような形状の保護バッグ 3 3 及び 3 4 が夫々膨張して展張される構成となっている。この保護バッグ 3 3 により後頭部が患者の転倒から保護され、また同様に保護バッグ 3 4 により腰部及び臀部が当該転倒から保護される。

【 0 0 3 0 】

次に、実施形態の歩行補助装置 S の構成について、より具体的に図 4 を用いて説明する。

【 0 0 3 1 】

実施形態の歩行補助装置 S は、図 4 に示すように、右足駆動系 R と、左足駆動系 L と、中継ボックス 2 2 内の上記制御用基板に備えられた制御手段の一例としての CPU 4 2 と、同じく中継ボックス 2 2 内に備えられた方位角度検出手段、左右傾斜角度検出手段及び前後傾斜角度検出手段夫々の一例としてのジャイロセンサ 4 3 と、患者又は理学療法士等が操作可能な位置に備えられ且つ CPU 4 2 に対する指令操作を行うための操作ボタン等を備える操作部 4 1 と、CPU 4 2 に接続され且つ患者又は理学療法士等が視認可能な位置に備えられた液晶ディスプレイ等からなる告知手段の一例としての表示部 4 0 と、CPU 4 2 に接続された上記エアバッグ 3 1 (3 2) と、を備えている。なお以下の説明では、エアバッグ 3 1 及び 3 2 を纏めてエアバッグ 3 1 と称する。また各脚の駆動系 (右足駆動系 R 及び左足駆動系 L) には、夫々、上記駆動ユニット 1 0 と、上記固定具 6 並びに上部脚当て 4 及び下部脚当て 7 と、膝関節角度センサ 1 6 を含むリンク機構部 3 と、股関節角度センサ 1 5 を含むリンク機構部 8 と、足裏センサ 1 7 と、が含まれている。駆動ユニット 1 0 には、駆動手段の一例としての DC モータ 5 0 と、各リンクに接続されているギア部 5 2 と、DC モータ 5 0 からの駆動力をギア部 5 2 を介して各リンクに伝達する駆動手段の一例としてのクラッチ部 5 1 と、が含まれている。

【 0 0 3 2 】

以上の構成において、DC モータ 5 0 の回転方向及び回転速度の制御及びクラッチ部 5 1 における開放 / 接続の制御は、夫々 CPU 4 2 により行われる。更に足裏センサ 1 7 は、図 1 に例示するように右足及び左足の足裏に夫々装着されており、各脚が床又は地面から離れたこと及びそれらに接地したことを夫々示す信号を CPU 4 2 に出力する。また膝関節角度センサ 1 6 は上記膝関節角度データを生成して CPU 4 2 に出力し、更に股関節角度センサ 1 5 は上記股関節角度データを生成して CPU 4 2 に出力する。一方、ジャイ

ロセンサ 43 はいわゆる三次元センサであり、X 軸、Y 軸及び Z 軸夫々の方向の加速度を検出することにより、方位角度（ヨー角度）を示す方位角度データ、左右傾斜角度（ロール角度）を示す左右傾斜角度データ及び前後傾斜角度（ピッチ角度）を示す前後傾斜角度データを CPU 42 に夫々出力する。実施形態のジャイロセンサ 43 は、上述したように患者の腰部に装着される中継ボックス 22 内に備えられる。このときジャイロセンサ 43 は、当該患者がその歩行により移動すべき方向を上記 X 軸とし、鉛直方向を上記 Z 軸とし、X 軸及び Z 軸に対して垂直な方向を上記 Y 軸とするように中継ボックス 22 内に備えられる。そしてジャイロセンサ 43 は、X 軸（患者の進行すべき方向）を中央として患者から見た X - Y 平面（通常は水平平面）内の角度を上記方位角度として検出する。また、Y - Z 平面（通常は鉛直左右平面）内における Z 軸からの患者の身体の傾斜角度を上記左右傾斜角度として検出する。更に X - Z 平面（通常は鉛直前後平面）内における Z 軸からの患者の身体の傾斜角度を前後傾斜角度として検出する。検出された各角度は、夫々、方位角度データ、左右傾斜角度データ及び前後傾斜角度データとして CPU 42 に出力される。

10

【0033】

次に、図 1 乃至図 4 を用いて説明した構成を備える歩行補助装置 S における実施形態に係る保護動作について、具体的に図 5 及び図 6 を用いて説明する。

【0034】

実施形態に係る保護動作は、歩行補助装置 S の全体動作としてのメインルーチンに含まれるサブルーチンとして、主として CPU 42 を中心として、例えば予め設定された一定間隔毎に実行される。より具体的には、当該サブルーチンとして、図 5 に示すステップ S1 乃至 S4 の動作と、ステップ S10 乃至 S16 の動作と、ステップ S20 乃至 S26 の動作と、が同時並行的に実行される。そして各動作が終了した後は、夫々元のメインルーチンの動作に移行する。

20

【0035】

即ち、先ずステップ S1 の動作として CPU 42 は、ジャイロセンサ 43 からの上記方位角度データにより示される方位角度と予め設定されている閾値角度 γ とを常に比較している（ステップ S1）。この閾値角度 γ は、方位角度が当該閾値角度 γ を越えたときに患者に対して進行すべき方向からずれて移動していること（即ちコースアウトしていることであり、「左右への方向変換」及び「Uターン」は除かれる）を警告表示すべき閾値角度として、予め設定されて CPU 42 内の図示しないメモリに記憶されている方位角度である。閾値角度 γ の具体的な値は、例えば実験的或いは経験的に予め設定されるものであるが、例えば上記進行すべき方向（即ち、ジャイロセンサ 43 における X 軸方向）から左右に 30 度程度とされる。なおこの閾値角度 γ を、例えば患者の状態等により当該患者又は理学療法士等が操作部 41 を用いて手動で設定するように構成することもできる。或いは種々の設定条件等により当該閾値角度 γ が自動的に設定変更されるように構成することもできる。ステップ S1 の判定において方位角度が閾値角度 γ を越えていない場合（ステップ S1；NO）、CPU 42 はそのまま歩行補助装置 S としてのメインルーチンの動作に移行する。

30

【0036】

一方、ステップ S1 の判定において方位角度が閾値角度 γ を越えた場合（ステップ S1；YES）、CPU 42 は表示部 40 を用いてコースアウトしている旨を患者及び理学療法士等に警告するように当該表示部 40 を制御する（ステップ S2）。この警告は、例えば表示部 40 において視認可能に行うと共に、例えばブザー音等を用いて音による警告を並行して用いてもよい。次に CPU 42 は、ステップ S2 の警告を実行中において、上記方位角度が閾値角度 γ 以下となったか否かを監視する（ステップ S3）。ステップ S3 の監視において依然として上記方位角度が閾値角度 γ を越えている場合（ステップ S3；NO）、CPU 42 は引き続きステップ S2 の警告動作を行うように表示部 40 等を制御する。他方ステップ S3 の監視において上記方位角度が閾値角度 γ 以下になった場合、即ち、患者のコースアウト状態が改善された場合（ステップ S3；YES）、CPU

40

50

42はステップS2の警告動作を停止し(ステップS4)、その後、歩行補助装置Sとしてのメインルーチンの動作に移行する。

【0037】

次に、上記ステップS1の動作と並行してCPU42は、ジャイロセンサ43からの上記左右傾斜角度データにより示される左右傾斜角度と予め設定されている閾値角度 r1とを常に比較している(ステップS10)。この閾値角度 r1は、左右傾斜角度が当該閾値角度 r1を越えたときに患者に対して進行方向左右のふらつきによる転倒の恐れがあることを警告表示すべき閾値角度として、予め設定されてCPU42内の上記メモリに記憶されている左右傾斜角度である。閾値角度 r1の具体的な値は、例えば実験的或いは経験的に予め設定されるものであるが、例えばZ軸の方向(即ち、患者が直立した場合の鉛直方向)から左右に30度程度とされる。なおこの閾値角度 r1を、例えば患者の状態等により当該患者又は理学療法士等が操作部41を用いて手動で設定するように構成することもできる。或いは種々の設定条件等により当該閾値角度 r1が自動的に設定変更されるように構成することもできる。ステップS10の判定において左右傾斜角度が閾値角度 r1を越えていない場合(ステップS10; NO)、CPU42はそのまま歩行補助装置Sとしてのメインルーチンの動作に移行する。

10

【0038】

一方、ステップS10の判定において左右傾斜角度が閾値角度 r1を越えた場合(ステップS10; YES)、CPU42は表示部40を用いて左右方向のふらつきによる転倒の可能性のある旨を患者及び理学療法士等に警告するように当該表示部40を制御する(ステップS11)。この警告も、表示部40において視認可能に行うと共にブザー音等を用いて行ってもよい。次にCPU42は、ステップS11の警告を実行中において、上記左右傾斜角度と予め設定されている閾値角度 r2とを比較する(ステップS12)。この閾値角度 r2は上記閾値角度 r1より大きい左右傾斜角度であり、且つ上記左右傾斜角度データにより示される左右傾斜角度が当該閾値角度 r2を越えたときに患者が転倒すると判定すべき閾値角度として、予め設定されてCPU42内の上記メモリに記憶されている左右傾斜角度である。閾値角度 r2の具体的な値は、例えば実験的或いは経験的に予め設定されるものであるが、例えばZ軸の方向から左右に45度程度とされる。なおこの閾値角度 r2も、閾値角度 r1と同様に例えば患者の状態等により当該患者又は理学療法士等が操作部41を用いて手動で設定するように構成することもできる。或いは種々の設定条件等により当該閾値角度 r2が自動的に設定変更されるように構成することもできる。ステップS12の判定において左右傾斜角度が閾値角度 r2を越えていない場合(ステップS12; NO)、次にCPU42は、上記左右傾斜角度が上記閾値角度 r1以下となったか否か(即ち患者の左右方向のふらつきが改善されたか否か)を判定する(ステップS13)。ステップS13の判定において依然として左右傾斜角度が閾値角度 r1を越えている場合(ステップS13; NO)、CPU42は引き続きステップS11の警告動作を行うように表示部40等を制御する。他方ステップS13の監視において左右傾斜角度が閾値角度 r1以下になった場合、即ち患者の左右方向のふらつきが改善された場合(ステップS13; YES)、CPU42はステップS11の警告動作を停止し(ステップS14)、その後、歩行補助装置Sとしてのメインルーチンの動作に移行する。

20

30

40

【0039】

一方、ステップS12の判定において左右傾斜角度が閾値角度 r2を越えた場合(ステップS12; YES)、CPU42は患者が転倒するものと判定し、クラッチ部51を開放して下肢部の動きを患者の随意とし(ステップS15)、更にエアバッグ31を動作させて転倒による衝撃等からの保護を行う(ステップS16。図3(b)参照)。その後CPU42は、歩行補助装置Sとしてのメインルーチンの動作に移行する。なお、実施形態に係るエアバッグ31が膨張した後は、その場で実施形態に係る回復訓練等を一旦終了し、新たな(動作前の)エアバッグを装着した後、回復訓練等を再開する。

【0040】

最後に、上記ステップS1及びS10の動作と並行してCPU42は、ジャイロセンサ

50

43からの上記前後傾斜角度データにより示される前後傾斜角度と予め設定されている閾値角度 p1とを常に比較している（ステップS20）。この閾値角度 p1は、前後傾斜角度が当該閾値角度 p1を越えたときに患者に対して進行方向前後のふらつきによる転倒の恐れがあることを警告表示すべき閾値角度として、予め設定されてCPU42内の上記メモリに記憶されている前後傾斜角度である。閾値角度 p1の具体的な値は、例えば実験的或いは経験的に予め設定されるものであるが、例えばZ軸の方向から前後に30度程度とされる。なおこの閾値角度 p1を、例えば患者の状態等により当該患者又は理学療法士等が操作部41を用いて手動で設定するように構成することもできる。或いは種々の設定条件等により当該閾値角度 p1が自動的に設定変更されるように構成することもできる。なお、通常のいわゆる立位状態では腰を含めた股関節は垂直状態にあるが、例えば腰の曲がった高齢者の場合、前後傾斜角度の初期値は当該腰が曲がった状態に対応する値となる。よってこの場合の閾値角度 p1に対しては、当該腰の曲がり具合に対応した補正が必要となる。ステップS20の判定において前後傾斜角度が閾値角度 p1を越えていない場合（ステップS20；NO）、CPU42はそのまま歩行補助装置Sとしてのメインルーチンの動作に移行する。

10

【0041】

一方、ステップS20の判定において前後傾斜角度が閾値角度 p1を越えた場合（ステップS20；YES）、CPU42は表示部40を用いて前後方向のふらつきによる転倒の可能性のある旨を患者及び理学療法士等に警告するように当該表示部40を制御する（ステップS21）。この警告も、表示部40において視認可能に行うと共にブザー音等を用いて行ってもよい。次にCPU42は、ステップS21の警告を実行中において、上記前後傾斜角度と予め設定されている閾値角度 p2とを比較する（ステップS22）。この閾値角度 p2は上記閾値角度 p1より大きい前後傾斜角度であり、且つ上記前後傾斜角度データにより示される前後傾斜角度が当該閾値角度 p2を越えたときに患者が転倒すると判定すべき閾値角度として、予め設定されてCPU42内の上記メモリに記憶されている前後傾斜角度である。閾値角度 p2の具体的な値は、例えば実験的或いは経験的に予め設定されるものであるが、例えばZ軸の方向から前後に45度程度とされる。なおこの閾値角度 p2も、閾値角度 p1と同様に例えば患者の状態等により当該患者又は理学療法士等が操作部41を用いて手動で設定するように構成することもできる。或いは種々の設定条件等により当該閾値角度 p2が自動的に設定変更されるように構成することもできる。ステップS22の判定において前後傾斜角度が閾値角度 p2を越えていない場合（ステップS22；NO）、次にCPU42は、上記前後傾斜角度が上記閾値角度 p1以下となったか否か（即ち患者の前後方向のふらつきが改善されたか否か）を判定する（ステップS23）。ステップS23の判定において依然として前後傾斜角度が閾値角度 p1を越えている場合（ステップS23；NO）、CPU42は引き続きステップS21の警告動作を行うように表示部40等を制御する。他方ステップS23の監視において前後傾斜角度が閾値角度 p1以下になった場合、即ち患者の前後方向のふらつきが改善された場合（ステップS23；YES）、CPU42はステップS21の警告動作を停止し（ステップS24）、その後、歩行補助装置Sとしてのメインルーチンの動作に移行する。

20

30

【0042】

一方、ステップS22の判定において前後傾斜角度が閾値角度 p2を越えた場合（ステップS22；YES）、CPU42は患者が転倒するものと判定し、クラッチ部51を開放して下肢部の動きを患者の随意とし（ステップS25）、更にエアバッグ31を動作させて転倒による衝撃等からの保護に備える（ステップS26。図3（b）参照）。なお、上記ステップS15の動作とステップS25の動作との関係については、いずれか一方の動作が開始される条件（図5ステップS12；YES又はステップS22；YES）となった場合には、他方の動作が開始される条件となっていなくとも、当該いずれか一方の動作は実行される。この点は、上記ステップS16の動作とステップS26の動作との関係についても、同様である。その後CPU42は、歩行補助装置Sとしてのメインルーチンの動作に移行する。

40

50

【 0 0 4 3 】

次に、図 5 により説明した動作を、歩行補助装置 S としてのメインルーチンの中における動作として、時系列に沿って図 6 を用いて更に説明する。なお図 6 において、「立脚期」とは、歩行において左右いずれか一方の脚に患者の体重がかかっている期間を示す。また「遊脚期」とは、歩行において当該いずれか一方の脚に患者の体重がかかっていない期間（換言すれば、次の立脚期に移行するためにその脚を床又は地面から離して（浮かせて）前に移動させている期間）を示す。

【 0 0 4 4 】

実施形態に係る足裏センサ 17 は、それが備えられている脚が遊脚期において床又は地面から浮いたときに「L」から「H」に変化し、次に脚が着地したときに「H」から「L」に変化する信号を CPU 42 に出力する。これにより、CPU 42 は、図 6 最上段及び上から二段目に例示するように、脚が床又は地面から浮いている期間において、浮いている脚に対応する DC モータ 50 を正転させてその脚を後方に移動させる。一方、実施形態に係る膝関節角度センサ 16 は、それが備えられている脚の膝関節が例えば 70 度屈曲したときに「L」から「H」に変化し、更に 70 度以上屈曲している期間「H」の信号を CPU 42 に出力し続ける。その信号は、その後当該膝関節の屈曲が 70 度未満となったときに「H」から「L」に変化する。これにより CPU 42 は、図 6 上から四段目に例示するように、膝関節が 70 度以上屈曲している期間に対応する期間だけ、浮いている脚に対応する DC モータ 50 を反転させてその下腿部を前方に移動させる。以上の動作が左右の脚について繰り返されることにより、患者の回復訓練等としての歩行動作が補助される。

【 0 0 4 5 】

以上の動作がメインルーチンとして実行されている間において、実施形態に係る CPU 42 は、図 6 上から五段目に例示するようにジャイロセンサ 43 からの上記方位角度データにより示される方位角度が閾値角度 γ を越えた場合（図 5 ステップ S 1；YES 参照）、図 6 下から三段目に例示するように表示部 40 における例えば点滅表示により、コースアウトしている旨の警告を患者及び理学療法士等に対して行う（図 5 ステップ S 2 参照）。そして、上記方位角度データにより示される方位角度が閾値角度 γ 以下になった場合（図 5 ステップ S 3；YES 参照）、その警告表示を停止する。

【 0 0 4 6 】

一方、上記メインルーチンの動作が実行されている間において実施形態に係る CPU 42 は、図 6 上から六段目及び七段目に例示するように、ジャイロセンサ 43 からの上記左右傾斜角度データにより示される左右傾斜角度又は上記前後傾斜角度データにより示される前後傾斜角度の少なくともいずれか一方が閾値角度 $r1$ 又は $p1$ を越えた場合（図 5 ステップ S 10；YES 又はステップ S 20；YES 参照）、図 6 下から三段目に例示するように表示部 40 における例えば点滅表示により、左右又は前後にふらついている旨の警告を患者及び理学療法士等に対して行う（図 5 ステップ S 11 又はステップ S 21 参照）。そしてそのふらつきが改善された場合には（図 5 ステップ S 13；YES 又はステップ S 23；YES 参照）、その警告表示を停止する。更に当該 CPU 42 は、図 6 上から六段目及び七段目に例示するように、上記左右傾斜角度又は上記前後傾斜角度の少なくともいずれか一方が閾値角度 $r2$ 又は $p2$ を越えた場合（図 5 ステップ S 12；YES 又はステップ S 22；YES 参照）、図 6 下から二段目及び最下段に例示するようにクラッチ部 51 を開放すると共にエアバッグ 31 を動作させる（図 5 ステップ S 15、ステップ S 16、ステップ S 25 及びステップ S 26 参照）。以上の通り、実施形態に係る歩行補助装置 S では、ジャイロセンサ 43 により検出された方位角度等に基づいて、当該歩行補助装置 S による保護動作が制御される。

【 0 0 4 7 】

以上説明したように、実施形態に係る歩行補助装置 S による保護動作によれば、患者の進行方向に対する方位角度、左右傾斜角度及び前後傾斜角度を検出するジャイロセンサ 43 が患者の身体に装着されており、これにより検出された方位角度、左右傾斜角度及び前

後傾斜角度に基づいて保護動作を制御するので、患者の姿勢に応じて的確に歩行補助装置 S を動作させることができる。

【 0 0 4 8 】

また、方位角度、左右傾斜角度及び前後傾斜角度が、身体に装着された一つのジャイロセンサ 4 3 により検出されるので、歩行補助装置 S 自体を小型軽量化して患者における装着の負荷等を軽減することができる。

【 0 0 4 9 】

更に、方位角度の絶対値が閾値角度 γ より大きくなったときコースアウトした旨を患者及び理学療法士等に告知するので、自身の移動がコースアウトしていることを患者及び理学療法士等が迅速に認識することができる。

10

【 0 0 5 0 】

更にまた、左右傾斜角度の絶対値又は前後傾斜角度の絶対値の少なくともいずれか一方が閾値角度 r_1 又は p_1 より大きくなったときふらついている旨を患者及び理学療法士等に告知するので、自身がふらつきながら移動していることを患者及び理学療法士等が迅速に認識することができる。

【 0 0 5 1 】

また、左右傾斜角度の絶対値又は前後傾斜角度の絶対値の少なくともいずれか一方が閾値角度 r_2 又は p_2 より大きくなったとき、クラッチ部 5 1 を開放して下肢部の動きを自由とさせると共にエアバッグ 3 1 を動作させるので、転倒による事故から患者を有効に保護することができる。

20

【 0 0 5 2 】

なお、上述した実施形態では、膝疾患を有する患者の回復訓練等としての歩行を補助する歩行補助装置 S に対して本発明を適用した場合について説明したが、これ以外に、回復訓練等との一環としての駆け足等の移動を補助する移動補助装置に対して本発明を適用することもできる。

【 0 0 5 3 】

更に、図 5 に示すフローチャートに対応するプログラムをフレキシブルディスク又はハードディスク等の記録媒体に記録しておき、又はインターネット等のネットワークを介して取得して記憶しておき、それを汎用のマイクロコンピュータで読み出して実行することにより、当該マイクロコンピュータを実施形態に係る CPU 4 2 として動作させることも可能である。

30

【産業上の利用可能性】

【 0 0 5 4 】

以上夫々説明したように、本発明は移動補助装置の分野に利用することが可能であり、特に患者の歩行又は駆け足等の回復訓練等を補助する移動補助装置の分野に適用すれば特に顕著な効果が得られる。

【符号の説明】

【 0 0 5 5 】

- 3、8 リンク機構部
- 3 a、8 a 第一リンク
- 3 b、8 b 第二リンク
- 3 c 第三リンク
- 4 上部脚当て
- 5 膝部
- 6 固定具
- 7 下部脚当て
- 9 股部
- 1 0、1 1、1 2 駆動ユニット
- 1 0 a 筐体
- 1 0 b 孔部

40

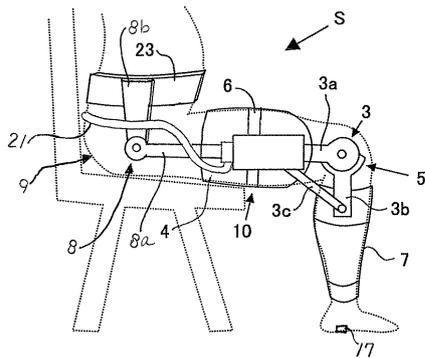
50

- 1 5 股関節角度センサ
- 1 6 膝関節角度センサ
- 1 7 足裏センサ
- 2 0 通信ユニット
- 2 1 ケーブル
- 2 2 中継ボックス
- 2 3 ベルト
- 2 5 通信ヘッド
- 3 0 保護装具
- 3 1、3 2 エアバッグ
- 3 3、3 4 保護バッグ
- 4 0 表示部
- 4 1 操作部
- 4 2 C P U
- 4 3 ジャイロセンサ
- 5 0 D C モーター
- 5 2 ギア部
- 5 1 クラッチ部
- S 歩行補助装置
- R 右足駆動系
- L 左足駆動系

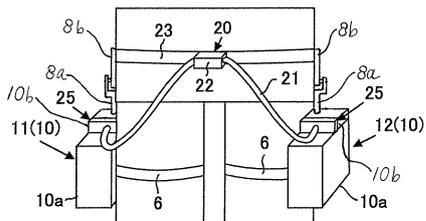
10

20

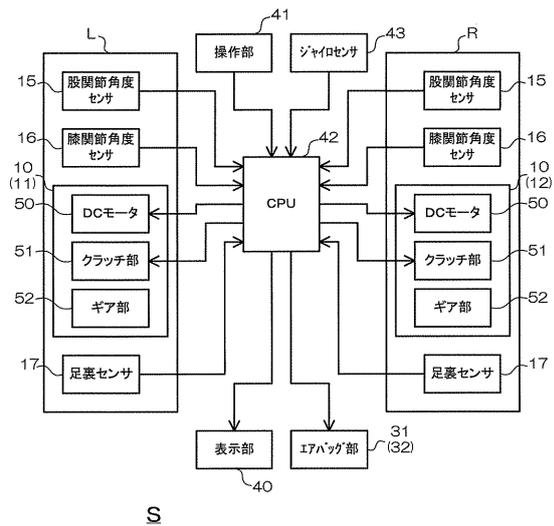
【 図 1 】



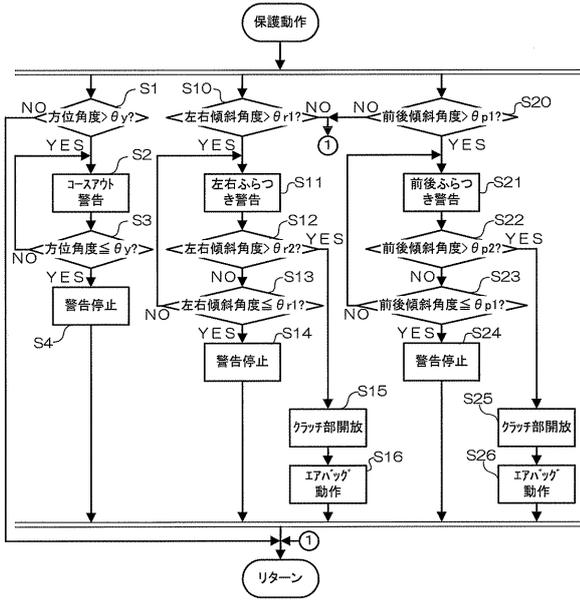
【 図 2 】



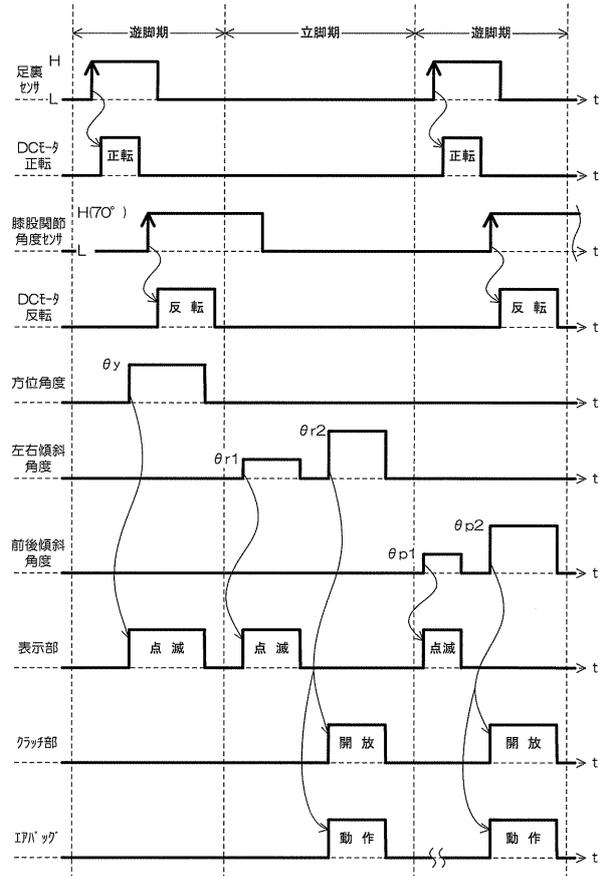
【 図 4 】



【図5】



【図6】



【 図 3 】

