

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6328764号
(P6328764)

(45) 発行日 平成30年5月23日 (2018. 5. 23)

(24) 登録日 平成30年4月27日 (2018. 4. 27)

(51) Int. Cl.	F 1
A 6 1 F 2/64 (2006. 01)	A 6 1 F 2/64
B 2 5 J 11/00 (2006. 01)	B 2 5 J 11/00 Z

請求項の数 13 (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2016-535353 (P2016-535353)	(73) 特許権者	506153712
(86) (22) 出願日	平成26年7月7日 (2014. 7. 7)		オットー・ボック・ヘルスケア・プロダク
(65) 公表番号	特表2016-530935 (P2016-530935A)		ツ・ゲーエムベーハー
(43) 公表日	平成28年10月6日 (2016. 10. 6)		オーストリア国、アー１０７０ ウィー
(86) 国際出願番号	PCT/EP2014/001869		ン、カイザーシュトラッセ ３９
(87) 国際公開番号	W02015/024612	(74) 代理人	100108855
(87) 国際公開日	平成27年2月26日 (2015. 2. 26)		弁理士 蔵田 昌俊
審査請求日	平成29年2月3日 (2017. 2. 3)	(74) 代理人	100103034
(31) 優先権主張番号	102013013810.8		弁理士 野河 信久
(32) 優先日	平成25年8月22日 (2013. 8. 22)	(74) 代理人	100153051
(33) 優先権主張国	ドイツ (DE)		弁理士 河野 直樹
		(74) 代理人	100179062
			弁理士 井上 正
		(74) 代理人	100189913
			弁理士 鶴飼 健

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 人工の装具膝関節または補装具膝関節を制御するための方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

人工の装具膝関節または補装具膝関節（２）を制御するための方法であって、該装具膝関節または補装具膝関節には、下腿コンポーネント（３）が設けられており、前記装具膝関節または補装具膝関節に関連して、抵抗手段（５）が設けられており、該抵抗手段では、屈曲抵抗 R を、前記装具膝関節または補装具膝関節の使用中に少なくとも１つのセンサ（１１，１２，３１）を介して決定されるセンサデータに従って、変化させ、前記下腿コンポーネント（３）の直線加速度 a_F を決定し、該決定された直線加速度 a_F を、少なくとも１つの閾値と比較し、前記下腿コンポーネント（３）の直線加速度 a_F が限界値を下回ると、屈曲抵抗（ R ）を減少させる、人工の装具膝関節または補装具膝関節（２）を制御するための方法。

【請求項 2】

装具膝関節または補装具膝関節を有する補装具または装具の伸展した歩行位置を決定し、かつ、該伸展した歩行位置が存在する際に、前記屈曲抵抗 R を減少させることを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】

立脚終期の検出のために、前記下腿コンポーネント（３）の絶対角度 ϕ_{us} を決定し、かつ、前記下腿コンポーネント（３）の前記絶対角度 ϕ_{us} が、予め定められた限界値を上回る際に、前記屈曲抵抗 R を減少させることを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の方法。

10

20

【請求項 4】

前記下腿コンポーネント (3) の前記絶対角度 ϕ_{us} を大腿コンポーネントの絶対角度および膝角度 ϕ_K から、あるいは直接的に慣性センサ (31) で測定することを特徴とする請求項 3 に記載の方法。

【請求項 5】

膝角度センサ (11) を介して、膝角度 ϕ_K を決定し、かつ、該膝角度 ϕ_K が予め定められた限界値を下回る際に、前記屈曲抵抗 R を減少させることを特徴とする請求項 1 ないし 4 のいずれか 1 項に記載の方法。

【請求項 6】

更に、膝角速度 ω_K を決定し、かつ、該膝角速度が限界値を上回るときにはじめて、前記屈曲抵抗 R を減少させることを特徴とする請求項 1 ないし 5 のいずれか 1 項に記載の方法。

10

【請求項 7】

前記下腿コンポーネント (3) の下腿角速度 ω_{US} を算出し、あるいは、センサ (12) を介して検出し、かつ、該下腿角速度 ω_{US} が限界値を下回るときにのみ、前記屈曲抵抗 R を減少させることを特徴とする請求項 1 ないし 6 のいずれか 1 項に記載の方法。

【請求項 8】

足底の高さにおける、前記下腿コンポーネント (3) の前記直線加速度 a_F を、制御の基礎にすることを特徴とする請求項 1 ないし 7 のいずれか 1 項に記載の方法。

【請求項 9】

20

前記下腿コンポーネント (3) の過伸展が存在するときには、前記屈曲抵抗 R を減少させることを特徴とする請求項 1 ないし 8 のいずれか 1 項に記載の方法。

【請求項 10】

前記膝関節 (2) は、弾性的な伸展ストッパ (10, 30) を有し、膝モーメントを、膝角度 ϕ_K および弾性的な伸展ストッパのばね特性曲線によって算出し、伸展方向に作用する膝モーメントが閾値を上回るとき、前記屈曲抵抗 R を減少させることを特徴とする請求項 1 ないし 9 のいずれか 1 項に記載の方法。

【請求項 11】

前記下腿コンポーネント (3) の回転方向を算出し、あるいは、センサを介して検出し、かつ、正回転が存在するときにはのみ、前記屈曲抵抗 R を減少させることを特徴とする請求項 1 ないし 10 のいずれか 1 項に記載の方法。

30

【請求項 12】

加速度センサ (12) および／または慣性センサ (31) を介して、前記下腿コンポーネント (3) の加速度データを決定することを特徴とする請求項 1 ないし 11 のいずれか 1 項に記載の方法。

【請求項 13】

前記屈曲抵抗 R の減少後に、該屈曲抵抗を再度増大させるのは、予め定められた時間枠内で前記膝関節 (2) の内屈がなされなかったとき、あるいは、取られた膝角度 ϕ_K 内で、加速度が限界値を上回るとき、であることを特徴とする請求項 1 ないし 12 のいずれか 1 項に記載の方法。

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、人工の装具膝関節または補装具膝関節を制御するための方法に関し、装具膝関節または補装具膝関節には、下腿コンポーネントが設けられており、装具膝関節または補装具膝関節に関連して、抵抗手段が設けられており、該抵抗手段では、屈曲抵抗を、装具膝関節または補装具膝関節の使用中に少なくとも 1 つのセンサを介して決定されるセンサデータに従って、変化させる。

【背景技術】

【0002】

50

装具膝関節または補装具膝関節は、自然な膝関節の機能を代替または支援する。人工膝関節のできる限り最適な機能性を達成するために、多数の構造体が市販されており、該構造体は、立脚相および遊脚相中に膝関節の態様に影響を与える。メカトロニックな膝関節が知られており、該膝関節では、複数の異なったセンサを介して、運動の状況を検出することができ、センサデータに基づいて、抵抗手段が制御され、該抵抗手段を介して、屈曲抵抗または伸展抵抗を変化させる。基本的な問題は、多種多様な可能な運動の状況が、簡単な規則で把握されるのは非常に難しいことにある。従って、アクチュエータおよびブレーキを制御するために、非常に複雑でありかつ多くの様々な活動を表わすところのいわゆる状態器械を使用する。このことでの欠点は、長い開発期間および複雑な部品の使用である。

10

【0003】

特許文献1は、人工関節によって互いに結合される少なくとも2つの部分と、制御装置とからなる、四肢の存在または機能を代替する支援装置に関する。該支援装置は、センサを有し、該センサは、関節に接続した部分の重力線に対する傾斜角を検出し、かつ、制御装置に接続されている。制御装置は、センサによって伝達された傾斜角度データに基づいて関節に影響を及ぼすように、設けられている。傾斜角度センサは、実施の形態では、補装具膝関節として管脚部に設けられている。データ状況を補足するために、第2のセンサが、下腿に設けられていてもよい。

【0004】

特許文献2は、関節式に互いに結合されているところの関節上部および関節下部を有する、解剖学的な関節を支援するための装具関節に関する。装具膝関節を任意の位置で自動的にロック解除およびロックするための遮断要素、ならびに遮断要素のための作動要素およびロック解除およびロックするための重要な情報を検出するためのセンサ手段が設けられている。検出された情報を評価し、かつ該情報を、作動要素のための開ループ制御ユニットおよび／または閉ループ制御ユニットに伝達するための評価ユニットも、同様に設けられている。センサ手段は、傾斜センサ、回転角センサ、加速度センサまたはジャイロ스코ープからなり、かつ、ヒトの運動状態および／または静止状態を記述するところの情報を検出するための少なくとも2つのセンサを有する。これらの情報は、同じタイプの2つのセンサ、または異なるタイプの各々のセンサを選択することができる。すべてのセンサは、解剖学的な関節、特に、膝関節の下方に設けられている。

20

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】EP 1 237 513 B1

【特許文献2】DE 10 2008 027 639 A1

【発明の概要】

【0006】

本発明の課題は、わずかな制御労力で信頼性のある歩行挙動を達成することができるために用いる、人工の装具膝関節または補装具膝関節を制御するための方法を提供することである。

40

【0007】

本発明によれば、上記課題は、主請求項の特徴を有する方法によって解決される。本発明の有利な実施の形態および改善は、従属請求項、明細書および図面に開示されている。

【0008】

人工の装具膝関節または補装具膝関節を制御するための方法であって、該装具膝関節または補装具膝関節には、下腿コンポーネントが設けられており、装具膝関節または補装具膝関節に関連して、抵抗手段が設けられており、該抵抗手段では、屈曲抵抗Rを、装具膝関節または補装具膝関節の使用中に少なくとも1つのセンサを介して決定されるセンサデータに従って、変化させる方法は、下腿コンポーネントの直線加速度を決定し、下腿コンポーネントの直線加速度が限界値を下回るとき、屈曲抵抗を変化させ、特に減少させるこ

50

とを意図する。提示された方法によって、面倒でデリケートな力測定を行なう必要なしに、装具膝関節および補装具膝関節を意味する関節の制御を、簡単なセンサのみによって実現することは可能である。このことによって、特に、DMS（ひずみゲージ）のプリケーションの使用は、過剰となる。

【0009】

本発明の実施の形態は、装具膝関節または補装具膝関節を有する補装具または装具の伸展した歩行位置を決定し、かつ、該伸展した歩行位置が存在する際に、屈曲抵抗Rを減少させることを意図する。伸展した歩行位置が存在するのは、膝角度が 0° であるか、膝関節がわずかに内屈されており、すなわち、 $\pm 5^{\circ}$ の範囲内の屈曲角度を有する場合である。伸展した歩行位置が存在するとき、抵抗の減少がなされるように、膝関節のユーザが、立脚終期にあることを前提とする。

10

【0010】

立脚終期を検出するために、更に、下腿コンポーネントの絶対角度を決定し、かつ、下腿コンポーネントの絶対角度が、予め定められた限界値を上回る際に、屈曲抵抗を減少させることができる。垂直線に対する下腿コンポーネントの傾斜角度によって、1歩行内の各々の位相に関する有意義な推論が導き出される。その目的は、絶対角度は、屈曲抵抗を変化、特に減少させるための指標であるためである。

【0011】

下腿コンポーネントの絶対角度を大腿コンポーネントの絶対角度から、および知られた、例えば測定された膝角度から決定し、あるいは下腿コンポーネントに取り付けられた慣性センサで直接に測定することができる。

20

【0012】

更に、膝角度センサによって、膝角度を決定し、膝角度が、限界値を下回るとき、屈曲抵抗を減少させることが意図されていてもよい。何故ならば、膝角度が、脚部または補装具の伸展状態に関する、従ってまた歩行サイクル内の各々の位相に関するメッセージを許可するからである。膝角度を、大腿および下腿の慣性角度からも決定することができる。

【0013】

複数のパラメータ、例えば、下腿コンポーネントの絶対角度が、限界値を上回ること、膝角度が限界値を下回ること、および下腿コンポーネントの加速度が限界値を下回ることが、存在するとき、より確実に前提とすることは、遊脚相の開始を達成するために、屈曲抵抗を変化、特に減少させることである。提示された方法を用いて、膝関節の安全な制御を、簡単なセンサによってのみ実現することも可能である。

30

【0014】

マイクロプロセッサで制御される補装具システムおよび装具システムの大部分は、制御のために、ひずみゲージによる、力およびモーメントの測定を利用する。膝関節の安全性のための重大な態様として、立脚相における高い屈曲抵抗から、遊脚相の間の低い屈曲抵抗へのおよびその逆への切換と見なされている。この切換を、遊脚相の開始ともいう。踝の高さにおける屈曲モーメントまたは膝モーメントの算出のほかに、遊脚相の切換のためには、ひずみゲージから算出された値が、所定の閾値を上回らねばならない。更に、立脚相の開始は、歩幅の小さい歩行による歩きが困難になるように、しばしば、所定の前傾からはじめて、なされる。

40

【0015】

本発明に係わる方法は、膝関節を制御するために、膝角度センサおよび慣性センサのみを使用し、これらのセンサから得られたデータから、必要な数値または補助数値(Hilfsgroessen)を算出することを意図する。慣性センサによって、下腿コンポーネントの絶対角度、すなわち、垂直線に対する下腿コンポーネントの長手方向延在部の傾斜を決定する。絶対角度は、最小数値を上回らなければならない。その目的は、下腿コンポーネントの前傾、すなわち、前方方向における傾斜を検出するためである。前傾における所定の角度からはじめて、前方方向における歩行を実行することを前提とすることができる。膝角度センサによって、膝角度を決定する。膝角度が限界値を下回るとき、このことは、ユーザが

50

立脚終期にあって、それ故に、遊脚相の開始、従ってまた屈曲抵抗の減少が示されていることの表われである。更に、下腿コンポーネントの加速度を決定する。加速度が限界値を下回るとき、足コンポーネント、例えば足プレート、または補装具足部がまだ床(地面)にあって、患者が1歩行の立脚終期にあって、従ってまた屈曲抵抗の減少がなされていることができることが保証されていることを前提とする。

【0016】

本発明の実施の形態は、膝角速度を決定し、かつ、膝角速度が限界値を上回るときにはじめて、屈曲抵抗を減少させることを意図する。膝角度の最小速度が存在するほうがよい。何故ならば、そうでない場合には、屈曲抵抗の減少が望ましくないことがあるところの立位状況が存在することになるからである。低いまたは比較的低い膝角速度によって、更に、患者が立脚終期で前方運動中にあることが保護される。

10

【0017】

下腿コンポーネントの角速度を算出し、あるいは、センサによって、例えばジャイロ스코プのセンサデータから検出することができる。角速度の、算出されたまたは検出された値を、限界値と比較し、かつ、角速度が限界値を下回るときにのみ、屈曲抵抗を減少させる。

【0018】

下腿コンポーネントの直線加速度を、足底の高さで決定または測定し、かつ、制御の基礎にするのは有利である。足底の高さでの加速度は、加速度センサの位置における、例えば、膝関節軸の下方における直線加速度、ジャイロ스코プの第1次導関数としての下腿コンポーネントの角加速度、および加速度センサの位置から、足部、例えば前足における標準位置への位置ベクトルから生じる。足底の高さにおける直線加速度によって、足部または足部部分との間の運動的な接触条件、あるいは運動のダイナミズムについての推論を引き出す。患者は1歩行のどの期でいるのかを決定することができる。直線加速度が全然存在しないか、あるいは存在しても非常にわずかであるとき、補装具足部または装具足部を意味する足部は、まだ立脚期にある。更に、垂直加速度がもはや存在しないとき、着床期(Aufsetzphase)が終了している。それ故に、直線加速度によって、脚の方向づけおよび位置決めを逆推論することができる。加速度から、同様に適切な方法による制御のために使用することができる適切な速度を決定することもできる。

20

【0019】

本発明の実施の形態は、下腿コンポーネントの過伸展が存在するとき、屈曲抵抗を減少させること、従って、過伸展は、屈曲抵抗を変化させるための制御を基礎にするところのパラメータの一部であることを意図する。0°の膝角度を取るのは、下腿コンポーネントが、力なしに、伸展ストッパに接触している場合である。膝角度の増加を引き起こす(annehmen)のは、膝関節を歩行方向と逆に内屈させる場合である。膝関節の過伸展を引き起こすとき、膝角度は減少し続ける。何故ならば、膝角度は、マイナスの膝角度と見なされるからである。膝関節が、膝軸を中心とした伸展モーメントを、関節に作用する力によって、例えば床反力、断端の力または股関節モーメント(Hueftmoment)によって、被るとき、過伸展が生じることが可能である。過伸展を検出するときは、患者が立脚終期にあって、従って、遊脚相の開始が生じることが意図されることを導き出すことができる。

30

40

【0020】

膝関節は、弾性的な伸展ストッパを有することができる。例えば、その目的は、伸展運動の際には、下腿コンポーネントが、旋回してストッパに激しく当たることを防止するためである。弾性的な伸展ストッパは、エラストマ体、ばね要素等からなってもよい。弾性的な伸展ストッパによって、膝軸を中心として伸展モーメントを加える際に、過伸展を、小さな角度範囲で許容することが可能である。伸展モーメントの省略の場合には、弾性的な伸展ストッパによって、下腿コンポーネントを、再度、伸展したかほぼ伸展した位置(この位置では、膝角度は0°である)にもたらず。関節は、負荷の除去後に、伸展したかほぼ伸展した位置に戻る。伸展ストッパのばね特性曲線およびマイナスの膝角度に関する情報に基づいて、膝軸を中心として伸展方向に作用する膝モーメントを、算出し、かつ、

50

膝モーメントが伸展方向に存在する際に、すなわち、弾性的な伸展ストッパの圧縮の際には、屈曲抵抗を減少させることが可能である。この場合、膝モーメントを、膝角度と、ばね特性曲線の情報とに基づいて、算出する。力センサまたはモーメントセンサは不要である。膝モーメントが伸展方向に存在するとき、このことは、患者が1歩行のどの位相にあるのか、および、遊脚相が直ぐに続き、かつ、それに応じて、屈曲抵抗を減少させることが意図されるか否かを判断するための更なる要因である。

【0021】

下腿コンポーネントの回転方向を、算出し、あるいは、センサ、例えば、ジャイロ스코プを介して検出することができる。屈曲抵抗を、下腿コンポーネントの正回転が存在するときのみ、減少させるのである。その目的は、後退の際には、屈曲抵抗を不意に減少させることを防止するためである。

10

【0022】

加速度センサによって、下腿コンポーネントの加速度データを決定することができる。その目的は、必要なパラメータを導き出し、または算出することができるためである。

【0023】

屈曲抵抗の減少後に、特に、立脚相の位置に、あるいは、不意な内屈が可能でないか、または緩慢でのみ可能であるように高い位置に、屈曲抵抗を再度増加させることができる。つまりは、不意な内屈がないのは、予め定められた時間枠内で膝関節の内屈がなされず、あるいは、内屈後に、屈曲角度内で、水平加速度が、予め定められた限界値を上回るときである。完全な歩行サイクルを行なうことができないとき、このことは、安全性を高めるために役立つ。

20

【0024】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を詳述する。

【図面の簡単な説明】

【0025】

【図1】補装具膝関節の略図を示す。

【図2】伸展ストッパの略図を示す。

【図3】制御シーケンスの例を示す。

【図4】制御概念の略図を示す。

【発明を実施するための形態】

30

【0026】

図1には、大腿断端を有し、膝関節および下腿を有しない患者のための補装具装置が示されている。補装具ソケット1（補装具の大腿コンポーネントまたは大腿シャフトともいう）は、図示しない断端を収容するために使用される。補装具ソケット1には、補装具膝関節2が設けられている。該補装具膝関節は、この場合に、単心性の膝関節として形成されており、下腿コンポーネント3を、旋回軸を中心として、補装具ソケット1に対し旋回可能に支持する。下腿コンポーネント3の遠位端には、補装具足部4が設けられている。補装具装置は、立脚終期で示されており、補装具足部4は、まだ地面（床）にある。下腿コンポーネント3の内側には、内屈すなわち屈曲に抵抗する抵抗手段5が設けられている。同様に、抵抗手段5はすなわち伸展抵抗を可変に調整するために使用される。抵抗手段内の抵抗を、アクチュエータによって変化させる。アクチュエータは、例えばバルブを開閉し、あるいは、液流を転向させる。その代わりに、同様に、抵抗を変化させるために、アクチュエータが圧液のレオロジー特性を変化させることも可能である、代替の抵抗変化、例えば、ブレーキの作動、または運動エネルギーの、電気エネルギーへの変換も可能である。

40

【0027】

下腿コンポーネント3には、下腿コンポーネントの絶対角度 ϕ_{us} を記録する慣性センサ31が設けられている。慣性センサ31は、垂直線に対する下腿コンポーネント3の絶対角度 ϕ_{us} を測定し、かつ、2Dまたは3D磁界センサ、2Dまたは3D加速度センサとして、あるいは、ジャイロ스코プとして形成されていてもよい。絶対角度 ϕ_{us} は、

50

前方歩行方向での下腿コンポーネント3の傾斜の増大につれて、すなわち、地面（床）との遠位接触点を中心とした、時計回りの旋回の際に、増加する。更に、下腿コンポーネント3には、加速度センサ12が設けられている。該加速度センサによって、接線加速度 a_T 、すなわち、下腿コンポーネント3の旋回半径に対し接線方向の加速度、および半径方向加速度 a_R 、すなわち、下腿コンポーネント3の遠位回転点への方向での加速度を決定することができる。適切なセンサ、例えば、3D加速度センサによって、更に、中間加速度および横加速度を検出し、あるいは、これらの加速度のみを検出することも可能である。

【0028】

最後に、膝角度 ϕ_K を検出することができるために用いる膝角度センサ11が設けられている。膝角度 ϕ_K は、屈曲方向における下腿コンポーネント3の長手方向延在部（Laengserstreckung）の延長線から、プラスに増加すると見なされる。膝角度 ϕ_K は、補装具ソケット1の長手方向延在部が、下腿コンポーネント3の長手方向延在部の軸線と整列するとき、0である。伸展方向における過伸展は、マイナスの膝角度 ϕ_K と見なされる。

【0029】

補装具膝関節2は、図2に略示された弾性的な伸展ストッパを有することができる。関節軸を中心として互いに旋回可能に取り付けられている概略的な大腿シャフト1および概略的な下腿コンポーネント3のほかに、補装具膝関節2の上部には、アバットメント10が設けられている。アバットメント10は、実質的に剛性に形成されている。図2に示された伸展された状態で、弾性的なストッパ要素30が、剛性のアバットメント10に接触している。わずかな過伸展は、ばね構造体によって可能となる。ストッパ要素30のばね定数の情報によって、伸展方向に作用する膝モーメントを、膝角度 ϕ_K から算出することができる。当然ながら、アバットメント10を下腿コンポーネントに設け、弾性的なストッパ要素を上部1に設けることも可能である。

【0030】

遊脚相の開始を制御するために、複数のパラメータ、つまり、下腿コンポーネント3の前傾、すなわち下腿コンポーネント3のプラスの下腿角度 ϕ_{us} 、歩行方向における下腿の正回転、すなわち下腿コンポーネント3の絶対角度 ϕ_{us} の増加、膝関節の加速度を使用することができる。その目的は、特に、足底の高さにおける補装具足部4の運動状態を決定し、かつ、膝角度 ϕ_K と、膝角度 ϕ_K の一次時間導関数から算出することができる膝角速度 ω_K とを決定するためである。

【0031】

図3には、制御の概略シーケンスが示されている。遊脚相を開始するために、かつ、抵抗手段5の屈曲抵抗Rを減少させるために、まず、前傾、すなわち垂直線に対する下腿コンポーネント3のプラスの絶対角度 ϕ_{us} を決定する。絶対角度 ϕ_{us} が設定された限界値、例えば 5° を越えるとき、遊脚相の開始のための第1の条件は達成されている。更に、下腿角速度 ω_{us} の形態の正回転がまだ検出されるとき、下腿が動いていることを仮定することができる。限界値としては、例えば、 $>10^\circ/s$ の正回転を想定することができる。（正回転、絶対角度、前傾および下腿角速度）が、これらの限界値に達しているか、上回っているや否や、膝角度 ϕ_K が設定された限界値に対応しているか否かが、点検される。遊脚相の導入前に取られる立脚終期では、補装具膝関節2は、伸展した位置か、ほぼ伸展した位置にある。弾性的な伸展ストッパでは、過伸展さえ生じることがある。膝角度 ϕ_K が限界値を下回り、該限界値が、 $<5^\circ$ でありかつ負値に達することがあるとき、遊脚相の開始の導入のための更なる条件が存する。膝角度 ϕ_K と、弾性的な伸展ストッパに設けられたばね手段の知られたデータとによって、伸展方向に作用する膝モーメントを算出することができる。

【0032】

マイナスの膝角度 ϕ_K が存在するとき、従って、過伸展が存在するとき、膝角速度 ω_K が如何なる大きさであるかを、点検する。該膝角速度が限界値より下、例えば $7^\circ/s$ より下であるときは、膝屈曲および膝ダイナミクスが全然存在しないか、または存在しても

10

20

30

40

50

わずかであることを想定することができる。このことは、同様に、立脚終期の特徴である。過伸展が全然存在しないときは、マイナスの角速度が限界値を下回るか否かを点検する。その目的は、屈曲方向または伸展方向における膝角速度が如何なる大きさであるかを、ここで、照会するためである。決定された膝角速度 ω_K が、必要な限界値より下にあるときは、足底の高さにおける加速度 a_F の値が、算出される。該値は、加速度のベクトルの、補装具足部4に対する相対位置に基づいて生じる。足底の高さにおける加速度 a_F が、限界値より下にあり、例えば 3 m/s^2 より下にあるとき、前提となることは、補装具足部4と地面との間の運動学的接触条件が、立脚終期の運動学的接触条件に対応しており、従って、抵抗手段5の抵抗 R の減少を導入することができることである。

【0033】

補装具足部4による前方への歩の運び（Abrollen）、すなわち前方歩行か、例えば後退歩行の遊脚相における、身体下部での後方への補装具の大振り歩行（Durchschwingen）か、の明らかな決定のためには、下腿コンポーネント3の前傾および正回転の認識後に続くところのすべての歩行および照会が必要である。この目的のために、弾性的な伸展ストッパ要素10、30に抗する補装具膝関節2の過伸展、あるいは、膝角度センサ11によって測定することができるところの、わずかな膝角度 ϕ_K での強い伸展運動を要する。更に、加速度センサ12によって、伸展モーメントが膝関節を中心として静的に加えられるか、動的に加えられるかを決定する。この場合、特に、足底の高さでの補装具の直線加速度を算出する。下腿コンポーネント3の前傾、すなわちプラスの角度 ϕ_{us} および正回転が与えられているという前提の下で、加速度と膝モーメントに基づいて、状況識別が行なわれる。状況識別を基礎として、屈曲抵抗 R を、高い立脚相屈曲レベルで保持するか、あるいは遊脚相レベルに減少させるのである。

【0034】

補装具膝関節2を中心として十分な伸展モーメントが存在しないか、または十分な屈曲モーメントが存在するとき、あるいは、膝角速度 ω_K が伸展しているか、または補装具膝関節2が過伸展にあるときは、遊脚相の開始は行なわれない。

【0035】

補装具膝関節が、動的な力により、例えば、補装具足部4および下腿コンポーネント3の慣性力により、膝軸を中心とした伸展モーメントを被るとき、膝関節での過伸展または伸展運動を測定することができる。かくして、遊脚相の開始が行なわれずに、下腿コンポーネント3が動くとき、この状況は、振り子の状況に対応する。

【0036】

遊脚相の開始は、膝軸を中心として伸展モーメントが、補装具膝関節に作用する静的力、例えば、床反力および断端の力によって引き起こされるときに、適切になされる。この場合、膝関節の過伸展または強く伸展する運動が測定されるが、足底の高さにおける加速度 a_F は全然測定されないか、あるいは、測定されてもわずかである。このような状況は、補装具が、歩行方向における負荷の下で、足部により歩行してなる立脚相終期に、特徴的である。この状況では、抵抗 R を減少させる。

【0037】

弾性的な過伸展の特性、特に、弾性的な伸展ストッパのばね特性曲線の特性、および膝角度 ϕ_K 、膝角速度 ω_K 、遊脚相の開始のための許容加速度 a_F に関する閾値を、以下のように、すなわち、一方では、遊脚相の開始がなされるか否かの明確な識別を行なうことができ、他方では、わずかな過伸展の場合でも、例えば、歩幅の小さい歩行および遅い歩行速度の場合でも、体重の軽いユーザによって、閾値が達成されるように、選択しなければならない。

【0038】

例えば、減少した屈曲抵抗 R への抵抗手段5の起動後の膝屈曲運動の最初の 5° 以内で、例えば障害物への衝突によって、所定の閾値を越える加速度 a_F の数値を万一検出するときは、屈曲抵抗 R を、即座に、再度、立脚相における高い屈曲制動に切り換え、これによって、緊急時での望ましくない屈曲を回避するのである。

【0039】

センサの全測定信号を、測定の不正確さを補償するために、濾過することができる。加速度の条件に対して、非対称的な限界値を設定することができる。その目的は、各々の歩行状況および運動方向への個々の適合を行なうためである。

【0040】

提示された制御は、力の直接的な測定なしでも可能であり、従って、同様に高敏感な、かつ評価し難い力センサを省略することができる。センサとしては、膝角度センサ、ジャイロスコープのような慣性角度センサおよび加速度センサのみを使用する。これらのセンサを用いて、膝軸を中心とした、特に伸展方向におけるモーメント比を容易に決定することができる。詳しくは、弾性的な伸展ストッパのパラメータを検出し、かつ、算出の基礎にするのである。

10

【0041】

容易に算出可能な直線加速度および角加速度を、補装具の運動状態を算出するために使用する。特に、その目的は、補装具足部4の運動状態を識別するためである。力およびモーメントを加速度と論理的に結びつけることによって、静的な力と、動的な力およびモーメントとを区別することができる。その目的は、この区別によって、歩行挙動に関する検出を得ることができるためである。自由な大振り歩行があるのか、立脚終期があるのかの識別を、かようにして容易に行なうことができる。

【0042】

上記方法による制御は、更に、遅い歩行速度の場合でも、歩幅の小さい歩行でも、緩い砂や雪のような軟らかい地面でも、遊脚相への安全な開始を可能にする。制御は、患者の体重に無関係であり、かつ、安全な後退を保証することができる。

20

【0043】

図4には、補装具膝関節の制御概念の略図が示されている。補装具の構造体は、図1の構造体に対応している。基本的には、装具、特にいわゆるK A F O (knee article foot orthosis長下肢装具)において制御概念を使用することも可能である。補装具ソケット1または大腿コンポーネントは、補装具膝関節2を介して、下腿コンポーネント3に結合されている。下腿コンポーネント3の遠位端には、補装具足部4が設けられている。下腿コンポーネント3の内部には、同様に、抵抗手段5がある。特に抵抗手段5の内部に設けられていてもよい弾性的な伸展ストッパは、補装具装置の略図の右に示されている。補装具装置は、歩行の伸展した状態で、立脚終期にある。このことは、前足領域に、支持点兼回転点6があって、支持点兼回転点を中心として補装具装置が回転することを意味する。下腿コンポーネント3の縦軸線と支持点6の間のレバーにより、膝関節2を中心として伸展モーメントが加えられる。このことは、この場合に可動なアバットメント10が、液圧ピストンの部分として、ばねの形態のストッパ要素30に抗して押圧されることを引き起こす。同時に、補装具装置が前傾状態を有するか否かが検出される。このことは、湾曲した矢印によって示されている。絶対角度 ϕ_{us} が存在し、すなわち、図示した実施の形態では、垂直線に対し時計回り方向に傾斜があり、かつ、正回転、すなわち、前方方向における絶対角度 ϕ_{us} の増加が生じ、遠位の支持点6を中心とした回転がなされるとき、歩行サイクルまたは歩行シーケンス内の現在の状態および位相を決定するための更なる基準が与えられている。伸展モーメントは、ストッパ要素30のばね係数および膝角度、この場合には、マイナスの膝角度 ϕ_K によって算出することができる。

30

40

【0044】

下腿コンポーネントが膝関節2を中心として自由に揺動することを排除するためには、支持点6における直線加速度 a_F を決定する。この加速度が0または非常にわずかであるとき、静止した回転点が支持点6にあるように、補装具足部4および支持点6が床(地面)接触状態を有することを、前提とすることができる。負荷は、いわば静的である。静的な負荷、前傾および正回転、および場合によっては過伸展の場合であって、伸展モーメントが限界値 X を上回らないとき、そのとき、抵抗手段5の屈曲抵抗 R を減少させる。その目的は、補装具膝関節2の屈曲を、容易に行なうことができるためである。

50

以下に、本願出願の当初の特許請求の範囲に記載された発明を付記する。

〔１〕 人工の装具膝関節または補装具膝関節（２）を制御するための方法であって、該装具膝関節または補装具膝関節には、下腿コンポーネント（３）が設けられており、前記装具膝関節または補装具膝関節に関連して、抵抗手段（５）が設けられており、該抵抗手段では、屈曲抵抗 R を、前記装具膝関節または補装具膝関節の使用中に少なくとも１つのセンサ（１１，１２，３１）を介して決定されるセンサデータに従って、変化させ、前記下腿コンポーネント（３）の直線加速度 a_F を決定し、該決定された直線加速度 a_F を、少なくとも１つの閾値と比較し、かつ、前記下腿コンポーネント（３）の直線加速度 a_F が閾値に達する際には、屈曲抵抗（ R ）変化させる、人工の装具膝関節または補装具膝関節（２）を制御するための方法。

10

〔２〕 装具膝関節または補装具膝関節を有する補装具または装具の伸展した歩行位置を決定し、かつ、該伸展した歩行位置が存在する際に、前記屈曲抵抗 R を減少させることを特徴とする〔１〕に記載の方法。

〔３〕 立脚終期の検出のために、前記下腿コンポーネント（３）の絶対角度 ϕ_{us} を決定し、かつ、前記下腿コンポーネント（３）の前記絶対角度 ϕ_{us} が、予め定められた限界値を上回る際に、前記屈曲抵抗 R を減少させることを特徴とする〔１〕または〔２〕に記載の方法。

〔４〕 前記下腿コンポーネント（３）の前記絶対角度 ϕ_{us} を大腿コンポーネントの絶対角度および膝角度 ϕ_K から、あるいは直接的に慣性センサ（３１）で測定することを特徴とする〔３〕に記載の方法。

20

〔５〕 膝角度センサ（１１）を介して、膝角度 ϕ_K を決定し、かつ、該膝角度 ϕ_K が予め定められた限界値を下回る際に、前記屈曲抵抗 R を減少させることを特徴とする〔１〕ないし〔４〕のいずれか１項に記載の方法。

〔６〕 更に、膝角速度 ω_K を決定し、かつ、該膝角速度が限界値を上回るときにはじめて、前記屈曲抵抗 R を減少させることを特徴とする〔１〕ないし〔５〕のいずれか１項に記載の方法。

〔７〕 前記下腿コンポーネント（３）の下腿角速度 ω_{US} を算出し、あるいは、センサ（１２）を介して検出し、かつ、該下腿角速度 ω_{US} が限界値を下回るときにのみ、前記屈曲抵抗 R を減少させることを特徴とする〔１〕ないし〔６〕のいずれか１項に記載の方法。

30

〔８〕 足底の高さにおける、前記下腿コンポーネント（３）の前記直線加速度 a_F を、制御の基礎にすることを特徴とする〔１〕ないし〔７〕のいずれか１項に記載の方法。

〔９〕 前記下腿コンポーネント（３）の過伸展が存在するときには、前記屈曲抵抗 R を減少させることを特徴とする〔１〕ないし〔８〕のいずれか１項に記載の方法。

〔１０〕 前記膝関節（２）は、弾性的な伸展ストッパ（１０，３０）を有し、膝モーメントを、膝角度 ϕ_K および弾性的な伸展ストッパのばね特性曲線によって算出し、伸展方向に作用する膝モーメントが閾値を上回るとき、前記屈曲抵抗 R を減少させることを特徴とする〔１〕ないし〔９〕のいずれか１項に記載の方法。

〔１１〕 前記下腿コンポーネント（３）の回転方向を算出し、あるいは、センサを介して検出し、かつ、正回転が存在するときのみ、前記屈曲抵抗 R を減少させることを特徴とする〔１〕ないし〔１０〕のいずれか１項に記載の方法。

40

〔１２〕 加速度センサ（１２）および／または慣性センサ（３１）を介して、前記下腿コンポーネント（３）の加速度データを決定することを特徴とする〔１〕ないし〔１１〕のいずれか１項に記載の方法。

〔１３〕 前記屈曲抵抗 R の減少後に、該屈曲抵抗を再度増大させるのは、予め定められた時間枠内で前記膝関節（２）の内屈がなされなかったとき、あるいは、取られた膝角度 ϕ_K 内で、加速度が限界値を上回るとき、であることを特徴とする〔１〕ないし〔１２〕のいずれか１項に記載の方法。

【符号の説明】

50

【0045】

- 2 装具膝関節または補装具膝関節
- 3 下腿コンポーネント
- 5 抵抗手段
- 11 センサ
- 12 センサ
- 31 センサ
- a_F 直線加速度
- R 屈曲抵抗。

【図1】

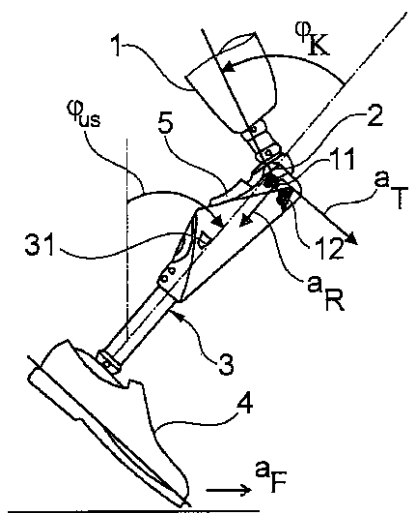


Fig. 1

【図2】

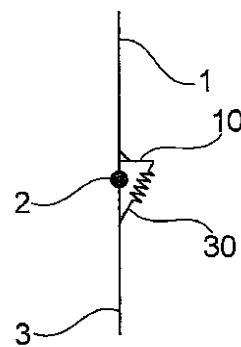


Fig. 2

【図 3】

図 3

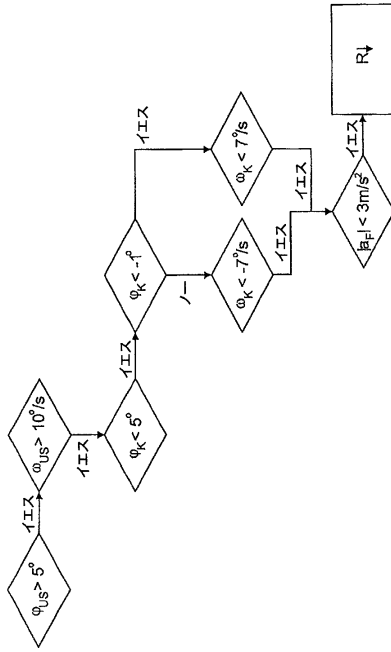


Fig. 3

【図 4】

図 4

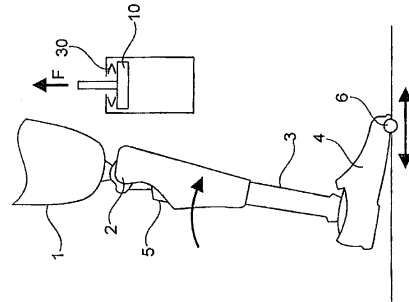
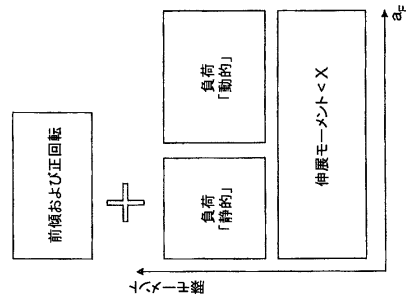


Fig. 4

フロントページの続き

- (74)代理人 100199565
弁理士 飯野 茂
- (72)発明者 オーベルガー、ローランド
オーストリア国、1140 ウィーン、スパラートガッセ 9/35
- (72)発明者 ゼイル、マルティン
オーストリア国、1040 ウィーン、クラグバウムガッセ 17/21
- (72)発明者 マンドル、クレメンス
オーストリア国、1030 ウィーン、クリムシュガッセ 28/31
- (72)発明者 ゼイフェルト、ディルク
オーストリア国、2380 ペルヒトルツドルフ、ビルヘルムーステファンーシュトラッセ 3/
2/11
- (72)発明者 ディートル、ハンス
オーストリア国、3003 ガブリッツ、ブラウハウスガッセ 8

審査官 石田 宏之

- (56)参考文献 特表2011-502593 (JP, A)
特表2013-510605 (JP, A)
特表2015-505701 (JP, A)
特表2001-511052 (JP, A)
特開平01-244748 (JP, A)
米国特許出願公開第2009/0192619 (US, A1)
特開2013-212260 (JP, A)
米国特許出願公開第2015/0018972 (US, A1)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61F 2/64
B25J 11/00