

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4981786号
(P4981786)

(45) 発行日 平成24年7月25日 (2012. 7. 25)

(24) 登録日 平成24年4月27日 (2012. 4. 27)

(51) Int. Cl.	F I	
A 6 1 F 2/68	(2006. 01)	A 6 1 F 2/68
A 6 1 H 3/00	(2006. 01)	A 6 1 H 3/00 B
B 2 5 J 13/00	(2006. 01)	B 2 5 J 13/00 Z

請求項の数 21 (全 26 頁)

(21) 出願番号	特願2008-504380 (P2008-504380)	(73) 特許権者	000005326
(86) (22) 出願日	平成18年3月31日 (2006. 3. 31)		本田技研工業株式会社
(65) 公表番号	特表2008-534156 (P2008-534156A)		東京都港区南青山二丁目1番1号
(43) 公表日	平成20年8月28日 (2008. 8. 28)	(74) 代理人	100064414
(86) 国際出願番号	PCT/US2006/011727		弁理士 磯野 道造
(87) 国際公開番号	W02006/107716	(72) 発明者	ダリウシュ、ペーザド
(87) 国際公開日	平成18年10月12日 (2006. 10. 12)		アメリカ合衆国、オハイオ州 43067
審査請求日	平成21年2月18日 (2009. 2. 18)		-9705、レイモンド、ステート ルー
(31) 優先権主張番号	60/667, 518		ト 739 21001、ホンダ アール
(32) 優先日	平成17年4月1日 (2005. 4. 1)		アンド ディ アメリカズ、インコーポ
(33) 優先権主張国	米国 (US)		レーテッド、リーガル デパートメント気
(31) 優先権主張番号	60/670, 732		付
(32) 優先日	平成17年4月12日 (2005. 4. 12)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)	審査官	宮崎 敏長

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 ヒト-外骨格システムのための外骨格制御装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

ヒト-外骨格システムにおいてセグメントの関節で外骨格アクチュエータを制御する、コンピュータに基づく方法であって、

前記ヒト-外骨格システムのシステムパラメータを受信するステップと、

前記ヒト-外骨格システムの一般化座標を受信するステップと、

前記外骨格アクチュエータが選択された力を補償するための、前記関節での等価関節トルクを決定するステップと、

前記等価関節トルクが前記外骨格アクチュエータに掛けられた場合の瞬時的代謝コストが、前記等価関節トルクを前記外骨格アクチュエータに掛けられなかった場合の瞬時的代謝コストよりも小さいかを判定することにより、前記外骨格アクチュエータを制御する本方法の有効性を決定するステップ

を含むことを特徴とする方法。

【請求項 2】

前記外骨格アクチュエータが前記選択された力を補償するための、前記関節での等価関節トルクを決定するステップは、

補償のために前記ヒト-外骨格システムに作用する力を選択するステップと、

前記外骨格アクチュエータが前記選択された力を補償するための、前記関節での等価関節トルクを決定するステップと、

を含むことを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】

前記選択された力は、前記関節に接続されているセグメント及び前記関節に接続されていないセグメントのいずれか一つに作用する

ことを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 4】

前記選択された力は、重力及び外力のいずれか一つである

ことを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 5】

前記外力は、反力、付与された力、相互作用力、接触力及び静的負荷のいずれか一つである

ことを特徴とする請求項 4 に記載の方法。

【請求項 6】

前記外骨格アクチュエータが前記選択された力を補償するための、前記関節での等価関節トルクを決定するステップは、

静的平衡を維持するために前記関節での前記外骨格アクチュエータの等価関節トルクを決定するステップ

を含むことを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 7】

前記外骨格アクチュエータが前記選択された力を補償するための、前記関節での等価関節トルクを決定するステップは、

一以上の自由度に関して、前記選択された力の部分的補償のための等価関節トルクを決定するステップ

を含むことを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 8】

自由度の部分的補償のためのアシスト率を表す要素を備える選択行列を取得するステップと、

前記自由度の部分的補償のためのアシストトルクを決定するステップと、

をさらに含むことを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 9】

前記等価関節トルクは、再帰的に決定される

ことを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 10】

前記外骨格アクチュエータが前記選択された力を補償するための、前記関節での等価関節トルクを決定するステップは、

当該関節に達するまで、一以上の連続する関節での一以上の関節モーメントを再帰的に決定するステップ

を含むことを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 11】

前記等価関節トルクは、力学の運動方程式から決定される

ことを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 12】

前記選択された力は、前記ヒト-外骨格システムに作用する重力であり、

前記重力を補償するための前記等価関節トルクを決定するステップは、

前記ヒト-外骨格システムの位置エネルギーの変化率を決定するステップ

を含むことを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 13】

前記等価関節トルクは、仮想仕事の原理を用いて決定される

ことを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 14】

前記外骨格アクチュエータが前記選択された力を補償するための、前記関節での等価関

10

20

30

40

50

節トルクを決定するステップは、

前記選択された力を前記等価関節トルクに変換するためにヤコビ行列を構築するステップ

を含むことを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 1 5】

前記外骨格アクチュエータを制御する本方法の有効性を決定するステップは、

正の正味関節トルクの場合に、前記等価関節トルクがゼロよりも大きく前記正味関節トルクの二倍よりも小さいかを判定するステップと、

負の正味関節トルクの場合に、前記等価関節トルクがゼロよりも小さく前記正味関節トルクの二倍よりも大きいかを判定するステップと、

を含むことを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

10

【請求項 1 6】

前記外骨格アクチュエータを制御する本方法の有効性を決定するステップは、

前記等価関節トルクが、前記外骨格アクチュエータに掛けられた場合に、前記ヒトー外骨格システムの安定性を向上させるか低下させるかを判定するステップ

を含むことを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 1 7】

前記外骨格アクチュエータを制御する本方法が機械的に効率的であるかを判定するステップ

をさらに含むことを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

20

【請求項 1 8】

前記選択された力は、有効性の判定基準に基づく補償のために選択されている

ことを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 1 9】

前記関節は、足首関節であり、

前記ヒトー外骨格システムは、短下肢装具を備える

ことを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 2 0】

ヒトー外骨格システムにおいてセグメントの関節で外骨格アクチュエータを自動的に制御するシステムであって、

前記ヒトー外骨格システムのシステムパラメータを受信する第一の受信手段と、

前記ヒトー外骨格システムの一般化座標を受信する第二の受信手段と、

前記外骨格アクチュエータが選択された力を補償するための、前記関節での等価関節トルクを決定する第一の決定手段と、

前記等価関節トルクが前記外骨格アクチュエータに掛けられた場合の瞬間的代謝コストが、前記等価関節トルクを前記外骨格アクチュエータに掛けられなかった場合の瞬間的代謝コストよりも小さいかを判定することにより、前記外骨格アクチュエータを制御する本システムが有効性を決定する第二の決定手段と、

を備えることを特徴とするシステム。

30

【請求項 2 1】

自由度の部分的な補償のためのアシスト率を表す要素を含む選択行列を取得する手段と

40

をさらに備えることを特徴とする請求項 2 0 に記載のシステム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

本出願は、合衆国法典（U S C）第 3 5 編 1 1 9 条（e）の下、2 0 0 5 年 4 月 1 日に
出願された米国仮特許出願第 6 0 / 6 6 7, 5 1 8 号、2 0 0 5 年 4 月 1 2 日に
出願された米国仮特許出願第 6 0 / 6 7 0, 7 3 2 号、及び、2 0 0 6 年 3 月 3 0 日に
出願された米国特許出願（番号未知）「ヒトー外骨格システムのための外骨格制御装置」に基づいて

50

優先権を主張するものであり、これらの文献は、全てが参照により本明細書に一体的に組み込まれるものとする。

【0002】

本出願は、合衆国法典（U S C）第35編119条（e）の下、2001年10月29日に
出願された米国仮特許出願第60／330，689号及び2001年11月29日に
出願された米国仮特許出願第60／333，753号に基づいて優先権を主張する、20
02年10月25日に
出願された米国特許一部継続出願第10／280，771号であり、
これらの文献は、全てが参照により本明細書に一体的に組み込まれるものとする。本出
願は、合衆国法典（U S C）第35編119条（e）の下、2002年9月23日に
出願された米国仮特許出願第60／413，024号、2002年10月28日に
出願された米国仮特許出願第60／421，964号、及び、2003年7月3日に
出願された米国仮特許出願第60／484，708号に基づいて優先権を主張する、2003年9月5日
に出願された米国特許一部継続出願第10／655，460号であり、これらの文献は、
全てが参照により本明細書に一体的に組み込まれるものとする。本出願は、合衆国法典（
U S C）第35編119条（e）の下、2001年7月29日に
出願された米国仮特許出願第60／301，891号、及び、2002年1月31日に
出願された米国仮特許出願第60／353，378号に基づいて優先権を主張する、2002年5月16日に
出願された米国特許一部継続出願第10／151，647号であり、これらの文献は、全てが参
照により本明細書に一体的に組み込まれるものとする。本出願は、2004年4月13日
に出願された米国特許一部継続出願第10／824，059号であり、当該文献は、参照
により本明細書に一体的に組み込まれるものとする。本出願は、2005年1月19日に
出願された米国特許一部継続出願第11／038，692号であり、当該文献は、参照に
より本明細書に一体的に組み込まれるものとする。本出願は、2005年1月19日に
出願された米国特許一部継続出願第11／038，692号であり、当該文献は、参照により
本明細書に一体的に組み込まれるものとする。本出願は、2005年1月19日に
出願された米国特許一部継続出願第11／038，978号であり、当該文献は、参照により
本明細書に一体的に組み込まれるものとする。

【0003】

本発明は、ヒト—外骨格システムの制御に関する。

【背景技術】

【0004】

外骨格は、身体に装着される剛性リンク構造であり、ヒトの運動機能を修復、回復又は
強化する。運動機能の修復又は回復のための外骨格の有効利用は、リハビリ用ロボット、
外傷予防、パフォーマンス強化等の領域、及び、身体障害又は神経筋機能障害を有するヒ
トの支援において、潜在的に幅広い用途を有する。しかし、従来の外骨格システムは、開
発の初期段階であり、リハビリの分野でいくらかの進歩があるにすぎなかった。Saso Jez
ernik, Gery Colombo, Thierry Keller, Hansruedi Fruesh, and Manfred Morari, Robot
ic orthosis Lokomat: A rehabilitation and research tool, Neuromodulation, 6(2):
108-115, 2003 を参照されたい。当該文献は、参照によって本明細書に一体に組み込ま
れるものとする。ヒト—外骨格システムのための従来の技術は、ノイズを含んで生成された
座標の一次及び二次時間導関数の不確かな計算に依存する傾向がある。また、従来の外骨
格制御装置は、身体セグメントの重量、重心、長さ等といった身体パラメータの測定にお
ける不確実性の影響を受けやすい。

【0005】

中枢神経系（C N S）制御、及び、随意調節と外部の人工的制御とのインターフェース
の複雑さは、ヒト—外骨格システムを制御するのに重大な障害となっている。ヒトが外骨
格等の外力場と相互作用する場合には、中枢神経系は、力場の内部モデルと力場との相互
作用とを学習する必要がある。R. Shadmehr, T. Brashers-Krug, and F. Mussa-Ivaldi,
Interference in learning internal models of inverse dynamics in humans, in G. Te
sauro, D.S. Touretsky, and T.K. Leen, eds., Advances in Neural Information Proce

ssing Systems, chapter 7, pages 1117-1224, MIT press, 1995 を参照されたい。当該文献は、参照によって本明細書に一体に組み込まれるものとする。それゆえ、ヒトー外骨格システムの連動制御に関して、日常動作のための外骨格の設計及び利用における多大な試みが行われた。

【0006】

外骨格制御装置を設計する際の他の課題として、意図するヒトの動作は、外骨格制御装置によって予め予測不可能であるので、制御装置は所望の軌道を入力することができないことが挙げられる。一般的に、ヒトの動作は、動的な環境で生じ、身体に作用するであろう力は、予測不可能である。不確かな動的環境との相互作用が加えられた際の意図する動作の予測不可能性は、ヒトー外骨格システムのオンライン又はリアルタイム制御の必要性を生じる。

10

【0007】

アシスト制御装置が好適に設計されていない場合には、ヒトー外骨格システムの連結制御は、機械的及び代謝的に非効率となってしまう。例えば、外骨格制御装置は、システムの自然で受動的な力学が動作の進行を助ける場合において任意のタスクの効率を下げてしまうことがある。自然の力学による効率は、ヒトの歩行動作において明白であり、歩行の遊脚期間中の股関節屈曲のための主なエネルギー供給源が重力の影響によって生成されることに伴う、位置エネルギーの運動エネルギーへの受動的な移動による高効率な動作であると考えられている。外骨格制御戦略は、機械的及び代謝的に効率的であるべきである。したがって、外骨格制御装置に関する機械的及び代謝的コストを算定し、エネルギー効率の観点からその実現可能性を決定する必要がある。

20

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

ヒトー外骨格システムに関して、ノイズを含む院動学的データの高次導関数の計算に起因する誤差なしに、ヒトの運動機能を向上、回復及び修復させる外骨格制御戦略が必要である。また、中枢神経系によって実行される複雑な随意制御と両立可能であり、エネルギー効率が良いリアルタイム制御が可能な外骨格制御装置が必要である。

【課題を解決するための手段】

【0009】

本発明の一実施形態は、ヒトー外骨格システムの関節で外骨格アクチュエータを制御する方法を提供する。本方法は、ヒトー外骨格システムのシステムパラメータを受信するステップと、ヒトー外骨格システムの一般化座標を受信するステップと、選択された力を補償するために外骨格アクチュエータの等価関節トルクを決定するステップと、を含む。本発明の一実施形態によると、動作を生成するのに必要な制御トルクは、中枢神経系からの随意制御によって実現される筋肉アクチュエータに分配され、それによって、随意制御とアシスト制御との間の干渉の量を低減させ、ヒトが外骨格システムに素早く順応できるようになる。本明細書で説明される技術は、ノイズを含む運動学的データの高次導関数の計算によって生じる誤差なしに、効率的なリアルタイム外骨格制御を提供するという利点がある。

30

40

【0010】

補償のために選択された力は、外力に加えて重力を含み、動作される関節に接続される又はされない身体セグメントに作用する。本発明の一実施形態は、静的平衡を維持するのに必要な等価関節トルクを決定することによって、重力及び／又は外力を補償する。さらなる実施形態は、一以上の自由度に関する選択された力の部分的な補償のために等価関節トルクを決定する。

【0011】

本発明の一実施形態によると、一以上の力の選択的な補償のための等価関節トルクは、再帰的テクニックを用いて決定可能である。他の実施形態によると、一以上の力の選択的な補償のための等価関節トルクは、仮想仕事の原理を用いて決定可能である。例えば、ヤ

50

コピ行列が、力を等価関節トルクに変換するために利用可能である。さらに他の実施形態によると、等価関節トルクは、ラグランジュ力学 (Lagrangian dynamics) 等といった複数の方法の一つを用いて決定可能である。

【0012】

本発明の一実施形態は、代謝効率又は機械的効率の観点で外骨格制御の実現可能性を決定するための技術を提供する。さらに、シミュレーション結果が、動的な短下肢装具を制御するために適用された場合における本発明の一実施形態の効果を示すために説明される。

【0013】

本明細書に記載された特徴及び利点は、全てを包括したものではなく、詳細には、図面、明細書及び特許請求の範囲を見た当業者にとって、多くの追加的な特徴及び利点が自明である。さらに、本明細書で用いられた言語は原則として読みやすさ及び説明目的で選択されたものであり、本発明の構成要件を限定したり線引きしたりするために選択されたものではないことに留意すべきである。

【発明を実施するための最良の形態】

【0014】

これから、本発明の好ましい実施形態について図面を参照して記述する。図面において、同一の参照符号は、同一又は機能的に同等な要素を示す。また、図面において、各参照符号の最も左の数字は、参照符号が最初に用いられた図面に対応している。

【0015】

本明細書における「一実施形態」「実施形態」という用語は、実施形態に関連して記述された特定の特徴、構造又は性質が本発明の少なくとも位置実施形態には含まれることを意味する。本明細書中の様々な場所における「一実施形態において」というフレーズの表現は、全てが同一の実施形態に言及しているとは限らない。

【0016】

以下の詳細な説明のいくつかの部分は、コンピュータメモリ内におけるデータビットの演算のアルゴリズム表現及び記号表現で表現されている。これらのアルゴリズム記述及び表現は、データ処理分野の当業者によって他の当業者に作品の内容を最も効率的に伝えるために用いられる手段である。ここで、そして一般的にも、アルゴリズムは、所望の結果を導き出すステップ（指令）の自己無撞着なシーケンスであると考えられる。ステップは、物理量の物理的操作を必要とする。大抵の場合、これらの量は、記録、伝送、結合、比較及びその他の操作が可能な電気、磁気又は光学信号の形態をとるが、これらに限定されない。主に共通利用のため、時として、これらの信号を、ビット、値、要素、記号、文字、用語、数字等として扱うと便利である。さらに、時として、物理量の物理的操作を必要とするステップの任意の配列を、一般性を損失することなく、モジュール又は符号化装置として扱うと便利である。

【0017】

しかし、これらの全て及び同一の用語は、好適な物理量に関連しており、これらの量に適用される単に便利なラベルであると思うべきである。特に他に述べられない限り、以下の議論から明らかなように、記述を通して、「処理」、「算出」、「計算」、「決定」、「表示」等のような用語を用いた議論は、コンピュータシステムのレジスタ及び記憶装置内の物理（電気）量として表されるデータを、コンピュータシステムの記憶装置、レジスタ、他の情報記憶装置、または伝送もしくは表示装置内の物理量として同様に表される他のデータを操作及び伝送するコンピュータシステムまたは同様の電子計算装置の動作及び処理に関して言及する。

【0018】

本発明の一態様は、アルゴリズムの形態で本明細書に記述された処理ステップ及び指令を含む。本発明の処理ステップ及び指令は、ソフトウェア、ファームウェア又はハードウェアにおいて具現化可能であり、ソフトウェアにおいて具現化された場合には、様々なオペレーティングシステムによって用いられる異なるプラットフォームからダウンロードさ

10

20

30

40

50

れて常駐及び動作可能であることに留意されたい。

【0019】

本発明は、本明細書の動作を実行するための装置にも関する。この装置は、特に所望の目的のために構成されており、すなわち、コンピュータ内に記憶されたコンピュータプログラムにより選択的に動作または再構成される汎用コンピュータを備えている。かかるコンピュータプログラムは、限定されないが、フロッピー（登録商標）ディスク、光学ディスク、CD-ROM及び光磁気ディスクを含む各種ディスク、ROM、RAM、EPROM、EEPROM、磁気または光カード、特定用途向け集積回路（ASICs）、電氣的指令を記憶するのに適し、コンピュータシステムバスにより互いに結合される各種メディア等のコンピュータ読み取り可能な記憶媒体に記憶されている。

10

【0020】

本明細書で提示されるアルゴリズム及び表示は、特定のコンピュータまたは他の装置に本質的に関連するものではない。様々な汎用システムが本発明の説明に関するプログラムとともに用いられ、より特化した装置が所望の方法ステップを実行するために構成される。これらの多様なシステムに要求される構造は、以下の記述から明らかになるであろう。さらに、本発明は、特定のプログラム言語に関して記述されているわけではない。多様なプログラム言語が本明細書で記述された本発明の教示を実行するために使用可能であり、以下の特定の言語の参照は、本発明の実施可能性及びベストモードの開示のために提供されることは明らかである。

【0021】

さらに、本明細書で用いられる言語は、主として読みやすさ及び説明目的で選択されたものであり、本発明の構成要件を線引きし限定するために選択されたわけではない。したがって、本発明の開示は、添付の特許請求の範囲に記載された本発明の要旨を説明することを意図したものであり、限定することを意図したものではない。

20

【0022】

本発明の様々な実施形態は、ヒト-外骨格システムにおいて重力及び外力の選択的補償のための等価関節トルクを決定することを提供する。本発明の様々な実施形態は、ラグランジュ力学、仮想仕事の原理及び再帰的テクニックを用いて選択的な力補償を提供する。これらの技術は、例えば、本発明が用いられる特定用途の計算コスト又は特定用途のための公式の単純化によって等価関節トルクを決定するために用いられる。

30

【0023】

本発明の一実施形態によると、ヒト-外骨格システムの制御は、外骨格制御及び中枢神経系（CNS）制御といった二つの制御サブシステムに区分可能である。外骨格制御サブシステムは、重力及び／又は外力を選択的に補償するのに必要な等価関節トルクを計算することに対して責任を負うことができる。一実施形態によると、外骨格制御システムによって計算された等価関節トルクは、意図する動作を生み出すための制御コマンドを生成することに対して責任を負わない。多くのタスクを実行するのに必要な筋力トルクの大きい成分が身体セグメントからの重力荷重の補償に起因するので、重力の補償は重要である。例えば、足首関節の筋肉は、バランスを保つため、殆ど全身の重量に適合する必要がある。身体セグメントに起因する重力に加えて、ヒト-外骨格システムは、ヒト-外骨格相互作用から生じる相互作用力、環境との接触力、反力、付与された力、人体に外付けされた荷重（例えば、バックパック）に起因する重力等といった外力を受ける。外力又はその成分は、多くの場合知られており、又は確実に測定可能である。例えば、床反力の鉛直成分は、靴内の圧力／力センサを用いて確実に測定可能な外部拘束力的一种である。一実施形態によると、重力及び外力の全てが補償される場合には、外骨格制御装置は、システムを静的平衡に維持する補償装置と見なされうる。他の実施形態によると、重力に起因する力のみが補償される場合には、外骨格アシスタクチュエータは、位置エネルギーの変化率を補償する。

40

【0024】

重力及び外力の選択的補償を実行する外骨格制御装置は、CNS制御を放置することに

50

よって、残りの動作の静的及び動的成分を補償するのに必要な筋力を生み出すコマンドを実行することができる。外骨格制御装置及びアクチュエータが静的平衡の維持の少なくとも一部に貢献している間、本発明の一実施形態に係る制御の追放は、動作実行の応答性をCNS／筋骨格系に任せる。運動エネルギー成分及び部分的な位置エネルギー成分への区分は、動作学習において重要な意味合いを有する。ヒトが外骨格等の外力場と相互作用する場合には、中枢神経系は、力場の内部モデルと力場との相互作用とを学習する必要がある。R. Shadmehr, T. Brasher-Krug, and F. Mussa-Ivaldi, Interference in learning internal models of inverse dynamics in humans, in G. Tesauro, D.S. Touretsky, and T.K. Leen, editors, Advances in Neural Information Processing Systems, chapter 7, pp.1117-1224, MIT press, 1995 を参照されたい。当該文献は、参照によって本明細書に一体に組み込まれるものとする。ヒトの調節及び外骨格の制御を対応する運動エネルギー及び位置エネルギーに区分することによって、本発明の一実施形態は、随意調節とアシスト制御との間の干渉の量を軽減し、かかる干渉の最小化が、ヒトが外骨格との相互作用を素早く回避する際に重要な役割を演じる。したがって、本発明の一実施形態は、CNSによる自然な随意調節と、外骨格制御装置による人工的なアシストと、の間の明確な区分を提供する。

【0025】

<ヒト-外骨格システム>

ツリー構造を有する一般的なヒト-外骨格システムは、 $i = 1 \cdots N$ と番号が付されたN個のセグメントと、 $d = 1 \cdots n$ と番号が付された合計n自由度と、を有する。

セグメントは、リンクとも呼ばれる。システムは、ルートノードとみなされてセグメント0と番号が付され得る固定された又は移動する基端部を有する。N個の関節のセットは、セグメント間を接続し、関節iは、セグメントp(i)を関節iに接続し、ここで、p(i)は、ヒト-外骨格システムにおけるリンクiの親のリンク番号である。一実施形態によると、セグメント番号は、 $p(i) < i$ となるように選択可能である。例えば、分岐していない連鎖の特別なケースにおいて、 $p(i) = i - 1$ であり、セグメント及び関節は、基端部から先端部に向かって連続的に番号が付され得る。セグメントiは、式(1)により、 $c(i) = \{j\}$ によって定義された子のセットを有することができる。

【数1】

$$c(i) = \{j | p(j) = i\} \quad (1)$$

【0026】

図1は、本発明の一実施形態に係る、ツリー構造を有する典型的な三次元のヒト-外骨格システムに作用する力及びモーメントの自由体図である。図1は、 ${}^0C_i$ 番目の関節120で親セグメントp(i)に接続された、分離した身体セグメントi100を示す。セグメントiの重心の位置は、基端部のフレームに投射され、 x_{i110} によって示される。セグメントiは、 $c(i) = \{j\}$ によって記述される子のセットを有する。説明の目的のため、図1は二個の子のみが描かれているが、当業者であれば、身体セグメントは、二個よりも多い又は少ない子を有してもよいことを理解するであろう。ベクトルは、グローバル座標系{O}に投射可能であり、前方の上付き文字の表記は、ここでは、関連するフレームを示すために用いられる。セグメントiをその親セグメントp(i)に接続させる関節中心は、ベクトル ${}^0C_i120$ によって記述される。同様に、セグメントiをその子セグメント $c(i) = \{j\}$ に接続させる関節中心は、それぞれ、ベクトル ${}^0C_{j(1)}130$, ${}^0C_{j(2)}140$ によって記述される。質量中心110から関節中心への位置ベクトルは、それぞれ、 ${}^0L_{i,i}$, ${}^0L_{i,j}$ によって記述される。親セグメントによってセグメントi100に付与される反力及びモーメント対は、それぞれ、ベクトル ${}^0F_i$, ${}^0N_i$ によって記述される。同様に、子セグメントによってセグメントi100に付与される反力及びモーメント対は、それぞれ、 $-{}^0F_j$, $-{}^0N_j$ によって定義される。 $-{}^0F_{(i)k}$ を、セグメントの質量中心110からのベクトル ${}^0L_{i,k}$ によって記

述される点150でセグメントi100に付与されるk番目の外力／モーメントベクトルとする。

【0027】

<力学の運動方程式を用いたヒトー外骨格制御装置>

図2は、本発明の一実施形態に係る、力学の運動方程式からヒトー外骨格システムのアシストトルクを決定する方法を説明するフローチャートである。図2を参照することによって本明細書に記述された技術は、閉じた連鎖だけでなく、開いた連鎖にも適用可能である。本方法は、ヒトー外骨格システムの力学の運動方程式を決定する（ステップ200）ことによって始まる。関節にかかる筋肉及び人工的なアシストアクチュエータによって駆動されるヒトー外骨格システムの運動方程式は、式（2）に示される一般形態を有する。

10

【数2】

$$M(q)\ddot{q}+H(q,\dot{q})\dot{q}+G(q)+T=\tau_m+\tau_a \quad (2)$$

【0028】

式（2）において、ベクトル q は、一般化座標を表し、 M は、慣性行列であり、 H は、コリオリの力及び遠心力によるトルクの影響を記述し、 G は、身体セグメントの重力トルクのベクトルである。ベクトル T は、ヒトー外骨格相互作用から生じる相互作用力、環境との接触力、反力、付与された力、人体に外付けされた荷重（例えば、バックパック）による重力等といった外力によるトルクである。式（2）は、例えば、 T がゼロと等しくない閉じた連鎖を形成するシステムといった、外力を有するヒトー外骨格システムの力学の

20

【0029】

本発明の一実施形態によると、式（2）における力学は、アクチュエータにおける摩擦の影響と、靱帯及び腱の受動的な力学と、ヒト及び外骨格を結合する力学と、を含まない。式（2）の右辺は、関節での能動的なトルクの全ての合計を表し、 τ_m によって示される、筋肉アクチュエータの随意収縮から生成されるトルクと、 τ_a によって示される、外骨格システムにおける人工アクチュエータから生成されるトルクと、を備える。 τ_a は、本明細書では、アシストトルク、アシスト制御、アクチュエータトルク又は等価関節トルクと呼ばれる。これらの合計は、式（3）において示され、正味関節トルク τ_n と呼ばれる。単数形又は複数形で用いられるトルクという用語は、一以上のトルクを含むトルクベクトルを示すことに留意されたい。

30

【数3】

$$\tau_n=\tau_m+\tau_a \quad (3)$$

【0030】

式（2）のシステムからのアクチュエータ制御の計算は、筋力トルクとアシストトルクとの異なる組み合わせが同一の動作、すなわち、同一の正味関節トルクを等価的に生み出すので、本質的に不適切である。重複を解決するため、本発明の一実施形態は、ヒトー外骨格制御を二つの異なるサブシステム：動作生成及び平衡維持に分類する制御方式を提供する。本発明の一実施形態によると、動作の制御は、動作生成とも呼ばれ、CNSからの

40

複数の随意命令に分類される。ここで、CNSは、所望の動作を生成するための命令を出す役割を割り当てられている。これらの命令は、所望の動作を生み出すのに必要な筋力トルクを生成するために筋肉を駆動する神経信号の形態をとる。

【0031】

本発明の一実施形態によると、外骨格システムの役割は、ヒトー外骨格システムを静的平衡下に維持するのに必要な関節トルクを生成することである。静的平衡に必要な関節トルクを生成するために、外骨格システムは、選択された外力及び／又は選択された重力による力に対して平衡を保つトルクのセット T_a を決定する。平衡維持のためのトルクを決定するために用いられる入力は、身体セグメントの構造及び／又は外力の測定値を含む。

【0032】

50

本発明の一実施形態によると、ヒトー外骨格システムにおいて重力及び／又は外力に対して平衡を保つために必要なアシストトルクは、力学の運動方程式から決定可能である（ステップ202）。外力が存在しない（すなわち、式（2）において $T=0$ ）場合には、一般化座標に関する身体セグメントの位置エネルギーの全体の変化率は、重力に対して平衡を保つための平衡条件を記述する。この条件下で、本発明の一実施形態は、力学を運動エネルギー成分と位置エネルギー成分とに区分する結合したヒトー外骨格制御方式を備える。この区分の数学的表現は、式（4）（5）によって与えられる。

【数4】

$$\tau_a = G(q) \quad (4)$$

10

【数5】

$$\tau_m = M(q)\ddot{q} + H(q, \dot{q})\dot{q} \quad (5)$$

【0033】

それゆえ、式（4）におけるアシストトルク τ_a の制御法則は、重力による影響を打ち消し、我々は、式（4）の制御法則を重力補償制御装置と呼ぶことができる。本発明の一実施形態によると、ヒトー外骨格システムにおける人工的なアクチュエータは、能動的な重力補償を提供するために式（4）における制御法則を用いることができる。

【0034】

本発明の他の実施形態によると、例えば、閉じた連鎖を形成するシステムといった、外力を伴うヒトー外骨格システムに関して、重力及び外力を補償するのに必要な等価関節トルクは、式（6）を用いて決定可能である。

20

【数6】

$$\tau_a = G(q) + T \quad (6)$$

【0035】

<仮想仕事の原理を用いた選択的な力補償>

式（6）は、本発明の一実施形態に係る、重力及び外力を補償するアシスト制御法則を記述する。実用的な用途において、ベクトル τ_a は、ヒトー外骨格システムにおいて全ての自由度が駆動されるわけではないので、一以上のゼロ成分を有する。さらに、ヒトー外骨格システムによって、システムに作用する重力又は外力の一部を作動させるアシスト率を用いて部分的な補償を提供することが望ましい場合がある。さらに、特定の身体セグメントによる特定の外力又は重力等といった、一以上の特定のデカルト力による等価関節トルクを決定することが望ましい場合もある。本発明の一実施形態は、仮想仕事の原理を用いて、駆動された一以上の自由度に関する、選択されたデカルト力の部分的な補償のために等価関節トルクを決定する。デカルト力を選択的に補償するための柔軟性は、機械的又は代謝的に有効な制御装置設計のための重要な意味を有する。

30

【0036】

図3は、本発明の一実施形態に係る、仮想仕事の原理を用いた、ヒトー外骨格システムに作用する重力及び外力の選択的及び／又は部分的な補償のための等価関節トルクを決定する方法を説明するフローチャートである。図3を参照することによって本明細書に記述された方法は、閉じた連鎖だけでなく開いた連鎖にも適用可能である。本方法は、仮想仕事の原理を用いて等価関節トルクを決定するための身体計測及び外骨格パラメータを取得する（ステップ300）。身体計測及び外骨格パラメータは、身体セグメントの質量中心位置と、身体セグメントの質量中心に関する関節位置と、身体セグメントの質量と、を含む。外力が補償される場合には、各時刻で、選択された外力の測定値と外力の適用位置とが取得される（ステップ302）。現在のシステム構成は、ヒトー外骨格システムの一般化座標を測定又は推定することによって取得される（ステップ304）。例えば、必要な自由度の構成は、各時刻で取得され（ステップ304）、ヒトー外骨格システムのオンライン又はリアルタイム制御を実行するために利用可能である。重力及び／又は外力の選択

40

50

的及び／又は部分的な補償のための等価関節トルクは、一以上の重力を部分的又は完全に補償するための等価関節トルクを決定するとともに、一以上の外力を部分的又は完全に補償するための等価関節トルクを決定することによって取得される（ステップ306）。

【0037】

動作を生成するのに必要な制御トルクは、中枢神経系からの随意命令によって駆動される複数の筋肉アクチュエータに分配可能であり、それゆえ、本発明の一実施形態に係る、重力及び／又は外力の選択的及び／又は部分的な補償のための等価関節トルクを決定するステップ（ステップ306）は、動作を生成するのに必要な制御トルクの原因とはならない。

【0038】

10

< A. 仮想仕事の原理を用いた選択的な重力補償 >

本発明の一実施形態によると、ヒト外骨格システムの一以上の身体セグメントによる重力の影響を部分的又は完全に補償する等価関節トルクを決定する方法は、式（7）～式（16）を参照することによって説明される。図1を参照すると、 x_i をセグメント i 100の質量中心とし、ベースフレームと呼ぶ。 F_{cog_i} をセグメント i 100の質量中心110に作用するデカルト重力とし、 F_{cog_i} は、式（7）によって定義される。

【数7】

$$F_{cog_i} = m_i g \quad (7)$$

20

【0039】

式（7）において、 m_i は、セグメント i 100の質量であり、 $g = [0 \ 0 \ -9.81]^T$ は、重力による加速度を表すベクトルであり、グローバルフレームと呼ばれる。微分運動学は、式（8）によって表現可能であり、ここで、 q_n は、自由度 n の一般化座標を表す。式（8）の右辺の偏導関数 $\partial x_i / \partial q_d$ ($d = 1, \dots, n$) は、位置 x_i が特定の q_d の値の関数ではない場合等には、ゼロとなる。

【数8】

$$\dot{x}_i = \frac{\partial x_i}{\partial q_1} \dot{q}_1 + \frac{\partial x_i}{\partial q_2} \dot{q}_2 + \dots + \frac{\partial x_i}{\partial q_n} \dot{q}_n \quad (8)$$

30

【0040】

式（8）のベクトル形態は、式（9）として記述可能であり、ここで、 J_{cog_i} は、式（10）によって記述されるヤコビ行列である。

【数9】

$$\dot{x}_i = J_{cog_i} \dot{q} \quad (9)$$

【数10】

$$J_{cog_i} = \left[\frac{\partial x_i}{\partial q} \right] = \left[\frac{\partial x_i}{\partial q_1} \frac{\partial x_i}{\partial q_2} \dots \frac{\partial x_i}{\partial q_n} \right] \quad (10)$$

40

【0041】

本発明の一実施形態によると、仮想仕事の原理から、ヤコビ行列は、デカルト力（Cartesian force）を等価関節トルクに関連付けるために利用可能である。全ての自由度に関してセグメント i 100による重力の影響に対して平衡を保つのに必要なトルクベクトルは、式（11）を用いて決定可能である。

【数11】

$$G_{(i)}^T = F_{cog_i}^T J_{cog_i} = m_i g^T \frac{\partial x_i}{\partial q} \quad (11)$$

50

【0042】

本発明の一実施形態によると、式（11）における重力補償トルクのスカラー成分は、特定の自由度dに関して決定可能である。ベクトル $G^T(i)$ の要素番号dに対応する個々のスカラートルクを計算するために、式（11）は、式（12）に簡略化される。

【数12】

$$G_{(i,d)} = F_{cog_i}^T J_{(cog_i,d)} = m_i g^T \frac{\partial x_i}{\partial q_d} \quad (12)$$

【0043】

式（12）において、 $J_{(cog_i,d)}$ は、 J_{cog_i} の列番号dに相当する。式（11）及び式（12）は単一の身体セグメントi110による重力の影響に対して平衡を保つために重力補正トルクを提供するが、集合 μ で定義される複数の身体セグメントによる重量の影響に対して平衡を保つのに必要な関節トルクを決定することがさらに望ましい。本発明の一実施形態によると、式（11）は、式（13）に示されるように、集合 μ によって定義された一以上のセグメントによる重力の影響に対して平衡を保つためにトルクベクトルを決定することができるように修正可能である。例えば、 $\mu = \{1, 3, 5\}$ の場合において式（13）は、1, 3, 5番目のセグメントの質量中心に作用する重力に対して平衡を保つのに必要な等価関節トルクのベクトルを決定する。本発明の一実施形態は、重力に関する選択的な補償を実行し、ここで、集合 μ は、補償のために選択される、ヒト外骨格システムに作用する重力の部分集合を含む。

【数13】

$$G_{(\mu)}^T = \sum_{i \in \mu} F_{cog_i}^T J_{cog_i} = \sum_{i \in \mu} m_i g^T \frac{\partial x_i}{\partial q} \quad (13)$$

【0044】

本発明の一実施形態によると、例えば、式（2）、式（4）及び式（6）における $G(q)$ といった、N個のセグメントシステムの全ての身体セグメントの質量中心に作用する重力に対して平衡を保つのに必要な等価関節トルクは、 $\mu = \{1, 2, \dots, N\}$ を選択することによって式（13）を用いて決定される。本発明の他の実施形態によると、システムの全ての身体セグメントの質量中心に作用する重力に対して平衡を保つのに必要な等価関節トルクは、式（14）によって与えられるシステム全体の位置エネルギー関数Uの偏導関数を採用することによって、ラグランジュ力学を用いて決定可能である。

【数14】

$$U = \sum_{i=1}^N m_i g^T x_i \quad (14)$$

【0045】

本発明の一実施形態は、選択された身体セグメントで重力を部分的に補償するために等価関節トルクを決定する。ベクトル G_{μ} は、 $n \times 1$ 次元を有し、ここで、各成分は、特定の自由度で、選択された身体セグメントの重力に対して平衡を保つのに必要なトルクを表す。 T_{a, g_r} を、身体セグメントの重力を補償するために用いられるアシストトルクの $n \times 1$ 行列とする。一実施形態によると、全ての関節で重力を補償するために、駆動システムは、 $T_{a, g_r} = G_{\mu}$ によって与えられる制御法則を用いて自由度nを制御する。他の実施形態によると、全ての関節の全ての自由度において電動式アクチュエータを有する必要が常にあるわけではないので、全ての自由度が駆動されるわけではない。さらに、駆動される自由度に関して、重力を完全に補償するアシストトルクを制しえすることが望ましいわけではない。これらの理由により、より実用的な重力補償制御が、式（15）及び式（16）において示されるように、対角選択行列 S_{g_r} と G_{μ} とを予め乗算することによって実現可能である。

【数 1 5】

$$\tau_{a,gr} = S_{gr} G_{\mu} \quad (15)$$

【数 1 6】

$$S_{gr} = \begin{bmatrix} s_1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & s_2 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & \ddots & 0 \\ 0 & 0 & 0 & s_n \end{bmatrix} \quad (16)$$

10

【0 0 4 6】

一実施形態において、 S_{gr} の対角成分は、範囲 $[0, 1]$ 内の値を有するアシスト率を表す。例えば、我々は、駆動される自由度の全てのアシストのために $s_d = 1$ を割り当て、アシストしないため、すなわち、駆動されない自由度のために $s_d = 0$ を割り当てることができる。

【0 0 4 7】

< B. 仮想仕事の原理を用いた選択的な外力補償 >

本発明の一実施形態によると、ヒト-外骨格システムに作用する選択された外力を部分的又は完全に補償する等価関節トルクを決定する方法は、式 (17) ~ 式 (21) を参照することによって説明される。外力は、例えば、センサ又はフォースプレートを用いて測定可能である。

20

【0 0 4 8】

本発明の一実施形態によると、仮想仕事の原理は、外力だけでなく重力も含む任意のデカルト力に対して平衡を保つのに必要な等価関節トルクを決定するために利用可能である。前記した式 (9) ~ 式 (12) を参照することによって説明されるように、ヤコビ行列は、デカルト力を等価関節トルクに変換するために構成可能である。重力による力ベクトルは、三次元であり Z 方向においてのみ非ゼロであるのに対して、外力ベクトルは、3つのモーメント成分に加えて3つの力成分からなる6つの非ゼロ成分を有することができる。本発明の一実施形態によると、デカルト空間から関節空間への六次元力/モーメントベクトルの変換は、回転成分に加えて並進成分を有するヤコビ行列の構成を備える。

30

【0 0 4 9】

後記する本発明の一実施形態は、外力の並進（力）成分の平衡を保つのに必要な等価関節トルクを決定する。さらなる実施形態によると、同様な技術が、外力の回転（モーメント）成分の平衡を保つのに必要な等価関節トルクを決定するために利用可能である。また、回転成分は、不確かな場合には、計算から外すことも可能である。

【0 0 5 0】

f_k を、システムに付与される k 番目の外力を表すものとし、ここで、 $k = 1, \dots, m$ である。 p_k を、ベースフレームから k 番目の外力の作用点へのベクトルとする。一実施形態によると、 p_k の微分運動学は、式 (17) において示されるように表現可能であり、ここで、ヤコビ行列は、式 (18) によって定義される。

40

【数 1 7】

$$\dot{p}_k = J_{f_k} \dot{q} \quad (17)$$

【数 1 8】

$$J_{f_k} = \frac{\partial p_k}{\partial q} \quad (18)$$

【0 0 5 1】

50

本発明の一実施形態によると、外力 f_k に対して平衡を保つのに必要な等価関節トルクベクトルは、式（１９）を用いて決定可能である。

【数１９】

$$T_{(k)}^T = f_k^T J_{f_k} \quad (19)$$

【００５２】

本発明のさらなる実施形態は、式（２０）を用いて、集合 $k \in \lambda$ から複数の外力の影響に対して平衡を保つのに必要な関節トルクを決定する。本発明の一実施形態は、選択的な外力補償を実行し、ここで、集合 λ は、補償のために選択される、ヒト-外骨格システムに作用する外力の部分集合を含む。

10

【数２０】

$$T_{(\lambda)}^T = \sum_{k \in \lambda} f_k^T J_{f_k} \quad (20)$$

【００５３】

式（１５）及び式（１６）を参照することによって前記されたのと同様の技術を用いて、本発明の一実施形態は、式（２１）において示されるように、外力に対して平衡を保つ等価関節トルクと選択行列 S_{ext} とを予め乗算することによって、一以上の自由度における一以上の外力を部分的に補償するために等価関節トルクを決定する。

20

【数２１】

$$\tau_{a,ext} = S_{ext} T_{(\lambda)} \quad (21)$$

【００５４】

本発明の一実施形態によると、式（１５）及び式（２１）は、式（２２）において示されるように、重力及び外力の選択的及び／又は部分的補償のための等価関節トルクを決定する（ステップ３０６）ために結合可能である。

【数２２】

$$\tau_a = S_{gr} G_{(\mu)} + S_{ext} T_{(\lambda)} \quad (22)$$

30

【００５５】

式（７）～式（２２）において示されるように、従来のモデルに基づくスキームとは異なり、本発明の一実施形態に係る、外力に加えて重力の補正は、セグメントのイナーシャ、関節の摩擦等といった動的パラメータの完全な知識に依存しないので、パラメータ不確かさに対して比較的ロバストである。さらに、仮想仕事の原理を用いる本発明の実施形態は、ノイズを含む一般化座標の不確かな一次又は二次の時間導関数を計算することなく、オンライン又はリアルタイム制御を実行することができる。

【００５６】

部分的な補償を実行する発明の一実施形態は、式（１５）、式（１６）及び式（２１）を参照することによって前記されており、ここで、一以上のデカルト力を補償するのに必要な等価関節トルクは、選択行列によって乗算される。本発明の他の実施形態は、デカルト力を補償するのに必要な等価関節トルクを決定する前に、一以上のアシスト率によってデカルト力を乗算することにより、デカルト力の部分的な補償を実行する。

40

【００５７】

<ヒト-外骨格制御装置の再帰的な実施形態を用いた選択的な力補償>

図４は、本発明の一実施形態に係る、ヒト-外骨格システムに作用する重力及び外力の選択的及び／又は部分的な補償のための等価関節トルクを決定する再帰的な方法を説明するフローチャートである。記述する再帰的な実施形態において、全てのベクトルは、グローバル座標系 $\{O\}$ に投射されており、投射されたフレームを示す前方の上付き文字の表

50

記を用いる。再帰的な実施形態は、閉じた連鎖だけでなく開いた連鎖にも適用可能である。

【0058】

ヒト外骨格の関節を有する身体システムの鎖状の性質が与えられる場合には、本発明の一実施形態によると、ニュートン-オイラー力学が、重力及び外力が一のセグメントから次へどれだけ伝わるかを決定するために利用可能である。例えば、再帰的な実施形態は、足裏の床反力を補償する足首関節トルク又は膝関節トルクを求めるために利用可能であり、ここで、関節トルクは、第一に足首関節トルクを決定し、続いて膝関節トルクを決定することによって、反復的に計算される。一実施形態によると、再帰的な技術は、ヒト外骨格システムを静的平衡に維持するのに必要な等価関節トルクを決定するために利用可能である。

10

【0059】

本発明の一実施形態によると、関節力及びモーメントの再帰的な計算は、等価関節トルクが所望される関節に近いヒト外骨格システムの端部で開始可能であり、それによって、身体セグメントパラメータの測定値におけるモデル誤差又は不確実性の影響を低減することができる。

【0060】

本発明の一実施形態によると、ヒト外骨格システムにおける静的平衡を維持するのに必要な力を決定するために、我々は、この構造における各リンクは、動作が許容されていないものと仮定して考える。本構造における一以上の連続するリンクの自由体図が検討され、力-モーメントの平衡関係が、ニュートン-オイラー力学を用いて表現可能である。さらに、我々は、マニピュレータが静的平衡となるように、関節軸まわりに付与されるべきトルクを決定することができる。したがって、我々は、重力及び／又は外力をサポートするのに必要な関節トルクを求めることができる。

20

【0061】

動作を生成するのに必要な制御トルクは、中枢神経システムからの随意命令によって駆動される複数の筋肉アクチュエータに分配可能であり、それゆえ、重力又は外力の選択的及び／又は部分的な補償のための等価関節トルクを決定する再帰的な方法の一実施形態は、動作を生成するのに必要な制御トルクの原因とはならない。

【0062】

図4を参照すると、等価関節トルクを決定する再帰的な方法の一実施形態は、等価関節トルクを再帰的に決定するために、身体計測及び外骨格パラメータを取得する（ステップ400）。身体計測及び外骨格パラメータは、身体セグメントの質量中心の位置と、身体セグメントの質量中心に関する関節位置と、身体セグメントの質量と、を含む。外力が補償される場合には、各時刻で、選択された外力の測定値と外力の作用点とが取得される（ステップ402）。現在のシステム構成は、ヒト外骨格システムの一般化座標を測定又は推定することによって取得される（ステップ404）。例えば、必要な自由度の構成は、各時刻で取得され（ステップ404）、ヒト外骨格システムのオンライン又はリアルタイム制御を実行するために利用可能である。

30

【0063】

図1を参照すると、本発明の一実施形態によると、セグメント i 100 等といった一以上の身体セグメントを有するシステムに作用する重力及び／又は外力を補償する関節力及びモーメントを計算するために、連続リンクに関する平衡条件が定式化され、当該平衡条件は、各分岐における最終リンクから始まり、根元のセグメントに向けて内向きに進む。本発明の一実施形態は、式(23)及び式(24)を用いて、連続する関節において、重力及び／又は外力の選択的及び／又は部分的な補償のための関節力及び関節モーメントを再帰的に決定する（ステップ406）。

40

【0064】

式(23)及び式(24)は、ヒト外骨格システムの連続するリンクで再帰的に適用可能であり、大きい番号のリンクで始まり、小さい番号のリンクへと進む。一実施形態に

50

において、式（２３）及び式（２４）は、二番目の関節で関節力及びモーメントを決定する前に、一番目の関節で関節力及びモーメントを決定するために用いられる。または、式（２３）は、式（２４）を用いて連続する関節で関節モーメントを再帰的に決定する前に、連続する関節で関節力を決定するために利用可能である。

【数２３】

$${}^o\Gamma_i = \left(\sum_{j \in c(i)} {}^o\Gamma_j \right) - a_i m_i g + \sum_k b_{ik} {}^oF_{ik} \quad (23)$$

【数２４】

$${}^oN_i = \left(\sum_{j \in c(i)} {}^oN_j + {}^oL_{i,j} \times {}^o\Gamma_j \right) - {}^oL_{i,i} \times {}^o\Gamma_i + \sum_k {}^oL_{i,k} \times b_{ik} {}^oF_{ik} \quad (24)$$

10

【００６５】

本発明の一実施形態によると、式（２３）は、ヒトー外骨格システムに作用する重力及び／又は外力を選択的に補償するために、関節[○]C_i 1 2 0で関節力を再帰的に決定するために用いられる。式（２３）において、

$$\left(\sum_{j \in c(i)} {}^o\Gamma_j \right)$$

20

項は、関節[○]C_{j (1)} 1 3 0及び関節[○]C_{j (2)}での力等といった関節[○]C_i 1 2 0に隣接する関節での力を説明し、 $a_i m_i g$ 項は、セグメント i 1 0 0の質量中心 1 1 0に作用する重力を説明し、

$$\sum_k b_{ik} {}^oF_{ik}$$

項は、セグメント i 1 0 0に作用する外力を説明する。

【００６６】

本発明の一実施形態によると、式（２４）は、ヒトー外骨格システムに作用する重力及び／又は外力を選択的に補償するために、関節[○]C_i 1 2 0での関節モーメントを再帰的に決定するために用いられる。式（２４）において、

30

$$\left(\sum_{j \in c(i)} {}^oN_j + {}^oL_{i,j} \times {}^o\Gamma_j \right)$$

項は、関節[○]C_{j (1)} 1 3 0及び関節[○]C_{J (2)} 1 4 0でのモーメント等といった関節[○]C_i 1 2 0に隣接するモーメントを説明し、 ${}^oL_{i,j} \times {}^o\Gamma_j$ 項は、力[○]Γ_iによるモーメントを説明し、

$$\sum_k {}^oL_{i,k} \times b_{ik} {}^oF_{ik}$$

40

項は、セグメント i 1 0 0に作用する外力によるモーメントを説明する。

【００６７】

本発明の一実施形態によると、 a_i 及び b_i は、それぞれ、重力及び外力の部分的な補償のための対角アシスト率行列である。行列 a_i 、 b_i は、例えば、範囲〔０，１〕内の対角成分を有し、ここで、値１を有する対角成分は、完全に補償されるべき、選択された重力又は外力を示し、値０を有する対角成分は、完全には補償されない重力又は外力を示す。

【００６８】

本発明の一実施形態によると、式（２３）及び式（２４）は、重力及び外力を含み、ヒトー外骨格システムに作用するデカルト力の選択的な補正のために利用可能である。補償

50

のために選択されるデカルト力は、行列 a_i , b_{ik} と関連項とを予め乗算することによって、式 (23) 及び式 (24) の右辺に含まれており、所望されない力は、式 (23) 及び式 (24) において除外される、すなわち、値 0 を有する行列 a_i , b_{ik} と予め乗算される。

【0069】

外骨格アクチュエータの回転軸が、ベクトル

$${}^0\hat{k}_i.$$

によって定義される単位方向に向いているものと仮定する。本発明の一実施形態は、式 (25) において示されるように、式 (24) から得られるモーメント対と関節軸ベクトルとのドット積を求めることによって、重力及び／又は外力の選択的及び／又は部分的補償のための等価関節トルクを決定する (ステップ 408)。

【数 25】

$$\tau_{a_i} = {}^0N_i^T {}^0\hat{k}_i \quad (25)$$

【0070】

一実施形態によると、結合トルク ${}^0N_i^T$ の他の成分は、関節構造によって制約されるか、関節にかかる筋肉の随意収縮を介して生成されたトルクによって補償される。

【0071】

式 (23) ~ 式 (25) において示されるように、従来のモデルに基づく制御スキームとは異なり、再帰的な実施形態を用いたデカルト力の補償は、計算されたアシストトルクが身体セグメントのイナーシャ、摩擦力等といったパラメータに依存しないので、パラメータ不確実性に対して比較的ロバストである。さらに、本発明の再帰的な実施形態は、ノイズを含む一般化座標の不確かな一次又は二次の時間導関数を計算することなく、オンライン又はリアルタイム制御を実行することができる。

【0072】

<機械的及び代謝的実現可能性>

重力又は外力の補償により、システムの自然な力学が動作の進行を助ける任意のタスクの効率が低下することがある。例えば、ヒトの歩行は、位置エネルギーの重力による運動エネルギーへの受動的な変換による効率的な動作であると考えられている。歩行の遊脚期中の股関節屈曲のエネルギーの主要な供給源は、重力の影響によって生成される。それゆえ、かかる力の補償は、実際に効率を低下することがある。本発明の一実施形態は、制御装置に関連する機械的及び代謝的コストを評価し、相対的な実現可能性についての洞察を提供する解析結果を決定する。この解析は、ヒト外骨格システムにおける重力及び／又は外力のどちらが効率を向上するために補償されるべきかを決定する際に有用である。複数の制御装置は、安定性に加えて効率によって、互いに補完しあうように設計可能である。

【0073】

本発明の一実施形態によると、機械的エネルギーが、制御装置に関連する効率を定量化して記述するために利用可能である。関節レベルで、正味の随意筋力モーメント τ_m と関節角速度 Ω との積が、式 (26) において示されるように、筋肉によって生成される仕事率を記述するために利用可能である。

【数 26】

$$P_m = \tau_m \Omega \quad (26)$$

【0074】

同様に、正味の関節仕事率は、式 (27) によって記述される。

【数 27】

$$P_n = \tau_n \Omega \quad (27)$$

【0075】

関節レベルでの仕事率出力の評価は、関節インピーダンスを強めることによって筋骨格系を安定化させる役割を有することが実験的に確認された同時活性化の存在を見落とすものである。換言すると、式(26)及び式(27)において記述された仕事率の式は、一の筋肉群による仕事率の同時生成及び対抗筋群による吸収作用、又はその逆について説明していない。本発明の一実施形態によると、システムにおけるエネルギーフローのより正確な考察が、個々の筋肉の仕事率への貢献を考慮することによって取得可能であり、アシ

10

$$\dot{l}$$

は、それぞれ、筋力及び筋肉速度を表す。関節レベルでの筋肉仕事率が当該関節にかかる筋肉の仕事率への貢献の合計と等しいわけではないことに留意すべきである。

【数 28】

$$p_m = f_m \dot{l} \quad (28)$$

20

【0076】

仕事率は、仕事をする率である。本発明の一実施形態によると、された仕事を計算するために、我々は、仕事率を時間の期間にわたって積分する。 t_0 から t_f までの期間中に随意筋肉動作によってされた仕事は、式(29)を用いて決定可能である。

【数 29】

$$W_m = \int_{t_0}^{t_f} P_m dt \quad (29)$$

【0077】

本発明の一実施形態によると、筋肉及びアシスタクチュエータからの正味の機械的仕事は、式(30)を用いて決定可能である。

30

【数 30】

$$W_n = \int_{t_0}^{t_f} P_n dt \quad (30)$$

【0078】

仕事率 P_m 及び仕事 W_m は、正又は負である。正の仕事は、筋肉モーメントが関節の角速度と同じ方向に作用する求心性収縮中にされる仕事である。求心性収縮は、筋肉の収縮が筋肉を縮めるときに生じる。負の仕事は、筋肉モーメントが関節の動作と反対方向に作用する伸長性収縮中にされる仕事である。伸長性動作は、筋肉が活性化しているが、高い外部負荷により伸ばされてしまうときに生じる。

40

【0079】

伸長性収縮は求心性収縮よりも代謝的に効率的であることが示されている。R. Wells, M. Morrissey, and R. Hughson, Internal and physiological responses during concentric and eccentric cycle ergometry, Eur. J. Appl. Physiol, 55: 291-301, 1986; M. Gagnon and G. Smith, Muscular mechanical energy expenditure as a process for detecting potential risks in manual materials handling, J. Biomech., 24(3/4): 191-203, November 1991 を参照されたい。これらの文献は、参照によって本明細書に一体的に組み込まれるものとする。本発明の一実施形態によると、タスクを実行することの代謝コスト(MC)は、式(31)において示されるように、正及び負の仕事に関連する効率を

50

考慮する。

【数 3 1】

$$MC = \frac{W^+}{n^+} + \frac{W^-}{n^-} \quad (31)$$

【0080】

式(31)において、 W^+ は、求心性の仕事、すなわち、筋肉が縮むときにされる仕事を表し、 W^- は、伸長性の仕事、すなわち、筋肉が伸びるときにされる仕事を表す。定数 n^+ 、 n^- は、それぞれ、求心性動作及び伸長性動作に関連する効率である。本発明の一実施形態によると、筋肉レベルで、 m 個の筋肉の相乗的な動作の全体的な代謝コストは、
式(32)において示されるように、瞬間的な仕事率の全体を積分するとともに、伸長性動作の高い代謝効率を考慮することによって取得可能である。

10

【数 3 2】

$$MC = \int_{t_0}^{t_f} \left\{ \sum_{i=1}^m \left| \frac{P_{m_i}^+}{n^+} \right| + \left| \frac{P_{m_i}^-}{n^-} \right| \right\} dt \quad (32)$$

【0081】

機械的工作又は代謝的工作の計算は、等尺性(アイソメトリック)の筋肉動作の代謝コストを求めることができないおそれがある。重力に反する等尺性収縮を含む、アシストされないヒトの動作において、機械的には動作が存在せず、それゆえ、機械的な仕事はされない。しかし、代謝的にはコストが存在する。それゆえ、重力に反して身体セグメントを固定するのに必要なエネルギーは、筋肉の仕事率又は関節の仕事率の計算を用いて決定することはできない。かかるエネルギーは、例えば、荷重が重力に反して回転的に固定されるか長期間身体を前方に傾けたまま運ばれる持ち上げ作業又は運搬作業においては、無視することはできない。

20

本発明の一実施形態は、重力に反する等尺性収縮に関連する代謝コストを本質的に除去する重力補償制御を実行する。

【0082】

<アシストトルクの実現可能性>

30

本発明の一実施形態によると、アシスト制御アルゴリズムの実現可能性を決定する判断基準の一つは、代謝コストに関するアシスト制御の影響を考慮することである。式(3)及び式(26)は、結合されて式(33)を形成することができる。

【数 3 3】

$$P_m = (\tau_n - \tau_a) \Omega \quad (33)$$

【0083】

アシストが存在しない場合には、 $\tau_a = 0$ であり、筋肉の仕事率は、式(34)において示されるように、正味の関節の仕事率と等しい。

【数 3 4】

40

$$P_m = P_n \quad \tau_a = 0 \quad (34)$$

【0084】

本発明の一実施形態によると、我々は、式(35)において示されるように、アシストされる制御の瞬間的な代謝コストがアシストされない制御の瞬間的な代謝コストよりも小さい場合に、瞬間的なアシストトルクが代謝的に実現可能であるとみなすことができる。式(35)において、 n_m 、 n_n は、瞬間的な仕事率が正であるか負であるかによる瞬間的な代謝効率を表す。

【数 3 5】

$$\frac{|P_m|}{n_m} < \frac{|P_n|}{n_n} \quad (35)$$

【0085】

本発明の一実施形態によると、解析は、動作の機械的コストのみを考慮することによって簡略化可能である。 $n_m = n_n = 1$ と設定することによって、式(35)は、式(36)に簡略化される。

【数 3 6】

$$|\tau_m| < |\tau_n| \quad (36)$$

10

【0086】

本発明の一実施形態によると、機械的エネルギーの項において、アシスト制御の設計は、式(36)に従って、アシストされる筋肉トルクの大きさがアシストされない筋肉トルクの大きさを超えないようにすべきである。本発明の一実施形態によると、式(36)における不等式制約は、式(37)及び式(38)において示されるアシストトルク τ_a の項において表現可能である。式(37)は、式(3)から得られる。

【数 3 7】

$$|\tau_m| = |\tau_n - \tau_a| \quad (37)$$

20

【0087】

式(37)を式(36)に代入すると、式(38)が得られる。

【数 3 8】

$$|\tau_n - \tau_a| < |\tau_n| \quad (38)$$

【0088】

本発明の一実施形態によると、式(38)を満たすための必要十分条件は、式(39)に示される不等式制約を満たすアシストトルクを付与することである。それゆえ、制御装置は、式(39)における条件が満たされる場合には、機械的に効率的である。

30

【数 3 9】

$$\begin{aligned} 0 < \tau_a < 2\tau_n & \quad \tau_n > 0 \\ 2\tau_n < \tau_a < 0 & \quad \tau_n < 0 \end{aligned} \quad (39)$$

【0089】

本発明の一実施形態によると、図5は、式(39)における判断基準を満たす機械的に効率的な制御装置の実現可能領域を示す。正味の関節トルクに対するアシストトルクのプロットが実現可能領域に位置する場合には、アシストされたヒトの動作を用いた関節での正味の筋肉の仕事率は、アシストされない筋肉の仕事率よりも小さくなる。それゆえ、我々は、制御部は機械的な仕事率の消費に関して効率的であると指摘する。

40

【0090】

代謝的な実現可能性を決定することは、各筋肉が異なる効率指数を有するので、機械的な実現可能性を決定することよりも複雑である。効率指数は定数によって近似可能であるが、実際には、効率指数は、筋肉パラメータ及びシステム状態変数の非線形関数である。さらに、これらの指数は、ヒトによって変えることができる。理想的には、アシストされる関節動作の代謝コストは、アシストされない関節動作の代謝コストを超えるべきではない。本発明の一実施形態によると、代謝コストの計算の説明は、式(32)によって与え

50

られ、代謝実現可能領域は、この式から構築可能である。

【0091】

本発明の一実施形態によると、アシスト制御アルゴリズムの実現可能性を決定するために考慮される他の判断基準としては、安定性と、平衡維持と、が挙げられる。安定性の損失は、平衡反応と呼ばれ、機械的エネルギー及び代謝エネルギーを最小化させる等の他のモーター技術の代償としてしばしば生じる、身体がその平衡を回復することに多くを費やす原因となる。安定性の損失への対策としては、平衡を維持することに関与する装置に、身体制御を介して平衡を回復するために筋肉組織を使用させることが挙げられる。安定性がエネルギー消費よりも優先される証拠は、対抗筋ペアの共収縮によって関節安定性が高まることに見られる。また、安定性の相対的な重要性は、被験者特有及びタスク特有である。例えば、安定性は、若年成人よりも老人にとって重要である。

10

【0092】

本発明の一実施形態によると、実現可能性の実験は、選択されたタスクに関してオフラインで実行可能である。選択された一以上のタスクに関する実現可能性の結果に基づいて、我々は、効率的なオンラインの外骨格制御を提供するために、重力成分と外力成分のどちらが補償されるべきかを決定することができる。

【0093】

<短下肢装具のシミュレーション結果>

本発明の一実施形態は、足首に対する支援、安定性又は失われた機能の代替物を提供するために用いられる短下肢装具（AFO）を用いる。AFOは、足及び足首における筋肉の弱点を補償して安定性を提供することによって、下肢の生体力学に関する様々な問題を解決するために利用可能である。AFOは、歩行の立脚期及び遊脚期の両方における背屈／底屈の制御を含む、歩行における複数の機能を支援可能であり、平衡動作及び歩行動作中に前額面及び横断面において足首を安定化させるために利用可能である。最近の発達したAFOにおいて、矯正用関節のインピーダンスは、歩行サイクルの間中、垂れ足歩行を改善するために調節されていた。Joaquin A. Blaya, Force-controllable ankle foot orthosis (AFO) to assist drop foot gait, Master's thesis, Massachusetts Institute of Technology, 2003, を参照されたい。当該文献は、参照によって本明細書に一体的に組み込まれるものとする。関節インピーダンスを能動的に調節することは、足で床をたたくことの発生を低減させ、より力強い足底屈を可能にし、遊脚期の足首の力学において生物学的なリアル感を提供する。また、短下肢装具は、急性的な足首の怪我の後に再び足首を怪我することを防止するリハビリのため、高齢者の転倒を防止するため、及び慢性的に不安定な足首のために利用可能である。本発明の一実施形態は、動的なAFOを制御するために利用可能である。

20

30

【0094】

モーションキャプチャのデータ及びフォースプレートのデータを含む標準的な歩行の測定結果が、Christopher L. Vaughan, Brian Davis, and Jeremy C. O'Connor, Dynamics of Human Gait, Kiboho Publishers, Cape town South Africa, 2d ed., 1999, の厚意によって取得された。当該文献は、参照により本明細書に一体的に組み込まれるものとする。ヘレンヘイズのマーカーセットと一連の身体測定結果とから記録された動作が、足セグメントパラメータ及び足首関節中心を決定するために、統計的回帰方程式のセットに対する入力として用いられた。Grood & Suntay において提案された方法が、底屈／背屈回転軸を決定するために用いられた。E. S. Grood and W. J. Suntay, A joint coordinate system for the clinical description of three dimensional motions: Application to the knee, Journal of Biomechanical Engineering, 105: 136-144, 1983 を参照されたい。当該文献は、参照により本明細書に一体的に組み込まれるものとする。

40

【0095】

このシミュレーションのために、短下肢装具の回転軸は、推定された底屈／背屈軸と一致するものと考えられる。フォースプレートから測定される床反力及びモーメントベクトルは、フォースプレートの平面に直交する方向において三つの力成分及び一つのモーメン

50

ト成分を有する。床反力の鉛直成分が、シミュレーションにおいて用いられた。接線方向分力及び全てのモーメント成分が、床反力の鉛直成分を正確に推定可能な靴内足圧力及び力センサ等といった外骨格用途に用いられるセンサをモデル化するためにゼロに設定された。本発明の一実施形態によると、せん断成分及び反モーメントを無視することによって、式(23)及び式(25)を用いたアシストトルクの再帰的な計算が、重力を補償する制御装置と類似する。しかし、純粋な重力補償は静的な鉛直床反力を説明するのみであり、ほとんどの反力センサは、動的な成分を組み込んでいる。

【0096】

正味の底屈／背屈トルクは、逆ダイナミクス手順を用いて計算可能であり、底屈／背屈についての筋肉トルク及びアシストトルクの合計を表す。正味の関節トルクが計算される理想的なモデル及び完璧な検出情報を仮定すると、 τ_n は、「判断基準」トルクとみなされ得る。本発明の一実施形態によると、式(23)及び式(25)を用いて計算された底屈／背屈軸についての正味のトルク τ_n 及びアシストトルク τ_a は、図6においてプロットされる。

【0097】

本発明の一実施形態によると、正味の足首関節仕事率、足首アシストアクチュエータ仕事率及び床反力の鉛直成分が図7に示される。図7(a)は、本発明の一実施形態に係る、シミュレートされた歩行サイクル中の足首アシストアクチュエータ仕事率と正味の足首関節仕事率とを比較するグラフである。図7(b)は、本発明の一実施形態に係る、シミュレートされた歩行サイクル中の床反力の鉛直成分を示すグラフである。

【0098】

本発明の一実施形態に係るこの歩行シミュレーションにおいて、踵の接地は、だいたい $t = 0.2$ 秒で生じ、この時刻で図7(b)における鉛直床反力はゼロから正の値に移行する。爪先の浮遊は、だいたい $t = 0.9$ 秒で生じ、この時刻で鉛直床反力はゼロに戻る。図6は、本発明の一実施形態に係る、アシストトルクがこのタスク中に必要な全体トルクの大部分の原因となることを説明する図である。さらに、図7(a)及び図7(b)において示されるように、本発明の一実施形態によると、アシストトルクは、爪先の浮遊中に必要な推進仕事率の大部分に加えて踵接地中に身体を減速するのに必要な仕事率の大部分に貢献することができる。

【0099】

図8は、本発明の一実施形態に係る、機械的な実現可能領域と比較される、シミュレートされた歩行サイクル中の足首での正味の関節トルクに対する足首アシストトルクを示すグラフである。図8は、本発明の一実施形態に係る制御装置が、歩行サイクルのほとんど全ての期間中、機械的な実現可能領域内に入ることを説明する。それゆえ、アシストアクチュエータによって生成された仕事率は、生成された正味の仕事率と同一方向である。

【0100】

本発明の一実施形態は、ヒトー外骨格システムのシステムパラメータを受信する第一の受信手段と、ヒトー外骨格システムの一般化座標を受信する第二の受信手段と、選択された力を補償するために関節での外骨格アクチュエータの等価関節トルクを決定する第一の決定手段と、を備える、ヒトー外骨格システムにおいてセグメントの関節で外骨格アクチュエータを自動的に制御するシステムを提供する。本発明の一実施形態によると、第一の決定手段は、静的平衡を維持するために関節での外骨格アクチュエータの等価関節トルクを決定する第二の決定手段を備える。本発明の一実施形態によると、第一の決定手段は、一以上の自由度に関して、選択された力の部分的な補償のための等価関節トルクを決定する第二の決定手段を備える。本発明の一実施形態によると、本システムは、自由度の部分的な補償のためのアシスト率を表す要素を含む選択行列を取得する手段と、自由度の部分的な補償のためのアシストトルクを決定する第二の決定手段と、をさらに備える。本発明の一実施形態によると、本システムは、外骨格アクチュエータを制御する本システムの実現可能性を決定する第二の決定手段をさらに備える。

【0101】

本発明は、様々な形態で具現化可能であり、本明細書に感じされた実施形態に限定して解釈されるべきではない。むしろ、これらの実施形態は、開示が詳細かつ完全となり、さらに本発明を当業者に完全に伝えることができるように提供される。さらに、前記装置及び方法は、剛体に限定されない。

【0102】

本明細書では本発明の特定の実施形態及び用途が記述されて説明されたが、本発明は、本明細書に開示された正確な構成及び要素に限定されず、添付の特許請求の範囲において定義された本発明の要旨から逸脱しない範囲で、本発明の方法及び装置の配置、動作及び詳細について、様々な修正、変形及び改変が可能であると理解されるべきである。

【図面の簡単な説明】

10

【0103】

【図1】本発明の一実施形態に係る、ツリー構造を有する三次元ヒト外骨格システムに作用する力及びモーメントの自由体図である。

【図2】本発明の一実施形態に係る、力学の運動方程式からヒト外骨格システムのアシストトルクを決定する方法を説明するフローチャートである。

【図3】本発明の一実施形態に係る、仮想仕事の原理を用いて、ヒト外骨格システムに作用する重力及び外力の選択的及び／又は部分的な補償のための等価関節トルクを決定する方法を説明するフローチャートである。

【図4】本発明の一実施形態に係る、ヒト外骨格システムに作用する重力及び外力の選択的及び／又は部分的な補償のための等価関節トルクを決定する再帰的な方法を説明するフローチャートである。

20

【図5】本発明の一実施形態に係る、代謝的に効率的なヒト外骨格制御装置の実現可能領域を説明するグラフである。

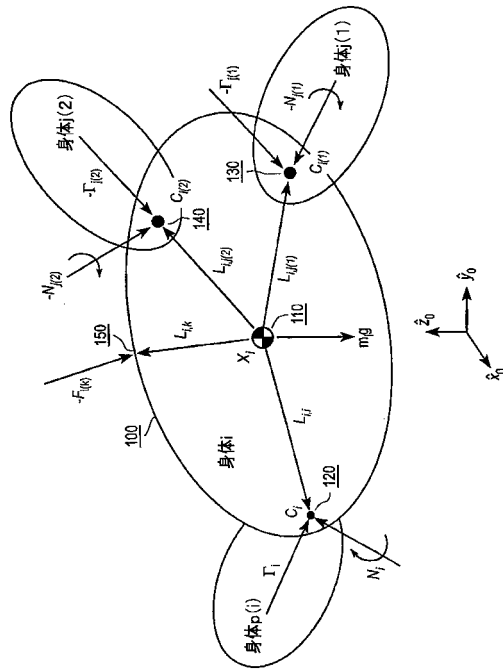
【図6】本発明の一実施形態に係る、シミュレートされた歩行サイクル中における足首の背屈／底屈のための足首アシストトルクと正味の関節トルクとを比較するグラフである。

【図7】(a)は、本発明の一実施形態に係る、シミュレートされた歩行サイクル中における足首アシストアクチュエータ仕事率と足首正味仕事率とを比較するグラフであり、(b)は、本発明の一実施形態に係る、シミュレートされた歩行サイクル中における床反力の鉛直成分を示すグラフである。

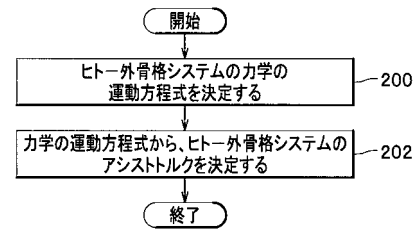
【図8】本発明の一実施形態に係る、ヒト外骨格制御装置の機械的な実現可能領域と比較された、シミュレートされた歩行サイクル中における足首での正味関節トルクに対する足首アシストトルクを示すグラフである。

30

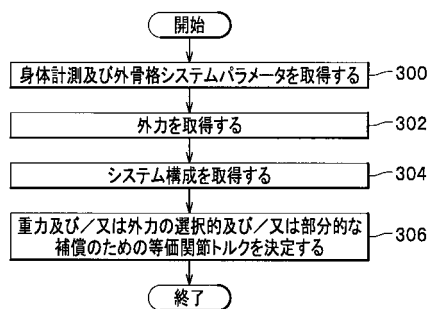
【図 1】



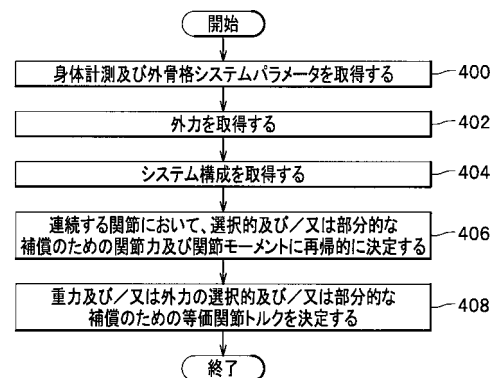
【図 2】



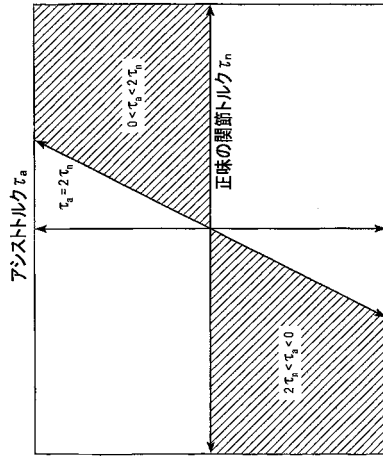
【図 3】



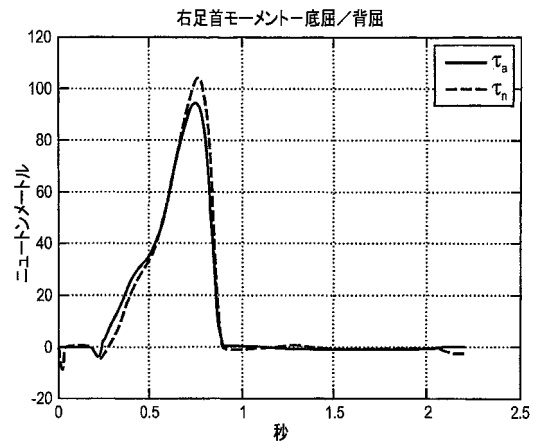
【図 4】



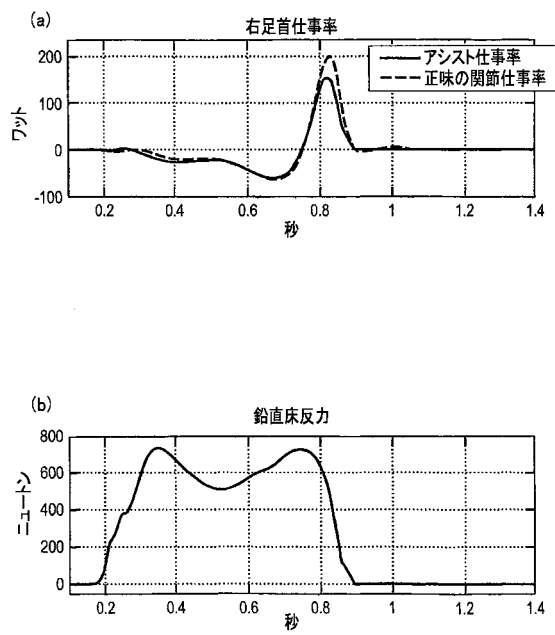
【図 5】



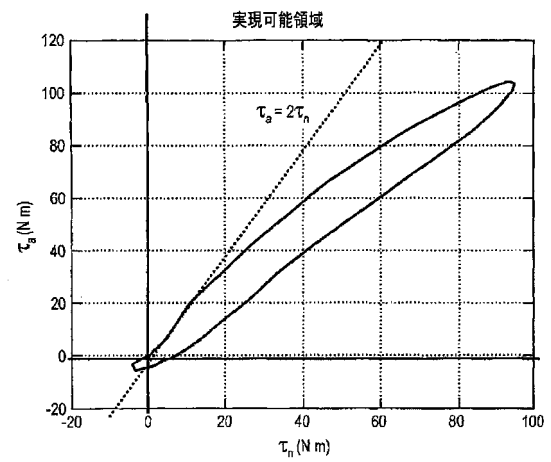
【図 6】



【図 7】



【図 8】



フロントページの続き

(31)優先権主張番号 11/395,654

(32)優先日 平成18年3月30日(2006.3.30)

(33)優先権主張国 米国(US)

(56)参考文献 特開2004-114292 (JP, A)

特開平08-019979 (JP, A)

特開2004-114288 (JP, A)

特開2004-114289 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61F 2/68 - A61F 2/72

A61H 3/00

B25J 13/00 - B25J 13/04