

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4493961号
(P4493961)

(45) 発行日 平成22年6月30日(2010.6.30)

(24) 登録日 平成22年4月16日(2010.4.16)

(51) Int.Cl.		F I	
B 2 5 J 19/00	(2006.01)	B 2 5 J 19/00	D
B 2 5 J 5/00	(2006.01)	B 2 5 J 5/00	F
A 6 1 F 2/70	(2006.01)	A 6 1 F 2/70	

請求項の数 17 (全 21 頁)

(21) 出願番号	特願2003-330149 (P2003-330149)	(73) 特許権者	000005326
(22) 出願日	平成15年9月22日(2003.9.22)		本田技研工業株式会社
(65) 公開番号	特開2004-114292 (P2004-114292A)		東京都港区南青山二丁目1番1号
(43) 公開日	平成16年4月15日(2004.4.15)	(74) 代理人	100081721
審査請求日	平成17年11月30日(2005.11.30)		弁理士 岡田 次生
(31) 優先権主張番号	60/413,024	(74) 代理人	100105393
(32) 優先日	平成14年9月23日(2002.9.23)		弁理士 伏見 直哉
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(74) 代理人	100111969
(31) 優先権主張番号	60/421,964		弁理士 平野 ゆかり
(32) 優先日	平成14年10月28日(2002.10.28)	(72) 発明者	ベザード・ダリウシュ
(33) 優先権主張国	米国 (US)		アメリカ合衆国94087 カリフォルニア州、サニーベイル、アイビス・テラス
(31) 優先権主張番号	60/484,708		466
(32) 優先日	平成15年7月3日(2003.7.3)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 人間アシスト・システムにおける重力補償方法および重力補償を備えた人間アシスト・システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

人間の関節にアシスト・トルクを与えて筋の負荷を軽減するアシスト・システムにおいて、関節に与えるアシスト・トルクを求める方法であって、

足の下での圧力中心に作用する床反力を求めるステップと、

足の下での圧力中心における反力モーメントはゼロとして、下腿部における力およびモーメントの均衡式における重力加速度項以外の加速度項、角加速度項および水平方向の力の項をゼロとして膝関節に働く重力によるモーメントを求めるステップと、

大腿部における力およびモーメントの均衡式における重力加速度項以外の加速度項、角加速度項および水平方向の力の項をゼロとして腰関節に働く重力によるモーメントを求めるステップと、

該膝関節および該腰関節に働く重力によるモーメントを補償するように該膝関節および該腰関節に与えるアシスト・トルクを求めるステップと、を含む方法。

【請求項2】

関節に働く重力によるモーメントを求めるステップにおいて、足の下での圧力中心および各セグメントの傾斜角度に基づいて関節に働く重力によるモーメントを求める請求項1に記載の方法。

【請求項3】

センサによる測定値に基づいて床反力を求める請求項1または2に記載の方法。

【請求項4】

リアルタイム処理を行うことにより、アシスト・トルクをリアルタイムに求める請求項 1 から 3 のいずれかに記載の方法。

【請求項 5】

センサによる測定値に基づいて各セグメントの傾斜角度を求める請求項 1 から 4 のいずれかに記載の方法。

【請求項 6】

傾斜角度を求める前記センサが関節角度を示す関節角度センサである請求項 5 に記載の方法。

【請求項 7】

関節角度センサがポテンショメータである請求項 6 に記載の方法。

10

【請求項 8】

人間が負荷を上昇・下降させる際に使用される請求項 1 から 7 のいずれかに記載の方法。

【請求項 9】

人間の関節にアシスト・トルクを与えて筋の負荷を軽減するアシスト・システムであって、関節にアシスト・トルクを与えるモータと、モータを駆動制御するモータ・ドライバと、アシスト・トルクの目標値を定めるコントローラとを含み、当該コントローラは、プロセッサとメモリとを含み、足の下の圧力中心に作用する床反力を求め、足の下の圧力中心における反力モーメントはゼロとして、下腿部における力およびモーメントの均衡式における重力加速度項以外の加速度項、角加速度項および水平方向の力の項をゼロとして膝関節に働く重力によるモーメントを求め、大腿部における力およびモーメントの均衡式における重力加速度項以外の加速度項、角加速度項および水平方向の力の項をゼロとして腰関節に働く重力によるモーメントを求め、該膝関節および該腰関節に働く重力によるモーメントを補償するように該膝関節および該腰関節に与えるアシスト・トルクを定めるように構成されたアシスト・システム。

20

【請求項 10】

外骨格装置型である請求項 9 に記載のアシスト・システム。

【請求項 11】

関節に働く重力によるモーメントを求める際に、各セグメントの傾斜角度に基づいて関節に働く重力によるモーメントを求める請求項 9 または 10 に記載のアシスト・システム。

30

【請求項 12】

床反力を検出するためのセンサをさらに含み、当該センサの測定に基づいて床反力を求める請求項 9 から 11 のいずれかに記載のアシスト・システム。

【請求項 13】

足の下の圧力中心を検出するためのセンサをさらに含み、当該センサの測定に基づいて足の下の圧力中心を求める請求項 9 から 12 のいずれかに記載のアシスト・システム。

【請求項 14】

リアルタイム処理により、アシスト・トルクをリアルタイムに求める請求項 9 から 13 のいずれかに記載のアシスト・システム。

40

【請求項 15】

各セグメントの傾斜角度を求めるセンサをさらに含む請求項 9 から 14 のいずれかに記載のアシスト・システム。

【請求項 16】

前記傾斜角度を求めるセンサが関節角度を示す関節角度センサである請求項 15 に記載のアシスト・システム。

【請求項 17】

関節角度センサがポテンショメータである請求項 16 に記載のアシスト・システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

50

【0001】

本出願は、人間アシスト・システムにおいて重力補償により、脚部の関節に加えるアシスト・トルクを求める方法に関する。本出願は、さらに、重力補償制御を備えた人間アシスト・システムに関する。

【背景技術】

【0002】

(株)本田技術研究所の和光研究所で、機械動力付きの歩行機能補助プロトタイプ・システムが、最近公表された(非特許文献1)。ターゲットの応用分野は、高齢者および身体障害者が以前には実行できなかった日常的作業を実行するか、または現在これらの作業に費やされているものより少ない肉体運動で済むように介助することである。

10

【0003】

考慮される作業は、歩行すること、持ち上げること、座り、立つこと、および階段を登ることである。外骨格装置システム用の制御アルゴリズムを開発する上での大きな課題は、制御の問題である。中央神経系(CNS)制御の複雑さおよび随意制御と外的人工的制御との間のインタフェースは、困難かつ未解決の問題である。

【非特許文献1】加藤久他著、「歩行機能補助装置の研究」日本機械学会、福祉工学シンポジウム、2001年8月

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

20

このように、随意制御と外的人工的制御との間のインタフェースを減少させる人間アシスト・システムおよび方法に対するお大きな必要性が存在する。

【課題を解決するための手段】

【0005】

人間の外骨格装置(exoskeletons)は、体に取付けられる剛体リンク構造であり、正常な人間が日々の活動をより小さな労力で行うことができるように請け合うものである。日々の活動に外骨格装置を実際に使用する際の大きな制約は、制御の問題に関するものである。中央神経系(CNS)制御の複雑さおよび随意制御と外的人工的制御との間のインタフェースは、困難かつ未解決の問題である。

【0006】

30

本明細書において、制御の分類(relegation of control)の概念により、随意制御と人工的制御との間でメカニズムを分割する新規な方法を提供する。

【0007】

特に、補助装置(人間アシスト・システム)を装備した人間の制御は、2つのサブシステムに関係する。すなわち、運動の発生および重力補償である。運動発生サブシステムは、中央神経系から発生された命令に由来する随意運動の実行を表すものである。このサブシステムは、運動の運動エネルギーを記述する。重力補償サブシステムは、体に取付けられたアクチュエータの人工的な制御を担当する。重力補償制御は、当該システムの位置エネルギーに責任を持ち、重力加速度によるトルクを補償することを担当する。制御を、対応する運動エネルギーおよび位置エネルギーに分割することは、随意制御と人工的制御の間のインタフェースの量を減少させると仮定する。

40

【0008】

重力補償制御

筋トルクを発生させる骨格筋は、意図的な体の動きを担当しているので「随意筋」とも呼ばれる。これらの筋は、人間が自らの意志によって筋の運動を制御できるので随意である。外骨格装置制御の設計における困難な問題は、アシスト制御と神経系によって実行される随意運動との間のインタフェースを最小にするコントローラを開発することである。効果的なコントローラを開発するために、筋に由来する随意制御によって駆動される筋骨格システムおよび補助装置に由来する人工的制御の力学の数学的な表現を考察する。力学は、微分方程式の以下の組によってモデル化することができる。

50

【 0 0 0 9 】

【数 1】

$$M(q)\ddot{q} + H(q, \dot{q})\dot{q} + G(q) = \tau_m + \tau_a \quad (1)$$

【 0 0 1 0 】

ここで、 τ_m および τ_a は、それぞれ、筋アクチュエータの随意制御およびアシスト・アクチュエータの人工的制御により生じるトルクである。ベクトル q は、一般的な座標を表し、 M は、慣性行列であり、 H は、コリオリ効果および遠心トルクを記述し、 G は、重力のベクトルを示す。式 1 は、非制約系の力学を記述する。人間の運動が外部接点または閉鎖系（両足が地面にあるような場合）を伴う場合には、力学は以下のように修正する必要がある。

10

【 0 0 1 1 】

【数 2】

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

【 0 0 1 2 】

ここで、 J^T は、ヤコビアン転置行列であり、 Γ は、床反力を表す。

20

【 0 0 1 3 】

随意筋トルク τ_m および外骨格装置アシスト・トルク τ_a の合計は、関節に作用する実関節トルク τ_n を表す。

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

【 0 0 1 4 】

式 1 のシステムによるアクチュエータ制御の計算は、本質的に不完全 (ill-posed) である。すなわち、筋トルクとアシスト・トルクの種々の組み合わせが同じ運動（または同じ実関節トルク）を発生させる。冗長性を解決する 1 つの方法は、制御の分類と呼ばれる概念による。分類制御戦略を使用して、筋によって動かされる、力学の運動発生要素を、随意運動に割り当て（分類し）、静的均衡要素を外骨格装置アクチュエータに割り当てることができる。

30

【 0 0 1 5 】

この区分は、運動方程式を、それぞれ、運動エネルギー要素および位置エネルギー要素に分割することに同等である。当該システムの位置エネルギーの変化率は、単に重力によるトルクであるので、外骨格装置アクチュエータは、重力加速度による力を補償するトルク τ_g を発生させる必要がある。非制約系に対する、この分割の数学的表現は、以下の式によって与えられる。

【 0 0 1 6 】

【数 3】

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

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

【 0 0 1 7 】

したがって、アシスト・トルク τ_a に対する制御則は、単に、重力による効果を打ち消すコントローラである。この理由により、式 4 の制御則を重力補償コントローラと呼ぶ。

50

【0018】

重力補償制御は、以下に示すように、いくつかの興味ある特徴を有する。

1) 運動の前進を担当する随意アクチュエータと静的均衡を維持することを担当するアシスト・アクチュエータとの間の自然な区分が存在する。この区分は、随意制御と人工的制御の間のインタフェースを減少させる可能性がある。

2) 重力トルクは、関節位置と向きに関する関数であり、速度項と加速度項を含まないので、重力補償戦略は、運動学的変数の数値微分によるノイズ増幅の影響を受けにくい。

3) 重力補償は、モデルベース制御戦略と見なすことができるが、非常に厳密な動的モデルを必要とする逆動力学的方法と比較して、パラメータの不確かさに左右される程度が限定されている。

10

【0019】

純粋な重力補償アルゴリズムの1つの制限は、重力の効果が、実際には運動の前進を助ける、所定の作業に対する効率を劣化させる可能性があることである。たとえば、人間の足取りは、重力に由来する、位置エネルギーの運動エネルギーへの受動的な移行によるきわめて効率的な運動と考えられている。重力補償がどのようなときに運動を助け、どのようなときに当該システムの自然な力学と整合する(interface)のかを判断する方法が必要である。その後で、所定の作業に対する重力補償の不足を相殺するよりインテリジェントな制御を開発することができる。

【0020】

以下の節では、重力補償が力学的に効率的であり、すなわち、系全体の自然な力学を維持する事例の基礎を与える。

20

【0021】

インテリジェントなアシスト制御の基礎

アシスト・トルクの調和した、インテリジェントな動作は、疲労を減少する機会を与えるだけでなく、運動を安定させる関節インピーダンスの制御を可能とする。アシスト・トルクが運動を安定化することができる程度を定量化することは困難であるが、運動のエネルギー特性に対する、追加的な操作の効果は、アシスト制御の設計により容易に組み込むことができる。力学的エネルギーは、アシスト制御アルゴリズムと関連した効率を定量化し、記述する、優れた手段である。関節レベルにおいて、筋によって発生させられるパワーを記述するのに使用される生体力学的な量は、実随意筋モーメント m と関節角速度

30

【0022】

$$P_m = m \quad (6)$$

同様に実関節パワーは、以下の式で与えられる。

$$P_n = n \quad (7)$$

【0023】

関節レベルにおけるパワー出力の評価は、関節インピーダンスを増加することにより筋骨格系を安定させる点において、経験的に確認されている相互活性化の存在を見落としている。換言すれば、式6および7において記述されたパワー方程式は、1つの筋グループによるパワーの発生および拮抗筋(antagonist)グループによる吸収またはその逆を説明することはできない。

40

【0024】

しかし、個別の筋のパワーの寄与を考察すると、系におけるエネルギーの流れをより正確に考察することができ、当該考察は、アシスト制御のための、より適切なアルゴリズムを示唆する可能性がある。筋の力と筋の長さの変化率がわかっているならば、個別の筋(P_m)のパワーの寄与は、以下の式によって定めることができる。

【0025】

50

【数4】

$$P_m = F_m \dot{L} \quad (8)$$

ここで、
【数5】

$$F_m \text{ および } \dot{L} \quad 10$$

は、それぞれ筋の力および筋の速度を表す。式6を使用する、関節レベルにおける、筋のパワーは、関節にまたがる筋のパワーの寄与の合計と等しくはないことに留意すべきである。パワーは、仕事を行う割合である。行った仕事を計算するには、時間の期間にわたりパワーを積分する必要がある。期間 t_1 から t_2 の間に随意筋動作によって行われる仕事は、以下のとおりである。

【0026】

【数6】

$$W_m = \int_{t_1}^{t_f} P_m dt \quad (9) \quad 20$$

【0027】

同様に、筋およびアシスト・アクチュエータによる力学的な仕事は、以下の式によって与えられる。

【0028】

【数7】

$$W_n = \int_{t_1}^{t_f} P_n dt \quad (10) \quad 30$$

【0029】

パワー P_m および仕事 W_m は、正であっても負であってもよい。正の仕事は、筋モーメントが関節の角速度と同じ方向に作用する短縮性(concentric)筋収縮の間に行われる仕事である。短縮性筋収縮は、筋収縮が、筋が短くなるのを許容する場合に生じる。負の仕事は、筋モーメントが関節の角速度と反対の方向に作用する伸張性(eccentric)筋収縮の間に行われる仕事である。伸張性作用は、筋が活動化されているが、高い外部負荷により長くされている場合に生じる。当該筋の長さおよび速度における、伸張性作用の間の同じ活性化レベルにより、短縮性作用の間よりもより大きな張力が作成されうる。また、伸張性収縮は、代謝的により効率的であることが示されている。以下の文献を参照されたい。

【0030】

(1) 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

(2) 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.

【 0 0 3 1 】

作業を行う代謝的なコスト (MC) は、正および負の仕事に関連した効率を考慮すべきである。

【 0 0 3 2 】

【数 8】

$$MC = \frac{W^+}{n^+} + \frac{W^-}{n^-} \quad (11)$$

10

【 0 0 3 3 】

ここで、W は、短縮性の仕事 (筋が短くなるときに行われる仕事) を表し、W⁻ は、伸張性の仕事 (筋が長くなるときに行われる仕事) を表す。定数 n⁺ および n⁻ は、それぞれ、短縮性および伸張性作用に関連した係数である。筋レベルにおいて、m 個の筋の共力性作用の全体の代謝コストは、瞬時の全体のパワーを積分し、伸張性作用のより高い代謝効率を考慮することにより求められる。

【 0 0 3 4 】

【数 9】

$$MC = \int_{t_0}^{t_f} \left\{ \sum_{i=1}^m \left| \frac{P_{m_i}^+}{n^+} \right| + \left| \frac{P_{m_i}^-}{n^-} \right| \right\} dt \quad (12)$$

20

【 0 0 3 5 】

力学的仕事または代謝的仕事の計算は、等尺性筋作用の代謝的なコストを解くことはできない。重力に対する等尺性仕事を伴う、アシストされていない人間の運動において、力学的には動きはなく、力学的な仕事は行われない。しかし、代謝的には、コストが存在する。したがって、重力に対して体のセグメントを保持する仕事の要請は、筋パワーまたは関節パワーの計算によって決定することはできない。このような仕事は、多くの場合、重力に対して負荷を瞬間的に保持し、または前方に体を傾けることにより長い時間搬送する、仕事に関連する、持ち上げ作業または搬送作業において無視できない。この事実は、重力補償制御の興味深く、実際的な利点につながる。すなわち、重力補償は、重力に対する等尺性収縮に関連する、代謝的なコストを本質的に取り除く。

30

【 0 0 3 6 】

アシスト・トルクの適正さ

アシスト制御アルゴリズムの適正さを判断するための 1 つの基準は、代謝的なコストに対するアシスト制御の効果を考察することである。アシストされた制御の代謝的なコストが、アシストされていない制御の代謝的なコストよりも小さければ、瞬時のアシスト・トルクは、代謝的に適正であると考えられる。

40

【 0 0 3 7 】

【数 10】

$$\frac{|P_m|}{n_m} < \frac{|P_n|}{n_n} \quad (13)$$

50

ここで n_m および n_n は、瞬時の代謝効率を表し、瞬時のパワーが正であるか負であるかにより左右される。

【0038】

運動の力学的なコストのみを考察することにより解析を簡単にするために、 $n_m = n_n = 1$ と仮定する。式13は、以下の式に簡約される。

$$|m| < |n| \quad (14)$$

【0039】

力学的エネルギーの言い方によれば、上記の仮定は、アシスト制御の設計は、アシストされる筋トルクの大きさがアシストされない筋トルクの大きさを超えないようなものであるべきことを意味する。アシスト・トルク a の言い方による不等式制約条件を以下のように表現することができる。式3から以下の関係が成立する。

【0040】

$$|m| = |n - a| \quad (15)$$

式15を式14に代入して、以下の式を得る。

【0041】

$$|n - a| < |n| \quad (16)$$

したがって、式16を満足する必要十分条件は、以下の不等式制約条件を満たすアシスト・トルクを加えることである。

【0042】

$$\begin{aligned} 0 < a < 2n & \quad n > 0 \\ 2n < a < 0 & \quad n < 0 \end{aligned} \quad (17)$$

式17による基準による適正領域は、図1にプロットされている。インテリジェントな重力アシスト・コントローラを開発するために、力学的なエネルギーと関連する適正領域とを考察する必要がある。一般的な制御戦略を作成するために、重力が運動を助けるときに系の自然な力学を利用すると共に、重力が運動を妨げるときに重力を補償する制御戦略につながる、本明細書に記載の重力補償コントローラを補完するハイブリッドコントローラを開発することが肝要である。

【0043】

本発明の方法およびシステム

上記の記述に基づき、本発明を以下に説明する。

【0044】

本発明による、筋の負荷を軽減するように、人間アシスト・システムにおいて、人間の関節に加えるアシスト・トルクを求める方法は、人間の各セグメントに関する力およびモーメントの均衡式から、当該セグメントの関節に働く重力によるモーメントを求めるステップを含む。当該方法は、関節に働く重力によるモーメントを補償するように当該関節に与えるアシスト・トルクを求めるステップをさらに含む。

【0045】

本発明による、人間の関節にアシスト・トルクを与えて筋の負荷を軽減するアシスト・システムは、関節にアシスト・トルクを与えるモータと、モータを駆動制御するモータ・ドライバを含む。当該システムは、アシスト・トルクの目標値を定めるコントローラを含み、当該コントローラは、プロセッサとメモリとを含む。当該コントローラは、人間の各セグメントに関する力およびモーメントの均衡式から、当該セグメントの関節に働く重力によるモーメントを求め、つぎに 関節に働く重力によるモーメントを補償するように当

10

20

30

40

50

該関節に加えるアシスト・トルクを定めるように構成されている。

【0046】

このように、本発明によれば、動作の前進を担当する随意アクチュエータと静的な均衡の維持を担当するアシスト・アクチュエータの間の自然な区分が存在する。この区分は、随意制御と人工的制御の間のインタフェースを減少させる可能性がある。

【0047】

本発明の実施形態によれば、関節に働く重力によるモーメントを求めるステップにおいて、足に作用する床反力、足の下の圧力中心および各セグメントの傾斜角度に基づいて関節に働く重力によるモーメントを求める。

【0048】

このように、複雑な方法を使用せずに、関節に働く重力によるモーメントを簡単に求めることができる。

【0049】

本発明の他の実施形態によれば、各セグメントに関する、力およびモーメントの均衡式における重力加速度項以外の加速度項、角加速度項および水平方向の力の項をゼロとして関節に働く重力によるモーメントを求める。

【0050】

このように、質量中心加速度項、角加速度項および水平方向の力の項を測定したり計算したりすることなく、確実に、関節に働く重力によるモーメントを求めることができる。

【0051】

本発明の他の実施形態によれば、いずれかの関節に加えられたトルクが、重力加速度による実トルクを計算することによって推定される。

【0052】

このように、いずれかの関節に加えられたトルクを簡単に推定することができる。

【0053】

本発明の他の実施形態によれば、センサによる測定値に基づいて床反力を求める。したがって、確実に床反力を求めることができる。

【0054】

本発明の他の実施形態によれば、所定の定数に基づいて床反力を求める。したがって、床反力を必ず、簡単に求めることができる。

【0055】

本発明の他の実施形態によれば、足の下の圧力中心を、センサの測定に基づいて求める。したがって、足の下の圧力中心を確実に求めることができる。

【0056】

本発明の他の実施形態によれば、リアルタイム処理により、アシスト・トルクをリアルタイムに求める。したがって、当該方法およびシステムは、リアルタイムの人間アシスト制御に適している。

【0057】

本発明の他の実施形態によれば、セグメントが、足部、下腿部および大腿部を含む。したがって、足首関節、膝関節および腰関節の何れに加えられるアシスト・トルクも求めることができる。

【0058】

本発明の他の実施形態によれば、センサによる測定値に基づいて各セグメントの傾斜角度を求める。したがって、各セグメントの傾斜角度を確実に求めることができる。

【0059】

本発明の他の実施形態によれば、センサは関節角度を示す関節角度センサである。

【0060】

本発明の他の実施形態によれば、関節角度センサはポテンシオメータである。

【0061】

このように、各セグメントの傾斜角度は、確実に、複雑なセンサを必要とすることなく

10

20

30

40

50

求めることができる。

【0062】

本発明の他の実施形態によれば、当該方法は、人間が負荷を上昇・下降させる際に使用される。したがって、人間が負荷を上げ下ろしする間に、人間アシスト制御を確実に行うことができる。

【0063】

本発明の他の実施形態によれば、システムは、外骨格装置型である。したがって、外骨格装置型の人間アシスト・システムの制御を確実に行うことができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0064】

反復「グランド・アップ」重力補償

ここで、繰り返し表現による重力補償アルゴリズムを示す。この表現は、パラメータの不確かさやモデル化されていない力学に対してよりロバスト性が高い、外骨格装置制御方式を実現するのにより適している。当該アルゴリズムは、鉛直方向の床反力を制約条件として使用し、重力による関節におけるモーメントを反復計算する。多体平面動的システムを考察する。個別の、体のセグメント i ($i = 1 \dots n$) に対して、図 2 に示すように、

【数 1 1】

$$(\ddot{x}_i, \ddot{y}_i), \theta_i, \ddot{\theta}_i$$

は、それぞれ、質量中心の加速度、鉛直に対する関節角度および角加速度である。物理パラメータ m_i , I_i , l_i , および k_i は、質量、慣性モーメント、セグメントの長さおよびリンク i の質量中心までの長さを示す。

【0065】

F_i , G_i , および τ_i は、それぞれ、セグメント $i - 1$ によって、セグメント i に働く水平方向の力、鉛直方向の力および関節モーメントを示す。同様に $-F_{i+1}$, $-G_{i+1}$, および $-\tau_{i+1}$ は、それぞれ、セグメント $i + 1$ によって、セグメント i に働く水平方向の力、鉛直方向の力および関節モーメントを示す。各セグメントにおける力およびモーメントの均衡から以下のニュートン・オイラー方程式が導出される。

【0066】

【数 1 2】

$$F_{i+1} = F_i - m_i \ddot{x}_i \quad (18)$$

【0067】

【数 1 3】

$$G_{i+1} = G_i - m_i g - m_i \ddot{y}_i \quad (19)$$

【0068】

10

20

30

40

【数 1 4】

$$\tau_{i+1} = \tau_i - F_i k_i \cos(\theta_i) + G_i k_i \sin(\theta_i) - F_{i+1} (l_i - k_i) \cos(\theta_i) + G_{i+1} (l_i - k_i) \sin(\theta_i) - I_i \ddot{\theta}_i \quad (20)$$

10

【0069】

リンク 1 は足 (foot) であり、 F_1 、 G_1 は、足の下の圧力中心に作用する床反力である。足の下の圧力中心における反力モーメントは、ゼロと考える。すなわち、 $\tau_1 = 0$ である。長さ l_1 は、足の下の圧力中心から始まり足首関節で終わる。長さ k_1 は足の下の圧力中心から始まり足の質量中心で終わる。各セグメントの質量中心の座標は、運動学の式を使用して計算される。

【0070】

上記のニュートン・オイラー方程式を使用して、「グランド・アップ」逆動力学手順は、運動学と床反力を利用して、連続する関節における実関節力と実関節モーメントとを繰り返し推定する。式 20 は、関節 i における実関節トルク

20

【数 1 5】

$$\tau_{n_i}$$

を表す。理論的に、関節トルク

【数 1 6】

$$\tau_{n_i} \quad \forall i \in [1 \dots n]$$

30

のベクトルは、式 3 を使用して求めた実関節トルクに等しい。相違点は、本手順は反復的であり、制約条件として床反力を必要とすることである。反復手順において、床反力と運動学的データとを一体化することは、定式化するに当たり体全体をモデル化する必要がないので有利である。したがって、足首、膝および腰において関節モーメントと関節力を推定するのに好ましい方法である。

【0071】

適切な制約条件を備えると、「グランド・アップ」逆動力学方程式は、「グランド・アップ」重力補償アルゴリズムを展開するのに使用することもできる。式 18 乃至 20 から、すべての加速度および水平方向関節反力をゼロとすることにより、関節モーメントにおける重力および鉛直方向静負荷の寄与を観察することができる。

40

【0072】

すなわち、

【数 1 7】

$$\ddot{x}_i = \ddot{y}_i = \ddot{\theta}_i = F_i = 0 \quad (21)$$

である。式 18 乃至 20 において、上記の制約条件を使用することにより、(下付き文字

50

g によって表示される) 重力の効果による各関節における力およびモーメントを計算する反復的な表現を求める。

【 0 0 7 3 】

【数 1 8】

$$F_{g(i+1)} = 0 \quad (22)$$

$$G_{g(i+1)} = G_{g(i)} - m_i g$$

$$\tau_{g(i+1)} = +\tau_{g(i)} + G_{g(i)} k_i \sin(\theta_i) + G_{g(i+1)} (l_i - k_i) \sin(\theta_i) \quad (23)$$

10

【 0 0 7 4 】

上記の式は、鉛直方向静的負荷の効果を実モーメントに関係づけているので、床反力に対する制約条件は、

【数 1 9】

$$F_{g(1)} = 0 \quad (24)$$

20

$$\tau_{g(1)} = 0 \quad (25)$$

$$G_{g(1)} = \sum_{i=1}^n m_i g + G_e \quad (26)$$

として適切に選択する必要がある。

【 0 0 7 5 】

ここで、 G_e は、外的負荷による鉛直方向の実静的力であり、

【数 2 0】

$$\sum_{i=1}^n m_i g$$

30

は、体全体の質量による重力である。

【 0 0 7 6 】

関節 i ($i = 1 \dots n$) がすべて作動しているとする。各関節において目標のアシスト制御を生成するのに使用される重力補償制御則は、

$$a_{(1)} = 0 \quad (27)$$

$$a_{(i+1)} = g_{(i+1)} \quad (28)$$

40

である。すべての関節における目標のアシスト・トルクは、単に

$$a_{(desire)} = [a_{(1)}, a_{(2)}, \dots, a_{(n)}] \quad (29)$$

50

によって生成されるベクトルである。関節が作動していなければ、当該関節におけるアシスト・トルクは、単にゼロである。

【 0 0 7 7 】

全システム

重力補償コントローラ、外骨格装置アクチュエータ・システムおよび人間と外骨格装置を含む全システムのブロック図を図 3 に示す。外骨格装置アクチュエータ制御システムは、上記の重力補償コントローラを使用して計算された目標アシスト・トルクを取り込み、その出力に当該目標アシスト・トルクを生成するように試みる。人間の関節を駆動するのに使用される実際のアシスト・トルクは、当該外骨格装置アクチュエータ・システムの出力である。重力補償コントローラおよび外骨格装置アクチュエータ・システムが、人間アシスト・システムを構成する。

10

【 0 0 7 8 】

人間アシスト・システム

人間アシスト・システムのブロック図を図 5 に示す。上述のように、人間アシスト・システムは、重力補償コントローラ 1 0 0 および外骨格装置アクチュエータ・システム 2 0 0 を含む。重力補償コントローラ 1 0 0 は、CPU (中央処理装置) 1 0 1、メモリ 1 0 2、D/A コンバータ 1 0 3、A/D コンバータ 1 0 4 およびデジタル入出力ユニット 1 0 5 を備える。外骨格装置アクチュエータ・システム 2 0 0 は、関節の各々に目標のアシスト・トルクを供給するアクチュエータ・ユニットを備える。関節には、両方の足首の関節、両方の膝の関節および両方の腰の関節が含まれる。これらの関節用に複数のアクチュエータ・ユニットを備える。各アクチュエータ・ユニットは、モータ・ドライバ 2 0 1、DC サーボモータ 2 0 2、ギア 2 0 3 およびポテンショメータ 2 0 4 を含む。

20

【 0 0 7 9 】

始動・停止スイッチ 2 がオン状態に設定される (すなわち、始動スイッチがオンされると)、重力補償コントローラ 1 0 0 は、動作を開始する。始動・停止スイッチ 2 がオフ状態に設定される (すなわち、停止スイッチがオンされると)、重力補償コントローラ 1 0 0 は、動作を停止する。始動・停止スイッチ 2 がオン状態に設定される間、重力補償コントローラは、式 2 2 乃至 2 9 に基づいて所定の間隔で各関節用の目標アシスト・トルクを反復的に計算する。式 2 6 において、 $G_{g(1)}$ は、床反力センサ 1 を使用した測定により求めることができる。床反力センサ 1 は、足の底面または床に設置されたロード・セル・タイプのものでよい。代替的に、 $G_{g(1)}$ は、メモリ 1 0 2 に記憶されたデータを使用して求めることができる。各足の下の足の下の圧力中心は計算するか靴の中の圧力センサを使用して測定する。各セグメントの質量、各セグメントの質量中心の位置および各セグメントの長さは、以下の文献に報告されている回帰式を使用して求めてもよい。

30

【 0 0 8 0 】

(3) Winter D.A(1990), Biomechanic and Motor Control of Human Movement, 2nd Edition, Jhon Wiley & Sons, Inc.

【 0 0 8 1 】

人間によって持ち上げられまたは運搬される外的負荷の質量を予め測定することによって知ることできる。当該質量は、右側のセグメントおよび左側のセグメントによって等しく分担されると仮定してもよい。式 2 3 において、鉛直方向に対する関節角度 (関節傾き角度) θ_i は、各関節におけるポテンショメータ 2 0 4 の出力に基づいて求めることができる。ポテンショメータ 2 0 4 の出力は、関節における曲げ角度 (関節曲げ角度) を表す。鉛直方向に対する関節角度 θ_i は、各関節における曲げ角度から計算することができる。

40

【 0 0 8 2 】

重力補償コントローラ 1 0 0 は、各関節に対するアシスト・トルクの目標値を、D/A コンバータ 1 0 3 を介して各アクチュエータのモータ・ドライバ 2 0 1 に出力する。各アクチュエータ・ユニットにおいて、モータ・ドライバ 2 0 1 は、各関節に目標のアシスト

50

・トルクを供給するようにDCサーボモータ202を駆動する。

【0083】

動作プロセス

図6は、人間アシスト・システムの動作プロセスの流れ図を示す。

【0084】

ステップS605において、始動スイッチ2がオンされたときに時間がゼロに設定される。ステップS610において、床反力の静的鉛直方向成分が、測定または推定により求められる。

【0085】

ステップS615において、鉛直方向に対する関節角度(セグメント*i*の向き)がセンサによって求められる。当該センサは、各関節*i*におけるポテンショメータでもよい。ステップS620において、重力に打ち克つ、関節*i*における目標のアシスト・トルクが、式22乃至29に基づいて計算される。

10

【0086】

ステップS625において、すべてのセグメントに対して計算が実行されたか否かが判断される。いずれかのセグメントに対して計算が実行されていないならば、ステップS630において、*i*に対するカウンタが1増分され、プロセスはステップS615に戻る。すべてのセグメントに対して計算が実行されていれば、プロセスはS635に進む。

【0087】

ステップS635において、目標のアシスト・トルクを生成するように、D/Aコンバータを介して各アクチュエータ・ユニットへ目標のアシスト・トルクが出力される。ステップS640において、所定の時間間隔を空ける。

20

【0088】

ステップS645において、停止スイッチ2がオンされているか否かが判断される。判定の結果が肯定的であれば、プロセスは終了する。判定の結果が否定的であれば、プロセスは、S610に戻る。

【0089】

シミュレーション

人手による物品処理作業を表す質量の上昇・下降運動に対して、重力補償プロトコルをシミュレーションした。図4に示すように、足、脚下部、脚上部、胴体、腕上部および腕下部をモデル化している6リンクの平面システムを、解析を行うために使用する。持ち上げることの、種々の力学的または運動学的パラメータに対する、動的な要因や外部質量の効果は、バイオメカニクス研究者によって広く研究されている。以下の文献を参照されたい。

30

【0090】

(4) D. Gagnon and M. Gagnon. The influence of dynamic factors on triaxial net muscular moments at the l5/s1 joint during asymmetrical lifting and lowering. Journal of Biomechanics, 25:891 - 901, 1992.

(5) S. H. Hsiang and R. W. McGorry. Three different lifting strategies for controlling the motion patterns of the external load. Ergonomics, 40:928 - 939, 1997

40

【0091】

このような研究は、人間工学的な介入を識別することによりリスク要因を減少させるために行われてきた。

【0092】

図7は、10kgの質量の上昇・下降運動に対する5関節の運動軌跡を示す。図8は、膝におけるアシスト・トルク、筋トルクおよび実関節トルクの大きさの、シミュレーションされた比較を示す。膝における筋トルクが膝における実関節トルクを超える領域においては、重力補償制御は、作業を行うために筋によって要求される機械的なパワーを増加させる。本解析によっては、代謝のパワーが各瞬間において増加しているか減少しているか

50

を予測することはできない。代謝コストに関する重力補償の効果を完全に理解するには、より複雑なツールが必要である。さらに、重力補償は、実際には、機械的な仕事を増加させる犠牲により、安定性を増加させている可能性もある。

【0093】

図9は、腰におけるアシスト・トルク、筋トルクおよび実関節トルクの大きさの、シミュレーションされた比較を示す。腰における筋トルクが腰における実関節トルクを超える領域においては、重力補償制御は、作業を行うために筋によって要求される機械的なパワーを増加させる。

【0094】

図10は、膝におけるアシスト・トルク、筋トルクおよび実関節トルクの、シミュレーションされた比較を示す。アシスト・トルクと実関節トルクの符号が反対の領域においては、重力補償は、運動の効率を減少させる。

10

【0095】

図11は、腰におけるアシスト・トルク、筋トルクおよび実関節トルクの、シミュレーションされた比較を示す。アシスト・トルクと実関節トルクの符号が反対の領域においては、重力補償は、運動の効率を減少させる。

【0096】

図12は、膝における関節パワーを推定するための量を示す。上段の関節トルクおよび中段の関節角速度が含まれる。関節パワーは、下段のグラフにプロットされている。調整後の関節パワーは、正および負の仕事の代謝コスト・インデックスを考慮している。文献から利用可能なデータに基づいて、本シミュレーションにおいては、 $n^- = 1.5$ および $n^+ = 1.0$ を使用した。

20

【0097】

図13は、腰における関節パワーを推定するための量を示す。上段の関節トルクおよび中段の関節角速度が含まれる。関節パワーは、下段のグラフにプロットされている。調整後の関節パワーは、正および負の仕事の代謝コスト・インデックスを考慮している。文献から利用可能なデータに基づいて、本シミュレーションにおいては、 $n^- = 1.5$ および $n^+ = 1.0$ を使用した。

【0098】

図14は、膝関節において、アシスト・トルク対実関節トルクの適正領域を示す。重力アシストの実施可能領域は、プロット記号「X」によって示される。プロット記号「O」の領域は、適正ではない随意筋トルクを発生させる。

30

【0099】

図15は、腰関節において、アシスト・トルク対実関節トルクの適正領域を示す。重力アシストの実施可能領域は、プロット記号「X」によって示される。プロット記号「O」の領域は、適正ではない随意筋トルクを発生させる。

【0100】

図8乃至11は、膝および腰における筋トルクが、実関節トルクと比較して、かなり減少することを示す。このことは、反復「グランド・アップ」重力補償が、この作業を行うために筋によって要求される仕事を大幅に減少させたことを意味する。

40

【図面の簡単な説明】

【0101】

【図1】適正なアシストが与えられる領域を示す。

【図2】分離された剛体の体を示す。

【図3】人間の感覚運動制御システムおよび外骨格装置を装備した人間の体を制御するための、外骨格装置作動、検出および制御システムの相互作用のブロック図である。

【図4】運動の持ち上げサイクルの開始および最終位置を示す、6セグメント平面2足体を示す。

【図5】人間アシスト・システムのブロック図である。

【図6】人間アシスト・システムの動作の流れ図である。

50

【図7】10kgの質量の上昇・下降運動に対する5関節の運動軌跡を示す。

【図8】膝におけるアシスト・トルク、筋トルクおよび実関節トルクの大きさの、シミュレーションされた比較を示す。

【図9】腰におけるアシスト・トルク、筋トルクおよび実関節トルクの大きさの、シミュレーションされた比較を示す。

【図10】膝におけるアシスト・トルク、筋トルクおよび実関節トルクの、シミュレーションされた比較を示す。

【図11】腰におけるアシスト・トルク、筋トルクおよび実関節トルクの、シミュレーションされた比較を示す。

【図12】膝における関節パワーを推定するための量を示し、上段の関節トルクおよび中段の関節角速度が含まれる。

10

【図13】腰における関節パワーを推定するための量を示し、上段の関節トルクおよび中段の関節角速度が含まれる。

【図14】膝関節において、アシスト・トルク対実関節トルクの適正領域を示す。

【図15】腰関節において、アシスト・トルク対実関節トルクの適正領域を示す。

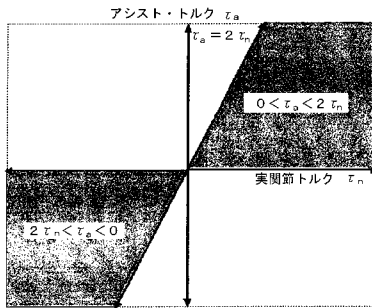
【符号の説明】

【0102】

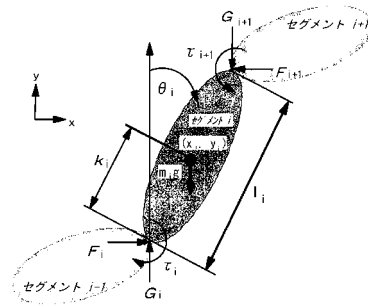
- 100 重力補償コントローラ
- 101 CPU
- 102 メモリ
- 200 外骨格装置アクチュエータ
- 201 モータ・ドライバ
- 202 モータ

20

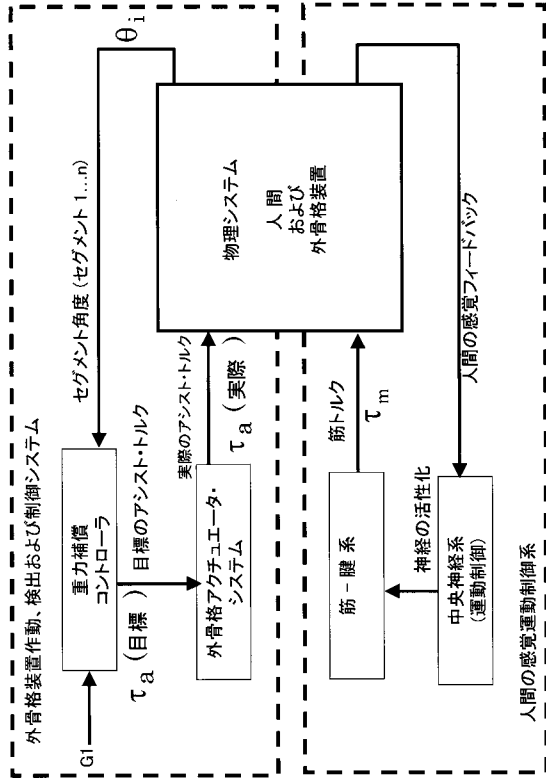
【図1】



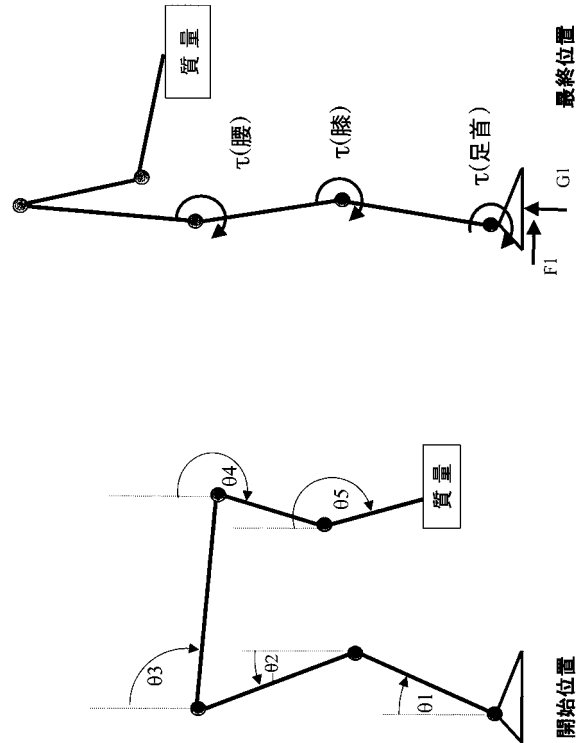
【図2】



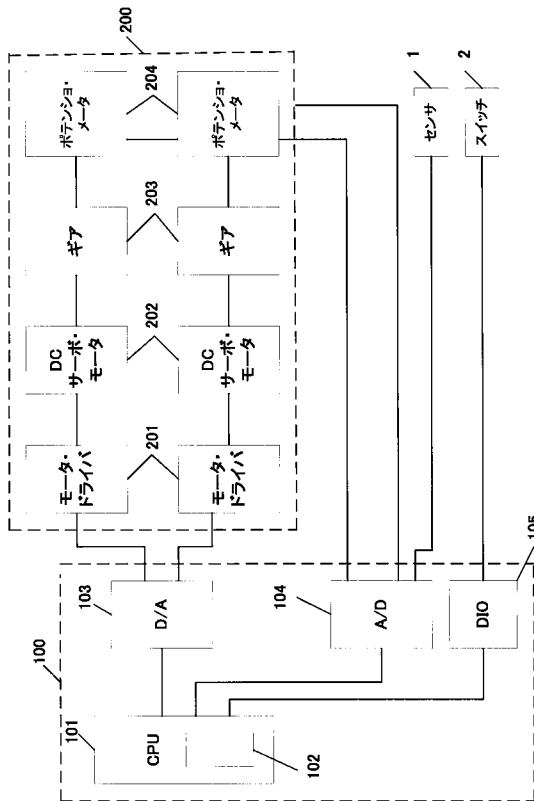
【図3】



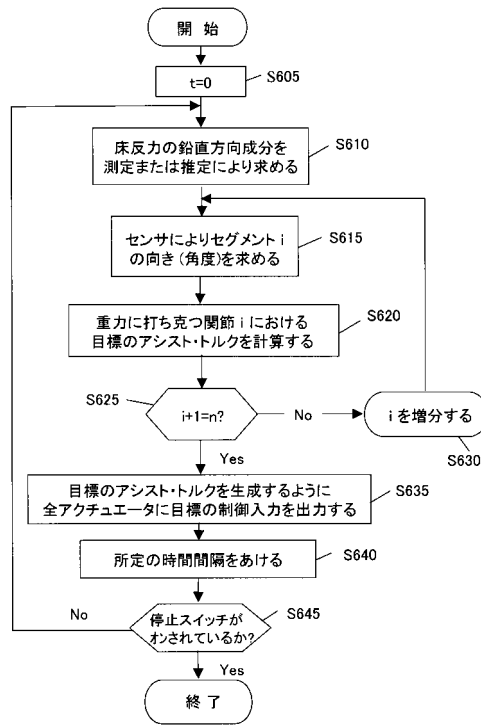
【図4】



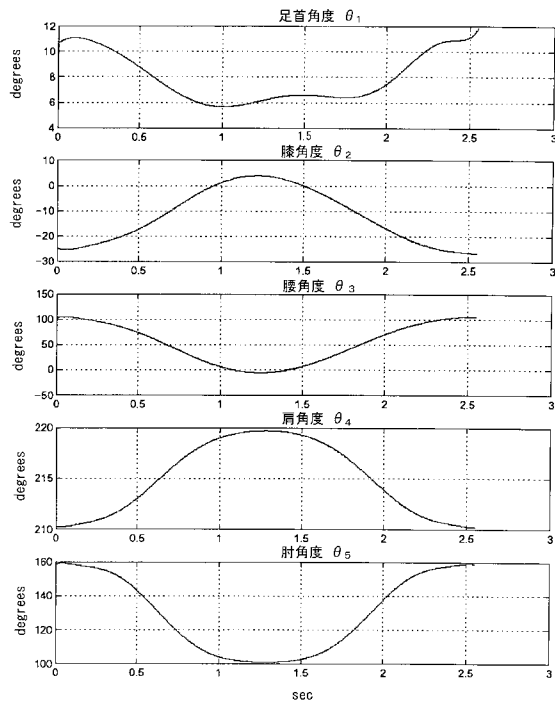
【図5】



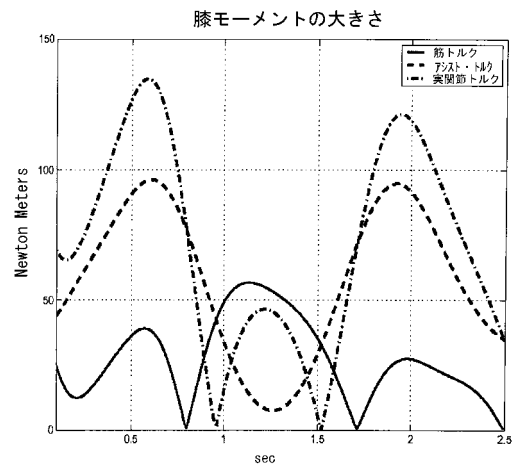
【図6】



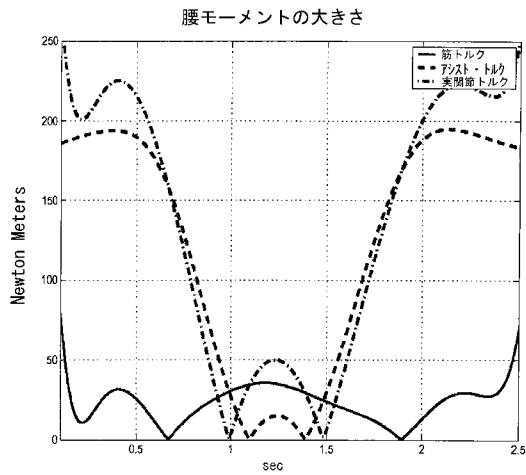
【図7】



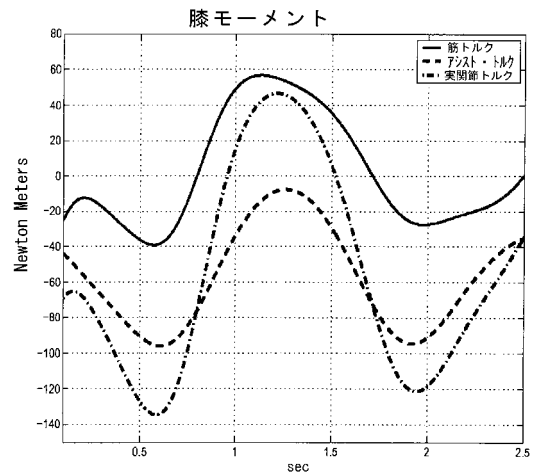
【図8】



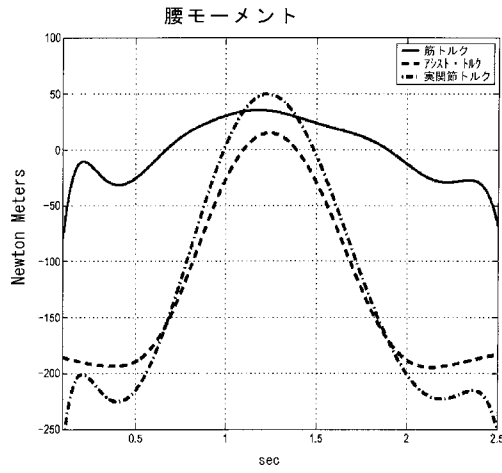
【図9】



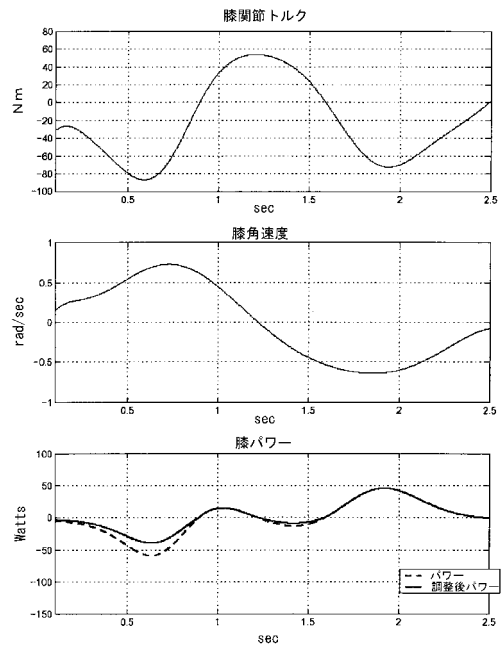
【図10】



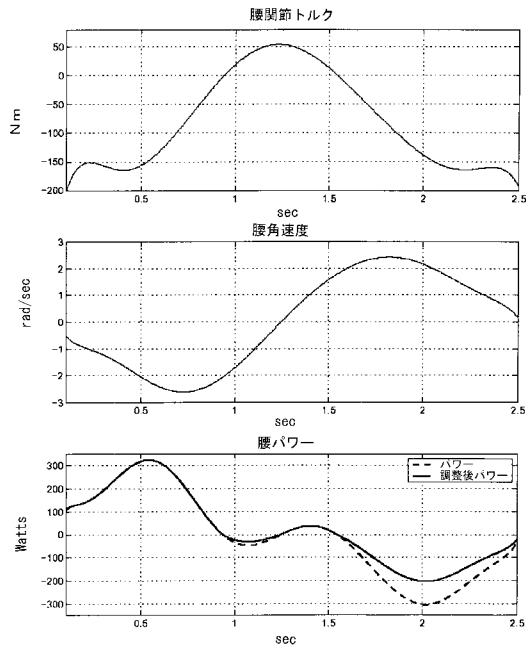
【図 1 1】



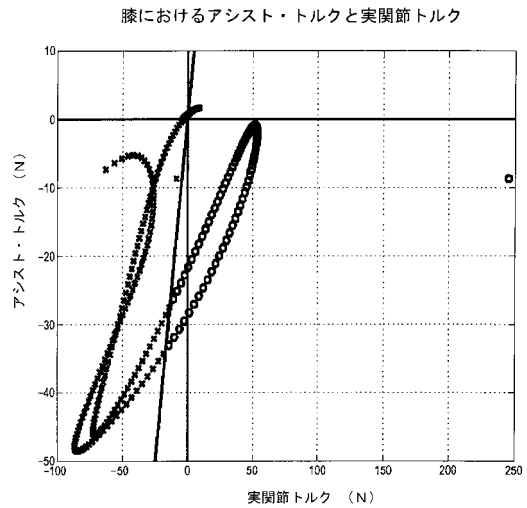
【図 1 2】



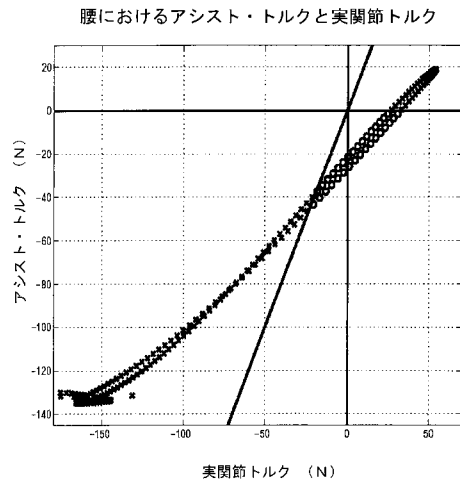
【図 1 3】



【図 1 4】



【図15】



フロントページの続き

(72)発明者 池内 康

埼玉県和光市中央1丁目4番1号 株式会社本田技術研究所内

(72)発明者 河合 雅和

埼玉県和光市中央1丁目4番1号 株式会社本田技術研究所内

審査官 所村 美和

(56)参考文献 特開平08-019979(JP,A)

特開2002-096283(JP,A)

特開2003-080478(JP,A)

加藤久 他, 歩行機能補助装置の研究, 日本機械学会 福祉工学シンポジウムCD-ROM論文集, 2001年 8月 7日, W418

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

B25J 1/00 - 21/02

A61B 5/04 - 5/05

A61F 2/00 - 2/80

A61F 3/00 - 4/00

A61H 1/00 - 5/00

A61H 99/00

A61M 1/10