



GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG). 添付公開書類:  
— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

## 明 細 書

発明の名称：

運動補助装置及び運動補助方法、コンピューター・プログラム、並びにプログラム記録媒体

### 技術分野

[0001] 本明細書で開示する技術は、高齢者など主に介助や介護を必要とする人体に装着して用いられ、人体の運動を物理的並びに心理的に補助する運動補助装置及び運動補助方法、コンピューター・プログラム、並びにプログラム記録媒体に係り、特に、歩行動作を始め人体のさまざまな運動を汎用的に補助する運動補助装置及び運動補助方法、コンピューター・プログラム、並びにプログラム記録媒体に関する。

### 背景技術

[0002] わが国の高齢化率（65歳以上高齢者人口が総人口に占める割合）は、2010年に23.1%であり、2025年には30%に至ると予測されている。このように高齢者の人口構成に占める比重が急速に高まってくると、高齢者ができる限り要介護状態とならず健康で生き生きと暮らせること、また、要介護状態となっても、できる限り悪化を防ぎ、自立した生活を送ることができる社会を実現することが急務となっている。

[0003] 高齢化社会の到来に伴い、高齢者介護施設や高齢者を抱える家庭では、高齢者の心身の補助を行なうことを目的としたメカトロ機器への要求が高まっている。また、自律歩行補助器、パワー・アシスト・スーツといった物理的な補助に留まらず、ロボットを作業療法の中に効果的に取り入れたメンタル・アシストへの要求も存在する。

[0004] 介助・介護用メカトロ機器開発で重要な点の1つは、高齢者の活動をいたずらに阻害せず、できるだけ維持・促進させることである。高齢者の体力が低下したからといって、高齢者の活動を機械が過度に代行してしまうと、高齢者の体力はますます減退し、状況は悪化する（廃用症候群）。パワー・ア

シスト・スーツは、人の筋肉が発生する力に加えて、人工的な力をその補助として加える装置であるが、高齢者の体力が低下した分を補完しながら、高齢者自身の活動を維持させられる点で、望ましい機器といえる。

[0005] しかしながら、現時点ではパワー・アシスト・スーツの普及率は決して高くない。その理由として、以下のようなことが考えられる。

- [0006] (1) 装着に手間がかかる。  
(2) ぎこちないサポートしか行なわれない。  
(3) 装着したときの見た目が不恰好である。  
(4) 機器が重い。  
(5) 稼働時間が短い。

[0007] 例えば、筋電センサーからの出力と運動のフェーズ推定の結果に基づいて関節に駆動力を与えるパワー・アシスト方法が最近になって注目されている（例えば、非特許文献1を参照のこと）。しかしながら、筋電センサーは片脚に9箇所も取り付けなければならず、装着の手間がかかる。また、筋電センサーは経時変化や汗のため、皮膚から剥がれることもある。筋電センサーと皮膚の密着性が崩れると、筋電センサーの出力値が不安定となり、パワー・アシスト・スーツが暴走したり、装着した人体に不適切な力が印加したりするおそれがある。

[0008] また、人体の歩行時には、歩行の相に応じた設計トルク・パターンが人体に印加される歩行補助装置について提案がなされている（例えば、非特許文献2を参照のこと）。一方、使用者の歩行パターンは多様であり、設計したトルク・パターンではカバーできないケースも多々存在する。このため、歩行時に違和感がある、不自然で低速な歩行しか行なえない、といった結果に陥り易い。

[0009] 他方、筋電センサーを用いない人体補助装置も提案されている（例えば、非特許文献3を参照のこと）。この装置は、ユーザーの関節の動きをセンシングし、それをサポートするような力を関節に印加するように構成されている。但し、この装置は、ユーザーの関節の動きを阻害するものがあると、感

度よくユーザーの運動の意図を反映することが難しくなるという問題がある。例えば、現存のパワー・アシスト・スーツの関節部に含まれるギヤ部の粘性抵抗などは、ユーザーの関節の動きを阻害する要因となり得る。将来的には、このような阻害要因を排除していく必要があると思料される。

[0010] また、パワー・アシスト・スーツが発する力は、経験則や、根拠に乏しい制御則に基づいているものが多い。筋電センサーならば、理想的にはユーザーの運動意図を直接反映することができる（但し、現実には、上記したように、筋電センサーが安定したセンシングが難しいという問題がある）。これに対し、関節の動きのセンシングからユーザーの意図を抽出することは難しい。このような条件下で、ユーザーにストレスや不自然感の無い力サポートを行なうための、根拠ある制御則が必要であると思料される。

[0011] 例えば、ユーザーのバランスや体重を支えながら、脚の振り出しを補助する歩行アシスト・システムについて提案がなされている（例えば、特許文献1を参照のこと）。この歩行アシスト・システムは、ユーザーが把持する倒立振り子型移動体と、ユーザーの脚の運動を補助する歩行補助装置からなり、倒立振り子型移動体と歩行補助装置間で目標移動速度が所定の速度関係となるようにし、倒立振り子型移動体は、ユーザーが把持した際の基体の動き及び目標移動速度に基づいて移動を制御するとともに、歩行補助装置は、ユーザーの脚体の動き及び目標移動速度に基づいて、力をユーザーに伝達させる。しかしながら、歩行アシスト・システムのアシストを適用する対象は歩行運動であり、それ以外の人体の運動に適用できる汎用性は有していない。

## 先行技術文献

### 特許文献

[0012] 特許文献1：特開2011-62463号公報

### 非特許文献

[0013] 非特許文献1：Kawamoto H. , Lee S. , Kanbe S. , Sankai Y. : "Power Assist Method for HAL-3 using EMG-based Feedback Co

ntroller”, Proc. of Int’l Conf. on Systems, Man and Cybernetics (SMC2003), pp. 1648–1653, 2003

非特許文献2: Kenta Suzuki, Gouji Mito, Hiroaki Kawamoto, Yasuhisa Hasegawa, Yoshiyuki Sankai: “Intention-Based Walking Support for Paraplegia Patients with Robot Suit HAL”, Advanced Robotics, Vol. 21, No. 12, pp. 1441–1469, 2007

非特許文献3: J. Ghan, R. Steger, Kazerooni, H, “Control and System Identification for the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton”, Advanced Robotics, Volume 20, Number 9, pp. 989–1014, Number 9, 2006

## 発明の概要

### 発明が解決しようとする課題

[0014] 本明細書で開示する技術の目的は、高齢者など主に介助や介護を必要とする人体に装着して用いられ、人体の運動を物理面並びに心理面から好適に補助することができる、優れた運動補助装置及び運動補助方法、コンピューター・プログラム、並びにプログラム記録媒体を提供することにある。

[0015] 本明細書で開示する技術のさらなる目的は、筋電センサーを用いず、ユーザーの関節の動きからユーザーの意図を抽出して、ユーザーにストレスや不自然感なくサポートする力を発して、人体のさまざまな運動を汎用的に補助することができる、優れた運動補助装置及び運動補助方法、コンピューター・プログラム、並びにプログラム記録媒体を提供することにある。

### 課題を解決するための手段

[0016] 本願は、上記課題を参酌してなされたものであり、請求項 1 に記載の技術は、

複数の関節部と、前記関節部の間を接続する複数のリンクからなるリンク構造物と、

トルク制御により前記関節部を駆動するアクチュエーターと、

前記関節部の関節値を計測する関節値計測部と、

前記関節値計測部が計測した前記関節値に基づいて、前記アクチュエーターの目標トルクを決定する目標トルク決定部と、

前記関節部に作用する外トルクを計測するトルク計測部と、

前記目標トルクと、前記関節値計測部が計測した前記関節値と、前記トルク計測部が計測した前記外トルクとの間に所望の関係が成立するように、前記アクチュエーターをトルク制御する応答制御部と、  
を具備する運動補助装置である。

[0017] 本願の請求項 2 に記載の技術によれば、請求項 1 に記載の運動補助装置の前記目標トルク決定部は、前記リンク構造物を取り付けた人体の関節への負荷を低減する前記目標トルクを決定するように構成されている。

[0018] 本願の請求項 3 に記載の技術によれば、請求項 1 に記載の運動補助装置の前記目標トルク決定部は、前記関節部の加速度が 0 となる目標トルクを決定するように構成されている。

[0019] 本願の請求項 4 に記載の技術によれば、請求項 1 に記載の運動補助装置は、前記リンク構造物の一部における傾きを計測する姿勢計測部をさらに備えている。そして、前記目標トルク決定部は、前記姿勢計測部が計測した前記傾きと、前記関節値計測部が計測した前記関節値を反映した、前記リンク構造物及びこれを取り付けた人体の力学モデルを用いて、前記目標トルクを決定するように構成されている。

[0020] 本願の請求項 5 に記載の技術によれば、請求項 4 に記載の運動補助装置の目標トルク決定部は、前記力学モデルを用いて、前記リンク構造物を取り付けた人体の関節に作用する力を相殺又は低減する前記目標トルクを決定する

ように構成されている。

[0021] 本願の請求項 6 に記載の技術によれば、請求項 5 に記載の運動補助装置は、リンク構造物と外界との接触が想定される接触部位における接触状態を計測する接触計測部をさらに備えている。そして、前記目標トルク決定部は、前記接触計測部が計測した前記接触部位における接触状態に基づいて前記目標トルクを決定するように構成されている。

[0022] 本願の請求項 7 に記載の技術によれば、請求項 6 に記載の運動補助装置の目標トルク決定部は、前記リンク構造物の運動目的と前記リンク構造物に課される拘束条件を満たす前記目標トルクを、2次計画法を用いて決定するように構成されている。

[0023] 本願の請求項 8 に記載の技術によれば、請求項 1 に記載の運動補助装置の応答制御部は、前記目標トルクと、前記トルク計測部が計測した前記外トルクに対して、前記関節部が理想的な 2 次系の応答を行なうように、前記アクチュエーターをトルク制御するように構成されている。

[0024] 本願の請求項 9 に記載の技術によれば、請求項 1 に記載の運動補助装置の応答制御部は、前記目標トルク  $\tau_A$  にて前記アクチュエーターを駆動した際の外乱トルク  $\tau_d$  を算出する外乱オブザーバーを備え、前記目標トルク  $\tau_A$  と、前記外トルク  $\tau_e$  と、前記関節値  $q$  を時間微分して得られる関節値速度に基づいて前記アクチュエーターが応答したことにより達成される関節値加速度目標値を求めて出力するアクチュエーターの理論応答モデルから得られる関節値加速度目標値に前記関節部内のイナーシャの公称値  $J_n$  を掛けたトルク目標値  $\tau^{ref}$  を、前制御周期において前記外乱オブザーバーによって得られた外乱トルク  $\tau_d$  で修正して、現制御周期における前記アクチュエーターに対する指示トルク  $\tau$  を決定するように構成されている。

[0025] また、本願の請求項 10 に記載の技術は、  
複数の関節部と前記関節部の間を接続する複数のリンクからなるリンク構造物における前記関節部の関節値を計測する関節値計測ステップと、  
前記関節値計測ステップにおいて計測した前記関節値に基づいて、前記関

節部を駆動するアクチュエーターの目標トルクを決定する目標トルク決定ステップと、

前記関節部に作用する外トルクを計測するトルク計測ステップと、

前記目標トルクと、前記関節値計測ステップにおいて計測した前記関節値と、前記トルク計測ステップにおいて計測した前記外トルクとの間に所望の関係が成立するように、前記アクチュエーターをトルク制御する応答制御ステップと、

を有する運動補助方法である。

[0026] また、本願の請求項 1 1 に記載の技術は、

複数の関節部と前記関節部の間を接続する複数のリンクからなるリンク構造物における前記関節部の関節値を取得する関節値取得手順と、

前記関節値計測ステップにおいて計測した前記関節値に基づいて、前記関節部を駆動するアクチュエーターの目標トルクを決定する目標トルク決定手順と、

前記関節部に作用する外トルクを取得するトルク取得手順と、

前記目標トルクと、前記関節値計測手順において取得した前記関節値と、前記トルク取得手順において計測した前記外トルクとの間に所望の関係が成立するように、前記アクチュエーターをトルク制御する応答制御手順と、をコンピューターに実行させるようにコンピューター可読形式で記述されたコンピューター・プログラムである。

[0027] 本願の請求項 1 1 に係るコンピューター・プログラムは、コンピューター上で所定の処理を実現するようにコンピューター可読形式で記述されたコンピューター・プログラムを定義したものである。換言すれば、本願の請求項 1 1 に係るコンピューター・プログラムをコンピューターにインストールすることによって、コンピューター上では協働的作用が発揮され、本願の請求項 1 に係る運動補助装置と同様の作用効果を得ることができる。

[0028] また、本願の請求項 1 2 に記載の技術は、

複数の関節部と前記関節部の間を接続する複数のリンクからなるリンク構

造物における前記関節部の関節値を取得する関節値取得手順と、

前記関節値計測ステップにおいて計測した前記関節値に基づいて、前記関節部を駆動するアクチュエーターの目標トルクを決定する目標トルク決定手順と、

前記関節部に作用する外トルクを取得するトルク取得手順と、

前記目標トルクと、前記関節値計測手順において取得した前記関節値と、前記トルク取得手順において計測した前記外トルクとの間に所望の関係が成立するように、前記アクチュエーターをトルク制御する応答制御手順と、をコンピューターに実行させるようにコンピューター可読形式で記述されたコンピューター・プログラムを格納したプログラム記録媒体である。

## 発明の効果

- [0029] 本明細書で開示する技術によれば、高齢者など主に介助や介護を必要とする人体に装着して用いられ、人体の運動を物理面並びに心理面から好適に補助することができる、優れた運動補助装置及び運動補助方法、コンピューター・プログラム、並びにプログラム記録媒体を提供することができる。
- [0030] また、本明細書で開示する技術によれば、装着が容易で、ユーザーの意図を安定してセンシングし、感性及び即応性に富むとともに、ユーザーにストレスを感じさせない自然な力サポートを行なうことができる、優れた運動補助装置及び運動補助方法、コンピューター・プログラム、並びにプログラム記録媒体を提供することができる。
- [0031] 本明細書で開示する技術は、筋電センサーを用いず、ユーザーの関節の動きからユーザーの意図を抽出して、ユーザーの運動をサポートする力を発する運動補助装置である。関節アクチュエーターのギヤ部にモデル化することが困難な摩擦があったとしても、それを補償し、関節部が理想数理モデルに従うように制御することで、当該装置を装着したユーザーの関節に抵抗感を与えることなく、運動をサポートする力を発することができる。また、ユーザーの運動をサポートする際に、数理的な裏付けのあるトルクを関節部に印加することで、多様な状況下においても、一貫して自然な力のサポート感を

ユーザーに与えることができる。具体的には、常にユーザーの関節に力がかからない状態（いわば、宇宙空間にいるような状態）に極力近づけるようにする。

[0032] 本明細書で開示する技術のさらに他の目的、特徴や利点は、後述する実施形態や添付する図面に基づくより詳細な説明によって明らかになるであろう。

### 図面の簡単な説明

[0033] [図1]図1は、本明細書で開示する技術を適用した脚部アシスト・スーツの構成を模式的に示した図である。

[図2]図2は、図1に示した脚部アシスト・スーツの各関節に用いられるアクチュエーター装置の構成を示した図である。

[図3]図3は、人と図1に示した脚部アシスト・スーツを合わせた系をモデル化した2脚ロボットを示した図である。

[図4]図4は、図1～3に示した脚部アシスト・スーツの制御システム構成を示した図である。

[図5]図5は、図4に示した制御システムが実行する処理手順を示したフローチャートである。

[図6]図6は、図4に示した制御システムで実現される制御系を、図3に示した2脚ロボットのモデルに適用した際の結果を示した図である。

[図7]図7は、理想応答制御部406の制御ブロック図である。

### 発明を実施するための形態

[0034] 以下、図面を参照しながら本発明の実施形態について詳細に説明する。

[0035] 図1には、本明細書で開示する技術を適用した脚部アシスト・スーツの構成を模式的に示している。

[0036] 図示の脚部アシスト・スーツは、人体の左右の脚それぞれ対し、股関節にロール、ピッチ、ヨーの3自由度、膝関節にピッチの1自由度、足首にロール及びピッチの2自由度、合計で12自由度を有している。各関節部の関節軸は、それぞれ関節駆動用のアクチュエーターによって駆動される。

- [0037] 各関節間は剛体リンクで接続されている。具体的には、左右の股関節間は骨盤リンクで接続され、左右それぞれの股関節と膝関節間は大腿部リンクで接続され、左右それぞれの膝関節と足首関節間は脛部リンクで接続されている。また、足首関節には足底リンクが接続されている。骨盤リンク、大腿部リンク、脛部リンク、足底リンクは、それぞれバンド（図示しない）によって人間の身体に固定されているものとする。
- [0038] 図1では、右側の関節部及びリンクを実線で描き、人体の陰に隠れた左側の関節部及びリンクを点線で描いている。
- [0039] 骨盤部には、中央制御を行なうホスト・コンピューターが搭載されている。上述した各関節部の関節軸を駆動するアクチュエーターには、ホスト・コンピューターと通信可能なマイクロ・コンピューター（図示しない）がそれぞれ併設されており、関節の制御目標値がホスト・コンピューターから各マイクロ・コンピューターに与えられるとともに、検出した関節角度や関節角速度を各マイクロ・コンピューターからホスト・コンピューターに送信される。
- [0040] 左右の足底部には、足底と路面の間の接触状態を検出するための接触センサーがそれぞれ搭載されている。接触センサーには、足底が路面に接触しているとON、足底が路面から離れているとOFFとなる接地計測スイッチが用いられる。接触センサーに併設されたマイクロ・コンピューターは、接触センサーのON/OFF値を読み込んで、ホスト・コンピューターへ送信するものとする。
- [0041] 骨盤部には、3軸の加速度センサーと3軸の角速度センサー（ジャイロ）からなるIMUが搭載されている。骨盤部の近隣には、これらのセンサー値を計測するマイクロ・コンピューターが併設されており、マイクロ・コンピューターからホスト・コンピューターに計測結果が送信されるものとする。
- [0042] 図2には、図1に示した脚部アシスト・スーツの各関節に用いられるアクチュエーター装置の構成を示している。図示のアクチュエーター装置は、回転子201と固定子202からなるモーター本体と、波動歯車装置などのギ

ヤからなる減速部203で構成され、インターフェース基板204上に搭載されている。モーターの回転子には、回転位置すなわち関節軸の角度を検出するエンコーダー205が取り付けられている。また、減速部の出力軸には、軸受部206を介して後段のリンク（図示しない）が接続されるとともに、出力トルクを検出するためのトルク・センサー207が取り付けられている。

[0043] 各関節軸のアクチュエーターには、関節部に存在する摩擦や関節といったモデル化や同定が困難な外乱の要因に対処し、数理モデル（理想応答モデル）に基づいて出力トルクを指示することができるアクチュエーター制御装置を用い、理想的な関節部（IJU: Idealized Joint Unit）であることが好ましい。この種のアクチュエーター装置は、例えば本出願人に既に譲渡されている特許第4715863号公報に開示されている。このアクチュエーター装置は、指令トルク及び外トルクに対し、指定されたイナーシャと粘性抵抗によって支配される、精密な2次系の応答を示す。これにより、減速部のギヤ内の摩擦などによって関節の動きが阻害されることなく、わずかな力が関節に作用しても、精密にアクチュエーターの角加速度変化となって現れるようにすることができる。したがって、トルク・センサーで得られる出力トルクと、エンコーダーによる検出角度を用いて制御を行なうことで、数理モデルに基づく精密な応答を実現することができる。

[0044] ここでは、図1に示した脚部アシスト・スーツ及びこれを装着する人のマスプロパティーは既知とし、人と脚部アシスト・スーツを合わせた系を、図3に示すような、2脚ロボットとしてモデル化する。図示のモデルは、上述した関節（左右それぞれの股関節3自由度、膝関節1自由度、足首2自由度）による自由度成分と、骨盤部の位置及び姿勢を表す自由度成分を持つ。前者は、実在する（すなわち駆動する）関節の自由度であり、駆動（actuated）の意味を込めて、その関節値を $q_A$ 、関節力を $\tau_A$ とする。また、後者は、関節座標系原点に対する骨盤部のベース並進を表す3自由度と、ベース姿勢を表す3自由度の合計6自由度からなるが、力を発することができな

いことから、非駆動 (unactuated) の意味を込めて、その関節値を  $q_u$ 、関節力を  $\tau_u$  とする。脚部アシスト・スーツの各関節部で発生可能なトルクは、実在する関節駆動用のアクチュエーターによるトルクとする。また、脚部アシスト・スーツを装着した人の筋肉によって発せられる力は、この系から見て外力と考える。

[0045] 本実施形態に係る脚部アシスト・スーツの目的は、これを装着した人の筋力が弱ったとしても、身体の重さをほとんど感じることなく、わずかな筋力で運動を可能とすることにある。言い換えれば、無重力空間で運動するのに近い状態を作り出すことが、脚部アシスト・スーツの運動目的である。例えば、人が椅子から立ち上がったたり、階段を昇り降りしたりする際に、体重を支持するための力のほとんどはアクチュエーターが発し、人の筋肉は残りわずかに必要とされる力を担うようにすることを考える。以下では、説明を簡潔化するため、人が重量物を背負うなど、マスプロパティの変化を伴うケースは除外して考える。

[0046] 上記の運動目的を達成するには、重力によって人の関節に作用する負荷の一部を、アクチュエーターによって補償するような制御系を構成できればよい。但し、図3に示したような2脚ロボット系の場合、左足接地、右足接地、両足接地、無接地といったように、多様な接地状態を伴い、これに応じて系のダイナミクスが大きく変化する。2脚ロボット系が単脚支持の場合は、冗長マニピュレーターと類似のダイナミクスに支配される。一方、両脚支持の場合は、閉ループが形成され、トルクの決定則は単純ではない。解が存在しない（不能な）問題の場合は、近似トルクを作用する必要がある。また、解が無数に存在する（不定な）問題の場合は数ある解の中で最も系にとって負荷の低い最適トルク・パターンを作用する必要がある。このような歩行の相の遷移に伴って複数の制御系を切り替える煩雑さも除去することが望ましい。以下では、これらの問題を総合的に扱える制御系について説明する。

[0047] 2足歩行系の運動方程式は、下式(1)のような形で表現することができる。

[0048] [数1]

$$\tau = H\ddot{q} + b(\dot{q}, g) - J_E^T f_E \quad \dots(1)$$

[0049] 上式(1)において、 $\tau$ は一般化変数 $q$ に対応した一般化力、 $b$ は重力又はコリオリ力、 $H$ は2足ロボット(リンク構造全体)の関節空間に対する慣性行列、 $f_E$ は外力(床反力)で、 $J_E$ は外力 $f_E$ が作用する空間と関節空間を関連付けるヤコビアンである。ここでいう一般化変数 $q$ は、図3のようにモデル化された2脚ロボットの関節値であり、一般化力 $\tau$ は関節力に相当する。より具体的には、一般化変数 $q$ は、実在する関節(左右それぞれの股関節3自由度、膝関節1自由度、足首2自由度)による12自由度成分と、骨盤部の位置及び姿勢を表す6自由度成分からなる。前者は、駆動(actuated)の意味を込めて、その一般化変数を $q_A$ 、一般化力を $\tau_A$ とする。後者は力を発することができないことから、非駆動(unactuated)の意味を込めて、その一般化変数を $q_U$ 、一般化力を $\tau_U$ とする。したがって、一般化力 $\tau$ 並びに一般化変数 $q$ を、 $\tau = (\tau_U \tau_A)^T$ 、 $q = (q_U q_A)^T$ と表現することができる。運動方程式を非駆動成分と駆動成分に分けて記述すると、上式(1)は下式(2)のように変形できる。

[0050] [数2]

$$H\ddot{q} + b = \begin{bmatrix} \tau_U \\ \tau_A \end{bmatrix} + J_E^T f_E \quad \dots(2)$$

[0051] 力制御系のロボット制御において重要な概念として、ロボットに作用する力と発生する加速度の関係を記述するための空間、すなわち操作空間(Operational Space)が挙げられる。例えば、2足ロボットの足底の位置を操作空間として定義して、足底に所望の加速度を発生させるための関節力を決定するのに操作空間が用いられる。通常、操作空間 $x$ の速度

は、関節  $q$  の関節速度とヤコビアン  $J$  を用いて、下式 (3-1) のように表わされる。したがって、操作空間  $x$  の加速度は、関節  $q$  の関節速度とヤコビアン  $J$  を用いて、下式 (3-2) のように表わされる。操作空間は、最終的には関節空間と一致する。

[0052] [数3]

$$\dot{x} = J\dot{q} \quad \dots(3-1)$$

$$\ddot{x} = J\ddot{q} + \dot{J}\dot{q} \quad \dots(3-2)$$

[0053] 上式 (2) を用いて、上式 (3-2) から一般化変数  $q$  の加速度成分を消去すると、下式 (4) に示す通りとなる。

[0054] [数4]

$$\ddot{x} = JH^{-1} \left\{ \begin{bmatrix} \tau_U \\ \tau_A \end{bmatrix} + J_E^T f_E - b \right\} + \dot{J}\dot{q} \quad \dots(4)$$

[0055] 上述したように非駆動関節はトルクを発生できないことから、 $\tau_U = 0$  である。これを上式 (4) に代入すると、下式 (5) に示す通りとなる。

[0056] [数5]

$$\ddot{x} = \begin{bmatrix} JH_A^{-1} & JH^{-1}J_E^T \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \tau_A \\ f_E \end{bmatrix} - JH^{-1}b + \dot{J}\dot{q} \quad \dots(5)$$

[0057] 但し、上式 (5) において、慣性行列の逆行列  $H^{-1}$  は、駆動関節の列  $H_A^{-1}$  と、非駆動関節の列  $H_U^{-1}$  に分解して、 $H^{-1} = [H_A^{-1} H_U^{-1}]$  と書けるとした。上式 (5) をさらにまとめると、上式 (1) に示した 2 足歩行系の運動方程式を、操作空間  $x$  に関するダイナミクスを表現する下式 (6) のように変形する

ことができる。

[0058] [数6]

$$\ddot{x} = \Lambda_H^{-1} \begin{bmatrix} \tau_A \\ f_E \end{bmatrix} + c_H \quad \dots(6)$$

[0059] 上式(6)は、操作空間 $x$ に駆動関節のトルク $\tau_A$ 及び外力 $f_E$ が作用したときの、これらの力と操作空間 $x$ に発生する加速度との関係を表している。但し、上式(6)中の $\Lambda_H^{-1}$ 並びに $c_H$ は、それぞれ下式(7)、(8)のように表わされる。

[0060] [数7]

$$\Lambda_H^{-1} = \begin{bmatrix} JH_A^{-1} & JH^{-1}J_E^T \end{bmatrix} \quad \dots(7)$$

[0061] [数8]

$$c_H = -JH^{-1}b + \dot{J}\dot{q} \quad \dots(8)$$

[0062] 上式(6)の左辺である操作空間 $x$ の加速度は、脚部アシスト・スーツの運動目的と考えることができる。例えば、制御対象の特定部位の加速度を0にしたり、速度を0にしたり、位置を与えられた値にしたり、といったことが運動目的として挙げられる(後述するように、関節に受動的且つ現在の運動を維持するための支持力が発生するようにするために、関節加速度が0となる運動目的を脚部アシスト・スーツに設定する)。右辺に現れる $\Lambda_H^{-1}$ や $c_H$ は、後述するように、システムの状態に応じて算出可能な既知の量である。これらの既知量に対して、 $\tau_A$ 及び $f_E$ という未知量を決定することで、運動目的を実現するための駆動関節力 $\tau_A$ 及びシステムがヤコビアン $J_E$ で表わされる

空間からシステムが得るべき外力  $f_E$  の値を得ることができる。

[0063] 但し、駆動関節力  $\tau_A$  には限界があったり、外界から得られる外力には摩擦錘による拘束や、支持多角形の拘束があったりするし、上式 (6) を満足する解は常に存在するとは限らない。すべての運動目的を満たす解が存在しない場合に備えて、運動目的に優先度を設ける仕組みも必要となる。逆に、解が無数に存在し、適切な解を選ぶ必要が生じることもある。よって、上式 (6) を単なる連立 1 次方程式として解くだけでは不十分である。

[0064] このため、未知量  $\tau_A$  及び  $f_E$  からなる未知力を決定するという上記の問題を、下式 (9)、(10) に示すような 2 次計画問題として解くことによって、未知力  $y$  を求める。

[0065] [数9]

$$\min \frac{1}{2} e^T W e + \frac{1}{2} y^T E y \quad \dots(9)$$

[0066] [数10]

$$s.t. \quad A y \geq d \quad \dots(10)$$

[0067] ここで、上式において、未知力  $y$  は変数であり、駆動関節力  $\tau_A$  と外力  $f_E$  からなり、下式 (11) のように表わされる。また、 $e$  は、下式 (12) に示すように、上式 (6) の右辺から左辺を引いた値であり、上式 (6) の誤差を与える。 $e$  をなるべく小さくすれば、上式 (6) が成立し易くなる。また、 $W$  は、運動目的相互の重み関係を与える対角行列であり、下式 (13) のように表わされる。 $W$  によって、重みの大きい運動目的は、重みの小さい運動目的よりも優先的に達成させることができる。

[0068]

[数11]

$$y = \begin{bmatrix} \tau_A \\ f_E \end{bmatrix} \quad \dots(11)$$

[0069] [数12]

$$e = \Lambda_H^{-1} y + c_H - \ddot{x} \quad \dots(12)$$

[0070] [数13]

$$W = \text{diag}\{w_i\} \quad \dots(13)$$

[0071] さらに、Eは、解が無数に存在する場合に、未知力yが最小となる解に収斂させるための対角行列であり、下式(14)のように表わされる。但し、同式中の $\varepsilon_i$ は、解の精度に影響を与えない程度に十分小さな値とする。

[0072] [数14]

$$E = \text{diag}\{\varepsilon_i\} \quad \dots(14)$$

[0073] 上式(10)は、未知力yに対する拘束条件である。脚部アシスト・スーツの場合、アクチュエーターが発生する関節力 $\tau_A$ 、並びに、床反力 $f_E$ に対する拘束条件である(床反力は一方向である)。A及びdはそれぞれ、未知関節力 $\tau_A$ や未知外力 $f_E$ に課される不等式拘束(上式(10))を表現するための、係数行列、定数ベクトルである。例えば関節力 $\tau_A$ に制限を課したい場合は、下式(15)をA、dで表現すればよい。

[0074]

[数15]

$$\min(\tau_{A_i}) \leq \tau_{A_i} \leq \max(\tau_{A_i}) \quad \dots(15)$$

[0075] あるいは、ある接触点に作用する外力  $f_E$ 、すなわち力 ( $F_x, F_y, F_z$ ) 及びモーメント ( $M_x, M_y, M_z$ ) に単極 (unipolar) な接触、摩擦錘、支持多角形の拘束を課したい場合は、下式 (16) を  $A, d$  で表現すればよい。ここで、 $\mu_t, \mu_r$  は摩擦係数、 $L_x, L_y$  は矩形の支持多角形の辺の長さを表している。

[0076] [数16]

$$\begin{aligned} |F_x| \leq \mu_t F_z, |F_y| \leq \mu_t F_z, F_z \geq 0 \\ |M_x| \leq L_y F_z, |M_y| \leq L_x F_z, |M_z| \leq \mu_r F_z \end{aligned} \quad \dots(16)$$

[0077] 上式 (9)、(10) で表わされる 2 次計画問題を解く際には、 $\Lambda_H^{-1}$  及び  $c_H$  を、系の状態に応じて算出する必要がある。

[0078] ここで、より少ない計算量で  $\Lambda_H^{-1}$  及び  $c_H$  を求める方法について、以下で考えてみる。上式 (6) で、右辺から左辺を得る計算は、関節力  $\tau_A$  や外力  $f_E$  が系に作用したときの操作空間  $x$  における加速度を求める問題と見ることができる。操作空間  $x$  における加速度を求める点が通常の順動力学計算と異なるが、一種の順動力学演算 (Forward Dynamics) と捉えることができる。順動力学演算  $FD_H$  は、リンク構造物の力学モデルとしての関節空間  $q$  並びにその関節速度、重力  $g$ 、並びに未知力  $y$  をパラメータに持ち、下式 (17) のように表現することができる。

[0079] [数17]

$$\ddot{x} = FD_H(q, \dot{q}, g, y) \quad \dots(17)$$

[0080] この順動力学演算  $FD_H$  によれば、関節空間  $q$  と、重力  $g$ 、未知力  $y$  といったリンク構造物に作用する力情報から、リンク構造物の各点に発生する加速度を得ることができる。

[0081] ここで、上式 (17) において、順動力学演算  $FD_H$  の入力パラメータのうち関節空間  $q$  及び未知力  $y$  以外をすべてゼロとする制約条件下では、重力、関節力、速度積に関連する力（コリオリ力など）が発生しない状況において操作空間  $x$  に発生する加速度を求めることができる。すなわち、式 (8) において  $c_H = 0$  とすることができる。さらに、 $y = u_i$ 、すなわち、 $i$  番目の操作空間にのみ第  $i$  成分が 1 の単位ベクトル  $u_i$  を作用させる条件下で上式 (17) の計算を実行すると、 $\Lambda_H^{-1}$  の第  $i$  列を求めることができることが分る。よって、下式 (18) に示す順動力学演算をすべての行  $i$  について実行すれば、操作空間慣性逆行  $\Lambda_H^{-1}$  全体を得ることができる。

[0082] [数18]

$$\Lambda_H^{-1} \text{の第 } i \text{ 列} = FD_H(q, 0, 0, u_i) \quad \dots(18)$$

[0083] また、未知力  $y = 0$  とし、順動力学演算  $FD_H$  の入力パラメータのうち関節空間  $q$  に発生する速度と重力  $g$  のみが作用するという制約条件下で上式 (18) に示した順動力学演算  $FD_H$  を実行することで、下式 (19) に示すように  $c_H$  を算出することができる。

[0084] [数19]

$$c_H = FD_H(q, \dot{q}, g, 0) \quad \dots(19)$$

[0085] 順動力学演算は、当初は逆動力学演算（加速度から力を求める演算）を利用して構成する方法が一般的であったが、 $O(N^3)$  の計算量を有し、自由度が増すと演算量が嵩むという問題がある。これに対し、特開 2007-108955 号公報（前述）や R. Featherstone, “Robot

Dynamics Algorithms” (Kluwer Academic Publishers, 1987) には、Articulated Body法 (以下、「AB法」とする) を用いて  $O(N)$  の計算複雑度で順動力学演算を構成する方法について記載されている。なお、AB法自体については、例えば、“The calculation of robot dynamics using articulated-body inertias” (Int. J. Robotics Research, vol. 2, no. 1, pp. 13–30, 1983) に記載されている。特開 2007-108955 号公報に記載の順動力学演算の構成方法では、AB法をイナーシャ情報算出、速度情報算出、力情報算出、加速度情報算出の 4 つの過程に分解する。

[0086] 上記の順動力学演算式 (17) を、AB法と同様に  $O(N)$  の計算複雑度で実現することができれば、上式 (18) 及び (19) より、 $\Lambda_H^{-1}$  及び  $c_H$  についても同様の計算複雑度で算出できることになる。

[0087] 以上で、上式 (9)、(10) で表わされる 2 次計画問題を解くことが可能となる。そして、解として得られた関節力  $\tau_A$  をアクチュエーターのトルク指令値として脚部アシスト・スーツに与えることで、目的の運動を実現することができる。

[0088] 続いて、上述したような制御系を用いて、図 1 に示した脚部アシスト・スーツを制御する際の、より具体的な設定について説明する。

[0089] 脚部アシスト・スーツの運動目的は、関節部の動きに人の意思を最大限反映しながら、体の重みが関節部に作用しないようにすること、すなわち、脚部アシスト・スーツを装着した人体の関節部への負荷を相殺又は低減することである。基本的には、下式 (20) に示すようにすべての関節  $\{q_i\}$  に対して関節加速度が 0 となるような運動目的を設定することで、関節に受動的且つ現在の運動を維持するための支持力が発生するようにすることができる。

[0090]

[数20]

$$\ddot{q}_i = 0 \quad \dots(20)$$

[0091] 図3に示した2脚ロボットのモデルにおける外力の作用点としては、左右の足底が想定される。接地点では、足底は路面に対して不動に支持されるべきである。したがって、接地している足部について、並進加速度及び角加速度にそれぞれ下式(21)、(22)に示すような運動目的を課す。

[0092] [数21]

$$a_{F_i} = 0 \quad \dots(21)$$

[0093] [数22]

$$\dot{\omega}_{F_i} = 0 \quad \dots(22)$$

[0094] 不等式拘束としては、すべての関節に対して上式(15)で示した関節力リミットを課すとともに、すべての接地点に対して上式(16)で示した拘束を課せばよい。

[0095] 以上の構成では、重力による体の重みだけでなく、慣性まで維持するよう、トルクが決定されて、アシスト力が過敏となる傾向がある。そのため、系の状態としては、ベースの並進速度・回転速度・関節角速度に0を代入するのが実用的である。このような構成においては、ワールド空間における系全体の位置は解に影響を及ぼさない。したがって、ベース部の位置は常に0とし( $q_u=0$ )、ベース部には慣性センサーで計測したベースの姿勢のみ反映する。

[0096] 図4には、図1～3に示した脚部アシスト・スーツの制御システム構成を示している。図示の制御システムは、関節状態計測器401と、ホスト・コ

ンピューター402と、ベース状態計測器403と、足部接地状態計測器404と、トルク計測器405と、理想応答制御部406と、モーター・ドライバ407で構成される。ホスト・コンピューター402は、力学モデル402Aと、全身協調制御部402Bと、運動目的・拘束条件設定部402Cを備えている。

[0097] 関節状態計測器401は、具体的には、各関節駆動用のアクチュエーターに取り付けられたエンコーダーやタコジェネレーターに相当し、関節の角度と、角速度を計測する。上述したように、脚部アシスト・スーツのアシスト力が過敏とならないように、関節角速度は0として扱った方が実用的なので、その場合は 関節状態計測器401による角速度の計測は省略することができる。

[0098] ベース状態計測器403は、脚部アシスト・スーツの骨盤部に設置された慣性センサー（加速度センサー及びジャイロ）の検出値を用いて、骨盤部の姿勢と角速度を算出する。方位は特に必要ないので、姿勢を表すロール及びピッチの2軸分の傾きのみ得るように、ベース状態計測器403を構成すればよい。上述したように、脚部アシスト・スーツのアシスト力が過敏とならないように、ベースの角速度を0として扱った方が実用的であるので、その場合はベース状態計測器403による角速度の計測は省略することができる。

[0099] 関節状態計測器401で得られた関節角 $q_A$ とその角速度、並びに、ベース状態計測器403で得られたベース姿勢 $q_U$ と角速度は、ホスト・コンピューター402内の力学モデル402Aに反映される。力学モデル402Aは、ワールド座標系での位置や姿勢に関しては、骨盤部の傾きのみが重要であり、その他の状態量（骨盤部の位置や方位）は力学モデル402Aでは無視して0として扱う。

[0100] 足部接地状態計測器404は、左右の足底に設けられた接地計測スイッチ（前述）に相当し、足底が路面に接触しているとON、足底が路面から離れているとOFFとなる。

- [0101] 運動目的・拘束条件設定部402Cは、すべての駆動関節 $q_A$ に対して上式(20)に示した加速度ゼロ指令を与え、関節力の最大値に関して上式(15)に示した拘束条件を制御系に設定する。また、運動目的・拘束条件設定部402Cは、足底接地状態計測器404が計測した足部接地情報に基づいて、接地点において上式(21)、(22)に示した並進加速度と角加速度のゼロ指令及び上式(16)に示した不等式拘束条件を設定する。
- [0102] 全身協調制御部402Bは、脚部アシスト・スーツとこれを装着する人の力学モデルを用いて、重力によって人の関節に作用する負荷を相殺又は低減するような目標トルクを決定する。本実施形態では、全身協調制御部402Bは、操作空間物理量算出部402B-1と、2次計画問題解決器402B-2を備えている。操作空間物理量算出部402B-1は、上式(18)、(19)を用いて、操作空間物理量である $\Lambda_H^{-1}$ 及び $c_H$ を、系の状態に応じて算出する。そして、2次計画問題解決器402B-2は、得られた操作空間物理量を用いて、上式(9)、(10)に示した2次計画問題を解いて、運動目的・拘束条件設定部402Cで設定した運動目的(上式(20)~(22)を参照のこと)、及び、拘束条件(上式(15)、(16)を参照のこと)を満足する駆動関節力(目標トルク) $\tau_A$ を算出する。
- [0103] 全身協調制御部402Bが算出した駆動関節力 $\tau_A$ は、各関節駆動用のアクチュエーターにトルク指令値として理想応答制御部406に与えられる。本実施形態では、各関節駆動用のアクチュエーターとして、例えば本出願人に既に譲渡されている特許第4715863号公報に開示されているアクチュエーター装置が用いられる。
- [0104] トルク計測器405は、アクチュエーターに取り付けられた、外トルクを計測するトルク・センサーに相当する。
- [0105] 理想応答制御部406は、全身協調制御部403Bが算出した駆動トルク(目標トルク) $\tau_A$ と、トルク検出器405が計測した外トルクに対して、関節が理想的な2次系の応答を行なうように精密な関節加速度制御(トルク制御)を行なう。

[0106] そして、理想応答制御部406は、モーター・ドライバー407への電流指令値を算出し、モーター・ドライバー407がこの電流指令値を実現するように、モーターに流れる電流を制御する。

[0107] 本実施形態に係る脚部アシスト・スーツは、筋電センサーを用いず、ユーザーの関節の動きからユーザーの意図を抽出するので、装着が容易であるが、関節部に含まれるギヤ部の粘性抵抗などは、ユーザーの関節の動きを阻害する要因を排除する必要がある。関節アクチュエーターのギヤ部にモデル化することが困難な摩擦があったとしても、理想応答制御部406は、それを補償し、関節部が理想数理モデルに従うように制御して、理想的な関節部（IJU: Idealized Joint Unit）を実現するようにしている。その結果、当該脚部アシスト・スーツを装着したユーザーの関節に抵抗感を与えることなく、運動をサポートする力を発することができる。

[0108] ここで、2脚ロボット（図3を参照のこと）のダイナミクス演算において、アクチュエーターは、下式（23）に示すような数式でモデル化される。

[0109] [数23]

$$I_a \ddot{q}_A = \tau_A - \tau_e - \nu_a \dot{q}_A \quad \dots(23)$$

[0110] 上式（23）において、 $I_a$ は関節の仮想イナーシャ、 $q_A$ は（エンコーダ出力として得られる）関節の関節角、 $\tau_A$ は関節の発生トルクの指令値である目標トルク、 $\tau_e$ は関節に作用する外トルク、 $\nu_a$ は関節内部の（未知の、モデル化が困難となる）仮想的な粘性係数である。

[0111] 上式（23）から、理論モデルには、関節に作用する外トルク項 $\tau_e$ が含まれていることが分かる。したがって、アクチュエーターの応答を理論モデル通りとなるように矯正するには、この外トルク $\tau_e$ を検出する必要がある。本実施形態では、上述したように、アクチュエーターには、減速部の出力軸において外トルク $\tau_e$ を計測するためのトルク・センサーが配設されており（図2を参照のこと）、そのトルク計測結果はマイクロ・コンピュータで収集

されるようになっている。

[0112] アクチュエーターが上式(23)で表される理論モデルに従った応答を行なうことは、上式(23)の右辺が与えられたときに、左辺の関節角加速度が達成されることに他ならない。このような関節角加速度制御系を構成するために、外乱トルクを推定する外乱オブザーバーを適用することによって、理論応答モデルに基づいて関節トルク $\tau$ を高い精度で決定することができる。

[0113] 図7には、理想応答制御部406の制御ブロック図を示している。同図中で、点線で囲まれた部分が外乱オブザーバーに相当し、外乱トルク $\tau_d$ を推定し、制御系に及ぼす影響を除去することによって、ロバストな加速度制御系を構築している。但し、 $J_n$ は関節内のイナーシャの公称値、 $J$ は関節内のイナーシャの(未知の)実際値、 $q_A$ は関節角である。また、関節の仮想イナーシャ $I_a$ は、ダイナミクス演算における設計事項として仮想的な定数が与えられるとする。

[0114] ホスト・コンピュータ402上では、制御周期毎に、力制御方式によりアクチュエーターに対する指令値である目標トルク $\tau_A$ を決定するとともに、トルク計測器405(アクチュエーターの減速部の出力軸に取り付けられたトルク・センサー)によって計測された外トルク実測値 $\tau_e$ 、並びに、関節状態計測器401(モーターの回転子に取り付けられたエンコーダー)によって計測された関節角 $q_A$ から得られる角速度実測値がアクチュエーターに併設されたマイクロ・コンピュータ(前述)から送られてくる。そして、これら目標トルク $\tau_A$ 、外トルク実測値 $\tau_e$ 、並びに関節角 $q_A$ の角速度実測値を上式(1)で表される理論応答モデルに代入して、同式左辺の関節角 $q_A$ の加速度目標値を求め、この角加速度目標値を外乱オブザーバーに投入する。

[0115] 外乱オブザーバー内では、入力された関節角 $q_A$ の加速度目標値に関節の仮想イナーシャ公称値 $J_n$ を掛けて、現制御周期におけるトルク目標値 $\tau^{ref}$ に変換する。そして、外乱オブザーバーにより前制御周期で得られた外乱トルク $\tau_d$ をこのトルク目標値 $\tau^{ref}$ に修正を加えると、現制御周期における関節に

対するトルク指令値  $\tau$  となる。

[0116] 伝達関数  $1/J_n$  からなる関節にトルク指令値  $\tau$  からなる力制御を掛けると、関節部に存在する摩擦や慣性などの外乱の影響を受けながら回転駆動する。具体的には、トルク指令値  $\tau$  を電流指令値に換算し、これがモーター・ドライバ 407 への指示入力となる。その際の発生トルク  $\tau_d$  並びに関節角  $q_A$  はそれぞれトルク計測器 405 並びに関節状態計測器 401 で計測されるとともに、関節状態計測器 401 の出力  $q_A$  を時間微分することで関節角速度が得られる。

[0117] 外乱オブザーバは、計測された関節角  $q_A$  の角速度に対し、関節の仮想イナーシャ公称値  $J_n$  からなる伝達関数  $J_n s$  を適用することで関節に作用したトルクを推定することができ、この推定トルクを関節へのトルク指令値  $\tau$  から引き算することで、外乱トルク  $\tau_d$  を推定することができる。そして、現制御周期で得られた外乱トルク  $\tau_d$  はフィードバックされ、次制御周期におけるトルク指令値  $\tau$  の修正に使用される。なお、途中に挿入された、 $g/(s+g)$  で表されるローパス・フィルタ (LPF) は、系の発散を防ぐためのものである。

[0118] このようにして、関節部に摩擦や慣性などのモデル化することができない外乱成分が存在していても、アクチュエーターの加速度応答を加速度目標値に追従させることができる。すなわち、上式 (23) の右辺が与えられたときに左辺の関節角加速度が達成されるので、アクチュエーターは外乱の影響を受けるにも拘らず理論モデルに従った応答を実現することができる。但し、外乱トルク  $\tau_d$  をフィードバックする途中に上記のローパス・フィルタ  $g/(s+g)$  が挿入されており (前述)、高周波数域の外乱除去には向かない。

[0119] なお、外乱オブザーバについては、例えば、大西著「外乱オブザーバによるロバスト・モーションコントロール」(ロボット学会誌、Vol. 11、No. 4、pp. 486-493、1993) を参照されたい。外乱オブザーバは、プラント内の外乱成分を推定し、制御入力にフィードバックす

ることで、プラントに未知のパラメータ変動や外乱があっても、目標状態に到達させる効力がある。但し、正しく外乱を推定するには、複数のサイクルに亘ってフィードバック演算を繰り返す必要がある。

- [0120] 図7に示した制御ブロック構成では、外乱オブザーバーは、関節角 $q$ の角加速度を上式(23)によって求め、これを関節部のアクチュエーターに対する関節角加速度目標値に設定する。関節角 $q$ の角加速度は、トルク計測器405から得られた外トルク $\tau_e$ と、関節の目標トルク $\tau_A$ と、減速部の出力軸に取り付けられた関節状態計測器401から出力される関節角 $q_A$ の時間微分に基づいて決定される。このような構成をとることによって、関節部は、イナーシャ $I_a$ 及び粘性係数 $\nu_a$ に従った応答を行なうことが可能となり、理想化される。
- [0121] 図5には、図4に示した制御システムが実行する処理手順をフローチャートの形式で示している。
- [0122] 足底接地状態計測器404は、左右の足底に設けられた接地計測スイッチのON/OFF状態を計測する(ステップS501)。
- [0123] また、関節状態計測器401は、各関節駆動用のアクチュエーターに取り付けられたエンコーダーの出力値をカウントして、現在の関節角 $q_A$ を得る(ステップS502)。
- [0124] また、ベース状態計測器403は、脚部アシスト・スーツの骨盤部に設置された慣性センサー(加速度センサー及びジャイロ)の検出値を読み、姿勢演算を行なって、骨盤部すなわちベースの姿勢を得る(ステップS503)。
- [0125] そして、関節状態計測器401で得られた関節角 $q_A$ と(場合によっては角速度も)、並びに、ベース状態計測器403で得られたベース姿勢 $q_U$ を(場合によっては角速度も)、ホスト・コンピューター402内の力学モデル402Aに反映する(ステップS504)。
- [0126] 次いで、運動目的・拘束条件設定部402Cは、脚部アシスト・スーツの運動目的及び拘束条件を設定する(ステップS505)。具体的には、運動

目的・拘束条件設定部402Cは、すべての駆動関節 $q_A$ に対して上式(20)に示した加速度ゼロ指令を与え、関節力の最大値に関して上式(15)に示した拘束条件を制御系に設定する。また、運動目的・拘束条件設定部402Cは、足底接地状態計測器404が計測した足部接地情報に基づいて、接地点において上式(21)、(22)に示した並進加速度と角加速度のゼロ指令及び上式(16)に示した不等式拘束条件を設定する。

[0127] 全身協調制御部402B内では、操作空間物理量算出部402B-1が、上式(18)、(19)を用いて、操作空間物理量である $\Lambda_H^{-1}$ 及び $c_H$ を、系の状態に応じて算出する(ステップS506)。

[0128] 次に、全身協調制御部402B内の2次計画問題解決器402B-2が、ステップS506で得られた操作空間物理量を用いて、上式(9)、(10)に示した2次計画問題を解いて、運動目的・拘束条件設定部402Cで設定した運動目的(上式(20)~(22)を参照のこと)、及び、拘束条件(上式(15)、(16)を参照のこと)を満足する駆動関節力すなわち目標トルク $\tau_A$ を算出する(ステップS507)。

[0129] 全身協調制御部402Bは、得られた駆動関節 $q_A$ の目標トルク $\tau_A$ を、理想応答制御部406に送信する。そして、理想応答制御部406は、上述したように、全身協調制御部403Bが算出した駆動トルク(目標トルク) $\tau_A$ と、トルク計測器405が計測した外トルクに対して、関節が理想的な2次系の応答を行なうように精密な関節加速度制御(トルク制御)を行なう(ステップS508)。

[0130] 制御システムは、図5に示した処理手順を、例えば1kHz程度の制御周波数で実行する。

[0131] 図6には、図4に示した制御システムで実現される制御系を、図3に示した2脚ロボットのモデルに適用した際の結果を示している。

[0132] 図6の左列で示す姿勢変化は、左足で片足立脚している状態から、右足を着床するように右足先に外力(装着した人の筋力)を作用している。受動的に姿勢変化し、両脚支持状態となるが、その後、両脚支持状態で静止させる

と、モーターが関節加速度＝0を維持し、外力（装着した人の筋力）がなくても同姿勢を維持できている。さらに続けて、骨盤部にしゃがむような外力（装着した人の筋力）を作用している。同様に受動的に姿勢変化し、しゃがむ姿勢で静止させたが、その姿勢を維持するための関節力をモーターが発し、外力（装着した人の筋力）を作用しなくとも、同じ姿勢を維持できていることが分かる。

[0133] また、図6の右列で示す姿勢変化は、左足で片足立脚している状態から右足先に外力（装着した人の筋力）を加えて足先を振り上げた状態を示している。受動的に姿勢変化し、その後、静止させて外力（装着した人の筋力）を取り除いても、同様に足を振り上げた姿勢をモーター力だけで維持できていることが分かる。

[0134] このように、図4に示した制御システムによれば、外力（装着した人の筋力）に応じて受動的に姿勢変化しながら、その姿勢を保持するための関節力を、接地状態に適宜応じて、モーターが発することができることが分かる。よって、脚部アシスト・スーツは、装着した人の筋力をほとんど用いず、所望の作業を行なうためのアシストができているということが出来る。

[0135] 図6では、算出力の100%をモーターで発生する例を示したが、算出されたトルクの一定の割合（以下では、「アシスト比 $\alpha$ 」とする）をモーター力で発生することで、装着した人の筋肉にもう少し負荷を残存させた形でアシストすることも実現容易である。すなわち、駆動関節には $\alpha_c$ のトルクを発生すればよい。アシスト比は、脚部アシスト・スーツを装着する者の肉体的能力の衰退度に応じて決定すればよい。

[0136] また、上記では、アシスト対象となる人の脚部のすべての関節にアクチュエーターが取り付けられたケース（図3を参照のこと）を扱った実施形態について説明したが、一部の関節にのみアクチュエーターが取り付けられた系についても、上記と同様の演算を適用することで、人の脚部運動のアシストを実現することができる。但し、一部の関節のみをアシストする場合、力学的整合性が保証されないため、接触点における外力拘束は設けないようにす

ることが望ましい。すなわち、接触拘束として、上式（16）の代わりに下式（24）に示す不等式拘束が課されることとなる。

[0137] [数24]

$$\begin{aligned} |F_x| \leq \infty, |F_y| \leq \infty, F_z \leq \infty \\ |M_x| \leq \infty, |M_y| \leq \infty, |M_z| \leq \infty \end{aligned} \quad \dots(24)$$

[0138] このように、本実施形態に係る脚部アシスト・スーツは、筋電センサーを用いず、ユーザーの関節の動きからユーザーの意図を抽出して、ユーザーの歩行運動をサポートする力を発することができる。アシスト・スーツは筋電センサーを用いないので、装着が容易であり、運動時においても筋電センサーが皮膚から乖離した際の暴走などの危険性がない。また、関節部の摩擦によって抵抗感を感じることなく、ユーザーの意図した運動に俊敏に追従しながら、滑らかな力のサポートを行なうことができる。力の発生則はアドホックなものではなく、重力による人の関節への負荷を相殺又は低減するという、理論的な裏付けのあるものであるから、特定の運動に限定されず、一貫して自然な力のサポートが行なわれる。また、脚部の接地状態に応じて複数の制御系を用意する必要がなく、足底の接地計測センサーを始めとする接触センサーの設置場所を増加させるだけで、全身のさまざまな接触状態にも対応することができる、実装容易性も兼ね備えている。

[0139] なお、本明細書の開示の技術は、以下のような構成をとることも可能である。

(1) 複数の関節部と、前記関節部の間を接続する複数のリンクからなるリンク構造物と、トルク制御により前記関節部を駆動するアクチュエーターと、前記関節部の関節値を計測する関節値計測部と、前記関節値計測部が計測した前記関節値に基づいて、前記アクチュエーターの目標トルクを決定する目標トルク決定部と、前記関節部に作用する外トルクを計測するトルク計測部と、前記目標トルクと、前記関節値計測部が計測した前記関節値と、前記

トルク計測部が計測した前記外トルクとの間に所望の関係が成立するように、前記アクチュエーターをトルク制御する応答制御部と、を具備する運動補助装置。

(2) 前記目標トルク決定部は、前記リンク構造物を取り付けた人体の関節への負荷を低減する前記目標トルクを決定する、上記(1)に記載の運動補助装置。

(3) 前記目標トルク決定部は、前記関節部の加速度が0となる目標トルクを決定する、上記(1)に記載の運動補助装置。

(4) 前記リンク構造物の一部における傾きを計測する姿勢計測部をさらに備え、前記目標トルク決定部は、前記姿勢計測部が計測した前記傾きと、前記関節値計測部が計測した前記関節値を反映した、前記リンク構造物及びこれを取り付けた人体の力学モデルを用いて、前記目標トルクを決定する、上記(1)に記載の運動補助装置。

(5) 前記目標トルク決定部は、前記力学モデルを用いて、前記リンク構造物を取り付けた人体の関節に作用する力を相殺又は低減する前記目標トルクを決定する、上記(4)に記載の運動補助装置。

(6) 前記リンク構造物と外界との接触が想定される接触部位における接触状態を計測する接触計測部をさらに備え、前記目標トルク決定部は、前記接触計測部が計測した前記接触部位における接触状態に基づいて前記目標トルクを決定する、上記(5)に記載の運動補助装置。

(7) 前記目標トルク決定部は、前記リンク構造物の運動目的と前記リンク構造物に課される拘束条件を満たす前記目標トルクを、2次計画法を用いて決定する、上記(6)に記載の運動補助装置。

(8) 前記応答制御部は、前記目標トルクと、前記トルク計測部が計測した前記外トルクに対して、前記関節部が理想的な2次系の応答を行なうように、前記アクチュエーターをトルク制御する、上記(1)に記載の運動補助装置。

(9) 前記応答制御部は、前記目標トルク  $\tau_A$  にて前記アクチュエーターを駆

動した際の外乱トルク  $\tau_d$  を算出する外乱オブザーバーを備え、前記目標トルク  $\tau_A$  と、前記外トルク  $\tau_e$  と、前記関節値  $q$  を時間微分して得られる関節値速度に基づいて前記アクチュエーターが応答したことにより達成される関節値加速度目標値を求めて出力するアクチュエーターの理論応答モデルから得られる関節値加速度目標値に前記関節部内のイナーシャの公称値  $J_n$  を掛けたトルク目標値  $\tau^{ref}$  を、前制御周期において前記外乱オブザーバーによって得られた外乱トルク  $\tau_d$  で修正して、現制御周期における前記アクチュエーターに対する指示トルク  $\tau$  を決定する、上記（１）に記載の運動補助装置。

（１０）複数の関節部と前記関節部の間を接続する複数のリンクからなるリンク構造物における前記関節部の関節値を計測する関節値計測ステップと、前記関節値計測ステップにおいて計測した前記関節値に基づいて、前記関節部を駆動するアクチュエーターの目標トルクを決定する目標トルク決定ステップと、前記関節部に作用する外トルクを計測するトルク計測ステップと、前記目標トルクと、前記関節値計測ステップにおいて計測した前記関節値と、前記トルク計測ステップにおいて計測した前記外トルクとの間に所望の関係が成立するように、前記アクチュエーターをトルク制御する応答制御ステップと、を有する運動補助方法。

（１１）複数の関節部と前記関節部の間を接続する複数のリンクからなるリンク構造物における前記関節部の関節値を取得する関節値取得手順と、前記関節値計測ステップにおいて計測した前記関節値に基づいて、前記関節部を駆動するアクチュエーターの目標トルクを決定する目標トルク決定手順と、前記関節部に作用する外トルクを取得するトルク取得手順と、前記目標トルクと、前記関節値計測手順において取得した前記関節値と、前記トルク取得手順において計測した前記外トルクとの間に所望の関係が成立するように、前記アクチュエーターをトルク制御する応答制御手順と、をコンピューターに実行させるようにコンピューター可読形式で記述されたコンピューター・プログラム。

（１２）複数の関節部と前記関節部の間を接続する複数のリンクからなるリ

ンク構造物における前記関節部の関節値を取得する関節値取得手順と、前記関節値計測ステップにおいて計測した前記関節値に基づいて、前記関節部を駆動するアクチュエーターの目標トルクを決定する目標トルク決定手順と、前記関節部に作用する外トルクを取得するトルク取得手順と、前記目標トルクと、前記関節値計測手順において取得した前記関節値と、前記トルク取得手順において計測した前記外トルクとの間に所望の関係が成立するように、前記アクチュエーターをトルク制御する応答制御手順と、をコンピューターに実行させるようにコンピューター可読形式で記述されたコンピューター・プログラムを格納したプログラム記録媒体。

### 産業上の利用可能性

[0140] 以上、特定の実施形態を参照しながら、本明細書で開示する技術について詳細に説明してきた。しかしながら、本明細書で開示する技術の要旨を逸脱しない範囲で当業者が該実施形態の修正や代用を成し得ることは自明である。

[0141] 本明細書では、脚部アシスト・スーツに適用した実施形態を中心に説明してきたが、本明細書で開示する技術の要旨はこれに限定されるものではない。脚部以外の人の部位に装着されるさまざまなタイプのアシスト・スーツにも本明細書で開示する技術を適用して、歩行以外の人さまざまな運動を補助することも可能である。

[0142] 要するに、例示という形態により本明細書で開示する技術について説明してきたのであり、本明細書の記載内容を限定的に解釈するべきではない。本明細書で開示する技術の要旨を判断するためには、特許請求の範囲を参酌すべきである。

### 符号の説明

- [0143] 401…関節状態計測器
- 402…ホスト・コンピューター
- 402A…力学モデル
- 402B…全身協調制御部

4 0 2 C…運動目的・拘束条件設定部

4 0 3…ベース状態計測器

4 0 4…足部接地状態計測器

4 0 5…トルク計測器

4 0 6…理想応答制御部

4 0 7…モーター・ドライバー

## 請求の範囲

- [請求項1] 複数の関節部と、前記関節部の間を接続する複数のリンクからなるリンク構造物と、  
トルク制御により前記関節部を駆動するアクチュエーターと、  
前記関節部の関節値を計測する関節値計測部と、  
前記関節値計測部が計測した前記関節値に基づいて、前記アクチュエーターの目標トルクを決定する目標トルク決定部と、  
前記関節部に作用する外トルクを計測するトルク計測部と、  
前記目標トルクと、前記関節値計測部が計測した前記関節値と、前記トルク計測部が計測した前記外トルクとの間に所望の関係が成立するように、前記アクチュエーターをトルク制御する応答制御部と、  
を具備する運動補助装置。
- [請求項2] 前記目標トルク決定部は、前記リンク構造物を取り付けた人体の関節への負荷を低減する前記目標トルクを決定する、  
請求項1に記載の運動補助装置。
- [請求項3] 前記目標トルク決定部は、前記関節部の加速度が0となる目標トルクを決定する、  
請求項1に記載の運動補助装置。
- [請求項4] 前記リンク構造物の一部における傾きを計測する姿勢計測部をさらに備え、  
前記目標トルク決定部は、前記姿勢計測部が計測した前記傾きと、前記関節値計測部が計測した前記関節値を反映した、前記リンク構造物及びこれを取り付けた人体の力学モデルを用いて、前記目標トルクを決定する、  
請求項1に記載の運動補助装置。
- [請求項5] 前記目標トルク決定部は、前記力学モデルを用いて、前記リンク構造物を取り付けた人体の関節に作用する力を相殺又は低減する前記目標トルクを決定する、

請求項4に記載の運動補助装置。

[請求項6] 前記リンク構造物と外界との接触が想定される接触部位における接触状態を計測する接触計測部をさらに備え、

前記目標トルク決定部は、前記接触計測部が計測した前記接触部位における接触状態に基づいて前記目標トルクを決定する、

請求項5に記載の運動補助装置。

[請求項7] 前記目標トルク決定部は、前記リンク構造物の運動目的と前記リンク構造物に課される拘束条件を満たす前記目標トルクを、2次計画法を用いて決定する、

請求項6に記載の運動補助装置。

[請求項8] 前記応答制御部は、前記目標トルクと、前記トルク計測部が計測した前記外トルクに対して、前記関節部が理想的な2次系の応答を行なうように、前記アクチュエーターをトルク制御する、

請求項1に記載の運動補助装置。

[請求項9] 前記応答制御部は、

前記目標トルク $\tau_A$ にて前記アクチュエーターを駆動した際の外乱トルク $\tau_d$ を算出する外乱オブザーバーを備え、

前記目標トルク $\tau_A$ と、前記外乱トルク $\tau_d$ と、前記関節値 $q$ を時間微分して得られる関節値速度に基づいて前記アクチュエーターが応答したことにより達成される関節値加速度目標値を求めて出力するアクチュエーターの理論応答モデルから得られる関節値加速度目標値に前記関節部内のイナーシャの公称値 $J_n$ を掛けたトルク目標値 $\tau^{ref}$ を、前制御周期において前記外乱オブザーバーによって得られた外乱トルク $\tau_d$ で修正して、現制御周期における前記アクチュエーターに対する指示トルク $\tau$ を決定する、

請求項1に記載の運動補助装置。

[請求項10] 複数の関節部と前記関節部の間を接続する複数のリンクからなるリンク構造物における前記関節部の関節値を計測する関節値計測ステッ

プと、

前記関節値計測ステップにおいて計測した前記関節値に基づいて、前記関節部を駆動するアクチュエーターの目標トルクを決定する目標トルク決定ステップと、

前記関節部に作用する外トルクを計測するトルク計測ステップと、

前記目標トルクと、前記関節値計測ステップにおいて計測した前記関節値と、前記トルク計測ステップにおいて計測した前記外トルクとの間に所望の関係が成立するように、前記アクチュエーターをトルク制御する応答制御ステップと、

を有する運動補助方法。

[請求項11]

複数の関節部と前記関節部の間を接続する複数のリンクからなるリンク構造物における前記関節部の関節値を取得する関節値取得手順と、

前記関節値計測ステップにおいて計測した前記関節値に基づいて、前記関節部を駆動するアクチュエーターの目標トルクを決定する目標トルク決定手順と、

前記関節部に作用する外トルクを取得するトルク取得手順と、

前記目標トルクと、前記関節値計測手順において取得した前記関節値と、前記トルク取得手順において計測した前記外トルクとの間に所望の関係が成立するように、前記アクチュエーターをトルク制御する応答制御手順と、

をコンピューターに実行させるようにコンピューター可読形式で記述されたコンピューター・プログラム。

[請求項12]

複数の関節部と前記関節部の間を接続する複数のリンクからなるリンク構造物における前記関節部の関節値を取得する関節値取得手順と、

前記関節値計測ステップにおいて計測した前記関節値に基づいて、前記関節部を駆動するアクチュエーターの目標トルクを決定する目標

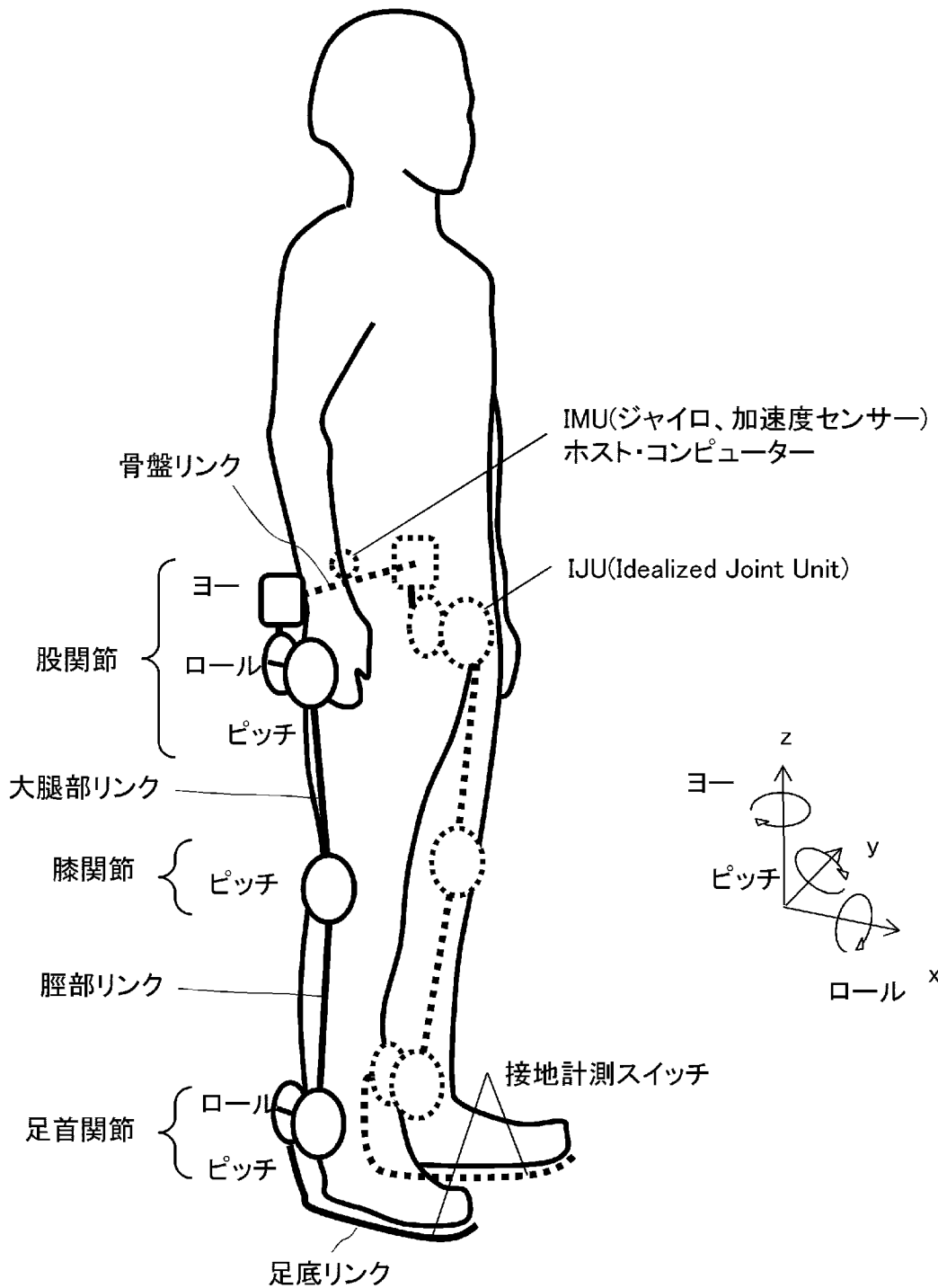
トルク決定手順と、

前記関節部に作用する外トルクを取得するトルク取得手順と、

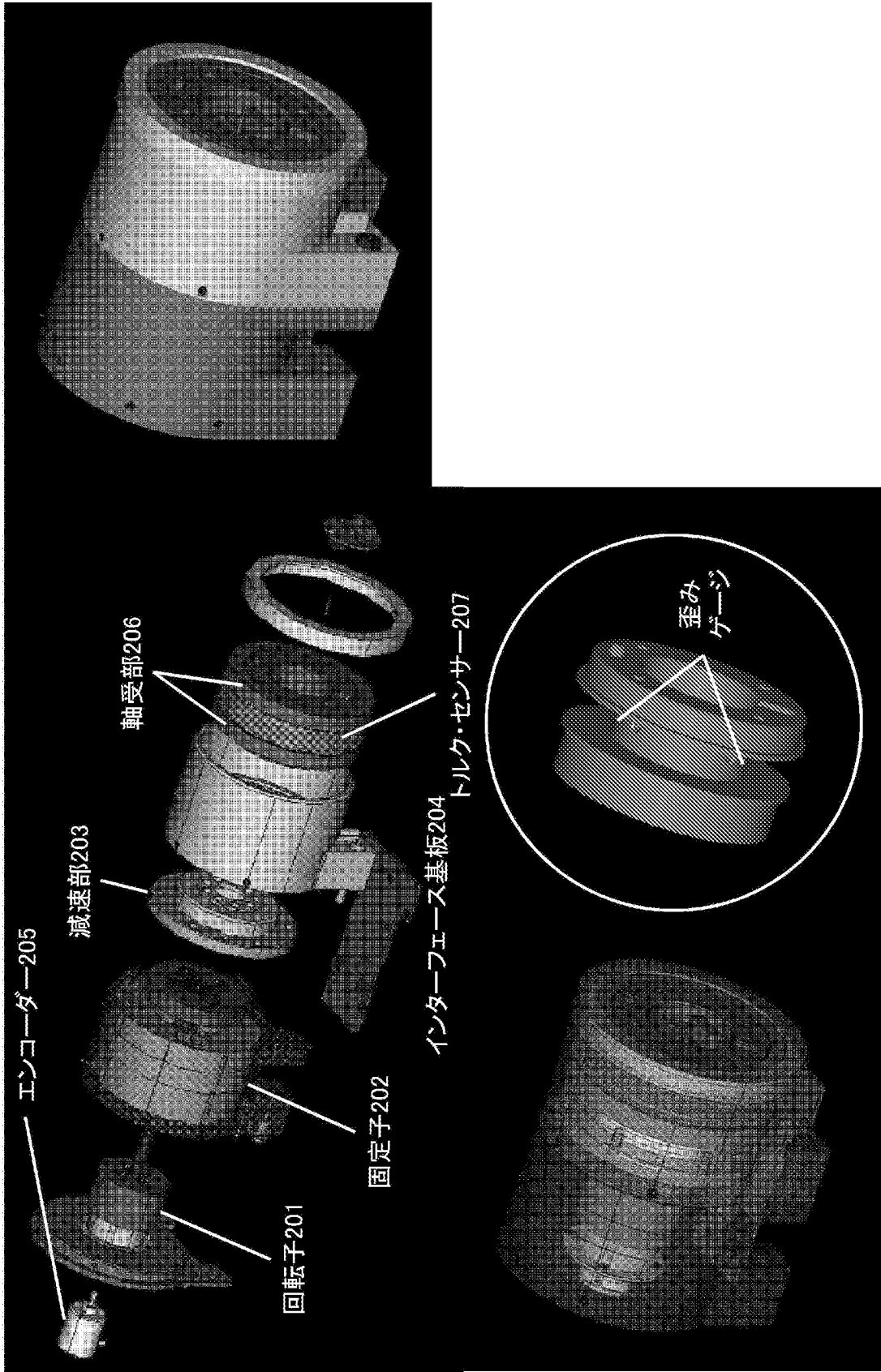
前記目標トルクと、前記関節値計測手順において取得した前記関節値と、前記トルク取得手順において計測した前記外トルクとの間に所望の関係が成立するように、前記アクチュエーターをトルク制御する応答制御手順と、

をコンピューターに実行させるようにコンピューター可読形式で記述されたコンピューター・プログラムを格納したプログラム記録媒体。

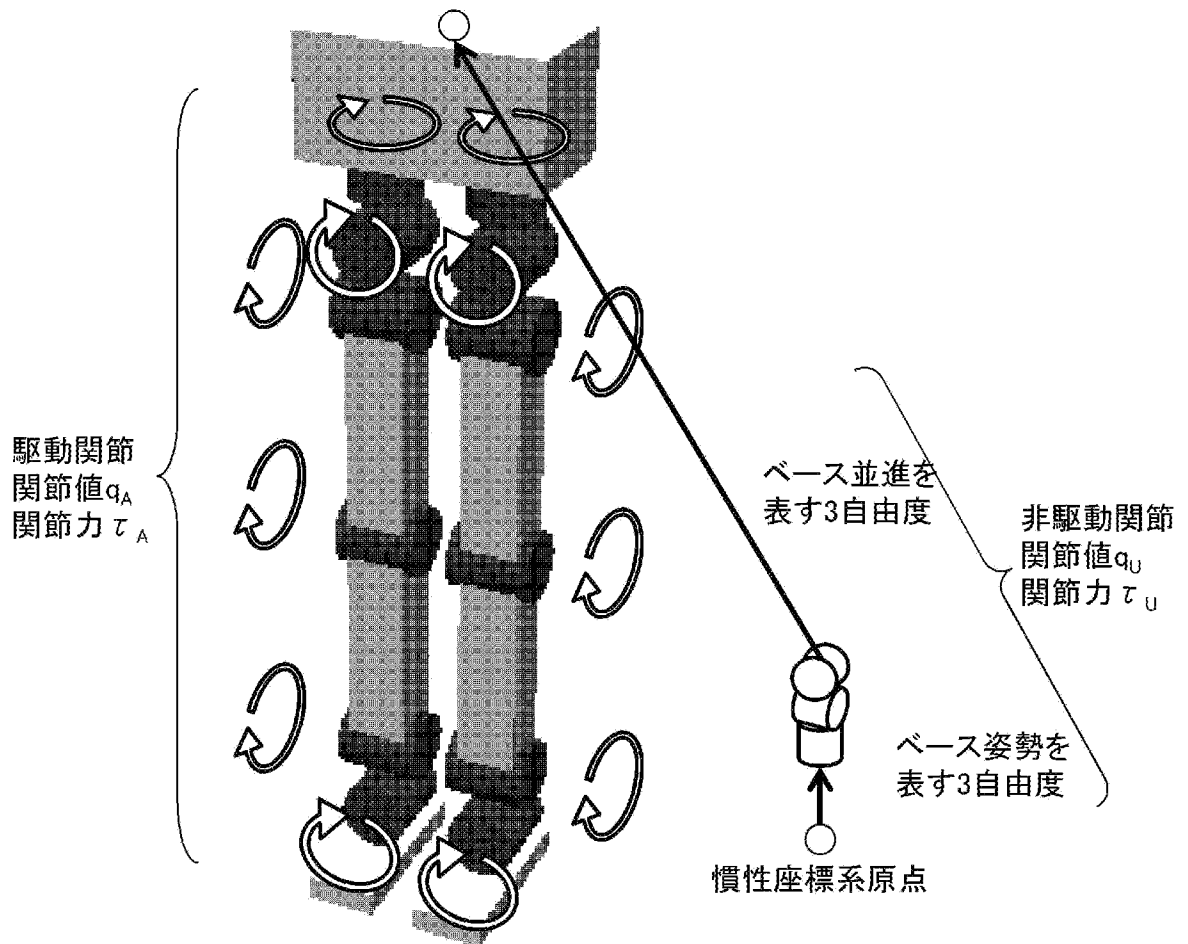
[図1]



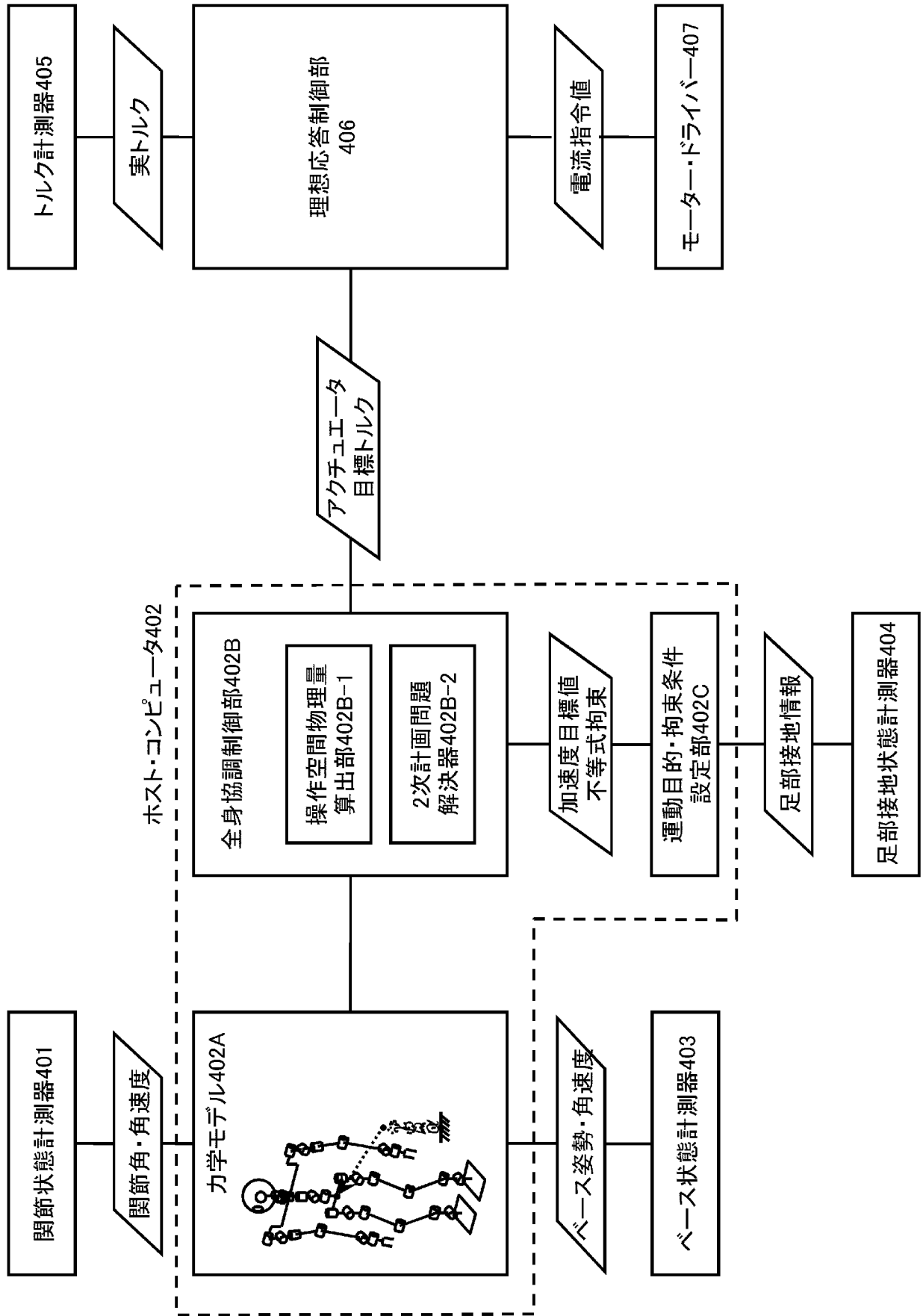
[図2]



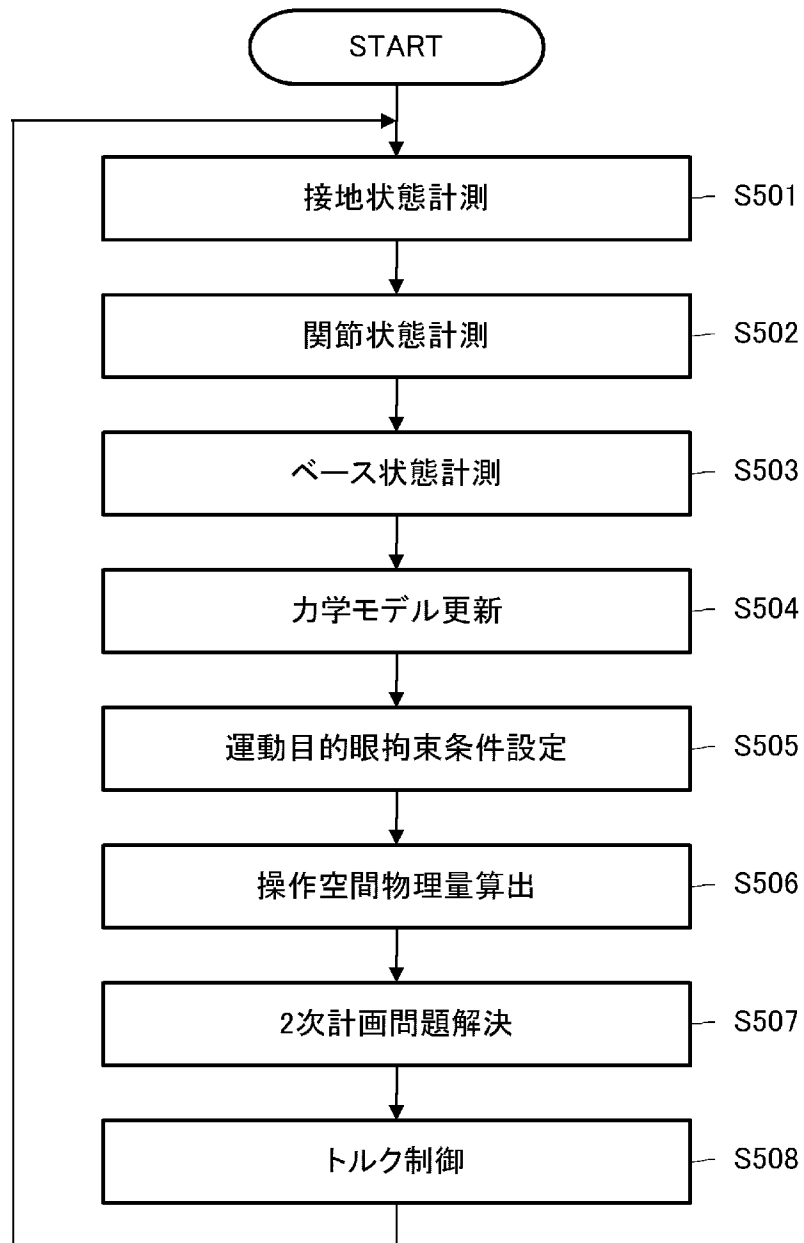
[図3]



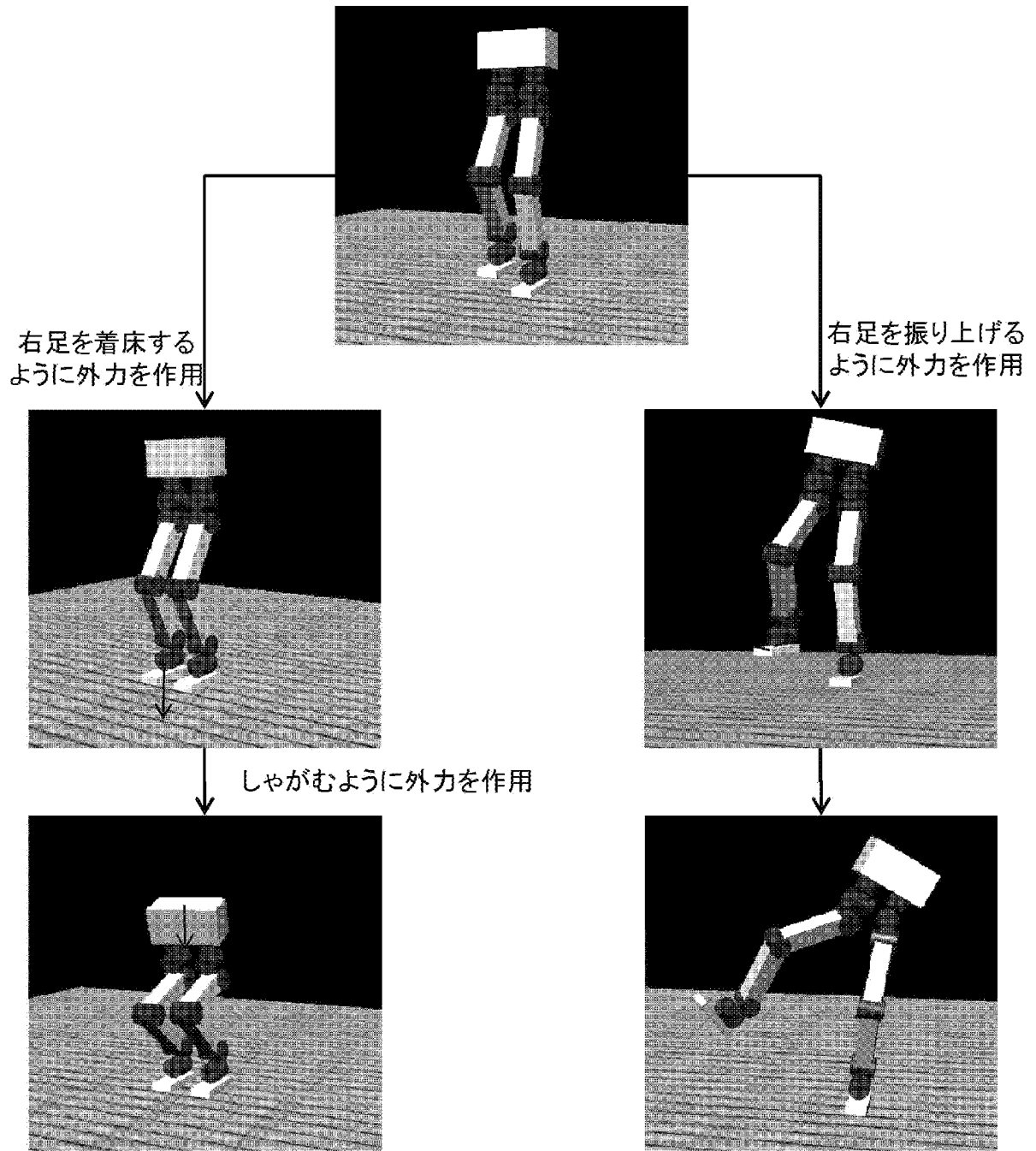
[図4]



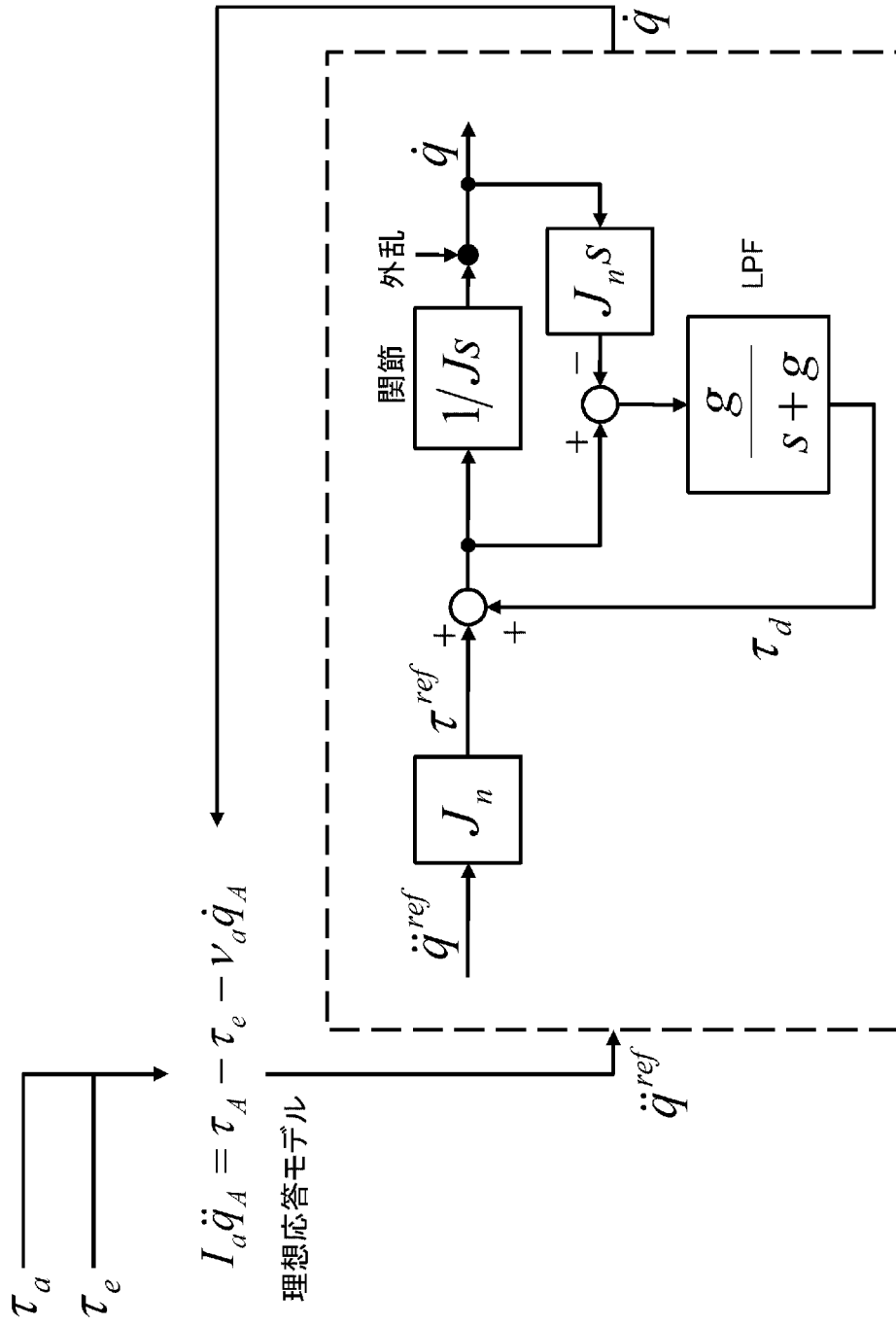
[図5]



[図6]



[図7]



## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/066956

## A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61H3/00(2006.01) i, B25J3/00(2006.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

## B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61H3/00, B25J3/00

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2012

Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2012 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2012

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

## C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X Y A	JP 2010-142351 A (Honda Motor Co., Ltd.), 01 July 2010 (01.07.2010), paragraphs [0029] to [0184]; fig. 1 & US 2010/0152630 A1	1-2, 10-12 4-6 3, 7-9
Y A	JP 2003-220584 A (Honda Motor Co., Ltd.), 05 August 2003 (05.08.2003), paragraphs [0035] to [0040], [0103] (Family: none)	4-6 3, 7-9

 Further documents are listed in the continuation of Box C. See patent family annex.

\* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&amp;" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search  
02 October, 2012 (02.10.12)Date of mailing of the international search report  
09 October, 2012 (09.10.12)Name and mailing address of the ISA/  
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int.Cl. A61H3/00(2006.01)i, B25J3/00(2006.01)i

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))

Int.Cl. A61H3/00, B25J3/00

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1922-1996年
日本国公開実用新案公報	1971-2012年
日本国実用新案登録公報	1996-2012年
日本国登録実用新案公報	1994-2012年

国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
X Y A	JP 2010-142351 A (本田技研工業株式会社) 2010.07.01, 【0029】-【0184】段落, 第1図 & US 2010/0152630 A1	1-2, 10-12 4-6 3, 7-9
Y A	JP 2003-220584 A (本田技研工業株式会社) 2003.08.05, 【0035】-【0040】, 【0103】段落 (ファミリーなし)	4-6 3, 7-9

C欄の続きにも文献が列挙されている。

パテントファミリーに関する別紙を参照。

\* 引用文献のカテゴリー

「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの  
 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの  
 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)  
 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献  
 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献  
 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの  
 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの  
 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの  
 「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

02.10.2012

国際調査報告の発送日

09.10.2012

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (ISA/J P)  
 郵便番号100-8915  
 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官 (権限のある職員)

土田 嘉一

3E 5076

電話番号 03-3581-1101 内線 3344