

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局



(43) 国際公開日
2006年8月3日 (03.08.2006)

PCT

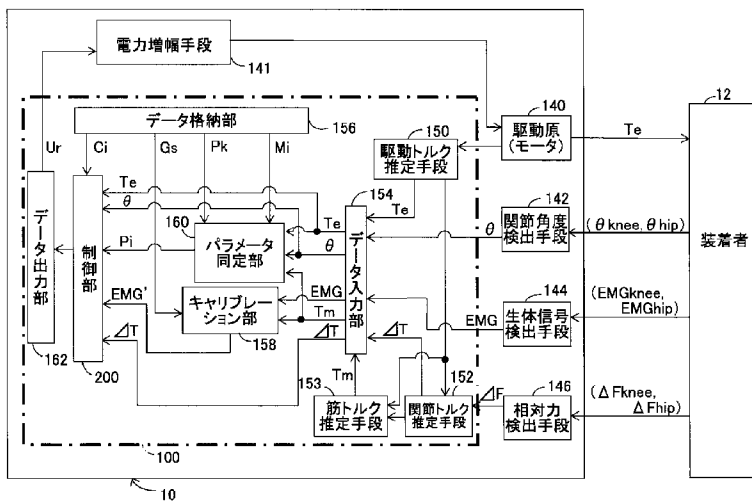
(10) 国際公開番号
WO 2006/080134 A1

- (51) 国際特許分類:
A61H 3/00 (2006.01) A61F 2/72 (2006.01)
G05B 13/02 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2005/021472
- (22) 国際出願日: 2005年11月22日 (22.11.2005)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願2005-018295 2005年1月26日 (26.01.2005) JP
- (71) 出願人 および
- (72) 発明者: 山海 嘉之 (SANKAI, Yoshiyuki) [JP/JP]; 〒3050003 茨城県つくば市桜2丁目29番4号 Ibaraki (JP).
- (74) 代理人: 伊東 忠彦 (ITOH, Tadahiko); 〒1506032 東京都渋谷区恵比寿4丁目20番3号 恵比寿ガーデンプレスタワー32階 Tokyo (JP).
- (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, LY, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW.
- (84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

[続葉有]

(54) Title: WEARING-TYPE MOTION ASSISTANCE DEVICE AND PROGRAM FOR CONTROL

(54) 発明の名称: 装着式動作補助装置及び制御用プログラム



- 141... POWER AMPLIFICATION MEANS
- 156... DATA STORAGE SECTION
- 162... DATA OUTPUT SECTION
- 200... CONTROL SECTION
- 160... PARAMETER IDENTIFICATION SECTION
- 158... CALIBRATION SECTION
- 154... DATA INPUT SECTION
- 153... MUSCLE TORQUE ESTIMATION MEANS
- 152... JOINT TORQUE ESTIMATION MEANS
- 146... RELATIVE FORCE DETECTION MEANS
- 144... BIOLOGICAL SIGNAL DETECTION MEANS
- 142... JOINT ANGLE DETECTION MEANS
- 140... DRIVE SOURCE (MOTOR)
- 120... DRIVE TORQUE ESTIMATION MEANS
- 12... WEARER

(57) Abstract: A motion assistance device has a biological signal detection means for detecting a biological signal from the wearer of the device; a motion assistance device installation member having a drive source for applying torque acting to the wearer by use of each joint of the wearer as a rotating shaft; a control means for controlling the drive source to generate torque corresponding to the biological signal detected by the biological signal detection mean; a drive torque estimation means for estimating the drive torque generated by the drive source; a joint angle detection means for detecting angular displacement of a joint; and a parameter identification means for substituting the drive torque estimated by the drive torque estimation means and the angular displacement detected by the joint angle detection means into an equation of motion to specify the wearer-specific dynamics parameter, the equation relating to the entire system and including wearer-specific dynamics parameter. The control means controls the drive source according to a predetermined control method, based on the equation of motion into which the dynamics parameter identified by the parameter identification means is substituted.

[続葉有]



WO 2006/080134 A1



添付公開書類:

— 国際調査報告書

2文字コード及び他の略語については、定期発行される各PCTガゼットの巻頭に掲載されている「コードと略語のガイダンスノート」を参照。

(57) 要約: 動作補助装置は、装着者からの生体信号を検出する生体信号検出手段と、装着者の各関節を回転軸として作用するトルクを当該装着者に対して付与する駆動源を有した動作補助装置と、生体信号検出手段により検出された生体信号に応じたトルクを発生するように駆動源を制御する制御手段と、駆動源が発生した駆動トルクを推定する駆動トルク推定手段と、関節の角変位を検出する関節角度検出手段と、駆動トルク推定手段により推定された駆動トルクおよび関節角度検出手段により検出された角変位を、装着者固有の動力学パラメータを含んでなる系全体の運動方程式に代入することにより、当該動力学パラメータを同定するパラメータ同定手段とを備え、制御手段は、パラメータ同定手段により同定された動力学パラメータを代入した運動方程式に基づき、所定の制御方法に従って駆動源を制御する。

明 細 書

装着式動作補助装置及び制御用プログラム

技術分野

[0001] 本発明は装着式動作補助装置に係り、特に装着者の動作を補助或いは代行する装着式動作補助装置及び制御用プログラムの改良に関する。

背景技術

[0002] 筋力が失われた身体障害者或いは筋力が衰えた高齢者にとっては、健常者であれば簡単に行える動作でも非常に困難である場合が多い。このため、今日では、これらの人達の動作を補助或いは代行するために、種々のパワーアシスト装置の開発が進められている。

[0003] これらのパワーアシスト装置としては、例えば、利用者(以下「装着者」という)に装着される装着式動作補助装置(以下、単に「動作補助装置」という)がある。この種の動作補助装置としては、装着者の筋活動に伴う筋電位信号を検出する筋電位センサ(生体信号検出手段)と、装着者の各関節の角変位を検出する関節角度検出手段と、装着者にアシスト力としてのトルクを付与する駆動モータ等の駆動源と、当該駆動源を制御する制御手段とを備えたものが開発されつつある(例えば、非特許文献1)。

[0004] この動作補助装置では、筋電位センサによる検出結果と関節角度検出手段による検出結果とに基づいて制御手段が駆動モータを適宜制御することにより、装着者の意思に応じかつ現動作に適したトルクを当該装着者に付与可能であり、その実現が期待されている。

非特許文献1: Takao Nakai, Suwoong Lee, Hiroaki Kawamoto and Yoshiyuki Sankai, "Development of Power Assistive Leg for Walking Aid using EMG and Linux," Second Asian Symposium on Industrial Automation and Robotics, BITECH, Bangkok, Thailand, May 17-18, 2001

発明の開示

発明が解決しようとする課題

[0005] ところで、上述した動力補助装置では、初めて当該装着者に装着させて初期設定

を行なうときには動力補助装置自身の動力学パラメータ、例えば重量、慣性モーメント及び粘性係数が既知の値であるにも拘わらず、装着者の動力学パラメータが個人差等の変動要因により未知の値であるため、アシスト力としてのトルクが初期設定時の動力学パラメータに基づいて発生されることになり、装着者によっては十分な効果が得られないおそれがある。

[0006] また、身体障害者の機能回復訓練や筋力が衰えた人の歩行訓練などを行なう施設等で複数の装着者に対して1台の動力補助装置を交代で装着させるような場合には、例えば、制御系設定時に想定した装着者の体格と実際に装着される各装着者の体格とが大きく相違することがある。このような場合には、装着者の動力学パラメータの設定値と実際の値とが不整合となり、本来適切なはずのアシスト力が装着者によっては過小或いは過剰となる虞れがある。

[0007] こうした不具合は、装着者毎に専用の動力補助装置を用意すれば、容易に解消できるように思われるかもしれない。しかしながら、解剖等の物理的なダメージを与えることなく装着者の動力学パラメータを同定することは極めて困難であり、しかも、同一の装着者であっても体調や着衣等の変動要因により動力学パラメータが変動する虞れがあるため、失当といわざるを得ない。従って、上述した動力補助装置では、各種の制御方法を駆使し、装着者の意思に応じかつ現動作に適したトルクを当該装着者に付与しようとしても、十分な効果を得られないケースが生じるという問題がある。

[0008] そこで、本発明は、上記実情に鑑みて、装着者の個人差や体調等の変動要因によらず、制御方法に応じた効果を発揮することのできる装着式動作補助装置及び制御用プログラムを提供することを課題とする。

課題を解決するための手段

[0009] 本発明は上記課題を解決するため、以下のような手段を有する。

[0010] 上記請求項1記載の発明は、装着者からの生体信号を検出する生体信号検出手段と、装着者の各関節を回転軸として作用するトルクを当該装着者に対して付与する駆動源を有した動作補助装着具と、前記生体信号検出手段により検出された生体信号に応じたトルクを発生するように前記駆動源を制御する制御手段とを有する装着式動作補助装置において、前記駆動源が発生した駆動トルクを推定する駆動トルク推

定手段と、前記関節の角変位を検出する関節角度検出手段と、前記駆動トルク推定手段により推定された駆動トルクおよび前記関節角度検出手段により検出された角変位を、装着者固有の動力学パラメータを含んでなる系全体の運動方程式に代入することにより、当該動力学パラメータを同定するパラメータ同定手段とを備え、前記制御手段は、前記パラメータ同定手段により同定された動力学パラメータを代入した前記運動方程式に基づき、所定の制御方法に従って前記駆動源を制御することを特徴とする。

[0011] 請求項2記載の発明は、装着者からの生体信号を検出する生体信号検出手段と、装着者の関節を回転軸として作用するトルクを当該装着者に対して付与する駆動源を有した動作補助装着具と、前記生体信号検出手段により検出された生体信号に応じたトルクを発生するように前記駆動源を制御する制御手段とを有する装着式動作補助装置において、前記駆動源が発生した駆動トルクを推定する駆動トルク推定手段と、前記関節の角変位を検出する関節角度検出手段と、前記駆動源が発生した駆動トルクと装着者の筋力による筋トルクとが合成された関節トルクを推定する関節トルク推定手段と、前記駆動トルク推定手段により推定された駆動トルクと前記関節トルク推定手段により推定された関節トルクとの関係に基づき、装着者が発生した筋トルク或いは筋力を推定する筋トルク推定手段と、前記駆動トルク推定手段により推定された駆動トルク、前記関節角度検出手段により検出された角変位および前記筋トルク推定手段により推定された筋トルクを、装着者固有の動力学パラメータを含んでなる系全体の運動方程式に代入することにより、当該動力学パラメータを同定するパラメータ同定手段とを備え、前記制御手段は、前記パラメータ同定手段により同定された動力学パラメータを代入した前記運動方程式に基づき、所定の制御方法に従って前記駆動源を制御することを特徴とする。

[0012] 請求項3記載の発明は、前記生体信号検出手段により検出された生体信号と、前記筋トルク推定手段により推定された筋トルク或いは筋力との対応関係が予め設定されたものとなるように、両者間のゲインを調整するキャリブレーション手段をさらに備えたことを特徴とする。

[0013] 請求項4記載の発明は、前記生体信号検出手段が、装着者の皮膚上に貼り付けら

れた状態で使用され、当該装着者の筋電位を前記生体信号として検出することを特徴とする。

[0014] 請求項5記載の発明は、前記動作補助装着具が、腰ベルトと、該腰ベルトの右側部から下方に設けられた右脚補助部と、前記腰ベルトの左側部から下方に設けられた左脚補助部と、を有しており、前記右脚補助部及び左脚補助部は、前記腰ベルトを支持するように下方に延在する第1フレームと、該第1フレームより下方に延在する第2フレームと、該第2フレームより下方に延在する第3フレームと、該第3フレームの下端に設けられ、装着者の脚の裏が載置される第4フレームと、前記第1フレームの下端と前記第2フレームの上端との間に介在する第1関節と、前記第2フレームの下端と前記第3フレームの上端との間に介在する第2関節と、を有することを特徴とすることを特徴とする。

[0015] 請求項6記載の発明は、前記第1関節が、装着者の股関節と一致する高さ位置に設けられるとともに、前記第2フレームを回転させるように駆動力を伝達する第1の駆動源と、装着者の股関節の角変位を検出する第1の関節角度検出手段とを有し、前記第2関節が、装着者の膝関節と一致する高さ位置に設けられるとともに、前記第3フレームを回転させるように駆動力を伝達する第2の駆動源と、装着者の膝関節の角変位を検出する第2の関節角度検出手段とを有することを特徴とする。

[0016] 請求項7記載の発明は、前記制御手段が、パラメータ同定手段により同定された動力学パラメータを用いた重力補償及び慣性補償のうち少なくとも何れか一方の補償を行う制御方法に従うことを特徴とする。

[0017] 請求項8記載の発明は、前記制御手段が、パラメータ同定手段により同定された動力学パラメータを用いたインピーダンス制御方法に従うことを特徴とする。

[0018] 請求項9記載の発明は、前記請求項7に記載された制御方法を、前記制御手段としてのコンピュータに実行させることを特徴とする制御用プログラムである。

[0019] 請求項10記載の発明は、前記請求項8に記載された制御方法を、前記制御手段としてのコンピュータに実行させることを特徴とする制御用プログラムである。

発明の効果

[0020] 本発明によれば、装着者に装着された状態において当該装着者固有の動力学パ

ラメータをパラメータ同定手段により同定し、該同定した動力学パラメータを代入した運動方程式に基づき制御手段により駆動源を制御することができるため、装着者の個人差や体調等の変動要因によらず、前記制御手段が用いる制御方法に応じた効果を発揮することができる。

[0021] また、本発明によれば、筋トルク推定手段により推定された筋トルク或いは筋力をも代入した運動方程式に基づき制御手段により駆動源を制御することができるため、装着者から筋力が発生している状態においても動力学パラメータを同定することができ、前記動力学パラメータを同定するための待ち時間を装着者に要することなく、上記の効果を発揮することができる。

[0022] また、本発明によれば、生体信号検出手段により検出された生体信号と、筋トルク推定手段により検出された筋トルク或いは筋力との対応関係が予め設定されたものとなるように、両者間のゲインを調整するキャリブレーション手段をさらに備えるため、前記生体信号検出手段からの検出結果に感度不良や感度過剰が生じる事態を未然に防止することができる。この結果、装着者の動力学パラメータの同定精度が低下する事態を防止できるとともに、駆動源が発生するアシスト力が過小或いは過大となる事態をも防止することができる。

[0023] また、本発明によれば、パラメータ同定手段により同定された動力学パラメータを用いた重力補償及び慣性補償のうち少なくとも何れか一方の補償を行う制御手段を備えるので、動作補助装置自体の重さが装着者に負担となる事態や、動作時において動作補助装置自体の慣性が装着者に違和感を与える事態を抑えることができる。

[0024] また、本発明によれば、パラメータ同定手段により同定された動力学パラメータを用いたインピーダンス制御方法に従う制御手段を備えるので、例えば見かけ上の慣性や粘性等を小さくして軽やかな動作を実現するといったインピーダンス制御特有の効果を奏することが可能になる。

図面の簡単な説明

[0025] [図1]本発明にかかる装着式動作補助装置の一実施例の制御系システムを示すブロック図である。

[図2]本発明になる装着式動作補助装置の一実施例が装着された状態を前側からみ

た斜視図である。

[図3]本発明になる装着式動作補助装置の一実施例が装着された状態を後側からみた斜視図である。

[図4]動作補助装着具18の左側面図である。

[図5]動作補助装着具18の背面図である。

[図6]制御装置100が実行する制御処理の手順を説明するためのフローチャートである。

[図7A]数学的モデルの各要素を示す図であり、動作補助装着具18が装着された装着者12の脚を側面からみた側面図である。

[図7B]数学的モデルの各要素を示す図であり、装着者12の脚に対応させて各要素を模式的に示す図である。

[図8A]駆動源140によるアシスト力と装着者12の筋力との作用を示す図であり、駆動源140の駆動トルク(T_e)と装着者12の筋トルク(T_m)との合力が関節モーメント(ΔT)として作用することを示す系統図である。

[図8B]駆動源140によるアシスト力と装着者12の筋力との作用を示す図であり、膝関節を中心に脚を上方(または前方)に回動させる場合に作用する各トルクを模式的に示す図である。

[図9A]動作補助装着具18が装着者12に装着された際に実行されるパラメータ修正処理を示す図であり、パラメータ同定部160において行われるパラメータ同定処理の手順を示すフローチャートである。

[図9B]動作補助装着具18が装着者12に装着された際に実行されるパラメータ修正処理を示す図であり、関節トルク推定手段152において行われる関節トルクを推定するトルク推定処理の手順を示すフローチャートである。

[図10A]パラメータ同定処理を行なった際の未知パラメータ(P_u)を含む動力学パラメータの過渡応答の実験データで、慣性モーメントの収束パターンを示すグラフである。

[図10B]パラメータ同定処理を行なった際の未知パラメータ(P_u)を含む動力学パラメータの過渡応答の実験データで、重力モーメントの収束パターンを示すグラフである。

。

[図10C]パラメータ同定処理を行なった際の未知パラメータ(Pu)を含む動力学パラメータの過渡応答の実験データで、粘性係数の収束パターンを示すグラフである。

[図11]装着者12としての被検者A, B, Cのそれぞれについて同一条件下で同定実験を行った場合の実験結果を示す図表である。

[図12A]本実施例のパラメータ同定処理による同定精度の一例を示す実験データで、歩行動作に伴う股関節の慣性モーメントの同定精度を示すグラフである。

[図12B]本実施例のパラメータ同定処理による同定精度の一例を示す実験データで、歩行動作に伴う膝関節の慣性モーメントの同定精度を示すグラフである。

[図13]キャリブレーション部158において行われるキャリブレーションの手順を示すフローチャートである。

[図14A]制御無し(アシストせず)の膝関節角度変化を示すグラフである。

[図14B]制御無し(アシストせず)の筋電位変化を示すグラフである。

[図14C]制御無し(アシストせず)の歪ゲージ出力変化を示すグラフである。

[図15A]PD制御によるアシストの膝関節角度変化を示すグラフである。

[図15B]PD制御によるアシストの筋電位変化を示すグラフである。

[図15C]PD制御によるアシストの歪ゲージ出力変化を示すグラフである。

[図16A]PD制御+ハイブリッドインピーダンス制御によるアシストの膝関節角度変化を示すグラフである。

[図16B]PD制御+ハイブリッドインピーダンス制御によるアシストの筋電位変化を示すグラフである。

[図16C]PD制御+ハイブリッドインピーダンス制御によるアシストの歪ゲージ出力変化を示すグラフである。

符号の説明

- [0026] 10 動作補助装置
- 12 装着者
- 20 右腿駆動モータ
- 22 左腿駆動モータ

- 24 右膝駆動モータ
- 26 左膝駆動モータ
- 30 腰ベルト
- 32, 34 バッテリ
- 36 制御バック
- 38a, 38b, 40a, 40b, 42a, 42b, 44a, 44b 筋電位センサ
- 45, 46 力センサ
- 50a, 50b, 52a, 52b 反力センサ
- 54 右脚補助部
- 55 左脚補助部
- 56 第1フレーム
- 58 第2フレーム
- 60 第3フレーム
- 62 第4フレーム
- 64 第1関節
- 66 第2関節
- 70, 72, 74, 76 角度センサ
- 78 第1締結ベルト
- 80 第2締結ベルト
- 84 踵受け部
- 100 制御装置
- 140 駆動源
- 142 関節角度検出手段
- 144 生体信号検出手段
- 146 相対力検出手段
- 150 駆動トルク推定手段
- 152 関節トルク特定手段
- 153 筋トルク推定手段

- 154 データ入力部
- 156 データ格納部
- 158 キャリブレーション部
- 160 パラメータ同定部
- 162 データ出力部
- 200 制御部

発明を実施するための最良の形態

[0027] 以下、図面と共に本発明の一実施例について説明する。

実施例

[0028] 図1は本発明にかかる装着式動作補助装置の一実施例に適用された制御系システムを示すブロック図である。

[0029] 図1に示されるように、動作補助装置10は、装着者12に対してアシスト力を付与する駆動源140と、装着者12の各関節の角変位 θ を検出する関節角度検出手段142と、装着者12が発生する筋力に応じた筋電位(生体信号)を検出する生体信号検出手段144と、動作補助装置10に作用する相対力(ΔF)を検出する相対力検出手段146を備えている。ここでいうアシスト力は、動作補助装着具18(図2、図3を参照)における各関節(装着者12の膝関節及び股関節のそれぞれに相当)を回転軸として作用するトルクを生ずる力であり、アシストトルクともいえるものである。また、相対力検出手段146は、動作補助装着具18のフレームに作用する力、つまり駆動源140の発生する力と装着者12の筋力との関係で相対的に定まる力を検出するものである。

[0030] また、動作補助装置10は、電力増幅手段141を通じて駆動源140を駆動制御する制御装置100を備えている。制御装置100は、駆動トルク推定手段150、関節トルク推定手段152、筋トルク推定手段153、データ入力部154、データ格納部156、キャリブレーション部158、パラメータ同定部(パラメータ同定手段)160、制御部200及びデータ出力部162を備えている。

[0031] 駆動トルク推定手段150は、駆動源140が発生した駆動トルク T_e を推定するもので、例えば、駆動源140に供給される電流値を検出し、この電流値を駆動源140に固有となるトルク定数に乗じることによって駆動トルク(T_e)の推定を行うものを適用する

ことができる。関節トルク推定手段152は、相対力検出手段146により検出された相対力(ΔF)に応じた、装着者12の各関節回りの関節トルク(ΔT)を推定するものである。筋トルク推定手段153は、駆動トルク推定手段150により推定された駆動トルク(T_e)と、関節トルク推定手段152により推定された関節トルク(ΔT)とに基づき、装着者12の筋力による筋トルク(ΔT_m)を推定するものである(図8A参照)。

[0032] データ入力部154は、動作補助装置10における各種検出手段からの検出データや各種推定手段からの推定データの入力インターフェイスとなるものである。データ格納部156には、制御装置100における種々の演算処理を行う上で必要となるデータが格納してある。キャリブレーション部158は、データ入力部154からの筋電位(EMG)及び筋力推定値(F')と、データ格納部156からの所定の設定ゲイン(G_s)とを読み取り、筋電位(EMG)及び筋力推定値(F')の対応関係が設定ゲイン(G_s)となるように両者間のゲインを調整可能に構成してある。

[0033] パラメータ同定部160は、データ格納部156から読み取った後述の運動方程式データ(M_i)及び既知パラメータ(P_k)を用いて対象となる運動方程式を演算環境上に構成し、かつ、当該運動方程式にデータ入力部154からの駆動トルク推定値(T_e)、関節トルク推定値(ΔT)、及び関節角度 θ を代入可能に構成してある。また、パラメータ同定部160は、詳細は後述するが、対象となる運動方程式にデータ入力部154からのデータを代入することにより、当該運動方程式において未定となる動力学パラメータを同定することが可能である。

[0034] 制御部200は、データ格納部156からの後述の制御方法データ(C_i)、データ入力部154からの駆動トルク推定値(T_e)、関節トルク推定値(ΔT)及び関節角度 θ 、並びにパラメータ同定部160からの同定パラメータ(P_i)及びキャリブレーション部158からの補正された筋電位(EMG')を読み込み可能に構成してある。また、制御部200は、詳細は後述するが、制御方法データ(C_i)を用いて所定の制御手段を演算環境上に構成し、この制御手段に、駆動トルク推定値(T_e)、関節トルク推定値(ΔT)、関節角度 θ 、同定パラメータ(P_i)及び筋電位(EMG')を反映させることにより、駆動源140を駆動制御するための制御信号 U_r を送出可能である。

[0035] データ出力部162は、制御部200からの制御信号 U_r を電力増幅手段141に送出

するための出力インターフェイスとなるものである。電力増幅手段141は、データ出力部162からの制御信号Urに応じて駆動源140を駆動するものである。

[0036] なお、上述したキャリブレーション部158、パラメータ同定部160及び制御部200としては、中央演算処理装置(CPU)上に構成したものが適用可能であり、一つのCPU上に集約したものとすれば、小型化・部品点数軽減を図る上で好ましいものとなる。

[0037] 図2は本発明にかかる装着式動作補助装置の一実施例が装着された状態を前側からみた斜視図である。図3は本発明にかかる装着式動作補助装置の一実施例が装着された状態を後側からみた斜視図である。

[0038] 図2及び図3に示されるように、動作補助装置10は、例えば、骨格筋の筋力低下により歩行が不自由な下肢運動機能障害者、或いは、歩行運動のリハビリを行う患者などのように自力歩行が困難な人の歩行動作を補助(アシスト)する装置である。この動作補助装置10は、脳からの信号により筋力を発生させる際に生じる生体信号(表面筋電位)を検出し、この検出信号に基づいて駆動源140(本実施例では、電動式の駆動モータを用いる)からのアシスト力を付与するように作動可能である。

[0039] 従って、動作補助装置10は、予め入力されたデータに基づいてロボットハンドをコンピュータ制御するように構成された、いわゆるプレイバック型ロボットとは全く異なるものであり、ロボットスーツ、或いはパワードスーツ等とも呼ばれる。

[0040] 動作補助装置10を装着した装着者12は、自らの意思で動作を行うと、その際に発生した生体信号に応じたアシスト力を動作補助装置10から付与され、当該アシスト力と自身の筋力との合力によって歩行することができる。例えば、当該合力の半分をアシスト力が占めるようにすれば、装着者12は、所要の筋力の半分で動作することが可能になる。

[0041] つぎに、動作補助装置10の構成の一例についてより詳細に説明する。

[0042] 動作補助装置10には、図2及び図3に示されるように、装着者12に装着される動作補助装着具18に駆動源140を設けてあり、より詳細には、装着者12の右側股関節に位置する右腿駆動モータ20、左側股関節に位置する左腿駆動モータ22、右膝関節に位置する右膝駆動モータ24及び左膝関節に位置する左膝駆動モータ26がそれぞれ設けてある。

- [0043] これらの駆動モータ20, 22, 24, 26は、上述した駆動源140に相当するもので、より詳細には、制御装置100からの指令信号により駆動トルクを制御されるサーボモータであり、モータ回転を所定の減速比で減速する減速機構(図示せず)を内蔵している。
- [0044] また、装着者12の腰に装着される腰ベルト30には、駆動モータ20, 22, 24, 26を駆動させるための電源として機能するバッテリー32, 34が取り付けられている。バッテリー32, 34は、充電式バッテリーであり、装着者12の歩行動作を妨げないように左右に分散配置されている。
- [0045] また、装着者12の背中に装着される制御バック36には、電力増幅手段141、制御装置100、電源回路(図示せず)などの機器が収納されている。なお、制御バック36の下部は、腰ベルト30に支持され、制御バック36の重量が装着者12の負担にならないように取り付けられる。
- [0046] また、動作補助装置10には、装着者12の右腿の動きに伴う筋電位(EMGhip)を検出する筋電位センサ38a, 38bと、装着者12の左腿の動きに伴う筋電位(EMGhip)を検出する筋電位センサ40a, 40bと、右膝の動きに伴う筋電位(EMGknee)を検出する筋電位センサ42a, 42bと、左膝の動きに伴う筋電位(EMGknee)を検出する筋電位センサ44a, 44bとが設けられている。これらの各筋電位センサ38a, 38b, 40a, 40b, 42a, 42b, 44a, 44bは、上述した生体信号検出手段144に相当するもので、より詳細には、骨格筋が筋力を発生させる際の表面筋電位を測定する検出手段であり、骨格筋で発生した微弱電位を検出する電極(図示せず)を有する。なお、本実施例では、各筋電位センサ38a, 38b, 40a, 40b, 42a, 42b, 44a, 44bは、電極の周囲を覆う粘着シールにより装着者12の皮膚表面に貼着するように取り付けられる。
- [0047] ここで、これらの各筋電位センサを設けた動作補助装置10が装着者12の随意に則したアシスト力を付与することのできる理論について概説する。
- [0048] 人体においては、脳からの指令によって骨格筋を形成する筋肉の表面にシナプス伝達物質のアセチルコリンが放出される結果、筋線維膜のイオン透過性が変化して活動電位(EMG:Electro MyoGram Myoelectricity)が発生する。そして、活動電位によって筋線維の収縮が発生し、筋力を発生させる。そのため、骨格筋の筋電位を検

出すことにより、歩行動作の際に生じる筋力を推測することが可能になり、この推測された筋力に基づく仮想トルクから歩行動作に必要なアシスト力を求めることが可能になる。

[0049] また、筋肉は、血液によりアクチンとミオシンと呼ばれるたんぱく質が供給されると伸び縮みするが、筋力を出すのは縮むときである。そのため、2つの骨が互いに回動可能な状態に連結された関節では、関節を曲げる方向の力を発生させる屈筋と、関節を伸ばす方向の力を発生させる伸筋とが2つの骨間に装架されている。そして、人体には、腰から下に脚を動かすための筋肉が複数あり、腿を前に上げる腸腰筋と、腿を下げる大殿筋と、膝を伸ばすための大腿四頭筋と、膝を曲げる大腿二頭筋などがある。

[0050] 上述した筋電位センサ38a, 40aは、装着者12の腿の付け根部分前側に貼着されており、これにより腸腰筋の表面筋電位を検出することができ、脚を前に出すときの筋力に応じた筋電位を測定可能である。筋電位センサ38b, 40bは、装着者12のお尻に貼着されており、これにより大殿筋の表面筋電位を検出することができ、例えば、後ろに蹴る力や階段を上がる時筋力に応じた筋電位を測定可能である。筋電位センサ42a, 44aは、装着者12の膝上前側に貼着されており、これにより大腿四頭筋の表面筋電位を検出することができ、膝から下を前に出す筋力に応じた筋電位を測定可能である。筋電位センサ42b, 44bは、装着者12の膝上後側に貼着されており、これにより大腿二頭筋の表面筋電位を検出することができ、膝から下を後に戻す筋力に応じた筋電位を測定可能である。

[0051] このように筋電位センサ38a, 38b, 40a, 40b, 42a, 42b, 44a, 44を配設した動作補助装置10によれば、腸腰筋、大殿筋、大腿四頭筋及び大腿二頭筋の活動に応じた筋電位を検出することができ、当該筋電位に応じた駆動電流で駆動モータ20, 22, 24, 26を駆動することにより、装着者12の随意に則したアシスト力の付与が可能となる。

[0052] また、動作補助装置10には、動作補助装着具18において装着者12の股関節回りに作用するトルクを検出する力センサ45と、装着者12の膝関節回りに作用するトルクを検出する力センサ46(これらは上述した相対力検出手段146に相当)が設けてあ

る。力センサ45, 46は、例えば、印加された力に応じた歪を検出し、発生した歪の大きさに比例した電気信号を出力する歪ゲージからなり、動作補助装着具18の右脚部及び左脚部のそれぞれに設けてある。より詳細には、力センサ45は、装着者12の腿部に対応する第2フレーム58において駆動モータ20, 22の駆動トルクによって撓みを生じる部位の歪を検出する位置に設けられる。また、力センサ46は、装着者12の脛部に対応する第3フレーム60において駆動モータ24, 26の駆動トルクによって撓みを生じる部位の歪を検出する位置に設けてある。

[0053] また、動作補助装置10では、歩行動作等による重心移動をスムーズに行うため、脚の裏にかかる荷重を検出する必要があり、本実施例では装着者12の左右脚の裏に反力センサ50a, 50b, 52a, 52b(図2及び図3中、破線で示す)が設けられている。

[0054] 反力センサ50aは、右脚前側の荷重に対する反力を検出し、反力センサ50bは、右脚後側の荷重に対する反力を検出する。反力センサ52aは、左脚前側の荷重に対する反力を検出し、反力センサ52bは、左脚後側の荷重に対する反力を検出する。各反力センサ50a, 50b, 52a, 52bは、例えば、印加された荷重に応じた電圧を出力する圧電素子などからなり、体重移動に伴う荷重変化、及び装着者12の脚と地面との接地の有無をそれぞれ検出することができる。

[0055] つぎに、動作補助装着具18の構成について図4及び図5を併せ参照して説明する。

[0056] 図4は動作補助装着具18の左側面図である。図5は動作補助装着具18の背面図である。

[0057] 図4及び図5に示されるように、動作補助装着具18は、装着者12の腰に装着される腰ベルト30と、腰ベルト30の右側部から下方に設けられた右脚補助部54と、腰ベルト30の左側部から下方に設けられた左脚補助部55とを有する。

[0058] 右脚補助部54及び左脚補助部55は、互いに対称に配置されており、腰ベルト30を支持するように下方に延在する第1フレーム56と、第1フレーム56より下方に延在し装着者12の腿外側に沿うように形成された第2フレーム58と、第2フレーム58より下方に延在し装着者12の脛外側に沿うように形成された第3フレーム60と、装着者12の脚の裏(靴を履く場合には、靴底)が載置される第4フレーム62とを有する。

- [0059] 第1フレーム56の下端及び第2フレーム58の間には、軸受構造とされた第1関節64が介在しており、第1フレーム56と第2フレーム58とを回動可能に連結している。第1関節64は、股関節と一致する高さ位置に設けられており、第1フレーム56が第1関節64の支持側に結合され、第2フレーム58が第1関節64の回動側に結合されている。
- [0060] また、第2フレーム58の下端及び第3フレーム60の間には、軸受構造とされた第2関節66が介在しており、第2フレーム58と第3フレーム60とを回動可能に連結している。第2関節66は、膝関節と一致する高さ位置に設けられており、第2フレーム58が第2関節66の支持側に結合され、第3フレーム60が第2関節66の回動側に結合されている。
- [0061] 従って、第2フレーム58及び第3フレーム60は、腰ベルト30に固定された第1フレーム56に対して第1関節64及び第2関節66を回動支点とする振り子運動を行えるように取り付けられている。すなわち、第2フレーム58及び第3フレーム60は、装着者12の脚と同じ動作を行えるように構成されている。
- [0062] そして、第1関節64及び第2関節66の支持側には、モータブラケット68が設けられている。モータブラケット68は、外側水平方向に突出するモータ支持部68aを有し、モータ支持部68aには、駆動モータ20, 22, 24, 26が垂直状態に取り付けられている。そのため、駆動モータ20, 22, 24, 26は、側方に大きく突出せず、歩行動作時に周囲の障害物などに接触しにくいように設けられている。
- [0063] また、第1関節64及び第2関節66は、駆動モータ20, 22, 24, 26の回転軸が、ギヤを介して被駆動側となる第2フレーム58、第3フレーム60に駆動トルクを伝達するように構成されている。
- [0064] さらに、駆動モータ20, 22, 24, 26は、関節角度を検出する角度センサ(関節角度検出手段142に相当)70, 72, 74, 76を有する。角度センサ70, 72, 74, 76は、例えば、第1関節64及び第2関節66の関節角度に比例したパルス数をカウントするロータリエンコーダ等からなり、関節角度に応じたパルス数に対応した電気信号をセンサ出力として出力する。
- [0065] 角度センサ70, 72は、装着者12の股関節の関節角度(θ hip)に相当する第1フレーム56と第2フレーム58との間の回動角度を検出する。また、角度センサ74, 76は

、装着者12の膝関節の関節角度(θ_{knee})に相当する第2フレーム58の下端と第3フレーム60との間の回動角度を検出する。

[0066] なお、第1関節64及び第2関節66は、装着者12の股関節、膝関節の回動可能な角度範囲でのみ回動される構成であり、装着者12の股関節、膝関節に無理な動きを与えないようにストッパ機構(図示せず)が内蔵されている。

[0067] 第2フレーム58には、装着者12の腿に締結される第1締結ベルト78が取り付けられている。また、第3フレーム60には、装着者12の膝下に締結される第2締結ベルト80が取り付けられている。従って、駆動モータ20, 22, 24, 26で発生された駆動トルクは、ギヤを介して第2フレーム58、第3フレーム60に伝達され、さらに第1締結ベルト78、第2締結ベルト80を介して装着者12の脚にアシスト力として伝達される。

[0068] また、第3フレーム60の下端には、軸82を介して第4フレーム62が回動可能に連結されている。さらに、第4フレーム62の下端には、装着者12の靴底の踵部分が載置される踵受け部84が設けられている。そして、第2フレーム58及び第3フレーム60は、ネジ機構により軸方向の長さを調整可能であり、装着者12の脚の長さに応じて任意の長さに調整されるように構成されている。

[0069] 上記各フレーム56, 58, 60, 64は、それぞれ金属により形成されており、腰ベルト30に設けられたバッテリー32, 34、制御バック36、動作補助装着具18の重量を支えることができる。すなわち、動作補助装置10は、動作補助装着具18などの重量が装着者12に作用しないように構成されており、装着者12に余計な荷重を与えないように取り付けられる。

[0070] ここで、上記のように動作補助装着具18が装着者12に装着された際に装着者12の歩行動作に伴って制御装置100が実行するアシスト制御処理の手順について図6のフローチャートを参照して説明する。

[0071] 図6に示されるように、制御装置100は、ステップS11(以下「ステップ」を省略する)で関節角度検出手段142に相当する角度センサ70, 72, 74, 76により検出された関節角度(θ_{knee} , θ_{hip})を取得する。次にS12に進み、生体信号検出手段144に相当する筋電位センサ38a, 38b, 40a, 40b, 42a, 42b, 44a, 44bによって検出された筋電位信号(EMG_{knee}, EMG_{hip})を取得する。

- [0072] 続いて、S13に進み、上記S11、S12で取得された関節角度(θ_{knee} , θ_{hip})及び筋電位信号(EMG_{knee}, EMG_{hip})を基準パラメータデータベース(図示せず)と照合して装着者12の動作に対応するタスクのフェーズを特定する。次のS14では、上記S13で特定されたフェーズに応じた指令関数 $f(t)$ 及びゲイン P を選択する(自律的制御手段)。
- [0073] そして、S15に進み、物理現象検出手段142によって検出された関節角度に対応する基準パラメータの生体信号(EMG_{op})と、生体信号検出手段144によって筋電位信号(EMG_{ex})との差分を演算し、 $\Delta EMG (= EMG_{op} - EMG_{ex})$ を導出する(判断手段)。
- [0074] 次のS16では、上記S15において演算された差分 ΔEMG と予め設定された許容値(閾値)とを比較し、差分 ΔEMG が許容値未満かどうかを確認する。このS16において、差分 ΔEMG が許容値未満であるときは、装着者12の関節動作に対する筋電位が装着者12の動作と対応しているため、駆動源140に相当する駆動モータ20, 22, 24, 26からの駆動トルクをアシスト力として装着者12の脚に付与することができるものと判断する。
- [0075] 従って、S16において、差分 ΔEMG が許容値未満であるときは、S17に進み、指令信号を電力増幅手段141に相当するモータドライバ(図示せず)に送出する。これにより、駆動源140に相当する駆動モータ20, 22, 24, 26は、装着者12から得られた関節角度(θ_{knee} , θ_{hip})及び筋電位信号(EMG_{knee}, EMG_{hip})に基づく駆動トルクを発生し、この駆動トルクを第2フレーム58、第3フレーム60及び第1締結ベルト78、第2締結ベルト80を介して装着者12の脚にアシスト力として伝達する。
- [0076] また、上記S16において、差分 ΔEMG が許容値を超える場合には、装着者12の関節動作に対する筋電位が装着者12の動作と対応していないため、駆動モータ20, 22, 24, 26からの駆動トルクが装着者12が動作しようとした動きと対応していないものと判断する。従って、S16において、差分 ΔEMG が許容値以上であるときは、S19に進み、ゲイン P の変更処理を行う。すなわち、S19では、ゲイン $P' = P \times \{1 - (\Delta EMG / EMG_{op})\}$ の演算を行って補正ゲイン P' ($<P$)に変更する。
- [0077] そして、S17では、補正ゲイン P' により生成された指令信号(制御信号)は、ゲイン P

の場合よりも小さい値であり、電力増幅手段141に相当するモータドライバ(図示せず)にゲインPの場合よりも小さい制御信号が供給される。これにより、駆動モータ20, 22, 24, 26は、ゲインPの場合よりも小さい駆動トルクを発生することになる。

- [0078] その結果、駆動モータ20, 22, 24, 26は、各動作のフェーズに拘り無く、装着者12の意思に対応した筋電位信号(EMGknee, EMGhip)の実測値に基づく駆動トルクを発生し、この駆動トルクを第2フレーム58、第3フレーム60及び第1締結ベルト78、第2締結ベルト80を介して装着者12の脚にアシスト力として伝達する。
- [0079] このように、上記S19でゲインPの変更処理を行うため、例えば、装着者12が動作の途中でその動作(フェーズ)を中止して別の動作(フェーズ)に移ろうとした場合でも、装着者12の筋電位信号が低下した時点でアシスト力も減少し、装着者12の意思に反して当初の動作を強いることがないように制御することができる。よって、装着者12は、上記のような自律制御と随意制御に近似した随意的制御とが混在した制御方法により、装着者12の意思に応じたアシスト力を得ることができる。
- [0080] S18では、当該タスクの最終フェーズに対する制御処理が行われているか否かを確認する。S18において、当該タスクの最終フェーズに対する制御処理が残っている場合には、上記S11に戻り、次のフェーズに対する制御処理(S11～S18)を行う。また、S18において、当該タスクの最終フェーズに対する制御処理を行ったときは、今回の制御処理を終了する。
- [0081] つぎに、データ格納部156からパラメータ同定部160に読み取られる運動方程式データ(Mi)及び既知パラメータ(Pk)について説明する。運動方程式データ(Mi)は、動作補助装置10及び装着者12からなる系全体の運動方程式を構成するためのものである一方、既知パラメータ(Pk)は、動作補助装置10における各部の重量、関節回りの慣性モーメント、粘性係数及びクーロン摩擦係数等の動力学パラメータからなる。ここでいう運動方程式は、動作補助装置10及び装着者12からなる系全体にかかるもので、例えば、図7A、図7B、図8A、図8B及び数式(1)に示すモデルによって表される。
- [0082] 図7Aは数学的モデルの各要素を示す図であり、動作補助装着具18が装着された装着者12の脚を側面からみた側面図、図7Bは装着者12の脚に対応させて各要素

を模式的に示す図である。図8Aは駆動源140によるアシスト力と装着者12の筋力との作用を示す図であり、駆動源140の駆動トルク(T_e)と装着者12の筋トルク(T_m)との合力が関節モーメント(ΔT)として作用することを示す系統図、図8Bは膝関節を中心に脚を上方(または前方)に回動させる場合に作用する各トルクを模式的に示す図である。

[0083] 図8A、図8Bに示されるように、例えば、装着者12が膝関節を中心に脚を上方(または前方)に回動させる際、動作補助装着具18は膝関節に相当する第2関節66を中心に第3フレーム60が回動することになる。その際、装着者12が膝関節を中心とするトルクとして筋力(T_m)を発生させると共に、駆動源140の駆動トルク(T_e)が第2関節66を中心に第3フレーム60に作用することになる。

[0084] 従って、装着者12の脚には、駆動源140の駆動トルク(T_e)と装着者12の筋トルク(T_m)との合力が関節モーメント(ΔT)として作用するため、装着者12は動作補助装着具18を装着しない場合よりも小さな筋力で脚を動作させることが可能になる。そして、駆動源140の駆動トルク(T_e)は、前述した駆動モータ20, 22, 24, 26の制御系によって得られ、関節モーメント(ΔT)は、後述するように力センサ45, 46により検出される信号、つまり駆動トルク(T_e)と装着者12の筋トルク(T_m)と差によって生じる歪の検出信号に基づいて求められる。しかしながら、装着者12の筋トルク(T_m)を直接測定することはできないので、本実施例では、関節モーメント(ΔT)と駆動トルク(T_e)の差から求める。

[0085] [数1]

$$R(q)\ddot{q} + D\dot{q} + C \operatorname{sgn}(\dot{q}) + G(q) + H(q, \dot{q}) = T_e + T_m(u, q, \dot{q}) \dots\dots(1)$$

数式(1)の各項は、以下の各式のように表せる。

$$R(q) = \begin{bmatrix} J_\alpha + J_\beta + 2J_v \cos \theta & J_\beta + J_v \cos \theta \\ J_\beta + J_v \cos \theta & J_\beta \end{bmatrix}$$

$$J_\alpha = I_1 + m_1 s_1^2 + m_2 l_1^2 \\ = (I_{e1} + I_{m1}) + (m_{e1} + m_{m1}) s_1^2 + (m_{e2} + m_{m2}) l_1^2$$

$$J_\beta = J_2 + m_2 s_2^2 = (I_{e2} + I_{m2}) + (m_{e2} + m_{m2}) s_2^2$$

$$J_v = m_2 s_2 l_1 = (m_{e2} + m_{m2}) s_2 l_1$$

$$G(q) = \begin{bmatrix} r_\alpha \sin \theta_1 + r_\beta \sin \theta_2 + r_v \sin(\theta_1 + \theta_2) \\ r_v \sin(\theta_1 + \theta_2) \end{bmatrix}$$

$$r_\alpha = m_1 g s_1 = (m_{e1} + m_{m1}) g s_1$$

$$r_\beta = m_2 g l_1 = (m_{e2} + m_{m2}) g l_1$$

$$r_v = m_2 g s_1 = (m_{e2} + m_{m2}) g s_2$$

$$q = [\theta_1, \theta_2]^T$$

$$D = \begin{bmatrix} D_1 & 0 \\ 0 & D_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} D_{e1} & 0 \\ 0 & D_{e2} + D_{m2} \end{bmatrix}$$

$$C = \begin{bmatrix} C_1 & 0 \\ 0 & C_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} C_{e1} + C_{m1} & 0 \\ 0 & C_{e2} + C_{m2} \end{bmatrix}$$

$$H(q, \dot{q}) = \dot{R}(q)\dot{q} - \frac{1}{2} \frac{\partial}{\partial q} (\dot{q}^T R(q) \dot{q})$$

$$T_e = [\tau_{e1}, \tau_{e2}]$$

$$T_m(u, q, \dot{q}) = [\tau_{m1}(u_1, \theta_1, \dot{\theta}_1), \tau_{m2}(u_2, \theta_2, \dot{\theta}_2)]$$

$$u = [u_1, u_2]^T$$

なお、数式(1)においては、添え字1は股回りのパラメータを意味するとともに、添え字2は膝回りのパラメータを意味するものとし、かつ、eは動作補助装置10のパラメータを意味するとともに、mは装着者12のパラメータを意味するものとする。

[0086] また、R(q)は慣性項を意味し、G(q)は重力項を意味し、Dは粘性摩擦項を意味し、Cはクーロン摩擦項を意味し、Hはコリオリ力・遠心力項(総称して慣性項ともいう)を意味し、Teは駆動源140による駆動トルクを意味し、Fmは筋力による筋モーメント項を意味し、Uは筋の活性度項を意味する。

[0087] ついで、パラメータ同定部160において行われる同定手法について概説する。簡便のため装着者12が脱力状態にあると仮定すると、数式(1)において筋モーメント項たるFmが無視できることとなり、そうすると数式(2)で表されることになる。

[0088] [数2]

$$R(q)\ddot{q} + D\dot{q} + C \operatorname{sgn}(\dot{q}) + G(q) + H(q, \dot{q}) = T_e \quad \dots\dots\dots (2)$$

数式(2)は、運動変数データ行列Ω及び動力学パラメータ行列Xを用いると数式(3)に変換される。

[0089] [数3]

$$\begin{aligned} \Omega X &= T_e \\ X &= [J_\alpha J_\beta J_v D_1 D_2 r_\alpha r_\beta r_v C_1 C_2]^T \quad \dots\dots\dots (3) \end{aligned}$$

ここで、運動変数データ行列Ωについては、各種検出手段及び各種推定手段により求めることができる一方、動力学パラメータ行列Xにおいては、装着者12にかかる

パラメータが装着者12の個人差や体調等により不明或いは変動的なものとなる。

[0090] さらに、数式(3)は、動力学パラメータ行列Xを推定するための推定動力学パラメータ行列X*を導入し、動力学パラメータ行列X及び推定動力学パラメータ行列X*の誤差分たる誤差行列εをも用いると、数式(4)に変換される。

[0091] [数4]

$$\Omega X^* = F_e + \varepsilon \quad \dots\dots (4)$$

数式(4)において誤差行列εを最小(ゼロ行列)にする未知パラメータ(Pu)は、数式(5)で表されることになる。

[0092] [数5]

$$X^* = (\Omega^T \Omega)^{-1} (\Omega^T T_e) \quad \dots\dots (5)$$

従って、数式(5)を解くことにより(結果的には大元の運動方程式たる数式(1)を解くことにより)、装着者12に関する未知パラメータ(Pu)が導出されることになる。

[0093] ここで、上記動作補助装着具18が装着者12に装着された際にパラメータ同定部160、関節トルク推定手段152が実行するパラメータ同定処理及びトルク推定処理について説明する。

[0094] 図9Aは動作補助装着具18が装着者12に装着された際に実行されるパラメータ修正処理を示す図であり、パラメータ同定部160において行われるパラメータ同定処理の手順を示すフローチャート、図9Bは関節トルク推定手段152において行われる関

節トルクを推定するトルク推定処理の手順を示すフローチャートである。

- [0095] 以下では、上述した数式を用いたパラメータ同定部160によるパラメータ同定手法について、図9Aに示すフローチャートを用いて説明する。なお、図9Bに示すフローチャートでは、関節トルク推定手段152における処理との関係も併せて示している。
- [0096] まず、制御装置100からの指令により処理が開始されると、パラメータ同定部160は、図9Aに示すように電源スイッチ(図示せず)がオンに操作されると(S70)、データ格納部156から運動方程式データ(M_i)及び既知パラメータ(P_k)を読み込み(S71)、ついで運動方程式(数式(1)~(5))をCPU(中央演算処理装置)の演算環境上に構成する(S72)。
- [0097] この間、関節トルク推定手段152では、図9Bに示すように電源スイッチ(図示せず)がオンに操作されると(S80)、相対力検出手段146により検出された相対力データ(ΔF)を読み込んだ後(S81)、この相対力データ(ΔF)に予め設定された係数を乗じたものと駆動トルク推定データ(T_e)との差分から関節モーメント(ΔT)を推定する(S82)。ついで、筋トルク推定手段153は、駆動トルク推定手段150により推定された駆動トルク推定データ(T_e)と、関節トルク推定手段152により推定された関節モーメント推定データ(ΔT)とを読み込み(S83)、図8A、図8Bに示される対応関係に基づき、装着者12の筋力による筋トルク(T_m)を推定する(S84)。これらの関節トルク推定手段152及び筋トルク推定手段153では、制御手段200からの終了指令が与えられるまで同様の処理が繰り返され(S85におけるYes)、当該終了指令が与えられると処理を終える(S85におけるNo)。なお、本実施例において筋トルク(T_m)を求めるのは、装着者12が筋力を発生している状況下であってもパラメータ同定を可能とするためであり、静止状態でパラメータ同定を行う場合である。
- [0098] つぎに、パラメータ同定部160は、図9Aに示すようにデータ入力部154から駆動トルク推定データ(T')及び関節データ(θ)を読み込むとともに(S73)、関節トルク推定手段152から関節モーメントデータ(ΔT)を読み込む(S74)。
- [0099] ついで、パラメータ同定部160は、読み込んだ各データを数式(5)或いはこれに筋トルク(T_m)をも考慮した数式に適宜代入し(S75)、装着者12における各部の重量、各関節回りの慣性モーメント、粘性係数、クーロン摩擦係数等の未知パラメータ(P_u)

を同定する。

[0100] これら駆動トルク推定データ(T')、関節データ(θ)及び関節モーメントデータ(ΔT)データの読み込みから未知パラメータ(P_u)の同定までの一連の処理は、所定回数(例えば10回)繰り返され、その都度、未知パラメータ(P_u)の平均値を求めて平均化する(S78)。その後、パラメータ同定部160は、同定済みの未知パラメータ(P_u)を制御部200に送出し(S79)、処理を終える。

[0101] 図10A、図10B、図10C、図11、図12A、図12Bは、パラメータ同定部160により装着者12の未知パラメータ(P_u)を同定した結果の一例を示すものである。本同定実験では、装着者12が脱力した状態で行い、かつ、各関節の関節角度 θ が所定の軌跡を描くように制御部200でのPD(Proportional Derivative)制御によって駆動源140を駆動制御して行っている。また、関節角度 θ の目標角度は、脚の動作特性を満たす範囲内で演算精度を可及的に向上させるべく、0.2, 0.5, 1.0(Hz)の周波数を含む合成正弦波パターンに従うものとしている。また、関節角度 θ の範囲、つまり動作範囲は、脚の動作における最大屈曲角度を考慮し、股関節は $-0.2\sim 0.5(\text{rad})$ 、膝関節は $0\sim 1.0(\text{rad})$ の範囲内にそれぞれ抑えている。またさらに、上述した平均化するための繰り返し回数は、10回としている。

[0102] 図10Aは、パラメータ同定処理を行なった際の未知パラメータ(P_u)を含む動力学パラメータの過渡応答の実験データを示すものであり、は慣性モーメントの収束パターンを示すグラフ、図10Bは重力モーメントの収束パターンを示すグラフ、図10Cは粘性係数の収束パターンを示すグラフである。図10A、図10B、図10Cから明らかのように、本実施例によれば、前述したパラメータ同定部160のパラメータ同定処理により装着者12の動力学パラメータの殆どが数秒以内に収束しており、優れた収束性を有すること、換言すると同定処理が短時間で行われることがわかる。

[0103] 図11は、装着者12としての被検者A, B, Cのそれぞれについて同一条件下でパラメータ同定処理を行った場合の実験結果を示す実験データであり、動力学パラメータとしての慣性モーメント、粘性摩擦係数、重力モーメント、クーロン摩擦が被検者A, B, Cの体格差等に伴う個人差が反映されていることを示している。すなわち、被検者A, B, Cは、夫々身長、体重などの身体的特徴が個々に異なるため、各人が歩

行動作する際の歩幅や筋力も異なり、同一条件下でパラメータ同定処理を行った場合の慣性モーメント、粘性摩擦係数、重力モーメント、クーロン摩擦も異なる値となることが図11の実験データからわかる。従って、動作補助装着具18が装着者12に装着された際には、前述したパラメータ同定処理を行なうことで身体的特徴の異なる各装着者に応じたアシスト力が得られるようにパラメータを補正することが可能になる。

[0104] 図12Aは、本実施例のパラメータ同定処理による同定精度の一例を示す実験データであり、歩行動作に伴う股関節の慣性モーメントの同定精度を示すグラフ、図12Bは歩行動作に伴う膝関節の慣性モーメントの同定精度を示すグラフである。図12A、図12Bに示すグラフは、股関節及び膝関節回りの慣性モーメントの過渡応答についてそれぞれ実測値(R1)及び同定値(R2)を重ねたものを示しており、実測値と同定値とがほぼ重なり合うように推移していることがわかる。すなわち、図12A、図12Bにおける実測値(R1)及び同定値(R2)は、互いに酷似しており、十分な同定精度を有することを実証している。

[0105] 図13は、キャリブレーション部158において行われるキャリブレーションの手順を示すフローチャートである。以下では、キャリブレーション部158によるパラメータ同定手法について、本フローチャートを用いて説明する。

[0106] まず、キャリブレーション部158は、データ格納部156からの設定ゲイン(G_s)を読み込み(S91)、ついで、データ入力部160からの筋電位データ(EMG)及び筋トルク推定データ(T_m)を読み込む(S92)。

[0107] つぎに、キャリブレーション部158は、筋トルク推定データ(T_m)及び筋電位データ(EMG)の比(T_m/EMG)と設定ゲイン(G_s)との差が許容可能な誤差範囲(E_a)内か否かを判断する(S93)。

[0108] このとき、キャリブレーション部158では、 $(T_m/EMG) - (G_s)$ が誤差範囲(E_a)外である場合(S93におけるYes)には、数式(6)に基づき、筋電位データ(EMG)を補正して補正筋電位データ(EMG')を求め、データ入力部160からの筋電位データ(EMG)及び筋トルク推定データ(T_m)を読み込む手順に戻る。最終的に、キャリブレーション部158は、 $(T_m/EMG) - (G_s)$ が誤差範囲(E_a)内になると(S93におけるNO)には、処理を終える。

[0109] [数6]

$$EMG' = (T_m / G_s) \times EMG \quad \dots\dots(6)$$

以上のキャリブレーション処理によれば、筋トルク推定データ(T_m)及び補正筋電位データ(EMG')の比(T_m/EMG')が設定ゲイン(G_s)と略等しくなり、生体信号検出手段144からの検出結果に感度不良や感度過剰が生じる事態を未然に防止することができる。この結果、上述した装着者12の未知パラメータ(P_u)の同定精度が低下する事態を防止できるとともに、駆動源140が発生するアシスト力が過小或いは過大となる事態をも防止することができる。

[0110] また、本実施例の動作補助装置10では、関節トルク推定手段152及び筋トルク推定手段153により、装着者12の筋トルク(T_m)或いは筋力を得ることができ、さらにこれらを用いてキャリブレーションを行うようにしているので、これらを用いないものに比べて装着者12に課する負担を著しく抑えることが可能となる。具体的には、関節トルク推定手段152及び筋トルク推定手段153のいずれも用いないとすれば、装着者12の筋トルク(T_m)或いは筋力を得るためには、駆動源140によって所定の駆動トルク(T_e)を与えると同時に、この状態で静止状態を所定時間維持するように装着者12に強いる必要がある。このため、装着者12の発生しうる筋力によらず所要の筋力を強いることになり、しかも所要の待ち時間をも強いることになるところ、本実施例の動作補助装置10によれば、これらの負担を防止でき、好ましいものとなる。

[0111] つぎに、制御装置100に適用される制御方法について説明する。本動作補助装置10に適用される制御方法は、特に限定されるものではなく、例えば、パラメータ同定実験の際と同様、PD制御等のいわゆる古典制御理論によるものを適用することができる。本動作補助装置10によれば、古典制御理論によるものであっても、装着者12を含む制御対象の同定を行った後に、この同定結果を反映させたシミュレーションを

行い、当該シミュレーション上で最適な補償器のパラメータを設定することができるため、制御方法に応じた効果を発揮することが可能だからである。具体的には、古典制御理論によるものであっても、生体信号検出手段144からの筋電位(EMG)をフィードバック制御することにより、制御方法に応じた効果が発揮される結果、装着者12の随意に則したアシスト力を付与することが可能だからである。なお、制御装置100に適用される制御方法は、最適レギュレータや最適オブザーバ等を用いる現代制御理論によるものであっても良く、特に限定されるものではない。

(重力補償を行う制御方法について)

本制御方法は、上述した数式(1)において重力項 $G(q)$ に対する補償を行い、当該重力項 $G(q)$ の影響を抑えるものである。

[0112] 前提条件として、装着者12に装着された動作補助装置10が初期姿勢 θ_s から目標姿勢 θ_e となるように動作することを想定し、またベースとなる制御方法としてPD制御を採用するものとする。

[0113] まず、通常のPD制御であれば、駆動源140による駆動トルク(T_e)にかかるPDフィードバック制御入力(制御信号 U_r)は、数式(7)のようになる。

[0114] [数7]

$$\begin{aligned} R(q)\ddot{q} + D\dot{q} + C \operatorname{sgn}(\dot{q}) + G(q) + H(q, \dot{q}) &= T_e + T_m(u, q, \dot{q}) \\ U_r &= -K_P(\theta_s - \theta_e) - K_D\dot{q} \quad \dots\dots(7) \end{aligned}$$

つぎに、重力補償をも行うPD制御では、駆動源140による駆動トルク(T_e)にかかるPDフィードバック制御入力(制御信号 U_r)は、数式(8)のようになる。

[0115] [数8]

$$\begin{aligned}
 R(q)\ddot{q} + D\dot{q} + C \operatorname{sgn}(\dot{q}) + G(q) + H(q, \dot{q}) &= T_e + T_m(u, q, \dot{q}) \\
 U_r &= -K_p(\theta_s - \theta_e) - K_D\dot{q} + G(q) \quad \dots\dots\dots (8)
 \end{aligned}$$

数式(8)に示した重力補償付きPD制御では、フィードバック制御した場合に、制御対象の重力項G(q)を相殺することが可能となり、装着者12にかかる自身の重力と、動作補助装着具18を装着する上で作用する動作補助装着具18からの重力とを抑えることができる。

(慣性補償を行う制御方法について)

本制御方法は、上述した数式(1)において慣性項R(q)に対する補償を行い、当該慣性項R(q)の影響を抑えるものである。

[0116] 重力補償の場合と同様、前提条件として、装着者12に装着された動作補助装置10が初期姿勢 θ_s から目標姿勢 θ_e となるように動作することを想定し、またベースとなる制御方法としてPD制御を採用するものとする。

[0117] 慣性補償をも行うPD制御では、駆動源140による駆動トルク(Te)にかかるPDフィードバック制御入力(制御信号Ur)は、数式(9)のようになる。

[0118] [数9]

$$\begin{aligned}
 R(q)\ddot{q} + D\dot{q} + C \operatorname{sgn}(\dot{q}) + G(q) + H(q, \dot{q}) &= T_e + T_m(u, q, \dot{q}) \\
 U_r &= -K_p(\theta_s - \theta_e) - K_D\dot{q} + H(q, \dot{q}) \quad \dots\dots\dots (9)
 \end{aligned}$$

数式(9)に示した慣性補償付きPD制御では、フィードバック制御した場合に、制御対象の慣性項Hを相殺することが可能となり、装着者12自身による慣性力と動作補

助装着具18からの慣性力とを抑えることができ、特に素早い動作を行おうとした場合に装着者12の負担を著しく抑えることができる。

(重力補償及び慣性補償を行う制御方法について)

本制御方法は、上述した重力補償付きPD制御及び慣性補償付きPD制御のいわば良いとこ取りとなるもので、これを上述同様の条件下において数式で表すと数式(10)のようになる。本制御方式による作用、効果については、重力補償付きPD制御及び慣性補償付きPD制御のそれぞれで述べたものの組み合わせとなるので、説明を省略する。

[0119] [数10]

$$R(q)\ddot{q} + D\dot{q} + C \operatorname{sgn}(\dot{q}) + G(q) + H(q, \dot{q}) = T_e + T_m(u, q, \dot{q})$$

$$U_r = -K_p(\theta_s - \theta_e) - K_D\dot{q} + G(q) + H(q, \dot{q}) \dots\dots(10)$$

(インピーダンス制御について)

インピーダンス制御は、人間(装着者12)の粘弾性特性に着目し、制御対象の慣性、粘性、剛性等の特性を自由に調節するもので、制御の目的に応じて、制御対象と環境との間に作用する力を適切に選択できるという特徴を有する。動作補助装置10では、自身に装着者12を加えた系全体の特性を変更することにより、装着者12の特性を間接的に変更して調節することが可能となる。すなわち、制御装置100にインピーダンス制御を適用した場合には、装着者12に装着された動作補助装置10を通じ、間接的ではあるが装着者12の特性(インピーダンス)を調節するという、従来成しえなかったことが実現可能となる。なお、制御装置100に適用されるインピーダンス制御は、動作補助装置10及び装着者12からなる系全体を制御対象とするため、通常のインピーダンス制御と区別すべく、以下ではハイブリッドインピーダンス制御ともいう。

[0120] 例えば、駆動源140により発生させる駆動トルクが数式(11)に示す T_e' となるように

制御すれば、数式(1)は数式(12)に示すように変換される。この結果、数式(12)より明らかなように、系全体の慣性項が $R(q)$ から $[R(q)-R'(q)]$ に変更されるとともに、粘性摩擦項が D から $(D-D')$ に変更されることになり、これらの項については、 $R'(q)$ 及び D' を適宜設定することによって調節可能となる。この場合には、動作補助装置10からの慣性項や粘性摩擦項の影響を抑えることができるため、装着者12が本来有する反射等の機敏な動作を行う能力を最大限に発揮することが可能となる。さらには、装着者12自身の慣性項や粘性摩擦項の影響をも抑えることができ、装着者12に本来の周期よりも早く歩行させたり、装着前よりも滑らかに(粘性摩擦の小さい)動作をさせることもできる。

[0121] [数11]

$$T_e' = -R'(q)\ddot{q} - D'\dot{q} + T_e \quad \dots\dots(11)$$

[0122] [数12]

$$[R(q) - R'(q)]\ddot{q} + (D - D')\dot{q} + C \operatorname{sgn}(\dot{q}) + G(q) + H(q, \dot{q}) = T_e + T_m(u, q, \dot{q}) \quad \dots\dots(12)$$

上述した制御装置100では、これら重力補償、慣性補償及びハイブリッドインピーダンス制御の少なくとも一つを適用して制御手段を構成することができる。具体的には、これらの制御方法のいずれかに関する制御方法データ(Ci)をデータ格納部156から制御部200に読み込ませた後、制御部200の演算環境上に当該制御方法データ(Ci)に基づいて制御手段を構成させることができる。こうして構成された制御手段

によれば、与えられた各検出データ及び各推定データに基づき、所定の制御方法に従った制御信号 U_r を発生させることができ、結果的に当該制御方法に応じたアシスト力を装着者12に付与することができる。

[0123] 図14乃至図16は、制御装置100にインピーダンス制御を適用した場合の効果を示すものであり、同一の動作を装着者12に行わせた実験結果をそれぞれ示すグラフである。より詳細には、図14Aは制御無し(アシストせず)の膝関節角度変化を示すグラフ、図14Bは制御無し(アシストせず)の筋電位変化を示すグラフ、図14Cは制御無し(アシストせず)の歪ゲージ出力変化を示すグラフである。図15AはPD制御によるアシストの膝関節角度変化を示すグラフ、図15BはPD制御によるアシストの筋電位変化を示すグラフ、図15CはPD制御によるアシストの歪ゲージ出力変化を示すグラフである。図16AはPD制御+ハイブリッドインピーダンス制御によるアシストの膝関節角度変化を示すグラフ、図16BはPD制御+ハイブリッドインピーダンス制御によるアシストの筋電位変化を示すグラフ、図16CはPD制御+ハイブリッドインピーダンス制御によるアシストの歪ゲージ出力変化を示すグラフである。ここで、実験条件としては、腰掛けた状態で脚を前方に振り上げた後に振り下げる一連の動作を対象とし、当該動作を行う装着者12からの筋電位(EMG)及び相対力(正確にはこれに変換される力センサ出力)を測定対象としている。

[0124] 図14A、図14B、図14Cでは、振り上げ期間(L1)中は装着者12からの筋電位(EMG)が相対的に大きく、かつ振り下げ期間(L2)中は筋電位(EMG)が相対的に小さくなることが示されており、経験に則したものとなっている。但し、振り下げ期間(L2)の後半におい伸筋(グラフI)に対して縮筋(グラフII)の筋電位(EMG)の減少が妨げられている区間が確認される。この現象は、動作補助装着具18の慣性等により装着者12に対して相互作用力モーメント M_a が作用したためと考えられる。

[0125] また、図14Cに示すグラフでは、アシストしていないのに力センサ46の歪ゲージ出力が変化している。その理由としては、装着者12が膝関節の角度を変化させる際に第2関節66の負荷(駆動モータ24, 26やモータ駆動力伝達系の負荷)が第3フレーム60に作用していることが考えられる。

[0126] これに対し、PD制御の場合の実験結果(Pd:実線で示す)を示す図15A、図15B、

図15Cでは、装着者12からの筋電位(EMG)がアシストなし(Ano:一点鎖線で示す)の場合に比べて全体的に半減しており、特に振り上げ期間(L1)中においてはその応答波形が酷似しており、適切なアシストが行われていることがわかる。このことは、特に振り上げ期間(L1)中において力センサ出力(相対力 ΔF)がアシスト無し(Ano)の場合よりも増大していることから裏付けられる。しかしながら、図15A、図15B、図15Cでは、振り下げ期間(L2)の後半において上述の相互作用力モーメント M_a の影響が現れており、その大きさ自体は相対的に小さいものの装着者12にとっては違和感と成り兼ねない。

[0127] これに対し、PD制御+ハイブリッドインピーダンス制御(HI:一点鎖線で示す)の場合の実験結果を示す図16A、図16B、図16Cでは、上述したPD制御の効果(Pd:実線で示す)に加え、PD制御のみの場合に問題となった相互作用力モーメントの影響が抑えられていることがわかる。つまり、PD制御+ハイブリッドインピーダンス制御(HI)によれば、振り上げ期間(L1)中のみならず振り下げ期間(L2)中においても、装着者12からの筋電位(EMG)が半減し、かつその応答波形が酷似しており、全期間において適切なアシストが行われていることがわかる。

[0128] 以上説明したように、本実施例の動作補助装置10によれば、装着者12に装着された状態において当該装着者12固有の動力学パラメータをパラメータ同定部160により同定し、該同定した動力学パラメータを代入した運動方程式(数式(5)等)に基づき制御装置100により駆動源140を制御することができるため、装着者12の個人差や体調等の変動要因によらず、制御装置100が用いる制御方法に応じた効果を発揮することができる。

[0129] また、本実施例の動作補助装置10によれば、筋トルク推定手段153により推定された筋トルク(T_m)をも代入した運動方程式(数式(1)等)に基づき制御装置100により駆動源140を制御することができるため、装着者12から筋力が発生している状態においても動力学パラメータを同定することができ、当該動力学パラメータを同定するための待ち時間を装着者12に要することなく、上記の効果を発揮することができる。

[0130] また、本実施例の動作補助装置10によれば、生体信号検出手段144により検出された筋電位(EMG)と、筋トルク推定手段153により検出された筋トルク(T_m)との相

互間のゲインを、予め設定された設定ゲイン(G_s)となるように調整するキャリブレーション部158をさらに備えるため、生体信号検出手段144からの検出結果に感度不良や感度過剰が生じる事態を未然に防止することができる。この結果、装着者12の動力学パラメータの同定精度が低下する事態を防止できるとともに、駆動源140が発生するアシスト力が過小或いは過大となる事態をも防止することができる。しかも、本実施例の動作補助装置10によれば、装着者12から筋力が発生している状態においてもキャリブレーションを行うことができ、当該キャリブレーションを行うための待ち時間を装着者12に要しない。

[0131] また、本実施例の動作補助装置10によれば、パラメータ同定部160により同定された動力学パラメータを用いた重力補償及び慣性補償の少なくとも何れか一方を制御装置100に適用しることができるので、動作補助装置10自体の重さが装着者12に負担となる事態や、動作時において動作補助装置10自体の慣性が装着者12に違和感を与える事態を防止することができる。

[0132] また、本実施例の動作補助装置10によれば、パラメータ同定部160により同定された動力学パラメータを用いたハイブリッドインピーダンス制御方法を制御装置100に適用することができるので、自身を通じて間接的ではあるが装着者12の特性(インピーダンス)を調節するという、従来成しえなかったことが実現可能となる。また、この場合には、例えば見かけ上の慣性や粘性等を小さくして軽やかな動作を実現するといったインピーダンス制御特有の効果を奏することができる。

産業上の利用可能性

[0133] なお、上記実施例では、装着者12の脚にアシスト力を付与する構成とされた動作補助装置10を一例として挙げたが、これに限らず、例えば、腕の動作をアシストするように構成された動作補助装置にも本発明を適用することができるのは勿論である。

[0134] また、上記実施例では、電動モータの駆動トルクをアシスト力として伝達する構成について説明したが、電動モータ以外の駆動源を用いてアシスト力を発生させる装置にも適用することができるのは勿論である。

[0135] 本国際出願は、2005年1月26日に出願した日本国特許出願2005-18295号に基づく優先権を主張するものであり、2005-18295号の全内容を本国際出願に援

用する。

請求の範囲

- [1] 装着者からの生体信号を検出する生体信号検出手段と、
装着者の各関節を回転軸として作用するトルクを当該装着者に対して付与する駆動源を有した動作補助装着具と、
前記生体信号検出手段により検出された生体信号に応じたトルクを発生するように前記駆動源を制御する制御手段とを有する装着式動作補助装置において、
前記駆動源が発生した駆動トルクを推定する駆動トルク推定手段と、
前記関節の角変位を検出する関節角度検出手段と、
前記駆動トルク推定手段により推定された駆動トルクおよび前記関節角度検出手段により検出された角変位を、装着者固有の動力学パラメータを含んでなる系全体の運動方程式に代入することにより、当該動力学パラメータを同定するパラメータ同定手段とを備え、
前記制御手段は、前記パラメータ同定手段により同定された動力学パラメータを代入した前記運動方程式に基づき、所定の制御方法に従って前記駆動源を制御することを特徴とする装着式動作補助装置。
- [2] 装着者からの生体信号を検出する生体信号検出手段と、
装着者の関節を回転軸として作用するトルクを当該装着者に対して付与する駆動源を有した動作補助装着具と、
前記生体信号検出手段により検出された生体信号に応じたトルクを発生するように前記駆動源を制御する制御手段とを有する装着式動作補助装置において、
前記駆動源が発生した駆動トルクを推定する駆動トルク推定手段と、
前記関節の角変位を検出する関節角度検出手段と、
前記駆動源が発生した駆動トルクと装着者の筋力による筋トルクとが合成された関節トルクを推定する関節トルク推定手段と、
前記駆動トルク推定手段により推定された駆動トルクと前記関節トルク推定手段により推定された関節トルクとの関係に基づき、装着者が発生した筋トルク或いは筋力を推定する筋トルク推定手段と、
前記駆動トルク推定手段により推定された駆動トルク、前記関節角度検出手段によ

り検出された角変位および前記筋トルク推定手段により推定された筋トルクを、装着者固有の動力学パラメータを含んでなる系全体の運動方程式に代入することにより、当該動力学パラメータを同定するパラメータ同定手段とを備え、

前記制御手段は、前記パラメータ同定手段により同定された動力学パラメータを代入した前記運動方程式に基づき、所定の制御方法に従って前記駆動源を制御することを特徴とする装着式動作補助装置。

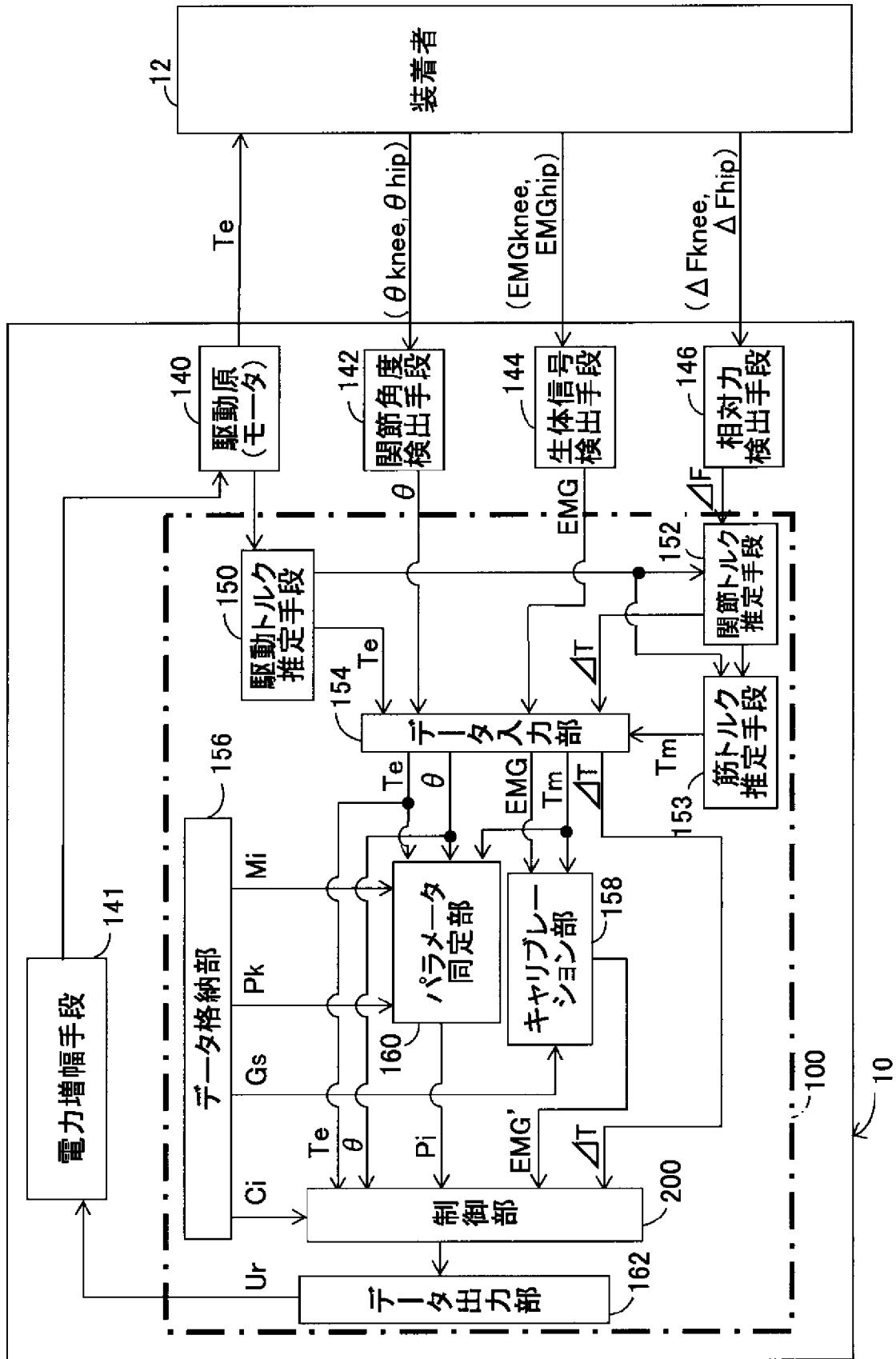
- [3] 前記生体信号検出手段により検出された生体信号と、前記筋トルク推定手段により推定された筋トルク或いは筋力との対応関係が予め設定されたものとなるように、両者間のゲインを調整するキャリブレーション手段をさらに備えたことを特徴とする請求項2に記載の装着式動作補助装置。
- [4] 前記生体信号検出手段は、装着者の皮膚上に貼り付けられた状態で使用され、当該装着者の筋電位を前記生体信号として検出することを特徴とする請求項1または2に記載の装着式動作補助装置。
- [5] 前記動作補助装着具は、
腰ベルトと、
該腰ベルトの右側部から下方に設けられた右脚補助部と、
前記腰ベルトの左側部から下方に設けられた左脚補助部と、
を有しており、
前記右脚補助部及び左脚補助部は、
前記腰ベルトを支持するように下方に延在する第1フレームと、
該第1フレームより下方に延在する第2フレームと、
該第2フレームより下方に延在する第3フレームと、
該第3フレームの下端に設けられ、装着者の脚の裏が載置される第4フレームと、
前記第1フレームの下端と前記第2フレームの上端との間に介在する第1関節と、
前記第2フレームの下端と前記第3フレームの上端との間に介在する第2関節と、
を有することを特徴とする請求項1または2に記載の装着式動作補助装置。
- [6] 前記第1関節は、装着者の股関節と一致する高さ位置に設けられるとともに、前記第2フレームを回転させるように駆動力を伝達する第1の駆動源と、装着者の股関節

の角変位を検出する第1の関節角度検出手段とを有し、

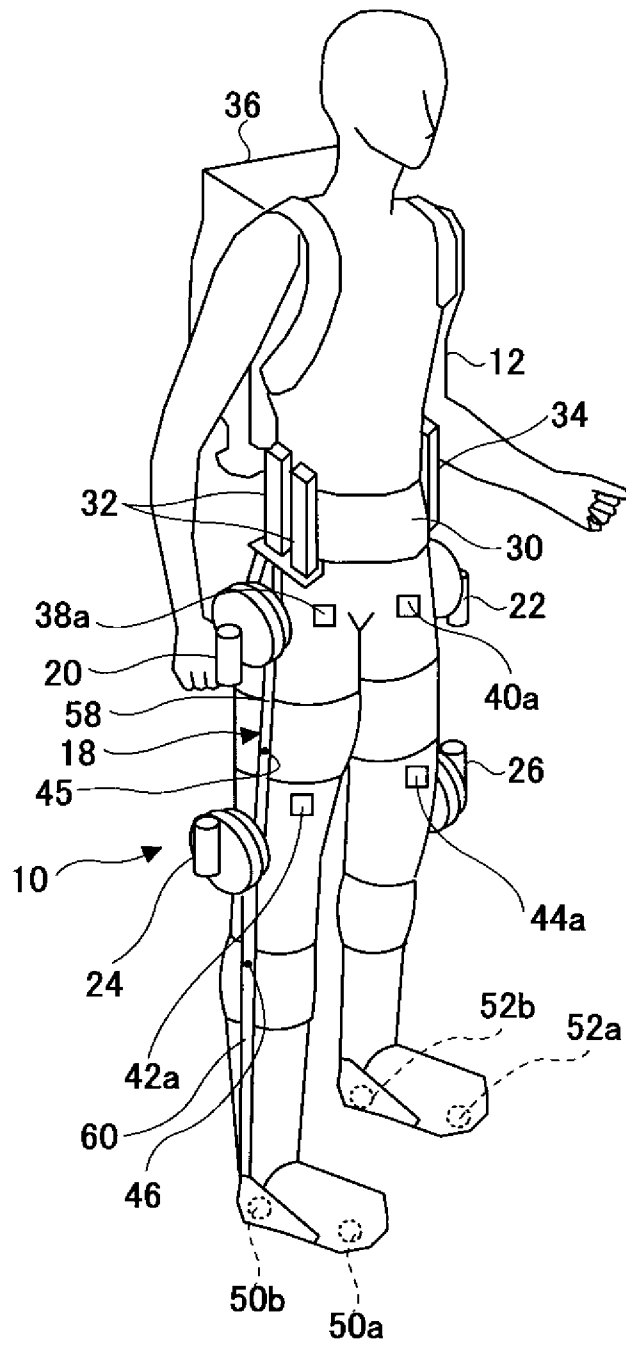
前記第2関節は、装着者の膝関節と一致する高さ位置に設けられるとともに、前記第3フレームを回動させるように駆動力を伝達する第2の駆動源と、装着者の膝関節の角変位を検出する第2の関節角度検出手段とを有することを特徴とする請求項5に記載の装着式動作補助装置。

- [7] 前記制御手段は、パラメータ同定手段により同定された動力学パラメータを用いた重力補償及び慣性補償のうち少なくとも何れか一方の補償を行う制御方法に従うことを特徴とする請求項1または2に記載の装着式動作補助装置。
- [8] 前記制御手段は、パラメータ同定手段により同定された動力学パラメータを用いたインピーダンス制御方法に従うことを特徴とする請求項1または2に記載の装着式動作補助装置。
- [9] 前記請求項7に記載された制御方法を、前記制御手段としてのコンピュータに実行させることを特徴とする制御用プログラム。
- [10] 前記請求項8に記載された制御方法を、前記制御手段としてのコンピュータに実行させることを特徴とする制御用プログラム。

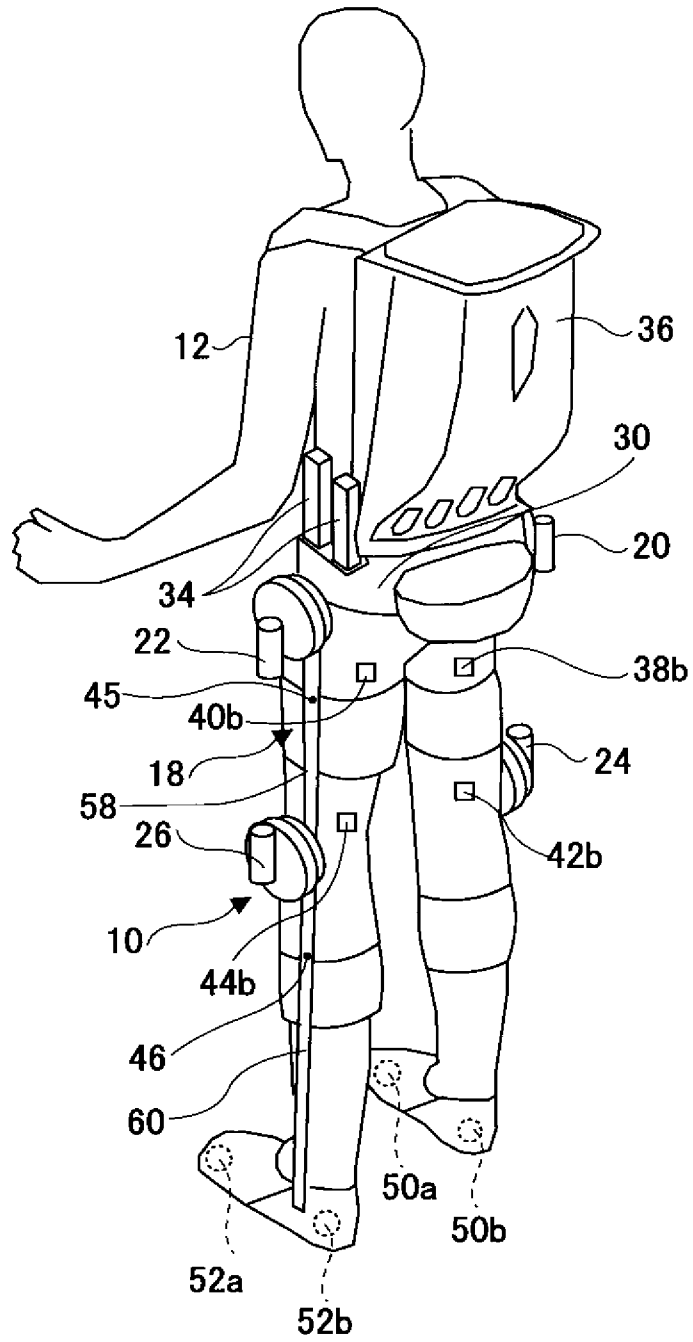
[図1]



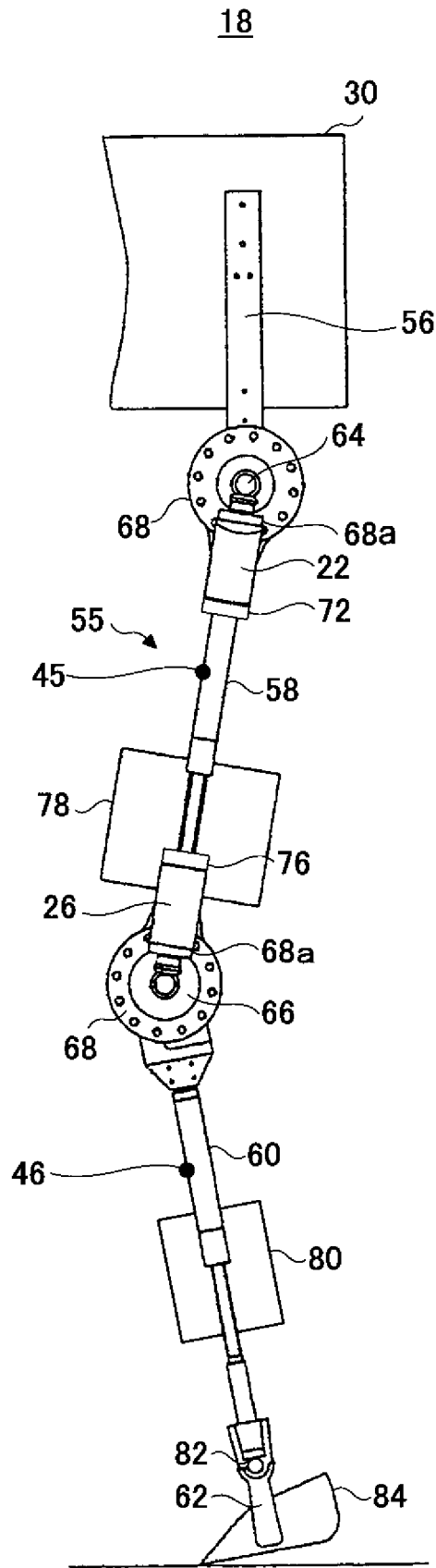
[図2]



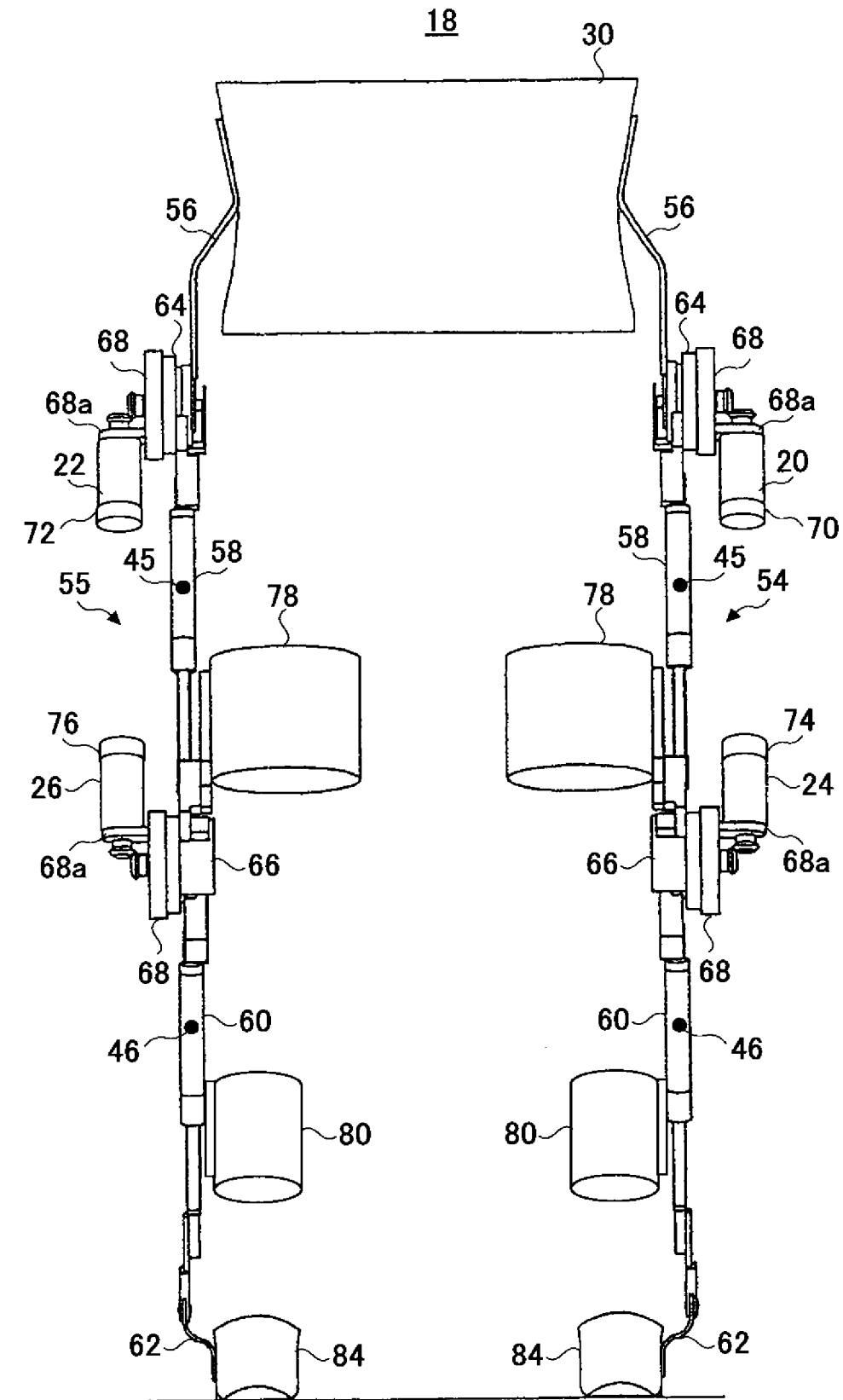
[図3]



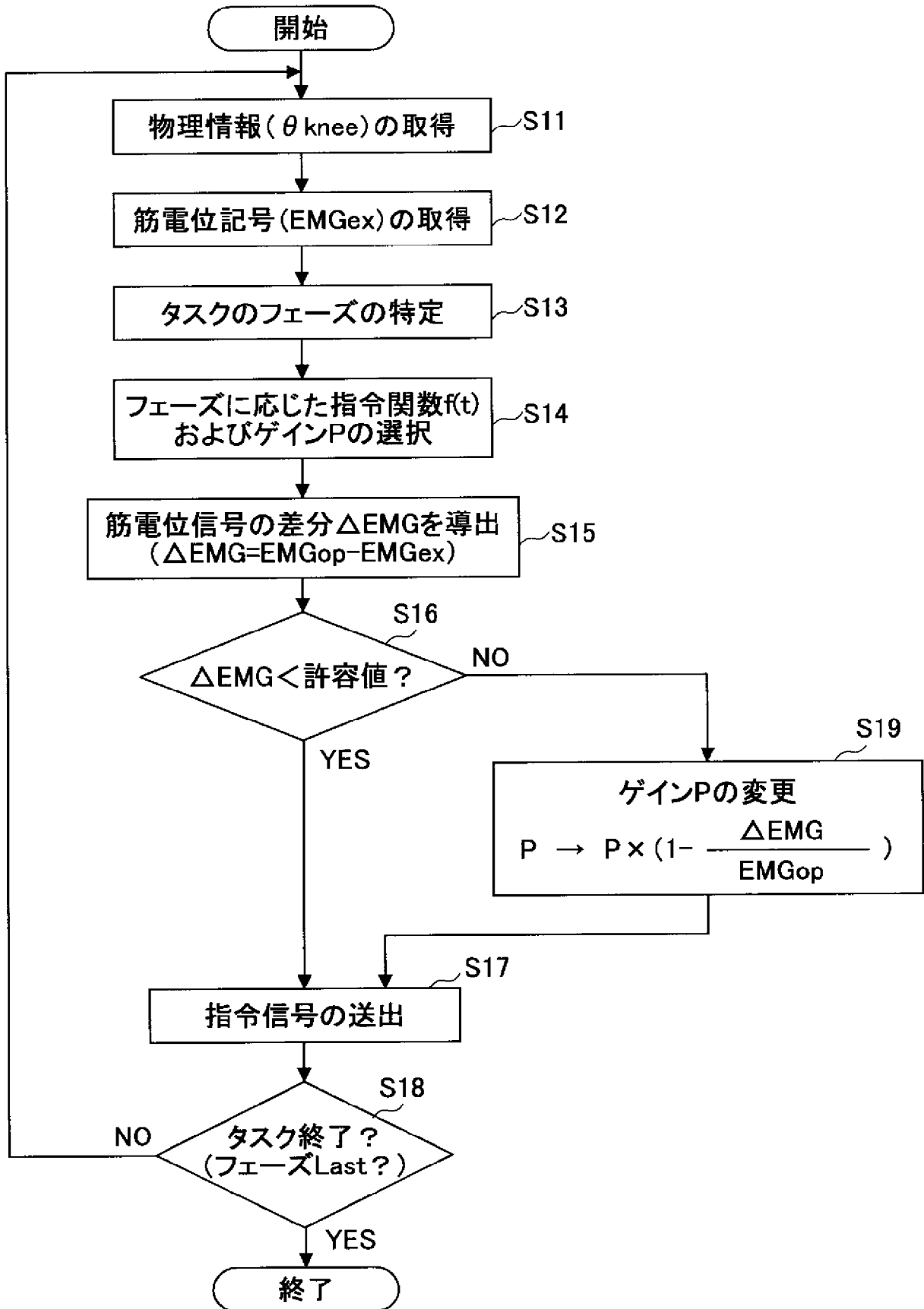
[図4]



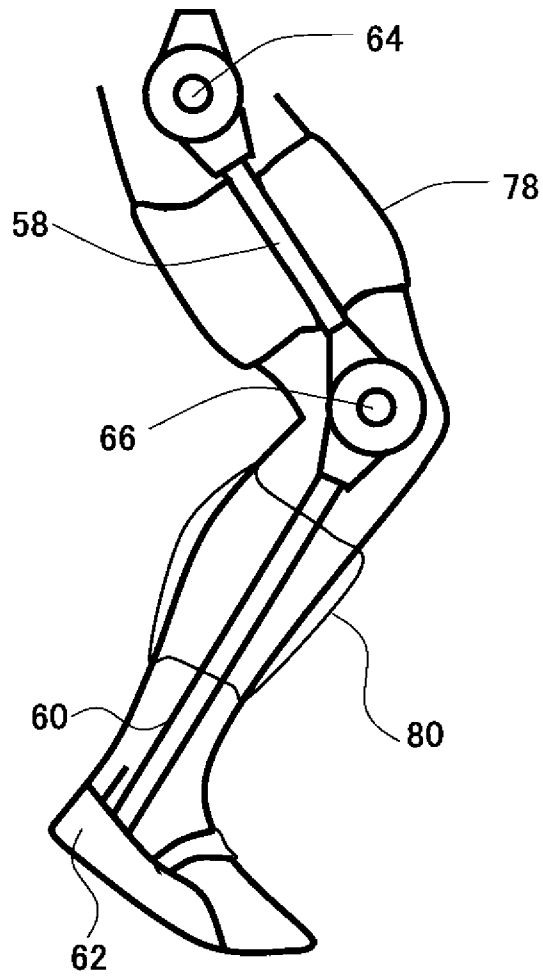
[図5]



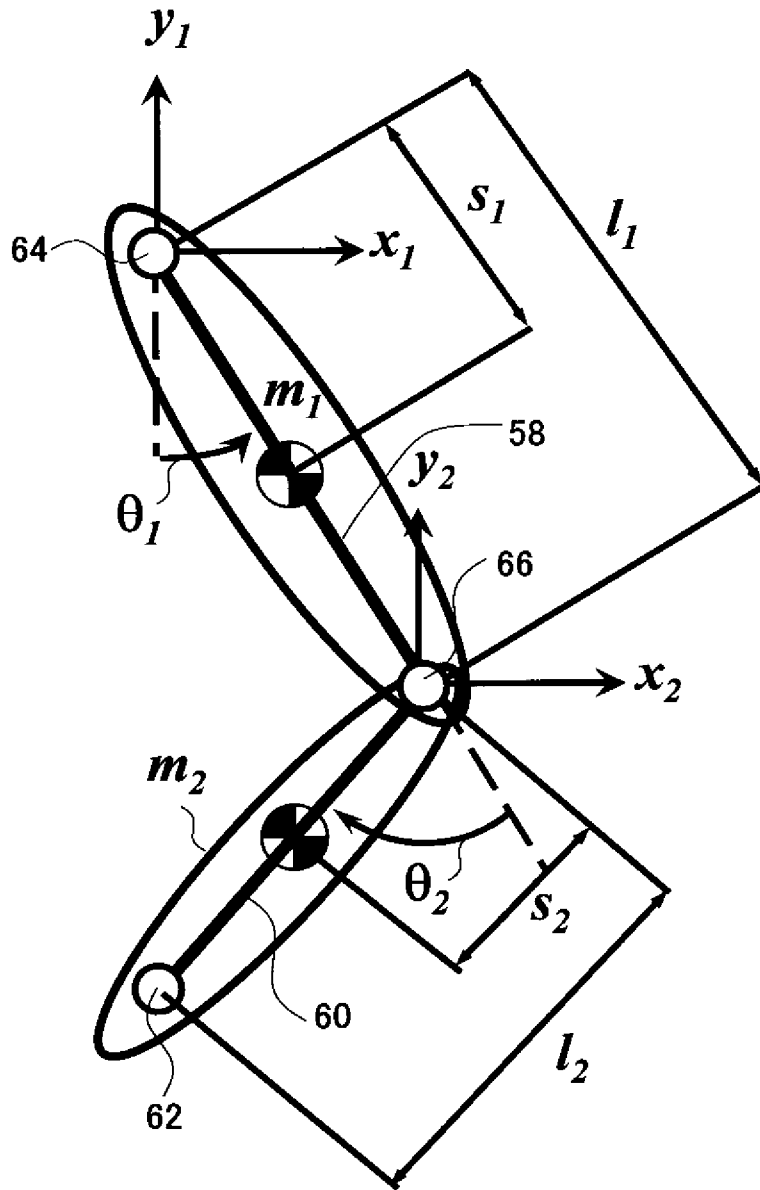
[図6]



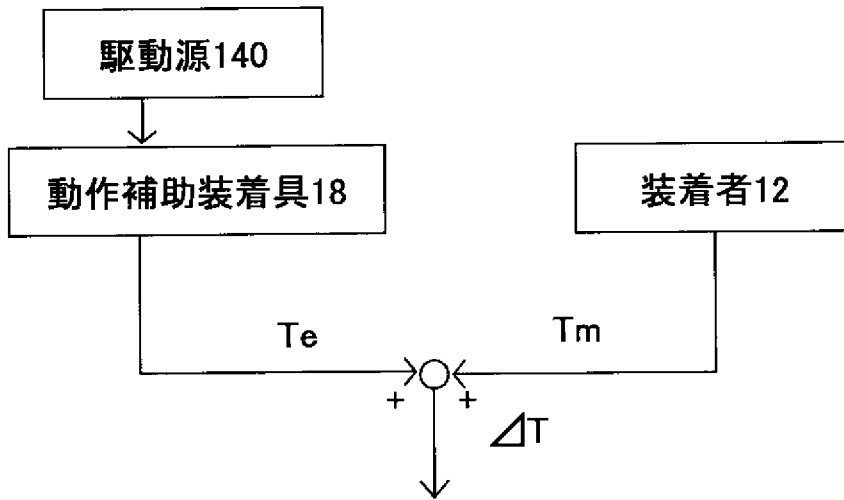
[図7A]



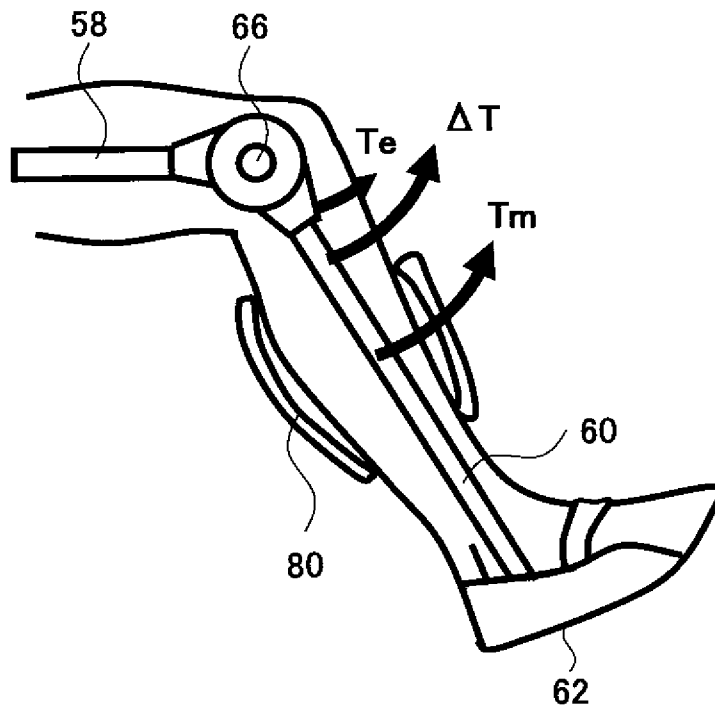
[図7B]



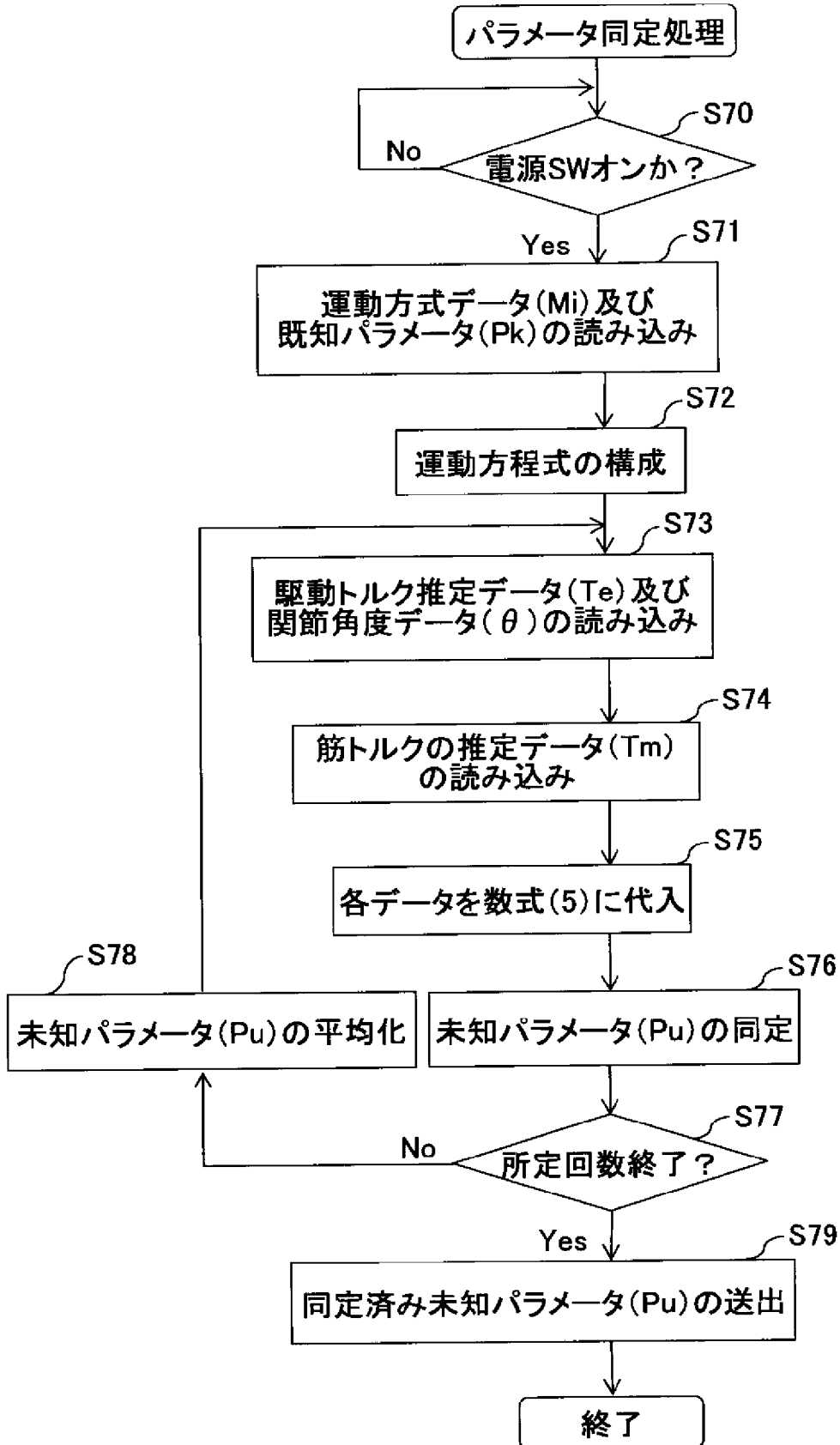
[図8A]



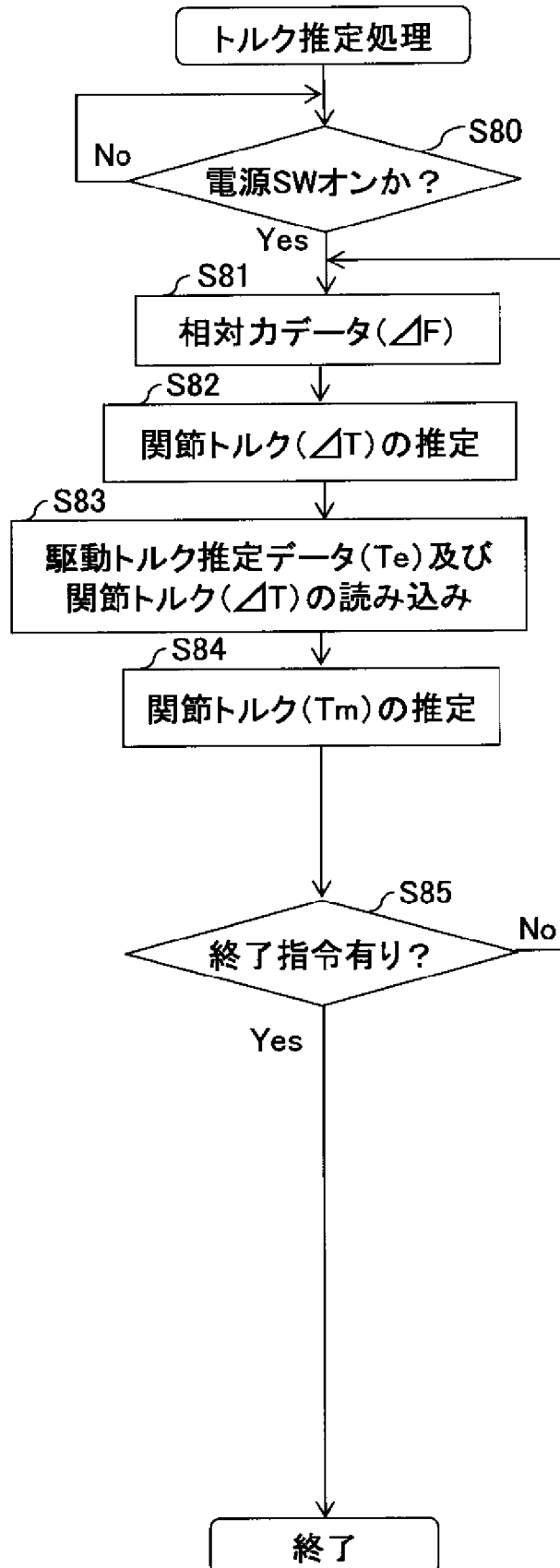
[図8B]



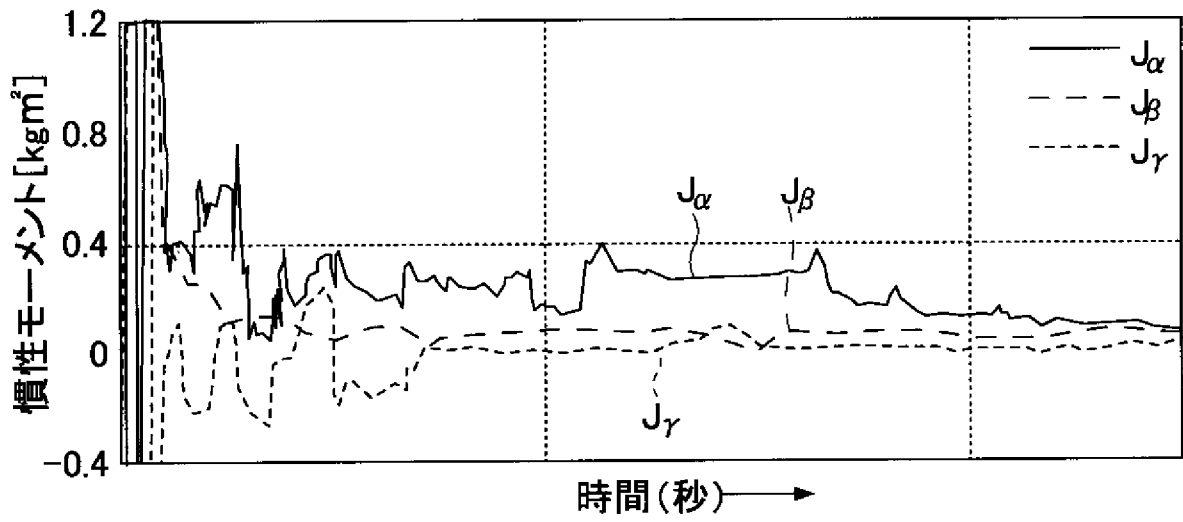
[図9A]



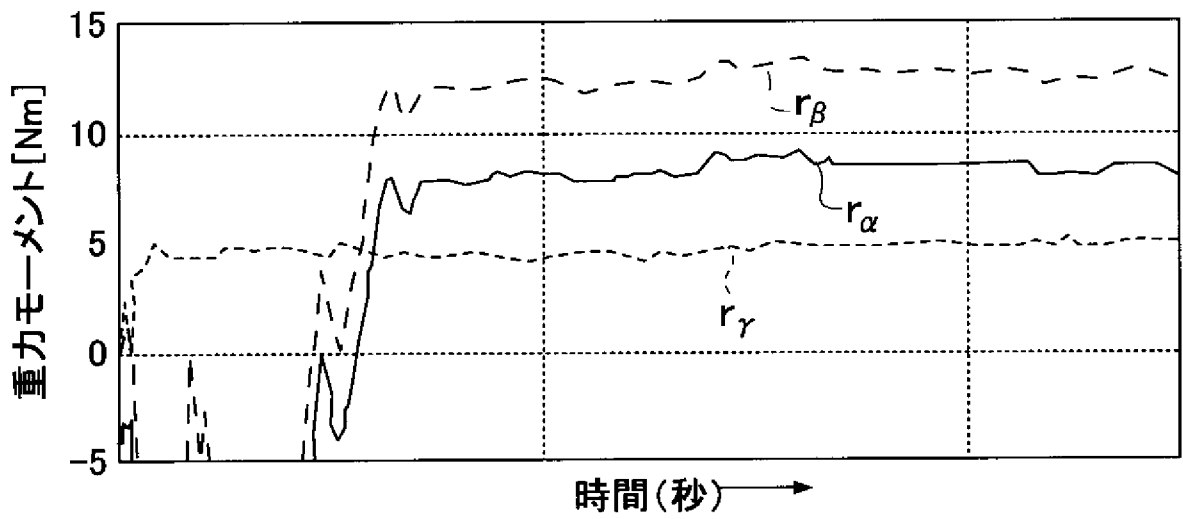
[図9B]



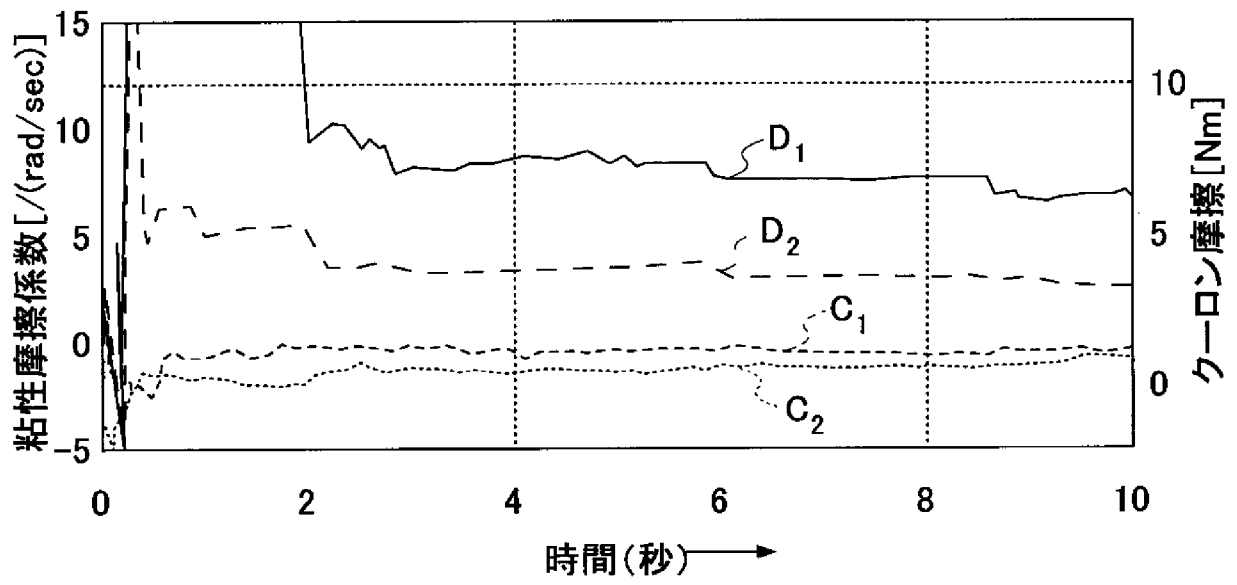
[図10A]



[図10B]



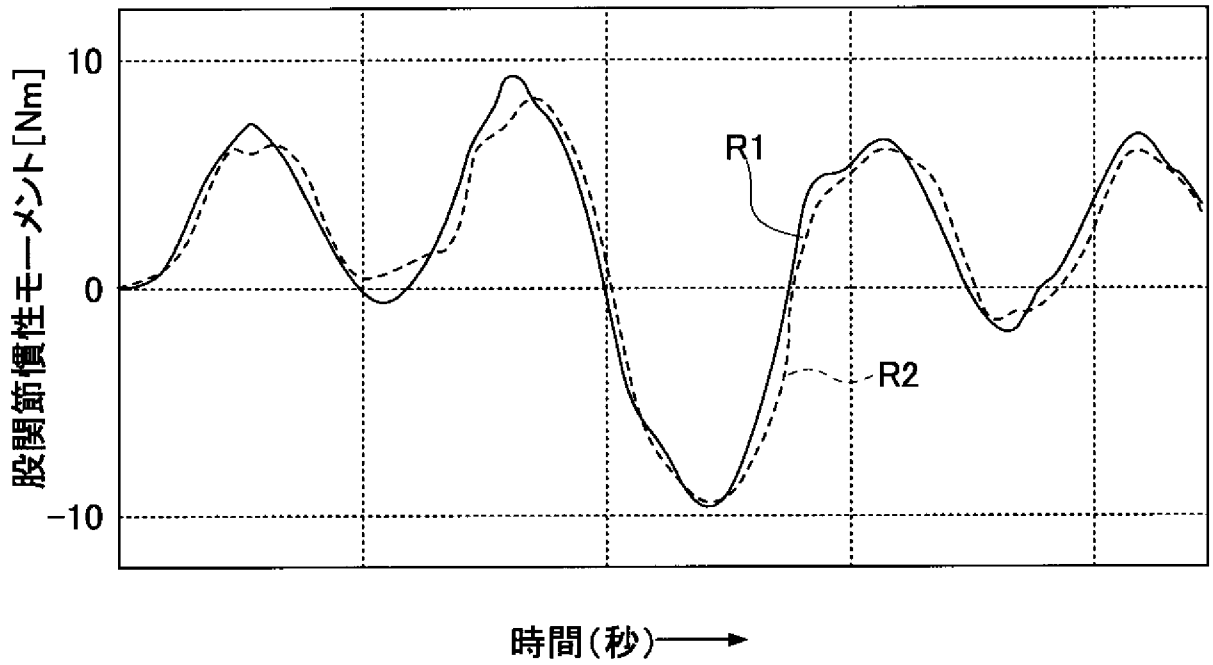
[図10C]



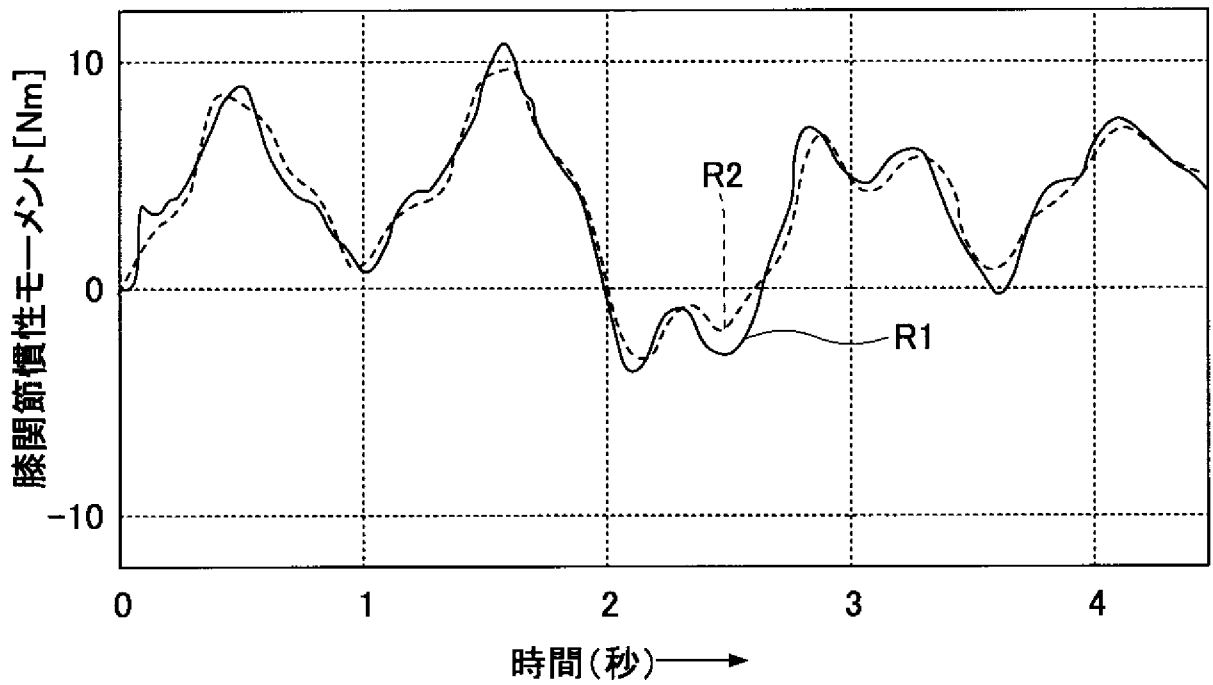
[図11]

	慣性モーメント [kgm ²]			粘性摩擦係数 [Nm/(rad/sec)]		重力モーメント [Nm]			クーロン摩擦 [Nm]	
	J _α	J _β	J _γ	D ₁	D ₂	r _α	r _β	r _γ	C ₁	C ₂
非装着状態の 動作補助装置10	0.026	0.246	0.037	4.666	1.974	2.882	2.882	2.451	0.238	0.400
装着者A	0.116	0.098	0.016	4.808	2.026	10.931	10.931	4.978	1.064	0.586
装着者B	0.209	0.141	0.020	5.476	2.403	12.128	12.128	5.567	0.772	0.513
装着者C	0.163	0.120	0.002	5.142	2.189	11.530	11.530	5.273	0.918	0.550

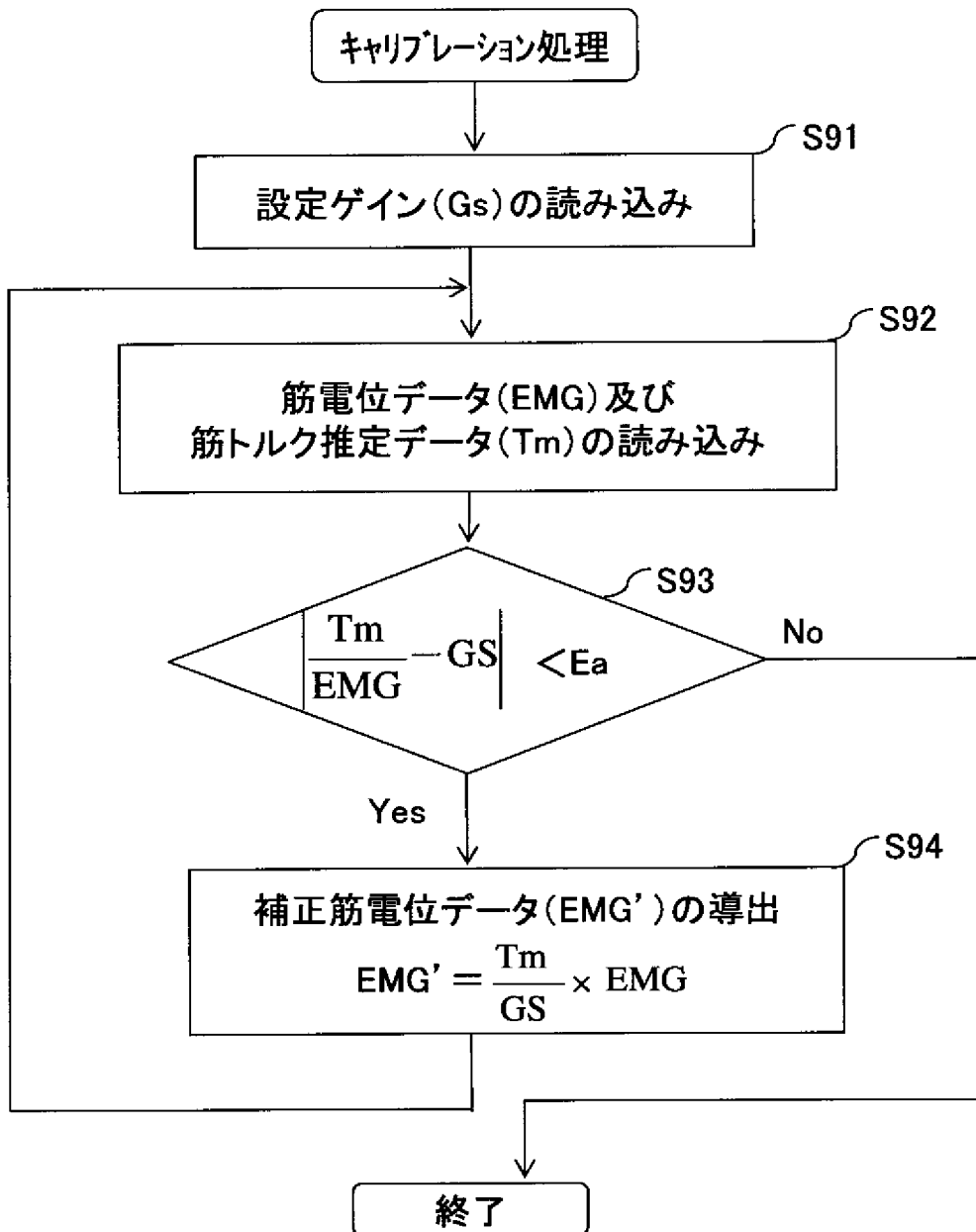
[図12A]



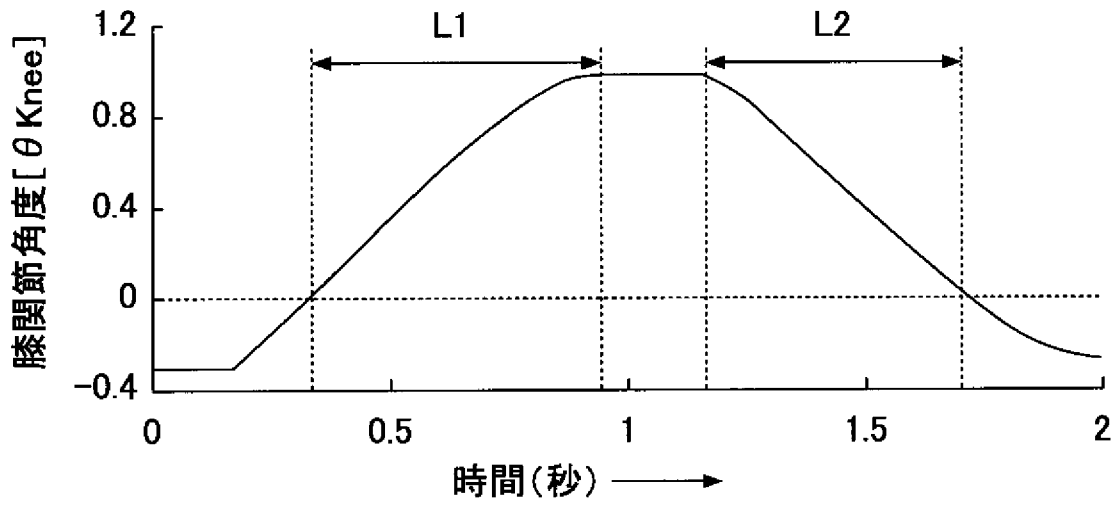
[図12B]



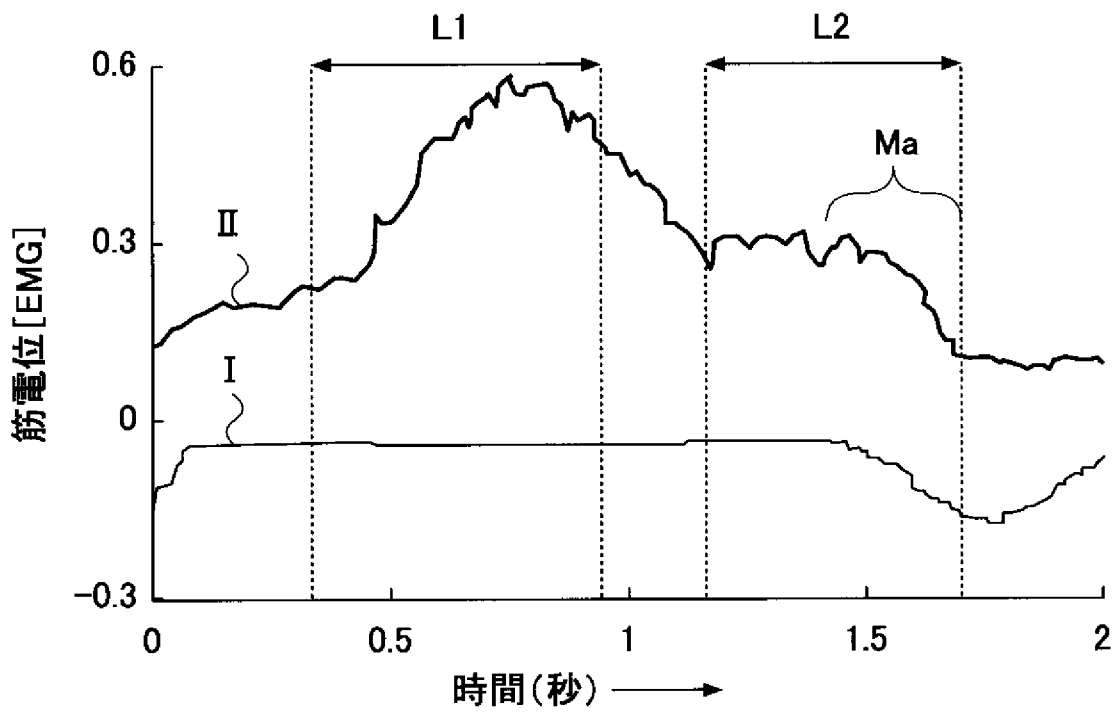
[図13]



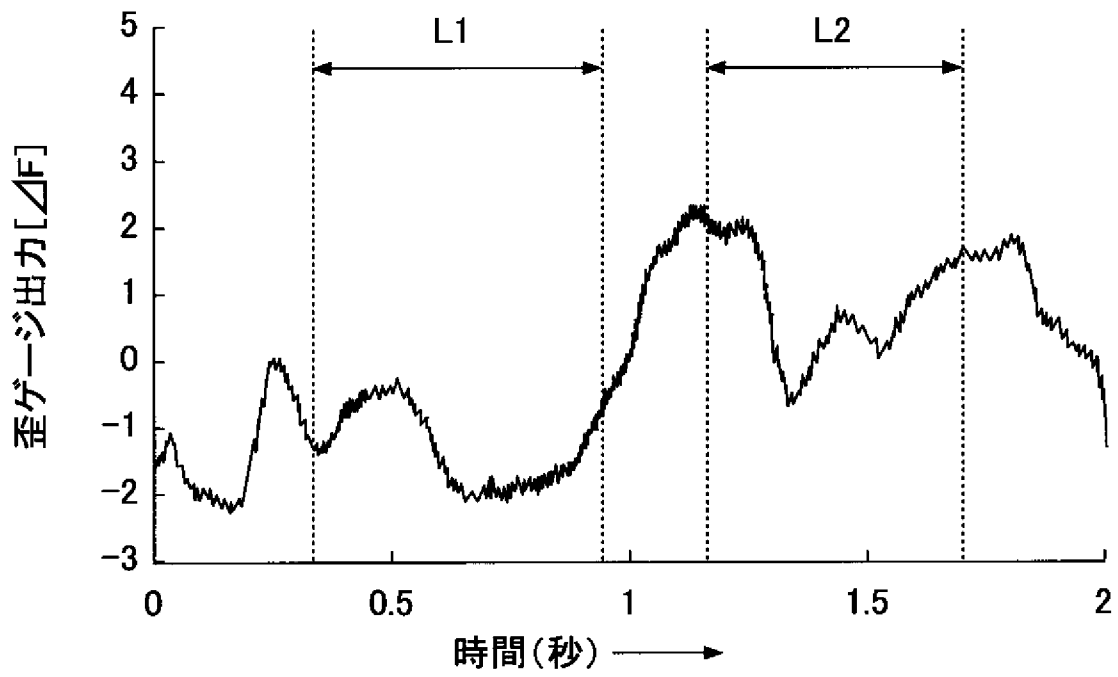
[図14A]



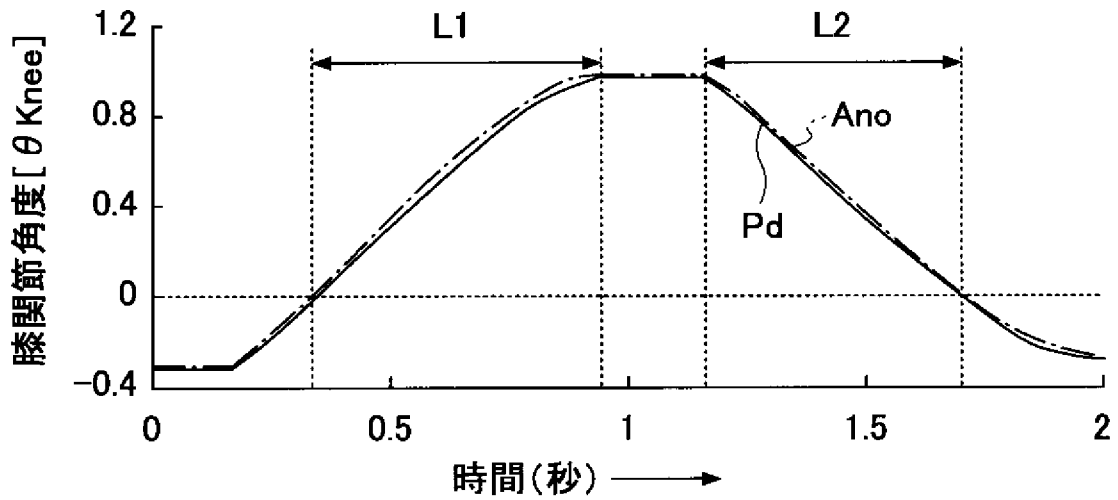
[図14B]



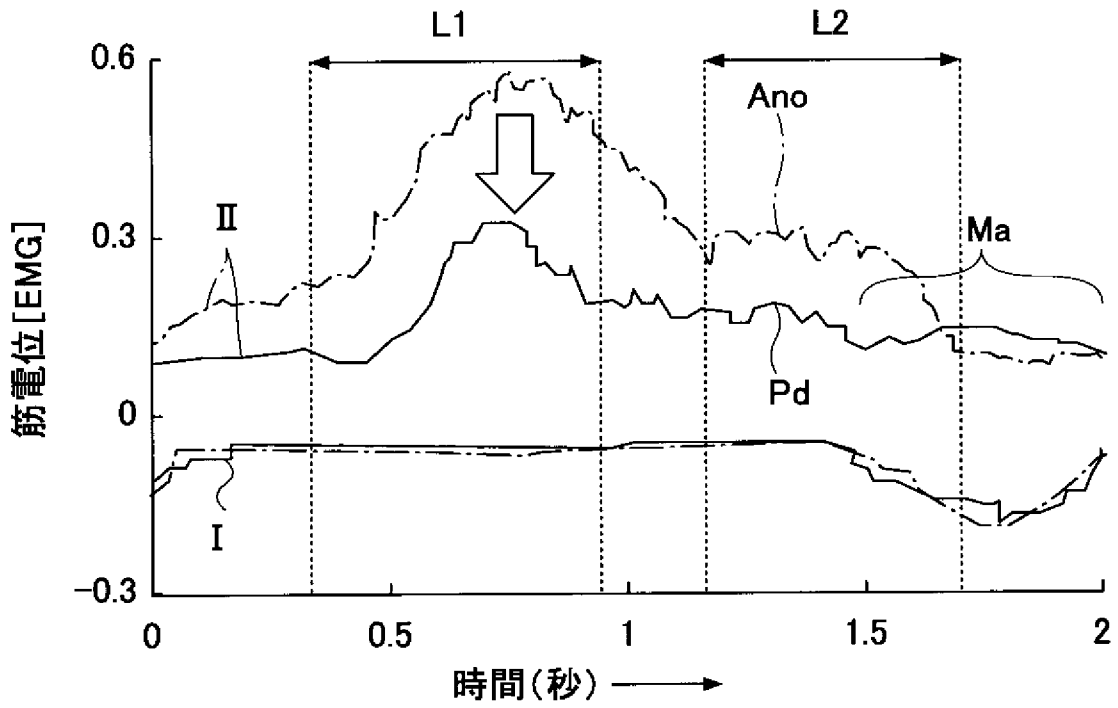
[図14C]



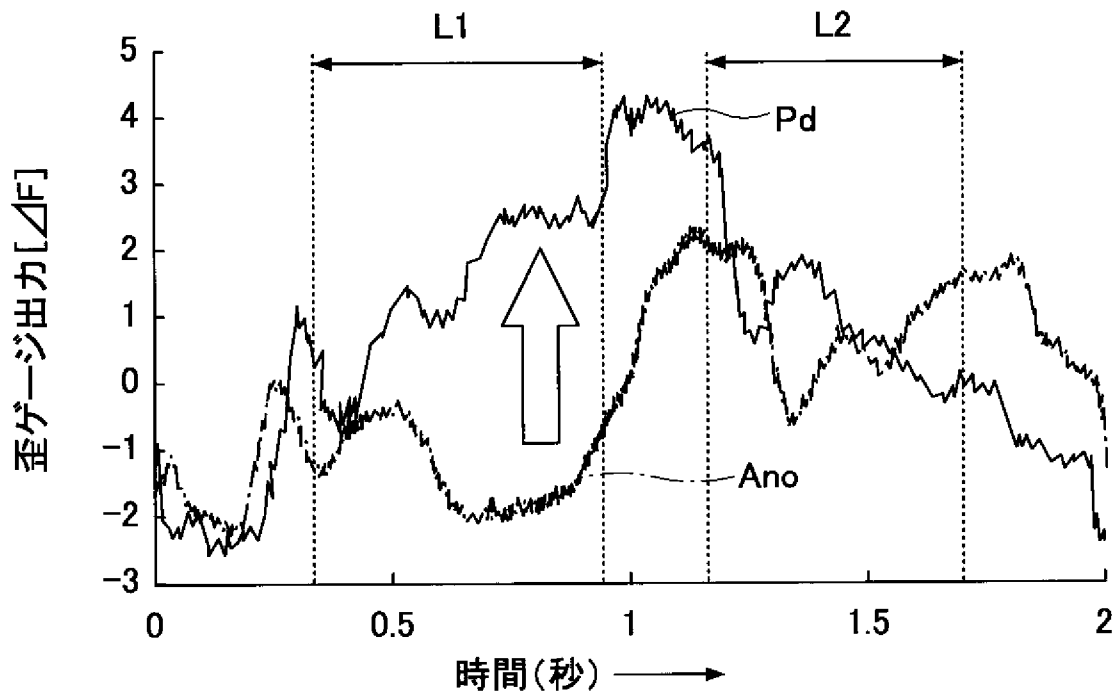
[図15A]



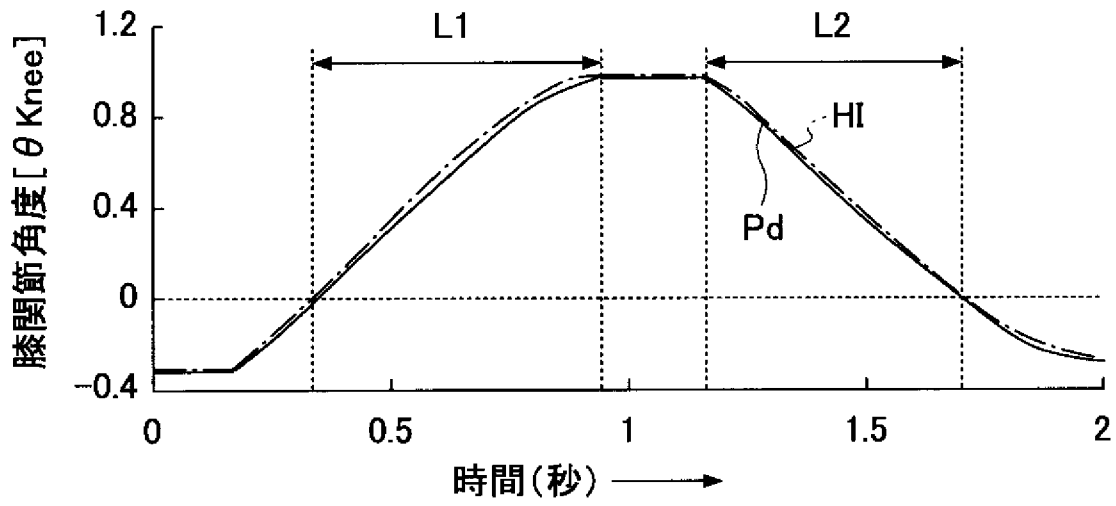
[図15B]



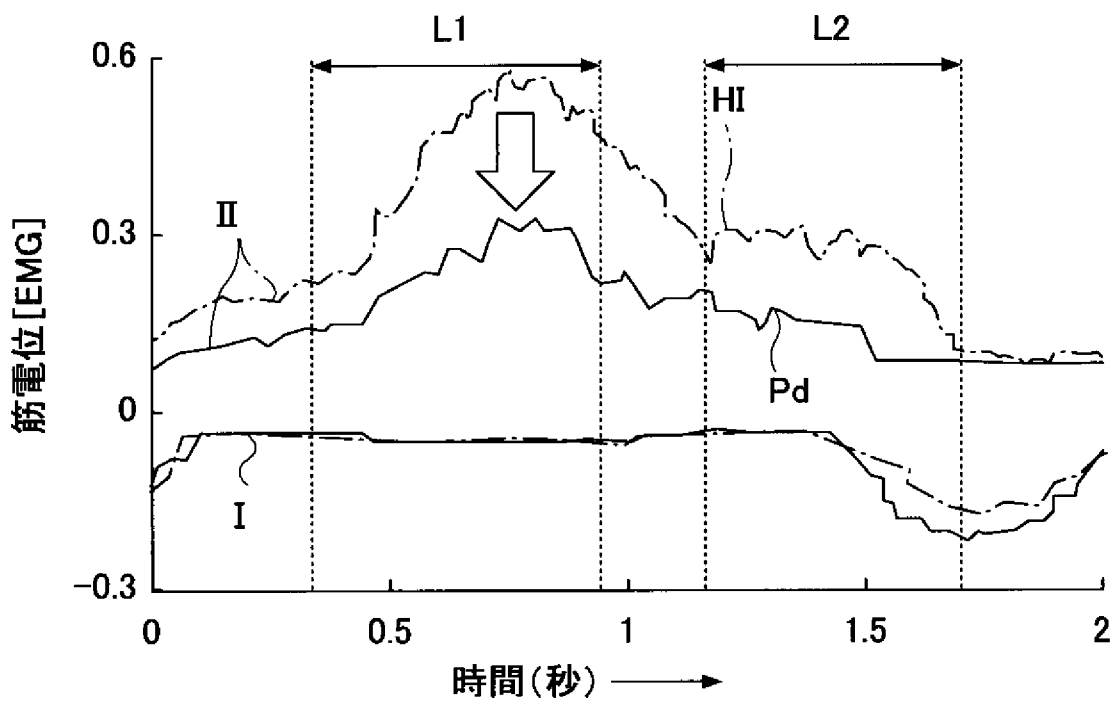
[図15C]



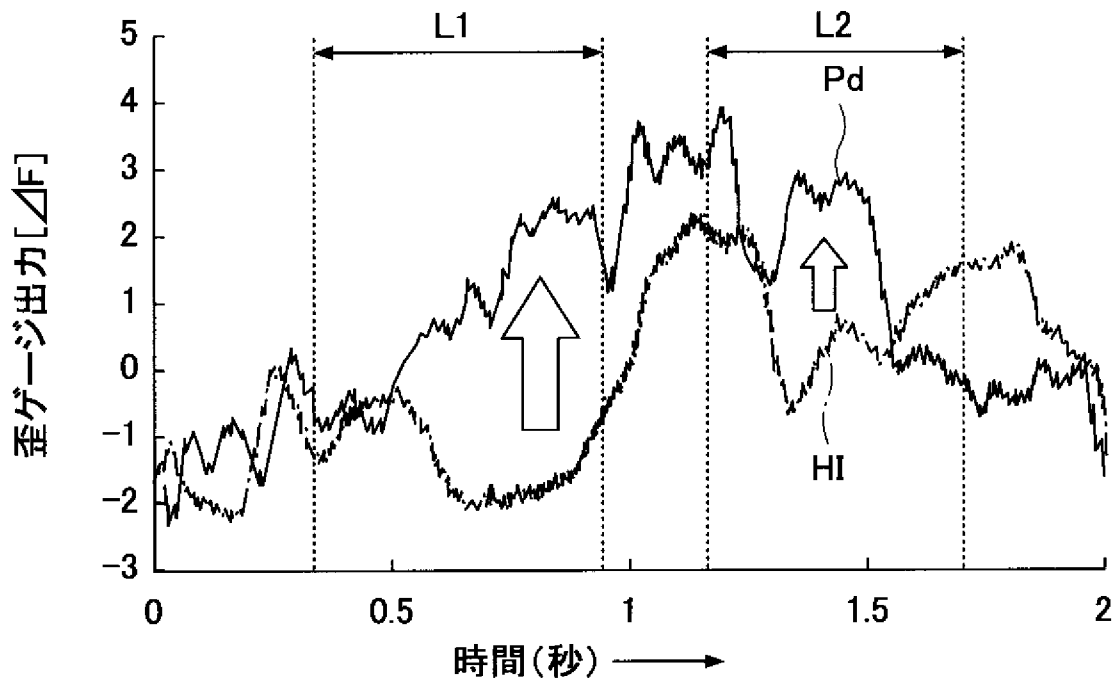
[図16A]



[図16B]



[図16C]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2005/021472

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61H3/00 (2006.01), **G05B13/02** (2006.01), **A61F2/72** (2006.01)

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)

A61F2/72, A61H3/00, G05B13/02

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	1996-2006
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2006	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2006

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.
Y	JP 07-163607 A (Tokyo R & D Kabushiki Kaisha), 27 June, 1995 (27.06.95), Full text; all drawings (Family: none)	1-10
Y	JP 2004-073649 A (Honda Motor Co., Ltd.), 11 March, 2004 (11.03.04), Full text; all drawings & EP 1547567 A1 & WO 2004/017890 A1	1-10
Y	JP 05-277976 A (Nippon Telegraph And Telephone Corp.), 26 October, 1993 (26.10.93), Full text; all drawings & US 5357424 A	1-10

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

* Special categories of cited documents:	"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
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	"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
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date	"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
"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)	"&" document member of the same patent family
"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	

Date of the actual completion of the international search
22 February, 2006 (22.02.06)

Date of mailing of the international search report
07 March, 2006 (07.03.06)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2005/021472

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2003-205484 A (Honda Motor Co., Ltd.), 22 July, 2003 (22.07.03), Full text; all drawings & EP 1475194 A1 & WO 2003/057421 A1	1-10
Y	JP 2003-079684 A (Honda Motor Co., Ltd.), 18 March, 2003 (18.03.03), Full text; all drawings & EP 1410780 A1 & WO 2003/002054 A1	5-6
Y	JP 2002-301124 A (Honda Motor Co., Ltd.), 15 October, 2002 (15.10.02), Full text; all drawings (Family: none)	5-6
Y	JP 2001-198870 A (Yaskawa Electric Corp.), 24 July, 2001 (24.07.01), Full text; all drawings (Family: none)	7-10

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), G05B13/02 (2006.01), A61F2/72 (2006.01)

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. A61F 2/72, A61H 3/00, G05B 13/02

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 1971-2006年
 日本国実用新案登録公報 1996-2006年
 日本国登録実用新案公報 1994-2006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 請求の範囲の番号
Y	JP 07-163607 A (株式会社東京アールアンドデー) 1995.06.27, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-10
Y	JP 2004-073649 A (本田技研工業株式会社) 2004.03.11, 全文, 全図 & EP 1547567 A1 & WO 2004/017890 A1	1-10
Y	JP 05-277976 A (日本電信電話株式会社) 1993.10.26, 全文, 全図 & US 5357424 A	1-10

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	の日の後に公表された文献
「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	「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
「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	「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
「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)	「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
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献	「&」同一パテントファミリー文献
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願	

国際調査を完了した日 22.02.2006	国際調査報告の発送日 07.03.2006
--------------------------	--------------------------

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) 田中 玲子 電話番号 03-3581-1101 内線 3346	3E	9242
---	--	----	------

C (続き) . 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 請求の範囲の番号
Y	JP 2003-205484 A (本田技研工業株式会社) 2003.07.22, 全文, 全図 & EP 1475194 A1 & WO 2003/057421 A1	1-10
Y	JP 2003-079684 A (本田技研工業株式会社) 2003.03.18, 全文, 全図 & EP 1410780 A1 & WO 2003/002054 A1	5-6
Y	JP 2002-301124 A (本田技研工業株式会社) 2002.10.15, 全文, 全図 (ファミリーなし)	5-6
Y	JP 2001-198870 A (株式会社安川電機) 2001.07.24, 全文, 全図 (ファミリーなし)	7-10