

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02013/094747

発行日 平成27年4月27日 (2015. 4. 27)

(43) 国際公開日 平成25年6月27日 (2013. 6. 27)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
<b>A 6 1 H 3/00 (2006.01)</b>	A 6 1 H 3/00	B 3 C 7 0 7
<b>A 6 1 F 2/70 (2006.01)</b>	A 6 1 F 2/70	4 C 0 9 7
<b>B 2 5 J 11/00 (2006.01)</b>	B 2 5 J 11/00	Z

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 58 頁)

出願番号 特願2013-550360 (P2013-550360)	(71) 出願人 504180239 国立大学法人信州大学 長野県松本市旭三丁目1番1号
(21) 国際出願番号 PCT/JP2012/083326	
(22) 国際出願日 平成24年12月21日 (2012.12.21)	
(31) 優先権主張番号 特願2011-279362 (P2011-279362)	(74) 代理人 100088306 弁理士 小宮 良雄
(32) 優先日 平成23年12月21日 (2011.12.21)	(74) 代理人 100126343 弁理士 大西 浩之
(33) 優先権主張国 日本国 (JP)	(72) 発明者 橋本 稔 長野県上田市常田三丁目15番1号 国立 大学法人信州大学繊維学部内
	(72) 発明者 涌井 康洋 長野県上田市常田三丁目15番1号 国立 大学法人信州大学繊維学部内
	Fターム(参考) 3C707 AS38 KS21 KS33 KS35 KX10 LT08 XK03 XK06 XK13 XK82 最終頁に続く

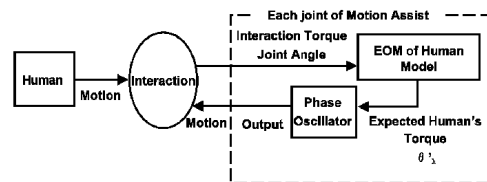
(54) 【発明の名称】 動作補助装置、及び動作補助装置の同調制御方法

(57) 【要約】

装着型の動作補助装置において、装着者と装置との動作に一定の位相差を維持しながら、装着者に同調した動作パターンを生成する動作補助装置、及びその同調制御方法を提供する。

装着者の動作によって発生するトルクの位相を取得し、その位相の値を入力として位相振動子モデルに当てはめて演算処理を行い、装置の動作を装着者に同調させた装置の目標トルクと目標角度を算出する。算出された値に基づいて装置を制御することで、装置の補助効果を高めることが可能になる。

図 2



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

装着者の屈曲可動部位に対応して配置される関節部と、  
前記関節部に接続されており、前記装着者に装着されるリンクと、  
前記関節部の動きを駆動するアクチュエータと、  
前記装着者の屈曲可動部位の動作の位相  $\theta'_h$  を取得する位相取得部と、  
前記位相取得部の取得した前記屈曲可動部位の動作の位相  $\theta'_h$  を入力振動とする位相振動子モデルに基づいて、予め設定された目標位相差を維持しつつ前記装着者の屈曲可動部位の動作と前記関節部の動作とを同調させるための前記関節部の動作目標値を算出する目標値算出部と、

10

前記目標値算出部の算出した動作目標値に基づいて、前記アクチュエータを駆動する駆動制御部と、  
を備えることを特徴とする動作補助装置。

## 【請求項 2】

前記位相取得部が、  
前記装着者の屈曲可動部位の動作と前記関節部の動作との相互作用力を検出する相互作用力検出センサと、  
前記関節部の関節角度を検出する関節角度センサと、  
前記相互作用力検出センサの検出した前記相互作用力、及び前記関節角度センサの検出した前記関節角度に基づいて、前記装着者の屈曲可動部位の動作の位相  $\theta'_h$  を推定する位相推定部と、  
によって構成されていることを特徴とする請求項 1 に記載の動作補助装置。

20

## 【請求項 3】

前記位相推定部が、  
前記相互作用力検出センサの検出した相互作用力  $F$ 、及び前記関節角度センサの検出した前記関節角度  $q$  により、下記の式 (1) で、前記装着者の屈曲可動部位のトルク  $\tau'_h$  を推定し、

## 【数 1】

$$\tau'_h = M_h \ddot{q} + G_h q + \lambda \quad (1) \quad 30$$

(式 (1) 中、 $M_h$ 、 $G_h$  は、それぞれ、人間の慣性項、重力項を示す。)

さらに前記式 (1) を用いて、動作中の人間の最大トルク  $\tau'_{h\_max}$  と最小トルク  $\tau'_{h\_min}$  を推定し、これらを下記の式 (2) に代入し、推定したトルク  $\tau'_h$  の振幅  $A'_h$  を算出し、

## 【数 2】

$$A'_h = \frac{\tau'_{h\_max} - \tau'_{h\_min}}{2} \quad (2) \quad 40$$

前記トルク  $\tau'_h$  と前記振幅  $A'_h$  から極座標上の位相角の  $y$  座標を下記の式 (3) により算出し、

## 【数 3】

$$y = \frac{\tau'_h - A'_h}{A'_h} \quad (3)$$

三平方の定理から下記の式 (4) のように、 $x$  座標を算出して、

50

【数 4】

$$\begin{aligned} \bullet \dot{y} &\geq 0 & \bullet \dot{y} &< 0 \\ x &= \sqrt{1-y^2} & x &= -\sqrt{1-y^2} \end{aligned} \quad (4)$$

下記の式(5)の極座標変換を行い、前記装着者の屈曲可動部位の動作の位相  $\theta'_h$  を推定するものであることを特徴とする請求項2に記載の動作補助装置。

【数 5】

10

$$\theta'_h = a \tan 2(y, x) \quad (-\pi \leq \theta'_h \leq \pi) \quad (5)$$

【請求項 4】

前記目標値算出部が、下記の式(6)、式(7)の関係を有する位相振動子からなる数学モデルに基づいて、前記動作目標値として、前記関節部の駆動トルクを、式(7)のOutputにより算出することを特徴とする請求項1~3のいずれかに記載の動作補助装置。

【数 6】

20

$$\dot{\theta}_a = \omega_a + K \sin(\theta'_h - \theta_a + \theta_d) \quad (6)$$

【数 7】

$$Output = A_a \sin \theta_a - A_{a0} \sin \theta_{a0} \quad (7)$$

(式(6)中、 $\omega_a$ 、 $\theta_d$ 、 $K$ は、それぞれ前記関節部の固有振動数、位相角、同調ゲインを示し、 $\theta_d$ は、前記目標位相差を示す。式(7)中、 $A_a$ と、 $A_{a0}$ は、それぞれOutput波形の振幅と振動子の初期位相を示す。前記式(2)の右辺第二項は、Output波形の初期値を0とするための項である。)

30

【請求項 5】

前記駆動制御部が、前記目標値算出部の算出した動作目標値に基づいて、前記アクチュエータをフィードバック制御するものであることを特徴とする請求項1~4のいずれかに記載の動作補助装置。

【請求項 6】

装着者の屈曲可動部位に対応して配置される関節部と、前記関節部に接続されており、前記装着者に装着されるリンクと、前記関節部の動きを駆動するアクチュエータとを備え、前記装着者の動作を補助する補助装置の制御方法であって、

前記装着者の屈曲可動部位の動作の位相  $\theta'_h$  を取得する位相取得ステップと、

前記位相取得ステップで取得された前記屈曲可動部位の動作の位相  $\theta'_h$  を入力振動とする位相振動子モデルに基づいて、予め設定された目標位相差を維持しつつ前記装着者の屈曲可動部位の動作と前記関節部の動作とを同調させるための前記関節部の動作目標値を算出する目標値算出ステップと、

40

前記目標値算出ステップで算出された動作目標値に基づいて、前記アクチュエータを駆動する駆動制御ステップと、  
を備えることを特徴とする動作補助装置の同調制御方法。

【請求項 7】

前記位相取得ステップが、

前記装着者の屈曲可動部位の動作と前記関節部の動作との相互作用力を検出する相互作用力検出ステップと、

50

前記関節部の関節角度を検出する関節角度検出ステップと、

前記相互作用力検出ステップで検出した前記相互作用力、及び前記関節角度ステップで検出した前記関節角度に基づいて、前記装着者の屈曲可動部位の動作の位相  $\theta'_h$  を推定する位相推定ステップと、  
 によって構成されていることを特徴とする請求項 6 に記載の動作補助装置の同調制御方法。

【請求項 8】

前記位相推定ステップが、

前記相互作用力検出ステップで検出した相互作用力  $F$ 、及び前記関節角度ステップで検出した前記関節角度  $q$  により、下記の式 (1) で、前記装着者の屈曲可動部位のトルク  $\tau'_h$  を推定するトルク推定ステップと、

10

【数 8】

$$\tau'_h = M_h \ddot{q} + G_h q + \lambda \quad (1)$$

(式 (1) 中、 $M_h$ 、 $G_h$  は、それぞれ、人間の慣性項、重力項を示す。)

さらに前記式 (1) を用いて、動作中の人間の最大トルク  $\tau'_{h\_max}$  と最小トルク  $\tau'_{h\_min}$  を推定し、これらを下記の式 (2) に代入し、推定したトルク  $\tau'_h$  の振幅  $A'_h$  を算出するトルク振幅算出ステップと、

20

【数 9】

$$A'_h = \frac{\tau'_{h\_max} - \tau'_{h\_min}}{2} \quad (2)$$

前記トルク  $\tau'_h$  と前記振幅  $A'_h$  から極座標上の位相角の  $y$  座標を下記の式 (3) により算出する  $y$  座標算出ステップと、

【数 10】

$$y = \frac{\tau'_h - A'_h}{A'_h} \quad (3)$$

30

三平方の定理から下記の式 (4) により  $x$  座標を算出する  $x$  座標算出ステップと、

【数 11】

$$\begin{aligned} & \bullet \dot{y} \geq 0 & \bullet \dot{y} < 0 \\ x &= \sqrt{1 - y^2} & x &= -\sqrt{1 - y^2} \end{aligned} \quad (4)$$

40

下記の (5) の極座標変換を行い、前記装着者の屈曲可動部位の動作の位相  $\theta'_h$  を算出する位相変換ステップとを備えるものであることを特徴とする請求項 7 に記載の動作補助装置の同調制御方法。

【数 12】

$$\theta'_h = a \tan 2(y, x) \quad (-\pi \leq \theta'_h \leq \pi) \quad (5)$$

【請求項 9】

50

前記目標値算出ステップで、下記の式(6)、式(7)の関係を有する位相振動子からなる数学モデルに基づいて、前記動作目標値として、前記関節部の駆動トルクを、式(7)のOutputにより算出することを特徴とする請求項6～8のいずれかに記載の動作補助装置の同調制御方法。

【数13】

$$\dot{\theta}_a = \omega_a + K \sin(\theta'_h - \theta_a + \theta_d) \quad (6)$$

【数14】

$$Output = A_a \sin \theta_a - A_{a0} \sin \theta_{a0} \quad (7)$$

10

(式(6)中、 $\omega_a$ 、 $\theta_a$ 、 $K$ は、それぞれ前記関節部の固有振動数、位相角、同調ゲインを示し、 $\theta_d$ は、前記目標位相差を示す。式(7)中、 $A_a$ と、 $A_{a0}$ は、それぞれOutput波形の振幅と振動子の初期位相を示す。前記式(2)の右辺第二項は、Output波形の初期値を0とするための項である。)

【請求項10】

前記駆動制御ステップで、前記目標値算出部の算出した動作目標値に基づいて、前記アクチュエータをフィードバック制御することを特徴とする請求項6～9のいずれかに記載の動作補助装置の同調制御方法。

20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、装着型の動作補助装置、及び装着型の動作補助装置の同調制御方法に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、高齢者を支援する介護福祉士の人材不足が問題となっている。そのため、福祉ロボットの研究開発が盛んに行われている(特許文献1)。福祉ロボットの一種である装着型の動作補助装置は、高齢者の日常生活支援として実用化が期待されている。

30

【0003】

こうした装着型動作補助具の制御方式の一つとして、人間と装置との協調運動を実現する同調制御という制御方式が提案されている(非特許文献1)。同調制御では、装置の人間に対する同調性を調節することができる。同調性を高めることにより装置が人間の動作タイミングに合わせる運動の補助に利用することができる。一方、同調性を低下させることにより、装置が人間を牽引する運動教示リハビリテーションとして利用することが期待される。これまでにこの同調制御によって装着者をより快適に運動させるよう補助する装着型運動支援装置が提案されている(特許文献2)。

【先行技術文献】

【特許文献】

40

【0004】

【特許文献1】国際公開第2009/084387号

【特許文献2】特開2012-66375号公報

【特許文献3】特開2005-305615号公報

【非特許文献】

【0005】

【非特許文献1】張霞,「神経振動子を用いたモーションアシストのための同調制御」,信州大学大学院工学系研究科平成19年度修士論文

【非特許文献2】琴坂信哉,Strefan Schaal,「ロボットの打撃運動を生成する神経振動子のパラメータ学習」,第17回日本ロボット学会学術講演会予稿集,1999,Vol.3,p.35

50

41-3547

【非特許文献3】青山元，近藤敏之，村田智，伊藤宏司，“位相振動子と力学系モデルの相互作用による歩行パターン生成”電子情報通信学会，2002，NC2001-155

【非特許文献4】伊藤宏司，“身体知システム論”，共立図書，2005

【非特許文献5】伊藤聡，湯浅秀男，羅志偉，伊藤正美，柳原大，“リズム運動の環境適応に関する数理的モデルについて”，計測自動制御学会論文集，vol34，No.9，p.1237-1245

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

特許文献1に開示されている装着型運動支援装置では、同調制御の運動パターンの生成に神経振動子の相互抑制モデルが用いられている（非特許文献2）。しかし、通常人間の脚のように多関節の対象を動作させる場合には、各振動子の間は一定の位相差を生じている。そのため、前記相互抑制モデルによるパターンでは、その同調はできても位相差を発生させることが困難であるという課題があった。また、前記相互抑制モデルを用いて動作パターンの生成を行った場合、振動入力に対して任意の出力波形を得るためには、10個近い数のパラメータを設定する必要があり、その調整が困難であるという課題があった。

【0007】

本発明は、上記課題に対応するためなされたものであり、人間と動作補助装置との動作に任意の位相差を生じさせて動作させることを可能にする動作補助装置を提供することを目的とする。また、上記動作補助装置の制御を少ないパラメータ数で簡便に行える動作補助装置の制御方法を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0008】

即ち、上記課題を解決するための請求項1の動作補助装置は、装着者の屈曲可動部位に対応して配置される関節部と、前記関節部に接続されており、前記装着者に装着されるリンクと、前記関節部の動きを駆動するアクチュエータと、前記装着者の屈曲可動部位の動作の位相 $\theta'_h$ を取得する位相取得部と、前記位相取得部の取得した前記屈曲可動部位の動作の位相 $\theta'_h$ を入力振動とする位相振動子モデルに基づいて、予め設定された目標位相差を維持しつつ前記装着者の屈曲可動部位の動作と前記関節部の動作とを同調させるための前記関節部の動作目標値を算出する目標値算出部と、前記目標値算出部の算出した動作目標値に基づいて、前記アクチュエータを駆動する駆動制御部と、を備えることを特徴とする。

【0009】

請求項2の動作補助装置は、請求項1に記載のものであり、前記位相取得部が、前記装着者の屈曲可動部位の動作と前記関節部の動作との相互作用力を検出する相互作用力検出センサと、前記関節部の関節角度を検出する関節角度センサと、前記相互作用力検出センサの検出した前記相互作用力、及び前記関節角度センサの検出した前記関節角度に基づいて、前記装着者の屈曲可動部位の動作の位相 $\theta'_h$ を推定する位相推定部と、によって構成されていることを特徴とする。

【0010】

請求項3に記載の動作補助装置は、請求項2に記載のものであり、前記位相推定部が、前記相互作用力検出センサの検出した相互作用力 $F$ 、及び前記関節角度センサの検出した前記関節角度 $q$ により、下記の式(1)で、前記装着者の屈曲可動部位のトルク $\tau'_h$ を推定し、

【数1】

$$\tau'_h = M_h \ddot{q} + G_h q + \lambda \quad (1)$$

10

20

30

40

50

(式(1)中、 $M_h$ 、 $G_h$ は、それぞれ、人間の慣性項、重力項を示す。)

さらに前記式(1)を用いて、動作中の人間の最大トルク  $\tau'_{h\_max}$  と最小トルク  $\tau'_{h\_min}$  を推定し、これらを下記の式(2)に代入し、推定したトルク  $\tau'_h$  の振幅  $A'_h$  を算出し、

【数2】

$$A'_h = \frac{\tau'_{h\_max} - \tau'_{h\_min}}{2} \quad (2)$$

前記トルク  $\tau'_h$  と前記振幅  $A'_h$  から極座標上の位相角の  $y$  座標を下記の式(3)により算出し、

【数3】

$$y = \frac{\tau'_h - A'_h}{A'_h} \quad (3)$$

三平方の定理から下記の式(4)のように、 $x$  座標を算出して、

【数4】

$$\begin{aligned} \cdot \dot{y} \geq 0 & \quad \cdot \dot{y} < 0 \\ x = \sqrt{1 - y^2} & \quad x = -\sqrt{1 - y^2} \end{aligned} \quad (4)$$

下記の式(5)の極座標変換を行い、前記装着者の屈曲可動部位の動作の位相  $\theta'_h$  を推定するものであることを特徴とする。

【数5】

$$\theta'_h = a \tan 2(y, x) \quad (-\pi \leq \theta'_h \leq \pi) \quad (5)$$

【0011】

請求項4に記載の動作補助装置は、請求項1～3のいずれかに記載のものであり、前記目標値算出部が、下記の式(6)、式(7)の関係を有する位相振動子からなる数学モデルに基づいて、前記動作目標値として、前記関節部の駆動トルクを、式(7)のOutputにより算出することを特徴とする。

【数6】

$$\dot{\theta}_a = \omega_a + K \sin(\theta'_h - \theta_a + \theta_{a0}) \quad (6)$$

【数7】

$$Output = A_a \sin \theta_a - A_a \sin \theta_{a0} \quad (7)$$

(式(6)中、 $\omega_a$ 、 $\theta_a$ 、 $K$ は、それぞれ前記関節部の固有振動数、位相角、同調ゲインを示し、 $\theta_{a0}$ は、前記目標位相差を示す。式(7)中、 $A_a$ と、 $\theta_{a0}$ は、それぞれOutput波形の振幅と振動子の初期位相を示す。前記式(2)の右辺第二項は、Output波形の初期値を0とするための項である。)

【0012】

10

20

30

40

50

請求項 5 に記載の動作補助装置は、請求項 1 ~ 4 のいずれかに記載のものであり、前記駆動制御部が、前記目標値算出部の算出した動作目標値に基づいて、前記アクチュエータをフィードバック制御するものであることを特徴とする。

【 0 0 1 3 】

請求項 6 に記載の動作補助装置の同調制御方法は、装着者の屈曲可動部位に対応して配置される関節部と、前記関節部に接続されており、前記装着者に装着されるリンクと、前記関節部の動きを駆動するアクチュエータとを備え、前記装着者の動作を補助する補助装置の制御方法であって、前記装着者の屈曲可動部位の動作の位相  $\theta_h$  を取得する位相取得ステップと、前記位相取得ステップで取得された前記屈曲可動部位の動作の位相  $\theta_h$  を入力振動とする位相振動子モデルに基づいて、予め設定された目標位相差を維持しつつ前記装着者の屈曲可動部位の動作と前記関節部の動作とを同調させるための前記関節部の動作目標値を算出する目標値算出ステップと、前記目標値算出ステップで算出された動作目標値に基づいて、前記アクチュエータを駆動する駆動制御ステップと、を備えることを特徴とする。

10

【 0 0 1 4 】

請求項 7 に記載の動作補助装置の同調制御方法は、請求項 6 に記載のものであり、前記位相取得ステップが、前記装着者の屈曲可動部位の動作と前記関節部の動作との相互作用力を検出する相互作用力検出ステップと、前記関節部の関節角度を検出する関節角度検出ステップと、前記相互作用力検出ステップで検出した前記相互作用力、及び前記関節角度ステップで検出した前記関節角度に基づいて、前記装着者の屈曲可動部位の動作の位相  $\theta_h$  を推定する位相推定ステップと、によって構成されていることを特徴とする。

20

【 0 0 1 5 】

請求項 8 に記載の動作補助装置の同調制御方法は、請求項 7 に記載のものであり、前記位相推定ステップが、前記相互作用力検出ステップで検出した相互作用力、及び前記関節角度ステップで検出した前記関節角度  $q$  により、式 ( 1 ) で、前記装着者の屈曲可動部位のトルク  $\tau_h$  を推定するトルク推定ステップと、さらに前記式 ( 1 ) を用いて、動作中の人間の最大トルク  $\tau_{h\_max}$  と最小トルク  $\tau_{h\_min}$  を推定し、これらを式 ( 2 ) に代入し、推定したトルク  $\tau_h$  の振幅  $A \tau_h$  を算出するトルク振幅算出ステップと、前記トルク  $\tau_h$  と前記振幅  $A \tau_h$  から極座標上の位相角の  $y$  座標を式 ( 3 ) により算出する  $y$  座標算出ステップと、三平方の定理から式 ( 4 ) により  $x$  座標を算出する  $x$  座標算出ステップと、式 ( 5 ) の極座標変換を行い、前記装着者の屈曲可動部位の動作の位相  $\theta_h$  を算出する位相変換ステップとを備えるものであることを特徴とする。

30

【 0 0 1 6 】

請求項 9 に記載の動作補助装置の同調制御方法は、請求項 6 ~ 8 のいずれかに記載のものであり、前記目標値算出ステップで、式 ( 6 )、式 ( 7 ) の関係を有する位相振動子からなる数学モデルに基づいて、前記動作目標値として、前記関節部の駆動トルクを、式 ( 7 ) の Output により算出することを特徴とする。

【 0 0 1 7 】

請求項 10 に記載の動作補助装置の同調制御方法は、請求項 6 ~ 9 のいずれかに記載のものであり、前記駆動制御ステップで、前記目標値算出部の算出した動作目標値に基づいて、前記アクチュエータをフィードバック制御することを特徴とする。

40

【 発明の効果 】

【 0 0 1 8 】

本発明に係る動作補助装置、及びその同調制御方法は、動作補助装置の出力を決定する運動パターン生成の際に用いる振動子モデルとして位相振動子モデルを採用して、装着者の動作を位相振動子の入力振動とし、人間の動作に対して任意の位相差を生じさせたパターンを生成することを可能にさせるものである。これにより、動作補助装置が、装着者の動作に対して任意の位相差を維持しながら同調して動作するよう同調制御することを可能にする。

【 0 0 1 9 】

50



本発明に係る装着型動作補助装置、及びその制御方法によれば、簡便なパラメータ設定によって、動作補助装置の動作パターン生成を効率的に行うことができる。

【図面の簡単な説明】

【0020】

【図1】複数の位相振動子の接続を示すモデルの図である。

【図2】本発明における同調制御の概要図である。

【図3】装着者となる人体を示す図である。

【図4】図3に示す人体の脚部を一自由度膝関節モデルで表し、この一自由度膝関節モデルに本発明の動作補助装置の可動機構を装着した状態の使用状態を示す図である。

【図5】本発明の動作補助装置の電気系のブロック図である。

10

【図6】本発明の動作補助装置の機能を示すブロック図である。

【図7】本発明の動作補助装置の同調制御方法を示すフローチャートである。

【図8】同調制御シミュレーションの結果のトルク波形のグラフである。

【図9】同調制御シミュレーションの結果の関節角度のグラフである。

【図10】位相差調節シミュレーションの結果のトルク波形のグラフである。

【図11】 $K=0.1$ としたときの装置と装着者の位相の正弦波形である。

【図12】 $K=1.0$ としたときの装置と装着者の位相の正弦波形である。

【図13】 $K=5.0$ としたときの装置と装着者の位相の正弦波形である。

【発明を実施するための形態】

【0021】

20

以下に本発明に係る装着型動作補助装置、及びその同調制御方法を実施するための形態について説明する。

【0022】

<位相振動子モデル>

最初に、位相振動子モデルについて説明する。位相振動子モデルは、単振動を行う振動子間に用いるパターン生成モデルである。位相振動子モデルは、他の振動子に対する同調や位相差の調製が可能であるため、多関節ロボットの各関節の運動パターン生成などに用いられる（特許文献3、非特許文献3-5）。これら既存の研究では、多関節ロボットの各関節の動作や、二足歩行用ロボットの左右の足の動作を制御するために位相振動子モデルによるパターン生成を行っている。一方、本発明は、人体へ装着する動作補助装置の動作において、装着者の動作を入力振動として位相振動子モデルによる動作パターン生成を行う制御方法であり、同一ロボット内での処理でない点で新規である。また、本発明は、装着者の身体の一部も一つの振動子であると仮定して、人体と装置の間での動作を、任意の位相差を維持しながら同調制御する点で新規である。

30

【0023】

図1に、複数の位相振動子の接続を示すモデルを示し、下記の式(8)に、位相振動子のモデル式を示す。

【数8】

$$\dot{\theta}_i = \omega_i + \sum_{j=1}^n K_{ij} \sin(\theta_j - \theta_i) \quad (8)$$

40

【0024】

式(8)のうち、 $\theta_i$ は振動子の位相角を示し、 $\omega_i$ は固有角振動数を示し、 $n$ は隣り合う振動子の数を示し、 $K_{ij}$ は振動子*i-j*間に働く相互作用の強さを示す。右辺第二項が振動子間の相互作用項であり、これにより複数の振動子間で引き込みや同調が起こる。(8)式は、振動子*i*が*n*個の振動子と相互作用していることを表す式である。 $j$ ( $=1 \sim n$ )は、周囲の振動子を表している。

50

## 【 0 0 2 5 】

## &lt; 同調制御の概要 &gt;

図 2 に、本発明による同調制御の概要の一例を示す。まず、装置の関節部 (Each joint of Motion Assist) の動作と装着者 (Human) の屈曲可動部位の動作との相互作用 (Interaction) から生じる相互作用力 (Interaction Torque) と、装置の関節角度 (Joint Angle) とから、装着者のトルク (Expected Human's Torque) を推定する。次に、推定された装着者のトルクから装着者の動作の位相  $\theta_h$  としてトルクの位相  $\theta_h$  を推定 (EOM (Estimation Of Motion) of Human Model) する。次に、装着者の動作の位相  $\theta_h$  を、位相振動子 (Phase Oscillator) の入力振動として位相振動子のモデル式に代入し演算する。位相振動子のモデル式により、装着者の動作に同調した出力として、目標トルクや目標角度などの動作目標値 (Output) が算出される。この際、演算処理を行うモデル式において、入力に対する任意の位相差を生じさせることが可能になる。次に、この動作目標値に従って、装置の次の動作 (Motion) を生成する。この一連の動作を繰り返すことにより、装置の動作を装着者の動作へ同調させる。

10

## 【 0 0 2 6 】

## &lt; 装着者の屈曲可動部位のモデル例 &gt;

図 3 に、装着者となる人体 100 を示す。ここでは、装着者の屈曲可動部位 (関節) が一例として、膝関節である例を示す。人体 100 は、脚部 (Human Leg) として、大腿部 101、膝関節 102、下腿部 103 を有している。図 4 では、図 3 に示す人体の脚部をモデル化した、一自由度膝関節モデル (Human Leg) を示している。同図では、この一自由度膝関節モデルに装着した状態の動作補助装置 1 の可動機構 2 を例示している。動作補助装置は、屈曲可動部位の動作の位相として、本モデルにおける装着者のトルクの推定値を元に、膝関節 102 (屈曲可動部位の一例) のトルク波形の位相を推定する。

20

## 【 0 0 2 7 】

## &lt; 動作補助装置の構成例 &gt;

図 4 に示す動作補助装置 1 の可動機構 2 は、関節部 11、リンク 12、リンク 13、アクチュエータ 21、相互作用力検出センサ 22、関節角度センサ 23、装着具 15、及び装着具 16 を備えている。図に示す抵抗やピストンポンプは、装置 1 がヒトの足に負荷や駆動力を与えることを等価的に示したものであり、装置 1 の構成ではない。

## 【 0 0 2 8 】

関節部 11 は、装着者の屈曲可動部位である膝関節 102 に対応して配置されるものである。この例では、膝関節 102 の自由度に対応させて、一自由度 (一軸) で回転する関節部 11 を用いている。なお、手首のように多自由度で動く屈曲可動部位に動作補助装置を装着する場合、多自由度を有する関節部を用いることが好ましい。

30

## 【 0 0 2 9 】

関節部 11 によって、リンク 12 とリンク 13 とが接続されている。これにより、関節部 11 を支点として、リンク 12 とリンク 13 とが回転するように動作可能になっている。リンク 12 は、大腿部 101 に沿わせて装着可能な長さで形成されており、大腿部 101 に固定するための装着具 15 を有している。装着具 15 は、例えばリンク 12 と大腿部 101 とを一緒に締めて固定するベルトである。リンク 13 は、下腿部 103 に沿わせて装着可能な長さで形成されており、下腿部 103 に固定するための装着具 16 を有している。装着具 16 は、例えばリンク 13 と下腿部 103 とを一緒に締めて固定するベルトである。なお、例えば椅子に座った状態の装着者に動作補助装置 1 を装着する場合のように、装着具 15 を備えなくても、装着者に対してリンク 12 の位置を固定することが可能であれば、リンク 12 が装着具 15 を有していなくてもよい。つまり、装着者の屈曲可動部位の動きと共に動くリンクが装着具を有していればよい。

40

## 【 0 0 3 0 】

アクチュエータ 21 は、関節部 11 の動きを駆動するものである。アクチュエータ 21 は、一例として電動式のモータである。以下、アクチュエータ 21 をモータ 21 ともいう。アクチュエータ 21 は、後述する駆動制御部 34 により、回転速度や回転角、静止位置

50

などの動作を制御される。アクチュエータ 2 1 に駆動されて関節部 1 1 が動き、リンク 1 2 とリンク 1 3 とが相対的に動く。モータ 2 1 には、適切な減速比の減速機を取り付けてもよい。

【 0 0 3 1 】

相互作用力検出センサ 2 2 は、装着者の膝関節 1 0 2 の動作と関節部 1 1 の動作とによる相互作用力を検出するものであり、関節部 1 1 に設けられている。相互作用力検出センサ 2 2 として、この例ではトルクセンサを用いている。以下、相互作用力検出センサ 2 2 をトルクセンサ 2 2 ともいう。相互作用力検出センサ 2 2 として、力を検出する力センサ、力覚センサを用いて、トルクを算出するようにしてもよい。

【 0 0 3 2 】

関節角度センサ 2 3 は、関節部 1 1 の関節角度を検出するものである。関節角度は、モータ 2 1 の回転角度から求めることができるので、モータ 2 1 の回転角度を検出するものであってもよい。本実施形態では、関節角度センサ 2 3 としてモータ 2 1 の回転角度を検出するエンコーダを用いている。以下、関節角度センサ 2 3 をエンコーダ 2 3 ともいう。

【 0 0 3 3 】

図 5 に、動作補助装置 1 の電気系のブロック図を示す。

【 0 0 3 4 】

動作補助装置 1 は、可動機構 2、コンピュータ (PC) 3、及びインタフェース回路 4 を備えている。前述したように、可動機構 2 には、モータ (Motor) 2 1、トルクセンサ (Torque Sensor) 2 2、及びエンコーダ (Encoder) 2 3 が備えられている。コンピュータ 3 は、可動機構 2 の動きを制御するためのものである。コンピュータ 3 は、内蔵するメモリに記憶されているプログラムに従って動作する。コンピュータ 3 として、同図に示すような本体とディスプレイとで構成される汎用的なコンピュータを用いてもよいし、CPU (中央処理演算回路) やプログラムを記憶するメモリ等を実装した基板、モジュールなどを用いて小型化してもよい。

【 0 0 3 5 】

インタフェース回路 4 は、可動機構 2 とコンピュータ 3 とを接続するための回路である。インタフェース回路 4 は、一例として、トルクセンサ 2 2 の検出値を適切なレベルに増幅するアンプ (Amp)、そのアンプの出力をアナログ信号からデジタル信号に変換するアナログ/デジタル変換器 (A/D)、モータドライバ (Motor Driver)、コンピュータ 3 が出力するモータ 2 1 駆動用のデジタル信号をアナログ信号に変換するデジタル/アナログ変換器 (D/A)、及び、エンコーダ 2 3 の出力をコンピュータ 3 に入力するためのカウンタ (Counter) を備えている。ここでは、A/D、D/A、及び Counter を備える汎用のインタフェースボード (Inter Face Board) をコンピュータ 3 の拡張カードスロットに実装して用いている。

【 0 0 3 6 】

コンピュータ 3 及びインタフェース回路 4 を小型化して、可動機構 2 と一体型に構成してもよい。この場合、装置 1 が電池を内蔵して、電池で動作できるようにすることが好ましい。

【 0 0 3 7 】

コンピュータ 3 がプログラムに従って動作することで、図 6 に示すように、位相推定部 3 2、目標値算出部 3 3、及び駆動制御部 3 4 として機能する。同図に示すように、位相取得部 3 1 は、トルクセンサ (相互作用力検出センサ) 2 2、エンコーダ (関節角度センサ) 2 3、及び位相推定部 3 2 によって構成されている。位相取得部 3 1 は、装着者の屈曲可動部位の動作の位相  $\theta_h$  を取得する。位相推定部 3 2 は、トルクセンサ 2 2 の検出した相互作用力 (トルク)、及びエンコーダ 2 3 の検出した関節角度に基づいて、装着者の屈曲可動部位の動作の位相  $\theta_h$  を推定する。目標値算出部 3 3 は、屈曲可動部位の動作の位相  $\theta_h$  を入力振動とする位相振動子モデルに基づいて、予め設定された目標位相差を維持しつつ、装着者の屈曲可動部位 (膝関節 1 0 2) の動作と関節部 1 1 の動作とを同調させるための関節部 1 1 の動作目標値を算出する。動作目標値は、一例として、関節

10

20

30

40

50

部 1 1 の目標トルクや目標関節角度である。駆動制御部 3 4 は、目標値算出部 3 3 の算出した動作目標値に基づいて、モータ 2 1 を駆動する。

【 0 0 3 8 】

< 位相振動子モデルの同調制御への適用 >

位相振動子のモデル式は、単振動を行う振動子間に用いるパターン生成モデルである。動作補助装置 1 の動作を生成する位相振動子と装着者との間での動作の同調を実現させるため、装着者も装置と同様の振動子に従い動作していると仮定し、装着者の屈曲可動部位の動作の位相を推定する。以下具体的に説明する。

【 0 0 3 9 】

図 7 は、動作補助装置 1 の同調制御方法を示すフローチャートである。

10

【 0 0 4 0 】

コンピュータ 3 ( 図 5 参照 ) は、相互作用力検出ステップ S 1 で、トルクセンサ 2 2 から、装着者の屈曲可動部位の動作と関節部 1 1 の動作との相互作用力を検出する。又、コンピュータ 3 は、関節角度検出ステップ S 2 で、エンコーダ 2 3 から、関節部 1 1 の関節角度を検出する。ステップ S 1、ステップ S 2 は、何れを先に実行してもよいが、ほぼ同時に実行する。

【 0 0 4 1 】

続いて、コンピュータ 3 は、トルク推定ステップ S 3 で、装着者の屈曲可動部位 ( 膝関節 1 0 2 ) の動きのトルク  $\tau'_h$  を推定する。トルク  $\tau'_h$  は、下記の式 ( 1 ) で表される推定式で算出する。

20

【 数 9 】

$$\tau'_h = M_h \ddot{q} + G_h q + \lambda \quad (1)$$

【 0 0 4 2 】

式 ( 1 ) において、 $M_h$ 、 $G_h$ 、 $\lambda$  は、それぞれ、人間の慣性項、重力項、相互作用力を示す。相互作用力はトルクセンサ 2 2 の検出値である。人間の慣性項や重力項については、既存の公知のデータベースから決定してもよいし、実測した値を用いてもよい。例えば、公知のデータベースとして、文献「阿江通良，湯海鵬，横井孝志，“日本人アスリートの身体部分慣性特性の推定”，バイオメカニズム 11，(1992)，pp.23-33」が挙げられる。装置装着時の屈曲可動部位 ( 膝関節 ) の関節角度  $q$  と、関節部 1 1 の関節角度は等値であるとして、エンコーダ 2 3 の検出値で求めた関節角度を  $q$  とする。

30

【 0 0 4 3 】

さらに、コンピュータ 3 は、トルク振幅算出ステップ S 4 で、式 ( 1 ) を用いて、動作中の人間の最大トルク  $\tau'_{h\_max}$  と最小トルク  $\tau'_{h\_min}$  を求め、これを下記の式 ( 2 ) に代入し、推定トルクの振幅  $A'_h$  を求める。

【 数 1 0 】

$$A'_h = \frac{\tau'_{h\_max} - \tau'_{h\_min}}{2} \quad (2)$$

40

【 0 0 4 4 】

式 ( 2 ) において、最大トルク  $\tau'_{h\_max}$  及び最小トルク  $\tau'_{h\_min}$  は演算時の 1 周期前の動作の数値を用い、初期値は任意の値に設定する。

【 0 0 4 5 】

続いて、コンピュータ 3 は、y 座標算出ステップ S 5 で、式 ( 1 ) で求めた  $\tau'_h$  と式 ( 2 ) で求めた  $A'_h$  とから、極座標上の位相角の y 座標を下記の式 ( 3 ) により算出する。

。

【数 1 1】

$$y = \frac{\tau'_h - A'_h}{A'_h} \quad (3)$$

【0 0 4 6】

次に、コンピュータ 3 は、x 座標算出ステップ S 6 で、三平方の定理から、下記の式 (4) により x 座標を算出する。

【数 1 2】

$$\begin{aligned} \bullet \dot{y} \geq 0 & & \bullet \dot{y} < 0 \\ x = \sqrt{1 - y^2} & & x = -\sqrt{1 - y^2} \end{aligned} \quad (4)$$

【0 0 4 7】

次に、コンピュータ 3 は、位相変換ステップ S 7 において、式 (3)、式 (4) で算出した y 座標、x 座標を、下記の式 (5) により極座標変換を行い、装着者の屈曲可動部位の動作 (トルク) の位相 (位相角)  $\theta'_h$  を求める。

【数 1 3】

$$\theta'_h = a \tan 2(y, x) \quad (-\pi \leq \theta'_h \leq \pi) \quad (5)$$

【0 0 4 8】

このようにして、装着者の屈曲可動部位の動作の位相  $\theta'_h$  を推定 (取得) できる。

【0 0 4 9】

次に、コンピュータ 3 は、目標値算出ステップ S 8 で、位相推定ステップ (ステップ S 1 ~ S 7) で取得された屈曲可動部位の動作の位相  $\theta'_h$  を入力振動とする位相振動子モデルに基づいて、予め設定された目標位相差を維持しつつ装着者の屈曲可動部位の動作と関節部 1 1 の動作とを同調させるための関節部 1 1 の動作目標値を算出する。

【0 0 5 0】

動作目標値は、下記式 (6)、式 (7) の関係を有する位相振動子からなる数学モデルに基づいて算出する。

【0 0 5 1】

まず、式 (8) の位相振動子モデルを基にした下記の式 (6) で、関節部 1 1 の位相角を算出する。下記の式 (6) に、位相  $\theta'_h$  を入力する。

【数 1 4】

$$\dot{\theta}_a = \omega_a + K \sin(\theta'_h - \theta_a + \theta_d) \quad (6)$$

式 (6) において、 $\omega_a$ 、 $\theta_a$ 、K は、それぞれ装置 1 の固有振動数、位相角、同調ゲインであり、 $\theta_d$  は、装着者の屈曲可動部位の動きと装置 1 の関節部 1 1 の動きとの間の目標位相差を示す。

【0 0 5 2】

コンピュータ 3 は、式 (6) で求めた装置 1 の関節部 1 1 の位相角から、下記の式 (7) で求められる Output を動作目標値とする。この例においては、Output の出力波形を、関節部 1 1 が発生する駆動トルクとする。

10

20

30

40

【数 15】

$$Output = A_a \sin \theta_a - A_a \sin \theta_{a0} \quad (7)$$

【0053】

式(7)において、 $A_a$ 、 $\theta_{a0}$ は、それぞれ出力波形の振幅、振動子の初期位相を示す。また、式(7)の右辺第二項は、出力の初期値を0とするための項である。

【0054】

次に、コンピュータ3は、駆動制御ステップS9で、動作目標値に基づいて、アクチュエータ21を駆動制御する。具体的には、コンピュータ3は、関節部11が動作目標値Output波形の駆動トルクを発生するように、モータ21の動作パターンを生成して、モータ21を駆動する。 10

【0055】

駆動制御ステップS9では、動作目標値に基づいて、モータ21をフィードバック制御することが好ましい。

【0056】

コンピュータ3は、ステップS1～S9の一連の動きを繰り返す。

【0057】

なお、コンピュータ3(図5参照)は、相互作用力検出ステップS1、関節角度検出ステップS2、トルク推定ステップS3、トルク振幅算出ステップS4、y座標算出ステップS5、x座標算出ステップS6、位相変換ステップS7において、位相推定部32(図6参照)として動作し、目標値算出ステップS8において目標値算出部33(図6参照)として動作し、駆動制御ステップS9において、駆動制御部34として動作する。また、相互作用力検出ステップS1～位相変換ステップS7が、本発明における、装着者の屈曲可動部位の動作の位相 $\theta_h$ を取得する位相取得ステップに相当する。また、トルク推定ステップS3～位相変換ステップS7が、本発明における、相互作用力検出ステップS1で検出した相互作用力、及び関節角度検出ステップS2で検出した関節角度に基づいて、装着者の屈曲可動部位の動作の位相 $\theta_h$ を推定する位相推定ステップに相当する。 20

【0058】

なお、目標値算出ステップS8で、動作目標値として関節部11の駆動トルクの波形を算出する例について説明したが、動作目標値として関節部11の関節角度(目標角度)、又は関節部11の回転速度を算出するようにしてもよい。関節部11の駆動トルク、関節角度、回転速度は、相互に変換可能であるので、制御に適したパラメータを算出すればよい。 30

【0059】

本実施形態においては、装着者のトルクやトルクの位相は、装着者と装置との間の相互作用力や関節角度から演算により推定しているが、本発明の実施をするためには、トルクや位相の取得方法は特に制限されず、他の方法に適宜変更が可能である。例えば、装着者に直接センサを取り付けることにより、装着者の正確なトルクや位相を取得するようにしてもよい。この場合、装置に、測定者に取り付けるセンサを接続する。装着者に直接センサを取り付けて装着者のトルクを取得する場合、図7のフローチャートのステップS1～S4を省略でき、測定者に直接センサを取り付けて装着者の位相を取得する場合、ステップS1～S7を省略することができる。 40

【0060】

式(6)、式(7)で表される位相振動子の数学モデルに基づいて装置の動作パターンを生成する例について説明したが、位相振動子の数学モデルは他の数学モデルに基づくものを用いてもよい。

【0061】

動作補助装置1が、一自由度の関節部11を備える例について説明したが、複数の関節部を備えて各関節部がリンクで連結された動作補助装置に本発明を適用することができる。 50

。複数の関節部がリンクで連結される場合、関節部の接続数に対応した複数の位相振動子があるものと考え、式(8)に基づき、各位相振動子の影響を加算して、装着者の関節の動作の位相を算出すればよい。多自由度の関節部の場合も同様に加算して算出すればよい。

#### 【0062】

<シミュレーションによる同調制御実験>

本発明の効果を確認するため、シミュレーションによる検証実験を行った。このシミュレーションにおいては、装置の装着者は自身の動作を常に維持するものとして、同調制御を行う動作補助装置と装着者との相互作用をシミュレートした。シミュレーションや後述する実機による同調制御実験では、慣性項、重力項として、前述した公知の文献「日本人アスリートの身体部分慣性特性の推定」に記載の日本人青年男性のデータを用いた。シミュレーションで用いた各数値は、人間の脚部の質量 $m_h=3.0\text{kg}$ 、長さ $l_h=3.9 \times 10^{-1}\text{m}$ 、装置の質量 $m_a=1.0\text{kg}$ 、長さ $l_a=3.5 \times 10^{-1}\text{m}$ として、各係数 $M_h=1.5 \times 10^{-1}\text{kg} \cdot \text{m}^2$ 、 $M_a=4.1 \times 10^{-2}\text{kg} \cdot \text{m}^2$ 、 $C_h=0.1\text{m}^2/\text{s}$ 、 $C_a=0.1\text{m}^2/\text{s}$ 、 $G_h=5.7\text{N} \cdot \text{m}$ 、 $G_a=1.7\text{N} \cdot \text{m}$ 、 $k_1=263.6\text{N}/\text{rad}$ 、 $k_2=26.4\text{N}/\text{rad}^2$ と設定した。

10

#### 【0063】

<シミュレーション1>

シミュレーションは、図4のモデルで行った。また、下記の式(9)は、本モデルにおける運動方程式を示す。式(9)において、右辺第一項から、慣性項、粘性項、重力項、相互作用力項を示す。なお、このうち相互作用力項については、下記の式(10)を用いて導出する。(粘性係数は、上記の通り、 $C_h$ 、 $C_a$ とも0.1を用いた。)

20

#### 【数16】

$$\tau = \begin{bmatrix} \tau_h \\ \tau_a \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} M_h \ddot{q}_h + C_h \dot{q}_h + G_h + \lambda \\ M_a \ddot{q}_a + C_a \dot{q}_a + G_a - \lambda \end{bmatrix} \quad (9)$$

#### 【数17】

$$\lambda = k_1(q_l - q_a) + k_2(\dot{q}_l - \dot{q}_a) \quad (10)$$

30

#### 【0064】

本シミュレーションにおいて、装着者は、あらかじめ設定したトルク波形を維持して周期運動を行うものとする。本シミュレーションにおいては、トルク波形の周波数は0.80Hz、振幅は0.80Nmに設定した。装着者は、目標軌道と現在角度からPD(Proportional - Derivative)制御でトルクを決定し、運動を行うものとする。また、このシミュレーションでは、装置が装着者のトルクを正確に推定できているものとし、装着者のトルク値をそのまま推定値に用いる。装置の振動子の固有角周波数 $\omega_a$ を、5.7rad/s(周波数0.90Hz)、初期位相 $\theta_{a0}$ を1.5 rad、出力するトルク波形の振幅 $A_a$ を1.0Nmに設定した。前述した同調制御の流れに従い、装置は装着者のトルクの推定値を元に位相振動子の出力を得るものとする。本実験においては、装置の目標位相差 $\theta_d$ は0radとし、同調ゲインを0.1、1.0、5.0とした場合の相互作用についてそれぞれシミュレーションを行った。

40

#### 【0065】

図8は、シミュレーションの結果のトルク波形のグラフを示す。同図に示す波形のうち、実線で表される波形は装着者(膝関節102)の位相 $\theta'_h$ の正弦波形を示し、破線で表される波形は、それぞれの同調ゲインにおける装置(関節部11)の位相 $\theta_a$ の正弦波形を示す。同図から、同調ゲインが小さいほど装置の周波数が固有周波数に近づいていき、逆に、同調ゲインが大きくなるに従って、装置の周波数が装着者の周波数に近づいていくことが認められる。

50

## 【0066】

図9は、シミュレーションの結果の装着者（膝関節102）の関節角度のグラフを示す。図に示す波形のうち、実線で表される波形は装置との相互作用なしで運動した場合の装着者の関節角度を示し、破線は、各同調ゲインで制御される装置と相互作用した場合の装着者の関節角度を示す。同図から、装置を装着しないで運動した場合と比較して、同調ゲインが大きく設定された装置を装着した場合は、装置が装着者のリズムに合わせて動作し、それによって膝関節の運動の振幅が増幅されていることが認められる。これは、装着型の動作補助装置1を本実施例による同調制御により制御することにより、装着者の運動に対する高い補助効果が得られることを示している。

## 【0067】

## &lt;シミュレーション2&gt;

（シミュレーションによる位相差調節実験）

本発明に係る同調制御方法により動作する動作補助装置の出力波形が、任意の位相差を維持しながら装着者の動作に同調することを確認するため、シミュレーションによる位相差調節実験を行った。シミュレーションの際には、同調ゲイン $K$ は5.0に設定し、目標位相差 $\theta_d$ を0radとした場合と、0.33 radとした場合、0.67 radとした場合について、それぞれについて相互作用をシミュレーションした。その他の条件については、前述のシミュレーション実験と同様である。

## 【0068】

図10は、シミュレーションの結果のトルク波形のグラフを示す。同図から、目標位相差の設定により、装着者の動作の位相に対する装置の位相差を調節できることが認められる。

## 【0069】

## &lt;実機による同調制御実験&gt;

図4に示すように、ヒトの足に装置1の駆動機構2を装着し、実機による実験を行った。モータには減速比50の株式会社ハーモニック・ドライブ・システムズ製の製品を使用しており、その定格トルクは5.4Nm、最大トルクは24Nmである。また、この減速機には、トルクセンサが内蔵されており、これにより、装着者と装置の間に発生する相互作用力を検出する。

## 【0070】

この装置1の動作は、既に説明した通であるが、図5を参照して要約すると、コンピュータ3が、位相振動子により算出されるトルクから指令電圧を決定し、D/Aコンバータからドライバを通してモータ21に電圧を与え、アーム（図4のリンク13に相当）を駆動させる。そして、駆動後のアームの関節角度をエンコーダ23、相互作用力をトルクセンサ22で計測し、それぞれドライバ、アンプを通してA/Dコンバータとカウンタからコンピュータ3へ取り込む。これらの情報を元に位相振動子により次の装置のトルクを算出する。

## 【0071】

被験者は地面に足がつかない程度の台に腰掛けた状態で運動を行う。被験者は右足の頸部を装置のリンク13と固定用のバンド（装着具16）によって固定し、被験者と装置の運動を相互作用させる。リンク12は、腰掛台に対して動かないように固定した（図4参照）。被験者が椅子に座った状態であり、大腿部101やリンク12が腰掛台に対して動かないので、図4に示す装着具15の装着は省略した。また、実験時の被験者の運動を評価するため、表面筋活動電位の計測を行う。計測箇所は、膝関節伸展時に使用する大腿直筋、内側広筋、外側広筋と、屈脚に使用する大腿二頭筋、半腱様筋の5箇所である。

## 【0072】

本実験では、装着者は、0.80Hzで運動を行い、装置との相互作用を検証した。装置の振動子の固有角振動数 $\omega_a$ を、5.7rad/s（周波数0.90Hz）、初期位相 $\theta_{a0}$ を0.10 rad、出力するトルク波形の振幅 $A_a$ を6.0Nmに設定した。まず、同調ゲイン $K$ を0.1、1.0、5.0と調節した場合の各振動子の位相と、推定した装着者の位相の正弦波形を図11、図12、図1

10

20

30

40

50



3に示す。各図から、同調ゲインが小さいと装置の固有周波数に近づき、逆に、同調ゲインが大きくなると、装着者の固有周波数に近づいていることが認められる。また、Kが0.1、1.0の時に、推定される装着者の位相が乱れやすくなっているのは、装置と装着者の動作の周波数の違いによって、装置が装着者の動作の補助になる場合と、逆に、装着者の動作を阻害する場合とが混在しているため、装着者のトルクの推定値が変動しやすくなり、それを元に求めている装着者の位相の推定値も変動しているためと考えられる。

#### 【0073】

(補助効果の検証)

同調ゲインをK=5.0とした装置の装着者の運動に対する補助効果を検証するため、計測した筋活動電位のRMS(root mean square)を用いて最大随意収縮強度(%MVC)を導出した。検証用に、図4に示すように、筋活動電位を測定するための筋活動電位センサ201を装着者に付した。筋活動電位センサ201の配線の先には、図示しないが、筋活動電位測定器を接続した。最大随意収縮強度は、十秒間におけるRMS値の平均を最大随意収縮時のRMSで除することで求めた。表1に装着者のみによる運動した場合と、装置と相互作用した場合に計測した5つの筋の最大随意収縮強度を示す。

10

#### 【表1】

表 1

	装着者のみ	装置装着時
大腿直筋	29.8	22.9
外側広筋	21.8	12.9
内側広筋	40.6	30.6
大腿二頭筋	25.1	24.3
半腱様筋	17.6	29.8

20

#### 【0074】

同表から、装着者のみによる運動の場合に比べ、装置と相互作用する場合の最大随意収縮強度は減少する傾向にあることが認められる。特に、伸展に使用される大腿直筋、内側広筋、外側広筋については、10%近くの減少が認められた。これは、本実施例に係る同調制御がされた装置により、装着者の動作が効果的に補助されていることを示している。一方、半腱様筋については、装置と相互作用する場合には、最大随意収縮強度が上昇することが認められた。これは、膝関節の伸展時に固定している固定用バンドにより、装着者の足がモータ側の関節回転軸方向へ引っ張られる力が働いたためと考えられる。

30

#### 【産業上の利用可能性】

#### 【0075】

本発明に係る動作補助装置、及び動作補助装置の同調制御方法は、装着者の動作に対して任意の位相差を生じさせた動作補助装置の動作パターンを生成することができるので、脚などのように多関節の対象の動作を補助する場合にも、装着者の動作を的確に補助することができる。本装置やその同調制御方法は、位相差や同調ゲインを適宜設定することで、装置の人間に対する同調性を調節することができる。そのため、同調性を高めることにより装置が人間の動作タイミングに合わせる運動の補助に利用することができる。また、同調性を低下させることにより、装置が人間を牽引する運動教示リハビリテーションに利用することができる。

40

#### 【符号の説明】

#### 【0076】

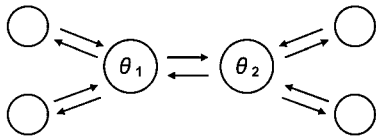
1は動作補助装置、2は可動機構、3はコンピュータ、4はインタフェース回路、11は関節部、12・13はリンク、15・16は装着具、21はアクチュエータ(モータ)、22は相互作用力検出センサ(トルクセンサ)、23は関節角度センサ(エンコーダ)、31は位相取得部、32は位相推定部、33は目標値算出部、34は駆動制御部、100は人体、101は大腿部、102は膝関節、103は下腿部、201は筋活動電位セン

50

サ、S 1 は相互作用力検出ステップ、S 2 は関節角度検出ステップ、S 3 はトルク推定ステップ、S 4 はトルク振幅算出ステップ、S 5 は y 座標算出ステップ、S 6 は x 座標算出ステップ、S 7 は位相変換ステップ、S 8 は目標値算出ステップ、S 9 は駆動制御ステップである。

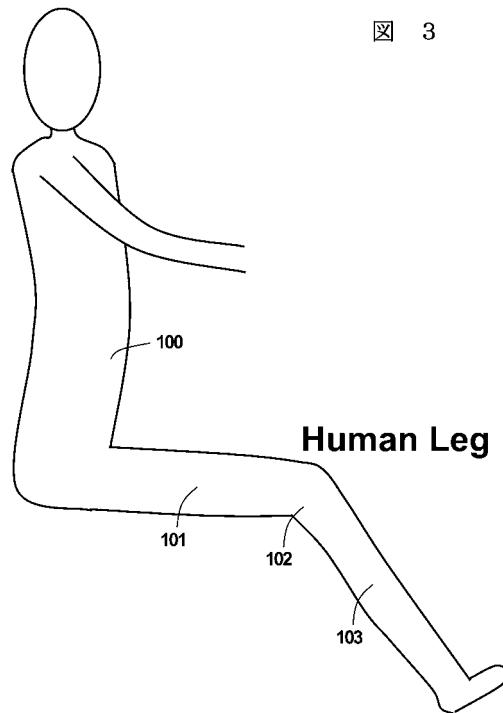
【 図 1 】

図 1



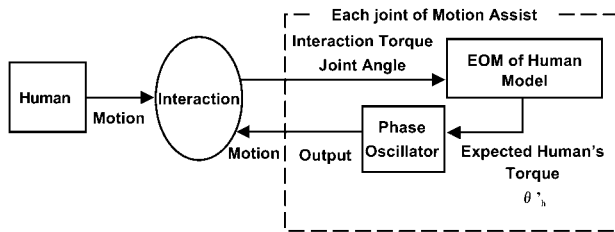
【 図 3 】

図 3



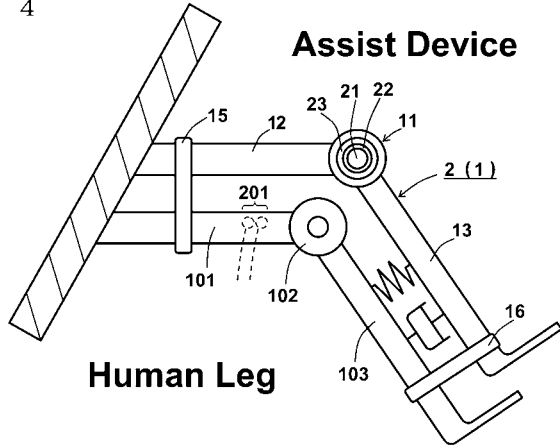
【 図 2 】

図 2



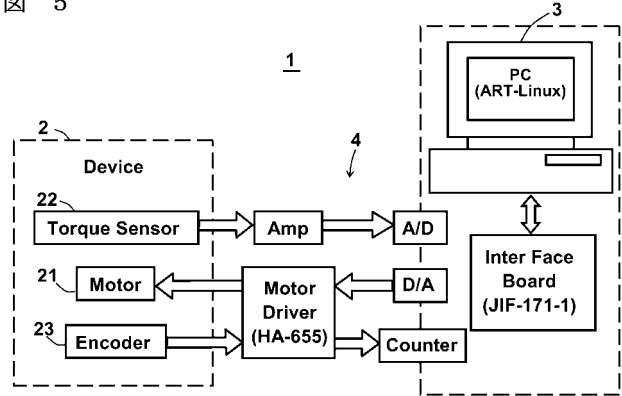
【 図 4 】

図 4



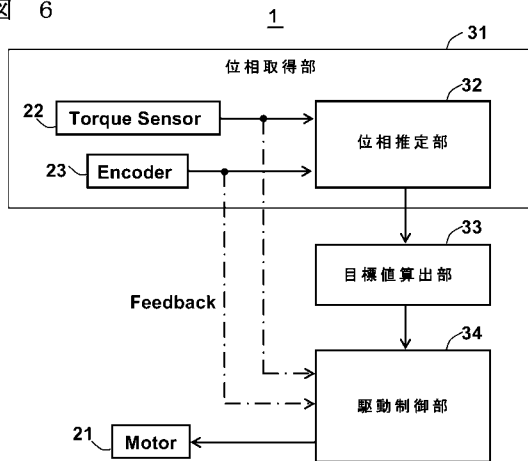
【 図 5 】

図 5



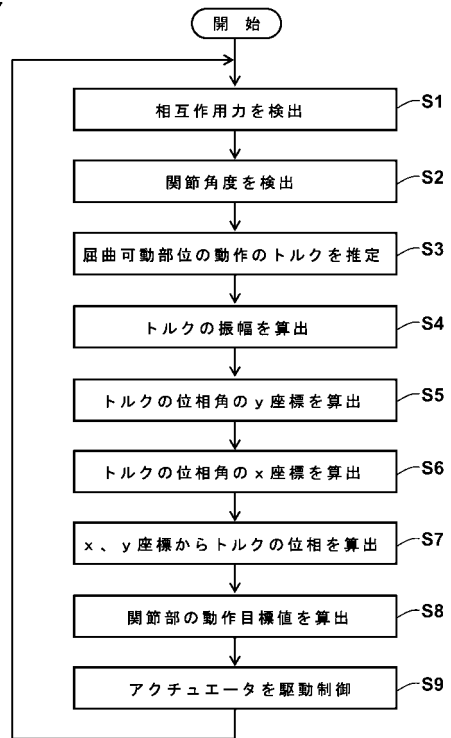
【 図 6 】

図 6

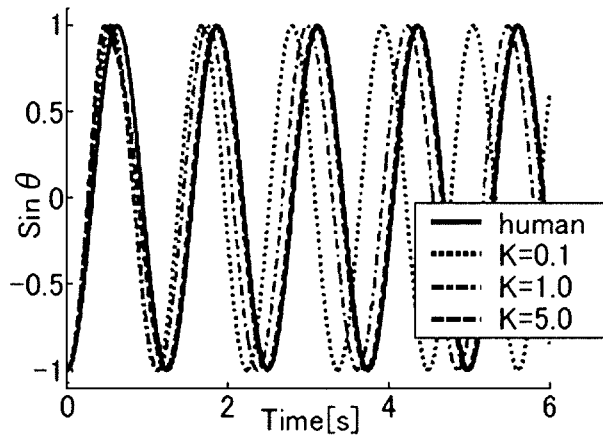


【 図 7 】

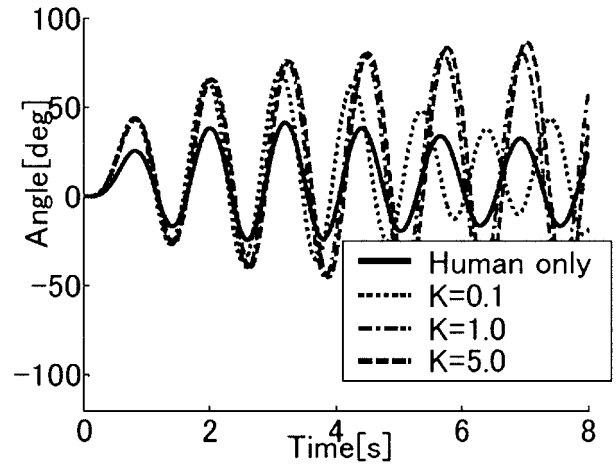
図 7



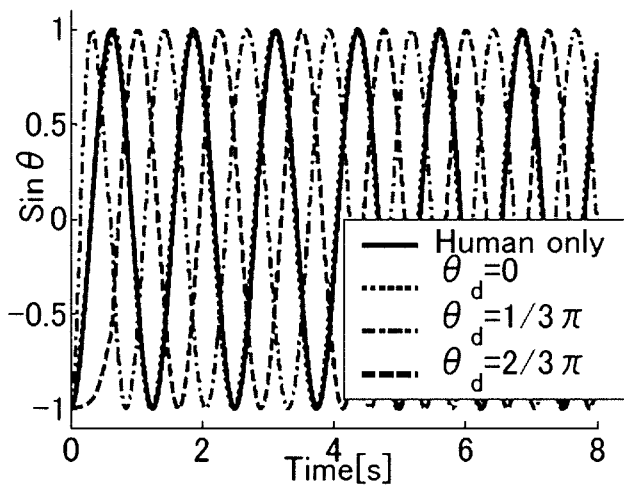
【 図 8 】



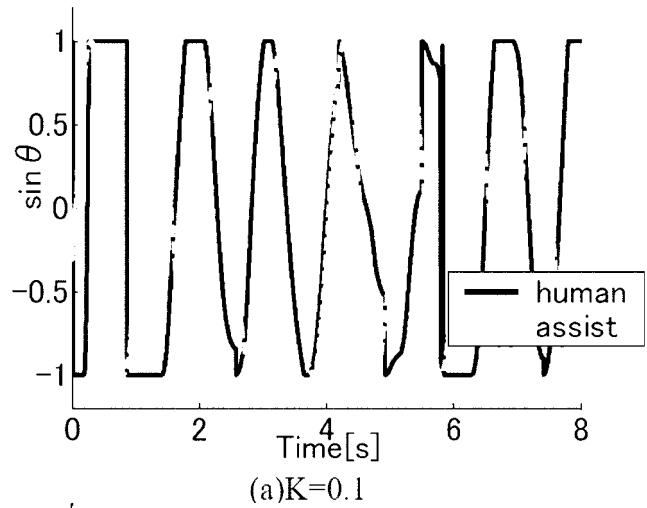
【 図 9 】



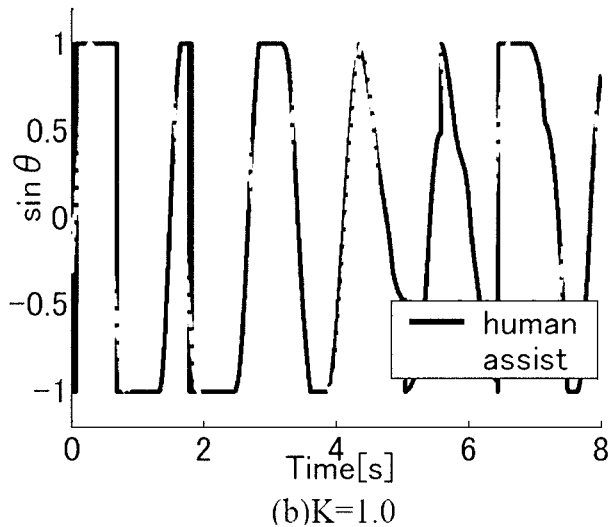
【 図 1 0 】



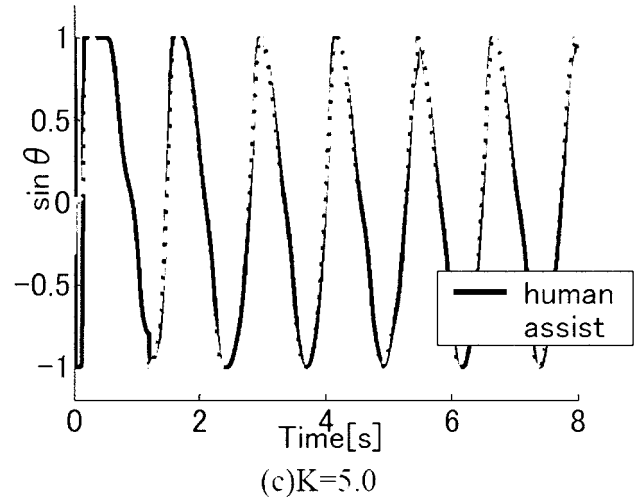
【 図 1 1 】



【図 1 2】



【図 1 3】



## 【手続補正書】

【提出日】平成26年10月17日(2014.10.17)

## 【手続補正 1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

装着者の屈曲可動部位に対応して配置される関節部、  
 前記関節部に接続されており、装着者に装着されるリンク、  
 前記関節部の動きを駆動するアクチュエータ、  
 装着者の屈曲可動部位の動作と前記関節部の動作との相互作用力を検出する相互作用力検出センサと、前記相互作用力検出センサの検出した前記相互作用力、及び関節角度センサの検出した関節角度に基づき前記屈曲可動部位の動作位相  $\theta_h$  を推定する位相推定部と、  
 により構成され、動作の位相  $\theta_h$  を取得する位相取得部、  
 前記位相取得部の取得した前記屈曲可動部位の動作の位相  $\theta_h$  を入力振動とする位相振動子モデルに基づいて、予め設定された目標位相差を維持しつつ装着者の屈曲可動部位の動作と前記関節部の動作とを同調させるための前記関節部の動作目標値を算出する目標値算出部、および  
 前記目標値算出部の算出した動作目標値に基づいて、前記アクチュエータを駆動する駆動制御部、を備えることを特徴とする動作補助装置。

【請求項 2】

前記位相推定部が、前記相互作用力検出センサの検出した相互作用力  $F$ 、及び前記関節角度センサの検出した前記関節角度  $q$  により、下記の式(1)で、前記装着者の屈曲可動部

位のトルク  $\tau'_h$  を推定し、

【数 1】

$$\tau'_h = M_h \ddot{q} + G_h q + \lambda \quad (1)$$

(式(1)中、 $M_h$ 、 $G_h$ は、それぞれ、人間の慣性項、重力項を示す。)

さらに前記式(1)を用いて、動作中の人間の最大トルク  $\tau'_{h\_max}$  と最小トルク  $\tau'_{h\_min}$  を推定し、これらを下記の式(2)に代入し、推定したトルク  $\tau'_h$  の振幅  $A'_h$  を算出し、

【数 2】

$$A'_h = \frac{\tau'_{h\_max} - \tau'_{h\_min}}{2} \quad (2)$$

前記トルク  $\tau'_h$  と前記振幅  $A'_h$  から極座標上の位相角の  $y$  座標を下記の式(3)により算出し、

【数 3】

$$y = \frac{\tau'_h - A'_h}{A'_h} \quad (3)$$

三平方の定理から下記の式(4)のように、 $x$  座標を算出して、

【数 4】

$$\begin{aligned} \bullet \dot{y} \geq 0 & & \bullet \dot{y} < 0 \\ x = \sqrt{1 - y^2} & & x = -\sqrt{1 - y^2} \end{aligned} \quad (4)$$

下記の式(5)の極座標変換を行い、

【数 5】

$$\theta'_h = a \tan 2(y, x) \quad (-\pi \leq \theta'_h \leq \pi) \quad (5)$$

前記装着者の屈曲可動部位の動作位相  $\theta'_h$  を推定するものであることを特徴とする請求項 1 に記載の動作補助装置。

【請求項 3】

前記目標値算出部が、下記の式(6)、式(7)の関係を有する位相振動子からなる数学モデルに基づいて、前記動作目標値として、前記関節部の駆動トルクを、式(7)の Output により算出することを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の動作補助装置。

【数 6】

$$\dot{\theta}_a = \omega_a + K \sin(\theta'_h - \theta_a + \theta_d) \quad (6)$$

【数 7】

$$Output = A_a \sin \theta_a - A_a \sin \theta_{a0} \quad (7)$$

(式(6)中、 $\omega_a$ 、 $\theta_a$ 、 $K$ は、それぞれ前記関節部の固有振動数、位相角、同調ゲインを示し、 $\theta_d$ は、前記目標位相差を示す。式(7)中、 $A_a$ と、 $\theta_{a0}$ は、それぞれOutput波形の振幅と振動子の初期位相を示す。前記式(2)の右辺第二項は、Output波形の初期値を0とするための項である。)

【請求項 4】

前記駆動制御部が、前記目標値算出部の算出した動作目標値に基づいて、前記アクチュエータをフィードバック制御するものであることを特徴とする請求項 1 ~ 3 のいずれかに記載の動作補助装置。

【請求項 5】

装着者の屈曲可動部位に対応して配置される関節部と、前記関節部に接続されており、装着者に装着されるリンクと、前記関節部の動きを駆動するアクチュエータとを備え、装着者の動作を補助する補助装置の制御方法であって、

装着者の屈曲可動部位の動作位相  $\theta'_h$  を取得する位相取得ステップ、

前記位相取得ステップで取得された前記屈曲可動部位の動作位相  $\theta'_h$  を入力振動とする位相振動子モデルに基づいて、予め設定された目標位相差を維持しつつ装着者の屈曲可動部位の動作と前記関節部の動作とを同調させるための前記関節部の動作目標値を算出する目標値算出ステップ、および

前記目標値算出ステップで算出された動作目標値に基づいて、前記アクチュエータを駆動する駆動制御ステップ、を備えることを特徴とする同調制御方法。

【請求項 6】

前記位相取得ステップが、

前記装着者の屈曲可動部位の動作と前記関節部の動作との相互作用力を検出する相互作用力検出ステップ、

前記関節部の関節角度を検出する関節角度検出ステップ、および

前記相互作用力検出ステップで検出した前記相互作用力、及び前記関節角度ステップで検出した前記関節角度に基づいて、前記装着者の屈曲可動部位の動作位相  $\theta'_h$  を推定する位相推定ステップ、によって構成されていることを特徴とする請求項 5 に記載の同調制御方法。

【請求項 7】

前記位相推定ステップが、

前記相互作用力検出ステップで検出した相互作用力  $F$ 、及び前記関節角度ステップで検出した前記関節角度  $q$  により、下記の式(1)で、前記装着者の屈曲可動部位のトルク  $\tau'_h$  を推定するトルク推定ステップ、

【数 8】

$$\tau'_h = M_h \ddot{q} + G_h q + \lambda \quad (1)$$

(式(1)中、 $M_h$ 、 $G_h$ は、それぞれ、人間の慣性項、重力項を示す。)

さらに前記式(1)を用いて、動作中の人間の最大トルク  $\tau'_{h\_max}$  と最小トルク  $\tau'_{h\_min}$  を推定し、これらを下記の式(2)に代入し、推定したトルク  $\tau'_h$  の振幅  $A'_h$  を算出するトルク振幅算出ステップ、

【数 9】

$$A'_h = \frac{\tau'_{h\_max} - \tau'_{h\_min}}{2} \quad (2)$$

前記トルク  $\tau'_h$  と前記振幅  $A'_h$  から極座標上の位相角の  $y$  座標を下記の式 (3) により算出する  $y$  座標算出ステップ、

【数 10】

$$y = \frac{\tau'_h - A'_h}{A'_h} \quad (3)$$

三平方の定理から下記の式 (4) により  $x$  座標を算出する  $x$  座標算出ステップ、および

【数 11】

$$\begin{aligned} \cdot \dot{y} \geq 0 & & \cdot \dot{y} < 0 \\ x = \sqrt{1 - y^2} & & x = -\sqrt{1 - y^2} \end{aligned} \quad (4)$$

下記の (5) の極座標変換を行い、前記装着者の屈曲可動部位の動作位相  $\theta'_h$  を算出する位相変換ステップ、を備えるものであることを特徴とする請求項 6 に記載の同調制御方法。

【数 12】

$$\theta'_h = a \tan 2(y, x) \quad (-\pi \leq \theta'_h \leq \pi) \quad (5)$$

【請求項 8】

前記目標値算出ステップで、下記の式 (6)、式 (7) の関係を有する位相振動子からなる数学モデルに基づいて、前記動作目標値として、前記関節部の駆動トルクを、式 (7) の Output により算出することを特徴とする請求項 6 または 7 に記載の同調制御方法。

【数 13】

$$\dot{\theta}_a = \omega_a + K \sin(\theta'_h - \theta_a + \theta_{a0}) \quad (6)$$

【数 14】

$$Output = A_a \sin \theta_a - A_{a0} \sin \theta_{a0} \quad (7)$$

(式 (6) 中、 $\omega_a$ 、 $\theta_a$ 、 $K$  は、それぞれ前記関節部の固有振動数、位相角、同調ゲインを示し、 $\theta_{a0}$  は、前記目標位相差を示す。式 (7) 中、 $A_a$  と、 $A_{a0}$  は、それぞれ Output 波形の振幅と振動子の初期位相を示す。前記式 (2) の右辺第二項は、Output 波形の初期値を 0 とするための項である。)

【請求項 9】

前記駆動制御ステップで、前記目標値算出部の算出した動作目標値に基づいて、前記アクチュエータをフィードバック制御することを特徴とする請求項 6 ~ 8 のいずれかに記載の同調制御方法。

【手続補正 2】



【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、装着型の動作補助装置、及び装着型の動作補助装置の同調制御方法に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、高齢者を支援する介護福祉士の人材不足が問題となっている。そのため、福祉ロボットの研究開発が盛んに行われている（特許文献1）。福祉ロボットの一つである装着型の動作補助装置は、高齢者の日常生活支援として実用化が期待されている。

【0003】

こうした装着型動作補助具の制御方式の一つとして、人間と装置との協調運動を実現する同調制御という制御方式が提案されている（非特許文献1）。同調制御では、装置の人間に対する同調性を調節することができる。同調性を高めることにより装置が人間の動作タイミングに合わせる運動の補助に利用することができる。一方、同調性を低下させることにより、装置が人間を牽引する運動教示リハビリテーションとして利用することが期待される。これまでにこの同調制御によって装着者をより快適に運動させるよう補助する装着型運動支援装置が提案されている（特許文献2）。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】国際公開第2009/084387号

【特許文献2】特開2012-66375号公報

【特許文献3】特開2005-305615号公報

【非特許文献】

【0005】

【非特許文献1】張霞，「神経振動子を用いたモーションアシストのための同調制御」，信州大学大学院工学系研究科平成19年度修士論文

【非特許文献2】琴坂信哉，Strefan Schaal，「ロボットの打撃運動を生成する神経振動子のパラメータ学習」，第17回日本ロボット学会学術講演会予稿集，1999，Vol.3，p. 3541-3547

【非特許文献3】青山元，近藤敏之，村田智，伊藤宏司，「位相振動子と力学系モデルの相互作用による歩行パターン生成」電子情報通信学会，2002，NC2001-155

【非特許文献4】伊藤宏司，「身体知システム論」，共立図書，2005

【非特許文献5】伊藤聡，湯浅秀男，羅志偉，伊藤正美，柳原大，「リズム運動の環境適応に関する数理的モデルについて」，計測自動制御学会論文集，vol34，No.9，p. 1237-1245

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

特許文献1に開示されている装着型運動支援装置では、同調制御の運動パターンの生成に神経振動子の相互抑制モデルが用いられている（非特許文献2）。しかし、通常人間の脚のように多関節の対象を動作させる場合では、各振動子の間には一定の位相差を生じている。そのため、前記相互抑制モデルによるパターンでは、その同調はできても位相差を発生させることが困難であるという課題があった。また、前記相互抑制モデルを用いて動作パターンの生成を行った場合、振動入力に対して任意の出力波形を得るためには、10個

近い数のパラメータを設定する必要があり、その調整が困難であるという課題があった。

【 0 0 0 7 】

本発明は、上記課題に対応するためなされたものであり、人間と動作補助装置との動作に任意の位相差を生じさせて動作させることを可能にする動作補助装置を提供することを目的とする。また、上記動作補助装置の制御を少ないパラメータ数で簡便に行える動作補助装置の制御方法を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 8 】

即ち、上記課題を解決するための請求項1の動作補助装置は、装着者の屈曲可動部位に対応して配置される関節部、前記関節部に接続されており、装着者に装着されるリンク、前記関節部の動きを駆動するアクチュエータ、装着者の屈曲可動部位の動作と前記関節部の動作との相互作用力を検出する相互作用力検出センサと、前記相互作用力検出センサの検出した前記相互作用力、及び関節角度センサの検出した関節角度に基づき前記屈曲可動部位の動作位相  $\theta'_h$  を推定する位相推定部と、により構成され、動作の位相  $\theta'_h$  を取得する位相取得部、前記位相取得部の取得した前記屈曲可動部位の動作の位相  $\theta'_h$  を入力振動とする位相振動子モデルに基づいて、予め設定された目標位相差を維持しつつ装着者の屈曲可動部位の動作と前記関節部の動作とを同調させるための前記関節部の動作目標値を算出する目標値算出部、および前記目標値算出部の算出した動作目標値に基づいて、前記アクチュエータを駆動する駆動制御部、を備えることを特徴とする。

【 0 0 0 9 】

請求項2の動作補助装置は、請求項1に記載のものであり、前記位相推定部が、前記相互作用力検出センサの検出した相互作用力  $F$ 、及び前記関節角度センサの検出した前記関節角度  $q$  により、下記の式(1)で、前記装着者の屈曲可動部位のトルク  $\tau'_h$  を推定し、

【数1】

$$\tau'_h = M_h \ddot{q} + G_h q + \lambda \quad (1)$$

(式(1)中、 $M_h$ 、 $G_h$ は、それぞれ、人間の慣性項、重力項を示す。)

さらに前記式(1)を用いて、動作中の人間の最大トルク  $\tau'_{h\_max}$  と最小トルク  $\tau'_{h\_min}$  を推定し、これらを下記の式(2)に代入し、推定したトルク  $\tau'_h$  の振幅  $A'_h$  を算出し、

【数2】

$$A'_h = \frac{\tau'_{h\_max} - \tau'_{h\_min}}{2} \quad (2)$$

前記トルク  $\tau'_h$  と前記振幅  $A'_h$  から極座標上の位相角の  $y$  座標を下記の式(3)により算出し、

【数3】

$$y = \frac{\tau'_h - A'_h}{A'_h} \quad (3)$$

三平方の定理から下記の式(4)のように、 $x$ 座標を算出して、

【数4】

$$\begin{aligned} \bullet \dot{y} &\geq 0 & \bullet \dot{y} &< 0 \\ x &= \sqrt{1-y^2} & x &= -\sqrt{1-y^2} \end{aligned} \quad (4)$$

下記の式(5)の極座標変換を行い、

【数5】

$$\theta'_h = a \tan 2(y, x) \quad (-\pi \leq \theta'_h \leq \pi) \quad (5)$$

前記装着者の屈曲可動部位の動作位相  $\theta'_h$  を推定するものであることを特徴とする。

【0010】

請求項3に記載の動作補助装置は、請求項1または2に記載のものであり、前記目標値算出部が、下記の式(6)、式(7)の関係を有する位相振動子からなる数学モデルに基づいて、前記動作目標値として、前記関節部の駆動トルクを、式(7)のOutputにより算出することを特徴とする。

【数6】

$$\dot{\theta}_a = \omega_a + K \sin(\theta'_h - \theta_a + \theta_{a0}) \quad (6)$$

【数7】

$$Output = A_a \sin \theta_a - A_a \sin \theta_{a0} \quad (7)$$

(式(6)中、 $\omega_a$ 、 $\theta_a$ 、 $K$ は、それぞれ前記関節部の固有振動数、位相角、同調ゲインを示し、 $\theta_{a0}$ は、前記目標位相差を示す。式(7)中、 $A_a$ と、 $\theta_{a0}$ は、それぞれOutput波形の振幅と振動子の初期位相を示す。前記式(2)の右辺第二項は、Output波形の初期値を0とするための項である。)

【0011】

請求項4に記載の動作補助装置は、請求項1～3のいずれかに記載のものであり、前記駆動制御部が、前記目標値算出部の算出した動作目標値に基づいて、前記アクチュエータをフィードバック制御するものであることを特徴とする。

【0012】

請求項5に記載の同調制御方法は、装着者の屈曲可動部位に対応して配置される関節部と、前記関節部に接続されており、装着者に装着されるリンクと、前記関節部の動きを駆動するアクチュエータとを備え、装着者の動作を補助する補助装置の制御方法であって、装着者の屈曲可動部位の動作位相  $\theta'_h$  を取得する位相取得ステップ、前記位相取得ステップで取得された前記屈曲可動部位の動作位相  $\theta'_h$  を入力振動とする位相振動子モデルに基づいて、予め設定された目標位相差を維持しつつ装着者の屈曲可動部位の動作と前記関節部の動作とを同調させるための前記関節部の動作目標値を算出する目標値算出ステップ、および前記目標値算出ステップで算出された動作目標値に基づいて、前記アクチュエータを駆動する駆動制御ステップ、を備えることを特徴とする。

【0013】

請求項6に記載の同調制御方法は、請求項5に記載のものであり、前記位相取得ステップが、前記装着者の屈曲可動部位の動作と前記関節部の動作との相互作用力を検出する相互作用力検出ステップ、前記関節部の関節角度を検出する関節角度検出ステップ、および前記相互作用力検出ステップで検出した前記相互作用力、及び前記関節角度ステップで検

出した前記関節角度に基づいて、前記装着者の屈曲可動部位の動作位相  $\theta_h$  を推定する位相推定ステップ、によって構成されていることを特徴とする。

【0014】

請求項7に記載の同調制御方法は、請求項6に記載のものであり、前記位相推定ステップが、前記相互作用力検出ステップで検出した相互作用力  $F$ 、及び前記関節角度ステップで検出した前記関節角度  $q$  により、式(1)で、前記装着者の屈曲可動部位のトルク  $\tau_h$  を推定するトルク推定ステップ、さらに前記式(1)を用いて、動作中の人間の最大トルク  $\tau_{h\_max}$  と最小トルク  $\tau_{h\_min}$  を推定し、これらを式(2)に代入し、推定したトルク  $\tau_h$  の振幅  $A_{\tau_h}$  を算出するトルク振幅算出ステップ、前記トルク  $\tau_h$  と前記振幅  $A_{\tau_h}$  から極座標上の位相角の  $y$  座標を式(3)により算出する  $y$  座標算出ステップ、三平方の定理から式(4)により  $x$  座標を算出する  $x$  座標算出ステップ、式(5)の極座標変換を行い、前記装着者の屈曲可動部位の動作位相  $\theta_h$  を算出する位相変換ステップとを備えるものであることを特徴とする。

【0015】

請求項8に記載の同調制御方法は、請求項6または7に記載のものであり、前記目標値算出ステップで、式(6)、式(7)の関係を有する位相振動子からなる数学モデルに基づいて、前記動作目標値として、前記関節部の駆動トルクを、式(7)のOutputにより算出することを特徴とする。

【0016】

請求項9に記載の同調制御方法は、請求項6~8のいずれかに記載のものであり、前記駆動制御ステップで、前記目標値算出部の算出した動作目標値に基づいて、前記アクチュエータをフィードバック制御することを特徴とする。

【発明の効果】

【0017】

本発明に係る動作補助装置、及びその同調制御方法は、動作補助装置の出力を決定する運動パターン生成の際に用いる振動子モデルとして位相振動子モデルを採用して、装着者の動作を位相振動子の入力振動とし、人間の動作に対して任意の位相差を生じさせたパターンを生成することを可能にさせるものである。これにより、動作補助装置が、装着者の動作に対して任意の位相差を維持しながら同調して動作するよう同調制御することを可能にする。

【0018】

本発明に係る装着型動作補助装置、及びその制御方法によれば、簡便なパラメータ設定によって、動作補助装置の動作パターン生成を効率的に行うことができる。

【図面の簡単な説明】

【0019】

【図1】複数の位相振動子の接続を示すモデルの図である。

【図2】本発明における同調制御の概要図である。

【図3】装着者となる人体を示す図である。

【図4】図3に示す人体の脚部を一自由度膝関節モデルで表し、この一自由度膝関節モデルに本発明の動作補助装置の可動機構を装着した状態の使用状態を示す図である。

【図5】本発明の動作補助装置の電気系のブロック図である。

【図6】本発明の動作補助装置の機能を示すブロック図である。

【図7】本発明の動作補助装置の同調制御方法を示すフローチャートである。

【図8】同調制御シミュレーションの結果のトルク波形のグラフである。

【図9】同調制御シミュレーションの結果の関節角度のグラフである。

【図10】位相差調節シミュレーションの結果のトルク波形のグラフである。

【図11】 $K=0.1$ としたときの装置と装着者の位相の正弦波形である。

【図12】 $K=1.0$ としたときの装置と装着者の位相の正弦波形である。

【図13】 $K=5.0$ としたときの装置と装着者の位相の正弦波形である。

【発明を実施するための形態】

## 【 0 0 2 0 】

以下に本発明に係る装着型動作補助装置、及びその同調制御方法を実施するための形態について説明する。

## 【 0 0 2 1 】

< 位相振動子モデル >

最初に、位相振動子モデルについて説明する。位相振動子モデルは、単振動を行う振動子間に用いるパターン生成モデルである。位相振動子モデルは、他の振動子に対する同調や位相差の調製が可能であるため、多関節ロボットの各関節の運動パターン生成などに用いられる（特許文献3、非特許文献3 - 5）。これら既存の研究では、多関節ロボットの各関節の動作や、二足歩行用ロボットの左右の足の動作を制御するために位相振動子モデルによるパターン生成を行っている。一方、本発明は、人体へ装着する動作補助装置の動作において、装着者の動作を入力振動として位相振動子モデルによる動作パターン生成を行う制御方法であり、同一ロボット内での処理でない点で新規である。また、本発明は、装着者の身体の一部も一つの振動子であると仮定して、人体と装置の間での動作を、任意の位相差を維持しながら同調制御する点で新規である。

## 【 0 0 2 2 】

図1に、複数の位相振動子の接続を示すモデルを示し、下記の式(8)に、位相振動子のモデル式を示す。

【数8】

$$\dot{\theta}_i = \omega_i + \sum_{j=1}^n K_{ij} \sin(\theta_j - \theta_i) \quad (8)$$

## 【 0 0 2 3 】

式(8)のうち、 $\theta_i$ は振動子の位相角を示し、 $\omega_i$ は固有角振動数を示し、 $n$ は隣り合う振動子の数を示し、 $K_{ij}$ は振動子*i-j*間に働く相互作用の強さを示す。右辺第二項が振動子間の相互作用項であり、これにより複数の振動子間で引き込みや同調が起こる。(8)式は、振動子*i*が*n*個の振動子と相互作用していることを表す式である。 $j$ (=1~ $n$ )は、周囲の振動子を表している。

## 【 0 0 2 4 】

< 同調制御の概要 >

図2に、本発明による同調制御の概要の一例を示す。まず、装置の関節部(Each joint of Motion Assist)の動作と装着者(Human)の屈曲可動部位の動作との相互作用(Interaction)から生じる相互作用力(Interaction Torque)と、装置の関節角度(Joint Angle)とから、装着者のトルク(Expected Human's Torque)を推定する。次に、推定された装着者のトルクから装着者の動作位相 $\theta_h$ としてトルクの位相 $\theta_h$ を推定(EOM (Estimation Of Motion) of Human Model)する。次に、装着者の動作位相 $\theta_h$ を、位相振動子(Phase Oscillator)の入力振動として位相振動子のモデル式に代入し演算する。位相振動子のモデル式により、装着者の動作に同調した出力として、目標トルクや目標角度などの動作目標値(Output)が算出される。この際、演算処理を行うモデル式において、入力に対する任意の位相差を生じさせることが可能になる。次に、この動作目標値に従って、装置の次の動作(Motion)を生成する。この一連の動作を繰り返すことにより、装置の動作を装着者の動作へ同調させる。

## 【 0 0 2 5 】

< 装着者の屈曲可動部位のモデル例 >

図3に、装着者となる人体100を示す。ここでは、装着者の屈曲可動部位(関節)が一例として、膝関節である例を示す。人体100は、脚部(Human Leg)として、大腿部101、膝関節102、下腿部103を有している。図4では、図3に示す人体の脚部を

モデル化した、一自由度膝関節モデル (Human Leg) を示している。同図では、この一自由度膝関節モデルに装着した状態の動作補助装置 1 の可動機構 2 を例示している。動作補助装置は、屈曲可動部位の動作の位相として、本モデルにおける装着者のトルクの推定値を元に、膝関節 102 (屈曲可動部位の一例) のトルク波形の位相を推定する。

#### 【0026】

< 動作補助装置の構成例 >

図 4 に示す動作補助装置 1 の可動機構 2 は、関節部 11、リンク 12、リンク 13、アクチュエータ 21、相互作用力検出センサ 22、関節角度センサ 23、装着具 15、及び装着具 16 を備えている。図に示す抵抗やピストンポンプは、装置 1 がヒトの足に負荷や駆動力を与えることを等価的に示したものであり、装置 1 の構成ではない。

#### 【0027】

関節部 11 は、装着者の屈曲可動部位である膝関節 102 に対応して配置されるものである。この例では、膝関節 102 の自由度に対応させて、一自由度 (一軸) で回転する関節部 11 を用いている。なお、手首のように多自由度で動く屈曲可動部位に動作補助装置を装着する場合、多自由度を有する関節部を用いることが好ましい。

#### 【0028】

関節部 11 によって、リンク 12 とリンク 13 とが接続されている。これにより、関節部 11 を支点として、リンク 12 とリンク 13 とが回転するように動作可能になっている。リンク 12 は、大腿部 101 に沿わせて装着可能な長さで形成されており、大腿部 101 に固定するための装着具 15 を有している。装着具 15 は、例えばリンク 12 と大腿部 101 とを一緒に締めて固定するベルトである。リンク 13 は、下腿部 103 に沿わせて装着可能な長さで形成されており、下腿部 103 に固定するための装着具 16 を有している。装着具 16 は、例えばリンク 13 と下腿部 103 とを一緒に締めて固定するベルトである。なお、例えば椅子に座った状態の装着者に動作補助装置 1 を装着する場合のように、装着具 15 を備えなくても、装着者に対してリンク 12 の位置を固定することが可能であれば、リンク 12 が装着具 15 を有していなくてもよい。つまり、装着者の屈曲可動部位の動きと共に動くリンクが装着具を有していればよい。

#### 【0029】

アクチュエータ 21 は、関節部 11 の動きを駆動するものである。アクチュエータ 21 は、一例として電動式のモータである。以下、アクチュエータ 21 をモータ 21 ともいう。アクチュエータ 21 は、後述する駆動制御部 34 により、回転速度や回転角、静止位置などの動作を制御される。アクチュエータ 21 に駆動されて関節部 11 が動き、リンク 12 とリンク 13 とが相対的に動く。モータ 21 には、適切な減速比の減速機を取り付けてもよい。

#### 【0030】

相互作用力検出センサ 22 は、装着者の膝関節 102 の動作と関節部 11 の動作とによる相互作用力を検出するものであり、関節部 11 に設けられている。相互作用力検出センサ 22 として、この例ではトルクセンサを用いている。以下、相互作用力検出センサ 22 をトルクセンサ 22 ともいう。相互作用力検出センサ 22 として、力を検出する力センサ、力覚センサを用いて、トルクを算出するようにしてもよい。

#### 【0031】

関節角度センサ 23 は、関節部 11 の関節角度を検出するものである。関節角度は、モータ 21 の回転角度から求めることができるので、モータ 21 の回転角度を検出するものであってもよい。本実施形態では、関節角度センサ 23 としてモータ 21 の回転角度を検出するエンコーダを用いている。以下、関節角度センサ 23 をエンコーダ 23 ともいう。

#### 【0032】

図 5 に、動作補助装置 1 の電気系のブロック図を示す。

#### 【0033】

動作補助装置 1 は、可動機構 2、コンピュータ (PC) 3、及びインタフェース回路 4 を備えている。前述したように、可動機構 2 には、モータ (Motor) 21、トルクセンサ (T

orque Sensor) 2 2、及びエンコーダ (Encoder) 2 3 が備えられている。コンピュータ 3 は、可動機構 2 の動きを制御するためのものである。コンピュータ 3 は、内蔵するメモリに記憶されているプログラムに従って動作する。コンピュータ 3 として、同図に示すような本体とディスプレイとで構成される汎用的なコンピュータを用いてもよいし、CPU (中央処理演算回路) やプログラムを記憶するメモリ等を実装した基板、モジュールなどを用いて小型化してもよい。

【0034】

インタフェース回路 4 は、可動機構 2 とコンピュータ 3 とを接続するための回路である。インタフェース回路 4 は、一例として、トルクセンサ 2 2 の検出値を適切なレベルに増幅するアンプ (Amp)、そのアンプの出力をアナログ信号からデジタル信号に変換するアナログ/デジタル変換器 (A/D)、モータドライバ (Motor Driver)、コンピュータ 3 が出力するモータ 2 1 駆動用のデジタル信号をアナログ信号に変換するデジタル/アナログ変換器 (D/A)、及び、エンコーダ 2 3 の出力をコンピュータ 3 に入力するためのカウンタ (Counter) を備えている。ここでは、A/D、D/A、及び Counter を備える汎用のインタフェースボード (Inter Face Board) をコンピュータ 3 の拡張カードスロットに実装して用いている。

【0035】

コンピュータ 3 及びインタフェース回路 4 を小型化して、可動機構 2 と一体型に構成してもよい。この場合、装置 1 が電池を内蔵して、電池で動作できるようにすることが好ましい。

【0036】

コンピュータ 3 がプログラムに従って動作することで、図 6 に示すように、位相推定部 3 2、目標値算出部 3 3、及び駆動制御部 3 4 として機能する。同図に示すように、位相取得部 3 1 は、トルクセンサ (相互作用力検出センサ) 2 2、エンコーダ (関節角度センサ) 2 3、及び位相推定部 3 2 によって構成されている。位相取得部 3 1 は、装着者の屈曲可動部位の動作の位相  $\theta_h$  を取得する。位相推定部 3 2 は、トルクセンサ 2 2 の検出した相互作用力 (トルク)、及びエンコーダ 2 3 の検出した関節角度に基づいて、装着者の屈曲可動部位の動作位相  $\theta_h$  を推定する。目標値算出部 3 3 は、屈曲可動部位の動作位相  $\theta_h$  を入力振動とする位相振動子モデルに基づいて、予め設定された目標位相差を維持しつつ、装着者の屈曲可動部位 (膝関節 1 0 2) の動作と関節部 1 1 の動作とを同調させるための関節部 1 1 の動作目標値を算出する。動作目標値は、一例として、関節部 1 1 の目標トルクや目標関節角度である。駆動制御部 3 4 は、目標値算出部 3 3 の算出した動作目標値に基づいて、モータ 2 1 を駆動する。

【0037】

< 位相振動子モデルの同調制御への適用 >

位相振動子のモデル式は、単振動を行う振動子間に用いるパターン生成モデルである。動作補助装置 1 の動作を生成する位相振動子と装着者との間での動作の同調を実現させるため、装着者も装置と同様の振動子に従い動作していると仮定し、装着者の屈曲可動部位の動作の位相を推定する。以下具体的に説明する。

【0038】

図 7 は、動作補助装置 1 の同調制御方法を示すフローチャートである。

【0039】

コンピュータ 3 (図 5 参照) は、相互作用力検出ステップ S 1 で、トルクセンサ 2 2 から、装着者の屈曲可動部位の動作と関節部 1 1 の動作との相互作用力を検出する。又、コンピュータ 3 は、関節角度検出ステップ S 2 で、エンコーダ 2 3 から、関節部 1 1 の関節角度を検出する。ステップ S 1、ステップ S 2 は、何れを先に実行してもよいが、ほぼ同時に実行する。

【0040】

続いて、コンピュータ 3 は、トルク推定ステップ S 3 で、装着者の屈曲可動部位 (膝関節 1 0 2) の動きのトルク  $\tau_h$  を推定する。トルク  $\tau_h$  は、下記の式 (1) で表される

推定式で算出する。

【数 9】

$$\tau'_h = M_h \ddot{q} + G_h q + \lambda \quad (1)$$

【0041】

式(1)において、 $M_h$ 、 $G_h$ 、 $\lambda$  は、それぞれ、人間の慣性項、重力項、相互作用力を示す。相互作用力はトルクセンサ22の検出値である。人間の慣性項や重力項については、既存の公知のデータベースから決定してもよいし、実測した値を用いてもよい。例えば、公知のデータベースとして、文献「阿江通良，湯海鵬，横井孝志，“日本人アスリートの身体部分慣性特性の推定”，バイオメカニズム11，(1992),pp.23-33」が挙げられる。装置装着時の屈曲可動部位（膝関節）の関節角度 $q$ と、関節部11の関節角度は等値であるとして、エンコーダ23の検出値で求めた関節角度を $q$ とする。

【0042】

さらに、コンピュータ3は、トルク振幅算出ステップS4で、式(1)を用いて、動作中の人間の最大トルク $\tau'_{h\_max}$ と最小トルク $\tau'_{h\_min}$ を求め、これを下記の式(2)に代入し、推定トルクの振幅 $A'_h$ を求める。

【数10】

$$A'_h = \frac{\tau'_{h\_max} - \tau'_{h\_min}}{2} \quad (2)$$

【0043】

式(2)において、最大トルク $\tau'_{h\_max}$ 及び最小トルク $\tau'_{h\_min}$ は演算時の1周期前の動作の数値を用い、初期値は任意の値に設定する。

【0044】

続いて、コンピュータ3は、 $y$ 座標算出ステップS5で、式(1)で求めた $\tau'_h$ と式(2)で求めた $A'_h$ とから、極座標上の位相角の $y$ 座標を下記の式(3)により算出する。

【数11】

$$y = \frac{\tau'_h - A'_h}{A'_h} \quad (3)$$

【0045】

次に、コンピュータ3は、 $x$ 座標算出ステップS6で、三平方の定理から、下記の式(4)により $x$ 座標を算出する。

【数12】

$$\begin{aligned} \bullet \dot{y} \geq 0 & & \bullet \dot{y} < 0 \\ x = \sqrt{1 - y^2} & & x = -\sqrt{1 - y^2} \end{aligned} \quad (4)$$

【0046】

次に、コンピュータ3は、位相変換ステップS7において、式(3)、式(4)で算出した $y$ 座標、 $x$ 座標を、下記の式(5)により極座標変換を行い、装着者の屈曲可動部位の動作（トルク）の位相（位相角） $\theta'_h$ を求める。



【数 1 3】

$$\theta'_h = a \tan 2(y, x) \quad (-\pi \leq \theta'_h \leq \pi) \quad (5)$$

【0047】

このようにして、装着者の屈曲可動部位の動作の位相  $\theta'_h$  を推定取得できる。

【0048】

次に、コンピュータ 3 は、目標値算出ステップ S 8 で、位相推定ステップ（ステップ S 1 ~ S 7）で取得された屈曲可動部位の動作の位相  $\theta'_h$  を入力振動とする位相振動子モデルに基づいて、予め設定された目標位相差を維持しつつ装着者の屈曲可動部位の動作と関節部 1 1 の動作とを同調させるための関節部 1 1 の動作目標値を算出する。

【0049】

動作目標値は、下記式（6）、式（7）の関係を有する位相振動子からなる数学モデルに基づいて算出する。

【0050】

まず、式（8）の位相振動子モデルを基にした下記の式（6）で、関節部 1 1 の位相角を算出する。下記の式（6）に、位相  $\theta'_h$  を入力する。

【数 1 4】

$$\dot{\theta}_a = \omega_a + K \sin(\theta'_h - \theta_a + \theta_d) \quad (6)$$

式（6）において、 $\omega_a$ 、 $\theta_a$ 、 $K$  は、それぞれ装置 1 の固有振動数、位相角、同調ゲインであり、 $\theta_d$  は、装着者の屈曲可動部位の動きと装置 1 の関節部 1 1 の動きとの間の目標位相差を示す。

【0051】

コンピュータ 3 は、式（6）で求めた装置 1 の関節部 1 1 の位相角から、下記の式（7）で求められる Output を動作目標値とする。この例においては、Output の出力波形を、関節部 1 1 が発生する駆動トルクとする。

【数 1 5】

$$Output = A_a \sin \theta_a - A_{a0} \sin \theta_{a0} \quad (7)$$

【0052】

式（7）において、 $A_a$ 、 $\theta_{a0}$  は、それぞれ出力波形の振幅、振動子の初期位相を示す。また、式（7）の右辺第二項は、出力の初期値を 0 とするための項である。

【0053】

次に、コンピュータ 3 は、駆動制御ステップ S 9 で、動作目標値に基づいて、アクチュエータ 2 1 を駆動制御する。具体的には、コンピュータ 3 は、関節部 1 1 が動作目標値 Output 波形の駆動トルクを発生するように、モータ 2 1 の動作パターンを生成して、モータ 2 1 を駆動する。

【0054】

駆動制御ステップ S 9 では、動作目標値に基づいて、モータ 2 1 をフィードバック制御することが好ましい。

【0055】

コンピュータ 3 は、ステップ S 1 ~ S 9 の一連の動きを繰り返す。

【0056】

なお、コンピュータ 3（図 5 参照）は、相互作用力検出ステップ S 1、関節角度検出ステップ S 2、トルク推定ステップ S 3、トルク振幅算出ステップ S 4、 $y$  座標算出ステップ S 5、 $x$  座標算出ステップ S 6、位相変換ステップ S 7 において、位相推定部 3 2（図

6参照)として動作し、目標値算出ステップS8において目標値算出部33(図6参照)として動作し、駆動制御ステップS9において、駆動制御部34として動作する。また、相互作用力検出ステップS1~位相変換ステップS7が、本発明における、装着者の屈曲可動部位の動作位相 $\theta_h$ を取得する位相取得ステップに相当する。また、トルク推定ステップS3~位相変換ステップS7が、本発明における、相互作用力検出ステップS1で検出した相互作用力、及び関節角度検出ステップS2で検出した関節角度に基づいて、装着者の屈曲可動部位の動作位相 $\theta_h$ を推定する位相推定ステップに相当する。

【0057】

なお、目標値算出ステップS8で、動作目標値として関節部11の駆動トルクの波形を算出する例について説明したが、動作目標値として関節部11の関節角度(目標角度)、又は関節部11の回転速度を算出するようにしてもよい。関節部11の駆動トルク、関節角度、回転速度は、相互に変換可能であるので、制御に適したパラメータを算出すればよい。

【0058】

本実施形態においては、装着者のトルクやトルクの位相は、装着者と装置との間の相互作用力や関節角度から演算により推定しているが、本発明の実施をするためには、トルクや位相の取得方法は特に制限されず、他の方法に適宜変更が可能である。例えば、装着者に直接センサを取り付けることにより、装着者の正確なトルクや位相を取得するようにしてもよい。この場合、装置に、測定者に取り付けるセンサを接続する。装着者に直接センサを取り付けて装着者のトルクを取得する場合、図7のフローチャートのステップS1~S4を省略でき、測定者に直接センサを取り付けて装着者の位相を取得する場合、ステップS1~S7を省略することができる。

【0059】

式(6)、式(7)で表される位相振動子の数学モデルに基づいて装置の動作パターンを生成する例について説明したが、位相振動子の数学モデルは他の数学モデルに基づくものを用いてもよい。

【0060】

動作補助装置1が、一自由度の関節部11を備える例について説明したが、複数の関節部を備えて各関節部がリンクで連結された動作補助装置に本発明を適用することができる。複数の関節部がリンクで連結される場合、関節部の接続数に対応した複数の位相振動子があるものと考え、式(8)に基づき、各位相振動子の影響を加算して、装着者の関節の動作の位相を算出すればよい。多自由度の関節部の場合も同様に加算して算出すればよい。

【0061】

<シミュレーションによる同調制御実験>

本発明の効果を確認するため、シミュレーションによる検証実験を行った。このシミュレーションにおいては、装置の装着者は自身の動作を常に維持するものとして、同調制御を行う動作補助装置と装着者との相互作用をシミュレートした。シミュレーションや後述する実機による同調制御実験では、慣性項、重力項として、前述した公知の文献「日本人アスリートの身体部分慣性特性の推定」に記載の日本人青年男性のデータを用いた。シミュレーションで用いた各数値は、人間の脚部の質量 $m_h=3.0\text{kg}$ 、長さ $l_h=3.9 \times 10^{-1}\text{m}$ 、装置の質量 $m_a=1.0\text{kg}$ 、長さ $l_a=3.5 \times 10^{-1}\text{m}$ として、各係数 $M_h=1.5 \times 10^{-1}\text{kg} \cdot \text{m}^2$ 、 $M_a=4.1 \times 10^{-2}\text{kg} \cdot \text{m}^2$ 、 $C_h=0.1\text{m}^2/\text{s}$ 、 $C_a=0.1\text{m}^2/\text{s}$ 、 $G_h=5.7\text{N} \cdot \text{m}$ 、 $G_a=1.7\text{N} \cdot \text{m}$ 、 $k_1=263.6\text{N}/\text{rad}$ 、 $k_2=26.4\text{N}/\text{rad}^2$ と設定した。

【0062】

<シミュレーション1>

シミュレーションは、図4のモデルで行った。また、下記の式(9)は、本モデルにおける運動方程式を示す。式(9)において、右辺第一項から、慣性項、粘性項、重力項、相互作用力項を示す。なお、このうち相互作用力項については、下記の式(10)を用いて導出する。(粘性係数は、上記の通り、 $C_h$ 、 $C_a$ とも0.1を用いた。)

【数 16】

$$\tau = \begin{bmatrix} \tau_h \\ \tau_a \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} M_h \ddot{q}_h + C_h \dot{q}_h + G_h + \lambda \\ M_a \ddot{q}_a + C_a \dot{q}_a + G_a - \lambda \end{bmatrix} \quad (9)$$

【数 17】

$$\lambda = k_1(q_l - q_a) + k_2(\dot{q}_l - \dot{q}_a) \quad (10)$$

【0063】

本シミュレーションにおいて、装着者は、あらかじめ設定したトルク波形を維持して周期運動を行うものとする。本シミュレーションにおいては、トルク波形の周波数は0.80Hz、振幅は0.80Nmに設定した。装着者は、目標軌道と現在角度からPD (Proportional - Derivative) 制御でトルクを決定し、運動を行うものとする。また、このシミュレーションでは、装置が装着者のトルクを正確に推定できているものとし、装着者のトルク値をそのまま推定値に用いる。装置の振動子の固有角周波数  $\omega_a$  を、5.7rad/s (周波数0.90Hz)、初期位相  $\phi_{a0}$  を1.5 rad、出力するトルク波形の振幅  $A_a$  を1.0Nmに設定した。前述した同調制御の流れに従い、装置は装着者のトルクの推定値を元に位相振動子の出力を得るものとする。本実験においては、装置の目標位相差  $\phi_d$  は0radとし、同調ゲインを0.1、1.0、5.0とした場合の相互作用についてそれぞれシミュレーションを行った。

【0064】

図8は、シミュレーションの結果のトルク波形のグラフを示す。同図に示す波形のうち、実線で表される波形は装着者 (膝関節102) の位相  $\theta_h$  の正弦波形を示し、破線で表される波形は、それぞれの同調ゲインにおける装置 (関節部11) の位相  $\theta_a$  の正弦波形を示す。同図から、同調ゲインが小さいほど装置の周波数が固有周波数に近づいていき、逆に、同調ゲインが大きくなるに従って、装置の周波数が装着者の周波数に近づいていくことが認められる。

【0065】

図9は、シミュレーションの結果の装着者 (膝関節102) の関節角度のグラフを示す。図に示す波形のうち、実線で表される波形は装置との相互作用なしで運動した場合の装着者の関節角度を示し、破線は、各同調ゲインで制御される装置と相互作用した場合の装着者の関節角度を示す。同図から、装置を装着しないで運動した場合と比較して、同調ゲインが大きく設定された装置を装着した場合は、装置が装着者のリズムに合わせて動作し、それによって膝関節の運動の振幅が増幅されていることが認められる。これは、装着型の動作補助装置1を本実施例による同調制御により制御することにより、装着者の運動に対する高い補助効果が得られることを示している。

【0066】

&lt;シミュレーション2&gt;

(シミュレーションによる位相差調節実験)

本発明に係る同調制御方法により動作する動作補助装置の出力波形が、任意の位相差を維持しながら装着者の動作に同調することを確認するため、シミュレーションによる位相差調節実験を行った。シミュレーションの際には、同調ゲインKは5.0に設定し、目標位相差  $\phi_d$  を0radとした場合と、0.33 radとした場合、0.67 radとした場合について、それぞれについて相互作用をシミュレーションした。その他の条件については、前述のシミュレーション実験と同様である。

【0067】

図10は、シミュレーションの結果のトルク波形のグラフを示す。同図から、目標位相差の設定により、装着者の動作の位相に対する装置の位相差を調節できることが認められ

る。

【0068】

<実機による同調制御実験>

図4に示すように、ヒトの足に装置1の駆動機構2を装着し、実機による実験を行った。モータには減速比50の株式会社ハーモニック・ドライブ・システムズ製の製品を使用しており、その定格トルクは5.4Nm、最大トルクは24Nmである。また、この減速機には、トルクセンサが内蔵されており、これにより、装着者と装置の間に発生する相互作用力を検出する。

【0069】

この装置1の動作は、既に説明した通であるが、図5を参照して要約すると、コンピュータ3が、位相振動子により算出されるトルクから指令電圧を決定し、D/Aコンバータからドライバを通してモータ21に電圧を与え、アーム(図4のリンク13に相当)を駆動させる。そして、駆動後のアームの関節角度をエンコーダ23、相互作用力をトルクセンサ22で計測し、それぞれドライバ、アンプを通してA/Dコンバータとカウンタからコンピュータ3へ取り込む。これらの情報を元に位相振動子により次の装置のトルクを算出する。

【0070】

被験者は地面に足がつかない程度の台に腰掛けた状態で運動を行う。被験者は右足の頸部を装置のリンク13と固定用のバンド(装着具16)によって固定し、被験者と装置の運動を相互作用させる。リンク12は、腰掛台に対して動かないように固定した(図4参照)。被験者が椅子に座った状態であり、大腿部101やリンク12が腰掛台に対して動かないので、図4に示す装着具15の装着は省略した。また、実験時の被験者の運動を評価するため、表面筋活動電位の計測を行う。計測箇所は、膝関節伸展時に使用する大腿直筋、内側広筋、外側広筋と、屈脚に使用する大腿二頭筋、半腱様筋の5箇所である。

【0071】

本実験では、装着者は、0.80Hzで運動を行い、装置との相互作用を検証した。装置の振動子の固有角振動数 $\omega_a$ を、5.7rad/s(周波数0.90Hz)、初期位相 $\phi_0$ を0.10 rad、出力するトルク波形の振幅 $A_a$ を6.0Nmに設定した。まず、同調ゲインKを0.1、1.0、5.0と調節した場合の各振動子の位相と、推定した装着者の位相の正弦波形を図11、図12、図13に示す。各図から、同調ゲインが小さいと装置の固有周波数に近づき、逆に、同調ゲインが大きくなると、装着者の固有周波数に近づいていることが認められる。また、Kが0.1、1.0の時に、推定される装着者の位相が乱れやすくなっているのは、装置と装着者の動作の周波数の違いによって、装置が装着者の動作の補助になる場合と、逆に、装着者の動作を阻害する場合とが混在しているため、装着者のトルクの推定値が変動しやすくなり、それを元に求めている装着者の位相の推定値も変動しているためと考えられる。

【0072】

(補助効果の検証)

同調ゲインをK=5.0とした装置の装着者の運動に対する補助効果を検証するため、計測した筋活動電位のRMS(root mean square)を用いて最大随意収縮強度(%MVC)を導出した。検証用に、図4に示すように、筋活動電位を測定するための筋活動電位センサ201を装着者に付した。筋活動電位センサ201の配線の先には、図示しないが、筋活動電位測定器を接続した。最大随意収縮強度は、十秒間におけるRMS値の平均を最大随意収縮時のRMSで除することで求めた。表1に装着者のみによる運動した場合と、装置と相互作用した場合に計測した5つの筋の最大随意収縮強度を示す。

【表 1】

表 1

	装着者のみ	装置装着時
大腿直筋	29.8	22.9
外側広筋	21.8	12.9
内側広筋	40.6	30.6
大腿二頭筋	25.1	24.3
半腱様筋	17.6	29.8

## 【0073】

同表から、装着者のみによる運動の場合に比べ、装置と相互作用する場合の最大随意収縮強度は減少する傾向にあることが認められる。特に、伸展に使用される大腿直筋、内側広筋、外側広筋については、10%近くの減少が認められた。これは、本実施例に係る同調制御がされた装置により、装着者の動作が効果的に補助されていることを示している。一方、半腱様筋については、装置と相互作用する場合には、最大随意収縮強度が上昇することが認められた。これは、膝関節の伸展時に固定している固定用バンドにより、装着者の足がモータ側の関節回転軸方向へ引っ張られる力が働いたためと考えられる。

## 【産業上の利用可能性】

## 【0074】

本発明に係る動作補助装置、及び動作補助装置の同調制御方法は、装着者の動作に対して任意の位相差を生じさせた動作補助装置の動作パターンを生成することができるので、脚などのように多関節の対象の動作を補助する場合にも、装着者の動作を的確に補助することができる。本装置やその同調制御方法は、位相差や同調ゲインを適宜設定することで、装置の人間に対する同調性を調節することができる。そのため、同調性を高めることにより装置が人間の動作タイミングに合わせる運動の補助に利用することができる。また、同調性を低下させることにより、装置が人間を牽引する運動教示リハビリテーションに利用することができる。

## 【符号の説明】

## 【0075】

1は動作補助装置、2は可動機構、3はコンピュータ、4はインタフェース回路、11は関節部、12・13はリンク、15・16は装着具、21はアクチュエータ（モータ）、22は相互作用力検出センサ（トルクセンサ）、23は関節角度センサ（エンコーダ）、31は位相取得部、32は位相推定部、33は目標値算出部、34は駆動制御部、100は人体、101は大腿部、102は膝関節、103は下腿部、201は筋活動電位センサ、S1は相互作用力検出ステップ、S2は関節角度検出ステップ、S3はトルク推定ステップ、S4はトルク振幅算出ステップ、S5はy座標算出ステップ、S6はx座標算出ステップ、S7は位相変換ステップ、S8は目標値算出ステップ、S9は駆動制御ステップである。

## 【手続補正書】

【提出日】平成27年1月30日(2015.1.30)

## 【手続補正1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項1】

装着者の屈曲可動部位に対応して配置される関節部、  
前記関節部に接続されており、装着者に装着されるリンク、

前記関節部の動きを駆動するアクチュエータ、  
 装着者の屈曲可動部位の動作と前記関節部の動作との相互作用力を検出する相互作用力検出センサと、前記相互作用力検出センサの検出した前記相互作用力、及び関節角度センサの検出した関節角度に基づき前記屈曲可動部位の動作位相  $\theta'_h$  を推定する位相推定部と、  
 により構成され、動作の位相  $\theta'_h$  を取得する位相取得部、  
 前記位相取得部の取得した前記屈曲可動部位の動作の位相  $\theta'_h$  を入力振動とする位相振動子モデルに基づいて、予め設定された目標位相差を維持しつつ装着者の屈曲可動部位の動作と前記関節部の動作とを同調させるための前記関節部の動作目標値を算出する目標値算出部、および  
 前記目標値算出部の算出した動作目標値に基づいて、前記アクチュエータを駆動する駆動制御部、を備えることを特徴とする動作補助装置。

【請求項 2】

前記位相推定部が、前記相互作用力検出センサの検出した相互作用力  $F$ 、及び前記関節角度センサの検出した前記関節角度  $q$  により、下記の式 (1) で、前記装着者の屈曲可動部位のトルク  $\tau'_h$  を推定し、

【数 1】

$$\tau'_h = M_h \ddot{q} + G_h q + \lambda \quad (1)$$

(式 (1) 中、 $M_h$ 、 $G_h$  は、それぞれ、人間の慣性項、重力項を示す。)

さらに前記式 (1) を用いて、動作中の人間の最大トルク  $\tau'_{h\_max}$  と最小トルク  $\tau'_{h\_min}$  を推定し、これらを下記の式 (2) に代入し、推定したトルク  $\tau'_h$  の振幅  $A'_h$  を算出し、

【数 2】

$$A'_h = \frac{\tau'_{h\_max} - \tau'_{h\_min}}{2} \quad (2)$$

前記トルク  $\tau'_h$  と前記振幅  $A'_h$  から極座標上の位相角の  $y$  座標を下記の式 (3) により算出し、

【数 3】

$$y = \frac{\tau'_h - (A'_h + \tau'_{h\_min})}{A'_h} \quad (3)$$

三平方の定理から下記の式 (4) のように、 $x$  座標を算出して、

【数 4】

$$\begin{aligned} \bullet \dot{y} \geq 0 & & \bullet \dot{y} < 0 \\ x = \sqrt{1 - y^2} & & x = -\sqrt{1 - y^2} \end{aligned} \quad (4)$$

下記の式 (5) の極座標変換を行い、

【数 5】

$$\theta'_h = a \tan 2(y, x) \quad (-\pi \leq \theta'_h \leq \pi) \quad (5)$$

前記装着者の屈曲可動部位の動作位相  $\theta'_h$  を推定するものであることを特徴とする請求項 1 に記載の動作補助装置。

【請求項 3】

前記目標値算出部が、下記の式 (6)、式 (7) の関係を有する位相振動子からなる数学モデルに基づいて、前記動作目標値として、前記関節部の駆動トルクを、式 (7) の Output により算出することを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の動作補助装置。

【数 6】

$$\dot{\theta}_a = \omega_a + K \sin(\theta'_h - \theta_a + \theta_d) \quad (6)$$

【数 7】

$$Output = A_a \sin \theta_a - A_{a0} \sin \theta_{a0} \quad (7)$$

(式 (6) 中、 $\omega_a$ 、 $\theta_a$ 、 $K$  は、それぞれ前記関節部の固有振動数、位相角、同調ゲインを示し、 $\theta_d$  は、前記目標位相差を示す。式 (7) 中、 $A_a$  と、 $A_{a0}$  は、それぞれ Output 波形の振幅と振動子の初期位相を示す。)

【請求項 4】

前記駆動制御部が、前記目標値算出部の算出した動作目標値に基づいて、前記アクチュエータをフィードバック制御するものであることを特徴とする請求項 1 ~ 3 のいずれかに記載の動作補助装置。

【請求項 5】

装着者の屈曲可動部位に対応して配置される関節部と、前記関節部に接続されており、装着者に装着されるリンクと、前記関節部の動きを駆動するアクチュエータとを備え、装着者の動作を補助する補助装置の制御方法であって、

装着者の屈曲可動部位の動作位相  $\theta'_h$  を取得する位相取得ステップ、

前記位相取得ステップで取得された前記屈曲可動部位の動作位相  $\theta'_h$  を入力振動とする位相振動子モデルに基づいて、予め設定された目標位相差を維持しつつ装着者の屈曲可動部位の動作と前記関節部の動作とを同調させるための前記関節部の動作目標値を算出する目標値算出ステップ、および

前記目標値算出ステップで算出された動作目標値に基づいて、前記アクチュエータを駆動する駆動制御ステップ、を備えることを特徴とする同調制御方法。

【請求項 6】

前記位相取得ステップが、

前記装着者の屈曲可動部位の動作と前記関節部の動作との相互作用力を検出する相互作用力検出ステップ、

前記関節部の関節角度を検出する関節角度検出ステップ、および

前記相互作用力検出ステップで検出した前記相互作用力、及び前記関節角度ステップで検出した前記関節角度に基づいて、前記装着者の屈曲可動部位の動作位相  $\theta'_h$  を推定する位相推定ステップ、によって構成されていることを特徴とする請求項 5 に記載の同調制御方法。

【請求項 7】

前記位相推定ステップが、

前記相互作用力検出ステップで検出した相互作用力  $F$ 、及び前記関節角度ステップで検出した前記関節角度  $q$  により、下記の式 (1) で、前記装着者の屈曲可動部位のトルク  $\tau$

$\tau'_h$  を推定するトルク推定ステップ、  
【数 8】

$$\tau'_h = M_h \ddot{q} + G_h q + \lambda \quad (1)$$

(式(1)中、 $M_h$ 、 $G_h$ は、それぞれ、人間の慣性項、重力項を示す。)

さらに前記式(1)を用いて、動作中の人間の最大トルク  $\tau'_{h\_max}$  と最小トルク  $\tau'_{h\_min}$  を推定し、これらを下記の式(2)に代入し、推定したトルク  $\tau'_h$  の振幅  $A'_h$  を算出するトルク振幅算出ステップ、

【数 9】

$$A'_h = \frac{\tau'_{h\_max} - \tau'_{h\_min}}{2} \quad (2)$$

前記トルク  $\tau'_h$  と前記振幅  $A'_h$  から極座標上の位相角の  $y$  座標を下記の式(3)により算出する  $y$  座標算出ステップ、

【数 10】

$$y = \frac{\tau'_h - (A'_h + \tau'_{h\_min})}{A'_h} \quad (3)$$

三平方の定理から下記の式(4)により  $x$  座標を算出する  $x$  座標算出ステップ、および  
【数 11】

$$\begin{aligned} & \bullet \dot{y} \geq 0 & \bullet \dot{y} < 0 \\ & x = \sqrt{1 - y^2} & x = -\sqrt{1 - y^2} \end{aligned} \quad (4)$$

下記の(5)の極座標変換を行い、前記装着者の屈曲可動部位の動作位相  $\theta'_h$  を算出する位相変換ステップ、を備えるものであることを特徴とする請求項6に記載の同調制御方法。

【数 12】

$$\theta'_h = a \tan 2(y, x) \quad (-\pi \leq \theta'_h \leq \pi) \quad (5)$$

【請求項 8】

前記目標値算出ステップで、下記の式(6)、式(7)の関係を有する位相振動子からなる数学モデルに基づいて、前記動作目標値として、前記関節部の駆動トルクを、式(7)のOutputにより算出することを特徴とする請求項6または7に記載の同調制御方法。

【数 13】

$$\dot{\theta}_a = \omega_a + K \sin(\theta'_h - \theta_a + \theta_d) \quad (6)$$



【数 1 4】

$$Output = A_a \sin \theta_a - A_{a0} \sin \theta_{a0} \quad (7)$$

(式(6)中、 $\omega_a$ 、 $\theta_a$ 、 $K$ は、それぞれ前記関節部の固有振動数、位相角、同調ゲインを示し、 $\theta_{a0}$ は、前記目標位相差を示す。式(7)中、 $A_a$ と、 $A_{a0}$ は、それぞれOutput波形の振幅と振動子の初期位相を示す。)

【請求項 9】

前記駆動制御ステップで、前記目標値算出部の算出した動作目標値に基づいて、前記アクチュエータをフィードバック制御することを特徴とする請求項 6 ~ 8 のいずれかに記載の同調制御方法。

【手続補正 2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、装着型の動作補助装置、及び装着型の動作補助装置の同調制御方法に関する

。

【背景技術】

【0002】

近年、高齢者を支援する介護福祉士の人材不足が問題となっている。そのため、福祉ロボットの研究開発が盛んに行われている(特許文献1)。福祉ロボットの一つである装着型の動作補助装置は、高齢者の日常生活支援として実用化が期待されている。

【0003】

こうした装着型動作補助具の制御方式の一つとして、人間と装置との協調運動を実現する同調制御という制御方式が提案されている(非特許文献1)。同調制御では、装置の人間に対する同調性を調節することができる。同調性を高めることにより装置が人間の動作タイミングに合わせる運動の補助に利用することができる。一方、同調性を低下させることにより、装置が人間を牽引する運動教示リハビリテーションとして利用することが期待される。これまでにこの同調制御によって装着者をより快適に運動させるよう補助する装着型運動支援装置が提案されている(特許文献2)。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】国際公開第2009/084387号

【特許文献2】特開2012-66375号公報

【特許文献3】特開2005-305615号公報

【非特許文献】

【0005】

【非特許文献1】張霞,「神経振動子を用いたモーションアシストのための同調制御」,信州大学大学院工学系研究科平成19年度修士論文

【非特許文献2】琴坂信哉,Strefan Schaal,「ロボットの打撃運動を生成する神経振動子のパラメータ学習」,第17回日本ロボット学会学術講演会予稿集,1999,Vol.3,p.3541-3547

【非特許文献3】青山元,近藤敏之,村田智,伊藤宏司,「位相振動子と力学系モデルの相互作用による歩行パターン生成」電子情報通信学会,2002,NC2001-155

【非特許文献4】伊藤宏司,「身体知システム論」,共立図書,2005

【非特許文献5】伊藤聡，湯浅秀男，羅志偉，伊藤正美，柳原大，“リズム運動の環境適応に関する数理的モデルについて”，計測自動制御学会論文集，vol34，No.9，p.1237-1245

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

特許文献1に開示されている装着型運動支援装置では、同調制御の運動パターンの生成に神経振動子の相互抑制モデルが用いられている（非特許文献2）。しかし、通常人間の脚のように多関節の対象を動作させる場合には、各振動子の間には一定の位相差を生じている。そのため、前記相互抑制モデルによるパターンでは、その同調はできても位相差を発生させることが困難であるという課題があった。また、前記相互抑制モデルを用いて動作パターンの生成を行った場合、振動入力に対して任意の出力波形を得るためには、10個近い数のパラメータを設定する必要があり、その調整が困難であるという課題があった。

【0007】

本発明は、上記課題に対応するためなされたものであり、人間と動作補助装置との動作に任意の位相差を生じさせて動作させることを可能にする動作補助装置を提供することを目的とする。また、上記動作補助装置の制御を少ないパラメータ数で簡便に行える動作補助装置の制御方法を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0008】

即ち、上記課題を解決するための請求項1の動作補助装置は、装着者の屈曲可動部位に対応して配置される関節部、前記関節部に接続されており、装着者に装着されるリンク、前記関節部の動きを駆動するアクチュエータ、装着者の屈曲可動部位の動作と前記関節部の動作との相互作用力を検出する相互作用力検出センサと、前記相互作用力検出センサの検出した前記相互作用力、及び関節角度センサの検出した関節角度に基づき前記屈曲可動部位の動作位相 $\theta'_h$ を推定する位相推定部と、により構成され、動作の位相 $\theta'_h$ を取得する位相取得部、前記位相取得部の取得した前記屈曲可動部位の動作の位相 $\theta'_h$ を入力振動とする位相振動子モデルに基づいて、予め設定された目標位相差を維持しつつ装着者の屈曲可動部位の動作と前記関節部の動作とを同調させるための前記関節部の動作目標値を算出する目標値算出部、および前記目標値算出部の算出した動作目標値に基づいて、前記アクチュエータを駆動する駆動制御部、を備えることを特徴とする。

【0009】

請求項2の動作補助装置は、請求項1に記載のものであり、前記位相推定部が、前記相互作用力検出センサの検出した相互作用力 $\tau'_h$ 、及び前記関節角度センサの検出した前記関節角度 $q$ により、下記の式(1)で、前記装着者の屈曲可動部位のトルク $\tau'_h$ を推定し、

【数1】

$$\tau'_h = M_h \ddot{q} + G_h q + \lambda \quad (1)$$

(式(1)中、 $M_h$ 、 $G_h$ は、それぞれ、人間の慣性項、重力項を示す。)

さらに前記式(1)を用いて、動作中の人間の最大トルク $\tau'_{h\_max}$ と最小トルク $\tau'_{h\_min}$ を推定し、これらを下記の式(2)に代入し、推定したトルク $\tau'_h$ の振幅 $A'_h$ を算出し、

【数2】

$$A'_h = \frac{\tau'_{h\_max} - \tau'_{h\_min}}{2} \quad (2)$$

前記トルク $\tau'_h$ と前記振幅 $A'_h$ から極座標上の位相角の $y$ 座標を下記の式(3)により算

出し、

【数3】

$$y = \frac{\tau'_h - (A'_h + \tau'_{h\_min})}{A'_h} \quad (3)$$

三平方の定理から下記の式(4)のように、x座標を算出して、

【数4】

$$\begin{aligned} \bullet \dot{y} \geq 0 & & \bullet \dot{y} < 0 \\ x = \sqrt{1 - y^2} & & x = -\sqrt{1 - y^2} \end{aligned} \quad (4)$$

下記の式(5)の極座標変換を行い、

【数5】

$$\theta'_h = a \tan 2(y, x) \quad (-\pi \leq \theta'_h \leq \pi) \quad (5)$$

前記装着者の屈曲可動部位の動作位相  $\theta'_h$  を推定するものであることを特徴とする。

【0010】

請求項3に記載の動作補助装置は、請求項1または2に記載のものであり、前記目標値算出部が、下記の式(6)、式(7)の関係を有する位相振動子からなる数学モデルに基づいて、前記動作目標値として、前記関節部の駆動トルクを、式(7)のOutputにより算出することを特徴とする。

【数6】

$$\dot{\theta}_a = \omega_a + K \sin(\theta'_h - \theta_a + \theta_d) \quad (6)$$

【数7】

$$Output = A_a \sin \theta_a - A_a \sin \theta_{a0} \quad (7)$$

(式(6)中、 $\omega_a$ 、 $\theta_d$ 、 $K$ は、それぞれ前記関節部の固有振動数、位相角、同調ゲインを示し、 $\theta_{a0}$ は、前記目標位相差を示す。式(7)中、 $A_a$ と、 $\theta_{a0}$ は、それぞれOutput波形の振幅と振動子の初期位相を示す。)

【0011】

請求項4に記載の動作補助装置は、請求項1～3のいずれかに記載のものであり、前記駆動制御部が、前記目標値算出部の算出した動作目標値に基づいて、前記アクチュエータをフィードバック制御するものであることを特徴とする。

【0012】

請求項5に記載の同調制御方法は、装着者の屈曲可動部位に対応して配置される関節部と、前記関節部に接続されており、装着者に装着されるリンクと、前記関節部の動きを駆動するアクチュエータとを備え、装着者の動作を補助する補助装置の制御方法であって、装着者の屈曲可動部位の動作位相  $\theta'_h$  を取得する位相取得ステップ、前記位相取得ステップで取得された前記屈曲可動部位の動作位相  $\theta'_h$  を入力振動とする位相振動子モデルに基づいて、予め設定された目標位相差を維持しつつ装着者の屈曲可動部位の動作と前記関節部の動作とを同調させるための前記関節部の動作目標値を算出する目標値算出ステッ

ブ、および前記目標値算出ステップで算出された動作目標値に基づいて、前記アクチュエータを駆動する駆動制御ステップ、を備えることを特徴とする。

【0013】

請求項6に記載の同調制御方法は、請求項5に記載のものであり、前記位相取得ステップが、前記装着者の屈曲可動部位の動作と前記関節部の動作との相互作用力を検出する相互作用力検出ステップ、前記関節部の関節角度を検出する関節角度検出ステップ、および前記相互作用力検出ステップで検出した前記相互作用力、及び前記関節角度ステップで検出した前記関節角度に基づいて、前記装着者の屈曲可動部位の動作位相  $\theta_h$  を推定する位相推定ステップ、によって構成されていることを特徴とする。

【0014】

請求項7に記載の同調制御方法は、請求項6に記載のものであり、前記位相推定ステップが、前記相互作用力検出ステップで検出した相互作用力  $F$ 、及び前記関節角度ステップで検出した前記関節角度  $q$  により、式(1)で、前記装着者の屈曲可動部位のトルク  $\tau_h$  を推定するトルク推定ステップ、さらに前記式(1)を用いて、動作中の人間の最大トルク  $\tau_{h\_max}$  と最小トルク  $\tau_{h\_min}$  を推定し、これらを式(2)に代入し、推定したトルク  $\tau_h$  の振幅  $A\tau_h$  を算出するトルク振幅算出ステップ、前記トルク  $\tau_h$  と前記振幅  $A\tau_h$  から極座標上の位相角の  $y$  座標を式(3)により算出する  $y$  座標算出ステップ、三平方の定理から式(4)により  $x$  座標を算出する  $x$  座標算出ステップ、式(5)の極座標変換を行い、前記装着者の屈曲可動部位の動作位相  $\theta_h$  を算出する位相変換ステップとを備えるものであることを特徴とする。

【0015】

請求項8に記載の同調制御方法は、請求項6または7に記載のものであり、前記目標値算出ステップで、式(6)、式(7)の関係を有する位相振動子からなる数学モデルに基づいて、前記動作目標値として、前記関節部の駆動トルクを、式(7)のOutputにより算出することを特徴とする。

【0016】

請求項9に記載の同調制御方法は、請求項6～8のいずれかに記載のものであり、前記駆動制御ステップで、前記目標値算出部の算出した動作目標値に基づいて、前記アクチュエータをフィードバック制御することを特徴とする。

【発明の効果】

【0017】

本発明に係る動作補助装置、及びその同調制御方法は、動作補助装置の出力を決定する運動パターン生成の際に用いる振動子モデルとして位相振動子モデルを採用して、装着者の動作を位相振動子の入力振動とし、人間の動作に対して任意の位相差を生じさせたパターンを生成することを可能にさせるものである。これにより、動作補助装置が、装着者の動作に対して任意の位相差を維持しながら同調して動作するよう同調制御することを可能にする。

【0018】

本発明に係る装着型動作補助装置、及びその制御方法によれば、簡便なパラメータ設定によって、動作補助装置の動作パターン生成を効率的に行うことができる。

【図面の簡単な説明】

【0019】

【図1】複数の位相振動子の接続を示すモデルの図である。

【図2】本発明における同調制御の概要図である。

【図3】装着者となる人体を示す図である。

【図4】図3に示す人体の脚部を一自由度膝関節モデルで表し、この一自由度膝関節モデルに本発明の動作補助装置の可動機構を装着した状態の使用状態を示す図である。

【図5】本発明の動作補助装置の電気系のブロック図である。

【図6】本発明の動作補助装置の機能を示すブロック図である。

【図7】本発明の動作補助装置の同調制御方法を示すフローチャートである。

【図 8】同調制御シミュレーションの結果のトルク波形のグラフである。

【図 9】同調制御シミュレーションの結果の関節角度のグラフである。

【図 10】位相差調節シミュレーションの結果のトルク波形のグラフである。

【図 11】 $K=0.1$ としたときの装置と装着者の位相の正弦波形である。

【図 12】 $K=1.0$ としたときの装置と装着者の位相の正弦波形である。

【図 13】 $K=5.0$ としたときの装置と装着者の位相の正弦波形である。

【発明を実施するための形態】

【0020】

以下に本発明に係る装着型動作補助装置、及びその同調制御方法を実施するための形態について説明する。

【0021】

< 位相振動子モデル >

最初に、位相振動子モデルについて説明する。位相振動子モデルは、単振動を行う振動子間に用いるパターン生成モデルである。位相振動子モデルは、他の振動子に対する同調や位相差の調製が可能であるため、多関節ロボットの各関節の運動パターン生成などに用いられる（特許文献 3、非特許文献 3 - 5）。これら既存の研究では、多関節ロボットの各関節の動作や、二足歩行用ロボットの左右の足の動作を制御するために位相振動子モデルによるパターン生成を行っている。一方、本発明は、人体へ装着する動作補助装置の動作において、装着者の動作を入力振動として位相振動子モデルによる動作パターン生成を行う制御方法であり、同一ロボット内での処理でない点で新規である。また、本発明は、装着者の身体の一部も一つの振動子であると仮定して、人体と装置の間での動作を、任意の位相差を維持しながら同調制御する点で新規である。

【0022】

図 1 に、複数の位相振動子の接続を示すモデルを示し、下記の式（8）に、位相振動子のモデル式を示す。

【数 8】

$$\dot{\theta}_i = \omega_i + \sum_{j=1}^n K_{ij} \sin(\theta_j - \theta_i) \quad (8)$$

【0023】

式（8）のうち、 $\theta_i$  は振動子の位相角を示し、 $\omega_i$  は固有角振動数を示し、 $n$  は隣り合う振動子の数を示し、 $K_{ij}$  は振動子  $i$ - $j$  間に働く相互作用の強さを示す。右辺第二項が振動子間の相互作用項であり、これにより複数の振動子間で引き込みや同調が起こる。（8）式は、振動子  $i$  が  $n$  個の振動子と相互作用していることを表す式である。 $j$  ( $= 1 \sim n$ ) は、周囲の振動子を表している。

【0024】

< 同調制御の概要 >

図 2 に、本発明による同調制御の概要の一例を示す。まず、装置の関節部（Each joint of Motion Assist）の動作と装着者（Human）の屈曲可動部位の動作との相互作用（Interaction）から生じる相互作用力（Interaction Torque）と、装置の関節角度（Joint Angle）とから、装着者のトルク（Expected Human's Torque）を推定する。次に、推定された装着者のトルクから装着者の動作位相  $\theta_h$  としてトルクの位相  $\theta_h$  を推定（EOM (Estimation Of Motion) of Human Model）する。次に、装着者の動作位相  $\theta_h$  を、位相振動子（Phase Oscillator）の入力振動として位相振動子のモデル式に代入し演算する。位相振動子のモデル式により、装着者の動作に同調した出力として、目標トルクや目標角度などの動作目標値（Output）が算出される。この際、演算処理を行うモデル式において、入力に対する任意の位相差を生じさせることが可能になる。次に、この動作目標値に従って、

装置の次の動作 (Motion) を生成する。この一連の動作を繰り返すことにより、装置の動作を装着者の動作へ同調させる。

【 0 0 2 5 】

< 装着者の屈曲可動部位のモデル例 >

図 3 に、装着者となる人体 1 0 0 を示す。ここでは、装着者の屈曲可動部位 (関節) が一例として、膝関節である例を示す。人体 1 0 0 は、脚部 (Human Leg) として、大腿部 1 0 1、膝関節 1 0 2、下腿部 1 0 3 を有している。図 4 では、図 3 に示す人体の脚部をモデル化した、一自由度膝関節モデル (Human Leg) を示している。同図では、この一自由度膝関節モデルに装着した状態の動作補助装置 1 の可動機構 2 を例示している。動作補助装置は、屈曲可動部位の動作の位相として、本モデルにおける装着者のトルクの推定値を元に、膝関節 1 0 2 (屈曲可動部位の一例) のトルク波形の位相を推定する。

【 0 0 2 6 】

< 動作補助装置の構成例 >

図 4 に示す動作補助装置 1 の可動機構 2 は、関節部 1 1、リンク 1 2、リンク 1 3、アクチュエータ 2 1、相互作用力検出センサ 2 2、関節角度センサ 2 3、装着具 1 5、及び装着具 1 6 を備えている。図に示す抵抗やピストンポンプは、装置 1 がヒトの足に負荷や駆動力を与えることを等価的に示したものであり、装置 1 の構成ではない。

【 0 0 2 7 】

関節部 1 1 は、装着者の屈曲可動部位である膝関節 1 0 2 に対応して配置されるものである。この例では、膝関節 1 0 2 の自由度に対応させて、一自由度 (一軸) で回転する関節部 1 1 を用いている。なお、手首のように多自由度で動く屈曲可動部位に動作補助装置を装着する場合、多自由度を有する関節部を用いることが好ましい。

【 0 0 2 8 】

関節部 1 1 によって、リンク 1 2 とリンク 1 3 とが接続されている。これにより、関節部 1 1 を支点として、リンク 1 2 とリンク 1 3 とが回転するように動作可能になっている。リンク 1 2 は、大腿部 1 0 1 に沿わせて装着可能な長さで形成されており、大腿部 1 0 1 に固定するための装着具 1 5 を有している。装着具 1 5 は、例えばリンク 1 2 と大腿部 1 0 1 とを一緒に締めて固定するベルトである。リンク 1 3 は、下腿部 1 0 3 に沿わせて装着可能な長さで形成されており、下腿部 1 0 3 に固定するための装着具 1 6 を有している。装着具 1 6 は、例えばリンク 1 3 と下腿部 1 0 3 とを一緒に締めて固定するベルトである。なお、例えば椅子に座った状態の装着者に動作補助装置 1 を装着する場合のように、装着具 1 5 を備えなくても、装着者に対してリンク 1 2 の位置を固定することが可能であれば、リンク 1 2 が装着具 1 5 を有していなくてもよい。つまり、装着者の屈曲可動部位の動きと共に動くリンクが装着具を有していればよい。

【 0 0 2 9 】

アクチュエータ 2 1 は、関節部 1 1 の動きを駆動するものである。アクチュエータ 2 1 は、一例として電動式のモータである。以下、アクチュエータ 2 1 をモータ 2 1 ともいう。アクチュエータ 2 1 は、後述する駆動制御部 3 4 により、回転速度や回転角、静止位置などの動作を制御される。アクチュエータ 2 1 に駆動されて関節部 1 1 が動き、リンク 1 2 とリンク 1 3 とが相対的に動く。モータ 2 1 には、適切な減速比の減速機を取り付けてもよい。

【 0 0 3 0 】

相互作用力検出センサ 2 2 は、装着者の膝関節 1 0 2 の動作と関節部 1 1 の動作とによる相互作用力を検出するものであり、関節部 1 1 に設けられている。相互作用力検出センサ 2 2 として、この例ではトルクセンサを用いている。以下、相互作用力検出センサ 2 2 をトルクセンサ 2 2 ともいう。相互作用力検出センサ 2 2 として、力を検出する力センサ、力覚センサを用いて、トルクを算出するようにしてもよい。

【 0 0 3 1 】

関節角度センサ 2 3 は、関節部 1 1 の関節角度を検出するものである。関節角度は、モータ 2 1 の回転角度から求めることができるので、モータ 2 1 の回転角度を検出するもの

であってもよい。本実施形態では、関節角度センサ 2 3 としてモータ 2 1 の回転角度を検出するエンコーダを用いている。以下、関節角度センサ 2 3 をエンコーダ 2 3 ともいう。

【 0 0 3 2 】

図 5 に、動作補助装置 1 の電気系のブロック図を示す。

【 0 0 3 3 】

動作補助装置 1 は、可動機構 2、コンピュータ (PC) 3、及びインタフェース回路 4 を備えている。前述したように、可動機構 2 には、モータ (Motor) 2 1、トルクセンサ (Torque Sensor) 2 2、及びエンコーダ (Encoder) 2 3 が備えられている。コンピュータ 3 は、可動機構 2 の動きを制御するためのものである。コンピュータ 3 は、内蔵するメモリに記憶されているプログラムに従って動作する。コンピュータ 3 として、同図に示すような本体とディスプレイとで構成される汎用的なコンピュータを用いてもよいし、CPU (中央処理演算回路) やプログラムを記憶するメモリ等を実装した基板、モジュールなどを用いて小型化してもよい。

【 0 0 3 4 】

インタフェース回路 4 は、可動機構 2 とコンピュータ 3 とを接続するための回路である。インタフェース回路 4 は、一例として、トルクセンサ 2 2 の検出値を適切なレベルに増幅するアンプ (Amp)、そのアンプの出力をアナログ信号からデジタル信号に変換するアナログ/デジタル変換器 (A/D)、モータドライバ (Motor Driver)、コンピュータ 3 が出力するモータ 2 1 駆動用のデジタル信号をアナログ信号に変換するデジタル/アナログ変換器 (D/A)、及び、エンコーダ 2 3 の出力をコンピュータ 3 に入力するためのカウンタ (Counter) を備えている。ここでは、A/D、D/A、及び Counter を備える汎用のインタフェースボード (Inter Face Board) をコンピュータ 3 の拡張カードスロットに実装して用いている。

【 0 0 3 5 】

コンピュータ 3 及びインタフェース回路 4 を小型化して、可動機構 2 と一体型に構成してもよい。この場合、装置 1 が電池を内蔵して、電池で動作できるようにすることが好ましい。

【 0 0 3 6 】

コンピュータ 3 がプログラムに従って動作することで、図 6 に示すように、位相推定部 3 2、目標値算出部 3 3、及び駆動制御部 3 4 として機能する。同図に示すように、位相取得部 3 1 は、トルクセンサ (相互作用力検出センサ) 2 2、エンコーダ (関節角度センサ) 2 3、及び位相推定部 3 2 によって構成されている。位相取得部 3 1 は、装着者の屈曲可動部位の動作の位相  $\theta_h$  を取得する。位相推定部 3 2 は、トルクセンサ 2 2 の検出した相互作用力 (トルク)、及びエンコーダ 2 3 の検出した関節角度に基づいて、装着者の屈曲可動部位の動作位相  $\theta_h$  を推定する。目標値算出部 3 3 は、屈曲可動部位の動作位相  $\theta_h$  を入力振動とする位相振動子モデルに基づいて、予め設定された目標位相差を維持しつつ、装着者の屈曲可動部位 (膝関節 1 0 2) の動作と関節部 1 1 の動作とを同調させるための関節部 1 1 の動作目標値を算出する。動作目標値は、一例として、関節部 1 1 の目標トルクや目標関節角度である。駆動制御部 3 4 は、目標値算出部 3 3 の算出した動作目標値に基づいて、モータ 2 1 を駆動する。

【 0 0 3 7 】

< 位相振動子モデルの同調制御への適用 >

位相振動子のモデル式は、単振動を行う振動子間に用いるパターン生成モデルである。動作補助装置 1 の動作を生成する位相振動子と装着者との間での動作の同調を実現させるため、装着者も装置と同様の振動子に従い動作していると仮定し、装着者の屈曲可動部位の動作の位相を推定する。以下具体的に説明する。

【 0 0 3 8 】

図 7 は、動作補助装置 1 の同調制御方法を示すフローチャートである。

【 0 0 3 9 】

コンピュータ 3 (図 5 参照) は、相互作用力検出ステップ S 1 で、トルクセンサ 2 2 か

ら、装着者の屈曲可動部位の動作と関節部 1 1 の動作との相互作用力を検出する。又、コンピュータ 3 は、関節角度検出ステップ S 2 で、エンコーダ 2 3 から、関節部 1 1 の関節角度を検出する。ステップ S 1、ステップ S 2 は、何れを先に実行してもよいが、ほぼ同時に実行する。

【 0 0 4 0 】

続いて、コンピュータ 3 は、トルク推定ステップ S 3 で、装着者の屈曲可動部位（膝関節 1 0 2）の動きのトルク  $\tau'_h$  を推定する。トルク  $\tau'_h$  は、下記の式（1）で表される推定式で算出する。

【数 9】

$$\tau'_h = M_h \ddot{q} + G_h q + \lambda \quad (1)$$

【 0 0 4 1 】

式（1）において、 $M_h$ 、 $G_h$ 、 $\lambda$  は、それぞれ、人間の慣性項、重力項、相互作用力を示す。相互作用力はトルクセンサ 2 2 の検出値である。人間の慣性項や重力項については、既存の公知のデータベースから決定してもよいし、実測した値を用いてもよい。例えば、公知のデータベースとして、文献「阿江通良，湯海鵬，横井孝志，“日本人アスリートの身体部分慣性特性の推定”，バイオメカニズム 11，(1992), pp.23-33」が挙げられる。装置装着時の屈曲可動部位（膝関節）の関節角度  $q$  と、関節部 1 1 の関節角度は等値であるとして、エンコーダ 2 3 の検出値で求めた関節角度を  $q$  とする。

【 0 0 4 2 】

さらに、コンピュータ 3 は、トルク振幅算出ステップ S 4 で、式（1）を用いて、動作中の人間の最大トルク  $\tau'_{h\_max}$  と最小トルク  $\tau'_{h\_min}$  を求め、これを下記の式（2）に代入し、推定トルクの振幅  $A'_h$  を求める。

【数 1 0】

$$A'_h = \frac{\tau'_{h\_max} - \tau'_{h\_min}}{2} \quad (2)$$

【 0 0 4 3 】

式（2）において、最大トルク  $\tau'_{h\_max}$  及び最小トルク  $\tau'_{h\_min}$  は演算時の 1 周期前の動作の数値を用い、初期値は任意の値に設定する。

【 0 0 4 4 】

続いて、コンピュータ 3 は、y 座標算出ステップ S 5 で、式（1）で求めた  $\tau'_h$  と式（2）で求めた  $A'_h$  とから、極座標上の位相角の y 座標を下記の式（3）により算出する。

【数 1 1】

$$y = \frac{\tau'_h - A'_h}{A'_h} \quad (3)$$

【 0 0 4 5 】

次に、コンピュータ 3 は、x 座標算出ステップ S 6 で、三平方の定理から、下記の式（4）により x 座標を算出する。



【数 1 2】

$$\begin{aligned} \bullet \dot{y} &\geq 0 & \bullet \dot{y} &< 0 \\ x &= \sqrt{1 - y^2} & x &= -\sqrt{1 - y^2} \end{aligned} \quad (4)$$

【0 0 4 6】

次に、コンピュータ 3 は、位相変換ステップ S 7 において、式 (3)、式 (4) で算出した  $y$  座標、 $x$  座標を、下記の式 (5) により極座標変換を行い、装着者の屈曲可動部位の動作 (トルク) の位相 (位相角)  $\theta'_h$  を求める。

【数 1 3】

$$\theta'_h = a \tan 2(y, x) \quad (-\pi \leq \theta'_h \leq \pi) \quad (5)$$

【0 0 4 7】

このようにして、装着者の屈曲可動部位の動作の位相  $\theta'_h$  を推定取得できる。

【0 0 4 8】

次に、コンピュータ 3 は、目標値算出ステップ S 8 で、位相推定ステップ (ステップ S 1 ~ S 7) で取得された屈曲可動部位の動作の位相  $\theta'_h$  を入力振動とする位相振動子モデルに基づいて、予め設定された目標位相差を維持しつつ装着者の屈曲可動部位の動作と関節部 1 1 の動作とを同調させるための関節部 1 1 の動作目標値を算出する。

【0 0 4 9】

動作目標値は、下記式 (6)、式 (7) の関係を有する位相振動子からなる数学モデルに基づいて算出する。

【0 0 5 0】

まず、式 (8) の位相振動子モデルを基にした下記の式 (6) で、関節部 1 1 の位相角を算出する。下記の式 (6) に、位相  $\theta'_h$  を入力する。

【数 1 4】

$$\dot{\theta}_a = \omega_a + K \sin(\theta'_h - \theta_a + \theta_d) \quad (6)$$

式 (6) において、 $\omega_a$ 、 $\theta_a$ 、 $K$  は、それぞれ装置 1 の固有振動数、位相角、同調ゲインであり、 $\theta_d$  は、装着者の屈曲可動部位の動きと装置 1 の関節部 1 1 の動きとの間の目標位相差を示す。

【0 0 5 1】

コンピュータ 3 は、式 (6) で求めた装置 1 の関節部 1 1 の位相角から、下記の式 (7) で求められる Output を動作目標値とする。この例においては、Output の出力波形を、関節部 1 1 が発生する駆動トルクとする。

【数 1 5】

$$Output = A_a \sin \theta_a - A_a \sin \theta_{a0} \quad (7)$$

【0 0 5 2】

式 (7) において、 $A_a$ 、 $\theta_{a0}$  は、それぞれ出力波形の振幅、振動子の初期位相を示す。また、式 (7) の右辺第二項は、出力の初期値を 0 とするための項である。

【0 0 5 3】

次に、コンピュータ 3 は、駆動制御ステップ S 9 で、動作目標値に基づいて、アクチュエータ 2 1 を駆動制御する。具体的には、コンピュータ 3 は、関節部 1 1 が動作目標値 Ou

tput 波形の駆動トルクを発生するように、モータ 2 1 の動作パターンを生成して、モータ 2 1 を駆動する。

【0054】

駆動制御ステップ S 9 では、動作目標値に基づいて、モータ 2 1 をフィードバック制御することが好ましい。

【0055】

コンピュータ 3 は、ステップ S 1 ~ S 9 の一連の動きを繰り返す。

【0056】

なお、コンピュータ 3 ( 図 5 参照 ) は、相互作用力検出ステップ S 1、関節角度検出ステップ S 2、トルク推定ステップ S 3、トルク振幅算出ステップ S 4、y 座標算出ステップ S 5、x 座標算出ステップ S 6、位相変換ステップ S 7 において、位相推定部 3 2 ( 図 6 参照 ) として動作し、目標値算出ステップ S 8 において目標値算出部 3 3 ( 図 6 参照 ) として動作し、駆動制御ステップ S 9 において、駆動制御部 3 4 として動作する。また、相互作用力検出ステップ S 1 ~ 位相変換ステップ S 7 が、本発明における、装着者の屈曲可動部位の動作位相  $\theta_h$  を取得する位相取得ステップに相当する。また、トルク推定ステップ S 3 ~ 位相変換ステップ S 7 が、本発明における、相互作用力検出ステップ S 1 で検出した相互作用力、及び関節角度検出ステップ S 2 で検出した関節角度に基づいて、装着者の屈曲可動部位の動作位相  $\theta_h$  を推定する位相推定ステップに相当する。

【0057】

なお、目標値算出ステップ S 8 で、動作目標値として関節部 1 1 の駆動トルクの波形を算出する例について説明したが、動作目標値として関節部 1 1 の関節角度 ( 目標角度 )、又は関節部 1 1 の回転速度を算出するようにしてもよい。関節部 1 1 の駆動トルク、関節角度、回転速度は、相互に変換可能であるので、制御に適したパラメータを算出すればよい。

【0058】

本実施形態においては、装着者のトルクやトルクの位相は、装着者と装置との間の相互作用力や関節角度から演算により推定しているが、本発明の実施をするためには、トルクや位相の取得方法は特に制限されず、他の方法に適宜変更が可能である。例えば、装着者に直接センサを取り付けることにより、装着者の正確なトルクや位相を取得するようにしてもよい。この場合、装置に、測定者に取り付けるセンサを接続する。装着者に直接センサを取り付けて装着者のトルクを取得する場合、図 7 のフローチャートのステップ S 1 ~ S 4 を省略でき、測定者に直接センサを取り付けて装着者の位相を取得する場合、ステップ S 1 ~ S 7 を省略することができる。

【0059】

式 ( 6 )、式 ( 7 ) で表される位相振動子の数学モデルに基づいて装置の動作パターンを生成する例について説明したが、位相振動子の数学モデルは他の数学モデルに基づくものを用いてもよい。

【0060】

動作補助装置 1 が、一自由度の関節部 1 1 を備える例について説明したが、複数の関節部を備えて各関節部がリンクで連結された動作補助装置に本発明を適用することができる。複数の関節部がリンクで連結される場合、関節部の接続数に対応した複数の位相振動子があるものと考え、式 ( 8 ) に基づき、各位相振動子の影響を加算して、装着者の関節の動作の位相を算出すればよい。多自由度の関節部の場合も同様に加算して算出すればよい。

【0061】

< シミュレーションによる同調制御実験 >

本発明の効果を確認するため、シミュレーションによる検証実験を行った。このシミュレーションにおいては、装置の装着者は自身の動作を常に維持するものとして、同調制御を行う動作補助装置と装着者との相互作用をシミュレートした。シミュレーションや後述する実機による同調制御実験では、慣性項、重力項として、前述した公知の文献「日本人

アスリートの身体部分慣性特性の推定」に記載の日本人青年男性のデータを用いた。シミュレーションで用いた各数値は、人間の脚部の質量 $m_h=3.0\text{kg}$ 、長さ $l_h=3.9 \times 10^{-1}\text{m}$ 、装置の質量 $m_a=1.0\text{kg}$ 、長さ $l_a=3.5 \times 10^{-1}\text{m}$ として、各係数 $M_h=1.5 \times 10^{-1}\text{kg} \cdot \text{m}^2/\text{rad}$ 、 $M_a=4.1 \times 10^{-2}\text{kg} \cdot \text{m}^2/\text{rad}$ 、 $C_h=0.1 \text{ kg} \cdot \text{m}^2/\text{s} \cdot \text{rad}$ 、 $C_a=0.1 \text{ kg} \cdot \text{m}^2/\text{s} \cdot \text{rad}$ 、 $G_h=5.7\text{N} \cdot \text{m}$ 、 $G_a=1.7\text{N} \cdot \text{m}$ 、 $k_1=263.6\text{N} \cdot \text{m}/\text{rad}$ 、 $k_2=26.4\text{N} \cdot \text{m} \cdot \text{s}/\text{rad}$ と設定した。

【 0 0 6 2 】

<シミュレーション 1 >

シミュレーションは、図 4 のモデルで行った。また、下記の式 ( 9 ) は、本モデルにおける運動方程式を示す。式 ( 9 ) において、右辺第一項から、慣性項、粘性項、重力項、相互作用力項を示す。なお、このうち相互作用力項については、下記の式 ( 1 0 ) を用いて導出する。(粘性係数は、上記の通り、 $C_h$ 、 $C_a$ とも0.1を用いた。)

【数 1 6】

$$\tau = \begin{bmatrix} \tau_h \\ \tau_a \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} M_h \ddot{q}_h + C_h \dot{q}_h + G_h + \lambda \\ M_a \ddot{q}_a + C_a \dot{q}_a + G_a - \lambda \end{bmatrix} \quad (9)$$

【数 1 7】

$$\lambda = k_1(q_l - q_a) + k_2(\dot{q}_l - \dot{q}_a) \quad (10)$$

【 0 0 6 3 】

本シミュレーションにおいて、装着者は、あらかじめ設定したトルク波形を維持して周期運動を行うものとする。本シミュレーションにおいては、トルク波形の周波数は0.80Hz、振幅は0.80Nmに設定した。装着者は、目標軌道と現在角度からPD (Proportional - Derivative) 制御でトルクを決定し、運動を行うものとする。また、このシミュレーションでは、装置が装着者のトルクを正確に推定できているものとし、装着者のトルク値をそのまま推定値に用いる。装置の振動子の固有角周波数 $\omega_a$ を、5.7rad/s (周波数0.90Hz)、初期位相 $\phi_{a0}$ を1.5 rad、出力するトルク波形の振幅 $A_a$ を1.0Nmに設定した。前述した同調制御の流れに従い、装置は装着者のトルクの推定値を元に位相振動子の出力を得るものとする。本実験においては、装置の目標位相差 $\phi_d$ は0radとし、同調ゲインを0.1、1.0、5.0とした場合の相互作用についてそれぞれシミュレーションを行った。

【 0 0 6 4 】

図 8 は、シミュレーションの結果のトルク波形のグラフを示す。同図に示す波形のうち、実線で表される波形は装着者 (膝関節 1 0 2) の位相 $\theta'_h$ の正弦波形を示し、破線で表される波形は、それぞれの同調ゲインにおける装置 (関節部 1 1) の位相 $\theta_a$ の正弦波形を示す。同図から、同調ゲインが小さいほど装置の周波数が固有周波数に近づいていき、逆に、同調ゲインが大きくなるに従って、装置の周波数が装着者の周波数に近づいていることが認められる。

【 0 0 6 5 】

図 9 は、シミュレーションの結果の装着者 (膝関節 1 0 2) の関節角度のグラフを示す。図に示す波形のうち、実線で表される波形は装置との相互作用なしで運動した場合の装着者の関節角度を示し、破線は、各同調ゲインで制御される装置と相互作用した場合の装着者の関節角度を示す。同図から、装置を装着しないで運動した場合と比較して、同調ゲインが大きく設定された装置を装着した場合は、装置が装着者のリズムに合わせて動作し、それによって膝関節の運動の振幅が増幅されていることが認められる。これは、装着型の動作補助装置 1 を本実施例による同調制御により制御することにより、装着者の運動に対する高い補助効果が得られることを示している。

【 0 0 6 6 】

## < シミュレーション 2 >

### ( シミュレーションによる位相差調節実験 )

本発明に係る同調制御方法により動作する動作補助装置の出力波形が、任意の位相差を維持しながら装着者の動作に同調することを確認するため、シミュレーションによる位相差調節実験を行った。シミュレーションの際には、同調ゲイン $K$ は5.0に設定し、目標位相差 $\theta_d$ を0radとした場合と、0.33 radとした場合、0.67 radとした場合について、それぞれについて相互作用をシミュレーションした。その他の条件については、前述のシミュレーション実験と同様である。

#### 【 0 0 6 7 】

図10は、シミュレーションの結果のトルク波形のグラフを示す。同図から、目標位相差の設定により、装着者の動作の位相に対する装置の位相差を調節できることが認められる。

#### 【 0 0 6 8 】

### < 実機による同調制御実験 >

図4に示すように、ヒトの足に装置1の駆動機構2を装着し、実機による実験を行った。モータには減速比50の株式会社ハーモニック・ドライブ・システムズ製の製品を使用しており、その定格トルクは5.4Nm、最大トルクは24Nmである。また、この減速機には、トルクセンサが内蔵されており、これにより、装着者と装置の間に発生する相互作用力を検出する。

#### 【 0 0 6 9 】

この装置1の動作は、既に説明した通であるが、図5を参照して要約すると、コンピュータ3が、位相振動子により算出されるトルクから指令電圧を決定し、D/Aコンバータからドライバを通してモータ21に電圧を与え、アーム(図4のリンク13に相当)を駆動させる。そして、駆動後のアームの関節角度をエンコーダ23、相互作用力をトルクセンサ22で計測し、それぞれドライバ、アンプを通してA/Dコンバータとカウンタからコンピュータ3へ取り込む。これらの情報を元に位相振動子により次の装置のトルクを算出する。

#### 【 0 0 7 0 】

被験者は地面に足がつかない程度の台に腰掛けた状態で運動を行う。被験者は右足の頸部を装置のリンク13と固定用のバンド(装着具16)によって固定し、被験者と装置の運動を相互作用させる。リンク12は、腰掛台に対して動かないように固定した(図4参照)。被験者が椅子に座った状態であり、大腿部101やリンク12が腰掛台に対して動かないので、図4に示す装着具15の装着は省略した。また、実験時の被験者の運動を評価するため、表面筋活動電位の計測を行う。計測箇所は、膝関節伸展時に使用する大腿直筋、内側広筋、外側広筋と、屈脚に使用する大腿二頭筋、半腱様筋の5箇所である。

#### 【 0 0 7 1 】

本実験では、装着者は、0.80Hzで運動を行い、装置との相互作用を検証した。装置の振動子の固有角振動数 $\omega_a$ を、5.7rad/s(周波数0.90Hz)、初期位相 $\theta_{a0}$ を0.10 rad、出力するトルク波形の振幅 $A_a$ を6.0Nmに設定した。まず、同調ゲイン $K$ を0.1、1.0、5.0と調節した場合の各振動子の位相と、推定した装着者の位相の正弦波形を図11、図12、図13に示す。各図から、同調ゲインが小さいと装置の固有周波数に近づき、逆に、同調ゲインが大きくなると、装着者の固有周波数に近づいていることが認められる。また、 $K$ が0.1、1.0の時に、推定される装着者の位相が乱れやすくなっているのは、装置と装着者の動作の周波数の違いによって、装置が装着者の動作の補助になる場合と、逆に、装着者の動作を阻害する場合とが混在しているため、装着者のトルクの推定値が変動しやすくなり、それを元に求めている装着者の位相の推定値も変動しているためと考えられる。

#### 【 0 0 7 2 】

### ( 補助効果の検証 )

同調ゲインを $K=5.0$ とした装置の装着者の運動に対する補助効果を検証するため、計測した筋活動電位のRMS(root mean square)を用いて最大随意収縮強度(%MVC)を導出した。

検証用に、図4に示すように、筋活動電位を測定するための筋活動電位センサ201を装着者に付した。筋活動電位センサ201の配線の先には、図示しないが、筋活動電位測定器を接続した。最大随意収縮強度は、十秒間におけるRMS値の平均を最大随意収縮時のRMSで除することで求めた。表1に装着者のみによる運動した場合と、装置と相互作用した場合に計測した5つの筋の最大随意収縮強度を示す。

【表1】

表 1

	装着者のみ	装置装着時
大腿直筋	29.8	22.9
外側広筋	21.8	12.9
内側広筋	40.6	30.6
大腿二頭筋	25.1	24.3
半腱様筋	17.6	29.8

【0073】

同表から、装着者のみによる運動の場合に比べ、装置と相互作用する場合の最大随意収縮強度は減少する傾向にあることが認められる。特に、伸展に使用される大腿直筋、内側広筋、外側広筋については、10%近くの減少が認められた。これは、本実施例に係る同調制御がされた装置により、装着者の動作が効果的に補助されていることを示している。一方、半腱様筋については、装置と相互作用する場合には、最大随意収縮強度が上昇することが認められた。これは、膝関節の伸展時に固定している固定用バンドにより、装着者の足がモータ側の関節回転軸方向へ引っ張られる力が働いたためと考えられる。

【産業上の利用可能性】

【0074】

本発明に係る動作補助装置、及び動作補助装置の同調制御方法は、装着者の動作に対して任意の位相差を生じさせた動作補助装置の動作パターンを生成することができるので、脚などのように多関節の対象の動作を補助する場合にも、装着者の動作を的確に補助することができる。本装置やその同調制御方法は、位相差や同調ゲインを適宜設定することで、装置の人間に対する同調性を調節することができる。そのため、同調性を高めることにより装置が人間の動作タイミングに合わせる運動の補助に利用することができる。また、同調性を低下させることにより、装置が人間を牽引する運動教示リハビリテーションに利用することができる。

【符号の説明】

【0075】

1は動作補助装置、2は可動機構、3はコンピュータ、4はインタフェース回路、11は関節部、12・13はリンク、15・16は装着具、21はアクチュエータ（モータ）、22は相互作用力検出センサ（トルクセンサ）、23は関節角度センサ（エンコーダ）、31は位相取得部、32は位相推定部、33は目標値算出部、34は駆動制御部、100は人体、101は大腿部、102は膝関節、103は下腿部、201は筋活動電位センサ、S1は相互作用力検出ステップ、S2は関節角度検出ステップ、S3はトルク推定ステップ、S4はトルク振幅算出ステップ、S5はy座標算出ステップ、S6はx座標算出ステップ、S7は位相変換ステップ、S8は目標値算出ステップ、S9は駆動制御ステップである。

## 【 国際調査報告 】

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/083326

<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b> A61H3/00(2006.01)i, A61B5/11(2006.01)i, A61F2/48(2006.01)i, B25J11/00(2006.01)i, B25J13/08(2006.01)i  According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
<b>B. FIELDS SEARCHED</b> Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61H3/00, A61B5/11, A61F2/48, B25J11/00, B25J13/08  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 1996-2013 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2013 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2013  Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
<b>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b>		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	Zhang Xia et al., "Shinkei Shindoshi o Mochiita Hoko Assist Sochi no Docho Seigyo", The 12th Symposium on Construction Robotics in Japan Ronbunshu, 07 September 2010 (07.09.2010), pages 181 to 188	1-10
A	Yasuhiro WAKUI et al., "Synchronization Based Control of a Motion Assist System Using Vector Field", The Japan Society of Mechanical Engineers Hokuriku Shin'etsu Branch Dai 48 Ki Sokai Koenkai Koen Ronbunshu, 01 March 2011 (01.03.2011), pages 151 to 152	1-10
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> 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 "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 31 January, 2013 (31.01.13)		Date of mailing of the international search report 12 February, 2013 (12.02.13)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer
Facsimile No.		Telephone No.

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/083326

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	Hajime AOYAMA et al., "Walking Pattern Generation based on the Interaction of Phase Oscillators and Dynamical Models", IEICE Technical Report, 11 March 2002 (11.03.2002), vol.101, no.735, pages 175 to 182	1-10
A	JP 3930399 B2 (Honda Motor Co., Ltd.), 13 June 2007 (13.06.2007), entire text; all drawings & US 2005/0177080 A1 & EP 1547567 A1 & WO 2004/017890 A1	1-10
A	JP 4744585 B2 (Honda Motor Co., Ltd.), 10 August 2011 (10.08.2011), entire text; all drawings & US 2010/0132464 A1	1-10
A	JP 2005-305615 A (Sony Corp.), 04 November 2005 (04.11.2005), entire text; all drawings (Family: none)	1-10
P,X	Minoru HASHIMOTO et al., "Synchronization Based Control of Robotic Suits Using a Phase Oscillator", The 13th Symposium on Construction Robotics in Japan Ronbunshu, 11 September 2012 (11.09.2012), pages 213 to 220	1-10
P,A	JP 2012-66375 A (Shinshu University), 05 April 2012 (05.04.2012), entire text; all drawings (Family: none)	1-10

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 2 / 0 8 3 3 2 6	
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, A61B5/11(2006.01)i, A61F2/48(2006.01)i, B25J11/00(2006.01)i, B25J13/08(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, A61B5/11, A61F2/48, B25J11/00, B25J13/08			
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 1971-2013年 日本国実用新案登録公報 1996-2013年 日本国登録実用新案公報 1994-2013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	
A	張霞 (外3名), 神経振動子を用いた歩行アシスト装置の同調制御, 第12回建設ロボットシンポジウム論文集, 2010.09.07, 181-188 ページ	1-10	
A	涌井康洋 (外1名), 力学系ベクトル場を用いたモーションアシスト装置の同調制御, 日本機械学会北陸信越支部第48期総会・講演会講演論文集, 2011.03.01, 151-152 ページ	1-10	
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> 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 31.01.2013		国際調査報告の発送日 12.02.2013	
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 9825
		電話番号 03-3581-1101 内線 3344	



国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 2 / 0 8 3 3 2 6
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 請求項の番号
A	青山元 (外 3 名) , 位相振動子と力学モデルの相互作用による歩行 パターン生成, 電子情報通信学会技術研究報告, 2002. 03. 11, Vol. 101、No. 735, 175-182 ページ	1-10
A	JP 3930399 B2 (本田技研工業株式会社) 2007. 06. 13, 全文, 全図 & US 2005/0177080 A1 & EP 1547567 A1 & WO 2004/017890 A1	1-10
A	JP 4744585 B2 (本田技研工業株式会社) 2011. 08. 10, 全文, 全図 & US 2010/0132464 A1	1-10
A	JP 2005-305615 A (ソニー株式会社) 2005. 11. 04, 全文, 全図 (フ ァミリーなし)	1-10
P, X	橋本稔 (外 2 名) , 位相振動子を用いたロボティックスーツの同調 制御, 第 1 3 回建設ロボットシンポジウム論文集, 2012. 09. 11, 213-220 ページ	1-10
P, A	JP 2012-66375 A (国立大学法人信州大学) 2012. 04. 05, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-10

## フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC

Fターム(参考) 4C097 AA02 BB02 BB03 BB06 CC18 TB01 TB05 TB12

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。