

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第3950149号
(P3950149)

(45) 発行日 平成19年7月25日(2007.7.25)

(24) 登録日 平成19年4月27日(2007.4.27)

(51) Int. Cl.	F I
A 6 1 H 3/00 (2006.01)	A 6 1 H 3/00 B
A 6 3 B 21/065 (2006.01)	A 6 3 B 21/065
A 6 3 B 24/00 (2006.01)	A 6 3 B 24/00
A 6 3 B 69/00 (2006.01)	A 6 3 B 69/00 C
A 6 3 B 71/06 (2006.01)	A 6 3 B 71/06 K

請求項の数 12 (全 25 頁)

(21) 出願番号	特願2005-255752 (P2005-255752)	(73) 特許権者	000005326
(22) 出願日	平成17年9月2日(2005.9.2)		本田技研工業株式会社
(65) 公開番号	特開2007-68580 (P2007-68580A)		東京都港区南青山二丁目1番1号
(43) 公開日	平成19年3月22日(2007.3.22)	(74) 代理人	100077805
審査請求日	平成18年7月27日(2006.7.27)		弁理士 佐藤 辰彦
早期審査対象出願		(74) 代理人	100077665
			弁理士 千葉 剛宏
		(72) 発明者	安原 謙
			埼玉県和光市中央1丁目4番1号 株式会
			社本田技術研究所内
		審査官	一ノ瀬 薫

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 運動補助装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

補助振動子に応じて時間変化する力をユーザの身体に作用させることによってユーザの運動を補助するための装置であって、

前記ユーザの2つの異なる身体部分の動きに応じて時間変化するパラメータとしての運動振動子をそれぞれ第1および第2運動振動子として測定する運動振動子測定手段と、

入力振動信号と相互に引き込み合うことで固有角速度に基づいて定まる角速度で時間変化する出力振動信号を生成する第1モデルに、該運動振動子測定手段により測定された該第1運動振動子を該入力振動信号として入力することにより、該出力振動信号として第1振動子を生成する第1振動子生成手段と、

該運動振動子測定手段により測定された該第1運動振動子と該第1振動子生成手段により生成された該第1振動子との位相差である第1位相差を目標位相差に近づけるように該固有角速度を新たに設定する固有角速度設定手段と、

入力振動信号に基づき、該固有角速度設定手段により設定された該固有角速度に基づいて定まる角速度で時間変化する出力振動信号を生成する第2モデルに、該運動振動子測定手段により測定された該第2運動振動子を該入力振動信号として入力することにより、該出力振動信号として第2振動子を生成する第2振動子生成手段と、

該第2振動子生成手段により生成された該第2振動子に基づき、前記補助振動子を生成する補助振動子生成手段とを備えていることを特徴とする運動補助装置。

10

20

【請求項 2】

前記運動振動子測定手段が、前記力が作用しない身体部分の動きに応じて時間変化するパラメータを前記第 1 運動振動子として測定し、かつ、前記力が作用する身体部分の動きに応じて時間変化するパラメータを前記第 2 運動振動子として測定することを特徴とする請求項 1 記載の運動補助装置。

【請求項 3】

前記運動振動子測定手段が、前記力が作用する身体部分の動きに応じて時間変化するパラメータを前記第 1 運動振動子として測定し、かつ、前記力が作用しない身体部分の動きに応じて時間変化するパラメータを前記第 2 運動振動子として測定することを特徴とする請求項 1 記載の運動補助装置。

10

【請求項 4】

前記運動振動子測定手段が、前記ユーザの上肢の関節角度若しくはその時間微分を前記第 1 運動振動子として測定し、かつ、前記ユーザの下肢の関節角度若しくはその時間微分を前記第 2 運動振動子として測定し、または前記ユーザの下肢の関節角度若しくはその時間微分を前記第 1 運動振動子として測定し、かつ、前記ユーザの上肢の関節角度若しくはその時間微分を前記第 2 運動振動子として測定することを特徴とする請求項 1～3 のうちいずれか 1 つに記載の運動補助装置。

【請求項 5】

前記第 2 モデルが、前記ユーザの右腕体の動きに応じて時間変化するパラメータとしての前記第 1 運動振動子に基づいて前記固有角速度設定手段により設定された前記固有角速度に基づき、該ユーザの左脚体への作用力を決定する前記補助振動子の基礎となる前記出力振動信号の角速度が定まり、かつ、前記ユーザの左腕体の動きに応じて時間変化するパラメータとしての前記第 1 運動振動子に基づいて前記固有角速度設定手段により設定された前記固有角速度に基づき、該ユーザの右脚体への作用力を決定する前記補助振動子の基礎となる前記出力振動信号の角速度が定まるモデルであり、

20

前記第 2 振動子生成手段が該第 2 モデルにしたがって当該第 2 振動子を生成することを特徴とする請求項 1～3 のうちいずれか 1 つに記載の運動補助装置。

【請求項 6】

前記第 1 モデルが、複数の前記入力振動信号とそれぞれ相互に引き込み合うことにより前記固有角速度に基づいて定まる角速度で時間変化する複数の前記出力振動信号のそれぞれに第 1 相関係数がかけられた項が含まれる第 1 連立方程式により表現され、

30

前記運動振動子測定手段が複数の前記第 1 運動振動子を測定し、

前記第 1 振動子生成手段が、該運動振動子測定手段により測定された該第 1 運動振動子および該第 2 運動振動子のそれぞれの振幅および角速度のうち一部または全部に基づいて該第 1 相関係数を調節しながら、該運動振動子測定手段により測定された該複数の第 1 運動振動子を該複数の入力振動信号として該第 1 モデルに入力することによって、該複数の出力振動信号として複数の前記第 1 振動子を生成することを特徴とする請求項 1～5 のうちいずれか 1 つに記載の運動補助装置。

【請求項 7】

前記第 2 モデルが、複数の前記入力振動信号に基づき、前記固有角速度設定手段により設定された前記固有角速度に基づいて定まる角速度で振動する複数の前記出力振動信号に第 2 相関係数がかけられている項が含まれる第 2 連立方程式により表現され、

40

前記運動振動子測定手段が複数の前記第 2 運動振動子を測定し、

前記第 2 振動子生成手段が、該運動振動子測定手段により測定された該第 1 運動振動子および該第 2 運動振動子のそれぞれの振幅および角速度のうち一部または全部に基づいて該第 2 相関係数を調節しながら、該運動振動子測定手段により測定された該複数の第 2 運動振動子を該複数の入力振動信号として該第 2 モデルに入力することによって、該複数の出力振動信号として複数の前記第 2 振動子を生成することを特徴とする請求項 1～6 のうちいずれか 1 つに記載の運動補助装置。

【請求項 8】

50

前記固有角速度設定手段が前記第 1 位相差に基づき仮想モデルにおける 2 つの振動信号としての 2 つの振動子の位相差である第 2 位相差を前記目標位相差に近付けさせるように当該 2 つの振動子のうち一方の角速度を新たな前記固有角速度として設定し、

前記仮想モデルが前記 2 つの振動子に相関係数がかけられた項が含まれている連立方程式により表現され、

前記固有角速度設定手段が、前記第 1 位相差に基づき、該相関係数を設定する相関係数設定手段と、

該相関係数設定手段により設定された該相関係数に基づき、前記第 1 位相差と前記第 2 位相差との差が最小になるように前記 2 つの振動子のうち一方の角速度を設定する第 1 角速度設定手段と、

該第 1 角速度設定手段により設定された角速度に基づき、前記第 2 位相差と前記目標位相差との差が最小になるように前記 2 つの振動子のうち他方の角速度を新たな前記固有角速度として設定する第 2 角速度設定手段とを備えていることを特徴とする請求項 1 ~ 7 のうちいずれか 1 つに記載の運動補助装置。

【請求項 9】

前記運動振動子測定手段が、前記ユーザの運動に応じて時間変化し、かつ、該ユーザの運動スケールを表すパラメータとして前記第 2 運動振動子を測定し、

前記補助振動子生成手段が、前記第 2 振動子生成手段により生成された前記第 2 振動子と、前記固有角速度設定手段により設定された前記固有角速度に応じて、前記運動振動子測定手段により測定された該第 2 運動振動子を、該ユーザの目標運動スケールに応じて定まる目標値に近付けるための仮想的な弾性要素による弾性力を表す第 1 補助振動子を含む補助振動子を生成することを特徴とする請求項 1 ~ 8 のうちいずれか 1 つに記載の運動補助装置。

【請求項 10】

前記補助振動子生成手段が、前記仮想的な弾性要素の弾性係数としての、前記固有角速度設定手段により設定された前記固有角速度の関数である第 1 係数を、前記運動振動子測定手段により測定された第 1 および第 2 運動振動子のそれぞれの振幅および角速度のうち一部または全部に基づき設定しながら、該第 1 係数と、前記第 2 運動振動子の値および目標値の偏差の関数と、前記第 2 振動子との積として算出される振動子が含まれている前記第 1 補助振動子を生成することを特徴とする請求項 9 記載の運動補助装置。

【請求項 11】

前記補助振動子生成手段が、前記固有角速度設定手段により設定された前記固有角速度と、前記運動振動子測定手段により測定された前記第 2 運動振動子の時間微分値とに応じて、該第 2 運動振動子の絶対値の増大を抑制するための仮想的な減衰要素による減衰力を表す第 2 補助振動子を含む補助振動子を生成することを特徴とする請求項 9 または 10 記載の運動補助装置。

【請求項 12】

前記補助振動子生成手段が、前記仮想的な減衰要素の減衰係数としての、前記固有角速度設定手段により設定された前記固有角速度の関数である第 2 係数を、前記運動振動子測定手段により測定された前記第 1 運動振動子および前記第 2 運動振動子のそれぞれの振幅および角速度のうち一部または全部に基づいて設定しながら、該第 2 係数と、前記第 2 運動振動子の時間微分値の関数と、前記第 2 振動子との積として算出される振動子を含む前記第 2 補助振動子を生成することを特徴とする請求項 11 記載の運動補助装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、ユーザの運動を補助するための装置に関する。

【背景技術】

【0002】

ユーザの足の動きを補助する力をユーザの脚を含む身体部分に作用させることにより、こ

10

20

30

40

50

のユーザの歩行運動を補助する装置が提案されている（たとえば、特許文献１参照）。

【０００３】

また、ユーザの歩行運動リズムに変化に追従しながらも、歩行補助装置による歩行補助リズムに自律性を持たせるように、この歩行補助装置を制御するシステムが提案されている（たとえば、特許文献２参照）。

【特許文献１】特開２００３－１３５５４３号公報

【特許文献２】特開２００４－０７３６４９号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【０００４】

しかし、歩行補助装置のユーザの多くがそうであるように、その腕が正常である一方、その脚に異常が生じてその運動機能が低下し、随意的な動きが困難である場合、次のような弊害の招来が懸念される。

【０００５】

すなわち、異常が生じている身体部分の運動リズムのみが反映された形で歩行補助装置による歩行補助リズムが設定された場合、この歩行補助リズムが、正常な身体部分の運動リズムとの調和、さらには、異常が生じた身体部分および正常な身体部分のそれぞれの運動リズムの調和に鑑みて不適当なものとなる可能性がある。

【０００６】

また、正常な身体部分の運動リズムのみが反映された形で歩行補助装置による歩行補助リズムが設定される場合も、この歩行補助リズムが、正常な身体部分の運動リズムとの調和、さらには、異常が生じた身体部分および正常な身体部分のそれぞれの運動リズムの調和に鑑みて不適当なものとなる可能性がある。

【０００７】

そこで、本発明は、ユーザの異なる身体部分のそれぞれの運動リズムと、このユーザの運動を補助するリズムとの総合的な調和を図りながら、ユーザの運動リズムをその目的とするリズムに近付ける観点から適当なリズムでユーザの運動を補助しうる装置を提供することを解決課題とする。

【課題を解決するための手段】

【０００８】

前記課題を解決するための第１発明の運動補助装置は、補助振動子に応じて時間変化する力をユーザの身体に作用させることによってユーザの運動を補助するための装置であって、前記ユーザの２つの異なる身体部分の動きに応じて時間変化するパラメータとしての運動振動子をそれぞれ第１および第２運動振動子として測定する運動振動子測定手段と、入力振動信号と相互に引き込み合うことで固有角速度に基づいて定まる角速度で時間変化する出力振動信号を生成する第１モデルに、該運動振動子測定手段により測定された該第１運動振動子を該入力振動信号として入力することにより、該出力振動信号として第１振動子を生成する第１振動子生成手段と、該運動振動子測定手段により測定された該第１運動振動子と該第１振動子生成手段により生成された該第１振動子との位相差である第１位相差を目標位相差に近づけるように該固有角速度を新たに設定する固有角速度設定手段と、入力振動信号に基づき、該固有角速度設定手段により設定された該固有角速度に基づいて定まる角速度で時間変化する出力振動信号を生成する第２モデルに、該運動振動子測定手段により測定された該第２運動振動子を該入力振動信号として入力することにより、該出力振動信号として第２振動子を生成する第２振動子生成手段と、該第２振動子生成手段により生成された該第２振動子に基づき、前記補助振動子を生成する補助振動子生成手段とを備えていることを特徴とする。

【０００９】

第１発明の運動補助装置によれば、まず、ユーザの一の身体部分の動きに応じて時間変化するパラメータとしての「第１運動振動子」が第１モデルに入力振動信号として入力されることにより、第１モデルの出力振動信号としての「第１振動子」が生成される。ここで

10

20

30

40

50

「振動」とは、現実的または仮想的なものが、ほぼ一定の周期を持って揺れ動くことのほか、広く時間変化することを含む概念である。また「振動子」とは、値が時間変化する電気信号や、ソフトウェアにおいて値が時間変化するものとして定義された関数等を含む概念である。「第1モデル」は入力振動信号と相互に引き込み合うことで固有角速度に基づいて定まる角速度で時間変化する出力振動信号を生成するモデルである。このため、第1モデルにしたがって生成された第1振動子は「相互引き込み」の効果によりユーザの「第1運動振動子」のリズムと調和しながら、固有角速度に基づいて定まる自律的なリズムまたは角速度をもって振動する。一方、第1振動子は、ユーザの運動リズムと運動補助装置による補助リズムとの調和を図りながら、ユーザの運動リズムを目標リズムに一致させる観点から、ユーザの第1運動振動子に対して不適当な位相差を有している可能性がある。したがって、第1振動子から直接的に補助振動子が生成された場合、この補助振動子によって補助されたユーザの運動のリズムが目標運動リズムから乖離してしまうおそれがある。

10

【0010】

そこで「新たな固有角速度」が、ユーザの第1運動振動子と第1振動子との位相差である「第1位相差」に応じて設定される。これにより、新たな固有角速度は、第1運動振動子により特定されるユーザの運動リズムとの調和を図りつつ、ユーザの運動リズムを目標リズムに一致させるようにユーザの運動を補助するという観点から適当な振動子の角速度に相当するものとなる。また、その後、新たな固有角速度が反映された形で新たな第1振動子が生成されることが繰り返されることにより、第1運動振動子のリズムと第1振動子

20

【0011】

続いて、ユーザの他の身体部分の動きに応じて時間変化するパラメータとしての「第2運動振動子」が第2モデルに入力振動信号として入力されることにより、第2モデルの出力振動信号としての「第2振動子」が生成される。「第2モデル」は入力振動信号に応じて、固有角速度に基づいて定まる角速度で時間変化する出力振動信号を生成するモデルである。このため、第2モデルにしたがって生成された第2振動子は当該新たな固有角速度に基づいて定まる角速度で振動する。そして、この第2振動子に基づいて「補助振動子」が生成され、この補助振動子に応じた力がユーザの身体に作用させられる。

30

【0012】

前記のように、異なる身体部分の運動リズムが反映された形で補助振動子が生成される。これにより、ユーザの第1および第2運動振動子のそれぞれに応じた異なる身体部分の運動リズムの調和を図りながら、ユーザの運動リズムを目標運動リズムに近づけるように、ユーザの運動が補助されうる。ユーザの異なる身体部分のそれぞれの運動リズムと補助振動子のリズムとの総合的な調和により、運動補助装置による補助リズムがユーザの運動リズムに調和し、かつ、ユーザの運動リズムも運動補助装置による補助リズムに調和するといったようにユーザ（人間）と装置（機械）との調和（相互の歩み寄り）が図られる。

【0013】

以上のように、第1発明の運動補助装置によれば、ユーザの異なる身体部分のそれぞれの運動リズムと、このユーザの運動を補助するリズムとの総合的な調和を図りながら、ユーザの運動リズムをその目的とするリズムに近付ける観点から適当なリズムをもってユーザの運動が補助されうる。なお、ユーザの「運動」には、歩行、走行、ものづくりに伴う手足の動き等、種々の運動が含まれうる。

40

【0014】

また、第2発明の運動補助装置は、第1発明の運動補助装置において、前記運動振動子測定手段が、前記力が作用しない身体部分の動きに応じて時間変化するパラメータを前記第1運動振動子として測定し、かつ、前記力が作用する身体部分の動きに応じて時間変化するパラメータを前記第2運動振動子として測定することを特徴とする。

【0015】

50

第3発明の運動補助装置によれば、運動補助装置による力が作用する身体部分の運動リズム（第2運動振動子のリズムまたは角速度）と、運動補助装置による力が作用しない身体部分の運動リズム（第1運動振動子のリズムまたは角速度）との両方が反映された形で補助振動子が生成される。

【0016】

これにより、たとえば、正常な身体部分の動きに応じた第1運動振動子のリズムと、異常が生じて運動機能が低下しているため、運動補助装置の力により補助されている身体部分の動きに応じた第2運動振動子のリズムと、運動補助装置による運動補助リズムとの総合的な調和の観点から適切なリズムをもって、当該異常が生じた身体部分の動きが補助される。この例では、異常が生じている身体部分の動きが、正常な身体部分の動きによって支配されつつも、正常な身体部分の動きが、異常が生じて運動機能が低下している身体部分の動きに調和するといった相互歩み寄り効果が奏される。

10

【0017】

また、たとえば、異常が生じて運動機能が低下しているものの、運動補助装置の力により補助されていない身体部分の動きに応じた第1運動振動子のリズムと、正常であるものの運動補助装置の力により補助されている身体部分の動きに応じた第2運動振動子のリズムと、運動補助装置による運動補助リズムとの総合的な調和の観点から適切なリズムをもって、当該正常な身体部分の動きが補助される。この例では、正常な身体部分の動きが、異常が生じている身体部分の動きによって支配されつつも、異常が生じて運動機能が低下している身体部分の動きが、正常な身体部分の動きに調和するといった相互歩み寄り効果が奏される。

20

【0018】

さらに、第3発明の運動補助装置は、第1発明の運動補助装置において、前記運動振動子測定手段が、前記力が作用する身体部分の動きに応じて時間変化するパラメータを前記第1運動振動子として測定し、かつ、前記力が作用しない身体部分の動きに応じて時間変化するパラメータを前記第2運動振動子として測定することを特徴とする。

【0019】

本発明の運動補助装置によれば、運動補助装置による力が作用する身体部分の運動リズム（第1運動振動子のリズム）と、運動補助装置による力が作用しない身体部分の運動リズム（第2運動振動子のリズム）との両方が反映された形で補助振動子が生成される。

30

【0020】

これにより、たとえば、異常が生じて運動機能が低下しているため、運動補助装置の力により補助されている身体部分の動きに応じた第1運動振動子のリズムと、正常な身体部分の動きに応じた第2運動振動子のリズムと、運動補助装置による運動補助リズムとの総合的な調和の観点から適切なリズムをもって、当該異常が生じた身体部分の動きが補助される。この例では、正常な身体部分の動きが、異常が生じている身体部分の動きによって支配されつつも、異常が生じている身体部分の動きが、正常な身体部分の動きに調和するといった相互歩み寄り効果が奏される。

【0021】

また、たとえば、正常であるものの運動補助装置の力により補助されている身体部分の動きに応じた第1運動振動子のリズムと、異常が生じて運動機能が低下しているものの、運動補助装置の力により補助されていない身体部分の動きに応じた第2運動振動子のリズムと、運動補助装置による運動補助リズムとの総合的な調和の観点から適切なリズムをもって、当該正常な身体部分の動きが補助される。この例では、異常が生じている身体部分の動きが、正常な身体部分の動きによって支配されつつも、正常な身体部分の動きが、異常が生じている身体部分の動きに調和するといった相互歩み寄り効果が奏される。

40

【0022】

また、第4発明の運動補助装置は、第1～第3発明のうちいずれか1つの運動補助装置において、前記運動振動子測定手段が、前記ユーザの上肢の関節角度若しくはその時間微分を前記第1運動振動子として測定し、かつ、前記ユーザの下肢の関節角度若しくはその時

50

間微分を前記第2運動振動子として測定し、または前記ユーザの下肢の関節角度若しくはその時間微分を前記第1運動振動子として測定し、かつ、前記ユーザの上肢の関節角度若しくはその時間微分を前記第2運動振動子として測定することを特徴とする。

【0023】

第4発明の運動補助装置によれば、上肢の関節回りの運動リズムと、下肢の関節回りの運動リズムと、運動補助装置による運動補助リズムとの総合的な調和の観点から適切なリズムで、上肢の関節回りの運動または下肢の関節回りの運動が補助されうる。

【0024】

さらに、第5発明の運動補助装置は、第1～第3発明のうちいずれか1つの運動補助装置において、前記第2モデルが、前記ユーザの右腕体の動きに応じて時間変化するパラメータとしての前記第1運動振動子に基づいて前記固有角速度設定手段により設定された前記固有角速度に基づき、該ユーザの左脚体への作用力を決定する前記補助振動子の基礎となる前記出力振動信号の角速度が定まり、かつ、前記ユーザの左腕体の動きに応じて時間変化するパラメータとしての前記第1運動振動子に基づいて前記固有角速度設定手段により設定された前記固有角速度に基づき、該ユーザの右脚体への作用力を決定する前記補助振動子の基礎となる前記出力振動信号の角速度が定まるモデルであり、前記第2振動子生成手段が該第2モデルにしたがって当該第2振動子を生成することを特徴とする。

【0025】

歩行運動や走行運動等のユーザの運動に際して、左肩関節回りの腕（上肢）の運動リズムと、右股関節回りの脚（下肢）の運動リズムとがほぼ一定の関係を維持し、かつ、右肩関節回りの腕の運動リズムと、左股関節回りの脚の運動リズムとがほぼ一定の関係を維持することが自然に身体を動かす観点からユーザにとって好ましい。すなわち、左腕の動きと右脚の動きとが調和し、かつ、右腕の動きと左脚の動きとが調和することが、自然に歩行する観点からユーザにとって好ましい。

【0026】

第5発明の運動補助装置によれば、この点に鑑みてユーザの腕（特に上腕部）の前後への振り動作に応じた運動リズムと、この腕と左右が反対側の脚（特に大腿部）の前後への動きに応じた運動リズムと、運動補助装置による運動補助リズムとの調和の観点から適切なリズムで、腕の前後への振り動作または脚の前後への動きが補助されうる。

【0027】

また、第6発明の運動補助装置は、第1～第5発明のうちいずれか1つの運動補助装置において、前記第1モデルが、複数の前記入力振動信号とそれぞれ相互に引き込み合うことにより前記固有角速度に基づいて定まる角速度で時間変化する複数の前記出力振動信号のそれぞれに第1相関係数がかけられた項が含まれる第1連立方程式により表現され、前記運動振動子測定手段が複数の前記第1運動振動子を測定し、前記第1振動子生成手段が、該運動振動子測定手段により測定された該第1運動振動子および該第2運動振動子のそれぞれの振幅および角速度のうち一部または全部に基づいて該第1相関係数を調節しながら、該運動振動子測定手段により測定された該複数の第1運動振動子を該複数の入力振動信号として該第1モデルに入力することによって、該複数の出力振動信号として複数の前記第1振動子を生成することを特徴とする。

【0028】

第6発明の運動補助装置によれば、ユーザの実際の運動に関係する現実の複数の第1要素の相関関係を第1モデルにしたがって生成される複数の（第1要素の）出力振動信号の相関関係を表す第1相関係数に反映させることができる。また、これら複数の第1要素の相関関係が、ユーザの異なる身体部分のそれぞれの動きに応じた時間変化するパラメータとしての第1および第2運動振動子のそれぞれの振幅および角速度のうち一部または全部に基づいて調節される。以上により、第1および第2運動振動子のそれぞれのスケールおよびリズムのうち一部または全部に反映されている複数の第1要素の相関関係に鑑みて適当な第1振動子が生成されうる。たとえば、複数の第1要素として左右の腕（上肢）が想定された場合、左右の腕が交互に前後に動く等の定性的関係が反映された形で第1振動子

10

20

30

40

50

が生成される。したがって、ユーザの運動を補助する補助振動子のリズムを当該関係に鑑みて適当なものとすることができる。

【0029】

さらに、第7発明の運動補助装置は、第1～第6発明のうちいずれか1つに記載の運動補助装置において、前記第2モデルが、複数の前記入力振動信号に基づき、前記固有角速度設定手段により設定された前記固有角速度に基づいて定まる角速度で振動する複数の前記出力振動信号に第2相関係数がかけられている項が含まれる第2連立方程式により表現され、前記運動振動子測定手段が複数の前記第2運動振動子を測定し、前記第2振動子生成手段が、該運動振動子測定手段により測定された該第1運動振動子および該第2運動振動子のそれぞれの振幅および角速度のうち一部または全部に基づいて該第2相関係数を調節しながら、該運動振動子測定手段により測定された該複数の第2運動振動子を該複数の入力振動信号として該第2モデルに入力することによって、該複数の出力振動信号として複数の前記第2振動子を生成することを特徴とする。

10

【0030】

第7発明の運動補助装置によれば、ユーザの実際の運動に係する現実の複数の第2要素の相関関係を第2モデルにしたがって生成される複数の（第2要素の）出力振動信号の相関関係を表す第2相関係数に反映させることができる。また、これら複数の第2要素の相関関係が、ユーザの異なる身体部分のそれぞれの動きに応じた第1および第2運動振動子のそれぞれの振幅および角速度のうち一部または全部に基づいて調節される。以上により、第1および第2運動振動子のそれぞれのスケールおよびリズムのうち一部または全部に反映されている複数の第2要素の相関関係に鑑みて適当な第2振動子が生成されうる。たとえば、複数の第2要素としてユーザの複数の神経（ニューロン）が想定された場合、異なる身体部分の運動を支配するニューロン間の定性的関係等が反映された形で第2振動子が生成される。したがって、ユーザの運動を補助する補助振動子のリズムを当該関係に鑑みて適当なものとすることができる。

20

【0031】

また、第8発明の運動誘導装置は、第1～第7発明のうちいずれかの運動誘導装置において、前記固有角速度設定手段が前記第1位相差に基づき仮想モデルにおける2つの振動信号としての2つの振動子の位相差である第2位相差を前記目標位相差に近付けさせるように当該2つの振動子のうち一方の角速度を新たな前記固有角速度として設定し、前記仮想モデルが前記2つの振動子に相関係数がかけられた項が含まれている連立方程式により表現され、前記固有角速度設定手段が、前記第1位相差に基づき、該相関係数を設定する相関係数設定手段と、該相関係数設定手段により設定された該相関係数に基づき、前記第1位相差と前記第2位相差との差が最小になるように前記2つの振動子のうち一方の角速度を設定する第1角速度設定手段と、該第1角速度設定手段により設定された角速度に基づき、前記第2位相差と前記目標位相差との差が最小になるように前記2つの振動子のうち他方の角速度を新たな前記固有角速度として設定する第2角速度設定手段とを備えていることを特徴とする。

30

【0032】

第8発明の運動補助装置によれば、仮想モデルにおける仮想的な2つの振動子の関係がユーザの第1運動振動子と第1振動子との位相差（第1位相差）に応じたものに設定される。また、当該2つの振動子の位相差（第2位相差）を目標位相差に近づけるように2つの振動子の角速度のうち一方が新たな固有角速度として設定される。これにより、新たな固有角速度は、第1運動振動子により特定されるユーザの運動リズムとの目標位相差に応じた調和を図りつつ、ユーザの運動リズムを目標運動リズムに一致させるようにユーザの運動を補助するという観点から適当な振動子の角速度に相当するものとなる。さらに、仮想モデルにおける2つの振動信号としての2つの振動子にかけられている相関係数の設定等を経て、前記のように第1運動振動子により特定されるユーザの運動リズムとの調和を図りつつ、ユーザの運動リズムを目標リズムに一致させるようにユーザの運動を補助するという観点から適当な振動子の角速度が新たな固有角速度として設定されうる。これにより、

40

50

第1運動振動子により特定されるユーザの運動リズムとの調和を図りつつ、ユーザの運動リズムを目標位相差に応じた目標運動リズムに一致させる観点から適当なリズムおよびスケールを有する補助振動子が設定されうる。

【0033】

さらに、第9発明の運動補助装置は、第1～第8発明の運動補助装置において、前記運動振動子測定手段が、前記ユーザの運動に応じて時間変化し、かつ、該ユーザの運動スケールを表すパラメータとして前記第2運動振動子を測定し、前記補助振動子生成手段が、前記第2振動子生成手段により生成された前記第2振動子と、前記固有角速度設定手段により設定された前記固有角速度に応じて、前記運動振動子測定手段により測定された該第2運動振動子を、該ユーザの目標運動スケールに応じて定まる目標値に近付けるための仮想的な弾性要素による弾性力を表す第1補助振動子を含む補助振動子を生成することを特徴とする。

10

【0034】

第9発明の運動補助装置によれば、ユーザの運動スケールに応じた第2運動振動子とその目標値に近付けるための仮想的なバネ等の弾性要素の弾性力を表している「第1誘導振動子」を含む誘導振動子が生成される。仮想的な弾性要素の弾性力は、ユーザの運動リズムとの調和を図りつつ、ユーザの運動リズムを目標リズムに一致させるようにユーザの運動を誘導するという観点から適当な振動子の角速度に相当する新たな固有角速度に応じている。したがって、第1誘導振動子を含む誘導振動子に応じてユーザの運動が誘導されることで、ユーザの運動リズムと誘導振動子のリズムとの調和、およびユーザの運動リズムと目標リズムとの一致を図り、かつ、ユーザの運動スケールに応じた第2運動振動子の値が目標値に近づくように、すなわち、ユーザの運動スケールが目標運動スケールに近づくようにユーザの運動が誘導されうる。

20

【0035】

また、第10発明の運動補助装置は、第9発明の運動補助装置において、前記補助振動子生成手段が、前記仮想的な弾性要素の弾性係数としての、前記固有角速度設定手段により設定された前記固有角速度の関数である第1係数を、前記運動振動子測定手段により測定された第1および第2運動振動子のそれぞれの振幅および角速度のうち一部または全部に基づいて設定しながら、該第1係数と、前記第2運動振動子の値および目標値の偏差の関数と、前記第2振動子との積として算出される振動子が含まれている前記第1補助振動子を生成することを特徴とする。

30

【0036】

第10発明の運動補助装置によれば、第1補助振動子が、第1係数を弾性係数（バネ係数）とし、かつ、ユーザの運動スケールに応じた第2運動振動子の値を目標値に復元させる仮想的なバネ等の弾性要素による弾性力として表現される。この第1係数は第1および第2運動振動子のそれぞれの振幅および角速度のうち一部または全部に基づいて設定される。以上により、第1および第2運動振動子のそれぞれのスケールおよびリズムのうち一部または全部に反映される、筋肉の収縮状態から伸展状態への移行時の弾性力等、ユーザの身体部分の弾性要素の特性が反映されたリズムおよびスケールをもってユーザの運動が補助されうる。

40

【0037】

さらに、第11発明の運動補助装置は、第9または第10発明の運動補助装置において、前記補助振動子生成手段が、前記固有角速度設定手段により設定された前記固有角速度と、前記運動振動子測定手段により測定された前記第2運動振動子の時間微分値とに応じて、該第2運動振動子の絶対値の増大を抑制するための仮想的な減衰要素による減衰力を表す第2補助振動子を含む補助振動子を生成することを特徴とする。

【0038】

第11発明の運動補助装置によれば、「第2誘導振動子」には、ユーザの運動スケールに応じた第2運動振動子の絶対値の増大を抑制するための仮想的なダンパによる減衰力として表される「第2誘導振動子」を含む誘導振動子が生成される。仮想的なダンパ等の弾性

50

要素による減衰力は、ユーザの運動リズムとの調和を図りつつ、ユーザの運動リズムを目標運動リズムに一致させるようにユーザの運動を誘導するという観点から適当な振動子の角速度に相当する新たな固有角速度に応じている。したがって、第2誘導振動子を含む誘導振動子が生成されることにより、ユーザの運動リズムと誘導振動子のリズムとの調和、およびユーザの運動リズムと目標リズムとの一致を図り、かつ、ユーザの運動スケールに応じた第2運動振動子の時間微分値に応じて当該第2運動振動子の絶対値の増大を抑制しながら、ユーザの運動スケールが目標スケールに近付くようにユーザの運動が誘導されうる。

【0039】

また、第12発明の運動補助装置は、第11発明の運動補助装置において、前記補助振動子生成手段が、前記仮想的な減衰要素の減衰係数としての、前記固有角速度設定手段により設定された前記固有角速度の関数である第2係数を、前記運動振動子測定手段により測定された前記第1運動振動子および前記第2運動振動子のそれぞれの振幅および角速度のうち一部または全部に基づいて設定しながら、該第2係数と、前記第2運動振動子の時間微分値の関数と、前記第2振動子との積として算出される振動子を含む前記第2補助振動子を生成することを特徴とする。

【0040】

第12発明の運動補助装置によれば、第2補助振動子が、第2係数を減数係数（ダンパ係数）とし、かつ、ユーザの運動スケールに応じた第2運動振動子の絶対値の増大を抑制する仮想的なダンパ等の減衰要素による減衰力として表現される。この第2係数は第1および第2運動振動子のそれぞれの振幅および角速度のうち一部または全部に基づいて設定される。以上により、第1および第2運動振動子のそれぞれのスケールおよびリズムのうち一部または全部に反映される筋肉の伸展状態から屈曲状態への移行時の粘性力等、ユーザの身体部分の減衰要素の特性が反映されたリズムおよびスケールをもってユーザの運動が補助されうる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0041】

本発明の運動補助装置、並びにその制御システムおよび制御プログラムの実施形態について図面を用いて説明する。

【0042】

図1は本発明の運動補助装置およびその制御システムの構成例示図、図2は本発明の運動補助装置の機能例示図、図3および図4は第1位相差の設定方法に関する説明図、図5および図6は本発明の運動補助装置の作用効果に関する実験結果の説明図、図7は補助振動子生成に関する仮想的なバネおよびダンパの説明図である。

【0043】

以下、歩行者の脚体等について左右を区別するために基本的にパラメータに添字L、Rを付するが、表記の簡単のため添字L、Rを省略する場合もある。

【0044】

図1に示されている歩行補助装置（運動補助装置）200は、腰部装具202と、大腿部装具204と、力伝達部材206と、バッテリー208と、アクチュエータ（電動モータ）210と、肩関節角度センサ211と、股関節角度センサ212とを備えている。

【0045】

腰部装具202は剛性のある素材と柔軟性のある素材とが組み合わされて作られており、ユーザの腰部に装着される。大腿部装具204も剛性のある素材と柔軟性のある素材とが組み合わされて作られており、ユーザの大腿部の前後それぞれに装着される。力伝達部材は、軽量の硬質プラスチック等の定形性のある素材より作られており、ユーザの大腿部に沿って、ユーザの腰部の横から下方に延びた後で大腿部の前後に向けて二股に分かれた形状であり、アクチュエータ210および前後の大腿部装具204のそれぞれに連結されている。バッテリー208は腰部装具202に収納されており（たとえば、腰部装具202を構成する複数の素材の間に固定されており）、アクチュエータ210等に対して電力

10

20

30

40

50

を供給する。アクチュエータ 210 は腰部装具 202 に収納されており、力伝達部材 206 および大腿部装具 204 を介してユーザの大腿部に力を作用させる。肩関節角度センサ 211 はユーザの左右の肩関節部分に設けられたロータリエンコーダ等により構成され、肩関節角度に応じた信号を出力する。股関節角度センサ 212 はユーザの腰部の横に設けられたロータリエンコーダ等により構成され、股関節角度に応じた信号を出力する。

【0046】

図 1 に示されている制御システムは、腰部装具 202 に収納されたハードウェアとしてのコンピュータ 100 と、このコンピュータ 100 に対して歩行補助装置 200 の制御機能を付与するソフトウェアとしての本発明の「制御プログラム」とにより構成されている。

【0047】

制御システムは、運動振動子測定ユニット 110 と、第 1 振動子生成ユニット 120 と、固有角速度設定ユニット 130 と、第 2 振動子生成ユニット 140 と、補助振動子生成ユニット 150 とを備えている。各ユニットは、ハードウェアとしての CPU、EEPROM、RAM 等のメモリ、信号入力回路および信号出力回路等の組み合わせと、CPU 等より構成されるコンピュータ 100 に対して諸機能を付与するソフトウェアとしての本発明の「制御プログラム」とにより構成されている（以下同様）。なお、各ユニットはそれぞれ別個の CPU 等により構成されていてもよく、共通の CPU 等により構成されていてもよい。

【0048】

運動振動子測定ユニット 110 は、肩関節角度センサ 211 の出力に基づき、「第 1 運動振動子」として肩関節角速度 $d\varphi_s/dt$ を測定する。また、運動振動子測定ユニット 110 は、股関節角度センサ 212 の出力に基づき、「第 2 運動振動子」として股関節角度 φ_H を測定する。

【0049】

第 1 振動子生成ユニット 120 は運動振動子測定ユニット 110 により測定された肩関節角速度（第 1 運動振動子） $d\varphi_s/dt$ と、固有角速度 ω_M とに基づき、「第 1 モデル」にしたがって第 1 振動子 x を生成する。

【0050】

固有角速度設定ユニット 130 は、肩関節角速度 $d\varphi_s/dt$ と、第 1 振動子 x との位相差に基づき、新たな固有角速度 ω_M を設定する。

【0051】

第 2 振動子生成ユニット 140 は、運動振動子測定ユニット 110 により測定された股関節角度（第 2 運動振動子） φ_H と、固有角速度設定ユニット 130 により設定された新たな固有角速度 ω_M とに基づき、「第 2 モデル」にしたがって第 2 振動子 y を生成する。

【0052】

補助振動子生成ユニット 150 は、第 2 振動子生成ユニット 140 により生成された第 2 振動子 y に基づき、歩行補助装置 200 による補助振動子 z を生成する。

【0053】

前記構成の歩行補助装置およびその制御システムの機能について図 2 を用いて説明する。

【0054】

運動振動子測定ユニット 110 が、肩関節角度センサ 211 の出力に基づき、ユーザの左右の第 1 運動振動子（肩関節角速度） $d\varphi_s/dt = (d\varphi_{sL}/dt, d\varphi_{sR}/dt)$ を測定する（図 2 / s 111）。運動振動子測定ユニット 110 が、股関節角度センサ 212 の出力に基づき、ユーザの左右の第 2 運動振動子（股関節角度） $\varphi_H = (\varphi_{HL}, \varphi_{HR})$ を測定する（図 2 / s 112）。

【0055】

さらに、第 1 振動子生成ユニット 120 が、運動振動子測定ユニット 110 により測定された第 1 運動振動子 $d\varphi_s/dt$ と固有角速度 $\omega_M = (\omega_{ML}, \omega_{MR})$ とに基づき第 1 モデルにしたがって第 1 振動子 $x = (x_L, x_R)$ を生成する（図 2 / s 120）。「第 1 モデル」は左右の脚体等、複数の第 1 要素の相関関係を表現するモデルである。具体的には「第

10

20

30

40

50

「第1モデル」は入力振動信号と相互に引き込み合うことで固有角速度に基づいて定まる角速度で時間変化する出力振動信号（当該第1要素の出力振動信号）を生成するモデルである。第1モデルは、たとえば次式（1）のファン・デル・ポル（van der Pol）方程式（「第1連立方程式」に該当する。）によって表現される。第1振動子生成ユニット120によって股関節角速度（第1運動振動子） $d\varphi_H/dt = (d\varphi_{H_L}/dt, d\varphi_{H_R}/dt)$ が当該入力振動信号として第1モデルに入力されることにより、当該出力振動信号として第1振動子 $x = (x_L, x_R)$ が生成される。

【0056】

$$\begin{aligned} (d^2x_L/dt^2) &= \xi(1 - x_L^2)(dx_L/dt) - \omega_{ML}^2x_L \\ &\quad + g(x_L - x_R) + K(d\varphi_{SL}/dt), \\ (d^2x_R/dt^2) &= \xi(1 - x_R^2)(dx_R/dt) - \omega_{MR}^2x_R \\ &\quad + g(x_R - x_L) + K(d\varphi_{SR}/dt) \quad (1) \end{aligned}$$

10

【0057】

ここで「 ξ 」は第1振動子 x およびその1回時間微分（ dx/dt ）が $x - (dx/dt)$ 平面で安定なリミットサイクルを描くように設定される係数（ >0 ）である。「 g 」は左右の上肢（腕）（複数の第1要素）の相関関係を第1モデルにしたがって生成される複数の（第1要素の）出力振動信号の相関関係に反映させるための第1相関係数である。第1相関係数 g は第1運動振動子 $d\varphi_S/dt$ のスケール（振幅）およびリズム（周波数）ならびに第2運動振動子 φ_H のスケールおよびリズムのうち一部または全部に基づいて設定されうる。「 K 」はフィードバック係数である。なお固有角速度 ω_M は、歩行補助装置200による実際の補助リズム（歩行運動補助リズム）から大きく外れない範囲で任意に設定されうる。

20

【0058】

第1振動子 $x = (x_L, x_R)$ はルンゲ・クッタ法により決定/生成される。第1振動子 x の成分 x_L および x_R はそれぞれ左右の脚体に関する仮想的な歩行補助リズムを表す。この第1振動子 x は、ファン・デル・ポル方程式の1つの性質である「相互引き込み」により、実際の歩行リズムと略同等のリズム（角速度）で時間変化する第1運動振動子 $d\varphi_S/dt$ のリズムと調和しながらも「固有角速度」 ω_M に基づいて定まる自律的なリズムまたは角速度をもって時間変化または振動するという性質がある。

【0059】

また、「第1モデル」は、式（1）により表現されるファン・デル・ポル方程式とは異なる形のファン・デル・ポル方程式によって表現されてもよく、第1運動振動子 $d\varphi_S/dt$ 等の入力振動信号と相互引き込み効果によって出力振動信号としての第1振動子 x が生成されうるあらゆる方程式によって表現されてもよい。

30

【0060】

また、固有角速度設定ユニット130が、運動振動子測定ユニット110により測定された第1運動振動子 $d\varphi_S/dt$ と、第1振動子生成ユニット120により生成された第1振動子 x とに基づき新たな固有角速度 ω_M を設定する（図2/s130）。

【0061】

具体的には、左右各成分について第1運動振動子 $d\varphi_S/dt$ と、第1振動子 x との位相差（正確にはこの位相差が反映された変数）が、次式（2.1）にしたがって第1位相差 θ_{HM} として設定される（図2/s131）。

40

【0062】

$$\begin{aligned} \theta_{HM} &= \int dt \cdot \delta\theta(d\varphi_S/dt, x), \\ \delta\theta(d\varphi_S/dt, x) &\equiv \text{sgn}(x) \{ \text{sgn}(d\varphi_S/dt) - \text{sgn}(dx/dt) \}, \\ \text{sgn}(\theta) &\equiv -1(\theta < 0), 0(\theta = 0), 1(\theta > 0) \quad (2.1) \end{aligned}$$

【0063】

式（2.1）で定義されている $\delta\theta$ の性質の理解のため、例として図3に示されているように肩関節角速度 $d\varphi_S/dt$ および第1振動子 x が振動した場合を考える。なお、簡単

50

のため、「0」「正值」および「負値」をそれぞれ「0」「+」および「-」と表す。

【0064】

時間 (t_0, t_1) では $(d\varphi_s/dt, x, dx/dt) = (-, +, +)$ なので $\delta\theta$ は「-2」となる。また、時間 (t_1, t_2) では $(d\varphi_s/dt, x, dx/dt) = (+, +, +)$ なので $\delta\theta$ は「0」となる。さらに、時間 (t_2, t_3) では $(d\varphi_s/dt, x, dx/dt) = (+, +, -)$ なので $\delta\theta$ は「2」となる。また、時間 (t_3, t_4) では $(d\varphi_s/dt, x, dx/dt) = (+, -, -)$ なので $\delta\theta$ は「-2」となる。さらに、時間 (t_4, t_5) では $(d\varphi_s/dt, x, dx/dt) = (-, -, -)$ なので $\delta\theta$ は「0」となる。また、時間 (t_5, t_6) では $(d\varphi_s/dt, x, dx/dt) = (-, -, +)$ なので $\delta\theta$ は「2」となる。

10

【0065】

第1振動子 x の1周期 $[t_0, t_6]$ において $\delta\theta$ が「+2」である累計時間 $(= (t_3 - t_2) + (t_6 - t_5))$ の総和が、 $\delta\theta$ が「-2」である累計時間 $(= (t_1 - t_0) + (t_4 - t_3))$ より大きくなっている。したがって、この場合、式(2)のように $\delta\theta$ の時間積分で表現される第1位相差 θ_{HM} は、 $\delta\theta$ が「+2」である累計時間が、 $\delta\theta$ が「-2」である累計時間よりも大きくなるほど大きくなる正の値をとることとなる。これは、第1運動振動子 $d\varphi_s/dt$ の位相が、第1振動子 x の位相よりも進んでいることを意味しており、これは図3に示す両振動子の位相関係に合致した結果となっている。

【0066】

なお、図4に示されているように $(d\varphi_s/dt, d^2\varphi_s/dt^2) = (0, +)$ となる時点 $(\dots, t_{id}, t_{id+1}, \dots)$ と、 $(x, dx/dt) = (0, +)$ となる時点との時間差に応じて第1位相差 $\theta_{HM} (= \theta_H - \theta_M)$ が設定されてもよい。

20

【0067】

次に、過去3歩行周期にわたって第1位相差 θ_{HM} が一定であったことを要件として、左右各成分について、次式(2.2)および(2.3)によって表される「仮想モデル」にしたがって、次式(2.4)によって表される仮想運動振動子 θ_h と仮想補助振動子 θ_m との位相差 $\theta_h - \theta_m$ が、第2位相差 θ_{hm} として設定される。(図2/s132)。

【0068】

$$(d\theta_h/dt) = \omega_h + \varepsilon \cdot \sin(\theta_m - \theta_h) \quad (2.2)$$

$$(d\theta_m/dt) = \omega_m + \varepsilon \cdot \sin(\theta_h - \theta_m) \quad (2.3)$$

$$\theta_{hm} = \arcsin[(\omega_h - \omega_m)/2\varepsilon] \quad (2.4)$$

30

【0069】

ここで、 ε は仮想モデルにおける仮想運動振動子 θ_h および仮想補助振動子 θ_m の相関係数である。また、 ω_h は仮想運動振動子 θ_h の角速度であり、 ω_m は仮想補助振動子 θ_m の角速度である。

【0070】

続いて、第1位相差 θ_{HM} と第2位相差 θ_{hm} との差 $\theta_{HM} - \theta_{hm}$ が最小になるように相関係数 ε が設定される(図2/s133)。具体的には次式(2.5)にしたがって、左右各成分について、 $(d\varphi_s/dt, d^2\varphi_s/dt^2) = (0, +)$ となる時刻 $(\dots, t_{id-1}, t_{id}, t_{id+1}, \dots)$ (図4参照)における相関係数 ε が逐次設定される。

40

【0071】

$$\varepsilon(t_{id+1}) = \varepsilon(t_{id}) - \eta \{ V(t_{id+1}) - V(t_{id}) \} / \{ \varepsilon(t_{id}) - \varepsilon(t_{id-1}) \},$$

$$V(t_{id+1}) \equiv (1/2) \{ \theta_{HM}(t_{id+1}) - \theta_{hm}(t_{id}) \}^2 \quad (2.5)$$

【0072】

ここで、 $\eta = (\eta_L, \eta_R)$ の各成分は、第1位相差 θ_{HM} の左右各成分と第2位相差 θ_{hm} の左右各成分とを近づけるポテンシャル $V = (V_L, V_R)$ の安定性を表す係数である。

【0073】

次に、相関係数 ε に基づき、仮想補助振動子 θ_m の固有角速度 ω_m が一定であるという条件下で、左右各成分について第1および第2位相差の差 $\theta_{HM} - \theta_{hm}$ の各成分が最小となるよ

50

うに仮想運動振動子 θ_h の角速度 ω_h が次式 (2 . 6) にしたがって設定される (図 2 / s 1 3 4)。

【 0 0 7 4 】

$$\omega_h(t_{id}) = -\alpha \int dt \cdot ([4\varepsilon(t_{id})^2 - \{\omega_h(t) - \omega_m(t_{id})\}^2]^{1/2} \times \sin[\sin^{-1}\{(\omega_h(t) - \omega_m(t_{id-1})) / 2\varepsilon(t_{id})\} - \theta_{HM}(t_{id})]) \quad (2.6)$$

【 0 0 7 5 】

ここで、 $\alpha = (\alpha_L, \alpha_R)$ の各成分は系の安定性を表す係数である。

【 0 0 7 6 】

続いて、左右各成分について、仮想運動振動子 θ_h の角速度 ω_h に基づき、仮想補助振動子 θ_m の角速度 ω_m が、新たな固有角速度 ω_M として設定される (図 2 / s 1 3 5)。具体的には、左右各成分について、第 2 位相差 θ_{hm} が目標位相差 θ_d に近づくように、次式 (2 . 7) にしたがって仮想補助振動子 θ_m の角速度 $\omega_m = (\omega_{mL}, \omega_{mR})$ が設定される。

【 0 0 7 7 】

$$\omega_m(t_{id}) = \beta \int dt \cdot ([4\varepsilon(t_{id})^2 - \{\omega_h(t_{id}) - \omega_m(t)\}^2] \times \sin[\sin^{-1}\{(\omega_h(t_{id}) - \omega_m(t)) / 2\varepsilon(t_{id})\} - \theta_d]) \quad (2.7)$$

【 0 0 7 8 】

ここで、 $\beta = (\beta_L, \beta_R)$ の各成分は系の安定性を表す係数である。

【 0 0 7 9 】

続いて、第 2 振動子生成ユニット 1 4 0 が、運動振動子測定ユニット 1 1 0 により測定された第 2 運動振動子 (股関節角度) ϕ_H と、固有角速度設定ユニット 1 3 0 により設定された新たな固有角速度 ω_M とに基づき、第 2 モデルにしたがって第 2 振動子 $y = (y_{L+}, y_{L-}, y_{R+}, y_{R-})$ を生成する (図 2 / s 1 4 0)。「第 2 モデル」は複数の神経要素等、複数の第 2 要素の関係を表現するモデルである。具体的には「第 2 モデル」は入力振動信号に応じて当該新たな固有角速度 ω_M に基づいて定まる角速度で時間変化する出力振動信号 (当該第 2 要素の出力振動信号) を生成するモデルである。第 2 モデルはたとえば次式 (3) の連立微分方程式 (「第 2 連立方程式」に該当する。) により表現される。当該連立微分方程式には、左大腿部の屈曲方向 (前方) および伸展方向 (後方) のそれぞれへの運動を支配する神経要素 $L+$ および $L-$ 、並びに右大腿部の屈曲方向および伸展方向のそれぞれへの運動を支配する神経要素 $R+$ および $R-$ の膜電位の変動に対応する状態変数 u_i ($i = L+, L-, R+, R-$) と、神経要素 i の順応効果が反映される自己抑制因子 v_i とが含まれている。第 2 振動子生成ユニット 1 4 0 により、股関節角度 (第 2 運動振動子) ϕ_H が当該入力振動信号として第 2 モデルに入力されることにより、当該出力振動信号として第 2 振動子 y が生成される。

【 0 0 8 0 】

$$\begin{aligned} \tau_{1L+} \cdot du_{L+} / dt &= -u_{L+} + w_{L+/L-} y_{L-} + w_{L+/R+} y_{R+} \\ &\quad - \lambda_L v_{L+} + f_1(\omega_{ML}) + f_2(\omega_{ML}) K(\phi_{HL}), \\ \tau_{1L-} \cdot du_{L-} / dt &= -u_{L-} + w_{L-/L+} y_{L+} + w_{L-/R-} y_{R-} \\ &\quad - \lambda_L v_{L-} + f_1(\omega_{ML}) + f_2(\omega_{ML}) K(\phi_{HL}), \\ \tau_{1R+} \cdot du_{R+} / dt &= -u_{R+} + w_{R+/L+} y_{L+} + w_{R+/R-} y_{R-} \\ &\quad - \lambda_R v_{R+} + f_1(\omega_{MR}) + f_2(\omega_{MR}) K(\phi_{HR}), \\ \tau_{1R-} \cdot du_{R-} / dt &= -u_{R-} + w_{R-/L-} y_{L-} + w_{R-/R+} y_{R+} \\ &\quad - \lambda_R v_{R-} + f_1(\omega_{MR}) + f_2(\omega_{MR}) K(\phi_{HR}), \\ \tau_{2i} \cdot dv_i / dt &= -v_i + y_i, \\ y_i &= \max(0, u_i) \quad (3) \end{aligned}$$

【 0 0 8 1 】

ここで、 τ_{1i} は状態変数 u_i の変化特性を規定する時定数であり、左右各成分について次式 (3 . 1) によって表されるように、新たな固有角速度 ω_M への依存性を有する。

10

20

30

40

50

【 0 0 8 2 】

$$\tau_{1i} \equiv t(\omega_{ML}) / \omega_{ML} - \gamma_L (i = L+, L-), \text{ または } t(\omega_{MR}) / \omega_{MR} - \gamma_R (i = R+, R-) \quad (3.1)$$

【 0 0 8 3 】

$t(\omega)$ は ω 依存性を有する係数である。 $\gamma = (\gamma_L, \gamma_R)$ は定数である。

【 0 0 8 4 】

また、 τ_{2i} は自己抑制因子 v_i の変化特性を規定する時定数である。また、 $w_{i/j} (< 0)$ は複数の第 2 要素 (神経要素) i および j の相関関係を第 2 モデルにしたがって生成される複数の (第 2 要素の) 出力振動信号の相関関係に反映させるための第 2 相関係数 (定数) である。第 2 相関係数 $w_{i/j}$ は第 1 運動振動子 (肩関節角速度) $d\varphi_s / dt$ のスケール (振幅) およびリズム (周波数)、第 2 運動振動子 (股関節角度) φ_H のスケール (振幅) およびリズム (角速度または周波数) のうち一部または全部に基づいて設定されうる。「 λ_L 」および「 λ_R 」は慣れ係数である。 K は股関節角度 φ_H に応じたフィードバック係数である。

10

【 0 0 8 5 】

「 f_1 」および「 f_2 」はそれぞれ次式 (3.2) および (3.3) により定義される関数である。

【 0 0 8 6 】

$$f_1(\omega) \equiv c \cdot \omega \quad (c > 0) \quad (3.2)$$

$$f_2(\omega) \equiv c_0 + c_1 \omega + c_2 \omega^2 \quad (3.3)$$

20

【 0 0 8 7 】

固有角速度 ω_M の関数である $f_1(\omega_M)$ および $f_2(\omega_M)$ の係数 c, c_0, c_1, c_2 は、第 1 運動振動子 (肩関節角速度) $d\varphi_s / dt$ のスケール (振幅) およびリズム (周波数) ならびに第 2 運動振動子 (股関節角度) φ_H のスケールおよびリズムのうち一部または全部に応じた係数として設定されうる。

【 0 0 8 8 】

次に、補助振動子生成ユニット 150 が、第 2 振動子生成ユニット 140 により生成された第 2 振動子 y_i に基づき、補助振動子 z を生成する (図 2 / s 150)。具体的には、次式 (4) にしたがって補助振動子 z が生成される。

【 0 0 8 9 】

$$z_L = p_+ y_{L+} - p_- y_{L-}, \\ z_R = -p_+ y_{R+} + p_- y_{R-} \quad (4)$$

30

【 0 0 9 0 】

ここで、 p_+ および p_- は活性化係数を表している。

【 0 0 9 1 】

そして、補助振動子生成ユニット 150 により生成された補助振動子 z に応じた電流 $I = (I_L, I_R)$ がバッテリー 208 から左右のアクチュエータ 210 にそれぞれ供給され、アクチュエータ 210 の動力に応じた力 $F = (F_L, F_R)$ がユーザの大腿部に作用する。

【 0 0 9 2 】

以後、前記処理 (図 2 / s 111, s 112, ..., s 150) が繰り返されることで、ユーザは歩行補助装置 200 によって股関節回りのトルクが付与されながら歩行する。

40

【 0 0 9 3 】

前記機能を発揮する本発明の歩行補助装置 200 およびその制御システムによれば、まず、ユーザの腕 (一の身体部分) の動きに応じて時間変化するパラメータとしての第 1 運動振動子 (肩関節角速度) $d\varphi_s / dt$ が第 1 モデルに入力振動信号として入力されることにより、第 1 モデルの出力振動信号としての第 1 振動子 x が生成される (図 2 / s 120)。「第 1 モデル」は入力振動信号と相互に引き込み合うことで固有角速度に基づいて定まる角速度で時間変化する出力振動信号を生成するモデルである。このため、第 1 モデルにしたがって生成された第 1 振動子 x は、ファン・デル・ポル方程式 (式 (1) 参照) の特徴である「相互引き込み」の効果によりユーザの第 1 運動振動子 $d\varphi_s / dt$ のリズム

50

と調和しながら、固有角速度 ω_M に基づいて定まる自律的なリズムまたは角速度をもって振動する。一方、第1振動子 x は、ユーザの運動リズムと歩行補助装置200による補助リズムとの調和を図りながら、ユーザの運動リズムを目標リズムに一致させる観点から、ユーザの第1運動振動子 $d\varphi_s/dt$ と不適当な位相差を有している可能性がある。したがって、第1振動子 x から直接的に補助振動子 z が生成された場合、この補助振動子 z によって補助されたユーザの歩行リズムが目標運動リズムから乖離してしまうおそれがある。

【0094】

そこで、新たな固有角速度 ω_M が、ユーザの第1運動振動子 $d\varphi_s/dt$ と第1振動子 x との位相差である第1位相差 θ_{HM} に応じて設定される(図2/s130)。これにより、新たな固有角速度 ω_M は、第1運動振動子 $d\varphi_s/dt$ により特定されるユーザの運動リズムとの調和を図りつつ、ユーザの運動リズムを目標リズムに一致させるようにユーザの運動を補助するという観点から適当な振動子の角速度に相当するものとなる。また、その後、新たな固有角速度 ω_M が反映された形での新たな第1振動子 x の生成(図2/s120)が繰り返されることにより、第1運動振動子 $d\varphi_s/dt$ のリズムと第1振動子 x のリズムとの調和を図りながら第1位相差 θ_{HM} の目標位相差 θ_d からの偏差を徐々に減少させることができる。

【0095】

続いて、ユーザの脚(他の身体部分)の動きに応じて時間変化するパラメータとしての第2運動振動子(股関節角度) φ_H が第2モデルに入力振動信号として入力されることにより、第2モデルの出力振動信号としての第2振動子 y が生成される(図2/s140)。「第2モデル」は入力振動信号に応じて、固有角速度 ω_M ひいては出力振動信号の時定数 $\tau_{Li}(\omega_M)$ に基づいて定まる角速度で時間変化する出力振動信号を生成するモデルである。このため、第2モデルにしたがって生成された第2振動子 y は当該新たな固有角速度 ω_M に基づいて定まる角速度で振動する。そして、この第2振動子 y に基づいて補助振動子 z が生成され、この補助振動子 z に応じた力 F がユーザの身体に作用させられる(図2/s150)。

【0096】

前記のように、異なる身体部分、すなわち、上肢(腕(特に上腕部))および下肢(脚(特に大腿部))のそれぞれの運動リズムが反映された形で補助振動子 z が生成される。これにより、ユーザの第1運動振動子(肩関節角速度) $d\varphi_s/dt$ および第2運動振動子(股関節角度) φ_H のそれぞれに応じた上肢および下肢の運動リズムの調和を図りながら、ユーザの運動リズムを目標リズムに近づけるように、ユーザの運動が補助されうる。ユーザの上肢および下肢のそれぞれの運動リズムと補助振動子 z のリズムとの総合的な調和により、歩行補助装置200による補助リズムがユーザの運動リズムに調和し、かつ、ユーザの運動リズムも歩行補助装置200による補助リズムに調和するといったようにユーザ(人間)と装置(機械)との調和(相互の歩み寄り)が図られる。

【0097】

以上のように、本発明の歩行補助装置200によれば、ユーザの異なる身体部分のそれぞれの運動リズムと、このユーザの運動を補助するリズムとの総合的な調和を図りながら、ユーザの運動リズムをその目的とするリズムに近付ける観点から適当なリズムをもってユーザの運動が補助されうる。

【0098】

また、上肢がその運動機能が低下していない正常な身体部分に該当する一方、下肢がその運動機能が低下している異常が生じている身体部分に該当する場合、下肢の動き(大腿部の前後運動)が、上肢の動き(上腕部の前後への振り運動)によって支配されつつも、上肢の動きが下肢の動きに調和するといった相互歩み寄り効果が奏される。

【0099】

さらに、下肢がその運動機能が低下していない正常な身体部分に該当する一方、上肢がその運動機能が低下している異常が生じている身体部分に該当する場合、上肢の動き(上腕

10

20

30

40

50

部の前後への振り運動)が、下肢の動き(大腿部の前後運動)によって支配されつつも、下肢の動きが上肢の動きに調和するといった相互歩み寄り効果が奏される。

【0100】

また、ユーザの実際の運動に関係する複数の第1要素の定性的関係を、第1モデルにしたがって生成される複数の出力振動信号の相関関係を表す第1相関係数 g に反映させることができる(式(1)参照)。また、複数の第1要素の相関関係(第1相関係数 g)が、ユーザの上肢および下肢のそれぞれの動きに応じた第1運動振動子 $d\varphi_s/dt$ および第2運動振動子 φ_H のそれぞれのスケールおよびリズムのうち一部または全部に基づいて調節されうる。以上により、第1運動振動子 $d\varphi_s/dt$ や第2運動振動子 φ_H のリズム等に反映されている複数の第1要素の相関関係に鑑みて適当な第1振動子 x が生成されうる(図2/s120)。たとえば、複数の第1要素として左右の上肢が想定された場合、左右の上肢が交互に前後に動く等の定性的関係が反映された形で第1振動子 x が生成される。したがって、ユーザの運動を補助する補助振動子 z のリズムを当該関係に鑑みて適当なものとすることができる。

10

【0101】

さらに、ユーザの実際の運動に関係する複数の第2要素の相関関係を、第2モデルにしたがって生成される複数の(第2要素の)出力振動信号の相関関係を表す第2相関係数 w_{ij} に反映させることができる(式(3)参照)。また、これら複数の第2要素の相関関係(第2相関係数 w_{ij})が、ユーザの上肢および下肢のそれぞれの動きに応じた第1運動振動子 $d\varphi_s/dt$ および第2運動振動子 φ_H のそれぞれのスケールおよびリズムのうち一部または全部に基づいて調節されうる。以上により、第1運動振動子 $d\varphi_s/dt$ および第2運動振動子 φ_H のそれぞれのリズム等に反映されている複数の第2要素の相関関係に鑑みて適当な第2振動子 y が生成されうる(図2/s140)。たとえば、複数の第2要素としてユーザの複数の神経(ニューロン)が想定された場合、異なる身体部分の運動を支配する複数のニューロンの定性的関係等が反映された形で第2振動子 y が生成される。したがって、ユーザの運動を補助する補助振動子 z のリズムを当該関係に鑑みて適当なものとすることができる。

20

【0102】

本発明の歩行補助装置200の前記作用効果に関する実験結果について、図5および図6を用いて説明する。この実験は、正常な左右の上肢の動きに応じた第1運動振動子(肩関節角速度) $d\varphi_s/dt$ が反映された形で、異常が生じて運動機能が低下している左右の下肢の動きが補助されている状態で行われた。

30

【0103】

図5は、第2運動振動子(股関節角度) φ_H と、補助振動子 z との位相差の時間変化の様子を示す。当該位相差が、目標位相差 θ_0 にほぼ一致している。これは、歩行補助装置200による歩行運動補助リズムが、ユーザの下肢(大腿部)の運動リズムとの当該目標位相差 θ_0 に応じた調和という観点から適切なリズムに設定されていることを意味している。

【0104】

図6は、第2運動振動子 φ_H と、補助振動子 z とのそれぞれの周期を示している。両振動子の周期が、ともに第1運動振動子 $d\varphi_s/dt$ の周期に応じた目標周期 T_0 にほぼ一致している。これは、第1運動振動子 $d\varphi_s/dt$ に反映される上肢の運動リズムと、第2運動振動子 φ_H に反映される下肢の運動リズムと、歩行補助装置200による補助リズムとの総合的な調和という観点から適切なリズムで、ユーザの下肢(特に大腿部)の動きが補助されていることを意味している。

40

【0105】

なお、前記実施形態では、第1運動振動子として肩関節角速度 $d\varphi_s/dt$ が測定され(図2/s111)、かつ、第2運動振動子として股関節角度 φ_H が測定された(図2/s112)。これとは別の実施形態として、第1運動振動子として肩関節角度や、膝関節、足関節、肩関節、肘関節等の角度や角速度、ユーザの着地音、呼吸音、断続的な発声音等

50

、ユーザの身体部分の運動リズムが反映されたリズムで変動する種々の振動子が測定され、第2運動振動子として、第1運動振動子に係る身体部分とは異なる身体部分の関節角度や角速度、着地音が測定されてもよい。

【0106】

前記実施形態では歩行補助装置200による力Fが作用する身体部分(下肢)の動きに応じた第2運動振動子(股関節角度) ϕ_H のリズムと、歩行補助装置200による力Fが作用しない身体部分(上肢)の動きに応じた第1運動振動子(肩関節角速度) $d\phi_S/dt$ のリズムとの両方が反映された形で補助振動子 z が生成された。これとは別の実施形態として、歩行補助装置200による力Fが作用する身体部分の動きに応じた第1運動振動子のリズムと、歩行補助装置200による力Fが作用しない身体部分の動きに応じた第2運動振動子のリズムとの両方が反映された形で補助振動子 z が生成されてもよい。

10

【0107】

当該別の実施形態の歩行補助装置200によれば、歩行補助装置200による力Fが作用する身体部分の運動リズム(第1運動振動子のリズムまたは角速度)と、歩行補助装置200による力Fが作用しない身体部分の運動リズム(第2運動振動子のリズムまたは角速度)との両方が反映された形で補助振動子が生成される。

【0108】

これにより、たとえば、異常が生じて運動機能が低下しているため、歩行補助装置200の力Fにより補助されている身体部分の動きに応じた第1運動振動子のリズムと、正常な身体部分の動きに応じた第2運動振動子のリズムと、歩行補助装置200による運動補助リズムとの総合的な調和の観点から適切なリズムをもって、当該異常が生じた身体部分の動きが補助されうる。この例では、正常な身体部分の動きが、異常が生じている身体部分の動きによって支配されつつも、異常が生じている身体部分の動きが、正常な身体部分の動きに調和するといった相互歩み寄り効果が奏される。

20

【0109】

また、たとえば、正常であるものの歩行補助装置200の力Fにより補助されている身体部分の動きに応じた第1運動振動子のリズムと、異常が生じて運動機能が低下しているものの、歩行補助装置200の力Fにより補助されていない身体部分の動きに応じた第2運動振動子のリズムと、歩行補助装置200による運動補助リズムとの総合的な調和の観点から適切なリズムをもって、当該正常な身体部分の動きが補助されうる。この例では、異常が生じている身体部分の動きが、正常な身体部分の動きによって支配されつつも、正常な身体部分の動きが、異常が生じている身体部分の動きに調和するといった相互歩み寄り効果が奏される。

30

【0110】

前記実施形態では、ユーザの左右の大腿部に作用する力(股関節回りのトルク)Fが補助振動子 z に応じた力としてユーザの歩行運動を補助したが、他の実施形態として、膝関節、足関節、肩関節、肘関節、手根関節等、種々の関節回りのトルク等、ユーザのさまざまな身体部分に作用する力Fが補助振動子 z に応じた力としてユーザの運動を補助してもよい。トルクFが作用する関節の組合せは、ユーザに応じてさまざまに変更されてもよい。

【0111】

測定対象となる第1および第2運動振動子の種類が多くなるほどファン・デル・ポル方程式等の第1振動子 x の生成に応じた非線形微分方程式(式(1))や、第2振動子 y_i の生成に応じた非線形微分方程式(式(3))における相関項は多くなるが、当該相関係数の調節によってユーザの身体の様々な部分の動きに鑑みた一層緻密な運動の補助が実現される。

40

【0112】

前記実施形態では、ユーザの右腕体の動きに応じて時間変化するパラメータとしての右肩関節角速度(第1運動振動子) $d\phi_{SR}/dt$ に基づいて固有角速度設定ユニット130により設定された固有角速度 ω_{MR} に基づき、ユーザの右脚体への作用力 F_R を決定する補助振動子 z_R の基礎となる出力振動信号(第2振動子) y_{R+} および y_{R-} のそれぞれの時定数

50

τ_{R+} および τ_{R-} 、ならびに当該時定数 τ_{R+} および τ_{R-} のそれぞれに基づく角速度が定まり、かつ、ユーザの左腕体の動きに応じて時間変化するパラメータとしての左肩関節角速度（第1運動振動子） $d\varphi_{SL}/dt$ に基づいて固有角速度設定ユニット130により設定された固有角速度 ω_{ML} に基づき、ユーザの左脚体への作用力 F_L を決定する補助振動子 z_L の基礎となる出力振動信号（第2振動子） y_{L+} および y_{L-} のそれぞれの時定数 τ_{L+} および τ_{L-} 、ならびに当該時定数 τ_{L+} および τ_{L-} のそれぞれに基づく角速度が定まる第2モデルにしたがって第2振動子 y が生成された（式（3）（3.1）（3.2）参照）。これとは別の実施形態として、ユーザの右腕体の動きに応じて時間変化するパラメータとしての右肩関節角速度（第1運動振動子） $d\varphi_{SR}/dt$ に基づいて固有角速度設定ユニット130により設定された固有角速度 ω_{MR} に基づき、ユーザの左脚体への作用力 F_L を決定する補助振動子 z_L の基礎となる出力振動信号（第2振動子） y_{L+} および y_{L-} のそれぞれの時定数 τ_{L+} および τ_{L-} 、ならびに当該時定数 τ_{L+} および τ_{L-} のそれぞれに基づく角速度が定まり、かつ、ユーザの左腕体の動きに応じて時間変化するパラメータとしての左肩関節角速度（第1運動振動子） $d\varphi_{SL}/dt$ に基づいて固有角速度設定ユニット130により設定された固有角速度 ω_{ML} に基づき、ユーザの右脚体への作用力 F_R を決定する補助振動子 z_R の基礎となる出力振動信号（第2振動子） y_{R+} および y_{R-} のそれぞれの時定数 τ_{R+} および τ_{R-} 、ならびに当該時定数 τ_{R+} および τ_{R-} のそれぞれに基づく角速度が定まる第2モデルにしたがって第2振動子 y が生成されてもよい。

10

【0113】

歩行運動や走行運動等のユーザの運動に際して、左肩関節回りの腕（上肢）の運動リズムと、右股関節回りの脚（下肢）の運動リズムとがほぼ一定の関係を維持し、かつ、右肩関節回りの腕の運動リズムと、左股関節回りの脚の運動リズムとがほぼ一定の関係を維持することが自然に身体を動かす観点からユーザにとって好ましい。すなわち、左腕の動きと右脚の動きとが調和し、かつ、右腕の動きと左脚の動きとが調和することが、自然に歩行する観点からユーザにとって好ましい。

20

【0114】

当該別の実施形態の歩行補助装置200によれば、この点に鑑みて、ユーザの腕（特に上腕部）の前後への振り動作に応じた運動リズムと、この腕と左右が反対側の脚（特に大腿部）の前後への動きに応じた運動リズムと、運動補助装置による運動補助リズムとの調和の観点から適切なリズムで、腕の前後への振り動作または脚の前後への動きが補助される。

30

【0115】

前記実施形態では式（4）にしたがって補助振動子 z が生成されたが、他の実施形態としてユーザの運動リズムを目標リズムに近付けることに加えて、さらに運動スケールを目標運動スケールに近づけるために次のような手順にしたがって補助振動子 z が生成されてもよい。

【0116】

すなわち、まず、次式（5）にしたがって第1補助振動子 z_1 が生成される。

【0117】

$$\begin{aligned} z_{1L} &= g_{1+}(\omega_{ML})g_+(\varphi_{HL})y_{L+} - g_{1-}(\omega_{ML})g_-(\varphi_{HL})y_{L-}, \\ z_{1R} &= g_{1+}(\omega_{MR})g_+(\varphi_{HR})y_{R+} - g_{1-}(\omega_{MR})g_-(\varphi_{HR})y_{R-}. \end{aligned} \quad (5)$$

40

【0118】

ここで「 g_{1+} 」「 g_{1-} 」「 g_+ 」および「 g_- 」は次式（5.1）～（5.4）のそれぞれによって定義される関数である。

【0119】

$$g_{1+}(\omega) \equiv \sum_k a_{k+} \omega^k \quad (a_{k+}: \text{係数}, k=0 \sim 3) \quad (5.1)$$

$$g_{1-}(\omega) \equiv \sum_k a_{k-} \omega^k \quad (a_{k-}: \text{係数}, k=0 \sim 3) \quad (5.2)$$

$$\begin{aligned} g_+(\varphi) &\equiv c_{1+}(\varphi - \varphi_{0+}) + c_{2+}(\varphi - \varphi_{0+})^3 \\ &(\text{ } c_{1+}, c_{2+}: \text{係数}, \varphi_{0+}: \text{屈曲方向の股関節角度 } \varphi_H \text{ の目標値}) \quad (5.3) \end{aligned}$$

$$g_-(\varphi) \equiv c_{1-}(\varphi - \varphi_{0-}) + c_{2-}(\varphi - \varphi_{0-})^3$$

50

(c_{1-} , c_{2-} : 係数, φ_{0-} : 伸展方向の股関節角度 φ_H の目標値) (5.4)

【0120】

第1補助振動子 z_1 は、第1係数 g_{1+} および g_{1-} をそれぞれバネ係数(弾性係数)とする、図6に示されている2つの仮想的なバネ G_{1+} および G_{1-} による弾性力として把握される。すなわち、第1補助振動子 z_1 は、第1係数 g_{1+} , g_{1-} を弾性係数(バネ係数)とし、かつ、股関節角度 φ_H の値を目標値 φ_{0+} , φ_{0-} に復元させる仮想的なバネ等の弾性要素による弾性力として表現される。これにより、筋肉の収縮状態から伸展状態への移行時の弾性力等、ユーザの身体の弾性要素が反映されたリズムおよびスケールをもってユーザの運動が補助されうる。

【0121】

一方の仮想的なバネ G_{1+} による弾性力は、そのバネ係数 g_{1+} に応じて股関節角度 φ_H をこの目標値 φ_{0+} に近付けるようにユーザの大腿部に作用する(式(5)参照)。すなわち、股関節角度 φ_H が目標値 φ_{0+} 未満である場合、バネ G_{1+} による弾性力が股関節角度 φ_H を増加させる方向(前方)に大腿部を動かすようにこの大腿部に作用する。また、股関節角度 φ_H が目標値 φ_{0+} を超えた場合、バネ G_{1+} による弾性力が股関節角度 φ_H を減少させる方向(後方)に大腿部を動かすようにこの大腿部に作用する。

【0122】

また、他方の仮想的なバネ G_{1-} による弾性力は、そのバネ係数 g_{1-} に応じて股関節角度(ユーザの運動スケールを表すパラメータとしての第2運動振動子) φ_H をこの目標値 φ_{0-} に近付けるようにユーザの大腿部に作用する(式(5)参照)。すなわち股関節角度 φ_H が目標値 φ_{0-} を超えている場合、バネ G_{1-} による弾性力が、股関節角度 φ_H を減少させる方向(後方)に大腿部を動かすようにこの大腿部に作用する。また、股関節角度 φ_H が目標値 φ_{0-} を下回った場合、バネ G_{1-} による弾性力が、股関節角度 φ_H を増加させる方向(前方)に大腿部を動かすようにこの大腿部に作用する。

【0123】

また、次式(6)にしたがって第2補助振動子 z_2 が生成される。

【0124】

$$\begin{aligned} z_{2L} = & -g_{2+}(\omega_{ML})(d\varphi_{HL}/dt)H_+(\varphi_{HL})y_{L+} \\ & + g_{2-}(\omega_{ML})(d\varphi_{HL}/dt)H_-(\varphi_{HL})y_{L-}, \\ z_{2R} = & -g_{2+}(\omega_{MR})(d\varphi_{HR}/dt)H_+(\varphi_{HR})y_{R+} \\ & + g_{2-}(\omega_{MR})(d\varphi_{HR}/dt)H_-(\varphi_{HR})y_{R-} \quad (6) \end{aligned}$$

【0125】

ここで「 g_{2+} 」「 g_{2-} 」「 H_+ 」および「 H_- 」は次式(6.1)~(6.4)のそれぞれによって定義される関数である。

【0126】

$$g_{2+}(\omega) \equiv \sum_k b_{k+} \omega^k \quad (b_{k+} : \text{係数}, k = 0 \sim 3) \quad (6.1)$$

$$g_{2-}(\omega) \equiv \sum_k b_{k-} \omega^k \quad (b_{k-} : \text{係数}, k = 0 \sim 3) \quad (6.2)$$

$$H_+(\varphi) \equiv 1(\varphi < 0), 0(\varphi > 0) \quad (6.3)$$

$$H_-(\varphi) \equiv 1(\varphi > 0), 0(\varphi < 0) \quad (6.4)$$

【0127】

第2補助振動子 z_2 は、第2係数 g_{2+} および g_{2-} をそれぞれダンパ係数(減衰係数)とする、図4に示されている2つの仮想的なダンパ G_{2+} および G_{2-} によりユーザの左右の大腿部に作用する減衰力として把握される。すなわち、第2補助振動子 z_2 は、第2ポテンシャルに応じた第2係数 g_{2+} , g_{2-} を減数係数(ダンパ係数)とし、かつ、股関節角速度(ユーザの運動スケールに応じた第2運動振動子の時間微分値) $d\varphi_H/dt$ に応じて、股関節角度 φ_H の絶対値の増大を抑制する仮想的なダンパ等の減衰要素による減衰力として表現される。これにより、筋肉の伸展状態から屈曲状態への移行時の粘性力等、ユーザの身体の減衰要素が反映されたリズムおよびスケールをもってユーザの運動が補助されうる。

【0128】

10

20

30

40

50

一方の仮想的なダンパ G_{2+} による減衰力は、そのダンパ係数 g_{2+} と、股関節角速度 $d\varphi_H / dt$ とに応じて、前側（屈曲側）への股関節角度 φ_H の絶対値の増大を抑制するようにユーザの大腿部に作用する（式（6）参照）。すなわち、仮想的なダンパ G_{2+} による減衰力は大腿部の前方への過剰な動きを抑制するようにこの大腿部に作用する。

【0129】

また、他方の仮想的なダンパ G_{2-} による弾性力は、そのダンパ係数 g_{2-} と、股関節角速度 $d\varphi_H / dt$ とに応じて、後側（伸展側）への股関節角度 φ_H の絶対値の増大を抑制するようにユーザの大腿部に作用する（式（6）参照）。すなわち、仮想的なダンパ G_{2+} による減衰力は大腿部の後方への過剰な動きを抑制するようにこの大腿部に作用する。

【0130】

また、第2補助振動子 z_2 には、股関節角度 φ_H の関数としての階段関数 H_+ 、 H_- が含まれている。したがって、2つの仮想的なダンパ G_{2+} および G_{2-} のそれぞれの減衰力が相殺される事態が回避される。

【0131】

そして、補助振動子生成ユニット150により生成された第1補助振動子 z_1 と、第2補助振動子 z_2 とが合成されることで補助振動子 $z (= z_1 + z_2)$ が生成される。

【0132】

当該他の実施形態の歩行補助装置200によれば、次の理由により、ユーザの運動スケールが目標スケールに近づくように、ユーザの歩行運動等の運動が補助（補助）されうる。

【0133】

第1補助振動子 z_1 に含まれている第1係数 g_{1+} 、 g_{1-} は、ユーザの股関節角度（第2運動振動子） φ_H をその目標値 φ_{0+} 、 φ_{0-} に近付けるための仮想的なバネの弾性係数を表す。第1係数 g_{1+} 、 g_{1-} は固有角速度 $\omega_M (= \text{仮想補助振動子 } \theta_m \text{ の角速度 } \omega_m)$ に応じたものである（式（5.1）（5.2）参照）。固有角速度 ω_M は前記のようにユーザの運動リズムとの調和を図りつつ、ユーザの運動リズムを目標リズムに一致させるようにユーザの運動を補助するという観点から適当な振動子の角速度に相当する。

【0134】

さらに、第2補助振動子 z_2 に含まれている第2係数 g_{2+} 、 g_{2-} は、ユーザの股関節角度 φ_H の絶対値の増大を抑制する仮想的なダンパの減衰係数を表す。固有角速度 ω_M は前記のようにユーザの運動リズムとの調和を図りつつ、ユーザの運動リズムを目標リズムに一致させるようにユーザの運動を補助するという観点から適当な振動子の角速度に相当する。

【0135】

したがって、固有角速度 ω_M に応じた第1係数 $g_{1+}(\omega_M)$ 、 $g_{1-}(\omega_M)$ が反映された形で第1補助振動子 z_1 が生成され、かつ、固有角速度 ω_M に応じた第2係数 $g_{2+}(\omega_M)$ 、 $g_{2-}(\omega_M)$ が反映された形で第2補助振動子 z_2 が生成されることで、ユーザの運動リズムと補助振動子 z のリズムとの調和、およびユーザの運動リズムと目標リズムとの一致を図りながら、ユーザの運動スケールが目標スケールに近づくようにユーザの運動が補助されうる。

【0136】

股関節角度 φ_H の目標値 φ_{0+} および φ_{0-} は、歩行補助装置200に設けられている設定ボタン（図示略）の操作を通じて、ユーザによって設定された目標とする「歩幅」に応じて、ユーザの股関節角度 φ_H を含む脚体の姿勢の幾何学的条件にしたがって設定されてもよい。

【0137】

また、固有角速度 ω_M の関数である第1係数 $g_{1+}(\omega_M)$ および $g_{1-}(\omega_M)$ のそれぞれに含まれる係数 a_{k+} および a_{k-} は、第1運動振動子および第2運動振動子のそれぞれのスケールおよびリズムのうち一部または全部に基づいて設定されてもよい。これにより、第1および第2運動振動子のそれぞれのスケールおよびリズムのうち一部または全部に反映される、筋肉の収縮状態から伸展状態への移行時の弾性力等、ユーザの身体部分の弾性要素の特性が反映されたリズムおよびスケールをもってユーザの運動が補助されうる。

【 0 1 3 8 】

さらに、固有角速度 ω_m の関数である第 2 係数 $g_{2+}(\omega_m)$ および $g_{2-}(\omega_m)$ のそれぞれに含まれる係数 b_{k+} および b_{k-} は、第 1 運動振動子および第 2 運動振動子のそれぞれのスケールおよびリズムのうち一部または全部に基づいて設定されてもよい。これにより、第 1 および第 2 運動振動子のそれぞれのスケールおよびリズムのうち一部または全部に反映される、筋肉の伸展状態から屈曲状態への移行時の粘性力等、ユーザの身体部分の減衰要素の特性が反映されたリズムおよびスケールをもってユーザの運動が補助されうる。

【 0 1 3 9 】

本発明の他の実施形態としての歩行補助装置 200 の制御システムが、ユーザの運動状態および生理状態のうち一方または両方を測定する状態測定ユニットと、状態測定ユニットにより判定されたユーザの運動状態および生理状態のうち一方または両方に応じて、目標位相差 θ_d を設定する目標位相差設定ユニットとをさらに備えていてもよい。ユーザの「運動状態」には、坂や階段を昇る上昇歩行状態、ほぼ平坦地を歩行する平地歩行状態、坂や階段を下る下降歩行状態、速く歩行するクイック歩行状態、遅く歩行するスロー歩行状態等が含まれうる。また、ユーザの「生理状態」には、疲労度が高い状態、疲労度が低い状態、心拍数や発汗量が多い状態や、心拍数が少ない状態等が含まれうる。

10

【 0 1 4 0 】

当該構成の運動補助装置によれば、ユーザの肩関節角速度（第 1 運動振動子） $d\phi_s/dt$ と第 1 振動子 x との位相差が、ユーザの「歩行状態」に応じた目標位相差 θ_d に近づくように、このユーザの運動が補助されうる。これにより、ユーザの歩行状態の変動に応じて、ユーザの運動リズムを目標リズムに近づける観点から適当なリズムでユーザの運動が補助（補助）される。

20

【 0 1 4 1 】

ユーザの歩行状態（運動状態）は、たとえば次のような手順で測定される。

【 0 1 4 2 】

すなわち、ユーザの歩行状態と、 n 個の運動振動子によって n 次元空間に描かれる軌道パターンとの対応関係がメモリから読み取られる。この上で、この対応関係と、運動振動子測定ユニット 110 により測定された股関節角度 ϕ_h を含む n 個の運動振動子によって n 次元空間に描かれる軌道パターンとに基づき、ユーザの「歩行状態」が測定される。歩行状態測定用の運動振動子として、ユーザの股関節角速度 $d\phi_h/dt$ や、膝関節、足関節、肩関節、肘関節の角度や角速度、角加速度、脚体の一部の位置、さらには歩行者の着地音、呼吸音、意図的な発声音等、歩行リズムと関連したリズムで変動する種々のパラメータが測定されてもよい。

30

【図面の簡単な説明】

【 0 1 4 3 】

【図 1】本発明の運動補助装置およびその制御システムの構成例示図

【図 2】本発明の運動補助装置およびその制御システムの機能例示図

【図 3】第 1 位相差の設定方法に関する説明図

【図 4】第 1 位相差の設定方法に関する説明図

【図 5】本発明の運動補助装置の作用効果に関する実験結果の説明図

40

【図 6】本発明の運動補助装置の作用効果に関する実験結果の説明図

【図 7】補助振動子生成に関する仮想的なバネおよびダンパの説明図

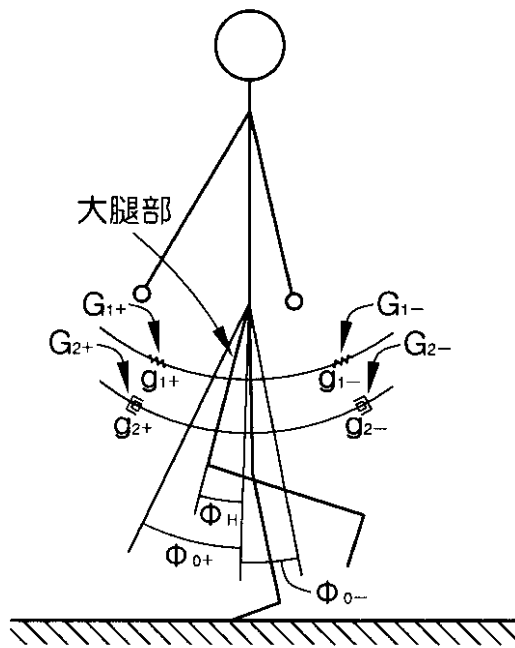
【符号の説明】

【 0 1 4 4 】

100 コンピュータ（制御システム）、110 運動振動子測定ユニット、120 第 1 振動子生成ユニット、130 固有角速度設定ユニット、140 第 2 振動子生成ユニット、150 補助振動子生成ユニット、200 歩行補助装置（運動補助装置）、210 アクチュエータ、211 肩関節角度センサ、212 股関節角度センサ

【 図 7 】

FIG.7



フロントページの続き

(56)参考文献 特開2004-73649(JP,A)

特開平6-296705(JP,A)

武藤剛・三宅美博,歩行介助を目的とする人間-ロボット協調系における共創出過程の解析,計測自動制御学会論文集,2002年 3月31日,第38巻、第3号,p.316-323

(58)調査した分野(Int.Cl.,DB名)

A61H 3/00

A63B 21/065

A63B 24/00

A63B 69/00

A63B 71/06

JSTPlus(JDream2)