

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2017年11月2日(02.11.2017)



(10) 国際公開番号

WO 2017/187658 A1

(51) 国際特許分類:

A61H 3/00 (2006.01) *B25J 11/00* (2006.01)
A61B 5/0488 (2006.01)

(21) 国際出願番号: PCT/JP2016/086476

(22) 国際出願日: 2016年12月8日(08.12.2016)

(25) 国際出願の言語: 日本語

(26) 国際公開の言語: 日本語

(30) 優先権データ:

特願 2016-090015 2016年4月28日(28.04.2016) JP

(71) 出願人: ボッシュ株式会社 (BOSCH CORPORATION) [JP/JP]; 〒1508360 東京都渋谷区渋谷3丁目6番7号 Tokyo (JP).

(72) 発明者: ダメラウ ヨッヘン(DAMERAU Jochen); 〒1508360 東京都渋谷区渋谷3丁目6番7号 Tokyo (JP). ヨビーチュ ヨバーナ

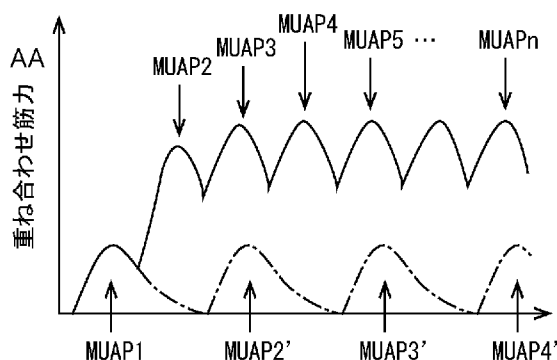
(JOVIC Jovana); 〒1508360 東京都渋谷区渋谷3丁目6番7号 Tokyo (JP).

(81) 指定国(表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, 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, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

(84) 指定国(表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM,

(54) Title: MOTION ASSIST DEVICE

(54) 発明の名称: 動作補助装置



AA Superimposed muscular force

(57) Abstract: A motion assist device is provided which, while reducing time delay, is capable of appropriate control in accordance with motions of a user. This motion assist device is provided with: a signal detection unit which detects a myoelectric potential signal of a user, an extraction processing unit which extracts motor unit action potentials from an acquired myoelectric potential signal, a synthesis processing unit which superimposes the muscular force of each of the extracted motor unit action potentials to calculate a requested assist force, and a torque calculation unit which, on the basis of the requested assist force, calculates the drive torque of an actuator that drives the motor assist device worn by the user.

(57) 要約: 時間的な遅延を低減しつつ、ユーザの動作に応じて動作補助装置を適切に制御可能な動作補助装置を提供する。動作補助装置は、ユーザの筋電位信号を検出する信号検出部と、取得された筋電位信号から運動単位活動電位を抽出する抽出処理部と、抽出されたそれぞれの運動単位活動電位の筋力を重ね合わせて要求補助力を求める合成処理部と、要求補助力に基づき、ユーザに装着された動作補助装置を駆動させるアクチュエータの駆動トルクを算出するトルク算出部と、を備える。

ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (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), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類：

- 一 国際調査報告（条約第21条(3)）

明 細 書

発明の名称：動作補助装置

技術分野

[0001] 本発明は、人体に装着される動作補助装置に関する。

背景技術

[0002] 近年、歩行動作や手足の曲げ伸ばし動作等の人の動作を補助する動作補助装置が知られている。動作補助装置は、人体に装着されて、ユーザの手足の動きに合わせて作動することによって、ユーザの動作を補助する。例えば、動作補助装置は、身体の関節部分に対応して配置される回転軸を中心に回転可能なアーム部材を備え、アクチュエータによってアーム部材を回転させることによって、アーム部材が固定された身体の部分の動作を補助する。かかる動作補助装置は、例えば、障害者又は高齢者だけでなく、健常者の動作を補助する装置等としても、様々な場面で使用され得る。

[0003] ここで、非特許文献1に記載されているように、人の動作は、人体の骨格筋の収縮によって実現されている。骨格筋が収縮する際、筋線維は、運動ニューロンの刺激に反応して電気的な活動を起こす。運動ニューロンと、当該運動ニューロンが神経支配する筋線維は、運動単位（MU）と呼ばれる機能的構造体と考えられている。骨格筋の電気的な活動は、皮膚の表面に電極を配置することによって観察することができる。この手法は、筋電図検査として知られており、観察された電気信号が筋電位である。筋電図検査には、皮膚の表面に配置された電極を用いて筋肉の動作を検出する表面筋電図検査（sEMG）と、筋肉や神経線維の表面又は内部に配置された電極を用いて筋肉の動作を検出する筋電図検査（EMG）とがある。

[0004] このうち、表面筋電図に基づいて行われる動作補助装置の制御として、種々の方法が知られている。筋電位信号の振幅の大きさは、動作補助装置を所望の補助力で作動させるための情報として用いられる。筋電位信号の振幅を求める方法としては、例えば、エンベロープ（包絡線）抽出処理、平均整流

電流算出処理又はRMS値（二乗平均値）算出処理が用いられている。

- [0005] しかしながら、表面筋電図に基づいて行われる動作補助装置の制御方法において、筋電位信号の質は、表面筋電図を検出する電極の位置に大きく依存することが知られている。また、非特許文献2に記載されているように、表面筋電図に基づいて行われる動作補助装置の制御方法は、被験者間変動が大きいことが知られている。

先行技術文献

非特許文献

- [0006] 非特許文献1: Campbell N. A., and J. B. Reece. Biology. 7th ed. San Francisco: Pearson, 2005. 1066-1068.
- 非特許文献2: Winter D.A., Yack H.J., EMG profiles during normal human walking: stride-to-stride and inter-subject variability, Electroencephalography and Neurology, 1987.

発明の概要

発明が解決しようとする課題

- [0007] 電極の位置の制約や被験者間変動が大きいことから、筋電位信号を検出するための電極は、通常、専門スタッフによって配置され、動作補助装置の使用環境が、実質的に臨床環境に制限される。また、上記の例による筋電位信号の処理は、筋電位信号を取得してから動作補助装置が駆動されるまでの時間的な遅延を生じさせ、動作補助装置の性能が損なわれるおそれがあった。
- [0008] 本発明は、上記問題に鑑みてなされたものであり、本発明の目的とするところは、時間的な遅延を低減しつつ、ユーザの動作に応じて動作補助装置を適切に制御可能な、新規かつ改良された動作補助装置を提供することにある。

課題を解決するための手段

- [0009] 上記課題を解決するために、本発明のある観点によれば、ユーザの筋電位信号を検出する信号検出部と、取得された筋電位信号から運動単位活動電位

を抽出する抽出処理部と、抽出されたそれぞれの運動単位活動電位の筋力を重ね合わせて要求補助力を求める合成処理部と、要求補助力に基づき、ユーザに装着された動作補助装置を駆動させるアクチュエータの駆動トルクを算出するトルク算出部と、を備えた、動作補助装置が提供される。

[0010] 本発明の動作補助装置によれば、合成処理部が、筋電位信号から抽出された運動単位活動電位に対応する筋力を重ね合わせて要求補助力を求め、当該要求補助力に基づいてトルク算出部が、アクチュエータの駆動トルクを算出している。したがって、筋電位信号を検出してからアクチュエータに駆動トルクを出力するまでの時間の遅れが低減され、ユーザの動作を適切に補助可能な動作補助装置を得ることができる。また、かかる動作補助装置は、電極の設置位置等の違いによる信号伝達条件の変化に対する安定性に優れている。したがって、被験者間変動も低減することができる。

[0011] 抽出処理部は、抽出した運動単位活動電位の周波数あるいは頻度の情報を抽出してもよい。

[0012] 抽出処理部は、ウェーブレット変換、ウェーブレットパケット、フーリエ変換、テンプレートマッチングアルゴリズム、ファジー識別器、又は、機械学習アルゴリズムを用いて、筋電位信号から運動単位活動電位を抽出してもよい。

[0013] 単位筋力は、筋電位信号の検出対象の運動単位に応じてあらかじめ設定されてもよい。

[0014] 信号検出部は、運動単位上に配置された少なくとも1つの表面筋電位検出電極を含んでもよい。

発明の効果

[0015] 以上説明したように本発明によれば、時間的な遅延を低減しつつ、ユーザの動作に応じて動作補助装置を適切に制御することができる。

図面の簡単な説明

[0016] [図1]本発明の実施の形態にかかる動作補助装置の構成例を示す模式図である。

[図2]同実施形態にかかる動作補助装置の構成例を示す側面図である。

[図3]同実施形態にかかる動作補助装置の制御系の構成例を示すブロック図である。

[図4]同実施形態にかかる動作補助装置の信号処理部の処理フローを示す説明図である。

[図5]ウェーブレット変換による運動単位活動電位の抽出方法を示す説明図である。

[図6]単位筋力波形の例を示す説明図である。

[図7]運動単位活動電位に応じて単位筋力を重ね合わせた様子を示す説明図である。

[図8]重ね合わせた筋力データの振幅を示す説明図である。

発明を実施するための形態

[0017] 以下に添付図面を参照しながら、本発明の好適な実施の形態について詳細に説明する。なお、本明細書及び図面において、実質的に同一の機能構成を有する構成要素については、同一の符号を付することにより重複説明を省略する。

[0018] < 1. 動作補助装置の全体構成 >

まず、図1～図2を参照して、本実施形態にかかる動作補助装置10の全体構成例について説明する。図1は、動作補助装置10を装着したユーザを正面から見た図であり、図2は、動作補助装置10を装着したユーザを側方から見た図である。

[0019] 本実施形態にかかる動作補助装置10は、歩行動作又は階段昇降動作等の左右の脚の前後運動の動作を補助するための装置であり、いわゆる外骨格ロボットとも呼ばれる。動作補助装置10は、腰装着部13と、大腿部装着部17と、回転アクチュエータ21と、アーム部23と、筋電位センサ31, 33と、制御ユニット25とを備える。

[0020] 腰装着部13は、ユーザHの腰部に装着され、固定ベルト11により固定される。腰装着部13のうち、人体の側部に位置する部分には、関節部20

が設けられている。関節部 20 は、ユーザ H の腰関節の位置に対応するように設けられる。関節部 20 では、アーム部 23 と腰装着部 13 とが相対的に回転可能に連結されている。

[0021] アーム部 23 は、関節部 20 から下方に延設され、アーム部 23 の下方側には、大腿部装着部 17 が設けられている。大腿部装着部 17 は、ユーザ H の脚部のうちの大腿部に装着され、固定ベルト 15 により固定される。関節部 20 には、回転アクチュエータ 21 が備えられ、当該回転アクチュエータ 21 を駆動させることにより、関節部 20 を中心にアーム部 23 が回転する。これにより、大腿部装着部 17 が装着されたユーザ H の大腿部の前後方向の動きが補助される。

[0022] また、動作補助装置 10 は、ユーザ H の筋電位信号を検出するための筋電位センサ 31, 33 を有する。本実施形態では、筋電位センサ 31, 33 は、ユーザ H の大腿部の上部及び下部にそれぞれ 2 個設けられた表面電極を含む。筋電位センサ 31, 33 の表面電極は、所望の運動単位を構成する筋肉群の位置に対応するように、ユーザ H の大腿部の表面に取り付けられる。例えば、筋電位センサ 31, 33 の表面電極は、粘着シートを用いて皮膚表面に貼り付けられてもよく、他の方法により配置されてもよい。また、設けられる筋電位センサ 31, 33 の数は特に限定されない。

[0023] 腰装着部 13 の背中側には制御パック 26 が備えられる。制御パック 26 内には制御ユニット 25 が収容されている。制御ユニット 25 は、筋電位センサ 31, 33 により検出される筋電位信号を取得して演算処理を行い、回転アクチュエータ 21 に対して駆動指令を出力する。制御ユニット 25 は、CPU 及び記憶素子等の電子部品を備えて構成され、図示しない電気配線により筋電位センサ 31, 33 及び回転アクチュエータ 21 に電氣的に接続される。制御ユニット 25 と、筋電位センサ 31, 33 又は回転アクチュエータ 21 とは、無線の通信手段によって接続されてもよい。

[0024] かかる動作補助装置 10 では、ユーザ H の動作に伴って生成される筋電位信号が筋電位センサ 31, 33 により検出され、制御ユニット 25 が当該筋

電位信号を処理することによって要求補助トルクを算出する。また、制御ユニット25により、当該要求補助トルクに基づいて回転アクチュエータ21の駆動トルクが決定され、回転アクチュエータ21に送信される。これにより、回転アクチュエータ21が回転駆動され、アーム部23が回転することによって、ユーザHの脚の前後動作に対する補助力が生成される。

[0025] <2. 動作補助装置の制御系の構成>

図3は、本実施形態にかかる動作補助装置10の制御系の構成例を示すブロック図である。動作補助装置10は、信号検出部としての筋電位センサ31, 33と、信号処理部110と、トルク算出部としての駆動制御部120と、回転アクチュエータ21とを備えている。信号処理部110は、抽出処理部112、合成処理部114及び補助力算出部116を含む。信号処理部110は、例えばマイクロコンピュータにより構成され、当該マイクロコンピュータによるプログラムの実行により抽出処理部112、合成処理部114及び補助力算出部116の機能が実現され得る。また、駆動制御部120は、例えばマイクロコンピュータにより構成され得る。信号処理部110と駆動制御部120とは異なるマイクロコンピュータにより構成されてもよく、1つのマイクロコンピュータにより実現されてもよい。

[0026] (2-1. 回転アクチュエータ)

回転アクチュエータ21は、動作補助装置10の関節部20に設けられて、関節部20を中心に、腰装着部13に対してアーム部23を相対的に回転させる。回転アクチュエータ21は、例えば、ステッピングモータ又はブラシレスモータを用いることができる。回転アクチュエータ21は、減速機を備えてもよい。また、回転アクチュエータ21は、回転式のロータリーモータを用いたアクチュエータに限らず、リニアモータと回転機構とを備えたアクチュエータであってもよい。

[0027] (2-2. 筋電位センサ)

筋電位センサ31, 33は、例えば、少なくとも1つの表面筋電位検出電極（表面電極）と、少なくとも1つのAD変換器と、少なくとも1つの増幅

器とを備える。表面電極は、例えば、動作補助装置 10 により補助可能な動作に対応する所望の運動単位の筋肉の腹の部分に位置する皮膚の表面に貼付される。本実施形態においては、筋電位センサ 31, 33 は、大腿の前面側の筋肉の上部及び下部に対応してそれぞれ 2 個貼付された表面電極を有する。表面電極は、例えば、容積伝導により伝わってくる運動単位の筋電位信号 S_m を皮膚の表面から導出する。具体的には、表面電極は、筋線維が発生する筋電位を検出する。表面電極は、例えば単極型、双極型又は三極型の電極であってよく、さらに、アレイ型又はマトリックス型の電極であってもよい。なお、表面電極は 1 個であってもよいし、3 個以上であってもよい。

[0028] AD変換器は、表面電極により取得される筋電位信号 S_m をデジタル信号に変換する。また、増幅器は、AD変換器により変換されたデジタル信号を増幅して出力する。AD変換器及び増幅器は、皮膚表面に貼付される表面電極側に一体化されて設けられてもよく、あるいは、表面電極から筋電位信号 S_m を取得する制御ユニット 25 側に設けられてもよい。また、筋電位センサ 31, 33 は、検出される筋電位信号 S_m のノイズを低減するためのフィルタを備えてもよい。フィルタは、除去したいノイズ信号の振幅に応じて、LPF（ローパスフィルタ）、HPF（ハイパスフィルタ）、BPF（バンドパスフィルタ）等の各種フィルタを適宜用いることができる。

[0029] (2-3. 信号処理部)

信号処理部 110 は、取得した筋電位信号 S_m を処理し、要求補助力 T_{q_ast} を算出する。図 4 は、信号処理部 110 によって実行される要求補助力 T_{q_ast} の算出処理のフローを示している。信号処理部 110 のうち抽出処理部 112 は、筋電位センサ 31, 33 のセンサ信号を取得し、検出された筋電位信号 S_m から運動単位活動電位 MUA P を抽出する（ステップ S10）。また、信号処理部 110 のうち合成処理部 114 は、抽出されたそれぞれの運動単位活動電位 MUA P に対応する単位筋力を重ね合わせて、筋電位信号 S_m に対応する筋力を求める（ステップ S20）。また、信号処理部 110 のうち補助力算出部 116 は、求められた筋力に基づいて、要

求補助力 T_{q_ast} を算出する（ステップ S 3 0）。

[0030] （2-3-1. 運動単位活動電位の抽出）

抽出処理部 112 は、ステップ S 1 0 において運動単位活動電位 M U A P を抽出する。これにより、筋電位センサ 3 1, 3 3 から取得されるセンサ信号に含まれるノイズが除去されて、運動単位活動電位 M U A P が抽出される。抽出処理部 112 は、例えば、抽出された運動単位活動電位 M U A P の周波数あるいは頻度の情報を抽出してもよい。筋電位信号 S m から運動単位活動電位 M U A P を抽出する方法としては、例えば、ウェーブレット変換、ウェーブレットパケット、フーリエ変換、テンプレートマッチングアルゴリズム、ファジー識別器、又は、他の自己回帰モデル係数のような各種の公知の機械学習アルゴリズムが利用され得る。

[0031] 図 5 は、筋電位信号 S m から運動単位活動電位 M U A P を抽出する方法の例として、ウェーブレット変換を用いた例について説明するために示す図である。図 5 の最上段には筋電位センサ 3 1, 3 3 から出力される筋電位信号 S m の値が示され、図 5 の中段三段には異なるスケールを用いてウェーブレット変換を行う様子が示され、図 5 の最下段には運動単位活動電位 M U A P の抽出結果が示されている。

[0032] 図 5 に示した例では、表面電極を用いて検出され得る実際の活動電位に対応した大中小三段階のスケールを用いて筋電位信号 S m から運動単位活動電位 M U A P を抽出している。筋電位センサ 3 1, 3 3 により検出される筋電位信号 S m の振幅は、表面電極と筋肉との距離等に応じて異なり得るため、3 つのスケールを用いて運動単位活動電位 M U A P の抽出が行われる。“ウェーブレット”は、できる限り活動電位の波形に一致するように検出される。図 5 の例では、ハット型のウェーブレットが用いられ、各スケールのウェーブレットに近似する活動電位が抽出されている。活動電位の波形は、対象とするユーザ H の動作や筋肉の位置等に応じて、あらかじめ設定される。

[0033] また、ウェーブレット係数のピーク値が所定の閾値を超えたものが、運動単位活動電位 M U A P として定義される一方、閾値を超えないものは強制的

に0に置き換えられる。また、大中小いずれかのスケールにおいて、ウェーブレット係数が閾値を超えた場合には、他のスケールでM U A Pが重複してカウントされないように、閾値が所定の期間、ゼロに設定される。ウェーブレット係数のピーク値の閾値は、従来公知の方法によって抽出処理部112により自動的に定義され得る。したがって、ユーザ等の手動による校正処理が不要になる。

[0034] 抽出された運動単位活動電位M U A Pには、時間間隔が短い（周波数が大きい）状態で検出される運動単位活動電位M U A Pと、時間間隔が長い（周波数が小さい）状態で検出される運動単位活動電位M U A Pとが見られる。一般に、ユーザHの動作が速い場合、すなわち、ユーザHの動作に伴う筋力が大きい場合ほど、運動単位活動電位M U A Pの時間間隔は短く（周波数が大きく）なる。

[0035] （2-3-2. 筋力の重ね合わせ）

合成処理部114は、ステップS20において、検出された運動単位活動電位M U A Pに対応する単位筋力を重ね合わせて、筋電位信号S mに対応する筋力を求める。本実施形態にかかる動作補助装置10では、筋電位信号S mから抽出された運動単位活動電位M U A Pの周波数によって、単位筋力の重ね合わせにより得られる筋力が異なり得る。つまり、ユーザHの動作が速いほど運動単位活動電位M U A Pの周波数が大きくなるため、単位筋力を重ね合わせられて求められる筋力が異なることとなる。例えば、合成処理部114は、運動単位活動電位M U A Pに対応する筋力の重ね合わせ処理として畳み込み演算を実行し得る。

[0036] 図6及び図7は、運動単位活動電位M U A Pに対応する筋力の畳み込み演算について説明するための模式図である。図6は、動作補助装置10の補助対象の運動単位に応じてあらかじめ設定され得る運動単位活動電位M U A Pの単位筋力波形を示す。つまり、運動単位の筋肉は、運動単位活動電位M U A Pごとに単位筋力波形の筋力を生成するものと仮定される。また、単位筋力波形は、ユーザHの性別又は年齢等の属性に応じて設定されてもよく、あ

るいは、使用に応じて学習された単位筋力により更新されてもよい。図7は、抽出された複数の運動単位活動電位MUA P sに応じて単位筋力を重ね合わせた様子を示す。

[0037] 人が動作を起こす場合、最初の運動単位活動電位MUA P 1を受け取った後に筋収縮が生じ、筋力が生成される。抽出された複数の運動単位活動電位MUA P sの周波数が小さい場合（図7の一点鎖線）、最初の運動単位活動電位MUA P 1に対応する筋力がゼロに低下した後に、次の運動単位活動電位MUA P 2' , MUA P 3' …が受信される。つまり、ユーザHの動作が遅い場合には、複数の運動単位活動電位MUA P sの重ね合わせ処理を行ったとしても、重ね合わせ筋力の値は大きくならない。

[0038] 一方、抽出された複数の運動単位活動電位MUA P sの周波数が大きい場合（図7の実線）、最初の運動単位活動電位MUA P 1に対応する筋力がゼロに低下する前に、次の運動単位活動電位MUA P 2に対応する筋力が重ね合わせられ、重ね合わせ筋力の値は増大する。その後も、運動単位活動電位MUA P nに対応する筋力が低下する前に、次の運動単位活動電位MUA P n + 1が受信され、重ね合わせ筋力の値はゼロまで低下することがない。つまり、求められる重ね合わせ筋力は、抽出された運動単位活動電位MUA P sの周波数に依存する。このようにして、合成処理部114により、抽出された運動単位活動電位MUA P sと筋力との関係が求められる。

[0039] 図8は、ユーザHのある動作に対して、本実施形態にかかる動作補助装置10の合成処理部114による処理によって得られた筋力（重ね合わせ筋力）のデータの振幅（実施例）と、筋電位信号S mを二乗平均平方根（RMS）処理して得られたデータの振幅（参考例）とを示している。RMS処理は、筋電位信号S mをフィルタリングしつつ二乗平均平方根処理を行った例が示されている。

[0040] 図8に示したように、本実施形態にかかる運動単位活動電位MUA P sの重ね合わせ処理によって、従来の筋電図処理で用いられている二乗平均平方根処理の結果による特徴と類似する結果が得られていることが分かる。した

がって、本実施形態にかかる動作補助装置 10 による筋電位信号 S_m の合成処理方法が有用であることが理解できる。また、本実施形態にかかる動作補助装置 10 による筋電位信号 S_m の合成処理方法では、抽出された運動単位活動電位 $MUAPs$ に応じて単位筋力が重ね合わせられるため、筋線維と表面電極との間の信号伝達条件の変化に対する安定性に優れている。

[0041] また、本実施形態にかかる動作補助装置 10 による筋電位信号 S_m の合成処理方法では、表面電極の設置位置の違いによる検出誤差が小さくなることから、被験者間変動も小さくなり、かつ、使用時の校正作業が不要になるか、あるいは、ごく簡単な校正処理とすることができる。さらに、本実施形態にかかる動作補助装置 10 による筋電位信号 S_m の合成処理方法では、筋電位信号 S_m を、あらかじめ記憶された複数の筋電位の波形と比較したり、包絡線を求めたり等することなく、運動単位活動電位 $MUAP$ が検出されるごとに単位筋力の重ね合わせが行われる。このため、ユーザ H の筋肉の収縮が生じるより前に運動単位活動電位 $MUAP$ の重ね合わせが行われるため、筋電位信号 S_m が検出されてから回転アクチュエータ 21 に対して駆動指令を出力するまでの応答時間を短縮することができる。

[0042] (2-3-3. 要求補助力の算出)

補助力算出部 116 は、ステップ S30 において、重ね合わせ筋力のデータの振幅に基づいて、要求補助力 T_{q_ast} を算出する。例えば、補助力算出部 116 は、サポートベクターマシン (SVM)、ニューラルネットワーク (ANN)、ガウス混合モデル (GMM) 等の従来公知の 1 つ又は複数の人工知能アルゴリズム (AI) を用いて、ステップ S20 で求められた重ね合わせ筋力のデータを要求補助力 T_{q_ast} に変換する。このとき、補助力算出部 116 は、回帰演算を行うことで重ね合わせ筋力のデータの振幅に対応する要求補助力 T_{q_ast} を予測する。この出力値は、連続値となる。補助力算出部 116 は、算出した要求補助力 T_{q_ast} を駆動制御部 120 に出力する。

[0043] 補助力算出部 116 は、合成処理部 114 によって求められた重ね合わせ

筋力のデータの振幅だけでなく、さらに他の情報に基づいて要求補助力 T_{q_ast} を求めてもよい。例えば、ユーザHの外骨格の関節の角度、関節の動きの角速度又は加速度、性別、年齢、身長又は体重等のユーザH固有の情報、又は、時間的に過去に得られる外骨格の動作に関連する補助力等の信号などの筋電位信号以外の信号を参照してもよい。

[0044] なお、補助力算出部116は、重ね合わせ筋力のデータの入力だけを受信するオンラインの動作モードだけでなく、重ね合わせ筋力のデータの入力と併せて、所望の出力の信号を受信して、ユーザHに動作補助装置10の訓練を実施させるオフライン訓練モードが実行可能になっていてもよい。また、補助力算出部116は、ユーザHに動作補助装置10の訓練を実施させるオンライン訓練モードを実行可能とするアルゴリズムを実行してもよい。

[0045] (2-4. 駆動制御部)

駆動制御部120は、信号処理部110により求められた要求補助力 T_{q_ast} の値に基づいて、回転アクチュエータ21の駆動トルク T_{q_mtr} を決定し、回転アクチュエータ21に対して駆動指令を出力する。例えば、駆動制御部120は、要求補助力 T_{q_ast} と駆動トルク T_{q_mtr} との関係を定めたマップを参照して、回転アクチュエータ21の駆動トルク T_{q_mtr} を求めてもよい。駆動制御部120が回転アクチュエータ21に対して駆動指令を出力することにより、回転アクチュエータ21が所望の回転トルクで駆動され、動作補助装置10を装着したユーザHの動作の補助が行われる。

[0046] <3. 変形例>

ここまで、本実施形態にかかる動作補助装置10の構成例について説明した。本実施形態にかかる動作補助装置10は、種々の変形が可能である。以下、動作補助装置10の変形例の幾つかを説明する。

[0047] 本実施形態にかかる動作補助装置10では、回転アクチュエータ21が関節部20に收容される構成となっているが、回転アクチュエータ21は関節部20から離れた位置に配置されて、動力伝達機構を介してアーム部23を

回転させるものであってもよい。例えば、回転アクチュエータ 21 が、腰装着部 13 の背中側に設けられた制御パック 26 内に收容されてもよい。あるいは、ユーザ H が背負うバックパック等に、制御ユニット 25 とともに收容されていてもよい。

[0048] 本実施形態にかかる動作補助装置 10 では、筋電位センサ 31, 33 が、大腿の前面の上部及び下部にそれぞれ 2 個設けられていたが、大腿の裏側の筋肉に設けられてもよい。筋電位を計測するセンサが増えるほど、2 つのセンサ値の差分を増幅する処理をすべてのセンサ値に対して実行することによって、ノイズを低減させることができ、運動単位活動電位 MUA P の測定誤差を少なくすることができる。これにより、動作補助装置 10 によるユーザ H の動作のアシストを適切に実行することができる。

[0049] 本実施形態にかかる動作補助装置 10 では、筋電位センサ 31, 33 のセンサ信号に基づき、抽出処理部 112 が運動単位活動電位 MUA P を抽出していたが、運動単位活動電位 MUA P を抽出する前に、筋電位信号 S m に対してブラインド音源分離 (BSS) 処理を行ってもよい。特に、1 つの筋電位センサが 2 つの電極を備えている場合には、2 つの電極の検出値の差分を取ることによってノイズを低減できるが、1 つの筋電位センサが 1 つの電極を備えている場合にブラインド音源分離 (BSS) 処理を行ってノイズを除去することが有効である。ブラインド音源分離 (BSS) は、独立成分分析 (ICA) に基づく信号の分離処理であって、筋電位信号 S m から 1 つの筋肉の筋電位を分離することができる。これにより、動作補助装置 10 によるユーザ H の動作のアシストを適切に実行することができる。この場合、ブラインド音源分離 (BSS) 処理された筋電位信号 S m に対してフィルタリングを行い、さらにノイズを低減してもよい。

[0050] <4. まとめ>

以上説明したように、本実施形態にかかる動作補助装置 10 では、筋電位信号 S m から運動単位活動電位 MUA P が抽出され、抽出された複数の運動単位活動電位 MUA P s を重ね合わせることによって重ね合わせ筋力のデー

タが求められる。また、動作補助装置 10 では、求められた重ね合わせ筋力のデータに基づいて要求補助力 T_{q_ast} が算出され、回転アクチュエータ 21 の駆動トルク T_{q_mtr} が生成される。このように、本実施形態にかかる動作補助装置 10 では、抽出された運動単位活動電位 $MUAP_s$ に応じて単位筋力が重ね合わせられるため、筋線維と表面電極との間の信号伝達条件の変化に対する安定性に優れている。

[0051] また、本実施形態にかかる動作補助装置 10 では、表面電極の設置位置の違いによる検出誤差が小さくなることから、被験者間変動も小さくなり、かつ、使用時の校正作業が不要になるか、あるいは、ごく簡単な校正処理とすることができる。さらに、本実施形態にかかる動作補助装置 10 では、筋電位信号 S_m を、あらかじめ記憶された複数の筋電位の波形と比較したり、包絡線を求めたり等することなく、運動単位活動電位 $MUAP$ が検出されるごとに単位筋力の重ね合わせが行われる。このため、ユーザ H の筋肉の収縮が生じるより前に運動単位活動電位 $MUAP$ の重ね合わせが行われるため、筋電位信号 S_m が検出されてから回転アクチュエータ 21 に対して駆動指令を出力するまでの応答時間を短縮することができる。

[0052] 以上、添付図面を参照しながら本発明の好適な実施形態について詳細に説明したが、本発明はかかる例に限定されない。本発明の属する技術の分野における通常の知識を有する者であれば、特許請求の範囲に記載された技術的思想の範疇内において、各種の変更例または修正例に想到し得ることは明らかであり、これらについても、当然に本発明の技術的範囲に属するものと了解される。

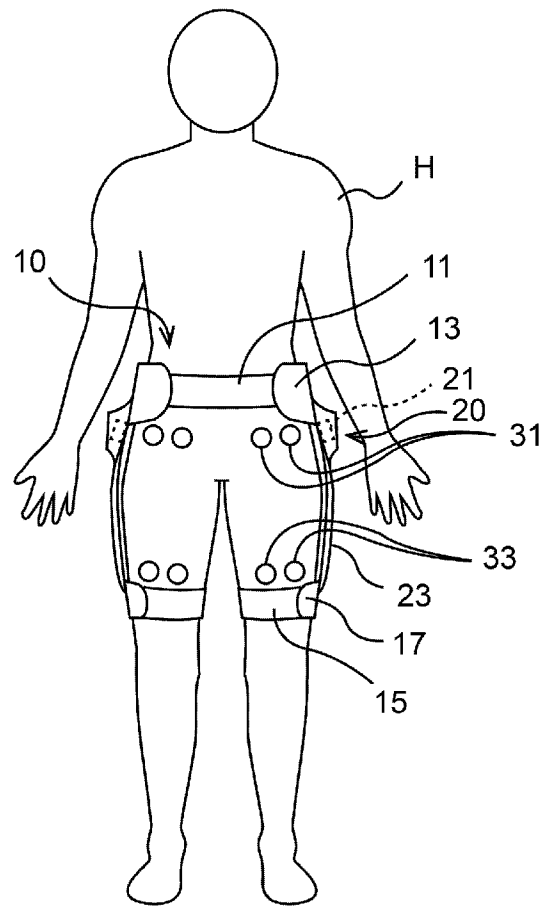
[0053] また、上記実施形態では、動作補助装置 1 が、ユーザ H の両脚の前後運動を補助する装置として構成されていたが、本発明はかかる例に限定されない。例えば、動作補助装置は、ユーザ H の片脚の前後運動を補助する装置であってもよい。この場合、関節部 20、アーム部 23 及び大腿部装着部 17 は、左右のいずれか一方にのみ設けられる。また、動作補助装置 1 は、大腿部の前後運動を補助する装置に限られず、ひざ関節を中心としたふくらはぎの

動作を補助する装置であってもよいし、腕の動作を補助する装置であってもよい。

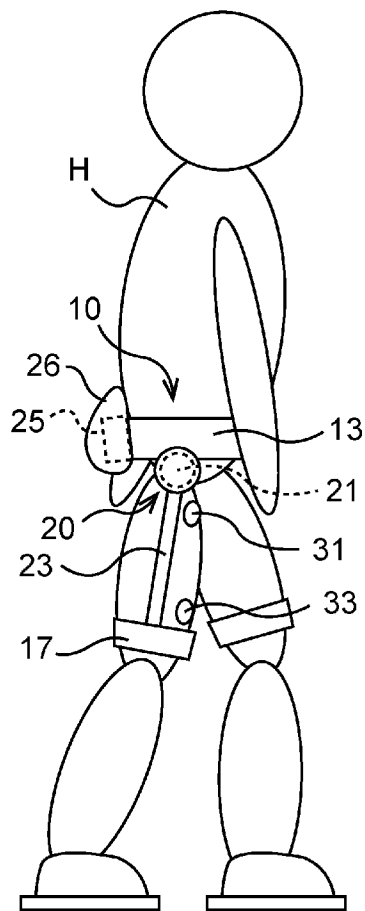
請求の範囲

- [請求項1] ユーザの筋電位信号を検出する信号検出部と、
取得された前記筋電位信号から運動単位活動電位を抽出する抽出処理部と、
抽出されたそれぞれの前記運動単位活動電位の筋力を重ね合わせて要求補助力を求める合成処理部と、
前記要求補助力に基づき、前記ユーザに装着された動作補助装置を駆動させるアクチュエータの駆動トルクを算出するトルク算出部と、
を備えた、動作補助装置。
- [請求項2] 前記抽出処理部は、抽出した前記運動単位活動電位の周波数あるいは頻度の情報を抽出する、請求項1に記載の動作補助装置。
- [請求項3] 前記抽出処理部は、ウェーブレット変換、ウェーブレットパケット、フーリエ変換、テンプレートマッチングアルゴリズム、ファジー識別器、又は、機械学習アルゴリズムを用いて、前記筋電位信号から前記運動単位活動電位を抽出する、請求項1又は2に記載の動作補助装置。
- [請求項4] 前記合成処理部は、あらかじめ設定された単位筋力を重ね合わせて筋力を推定し、要求補助力を求める、請求項1～3のいずれか1項に記載の動作補助装置。
- [請求項5] 前記単位筋力は、前記筋電位信号の検出対象の運動単位に応じてあらかじめ設定される、請求項4に記載の動作補助装置。
- [請求項6] 前記信号検出部は、運動単位上に配置された少なくとも1つの表面筋電位検出電極を含む、請求項1～5のいずれか1項に記載の動作補助装置。

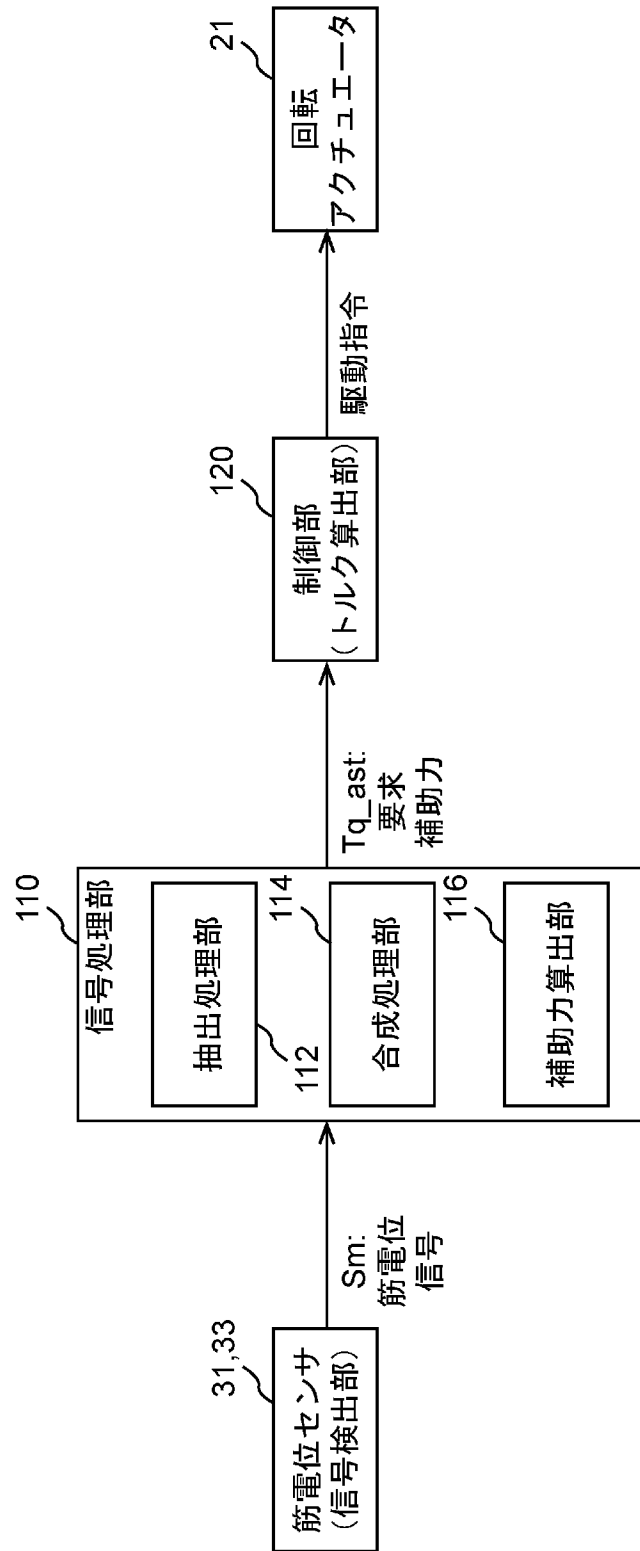
[図1]



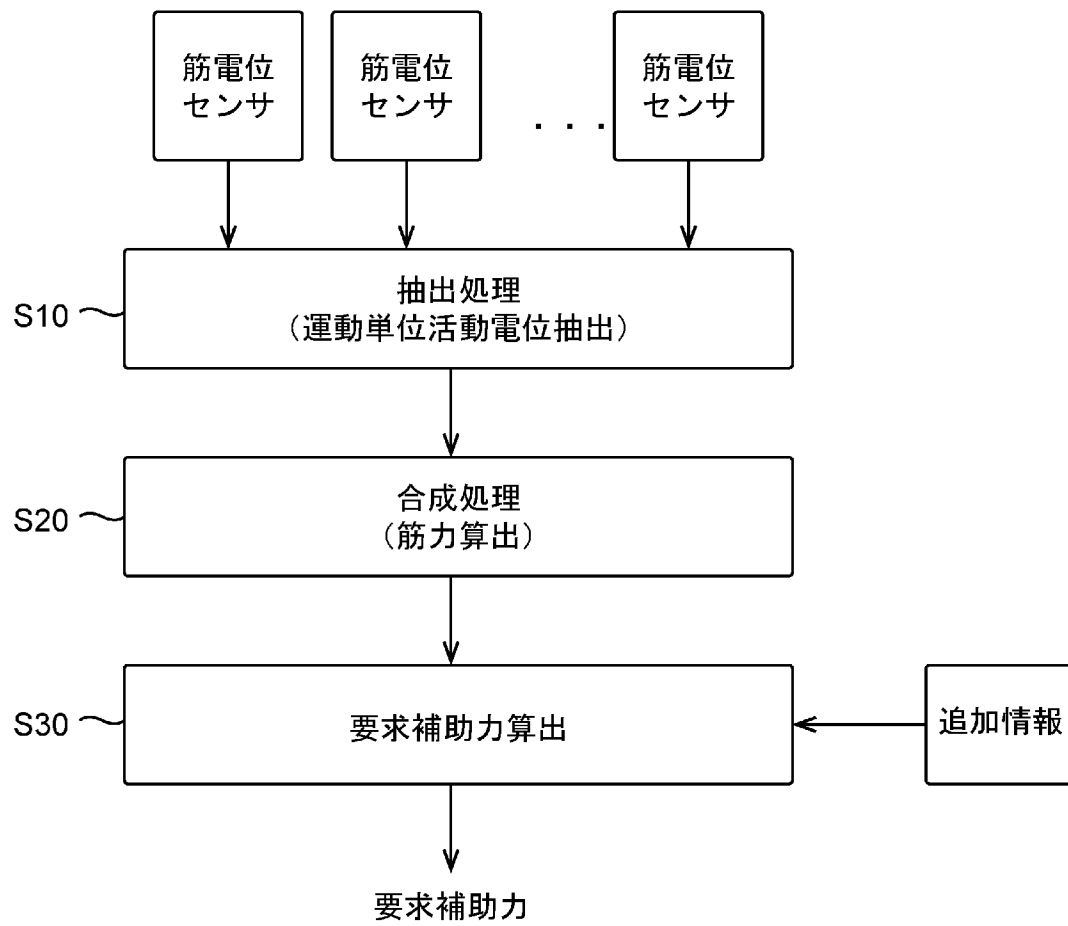
[図2]



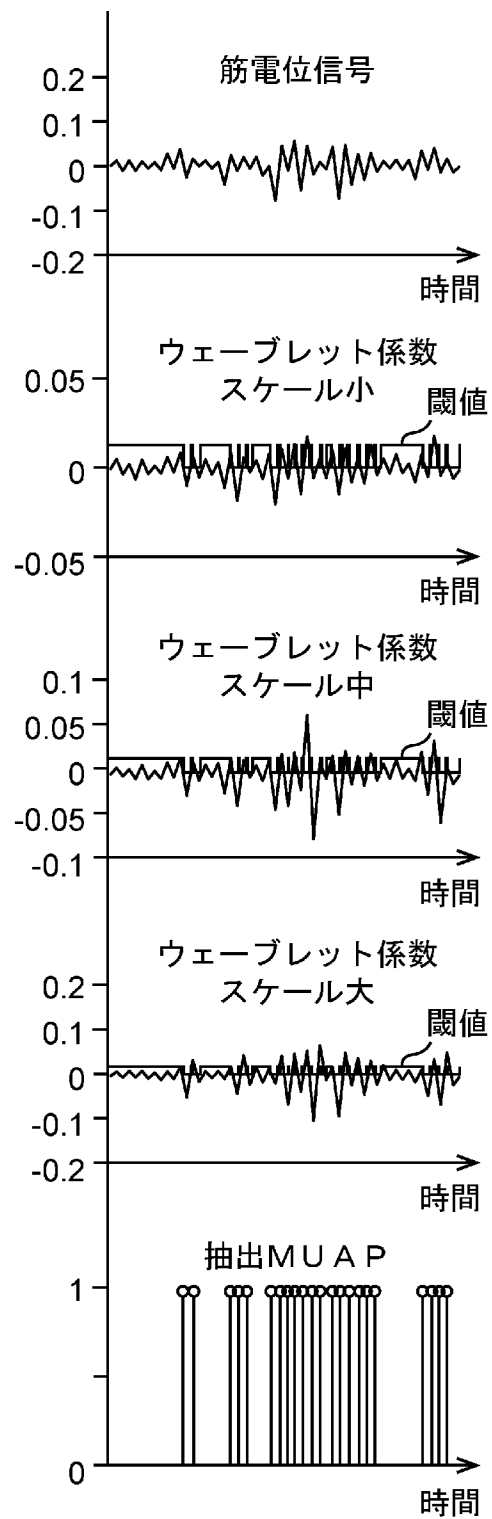
[図3]



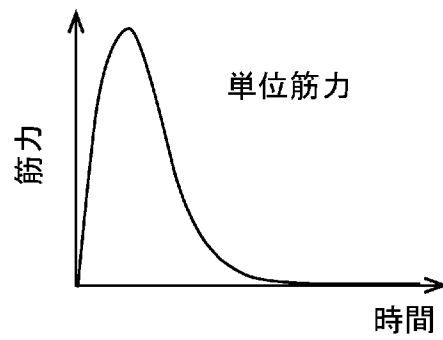
[図4]



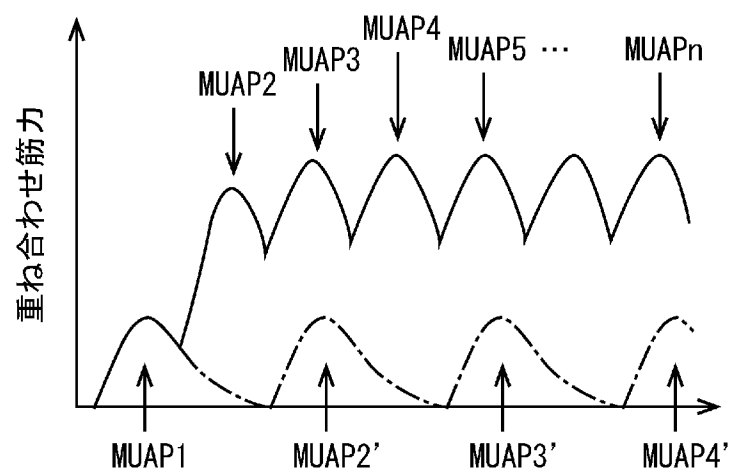
[図5]



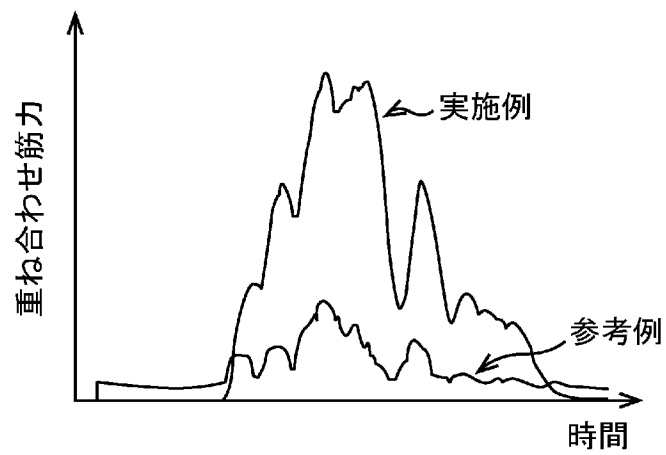
[図6]



[図7]



[図8]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2016/086476

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61H3/00(2006.01)i, A61B5/0488(2006.01)i, B25J11/00(2006.01)i

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

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61H3/00, A61B5/0488, B25J11/00

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

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2017
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2017	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2017

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

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2010-58250 A (Tokyo Institute of Technology), 18 March 2010 (18.03.2010), paragraphs [0021] to [0083]; fig. 1 to 8 (Family: none)	1-6
A	JP 6-39754 A (Nippon Telegraph and Telephone Corp.), 15 February 1994 (15.02.1994), paragraphs [0033] to [0069]; fig. 1 to 19 (Family: none)	1-6
A	JP 2011-25053 A (University of Tsukuba), 10 February 2011 (10.02.2011), paragraphs [0023] to [0148]; fig. 1 to 23 (Family: none)	1-6

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

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

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

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

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

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

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

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

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

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
22 February 2017 (22.02.17)

Date of mailing of the international search report
07 March 2017 (07.03.17)

Name and mailing address of the ISA/
Japan Patent Office
3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku,
Tokyo 100-8915, Japan

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2016/086476

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2014-8071 A (University of Tsukuba, CYBERDYNE Inc.), 20 January 2014 (20.01.2014), paragraphs [0020] to [0087]; fig. 1 to 7 (Family: none)	1-6
A	US 2016/0058647 A1 (MADDY Conor J.), 03 March 2016 (03.03.2016), paragraphs [0014] to [0046]; fig. 1 to 5 (Family: none)	1-6

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, A61B5/0488(2006.01)i, B25J11/00(2006.01)i

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料（国際特許分類（IPC））

Int.Cl. A61H3/00, A61B5/0488, B25J11/00

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1922-1996年
日本国公開実用新案公報	1971-2017年
日本国実用新案登録公報	1996-2017年
日本国登録実用新案公報	1994-2017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	JP 2010-58250 A（国立大学法人東京工業大学） 2010.03.18, 段落 [0021] - [0083], 図 1-8 (ファミリーなし)	1-6
A	JP 6-39754 A（日本電信電話株式会社） 1994.02.15, 段落 [0033] - [0069], 図 1-19 (ファミリーなし)	1-6

☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。

☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの

「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの

「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す）

「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献

「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの

「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの

「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの

「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

22.02.2017

国際調査報告の発送日

07.03.2017

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）

武内 大志

3E

3318

電話番号 03-3581-1101 内線 3346

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	JP 2011-25053 A (国立大学法人 筑波大学) 2011.02.10, 段落 [0023] - [0148] , 図 1-23 (ファミリーなし)	1-6
A	JP 2014-8071 A (国立大学法人 筑波大学、CYBERDYNE株 式会社) 2014.01.20, 段落 [0020] - [0087] , 図 1-7 (ファミリーなし)	1-6
A	US 2016/0058647 A1 (MADDRY Conor J.) 2016.03.03, 段落 [0014] - [0046] , Fig.1-5 (ファミリーなし)	1-6