

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局



(43) 国際公開日
2009年2月26日 (26.02.2009)

PCT

(10) 国際公開番号
WO 2009/025256 A1

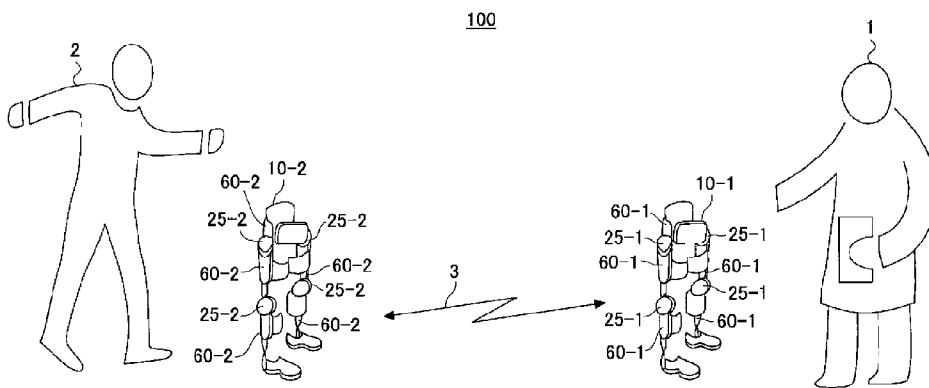
- (51) 国際特許分類:
A61F 2/72 (2006.01) A61H 1/02 (2006.01)
A61F 2/56 (2006.01) A61H 3/00 (2006.01)
A61F 2/62 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2008/064700
- (22) 国際出願日: 2008年8月18日 (18.08.2008)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願2007-213359 2007年8月20日 (20.08.2007) JP
特願2008-208027 2008年8月12日 (12.08.2008) JP
- (71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 国立大学
法人筑波大学 (UNIVERSITY OF TSUKUBA) [JP/JP];
〒3058577 茨城県つくば市天王台一丁目1番1 Ibaraki
(JP).
- (72) 発明者; および
(75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 山海 嘉之
(SANKAI, Yoshiyuki) [JP/JP]; 〒3058577 茨城県つく
ば市天王台一丁目1番1 国立大学法人筑波大学内
Ibaraki (JP).
- (74) 代理人: 伊東 忠彦 (ITO, Tadahiko); 〒1506032 東京
都渋谷区恵比寿4丁目20番3号 恵比寿ガーデン
プレイスタワー32階 Tokyo (JP).
- (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が
可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG,
BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, 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, 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, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG,

[続葉有]

(54) Title: ACTION-AIDING SYSTEM FOR WEARABLE TYPE ACTION-AIDING DEVICE, WEARABLE TYPE ACTION-AIDING DEVICE, AND ACTION-AIDING METHOD FOR THE WEARABLE TYPE ACTION-AIDING DEVICE

(54) 発明の名称: 装着式動作補助装置の動作補助システム及び装着式動作補助装置及び装着式動作補助装置の動作補助方法

[図]



(57) Abstract: Provided is an action-aiding system, in which the action state of the wearable type action-aiding device (10-1) of a doctor (1) is transmitted via a network to the wearable action-aiding device (10-2) of a patient (2). This action state is reflected on the wearable action-aiding device (10-2) of the patient (2) so that the rehabilitation of the patient (2) is performed. Moreover, the action state of the wearable action-aiding device (10-2) is transmitted from the wearable action-aiding device (10-2) of the patient (2) to the wearable type action-aiding device (10-1). The action state of the wearable action-aiding device (10-2) is reflected on the wearable type action-aiding device (10-1). Thus, the doctor (1) can feel the state of the patient (2) objectively.

(57) 要約: 本発明は、医者1の装着式動作補助装置10-1の動作状態を患者2の装着式動作補助装置10-2にネットワークを介して送信する。そして、この動作状態が患者2の装着式動作補助装置10-2に反映され、患者2のリハビリテーションが行なわれる。また、患

[続葉有]

WO 2009/025256 A1



SK, SL, SM, ST, SV, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA,
UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU,
IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MT, NL, NO, PL, PT, RO, SE,
SI, SK, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ,
GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

(84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AT, BE, BG,

添付公開書類:
— 国際調査報告書

者2の装着式動作補助装置10-2から、装着式動作補助装置10-2の動作状態が装着式動作補助装置10-1に送信される。そして、この装着式動作補助装置10-2の動作状態が装着式動作補助装置10-1に反映される。これにより、医者1が患者2の状態を客観的に感じることができる。

明 細 書

装着式動作補助装置の動作補助システム及び装着式動作補助装置及び装着式動作補助装置の動作補助方法

技術分野

[0001] 本発明は、装着式動作補助装置を利用した動作補助システムに関し、特に、患者と医者とは遠く離れた場所にいる場合であっても、ネットワークを介して、患者の状態を医者が把握し、動作補助装置を装着した患者に対して適切なリハビリテーションを行なうことができる装着式動作補助装置の動作補助システム及び装着式動作補助装置及び装着式動作補助装置の動作補助方法に関する。

背景技術

[0002] 近年、自立型のロボットとは別に、人体に装着して人体の機能をアシストする装着式動作補助装置の開発が進められている。この装着式動作補助装置は、装着者の生体電位信号(例えば、筋電位信号、神経伝達信号、脳波検出信号等の生体情報を含む)を取得して、この取得した生体電位信号に基づいて、装着者の意思にしたがった動力を装着式動作補助装置のアクチュエータに供給することにより、装着者の動作をアシストするものである(特許文献1乃至特許文献3参照)。

[0003] 一方、脳卒中、脊椎損傷などの要因により身体を動かせない患者に対して、筋力の回復や筋力低下の予防のために、医者や理学療法士によるリハビリテーションが行なわれていることは周知の事実である。

[0004] このようなリハビリテーションは、医者や理学療法士が患者と直接対面して、患者の状態を確認しながら行なうのが一般的である。また、患者が動けないなどの理由により、患者が病院に来院することができない場合であっても、ネットワークを介して、患者及び医者等の映像音声信号を双方向で通信することにより、リハビリテーションを行なうことは可能である。

特許文献1:特開2005-95561号公報

特許文献2:特開2005-230099号公報

特許文献3:特開2005-253650号公報

発明の開示

発明が解決しようとする課題

- [0005] しかしながら、従来のリハビリテーションの方法では、患者の状態を知る手段として、患者から医者などに伝えられる状態、医者の所見に依存しているために、患者の状態を客観的に知ることができない。すなわち、患者がどれだけの意思をもって身体を動かそうとし、実際に身体がどれだけ動いているかを客観的に知ることができない。
- [0006] 有効なリハビリテーションを行なうには、患者の状態を客観的に知ることが必要であり、従来のリハビリテーション方法では、有効なリハビリテーションを行なうことが難しいという問題があった。
- [0007] 本発明は、上記実情に鑑みてなされたものであり、装着式動作補助装置を利用して患者、訓練者などの動作補助対象者の状態を客観的に把握し、効率的なリハビリテーションやトレーニングなどの動作補助を行なうことを可能とする装着式動作補助装置の動作補助システム及び装着式動作補助装置及び装着式動作補助装置の動作補助方法を提供することを課題とする。

課題を解決するための手段

- [0008] 上記課題を解決するため、本発明は以下のような手段を有する。
- (1)本発明は、装着者の動作に伴って発生する生体信号を検出する生体信号検出手段と、
- 前記装着者の動きに応じた物理現象を検出する物理現象検出手段と、
- 前記装着者に装着された動作補助装着具に補助動力を付与する駆動手段と、
- 前記物理現象検出手段により検出された検出信号に基づく演算処理を行なって補助動力を発生するように前記駆動手段を制御する制御手段とを有する装着式動作補助装置の動作制御システムであって、
- 複数の装着式動作補助装置に搭載された複数の制御手段を通信可能に接続する通信手段と、
- 一の装着式動作補助装置で得られた各信号のデータのうち少なくとも何れか一つの信号のデータを前記通信手段を介して他の装着式動作補助装置に転送するデータ転送手段と、を備え、

前記他の装着式動作補助装置の制御手段は、前記データ転送手段により転送されたデータに基づいて前記他の装着式動作補助装置の動作を前記一の装着式動作補助装置の動作と一致させるように前記駆動手段を制御することを特徴とする。

(2)本発明は、請求項1に記載の装着式動作補助装置の動作補助システムであって、

前記一の装着式動作補助装置の制御手段は、前記通信手段を介して前記他の装着式動作補助装置の制御手段と相互にデータを送受信可能に接続されることを特徴とする。

(3)本発明は、請求項2に記載の装着式動作補助装置の動作補助システムであって、

前記一の装着式動作補助装置の制御手段は、前記データ転送手段により転送されたデータに基づいて前記一の装着式動作補助装置の動作を前記他の装着式動作補助装置の動作と一致させるように前記駆動手段を制御することを特徴とする。

(4)本発明は、請求項1に記載の装着式動作補助装置の動作補助システムであって、

前記物理現象検出手段は、前記駆動手段により駆動される前記装着者の関節の回動角度を検出する角度センサであることを特徴とする。

(5)本発明は、請求項1に記載の装着式動作補助装置の動作補助システムであって、

前記物理現象検出手段は、前記装着者の関節に付与される前記駆動手段によるトルクを検出するトルクセンサであることを特徴とする。

(6)本発明は、請求項4に記載の装着式動作補助装置の動作補助システムであって、

前記他の装着式動作補助装置の制御手段は、前記角度センサにより検出された前記一の装着式動作補助装置が装着された前記装着者の関節の回動角度に基づいて前記駆動手段を制御することを特徴とする。

(7)本発明は、請求項5に記載の装着式動作補助装置の動作補助システムであって、

前記他の装着式動作補助装置の制御手段は、前記トルクセンサにより検出された前記一の装着式動作補助装置の前記駆動手段のトルクに基づいて前記他の装着式動作補助装置の前記駆動手段を制御することを特徴とする。

(8)本発明は、請求項6に記載の装着式動作補助装置の動作補助システムであって、

前記他の装着式動作補助装置の制御手段は、前記一の装着式動作補助装置の前記角度センサにより検出された関節の回動角度と前記他の装着式動作補助装置の前記角度センサにより検出された関節の回動角度との差が予め設定された閾値を超えた場合には、前記生体信号検出手段により検出された生体信号に基づいて前記駆動手段を制御することを特徴とする。

(9)本発明は、請求項7に記載の装着式動作補助装置の動作補助システムであって、

前記他の装着式動作補助装置の制御手段は、前記一の装着式動作補助装置の前記トルクセンサにより検出された一のトルクと前記他の装着式動作補助装置の前記トルクセンサにより検出された他のトルクとの差が予め設定された閾値を超えた場合には、前記生体信号検出手段により検出された生体信号に基づいて前記駆動手段を制御することを特徴とする。

(10)本発明は、請求項1に記載の装着式動作補助装置の動作補助システムであって、

前記装着式動作補助装置の制御手段は、前記複数の装着式動作補助装置の中から任意の装着式動作補助装置の制御手段をマスタ制御手段として指定する指定手段を有することを特徴とする。

(11)本発明は、請求項1に記載の装着式動作補助装置の動作補助システムであって、

前記装着式動作補助装置の制御手段は、前記物理現象検出手段により検出された検出信号を前記通信手段を介して他の装着式動作補助装置に送信し、

前記他の装着式動作補助装置は、前記通信手段を介して送信された前記検出信号に対応する物理現象を装着者に体感させる体感手段を有することを特徴とする。

(12) 本発明は、第1の装着者の第1の装着式動作補助装置と、第2の装着者の第2の装着式動作補助装置との間で通信を行ない、第2の装着者の動作補助を行なう装着式動作補助装置の動作補助システムであって、

前記第1の装着式動作補助装置は、

前記第2の装着式動作補助装置から送られた前記第2の装着式動作補助装置の第2の関節角度を受信し、この受信した第2の関節角度と、前記第1の装着式動作補助装置の前記受信した第2の関節角度に対応する第1の関節角度とに基づいて、前記第2の装着式動作補助装置に対する第1の角度制御出力トルクを算出する第1の角度制御出力トルク算出手段と、

前記第2の装着式動作補助装置から送られた前記第2の装着式動作補助装置の出力トルクを受信し、この受信した出力トルクに基づいて、前記第2の装着式動作補助装置に対する第1の力制御出力トルクを算出する第1の力制御出力トルク算出手段と、

前記第1の装着式動作補助装置のアクチュエータ部の出力トルクと、前記第1の装着式動作補助装置の第1の関節角度と、前記第1の装着者に発生する筋力に応じた第1の生体電位信号と、前記第1の装着式動作補助装置のフレームに作用する第1の相対力とに基づいて、第1のアシスト制御出力トルクを算出する第1のアシスト制御出力トルク算出手段と、

前記算出された第1の角度制御出力トルク及び前記第1の力制御出力トルクのうちの少なくとも1つと、前記算出された第1のアシスト制御出力トルクとに基づいて、前記第2の装着式動作補助装置に対する第1の出力トルクを算出する第1の出力トルク算出手段と、

前記算出された第1の出力トルク及び前記第1の装着式動作補助装置の第1の関節角度を前記第2の装着式動作補助装置に送信する送信手段とを具備し、

前記第2の装着式動作補助装置は、

前記第1の装着式動作補助装置から送信された前記第1の装着式動作補助装置の第1の関節角度を受信し、この受信した第1の関節角度と、前記第2の装着式動作補助装置の前記受信した第1の関節角度に対応する第2の関節角度とに基づいて、

前記第1の装着式動作補助装置に対する第2の角度制御出力トルクを算出する第2の角度制御出力トルク算出手段と、

前記第1の装着式動作補助装置から送信された第1の出力トルクを受信し、この受信した第1の出力トルクに基づいて、前記第2の装着式動作補助装置に対する第2の力制御出力トルクを算出する第2の力制御出力トルク算出手段と、

前記第2の装着式動作補助装置のアクチュエータ部の出力トルクと、前記第2の装着式動作補助装置の第2の関節角度と、前記第2の装着者に発生する筋力に応じた第2の生体電位信号と、前記第2の装着式動作補助装置のフレームに作用する第2の相対力とに基づいて、第2のアシスト制御出力トルクを算出する第2のアシスト制御出力トルク算出手段と、

前記算出された第2の角度制御出力トルク及び前記第2の力制御出力トルクのうちの少なくとも1つと、前記算出された第2のアシスト制御出力トルクとに基づいて、前記第1の装着式動作補助装置に対する第2の出力トルクを算出する第2の出力トルク算出手段と、

前記算出された第2の出力トルクに応じて前記第2の装着式動作補助装置のアクチュエータ部を制御する手段と

を具備することを特徴とする。

(13) 本発明は、請求項12に記載の装着式動作補助装置の動作補助システムであって、

前記第1の装着式動作補助装置は、

前記算出された第1の出力トルクに応じて前記第1の装着式動作補助装置のアクチュエータ部を制御する手段をさらに具備することを特徴とする。

(14) 本発明は、請求項12に記載の装着式動作補助装置の動作補助システムであって、

前記第2の装着式動作補助装置は、

前記算出された第2の出力トルク及び前記第2の装着式動作補助装置の第2の関節角度を前記第1の装着式動作補助装置に送信する送信手段をさらに具備することを特徴とする。

(15)本発明は、請求項14に記載の装着式動作補助装置の動作補助システムであって、

前記第2の装着式動作補助装置の送信手段は、
前記第2の装着者の状態を観測するためのモニタリング情報をさらに送信し、
前記動作補助システムは、
前記送信されたモニタリング情報を表示する表示手段をさらに具備することを特徴とする。

(16)本発明は、請求項12に記載の装着式動作補助装置の動作補助システムであって、

前記第1の装着式動作補助装置は、
制御モードを設定する制御モード設定手段をさらに具備し、
前記第1の出力トルク算出手段は、
前記制御モード設定手段により、第1の制御モードが設定された場合に、前記算出された第1の角度制御出力トルク及び前記算出された第1のアシスト制御出力トルクとに基づいて、前記第1の出力トルクを算出し、

前記設定手段により、第2の制御モードが設定された場合に、前記第1の力制御出力トルク及び前記算出された第1のアシスト制御出力トルクとに基づいて、前記第1の出力トルクを算出し、

前記設定手段により、第3の制御モードが設定された場合に、前記算出された第1の角度制御出力トルク、前記第1の力制御出力トルク及び前記算出された第1のアシスト制御出力トルクとに基づいて、前記第1の出力トルクを算出し、

前記第2の装着式動作補助装置は、
制御モードを設定する制御モード設定手段をさらに具備し、
前記第2の出力トルク算出手段は、
前記設定手段により、第1のモードが設定された場合に、前記算出された第2の角度制御出力トルク及び前記算出された第2のアシスト制御出力トルクとに基づいて、前記第2の出力トルクを算出し、

前記制御モード設定手段により、第2の制御モードが設定された場合に、前記第2

の力制御出力トルク及び前記算出された第2のアシスト制御出力トルクとに基づいて、前記第2の出力トルクを算出し、

前記制御モード設定手段により、第3のモードが設定された場合に、前記算出された第2の角度制御出力トルク、前記第2の力制御出力トルク及び前記算出された第2のアシスト制御出力トルクとに基づいて、前記第2の出力トルクを算出することを特徴とする。

(17)本発明は、他の装着者に装着された他の装着式動作補助装置と通信して、前記他の装着式動作補助装置に対して動作補助を指示或いは前記他の装着式動作補助装置からの指示に基づいて動作補助を行なう装着式動作補助装置であって、

前記他の装着式動作補助装置から送られた前記他の装着式動作補助装置の他の装着者の関節角度を受信し、この受信した他の装着者の関節角度と、前記装着式動作補助装置の前記受信した他の装着者の関節角度に対応する関節角度とに基づいて、前記他の装着式動作補助装置に対する角度制御出力トルクを算出する角度制御出力トルク算出手段と、

前記他の装着式動作補助装置から送られた前記他の装着式動作補助装置の出力トルクを受信し、この受信した出力トルクに基づいて、前記他の装着式動作補助装置に対する力制御出力トルクを算出する力制御出力トルク算出手段と、

前記装着式動作補助装置のアクチュエータ部の出力トルクと、前記装着式動作補助装置の関節角度と、前記装着者に発生する筋力に応じた生体電位信号と、前記装着式動作補助装置のフレームに作用する相対力とに基づいて、アシスト制御出力トルクを算出するアシスト制御出力トルク算出手段と、

前記算出された角度制御出力トルク及び前記力制御出力トルクのうちの少なくとも1つと、前記算出されたアシスト制御出力トルクとに基づいて、前記他の装着者の装着式動作補助装置に対する出力トルクを算出する出力トルク算出手段と、

前記算出された出力トルクに応じて前記装着式動作補助装置のアクチュエータ部を制御する手段とを具備することを特徴とする。

(18)本発明は、請求項17に記載の装着式動作補助装置であって、

前記算出された出力トルク及び前記装着式動作補助装置の関節角度を前記他の

装着式動作補助装置に送信する送信手段をさらに具備することを特徴とする。

(19) 本発明は、請求項17に記載の装着式動作補助装置であって、
前記装着者の状態を観測するためのモニタリング情報を送信する手段と、
前記他の装着式動作補助装置から送信されたモニタリング情報を表示する表示手段とをさらに具備することを特徴とする。

(20) 本発明は、請求項17に記載の装着式動作補助装置であって、
任意の制御モードを選択的に設定する制御モード設定手段をさらに具備し、
前記出力トルク算出手段は、前記設定手段により、第1の制御モードが設定された場合に、前記算出された角度制御出力トルク及び前記算出されたアシスト制御出力トルクとに基づいて、前記出力トルクを算出し、
前記設定手段により、第2の制御モードが設定された場合に、前記力制御出力トルク及び前記算出されたアシスト制御出力トルクとに基づいて、前記出力トルクを算出し、
前記設定手段により、第3の制御モードが設定された場合に、前記算出された角度制御出力トルク、前記力制御出力トルク及び前記算出されたアシスト制御出力トルクとに基づいて、前記出力トルクを算出することを特徴とする。

(21) 本発明は、第1の装着者に装着された第1の装着式動作補助装置と、第2の装着者に装着された第2の装着式動作補助装置との間で通信を行ない、第2の装着者の動作補助を行なう装着式動作補助装置の動作補助方法であって、
前記第1の装着式動作補助装置が、
前記第2の装着式動作補助装置から送られた前記第2の装着式動作補助装置の第2の関節角度を受信し、この受信した第2の関節角度と、前記第1の装着式動作補助装置の前記受信した第2の関節角度に対応する第1の関節角度とに基づいて、前記第2の装着式動作補助装置に対する第1の角度制御出力トルクを算出し、
前記第2の装着式動作補助装置から送られた前記第2の装着式動作補助装置の出力トルクを受信し、この受信した出力トルクに基づいて、前記第2の装着式動作補助装置に対する第1の力制御出力トルクを算出し、
前記第1の装着式動作補助装置のアクチュエータ部の出力トルクと、前記第1の装

着式動作補助装置の第1の関節角度と、前記第1の装着者が発生する筋力に応じた第1の生体電位信号と、前記第1の装着式動作補助装置のフレームに作用する第1の相対力とに基づいて、第1のアシスト制御出力トルクを算出し、

前記算出された第1の角度制御出力トルク及び前記第1の力制御出力トルクのうちの少なくとも1つと、前記算出された第1のアシスト制御出力トルクとに基づいて、前記第2の装着式動作補助装置に対する第1の出力トルクを算出し、

前記算出された第1の出力トルク及び前記第1の装着式動作補助装置の第1の関節角度を前記第2の装着式動作補助装置に送信し、

前記第2の装着式動作補助装置が、

前記第1の装着式動作補助装置から送信された前記第1の装着式動作補助装置の第1の関節角度を受信し、この受信した第1の関節角度と、前記第2の装着式動作補助装置の前記受信した第1の関節角度に対応する第2の関節角度とに基づいて、前記第1の装着式動作補助装置に対する第2の角度制御出力トルクを算出し、

前記第1の装着式動作補助装置から送信された第1の出力トルクを受信し、この受信した第1の出力トルクに基づいて、前記第2の装着式動作補助装置に対する第2の力制御出力トルクを算出し、

前記第2の装着式動作補助装置のアクチュエータ部の出力トルクと、前記第2の装着式動作補助装置の第2の関節角度と、前記第2の装着者が発生する筋力に応じた第2の生体電位信号と、前記第2の装着式動作補助装置のフレームに作用する第2の相対力とに基づいて、第2のアシスト制御出力トルクを算出し、

前記算出された第2の角度制御出力トルク及び前記第2の力制御出力トルクのうちの少なくとも1つと、前記算出された第2のアシスト制御出力トルクとに基づいて、前記第1の装着式動作補助装置に対する第2の出力トルクを算出し、

前記算出された第2の出力トルクに応じて前記第2の装着式動作補助装置のアクチュエータ部を制御することを特徴とする。

(22) 本発明は、他の装着者に装着された他の装着式動作補助装置と通信して、前記他の装着式動作補助装置に対して動作補助を指示或いは前記他の装着式動作補助装置からの指示に基づいて動作補助を行なう当該装着式動作補助装置におけ

る動作補助方法であって、

前記他の装着式動作補助装置から送られた前記他の装着式動作補助装置の他の装着者の関節角度を受信し、この受信した他の装着者の関節角度と、前記他の装着式動作補助装置の前記受信した他の装着者の関節角度に対応する関節角度とに基づいて、前記他の装着式動作補助装置に対する角度制御出力トルクを算出し、

前記他の装着式動作補助装置から送られた前記他の装着式動作補助装置の出力トルクを受信し、この受信した出力トルクに基づいて、前記他の装着式動作補助装置に対する力制御出力トルクを算出し、

当該装着式動作補助装置のアクチュエータ部の出力トルクと、当該装着式動作補助装置の関節角度と、前記装着者に発生する筋力に応じた生体電位信号と、当該装着式動作補助装置のフレームに作用する相対力とに基づいて、アシスト制御出力トルクを算出し、

前記算出された角度制御出力トルク及び前記力制御出力トルクのうちの少なくとも1つと、前記算出されたアシスト制御出力トルクとに基づいて、前記他の装着式動作補助装置に対する出力トルクを算出し、

前記算出された出力トルクに応じて当該装着式動作補助装置のアクチュエータ部を制御することを特徴とする。

発明の効果

[0009] 本発明によれば、他の装着式動作補助装置の制御手段は、データ転送手段により転送されたデータに基づいて他の装着式動作補助装置の動作を一の装着式動作補助装置の動作と一致させるように駆動手段を制御するため、例えば、医者や理学療法士が装着式動作補助装置を利用して患者、訓練者などの動作補助対象者の状態を客観的に把握し、効率的なリハビリテーションやトレーニングなどの動作補助を行なうことを可能にするとともに、患者や訓練者などの動作補助対象者側からも医者や理学療法士による動作補助の指示を直接的に受けることが可能になり、さらに両者が互いに離れた場所に居る場合でも通信手段を介して動作補助の指示を送受信できると共に、指示に対する動作補助対象者の動作を体感により確認することが可能になる。

図面の簡単な説明

- [0010] [図1]本発明の実施の形態に係る装着式動作補助装置の動作補助システムの使用環境の概略を説明するための図である。
- [図2]装着式動作補助装置の制御システムの構成を示すブロック図である。
- [図3]スーツ機構部20-1, 20-2を装着した状態を前側からみた斜視図である。
- [図4]スーツ機構部20-1, 20-2を装着した状態を後側からみた斜視図である。
- [図5]フレーム機構118の装着前の状態を示す斜視図である。
- [図6]本発明の実施の形態に係る装着式動作補助装置の制御装置の構成を示すブロック図である。
- [図7]制御装置26-1(26-2)が実行するアシスト制御処理の手順を説明するためのフローチャートである。
- [図8]本発明の第1の実施の形態に係る医者側の装着式動作補助装置の制御装置26-1の制御処理1を説明するためのフローチャートである。
- [図9]本発明の第1の実施の形態に係る患者側の装着式動作補助装置の制御装置26-2の制御処理1を説明するためのフローチャートである。
- [図10]本発明の第2の実施の形態に係る医者側の装着式動作補助装置の制御装置26-1の制御処理2を説明するためのフローチャートである。
- [図11]本発明の第2の実施の形態に係る患者側の装着式動作補助装置の制御装置26-2の制御処理2を説明するためのフローチャートである。
- [図12]本発明の第3の実施の形態に係る医者側の装着式動作補助装置の制御装置26-1の制御処理3を説明するためのフローチャートである。
- [図13]本発明の第3の実施の形態に係る患者側の装着式動作補助装置の制御装置26-2の制御処理3を説明するためのフローチャートである。
- [図14]第4の実施の形態の制御装置26-2が実行する制御処理4を説明するためのフローチャートである。
- [図15]図14の制御処理に続いて制御装置26-2が実行する制御処理4を説明するためのフローチャートである。
- [図16]図15の制御処理に続いて制御装置26-2が実行する制御処理4を説明する

ためのフローチャートである。

符号の説明

- [0011] 10-1、10-2…装着式動作補助装置
20-1、20-2…スーツ機構部
21-1、21-2…生体情報測定部
22-1、22-2…相対力検出部
23-1、23-2…生体電位信号検出部
24-1、24-2…角度検出部
25-1、25-2…アクチュエータ部
26-1、26-2…制御装置
27-1、27-2…ドライバ
28-1、28-2 通信装置
29-2、29-1 体温検出部
41…データ格納部
42…角度制御部
43…力制御部
44…アシスト制御部
45…モード設定部
46…出力トルク結合部
47…トルク出力部
48…データ送信部
118 フレーム機構
120, 122, 124, 126 モータ
138a, 138b, 140a, 140b, 142a, 142b, 144a, 144b 生体信号検出センサ
130 腰締結部材
154 右足補助部
155 左足補助部
158 第1フレーム

160 第2フレーム
162 第3フレーム
164 第1関節
166 第2関節
168 第3関節
178 腿締結部材
180 締結部材
179, 181 フィッティング部
301～304 温度センサ
311～314 温度調整手段

発明を実施するための最良の形態

- [0012] 以下、図面を参照して、本発明の実施の形態に係る装着式動作補助装置を利用した動作補助システムについて説明する。なお、本実施の形態においては、動作補助対象者として、医者及び患者を対象として説明するが、本実施の形態の動作補助システムは、これらの者に限らず、例えば、訓練者及び訓練生を対象としても良く、動作補助が必要とされる全ての者について適用することができることはいうまでもない。
- [0013] 図1は、本発明の実施の形態に係る装着式動作補助装置の動作補助システムの使用環境の概略を説明するための図である。
- [0014] 図1に示すように、医者1(第1の装着者)側の装着式動作補助装置(一の装着式動作補助装置)10-1と患者2(第2の装着者)側の装着式動作補助装置(他の装着式動作補助装置)10-2とはネットワーク3を介して接続されている。このネットワーク3は、例えば、両者が比較的近い位置に居る場合には、ブルートゥース、IEEE802.11a、11bなどの公衆無線LANなどによる無線ネットワークが用いられ、また両者が異なる場所に居る場合には公衆電話回線などの有線ネットワークまたはインターネットが用いられる。
- [0015] また、これら装着式動作補助装置10-1、10-2は、遠隔に設置されていても有線ネットワークまたはインターネットを介して相互に通信可能である。
- [0016] 医者1側の装着式動作補助装置10-1及び患者2側の装着式動作補助装置10-

2は、例えば、腰、腿、脛などの人間(装着者)の体の関節同士の間に沿うように装着されるフレーム60-1、60-2がアクチュエータ部25-1、25-2に回動自在に接続されたものである。図1に例示する装着式動作補助装置は、膝関節および股関節にアクチュエータ部25-1、25-2を有する下半身用の装着式動作補助装置10-1、10-2であるが、本発明に係る動作補助システムの装着式動作補助装置はこれに限定されるものではなく、上半身用、または全身用の装着式動作補助装置を適用することができる。

[0017] そして、ネットワーク3を介して医者1側の装着式動作補助装置10-1と患者2側の装着式動作補助装置10-2との間で、アクチュエータ部25-1、25-2の物理現象の情報(例えば、関節角度や出力トルク)などの送受信が行なわれる。

[0018] 本発明の代表的な実施の形態の態様として、以下の場合が考えられる。

[0019] 実施の形態1. (患者→医者、患者←医者、双方向通信) 医者1が装着式動作補助装置10-1を装着し、かつ患者2が装着式動作補助装置10-2を装着した状態でリハビリテーションを行なう場合(以下「第1の実施の形態」という)

実施の形態2. (患者→医者) 患者2が装着式動作補助装置10-2を装着した状態で、患者2の装着式動作補助装置10-2からデータ(関節角度、トルク、モニタリング情報など)を医者1の装着式動作補助装置10-1に送信し、装着式動作補助装置10-1に反映、或いは表示させることにより、医者1が患者2の診察を行なう場合(以下「第2の実施の形態」という)

なお、第2の実施の形態の場合、医者1の装着式動作補助装置10-1からは装着式動作補助装置10-2に対してはデータを送信しない。

[0020] 実施の形態3. (患者←医者) 医者1の装着式動作補助装置10-1を動作させることにより、装着式動作補助装置10-1からデータ(関節角度、トルク)を患者2の装着式動作補助装置10-2に送信し、反映させることにより、医者1が患者2のリハビリを行なう場合(以下「第3の実施の形態」という)

なお、第3の実施の形態の場合、患者2の装着式動作補助装置10-2からモニタリング用の情報が医者1の装着式動作補助装置10-1に送られるが、他のデータは装着式動作補助装置10-1に送られない。

[0021] 以下、各実施の形態について説明する。

(第1の実施の形態)

本実施の形態は、医者1が装着式動作補助装置10-1を装着し、かつ患者2が装着式動作補助装置10-2を装着した状態でリハビリテーションを行なう場合の動作補助システム100について説明する。

[0022] 動作補助システム100は、マスタ側となる装着式動作補助装置10-1とスレーブ側となる装着式動作補助装置10-2とをネットワーク3を介して双方向で通信可能に連携するように構成されている。

[0023] 医者1に装着された装着式動作補助装置10-1は、装着式動作補助装置10-1の関節角度値及び出力トルク値等の物理現象の検出信号(検出データ)を送信する通信手段を有し、当該通信手段及びネットワーク3を介して、装着式動作補助装置10-1から出力された検出データを装着式動作補助装置10-2に送信する。

[0024] 患者側の装着式動作補助装置10-2は、医者1のリハビリ動作により装着式動作補助装置10-1から送信された装着式動作補助装置10-1の関節角度値及び出力トルク値等の物理現象の検出信号(検出データ)を受信する。装着式動作補助装置10-2は、この受信した装着式動作補助装置10-1の関節角度値及び出力トルク値及び自己の装着式動作補助装置10-2の関節角度値及び出力トルク値に基づいて、自己(患者2)の装着式動作補助装置10-2に反映させる。

[0025] 患者側の装着式動作補助装置10-2が動作すると、医者側の装着式動作補助装置10-1は、装着式動作補助装置10-2から送信された装着式動作補助装置10-2の関節角度値及び出力トルク値等の物理現象の検出信号(検出データ)を受信する。そして、装着式動作補助装置10-1は、この受信した装着式動作補助装置10-2の関節角度値及び出力トルク値及び自己の装着式動作補助装置10-1の関節角度値及び出力トルク値に基づいて、自己(医者1)の装着式動作補助装置10-1に反映させる。

[0026] 装着式動作補助装置10-1、10-2を用いた動作補助システム100では、このような通信をリアルタイムに行なう。したがって、医者1が装着式動作補助装置10-1をリハビリテーションを行なうことを目的として動作させた場合、この動作は、直ちに患者1

に装着された装着式動作補助装置10-2に反映され、リハビリテーションが行なわれる。

[0027] また、装着式動作補助装置10-2の状態(=患者2の状態)は、装着式動作補助装置10-1に反映され、その結果、医者1は装着式動作補助装置10-1の状態を体感することが可能になる。これにより、医者1は装着式動作補助装置10-1を介して患者2の状態をリアルタイムで正確に把握することができる。そして、医者1は当該把握した患者2の状態を参考にしながら、さらに、装着式動作補助装置10-1を動作させることによって、より有効なリハビリテーションを行なうことが可能になる。

[0028] 図2は、装着式動作補助装置の制御系統の構成を示すブロック図である。図2に示されるように、装着式動作補助装置10-1は、スーツ機構部(動作補助装着具)20-1、生体情報測定部21-1、相対力検出部22-1、生体電位信号検出部23-1、角度検出部24-1、アクチュエータ部25-1、制御装置26-1、ドライバ27-1、通信装置28-1、体温測定部29-1を有している。

[0029] スーツ機構部20-1は、医者1に装着されるロボット型のスーツの機構部であり、人間(装着者)の骨格に沿うように装着されるフレーム60-1、60-2がアクチュエータ部25-1、25-2に回動自在に接続されたものである。尚、スーツ機構部20-1の構成例については、後述する図3乃至図5を参照して説明する。

[0030] 生体情報測定部21-1は、装着式動作補助装置10-1を装着する装着者の心電位、体温などの生体情報を測定し、制御装置26-1に出力する。

[0031] 相対力検出部22-1は、スーツ機構部20-1のフレームに作用する力、つまり駆動源であるアクチュエータ部25-1の出力トルクと装着者である医者1の筋力との関係で相対的に定まる力(相対力)を検出するものであり、例えば、力センサである。

[0032] この相対力とは、スーツ機構部20-1のフレームに作用する力であって、アクチュエータ部25-1の出力トルクによって装着者(医者1)が受ける力、すなわち、装着者がどの程度のアシストを受けているかを示すものである。例えば、装着者が実際に発生させることができる筋トルクの大きさによって、アクチュエータ部25-1から同じトルクを受けても、装着者が受ける力(アシスト力の大きさ)は装着者自身の体格(体重)や関節の硬さによる負荷、及び外力(例えば、介護士による補助力)によって変動する

。従って、スーツ機構部20-1のフレームに実際どの程度の力が作用しているのかを測るということは、装着者がフレームから実際に受けている力を測ることになる。つまり、相対力とは、フレームに作用する力、すなわちフレームを介して装着者が受ける力(アシスト力)そのものである。

[0033] カセンサは、スーツ機構部20-1のフレームに作用する力を測定するものであり、例えば、印加された力に応じたひずみを検出し、発生した歪みの大きさに比例した電気信号を出力する歪みゲージからなり、スーツ機構部20-1のフレームにおいてアクチュエータ部25-1の駆動トルクによって撓みを生じる部位に設けられている。

[0034] 生体電位信号検出部23-1は、装着式動作補助装置10-1を装着する装着者が関節まわりの筋肉を動かすときに発生する生体電位信号(例えば、筋電位信号や神経伝達信号、脳波など)を検出する生体信号検出手段であり、例えば、本実施の形態では筋電位センサが用いられる。また、本実施の形態においては、筋電位センサは、電極の周囲を覆う粘着シールにより装着者の関節まわりの皮膚表面に貼着するように取り付けられる。

[0035] なお、本実施の形態では、装着者の関節まわり(関節を動かす際に作用する筋肉の周辺)の皮膚表面に貼り付けられた筋電位センサにより検出される信号から得られる信号を筋電位信号という。

[0036] 角度検出部24-1は、装着者の膝関節の回動角度(物理現象の一つ)を検出する物理現象検出手段であり、例えば、角度センサが用いられる。角度センサは、例えば、スーツ機構部20-1の関節角度に比例したパルス数をカウントするロータリエンコーダ等からなり、関節角度に応じたパルス数に対応した電気信号をセンサ出力として出力する。角度センサは、具体的には、スーツ機構部20-1においてアクチュエータ部25-1に連結されている2つのフレームの間の回動角度を検出する。

[0037] 制御装置26-1は、自己(医者1)の装着式動作補助装置10-1の関節角度及び出力トルク、患者2の装着式動作補助装置10-2から送られる装着式動作補助装置10-2の関節角度及び出力トルク、装着式動作補助装置10-1の生体電位信号及び相対力に基づいて、出力トルク値を算出する。ここで、算出される出力トルク値は、アクチュエータ部25-1から出力されるべきトルクの値を示すものである。

- [0038] そして、算出された出力トルク値に応じた信号をドライバ27-1に供給する。また、算出された出力トルク値を、測定された装着式動作補助装置10-1の関節角度とともに、装着式動作補助装置10-2に送信する。
- [0039] ドライバ27-1は、制御装置26-1から出力される出力トルク値に応じたトルクがアクチュエータ部25-1から出力されるようにアクチュエータ部25-1に動力を供給するものであり、本実施形態ではアクチュエータ部25-1のモータに出力トルク値に応じた駆動電流を供給する。
- [0040] アクチュエータ部25-1は、アクチュエータ部25-1に回動自在に接続されたフレームにドライバ27-1から供給される駆動電流に基づく出力トルクをアシスト力として付与するものである。ここでいうアシスト力とは、スーツ機構部20-1において装着者の関節に対応する位置に配置されるアクチュエータ部25-1を回転軸として作用する力であり、アシストトルクともいえるものである。また、アクチュエータ部25-1によるアシストトルクは制御装置26-1にフィードバックされる。本実施形態においては、アクチュエータ部25-1は、駆動源としての電動モータと、モータの回転駆動力を減速して伝達するギヤ機構とから構成される。
- [0041] 通信装置28-1は、例えば、公衆回線またはインターネットに接続される通信用モデムやルータなどの通信機器を含む通信手段からなり、装着式動作補助装置10-1で得られた各種データを他の装着式動作補助装置10-2に送信する。
- [0042] 体温測定部29-1は、例えば、医者1の動作による腿、脛などの体温を測定する温度センサであり、例えば、体温に応じた体温検出信号を出力するサーミスタなどからなる。
- [0043] 本実施の形態の動作補助システムは、装着式動作補助装置10-1とは別体の情報表示装置31が設けられている。この情報表示装置31は、装着式動作補助装置10-2から出力される関節角度、筋トルク、モータトルク、生体電位信号(例えば、筋電位信号、神経伝達信号、心電位、脳波など)、体温などの情報を受信し、グラフ、図、数値などに変換して表示する。なお、グラフなどの視覚的なものに限らず、音などに変換して医者1に報知しても良い。また、情報表示装置31は、装着式動作補助装置と一体に設けられても良い。

- [0044] 患者2に装着される装着式動作補助装置10-2は、上記装着式動作補助装置10-1と同一構成であり、スーツ機構部(動作補助装着具)20-2、生体情報測定部21-2、相対力検出部22-2、生体電位信号検出部23-2、角度検出部24-2、アクチュエータ部25-2、制御装置26-2、ドライバ27-2、通信装置28-2、体温測定部29-2を有している。
- [0045] スーツ機構部20-2は、患者2に装着されるロボット型のスーツの機構部であり、前述したスーツ機構部20-1と同一構成であり、スーツ機構部20-2の構成例については、後述する図3乃至図5を参照して説明する。人間に装着されるである。
- [0046] 生体情報測定部21-2は、装着式動作補助装置10-2を装着する装着者の心電位、体温などの生体情報を測定し、制御装置26-2に出力する。
- [0047] 相対力検出部22-2は、スーツ機構部20-2のフレームに作用する力、つまり駆動源であるアクチュエータ部25-2の出力トルクと装着者である医者筋力との関係で相対的に定まる力(相対力)を検出するものであり、例えば、力センサである。この相対力とは、アクチュエータ部25-2の出力トルクと装着者である医者筋力とを合計した合力であり、スーツ機構部20-2のフレームに作用する総合力を意味する。
- [0048] 力センサは、スーツ機構部20-2のフレームに作用する力を測定するものであり、例えば、印加された力に応じたひずみを検出し、発生した歪みの大きさに比例した電気信号を出力する歪みゲージからなる。また、力センサは、スーツ機構部20-2のフレームにおいてアクチュエータ部25-1の駆動トルクによって撓みを生じる部位に設けられている。
- [0049] 生体電位信号検出部23-2は、装着式動作補助装置10-2を装着する装着者が発生する関節まわりの筋肉を動かすときに発生する生体電位信号(例えば、筋電位信号や神経伝達信号、脳波など)を検出するものであり、例えば、筋電位センサである。本実施の形態においては、筋電位センサは、電極の周囲を覆う粘着シールにより装着者の関節まわりの皮膚表面に貼着するように取り付けられる。
- [0050] 角度検出部24-2は、例えば、角度センサである。角度センサは、例えば、スーツ機構部20-2の関節角度に比例したパルス数をカウントするロータリエンコーダ等からなり、関節角度に応じたパルス数に対応した電気信号をセンサ出力として出力する

。角度センサは、具体的には、スーツ機構部20-2においてアクチュエータ部25-2に連結されている2つのフレームの間の回動角度を検出する。

- [0051] 制御装置26-2は、自己の装着式動作補助装置10-2の関節角度及び出力トルク、医者1の装着式動作補助装置10-1から送られる装着式動作補助装置10-1の関節角度及び出力トルク、装着式動作補助装置10-2の生体電位信号及び相対力に基づいて、出力トルク値を算出する。ここで、算出される出力トルク値は、アクチュエータ部25-2から出力されるべきトルクの値を示すものである。
- [0052] そして、算出された出力トルク値に応じた信号をドライバ27-2に供給する。また、算出された出力トルクを、測定された装着式動作補助装置10-2の関節角度とともに、装着式動作補助装置10-1に送信する。
- [0053] 制御装置26-2は、さらに、装着式動作補助装置10-2の関節角度、モータトルク患者2の筋トルク、生体電位信号(生体電位)、心電位、体温などのモニタリング情報を情報表示装置31に送信する。
- [0054] ドライバ27-2は、制御装置26-2から出力される出力トルク値に応じたトルクがアクチュエータ部25-2から出力されるようにアクチュエータ部25-2に動力を供給するものであり、本実施形態ではアクチュエータ部25-2のモータに出力トルク値に応じた駆動電流を供給する。
- [0055] アクチュエータ部25-2は、アクチュエータ部25-1に回動自在に接続されたフレームにドライバ27-2から供給される駆動電流に基づく出力トルクをアシスト力として付与するものである。ここでいうアシスト力とは、スーツ機構部20-2において装着者の関節に対応する位置に配置されるアクチュエータ部25-2を回転軸として作用する力であり、アシストトルクともいえるものである。また、アクチュエータ部25-2によるアシストトルクは制御装置26-2にフィードバックされる。本実施形態においては、アクチュエータ部25-2は、駆動源としての電動モータと、モータの回転駆動力を減速して伝達するギヤ機構とから構成される。
- [0056] 通信装置28-2は、例えば、公衆回線またはインターネットに接続される通信用モデムやルータなどの通信機器を含む通信手段からなり、装着式動作補助装置10-2で得られた各種データを他の装着式動作補助装置10-1に送信する。

- [0057] 体温測定部29-1は、例えば、患者2の動作による腿、脛などの体温を測定する温度センサであり、例えば、体温に応じた体温検出信号を出力するサーミスタなどからなる。
- [0058] なお、本実施の形態においては、装着式動作補助装置10-1、10-2は、同じ機能のものであることを前提とするが、同一の機能を有さないものであっても良い。例えば、本実施の形態において、医者1が使用する装着式動作補助装置10-1ではモニタリング情報の送信は行なわないので、モニタリング情報送信機能は、省略しても良い。患者2の装着式動作補助装置10-2ではモニタリング情報の表示は行なわないため、情報表示装置31は使用しないことから、当該情報表示装置31は設けなくても良く、図2においては、当該情報表示装置31は示していない。
- [0059] また、例えば、患者2の右又は左の脚にだけ装着式動作補助装置10-2を装着する場合などのように、装着式動作補助装置10-2にアクチュエータ部25-2が1つしか設けられていない場合には、医者1側の装着式動作補助装置10-1は、必ずしも図1に示したような装着型のものでなくても良い。たとえば、装着式動作補助装置10-1は、患者2側の装着式動作補助装置10-2に設けられたアクチュエータ部25-2に対応するレバーなどのアクチュエータ部25-1を備える構成であってもよい。
- [0060] ここで、上記スーツ機構部20-1、20-2の構成例について説明する。
- [0061] 図3はスーツ機構部20-1、20-2を装着した状態を前側からみた斜視図である。図4はスーツ機構部20-1、20-2を装着した状態を後側からみた斜視図である。
- [0062] 図3及び図4に示されるように、スーツ機構部20-1、20-2を装着した装着者112は、自らの意思で歩行動作を行うと、その際に発生した生体信号に応じた駆動トルクがアシスト力として付与され、例えば、通常歩行で必要とされる筋力の半分の力で歩行することが可能になる。従って、装着者112は、自身の筋力とアクチュエータ部25-1、25-2(本実施例では、電動式の駆動モータを用いる)からの駆動トルクとの合力によって全体重を支えながら歩行することができる。
- [0063] その際、装着式動作補助装置10-1、10-2は、後述するように生体信号検出センサによる検出信号や歩行動作に伴う重心の移動に応じて付与されるアシスト力(モータトルク)が装着者112の意思を反映するように制御している。そのため、装着式動

作補助装置10-1、10-2のアクチュエータは、装着者112の意思に反するような負荷を与え無いように制御されており、装着者112の動作を妨げないように制御される。

- [0064] また、装着式動作補助装置10-1、10-2は、歩行動作以外にも、例えば、装着者112が椅子に座った状態から立ち上がる際の動作、あるいは立った状態から椅子に腰掛ける際の動作も補助することができる。さらには、装着者112が階段を上がったり、階段を下りる場合にもパワーアシストすることができる。特に筋力が弱っている場合には、階段の上り動作や、椅子から立ち上がる動作を行うことが難しいが、装着式動作補助装置10-1、10-2を装着した装着者112は、自らの意思に応じて駆動トルクを付与されて筋力の低下を気にせずに動作することが可能になる。
- [0065] スーツ機構部20-1、20-2は、装着者112に装着されるフレーム機構118に駆動部を設けたものである。駆動部としては、装着者112の右側股関節に位置する右腿駆動モータ120と、装着者112の左側股関節に位置する左腿駆動モータ122と、装着者112の右膝関節に位置する右膝駆動モータ124と、装着者112の左膝関節に位置する左膝駆動モータ126とを有する。これらの駆動モータ120、122、124、126は、制御装置からの制御信号により駆動トルクを制御されるDCモータまたはACモータなどからなる電動モータからなる。また、駆動モータ120、122、124、126は、モータ回転を所定の減速比で減速する減速機構(駆動部に内蔵)を有しており、小型ではあるが十分な駆動力を付与することができる。また、駆動モータとしては、設置スペースが小さく済むように薄型化された超音波モータを用いても良いのは勿論である。
- [0066] また、装着者112の腰に装着されるベルト状の腰締結部材130には、駆動モータ120、122、124、126を駆動させるための電源として機能するバッテリー132、134が取り付けられている。バッテリー132、134は、充電式バッテリーであり、装着者12の歩行動作を妨げないように左右に分散配置されている。
- [0067] また、装着者112の背面側となる腰締結部材130の後側には、制御ユニット136が取り付けられている。この制御ユニット136は、前述した制御装置26-1(26-2)及び通信装置28-1(28-2)が収納されている。

- [0068] そして、生体電位信号検出部23-1(23-2)は、装着者112の右腿の動きに伴う生体電位を検出する生体信号検出センサ138a, 138bと、装着者112の左腿の動きに伴う生体電位を検出する生体信号検出センサ140a, 140bと、右膝の動きに伴う生体電位を検出する生体信号検出センサ142a, 142bと、左膝の動きに伴う生体電位を検出する生体信号検出センサ144a, 144bとを有する。
- [0069] これらの各生体信号検出センサ138a, 138b, 140a, 140b, 142a, 142b, 144a, 144bは、筋電位信号や神経伝達信号などの生体電位信号を皮膚を介して検出する生体信号検出手段であり、微弱電位を検出するための電極(図示せず)を有する。尚、本実施例では、各生体信号検出センサ138a, 138b, 140a, 140b, 142a, 142b, 144a, 144bは、電極の周囲を覆う粘着シールにより装着者112の皮膚表面に貼着するように取り付けられる。
- [0070] 人体においては、脳からの指令によって骨格筋を形成する筋肉の表面にシナプス伝達物質のアセチルコリンが放出される結果、筋線維膜のイオン透過性が変化して活動電位が発生する。そして、活動電位によって筋線維の収縮が発生し、筋力を発生させる。そのため、骨格筋の電位を検出することにより、歩行動作の際に生じる筋力を推測することが可能になり、この推測された筋力に基づく仮想トルクから歩行動作に必要なアシスト力を求めることが可能になる。
- [0071] 従って、制御装置26-1(26-2)では、これらの生体信号検出センサ138a, 138b, 140a, 140b, 142a, 142b, 144a, 144bによって検出された生体信号に基づいて4個の駆動モータ120, 122, 124, 126に供給する駆動電流を求める。そして、制御装置26-1(26-2)では、この駆動電流で駆動モータ120, 122, 124, 126を駆動することで、アシスト力(モータトルク)が付与されて装着者112の歩行動作を補助するように構成されている。
- [0072] また、歩行動作による重心移動をスムーズに行うため、足の裏面にかかる荷重を検出し、重心位置を検出する必要がある。そのため、装着者112の左右足の裏面には、足の裏面の少なくとも2点以上で荷重を測定する荷重測定部150, 152(図3及び図4中、破線で示す)を有する。
- [0073] この荷重測定部150, 152は、足の裏面に密着するように保持され、歩行動作に伴

う体重移動によって変化する反力を検出するように構成されている。

- [0074] 図5はフレーム機構118の装着前の状態を示す斜視図である。図5に示されるように、フレーム機構118は、装着者112の腰に装着される腰締結部材130と、腰締結部材130の右側部から下方に設けられた右足補助部154と、腰締結部材130の左側部から下方に設けられた左足補助部155とを有する。腰締結部材130の背面側には、装着者112の腰背面側との隙間をなくして密着するフィッティング部131が取り付けられている。
- [0075] 右足補助部154と左足補助部155とは、左右対称に配置されており、腰締結部材130に固定されたブラケット156と、ブラケット156より下方に延在し装着者112の腿外側に沿うように形成された第1フレーム158とを有する。さらに、右足補助部154と左足補助部155とは、第1フレーム158より下方に延在し装着者112の脛外側に沿うように形成された第2フレーム160と、装着者112の足の裏(靴を履く場合には、靴底)が載置される第3フレーム162とを有する。
- [0076] ブラケット156の下端と第1フレーム158の上端との間には、軸受構造とされた第1関節164が介在しており、ブラケット156と第1フレーム158とを回動可能に連結している。この第1関節164は、股関節と一致する高さ位置に設けられており、ブラケット156が第1関節164の支持側に締結され、第1フレーム158が第1関節164の回動側に締結されている。また、第1関節164には、駆動モータ120, 122が内蔵されており、第1関節164と駆動モータ120, 122とは外観上一体化されている。
- [0077] また、第1フレーム158の下端と第2フレーム160の上端との間には、軸受構造とされた第2関節166が介在しており、第1フレーム158と第2フレーム160とを回動可能に連結している。この第2関節166は、膝関節と一致する高さ位置に設けられており、第1フレーム158が第2関節166の支持側に締結され、第2フレーム160が第2関節166の回動側に締結されている。また、第2関節166には、駆動モータ124, 126が内蔵されており、第2関節166と駆動モータ124, 126とは外観上一体化されている。
- [0078] また、第2フレーム160の下端と第3フレーム162の上端との間には、軸受構造とされた第3関節168が介在しており、第2フレーム160と第3フレーム162とを回動可能

に連結している。そして、第3フレーム162の内側には、装着者112の足を装着する靴184が固定されている。

[0079] さらに、本実施例では、前述した荷重測定部150, 152が靴184の内部に配されている。そのため、装着者112が靴184を履くことにより、装着者112の足の裏面が荷重測定部150, 152に当接された状態に保持される。

[0080] 従って、第1フレーム158及び第2フレーム160は、腰締結部材130に固定されたブラケット156に対して第1関節164及び第2関節166を回動支点とする歩行動作を行えるように取り付けられている。すなわち、第1フレーム158及び第2フレーム160は、装着者112の足と同じ動作を行えるように構成されている。また、第3関節168は、装着者112の足首の側方に位置するように設けられている。そのため、靴184は、第3関節168の回動動作により歩行動作に応じて装着者112の足首と同じように床面(または地面)に対する角度が変化する。

[0081] また、第1関節164及び第2関節166は、駆動モータ120, 122, 124, 126の回転軸が、ギヤ機構を介して被駆動側となる第1フレーム158、第2フレーム160に駆動トルクを伝達するように構成されている。

[0082] さらに、駆動モータ120, 122, 124, 126は、関節角度を検出する角度検出部24-1(24-2)を有する。この角度検出部24-1(24-2)は、例えば、第1関節164及び第2関節166の関節角度に比例したパルス数をカウントするロータリエンコーダなどの角度センサからなり、関節角度に応じたパルス数に対応した電気信号をセンサ出力として出力する。

[0083] 第1関節164の角度センサは、装着者112の股関節の関節角度に相当するブラケット158と第1フレーム156との間の回動角度を検出する。また、第2関節166の角度センサは、装着者112の膝関節の関節角度に相当する第1フレーム156の下端と第2フレーム160との間の回動角度を検出する。

[0084] また、第1フレーム158の長手方向の中間位置には、装着者112の腿に締結されるベルト状の腿締結部材178が取り付けられている。腿締結部材178の内面側には、装着者112の腿との隙間をなくして密着するフィッティング部179が取り付けられている。

- [0085] また、第2フレーム160の長手方向の中間位置には、装着者112の膝下の脛に締結されるベルト状の脛締結部材180が取り付けられている。脛締結部材180の内面側には、装着者112の脛との隙間をなくして密着するフィッティング部181が取り付けられている。
- [0086] 従って、駆動モータ120、122、124、126で発生された駆動トルクは、ギヤを介して第1フレーム158、第2フレーム160に伝達され、さらに腿締結部材178、脛締結部材180を介して装着者112の足にアシスト力として伝達される。
- [0087] また、腿締結部材178、脛締結部材180のフィッティング部179、181の内周面には、装着者112の体温を測定する温度センサ301～304と、他の装着者の体温を体感するための体感手段を形成する温度調整手段311～314が取り付けられている。温度センサ301～304としては、例えば、操作者112の体温に応じた温度検出信号を出力するサーミスタなどが用いられる。また、温度調整手段311～314としては、例えば、印加された電流に応じた温度に冷却または加熱するペルチェ素子などが用いられる。
- [0088] 温度調整手段311～314は、他の装着式動作補助装置10-2の温度センサ301～304により検出された体温を当該装着式動作補助装置10-1において装着者112に体感させるために加熱または冷却を行なって装着者112(医者1)が他の装着式動作補助装置10-2を装着された装着者(患者2)の体温の変化を体感することが可能になる。
- [0089] 各フレーム158、160、162は、夫々ジュラルミン等の軽量化された金属材の周囲を弾性を有する樹脂材で覆うように構成されており、腰締結部材130に取り付けられたバッテリー132、134、制御ユニット136等を含むフレーム機構118の重量を支えることができる。すなわち、フレーム機構118は、重量が装着者112に作用しないように構成されており、装着者12に余計な荷重を与えないように取り付けられる。
- [0090] 腰締結部材130は、ベルト220、230と、一方のベルト220の端部に取り付けられたバックル240と、他方のベルト230の端部に取り付けられた係止用金具242とを有する。そして、腰締結部材130は、係止用金具242をバックル240に結合させ、且つベルト220、230の長さを調整することで装着者112の腰をホールドする。

[0091] 図6は、本発明の実施の形態に係る装着式動作補助装置の制御装置の構成を示すブロック図である。図6に示すように、制御装置26-1、26-2は、データ格納部41、角度制御部42、力制御部43、アシスト制御部44、モード設定部45、出力トルク結合部46、トルク出力部47及びデータ送信部(データ転送手段)48、マスタ指定手段(指定手段)49を具備している。

[0092] データ格納部41は、角度制御部42、力制御部43及びアシスト制御部44において使用されるパラメータを格納する。

[0093] 角度制御部42は、相手側の装着式動作補助装置から送られてくる「相手側関節角度」と、この「相手側関節角度」から得られる「相手側角速度」を目標値として制御を行なう。すなわち、相手側の装着式動作補助装置の関節角度及び関節角速度と、自己側の装着式動作補助装置の関節角度及び関節角速度とが一致するように制御を行なう。目標値追従制御の例としてはPD制御があり、PD制御を使用する場合、下記式により、角度制御出力トルクが算出される。

[0094] 角度制御出力トルク $=G_p * ([\text{相手側関節角度}] - [\text{自己側関節角度}]) + G_d * ([\text{相手側関節角速度}] - [\text{自己側関節角速度}]) \dots (1)$

但し、 G_p 、 G_d はデータ格納部41から供給される制御パラメータである。なお、制御パラメータは、所定の値であっても、関数値であっても良い。また、角速度は角度情報から算出される。

[0095] 力制御部43は、相手側の装着式動作補助装置から送られてくる相手側の出力トルクに自己側の出力トルクが一致する、又は、比例するように制御を行なう。

[0096] 例えば、相手側の出力トルクに自己側の出力トルクが比例するように制御する場合、例えば、下記の式により力制御が行なわれる。

[0097] 力制御出力トルク $=G_k * [\text{相手側トルク}] \dots (2)$

但し、 G_k はデータ格納部41から供給される出力トルク調整パラメータである。

[0098] アシスト制御部44は、自己側の装着式動作補助装置10-1(10-2)のアクチュエータ部の出力トルク、関節角度、自己側の装着式動作補助装置10-1(10-2)を装着する装着者112が発生する生体電位信号(例えば、筋電位信号、神経伝達信号、脳波を含む)及び自己側の装着式動作補助装置10-1(10-2)のフレーム機構11

8に作用する相対力に基づいて、アシスト制御出力トルクを出力する。なお、アシスト制御部44については、後述する。

[0099] モード設定部45は、装着者112の入力操作により、リハビリテーションを行なう際の制御方法の設定を行なうものであり、角度制御モード、力制御モード及び角度制御モードと力制御モードと同時に行なうハイブリッド制御モードの何れかの制御モードが選択的に設定される。

[0100] 角度制御モードは、相手側の装着式動作補助装置の関節角度及び関節角速度と、自己側の装着式動作補助装置の関節角度及び関節角速度とが一致するように制御を行なうものであり、力制御部43から送られる力制御出力トルクは使用されない。

[0101] 力制御モードは、相手側の装着式動作補助装置から送られてくる相手側の出力トルクに自己側の出力トルクが一致する、又は、比例するように制御を行なうものであり、角度制御部43から送られる角度制御出力トルクは使用されない。

[0102] ハイブリッド制御モードは、相手側の装着式動作補助装置の関節角度及び関節角速度と、自己側の装着式動作補助装置の関節角度及び関節角速度とが一致するように制御を行なう角度制御モードと、相手側の装着式動作補助装置から送られてくる相手側の出力トルクに自己側の出力トルクが一致する、又は、比例するように制御を行なう力制御モードとを組み合わせたモードである。

[0103] 出力トルク結合部46は、モード設定部45に設定されたモードに従って、トルクを出力するものである。

[0104] 具体的には、角度制御モードが設定されている場合には、

$$(\text{出力トルク}) = (\text{角度制御出力トルク}) + (\text{アシスト制御出力トルク}) \dots (3)$$

力制御モードが設定されている場合には、

$$(\text{出力トルク}) = (\text{力制御出力トルク}) + (\text{アシスト制御出力トルク}) \dots (4)$$

ハイブリッド制御モードが設定されている場合には、

$$(\text{出力トルク}) = (\text{角度制御出力トルク}) + (\text{力制御出力トルク}) + (\text{アシスト制御出力トルク}) \dots (5)$$

なお、各モードにおいて、アシスト制御出力トルクを加算する場合について示しているが、アシスト制御出力トルクを加算しないとする設定としても良い。

- [0105] トルク出力部47は、出力トルク結合部46から出力された出力トルクを自己の装着式動作補助装置のドライバを介してモータに出力する。
- [0106] データ送信部48は、出力トルク結合部46から出力される出力トルク及び自己の装着式動作補助装置の角度検出部によって検出される関節角度をネットワークを介して、相手側の装着式動作補助装置に送信する。
- [0107] また、データ送信部48は、通信装置28-1(28-2)を介して角度検出部24-1(24-2)、生体電位信号検出部23-1(23-2)、相対力検出部22-1(22-2)、生体情報測定部21-1(21-2)によって検出・測定され、或いは当該検出・測定されたデータに基づいて算出されるデータをネットワークを介して、相手側の情報表示装置に送信する。このデータとしては、例えば、出力トルク、関節角度、筋トルク、モータトルク、生体電位、心電位、体温などのモニタリング情報である。
- [0108] マスタ指定部49は、複数の装着式動作補助装置の中から任意の装着式動作補助装置の制御手段をマスタ制御手段として指定するためのものであり、例えば、装着者112が手動操作により操作するスイッチ部材、あるいは、赤外線などの無線信号を送信して任意の装着式動作補助装置の制御手段をマスタ制御手段として指定するリモートコントローラなどからなる。
- [0109] ここで、上記のようにフレーム機構118が装着者112に装着された際に装着者112の歩行動作に伴って制御装置26-1(26-2)が実行するアシスト制御処理の手順について図7のフローチャートを参照して説明する。図7に示されるように、制御装置26-1(26-2)は、ステップS11(以下「ステップ」を省略する)で関節角度検出部24-1(24-2)により検出された関節角度(θ_{ex})を取得する。次にS12に進み、生体信号検出部23-1(23-2)の筋電位センサ138a, 138b, 140a, 140b, 142a, 142b, 144a, 144bによって検出された筋電位信号(EMG_{ex})を取得する。
- [0110] 続いて、S13に進み、上記S11、S12で取得された関節角度(θ_{ex})及び筋電位信号(EMG_{ex})を基準パラメータデータベース(図示せず)と照合して装着者112の動作に対応するタスクのフェーズを特定する。基準パラメータデータベースには、フェーズ(一連の動作を区切った単位動作)に応じて、筋電位信号、神経伝達信号、関節角度等の変化のパターンが格納されている。この基準パラメータデータベースに格納さ

れた関節角度(θ_{op})および筋電位信号(EMG_{op})と、S11、S12で取得された関節角度(θ_{ex})および筋電位信号(EMG_{ex})とを照合することで、装着者112の動作に対応するタスクのフェーズを特定する。

- [0111] 続いて、S13aでは、タスクのフェーズの特定ができたか否かをチェックする。S13aにおいて、筋電位信号(EMG_{ex})が基準パラメータデータベースと一致せず、フェーズが特定できなかった場合は、S13bに進み、S12で取得された筋電位信号(EMG_{ex})に基づいて指令信号(随意的制御信号)が生成される。この随意的制御信号は、たとえば、筋電位信号(EMG_{ex})を予め設定された所定のゲイン(P_b)に基づいて増幅することで生成される(随意的制御手段)。
- [0112] また、上記S13aにおいて、フェーズが特定できた場合は、S14に進み、S14では、上記S13で特定されたフェーズに応じた指令関数 $f(t)$ 及びゲインPを選択する(自律的制御手段)。
- [0113] そして、S15に進み、関節角度検出部24-1(24-2)によって検出された関節角度に対応する基準パラメータの生体信号(EMG_{op})と、生体信号検出部23-1(23-2)の筋電位センサ138a, 138b, 140a, 140b, 142a, 142b, 144a, 144bによって検出された筋電位信号(EMG_{ex})との差分を演算し、 $\Delta EMG (=EMG_{op} - EMG_{ex})$ を導出する(差分導出手段)。
- [0114] 次のS16では、上記S15において演算された差分 ΔEMG と予め設定された許容値(閾値)とを比較し、差分 ΔEMG が許容値未満かどうかを確認する。このS16において、差分 ΔEMG が許容値未満であるときは、装着者112の関節動作に対する筋電位が装着者112の動作と対応している。そのため、アクチュエータ部25-1(25-2)の駆動モータ120, 122, 124, 126からの駆動トルクをアシスト力として装着者112の脚に付与することができるものと判断する。
- [0115] 従って、S16において、差分 ΔEMG が許容値未満であるときは、S17に進み、トルク出力部47からトルク指令信号をモータドライバ27-1(27-2)に送出する。これにより、アクチュエータ部25-1(25-2)の駆動モータ120, 122, 124, 126は、装着者112から得られた関節角度(θ_{ex})及び筋電位信号(EMG_{ex})に基づく駆動トルクを発生する。そして、この駆動トルクを第1フレーム158、第2フレーム160及び第1締結

ベルト178、第2締結ベルト180を介して装着者112の脚にアシスト力として伝達する。

[0116] また、上記S16において、差分 ΔEMG が許容値を超える場合には、装着者112の関節動作に対する筋電位が装着者112の動作と対応していないため、駆動モータ120, 122, 124, 126からの駆動トルクが装着者112が動作しようとした動きと対応していないものと判断する。従って、S16において、差分 ΔEMG が許容値以上であるときは、S19に進み、ゲインPの変更処理を行う。すなわち、S19では、ゲイン $P' = P \times \{1 - (\Delta\text{EMG} / \text{EMG}_{\text{op}})\}$ の演算を行って補正ゲイン P' に変更する。

[0117] そして、S17では、補正ゲイン P' により生成された指令信号(制御信号)は、筋電位信号 EMG_{ex} により補正されているので補正前のゲインPよりも装着者の意思を反映した値となっており、モータドライバ27-1(27-2)にゲインPの場合よりも装着者の意思が反映された制御信号が供給される。これにより、駆動モータ120, 122, 124, 126は、ゲインPの場合よりも小さい駆動トルクを発生することになる(随意的制御と自律的制御とが混在したハイブリッド制御手段)。

[0118] その結果、駆動モータ120, 122, 124, 126は、各動作のフェーズに拘り無く、装着者112の意思に対応した筋電位信号(EMG_{ex})の実測値に基づく駆動トルクを発生し、この駆動トルクを第1フレーム58、第2フレーム160及び第1締結ベルト178、第2締結ベルト180を介して装着者112の脚にアシスト力として伝達することができる。

このように、上記S19でゲインPの変更処理を行うため、例えば、装着者112が動作の途中でその動作(フェーズ)を中止して別の動作(フェーズ)に移ろうとした場合でも、装着者112の筋電位信号が低下した時点でアシスト力も減少し、装着者112の意思に反して当初の動作を強いることがないように制御することができる。よって、装着者112は、上記のような自律制御と随意制御に近似した随意的制御とが混在した制御方法により、装着者112の意思に応じたアシスト力を得ることができる。

[0119] S18では、当該タスクの最終フェーズに対する制御処理が行われているか否かを確認する。S18において、当該タスクの最終フェーズに対する制御処理が残っている場合には、上記S11に戻り、次のフェーズに対する制御処理(S11~S18)を行う。また、S18において、当該タスクの最終フェーズに対する制御処理を行ったときは、今

回の制御処理を終了する。

- [0120] 次に、本発明の実施の形態に係る動作補助システムの動作について、図8及び図9のフローチャートを参照して説明する。図8は医者1側の装着式動作補助装置10-1の制御装置26-1の制御処理1を説明するためのフローチャートであり、図9は、患者2側の装着式動作補助装置10-2の制御装置26-2の制御処理1を説明するためのフローチャートである。
- [0121] 本実施の形態においては、医者1が患者2に対して、リハビリ訓練を行なう場合について説明するが、本発明は、これに限られるものではなく、例えば、指導者と訓練生との間のトレーニングのようなものについても適用することができることはいうまでもない。
- [0122] また、装着式動作補助装置10-1を装着した医者1と、装着式動作補助装置10-2を装着した患者2とが互いに遠方に存在し、ネットワーク3を介して医者1から患者2に対してリハビリテーションを行なう場合について想定する。
- [0123] 医者1は、装着式動作補助装置10-1を装着していることから、患者2が装着した装着式動作補助装置10-2の状態をスーツ機構部20-1を介してリアルタイムに体感することが可能である。
- [0124] この場合において、医者1が装着式動作補助装置10-1を動作させて患者2に対するリハビリ動作を開始する(S101)。
- [0125] 次に、装着式動作補助装置10-1の角度検出部24-1がスーツ機構部20-1の関節角度を検出し、生体電位信号検出部23-1が医者1が関節まわりの筋肉を動かすときに発生する生体電位信号(例えば、筋電位信号や神経伝達信号など)を検出する。また、相対力検出部22-1がアクチュエータ部25-1の出力トルクと装着者である医者1の筋力との関係で相対的に定まる相対力を検出する。そして、体温検出部29-2の温度センサ301~304により患者2の体温(腿及び脛の体温)を検出する。次いでこれらの各検出信号を読み込む(S102)。
- [0126] 続いて、S102で算出した関節角度、生体電位信号、相対力、体温の各検出信号を通信装置28-1(28-2)及びネットワーク3を介して他の装着式動作補助装置10-2に送信する(S102a)。

- [0127] 次に、患者2の装着式動作補助装置10-2で検出された関節角度、生体電位信号、相対力、体温の各検出信号を通信装置28-1(28-2)及びネットワーク3を介して受信する(S102b)。
- [0128] 制御装置26-1の角度制御部42により、患者2の装着式動作補助装置10-2の関節角度及び関節角速度と、医者1の装着式動作補助装置10-1の対応する関節角度及び関節角速度とが一致するように制御を行なうための角度制御出力トルクを算出する。また、制御装置26-1の力制御部43により、患者2の装着式動作補助装置10-2から送られてくるアクチュエータ部25-2の出力トルクに装着式動作補助装置10-1の対応するアクチュエータ部25-1の出力トルクが一致する、又は、比例するように制御を行なうための力制御出力トルクを算出する。また、制御装置26-1のアシスト制御部44により、装着式動作補助装置10-1の出力トルク、関節角度、生体電位及び相対力に基づいて、アシスト制御出力トルクを算出する(S103)。
- [0129] 次にS103で算出した角度制御出力トルク、力制御出力トルク、アシスト制御出力トルクのトルク指令信号を出力トルク結合部46よりドライバ27-1に出力する(S103a)。
- [0130] 制御装置26-1の出力トルク結合部46においては、制御装置26-1のモード設定部45に設定されたモードが角度制御モードであるか否かの判断を行なう(S104)。S104において、角度制御モードであると判断された場合(YESの場合)には、(3)式に従って、角度制御出力トルク及びアシスト制御出力トルクを基に出力トルクを算出する(S105)。
- [0131] S104において、角度制御モードではないと判断された場合(NOの場合)には、次に、力制御モードであるか否かを確認する(S106)。S106において、力制御モードであると判断された場合(YESの場合)には、(4)式に従って、力制御出力トルク及びアシスト制御出力トルクを基に出力トルクを算出する(S107)。
- [0132] S106において力制御モードではないと判断された場合(NOの場合)には、モード設定部45には、上記角度制御モード、力制御モード以外のハイブリッドモードが設定されているものと判断する(S108)。続いて、(5)式に従って、角度制御出力トルク、力制御出力トルク及びアシスト制御出力トルクを基に出力トルクを算出する(S109)。

- 。
- [0133] その後、S105、S107、S109のいずれかで算出された出力トルクのトルク指令信号をトルク出力部47を介してドライバ27-1に出力する。そして、ドライバ27-1から出力トルクに対応する制御信号(モータの場合には駆動電流)をアクチュエータ部25-1のモータ120, 122, 124, 126に供給する(S110)。
- [0134] 次に、出力トルクに対応する制御信号(モータの場合には駆動電流)を通信装置28-1(28-2)及びネットワーク3を介して他の装着式動作補助装置10-2に送信する(S110a)。
- [0135] これにより、医者1の装着式動作補助装置10-1は、離れた場所にいる患者2からの動作及び医者1自身の動作が反映され、医者1が患者2の状態(関節回動角度、トルク、体温変化)を感知(体感)しながら、リハビリテーションの指示を行なうことが可能になる。
- [0136] また、S105、S107、S109のいずれかで算出された出力トルク及び角度検出部24-1で検出されたスーツ機構部20-1の関節角度をデータ送信部48から通信装置28-1(28-2)及びネットワーク3を介して患者2の装着式動作補助装置10-2に送信する(S111)。この後は上記S101の処理に戻る。
- [0137] 次に、患者2の装着式動作補助装置10-2の制御装置26-2が実行する制御処理1について、図9のフローチャートを参照して説明する。
- [0138] 患者2の装着式動作補助装置10-2の制御装置26-2は、医者1の装着式動作補助装置10-1で検出された関節角度、生体電位信号、相対力、体温の各検出信号を通信装置28-1(28-2)及びネットワーク3を介して受信する(S121)。
- [0139] 次に、角度検出部24-2がスーツ機構部20-2の関節角度を検出し、生体電位信号検出部23-2が患者2が関節まわりの筋肉を動かすときに発生する生体電位信号(例えば、筋電位信号や神経伝達信号など)を検出する。相対力検出部22-2がアクチュエータ部25-2の出力トルクと装着者である患者の筋力との関係で相対的に定まる相対力を検出する。そして、体温検出部29-2の温度センサ301~304により患者2の体温(腿及び脛の体温)を検出する。次いで各検出信号を読み込む(S122)。

- [0140] 続いて、S122で検出した関節角度、生体電位信号、相対力、体温の各検出信号を通信装置28-1(28-2)及びネットワーク3を介して装着式動作補助装置10-1に送信する(S122a)。
- [0141] 制御装置26-2の角度制御部42は、医者1の装着式動作補助装置10-1の関節角度及び関節角速度と、患者2の装着式動作補助装置10-2の対応する関節角度及び関節角速度とが一致するように制御を行なうための角度制御出力トルクを算出する。また、制御装置26-2の力制御部43は、医者1の装着式動作補助装置10-1から送られてくるアクチュエータ部25-1の出力トルクに装着式動作補助装置10-2の対応するアクチュエータ部25-2の出力トルクが一致する、又は、比例するように制御を行なうための力制御出力トルクを算出する。また、アシスト制御部44は、装着式動作補助装置10-2の出力トルク、関節角度、生体電位及び相対力に基づいて、アシスト制御出力トルクを算出する(S123)。続いて、S123で算出した角度制御出力トルク、力制御出力トルク、アシスト制御出力トルクのトルク指令信号を出力トルク結合部46よりドライバ27-2に出力する(S123a)。
- [0142] 制御装置26-2の出力トルク結合部46においては、制御装置26-2のモード設定部45に設定されたモードが角度制御モードであるか否かの判断を行なう(S124)。次に、S124において、角度制御モードであると判断された場合(YESの場合)には、(3)式に従って、角度制御出力トルク及びアシスト制御出力トルクを基に出力トルクを算出する(S125)。
- [0143] S124において、角度制御モードではないと判断された場合(NOの場合)には、次に、力制御モードであるか否かを確認する(S126)。S126において、力制御モードであると判断された場合には、(4)式に従って、力制御出力トルク及びアシスト制御出力トルクを基に出力トルクを算出する(S127)。
- [0144] S126において、力制御モードではないと判断された場合(NOの場合)には、モード設定部45には、上記角度制御モード、力制御モード以外のハイブリッドモードが設定されているものと判断する(S128)。そして、(5)式に従って、角度制御出力トルク、力制御出力トルク及びアシスト制御出力トルクを基に出力トルクを算出する(S129)。

- [0145] その後、S125、S127、S129のいずれかで算出された出力トルクのトルク指令信号をトルク出力部47を介してドライバ27-2に出力する。そして、ドライバ27-2から出力トルクに対応する制御信号(モータの場合には駆動電流)をアクチュエータ部25-2のモータ120、122、124、126に供給する(S130)。次に、出力トルクに対応する制御信号(モータの場合には駆動電流)を通信装置28-1(28-2)及びネットワーク3を介して装着式動作補助装置10-1に送信する(S130a)。
- [0146] これにより、医者1の装着式動作補助装置10-1は、離れた場所にいる患者2からの動作及び医者1自身の動作が反映され、医者1が患者2の状態(関節回動角度、トルク、体温変化)を感知(体感)しながら、リハビリテーションの指示を行なうことが可能になる。
- [0147] また、S125、S127、S129のいずれかで算出された出力トルク及び角度検出部24-2で検出されたスーツ機構部20-2の関節角度をデータ送信部48から通信装置28-1(28-2)及びネットワーク3を介して医者1の装着式動作補助装置10-1に送信するとともに、モニタリング情報を医者1の表示装置31に送信する(S131)。この後は上記S121の処理に戻る。
- [0148] ここで、モニタリング情報とは、医者1がモニタリングを行なうための情報であり、その情報は任意に定めることができる。本実施の形態においては、モニタリング情報として、関節角度、筋トルク、モータトルク、生体電位、心電位、体温を含むものとする。
- [0149] これにより、患者2のスーツ機構部20-2の状態がスーツ機構部20-1により反映されるとともに、医者側の情報表示装置31にモニタリング情報がグラフ、図、数値などに変換されて表示される。これにより、医者1は、患者1の生体情報などを参照しながらリハビリテーションを行なうことができ、リハビリテーションを行なう際の参考にすることができる。
- [0150] したがって、本発明の実施の形態に係る動作補助システムによれば、医者1が患者2の状態(関節回動角度、トルク、体温変化)を装着式動作補助装置10-2を介して体感することができるので、患者2の状態を客観的に把握することができる。その結果、効率的なリハビリテーションを行なうことができる。
- (第2の実施の形態)

次に、本発明の第2の実施の形態に係る動作補助システムについて説明する。

- [0151] 上述の第1の実施の形態の場合、医者1の装着式動作補助装置10-1と、患者2の装着式動作補助装置10-2とが双方向通信をする場合について説明したが、本実施の形態においては、装着式動作補助装置10-1からはデータを送信することなく患者2の装着式動作補助装置10-2からのデータを装着式動作補助装置10-1にて受信するものである。
- [0152] 医者1の装着式動作補助装置10-1から各検出信号を含むデータを送信しない場合、装着式動作補助装置10-1は装着式動作補助装置10-2とマスタースレーブの関係となる。すなわち、患者2が装着式動作補助装置10-2を動かした場合、その動作がそのまま装着式動作補助装置10-1に反映されることになる。
- [0153] 図10は、本発明の実施の形態に係る医者1側の装着式動作補助装置10-1の制御装置26-1の制御処理2を説明するためのフローチャートであり、図11は、患者2側の装着式動作補助装置10-2の制御装置26-2の制御処理2を説明するためのフローチャートである。
- [0154] まず、医者1側の装着式動作補助装置10-1の動作について説明する。
- [0155] 制御装置26-1の角度制御部42は、患者2の装着式動作補助装置10-2から送られてくる関節角度及び関節角速度と、医者1の装着式動作補助装置10-1の対応する関節角度及び関節角速度とが一致するように制御を行なうための角度制御出力トルクを算出する。また、制御装置26-1の力制御部43は、患者2の装着式動作補助装置10-2から送られてくるアクチュエータ部25-2の出力トルクに装着式動作補助装置10-1の対応するアクチュエータ部25-1の出力トルクが一致する、又は、比例するように制御を行なうための力制御出力トルクを算出する。また、アシスト制御部44は、装着式動作補助装置10-1の出力トルク、関節角度、生体電位及び相対力に基づいて、アシスト制御出力トルクを算出する(S141)。続いて、S141で算出した角度制御出力トルク、力制御出力トルク、アシスト制御出力トルクのトルク指令信号を出力トルク結合部46よりドライバ27-1に出力する(S141a)。なお、医者1が装着式動作補助装置10-1を装着していない場合には、生体電位信号=0として、アシスト制御出力トルクが算出される。

- [0156] 制御装置26-1の出力トルク結合部46においては、制御装置26-1のモード設定部45に設定されたモードが角度制御モードであるか否かの判断を行なう(S142)。次に、S142において、角度制御モードであると判断された場合(YESの場合)には、(3)式に従って、角度制御出力トルク及びアシスト制御出力トルクを基に出力トルクを算出する(S143)。
- [0157] また、S142において、角度制御モードではないと判断された場合(NOの場合)には、次に、力制御モードであるか否かを確認する(S144)。このS144において、力制御モードであると判断された場合には、(4)式に従って、力制御出力トルク及びアシスト制御出力トルクを基に出力トルクを算出する(S145)。
- [0158] また、S144において力制御モードではないと判断された場合(NOの場合)には、モード設定部45には、上記角度制御モード、力制御モード以外のハイブリッドモードが設定されているものと判断する(S146)。そして、(5)式に従って、角度制御出力トルク、力制御出力トルク及びアシスト制御出力トルクを基に出力トルクを算出する(S147)。
- [0159] その後、S143、S145、S147のいずれかで算出された出力トルクのトルク指令信号をトルク出力部47を介してドライバ27-1に出力する。そして、ドライバ27-1から出力トルクに対応する制御信号(モータの場合には駆動電流)をアクチュエータ部25-1のモータ120, 122, 124, 126に供給する(S148)。次に、出力トルクに対応する制御信号(モータの場合には駆動電流)を通信装置28-1(28-2)及びネットワーク3を介して他の装着式動作補助装置10-2に送信する(S149)。
- [0160] これにより、医者1の装着式動作補助装置10-1に患者2からの動作が反映される。
- [0161] 次に、患者2側の装着式動作補助装置10-2の動作について、図11のフローチャートを参照して説明する。
- [0162] 装着式動作補助装置10-2の角度検出部24-2がスーツ機構部20-2の関節角度を検出する。また、生体電位信号検出部23-2が患者2が関節まわりの筋肉を動かすときに発生する生体電位信号(例えば、筋電位信号や神経伝達信号など)を検出する。そして、相対力検出部22-2が駆動源であるアクチュエータ部25-2の出

カトルクと装着者である患者の筋力との関係で相対的に定まる相対力を検出する。次いでこれらの各検出信号を読み込む(S151)。続いて、S151で検出した関節角度、生体電位信号、相対力、体温の各検出信号を通信装置28-1(28-2)及びネットワーク3を介して装着式動作補助装置10-1に送信する(S151a)。

[0163] 制御装置26-2の角度制御部42は、患者2の装着式動作補助装置10-2の関節角度及び関節角速度に対応する角度制御出力トルクを算出する。本実施の形態においては、装着式動作補助装置10-1から関節角度に関するデータが送られてこないため、角度制御出力トルクは、下記式により、算出する。

$$\text{角度制御出力トルク} = G_p' * [\text{自己側関節角度}] + G_d' * [\text{自己側関節角速度}] \dots (1')$$

但し、 G_p' 、 G_d' はデータ格納部41から供給される制御パラメータである。なお、制御パラメータは、所定の値であっても、関数値であっても良い。また、角速度は角度情報から算出する。

[0164] アシスト制御部44は、装着式動作補助装置10-2の出力トルク、関節角度、生体電位及び相対力に基づいて、アシスト制御出力トルクを算出する(S152)。続いて、S152で算出した角度制御出力トルク、力制御出力トルク、アシスト制御出力トルクのトルク指令信号を出力トルク結合部46よりドライバ27-2に出力する(S152a)。

[0165] なお、本実施の形態においては、制御装置26-2の力制御部43は、装着式動作補助装置10-1から出力トルクに関するデータが送られてこないため、力制御出力トルク=0となる。そのため、制御モードにかかわらず、(3)式にしたがって、角度制御出力トルク及びアシスト制御出力トルクを基に出力トルクを算出する(S153)。

[0166] 当該算出した出力トルクをトルク出力部47を介してドライバ27-2に出力し、ドライバ27-2から出力トルクに対応する動力(モータの場合は駆動電流)をアクチュエータ部25-2のモータ120, 122, 124, 126に供給する(S154)。次に、出力トルクに対応する制御信号(モータの場合には駆動電流)を通信装置28-1(28-2)及びネットワーク3を介して装着式動作補助装置10-1に送信する(S154a)。

[0167] また、S153で算出された出力トルク及び角度検出部24-2で検出されたスーツ機構部20-2の関節角度及びモニタリング情報をデータ送信部48から通信装置28-

1(28-2)及びネットワーク3を介して医者1の装着式動作補助装置10-1及び情報表示装置31に送信する(S155)。この後は、S151の処理に戻る。

[0168] したがって、医者1は、装着式動作補助装置10-1の状態を観察することにより、患者2の状態を間接的に把握することができ、適切なリハビリ指示を患者2に行なうことができる。また、医者1は、情報表示装置31に表示されるモニタリング情報を参照することにより、よりリハビリテーションを行なう際の参考にすることができる。

(第3の実施の形態)

次に、本発明の第3の実施の形態に係る動作補助システムについて説明する。

[0169] 上述の第2の実施の形態においては、医者1の装着式動作補助装置10-1からはデータを送らずに、患者2の装着式動作補助装置10-2から装着式動作補助装置10-1にデータを送る場合について説明した。

[0170] 本実施の形態においては、患者2の装着式動作補助装置10-2からはデータ(モニタリング情報を除く)を送らずに、医者1の装着式動作補助装置10-1から装着式動作補助装置10-2にデータを送るものとする。

[0171] 図12は、医者1の装着式動作補助装置の制御装置26-1の制御処理3を説明するためのフローチャートであり、図13は患者2の装着式動作補助装置の制御装置26-2の制御処理3を説明するためのフローチャートである。

[0172] まず、医者1側の装着式動作補助装置10-1の動作について説明する。

[0173] 装着式動作補助装置10-1の角度検出部24-1がスーツ機構部20-1の関節角度を検出する。また、生体電位信号検出部23-1が医者1が関節まわりの筋肉を動かすときに発生する生体電位信号(例えば、筋電位信号や神経伝達信号など)を検出する。そして、相対力検出部22-1が駆動源であるアクチュエータ部25-1の出力トルクと装着者である医者1の筋力との関係で相対的に定まる相対力を検出し、体温検出部29-2の温度センサ301~304により患者2の体温(腿及び脛の体温)を検出し、各検出信号を読み込む(S161)。続いて、S161で検出した関節角度、生体電位信号、相対力、体温の各検出信号を通信装置28-1(28-2)及びネットワーク3を介して装着式動作補助装置10-2に送信する(S161a)。

[0174] 制御装置26-1の角度制御部12は、医者1の装着式動作補助装置10-1の関節

角度及び関節角速度に対応する角度制御出力トルクを算出する。本実施の形態においては、装着式動作補助装置10-2から関節角度に関するデータが送られてこないため、角度制御出力トルクは、上記式(1')により、算出する。

[0175] アシスト制御部44は、装着式動作補助装置10-1の出力トルク、関節角度、生体電位及び相対力に基づいて、アシスト制御出力トルクを算出する(S162)。続いて、S162で算出した角度制御出力トルク、力制御出力トルク、アシスト制御出力トルクのトルク指令信号を出力トルク結合部46よりドライバ27-1に出力する(S162a)。

[0176] なお、本実施の形態においては、制御装置26-1の力制御部43は、装着式動作補助装置10-2から出力トルクに関するデータが送られてこないため、力制御出力トルク=0となる。そのため、制御モードにかかわらず、(3)式にしたがって、角度制御出力トルク及びアシスト制御出力トルクを基に出力トルクを算出する(S163)。

[0177] 当該算出した出力トルクをトルク出力部47を介してドライバ27-1に出力する。そして、ドライバ27-1から出力トルクに対応する動力(モータの場合は駆動電流)をアクチュエータ部25-1のモータ120, 122, 124, 126に供給する(S164)。次に、出力トルクに対応する制御信号(モータの場合には駆動電流)を通信装置28-1(28-2)及びネットワーク3を介して装着式動作補助装置10-2に送信する(S164a)。

[0178] また、S163で算出された出力トルク及び角度検出部24-1で検出されたスーツ機構部20-1の関節角度及びモニタリング情報をデータ送信部48から通信装置28-1(28-2)及びネットワーク3を介して患者2の装着式動作補助装置10-2に送信する(S165)。この後は、S161の処理に戻る。

[0179] 次に、患者2側の装着式動作補助装置10-2の動作について説明する。

[0180] 制御装置26-2の角度制御部42は、医者1の装着式動作補助装置10-1から送られてくる関節角度及び関節角速度と、患者2の装着式動作補助装置10-2の対応する関節角度及び関節角速度とが一致するように制御を行なうための角度制御出力トルクを算出する。また、制御装置26-2の力制御部43は、医者1の装着式動作補助装置10-1から送られてくるアクチュエータ部25-1の出力トルクに装着式動作補助装置10-2の対応するアクチュエータ部25-2の出力トルクが一致する、又は、比例するように制御を行なうための力制御出力トルクを算出する。また、アシスト制御部

44は、装着式動作補助装置10-2の出力トルク、関節角度、生体電位及び相対力に基づいて、アシスト制御出力トルクを算出する(S171)。続いて、S171で算出した角度制御出力トルク、力制御出力トルク、アシスト制御出力トルクのトルク指令信号を出力トルク結合部46よりドライバ27-2に出力する(S171a)。なお、医者1が装着式動作補助装置10-1を装着していない場合には、生体電位信号=0として、アシスト制御出力トルクが算出される。

- [0181] 制御装置26-2の出力トルク結合部46においては、制御装置26-2のモード設定部45に設定されたモードが角度制御モードであるか否かの判断を行なう(S172)。次に、S172において、角度制御モードであると判断された場合(YESの場合)には、(3)式に従って、角度制御出力トルク及びアシスト制御出力トルクを基に出力トルクを算出する(S173)。
- [0182] また、S172において、角度制御モードではないと判断された場合(NOの場合)には、次に、力制御モードであるか否かを確認する(S174)。このS174において、力制御モードであると判断された場合には、(4)式に従って、力制御出力トルク及びアシスト制御出力トルクを基に出力トルクを算出する(S175)。
- [0183] また、S174において力制御モードではないと判断された場合(NOの場合)には、モード設定部45には、上記角度制御モード、力制御モード以外のハイブリッドモードが設定されているものと判断する(S176)。そして、(5)式に従って、角度制御出力トルク、力制御出力トルク及びアシスト制御出力トルクを基に出力トルクを算出する(S177)。
- [0184] その後、S143、S145、S147のいずれかで算出された出力トルクのトルク指令信号をトルク出力部47を介してドライバ27-2に出力する。そして、ドライバ27-2から出力トルクに対応する制御信号(モータの場合には駆動電流)をアクチュエータ部25-1のモータ120, 122, 124, 126に供給する(S178)。次に、出力トルクに対応する制御信号(モータの場合には駆動電流)を通信装置28-1(28-2)及びネットワーク3を介して装着式動作補助装置10-1に送信する(S178a)。これにより、患者2の装着式動作補助装置10-2に医者1からの動作が反映される。
- [0185] その後、制御装置26-2のデータ送信部48を介して、モニタリング情報を送信する

(S179)。その後は、S171の処理に戻る。送信されたモニタリング情報は、医者1側の装着式動作補助装置10-1とは別に設けられた情報表示装置31において、視覚化処理されて表示される。

[0186] したがって、本実施の形態によれば、医者1の装着式動作補助装置10-1に患者2の動作が反映されないものの、医者1が装着式動作補助装置10-1を使用して、患者2の装着式動作補助装置10-2に対してリハビリ動作を指示することができ、かつ患者2の心拍数、体温などのモニタリング情報をリハビリ指示を行ないながら把握することができる。

(第4の実施の形態)

装着式動作補助装置10-1(10-2)では、装着者112の意思に基づく補助動力を発生させる通常のアシスト制御処理(図7のフローチャートを参照)をメインの制御処理としている。そのため、本実施の形態では、リハビリテーションを行なう際は、予めモード設定部45により設定された角度制御モード、力制御モード、ハイブリッド制御モードの制御処理の何れかを実行することになる。さらに、装着者112の体調に応じて無理な動力(モータトルク)をフレーム機構118に印加しないように生体信号(例えば、筋電位信号、神経伝達信号、脳波を含む)に基づくアシスト制御処理に自動的に切替えることも行えるようにしている。

[0187] 図14～図16は第4の実施の形態の制御装置26-2が実行する制御処理4を説明するためのフローチャートである。尚、図14において、前述した図9と同一処理には同一符号を付してその説明を省略する。

[0188] 図14のS126において、力制御モードが設定されている場合(YESの場合)は、図15のS201に移行して力制御トルクとアシスト制御出力トルクとの差分を導出する。続いて、S202では、上記力制御トルクとアシスト制御出力トルクとの差分が予め設定された閾値未満か否かを確認する。S202において、力制御トルクとアシスト制御出力トルクとの差分が閾値未満の場合(YESの場合)は、S127に進み、前述したように、(4)式に従って、力制御出力トルク及びアシスト制御出力トルクを基に出力トルクを算出する。

[0189] また、S202において、力制御トルクとアシスト制御出力トルクとの差分が閾値を越

える場合(NOの場合)は、S203に進み、アシスト制御トルクを出力トルクとする。これにより、力制御トルクと装着者112の意思で発生させる生体信号(例えば、筋電位信号、神経伝達信号、脳波などの生体情報を含む)に基づくアシスト制御の出力トルクとの差分が閾値を越える場合には、角度制御トルクを排除してアシスト制御出力トルクのみによる補助動力をフレーム機構118に伝達するため、装着者112に無理な力が作用することを防止することが可能になる。よって、装着者112の体調が低下している場合には、助動力を抑制してリハビリテーションによる装着者112の負担を軽減することが可能になる。

[0190] また、図14のS128において、ハイブリッドモードが設定されている場合は、図15のS204に進み、角度制御出力トルクとアシスト制御出力トルクとの差分を導出する。続いて、S205では、上記角度制御トルクとアシスト制御出力トルクとの差分が予め設定された閾値未満か否かを確認する。

[0191] S205において、角度制御トルクとアシスト制御出力トルクとの差分が閾値未満の場合(YESの場合)は、S206に進み、力制御トルクとアシスト制御出力トルクとの差分を導出する。

[0192] また、S205において、角度制御トルクとアシスト制御出力トルクとの差分が閾値を越える場合(NOの場合)は、S208に進み、アシスト制御出力トルクを出力トルクとする。これにより、装着者112の関節の回動角度に対する角度制御トルクと装着者112の意思で発生させる生体信号(例えば、筋電位信号、神経伝達信号、脳波などの生体情報を含む)に基づくアシスト制御の出力トルクとの差分が大きすぎる場合には、角度制御トルクを排除してアシスト制御出力トルクのみによる補助動力をフレーム機構118に伝達するため、装着者112に無理な力が作用することを防止することが可能になる。よって、装着者112の体調が低下している場合には、助動力を抑制してリハビリテーションによる装着者112の負担を軽減することが可能になる。

[0193] 次のS207では、力制御トルクとアシスト制御出力トルクとの差分が閾値未満か否かを確認する。S207において、力制御トルクとアシスト制御出力トルクとの差分が閾値未満の場合(YESの場合)は、図14のS129に進み、(5)式に従って、角度制御出力トルク、力制御出力トルク及びアシスト制御出力トルクを基に出力トルクを算出する

- 。
- [0194] また、S207において、力制御トルクとアシスト制御出力トルクとの差分が閾値を超える場合(NOの場合)は、S208に進み、アシスト制御出力トルクを出力トルクとする。これにより、力制御トルクと装着者112の意思で発生させる生体信号(例えば、筋電位信号、神経伝達信号、脳波などの生体情報を含む)に基づくアシスト制御の出力トルクとの差分が大きすぎる場合には、力制御トルクを排除してアシスト制御出力トルクのみによる補助動力をフレーム機構118に伝達する。そのため、装着者112に無理な力が作用することを防止することが可能になる。よって、装着者112の体調が低下している場合には、助動力を抑制してリハビリテーションによる装着者112の負担を軽減することが可能になる。
- [0195] また、図14のS124で角度制御モードが設定されていない場合(NOの場合)、図15のS209に進み、角度制御出力トルクとアシスト制御出力トルクとの差分を導出する。続いて、S210では、上記角度制御トルクとアシスト制御出力トルクとの差分が予め設定された閾値未満か否かを確認する。このS210において、角度制御トルクとアシスト制御出力トルクとの差分が予め設定された閾値未満の場合(YESの場合)、図14のS125に進み、(3)式に従って、角度制御出力トルク及びアシスト制御出力トルクを基に出力トルクを算出する。
- [0196] また、S210において、角度制御トルクとアシスト制御出力トルクとの差分が予め設定された閾値を越える場合(NOの場合)、S211に進み、アシスト制御出力トルクを出力トルクとする。これにより、装着者112の関節の回動角度に対する角度制御トルクと装着者112の意思で発生させる生体信号(例えば、筋電位信号、神経伝達信号、脳波などの生体情報を含む)に基づくアシスト制御の出力トルクとの差分が閾値を越える場合には、角度制御トルクを排除してアシスト制御出力トルクのみによる補助動力をフレーム機構118に伝達する。そのため、装着者112に無理な力が作用することを防止することが可能になる。よって、装着者112の体調が低下している場合には、助動力を抑制してリハビリテーションによる装着者112の負担を軽減することが可能になる。
- [0197] 上記S203、S208、S211のあとは、S212に進み、出力トルクに基づいた駆動電

流をアクチュエータ部25-2のモータ120, 122, 124, 126に供給する。

- [0198] さらに、図16のS213に進み、心拍数、体温などの検出値が所定範囲内に入っているか否かを確認する。S213において、心拍数、体温などの検出値が所定範囲内に入っている場合(YESの場合)は、図14のS131に進み、S125、S127、S129のいずれかで算出された出力トルク及び角度検出部24-2で検出されたスーツ機構部20-2の関節角度をデータ送信部48から通信装置28-1(28-2)及びネットワーク3を介して医者1の装着式動作補助装置10-1に送信するとともに、モニタリング情報を医者1の表示装置31に送信する。この後は上記S121の処理に戻る。
- [0199] また、S213において、心拍数、体温などの検出値が所定範囲内に入っていない場合(NOの場合)は、S214に進み、装着者112に無理な運動(負荷)が作用しているため、警告(アラーム)を発する。そして、S215では、駆動電流の値を徐々に減少させて装着者112の負荷を軽減させて装着者112に対する運動量を無理の無いレベルに低下させる。これにより、装着者112は、体調が悪いときは、関節の動きを少なくした比較的軽い運動に抑えることが可能になり、そのときの体調に合わせたリハビリテーションを安全に行なうことが可能になる。
- [0200] なお、本発明は上記実施の形態そのままに限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で構成要素を変形して具体化できる。また、上記実施の形態に開示されている複数の構成要素の適宜な組み合わせにより、種々の発明を形成できる。例えば、実施の形態に示される全構成要素から幾つかの構成要素を削除してもよい。さらに、異なる実施の形態にわたる構成要素を適宜組み合わせてもよい。
- [0201] 本国際出願は、2007年8月20日に出願した日本国特許出願2007-213359号及び2008年8月12日に出願した日本国特許出願2008-208027号に基づく優先権を主張するものであり、日本国特許出願2007-213359号及び日本国特許出願2008-208027号の全内容を本国際出願に援用する。

請求の範囲

- [1] 装着者の動作に伴って発生する生体信号を検出する生体信号検出手段と、
前記装着者の動きに応じた物理現象を検出する物理現象検出手段と、
前記装着者に装着された動作補助装着具に補助動力を付与する駆動手段と、
前記物理現象検出手段により検出された検出信号に基づく演算処理を行なって補助動力を発生するように前記駆動手段を制御する制御手段とを有する装着式動作補助装置の動作制御システムであって、
複数の装着式動作補助装置に搭載された複数の制御手段を通信可能に接続する通信手段と、
一の装着式動作補助装置で得られた各信号のデータのうち少なくとも何れか一つの信号のデータを前記通信手段を介して他の装着式動作補助装置に転送するデータ転送手段と、を備え、
前記他の装着式動作補助装置の制御手段は、前記データ転送手段により転送されたデータに基づいて前記他の装着式動作補助装置の動作を前記一の装着式動作補助装置の動作と一致させるように前記駆動手段を制御することを特徴とする装着式動作補助装置の動作補助システム。
- [2] 請求項1に記載の装着式動作補助装置の動作補助システムであって、
前記一の装着式動作補助装置の制御手段は、前記通信手段を介して前記他の装着式動作補助装置の制御手段と相互にデータを送受信可能に接続されることを特徴とする装着式動作補助装置の動作補助システム。
- [3] 請求項2に記載の装着式動作補助装置の動作補助システムであって、
前記一の装着式動作補助装置の制御手段は、前記データ転送手段により転送されたデータに基づいて前記一の装着式動作補助装置の動作を前記他の装着式動作補助装置の動作と一致させるように前記駆動手段を制御することを特徴とする装着式動作補助装置の動作補助システム。
- [4] 請求項1に記載の装着式動作補助装置の動作補助システムであって、
前記物理現象検出手段は、前記駆動手段により駆動される前記装着者の関節の回動角度を検出する角度センサであることを特徴とする装着式動作補助装置の動作

補助システム。

- [5] 請求項1に記載の装着式動作補助装置の動作補助システムであって、
前記物理現象検出手段は、前記装着者の関節に付与される前記駆動手段によるトルクを検出するトルクセンサであることを特徴とする装着式動作補助装置の動作補助システム。
- [6] 請求項4に記載の装着式動作補助装置の動作補助システムであって、
前記他の装着式動作補助装置の制御手段は、前記角度センサにより検出された前記一の装着式動作補助装置が装着された前記装着者の関節の回動角度に基づいて前記駆動手段を制御することを特徴とする装着式動作補助装置の動作補助システム。
- [7] 請求項5に記載の装着式動作補助装置の動作補助システムであって、
前記他の装着式動作補助装置の制御手段は、前記トルクセンサにより検出された前記一の装着式動作補助装置の前記駆動手段のトルクに基づいて前記他の装着式動作補助装置の前記駆動手段を制御することを特徴とする装着式動作補助装置の動作補助システム。
- [8] 請求項6に記載の装着式動作補助装置の動作補助システムであって、
前記他の装着式動作補助装置の制御手段は、前記一の装着式動作補助装置の前記角度センサにより検出された関節の回動角度と前記他の装着式動作補助装置の前記角度センサにより検出された関節の回動角度との差が予め設定された閾値を超えた場合には、前記生体信号検出手段により検出された生体信号に基づいて前記駆動手段を制御することを特徴とする装着式動作補助装置の動作補助システム。
- [9] 請求項7に記載の装着式動作補助装置の動作補助システムであって、
前記他の装着式動作補助装置の制御手段は、前記一の装着式動作補助装置の前記トルクセンサにより検出された一のトルクと前記他の装着式動作補助装置の前記トルクセンサにより検出された他のトルクとの差が予め設定された閾値を超えた場合には、前記生体信号検出手段により検出された生体信号に基づいて前記駆動手段を制御することを特徴とする装着式動作補助装置の動作補助システム。
- [10] 請求項1に記載の装着式動作補助装置の動作補助システムであって、

前記装着式動作補助装置の制御手段は、前記複数の装着式動作補助装置の中から任意の装着式動作補助装置の制御手段をマスタ制御手段として指定する指定手段を有することを特徴とする装着式動作補助装置の動作補助システム。

[11] 請求項1に記載の装着式動作補助装置の動作補助システムであって、前記装着式動作補助装置の制御手段は、前記物理現象検出手段により検出された検出信号を前記通信手段を介して他の装着式動作補助装置に送信し、

前記他の装着式動作補助装置は、前記通信手段を介して送信された前記検出信号に対応する物理現象を装着者に体感させる体感手段を有することを特徴とする装着式動作補助装置の動作補助システム。

[12] 第1の装着者の第1の装着式動作補助装置と、第2の装着者の第2の装着式動作補助装置との間で通信を行ない、第2の装着者の動作補助を行なう装着式動作補助装置の動作補助システムであって、

前記第1の装着式動作補助装置は、

前記第2の装着式動作補助装置から送られた前記第2の装着式動作補助装置の第2の関節角度を受信し、この受信した第2の関節角度と、前記第1の装着式動作補助装置の前記受信した第2の関節角度に対応する第1の関節角度とに基づいて、前記第2の装着式動作補助装置に対する第1の角度制御出力トルクを算出する第1の角度制御出力トルク算出手段と、

前記第2の装着式動作補助装置から送られた前記第2の装着式動作補助装置の出力トルクを受信し、この受信した出力トルクに基づいて、前記第2の装着式動作補助装置に対する第1の力制御出力トルクを算出する第1の力制御出力トルク算出手段と、

前記第1の装着式動作補助装置のアクチュエータ部の出力トルクと、前記第1の装着式動作補助装置の第1の関節角度と、前記第1の装着者に発生する筋力に応じた第1の生体電位信号と、前記第1の装着式動作補助装置のフレームに作用する第1の相対力とに基づいて、第1のアシスト制御出力トルクを算出する第1のアシスト制御出力トルク算出手段と、

前記算出された第1の角度制御出力トルク及び前記第1の力制御出力トルクのうち

の少なくとも1つと、前記算出された第1のアシスト制御出力トルクとに基づいて、前記第2の装着式動作補助装置に対する第1の出力トルクを算出する第1の出力トルク算出手段と、

前記算出された第1の出力トルク及び前記第1の装着式動作補助装置の第1の関節角度を前記第2の装着式動作補助装置に送信する送信手段とを具備し、

前記第2の装着式動作補助装置は、

前記第1の装着式動作補助装置から送信された前記第1の装着式動作補助装置の第1の関節角度を受信し、この受信した第1の関節角度と、前記第2の装着式動作補助装置の前記受信した第1の関節角度に対応する第2の関節角度とに基づいて、前記第1の装着式動作補助装置に対する第2の角度制御出力トルクを算出する第2の角度制御出力トルク算出手段と、

前記第1の装着式動作補助装置から送信された第1の出力トルクを受信し、この受信した第1の出力トルクに基づいて、前記第2の装着式動作補助装置に対する第2の力制御出力トルクを算出する第2の力制御出力トルク算出手段と、

前記第2の装着式動作補助装置のアクチュエータ部の出力トルクと、前記第2の装着式動作補助装置の第2の関節角度と、前記第2の装着者に発生する筋力に応じた第2の生体電位信号と、前記第2の装着式動作補助装置のフレームに作用する第2の相対力とに基づいて、第2のアシスト制御出力トルクを算出する第2のアシスト制御出力トルク算出手段と、

前記算出された第2の角度制御出力トルク及び前記第2の力制御出力トルクのうちの少なくとも1つと、前記算出された第2のアシスト制御出力トルクとに基づいて、前記第1の装着式動作補助装置に対する第2の出力トルクを算出する第2の出力トルク算出手段と、

前記算出された第2の出力トルクに応じて前記第2の装着式動作補助装置のアクチュエータ部を制御する手段と

を具備することを特徴とする装着式動作補助装置の動作補助システム。

[13] 請求項12に記載の装着式動作補助装置の動作補助システムであって、

前記第1の装着式動作補助装置は、

前記算出された第1の出力トルクに応じて前記第1の装着式動作補助装置のアクチュエータ部を制御する手段をさらに具備することを特徴とする装着式動作補助装置の動作補助システム。

- [14] 請求項12に記載の装着式動作補助装置の動作補助システムであって、
前記第2の装着式動作補助装置は、
前記算出された第2の出力トルク及び前記第2の装着式動作補助装置の第2の関節角度を前記第1の装着式動作補助装置に送信する送信手段をさらに具備することを特徴とする装着式動作補助装置の動作補助システム。
- [15] 請求項14に記載の装着式動作補助装置の動作補助システムであって、
前記第2の装着式動作補助装置の送信手段は、
前記第2の装着者の状態を観測するためのモニタリング情報をさらに送信し、
前記動作補助システムは、
前記送信されたモニタリング情報を表示する表示手段をさらに具備することを特徴とする装着式動作補助装置の動作補助システム。
- [16] 請求項12に記載の装着式動作補助装置の動作補助システムであって、
前記第1の装着式動作補助装置は、
制御モードを設定する制御モード設定手段をさらに具備し、
前記第1の出力トルク算出手段は、
前記制御モード設定手段により、第1の制御モードが設定された場合に、前記算出された第1の角度制御出力トルク及び前記算出された第1のアシスト制御出力トルクとに基づいて、前記第1の出力トルクを算出し、
前記設定手段により、第2の制御モードが設定された場合に、前記第1の力制御出力トルク及び前記算出された第1のアシスト制御出力トルクとに基づいて、前記第1の出力トルクを算出し、
前記設定手段により、第3の制御モードが設定された場合に、前記算出された第1の角度制御出力トルク、前記第1の力制御出力トルク及び前記算出された第1のアシスト制御出力トルクとに基づいて、前記第1の出力トルクを算出し、
前記第2の装着式動作補助装置は、

制御モードを設定する制御モード設定手段をさらに具備し、
前記第2の出力トルク算出手段は、
前記設定手段により、第1のモードが設定された場合に、前記算出された第2の角度制御出力トルク及び前記算出された第2のアシスト制御出力トルクとに基づいて、
前記第2の出力トルクを算出し、
前記制御モード設定手段により、第2の制御モードが設定された場合に、前記第2の力制御出力トルク及び前記算出された第2のアシスト制御出力トルクとに基づいて、
前記第2の出力トルクを算出し、
前記制御モード設定手段により、第3のモードが設定された場合に、前記算出された第2の角度制御出力トルク、前記第2の力制御出力トルク及び前記算出された第2のアシスト制御出力トルクとに基づいて、前記第2の出力トルクを算出することを特徴とする装着式動作補助装置の動作補助システム。

- [17] 他の装着者に装着された他の装着式動作補助装置と通信して、前記他の装着式動作補助装置に対して動作補助を指示或いは前記他の装着式動作補助装置からの指示に基づいて動作補助を行なう装着式動作補助装置であって、
前記他の装着式動作補助装置から送られた前記他の装着式動作補助装置の他の装着者の関節角度を受信し、この受信した他の装着者の関節角度と、前記装着式動作補助装置の前記受信した他の装着者の関節角度に対応する関節角度とに基づいて、前記他の装着式動作補助装置に対する角度制御出力トルクを算出する角度制御出力トルク算出手段と、
前記他の装着式動作補助装置から送られた前記他の装着式動作補助装置の出力トルクを受信し、この受信した出力トルクに基づいて、前記他の装着式動作補助装置に対する力制御出力トルクを算出する力制御出力トルク算出手段と、
前記装着式動作補助装置のアクチュエータ部の出力トルクと、前記装着式動作補助装置の関節角度と、前記装着者に発生する筋力に応じた生体電位信号と、前記装着式動作補助装置のフレームに作用する相対力とに基づいて、アシスト制御出力トルクを算出するアシスト制御出力トルク算出手段と、
前記算出された角度制御出力トルク及び前記力制御出力トルクのうちの少なくとも

1つと、前記算出されたアシスト制御出力トルクとに基づいて、前記他の装着者の装着式動作補助装置に対する出力トルクを算出する出力トルク算出手段と、

前記算出された出力トルクに応じて前記装着式動作補助装置のアクチュエータ部を制御する手段とを具備することを特徴とする装着式動作補助装置。

[18] 請求項17に記載の装着式動作補助装置であって、

前記算出された出力トルク及び前記装着式動作補助装置の関節角度を前記他の装着式動作補助装置に送信する送信手段をさらに具備することを特徴とする装着式動作補助装置。

[19] 請求項17に記載の装着式動作補助装置であって、

前記装着者の状態を観測するためのモニタリング情報を送信する手段と、前記他の装着式動作補助装置から送信されたモニタリング情報を表示する表示手段とをさらに具備することを特徴とする装着式動作補助装置。

[20] 請求項17に記載の装着式動作補助装置であって、

任意の制御モードを選択的に設定する制御モード設定手段をさらに具備し、前記出力トルク算出手段は、前記設定手段により、第1の制御モードが設定された場合に、前記算出された角度制御出力トルク及び前記算出されたアシスト制御出力トルクとに基づいて、前記出力トルクを算出し、前記設定手段により、第2の制御モードが設定された場合に、前記力制御出力トルク及び前記算出されたアシスト制御出力トルクとに基づいて、前記出力トルクを算出し、

前記設定手段により、第3の制御モードが設定された場合に、前記算出された角度制御出力トルク、前記力制御出力トルク及び前記算出されたアシスト制御出力トルクとに基づいて、前記出力トルクを算出することを特徴とする装着式動作補助装置。

[21] 第1の装着者に装着された第1の装着式動作補助装置と、第2の装着者に装着された第2の装着式動作補助装置との間で通信を行ない、第2の装着者の動作補助を行なう装着式動作補助装置の動作補助方法であって、

前記第1の装着式動作補助装置が、

前記第2の装着式動作補助装置から送られた前記第2の装着式動作補助装置の

第2の関節角度を受信し、この受信した第2の関節角度と、前記第1の装着式動作補助装置の前記受信した第2の関節角度に対応する第1の関節角度とに基づいて、前記第2の装着式動作補助装置に対する第1の角度制御出力トルクを算出し、

前記第2の装着式動作補助装置から送られた前記第2の装着式動作補助装置の出力トルクを受信し、この受信した出力トルクに基づいて、前記第2の装着式動作補助装置に対する第1の力制御出力トルクを算出し、

前記第1の装着式動作補助装置のアクチュエータ部の出力トルクと、前記第1の装着式動作補助装置の第1の関節角度と、前記第1の装着者が発生する筋力に応じた第1の生体電位信号と、前記第1の装着式動作補助装置のフレームに作用する第1の相対力とに基づいて、第1のアシスト制御出力トルクを算出し、

前記算出された第1の角度制御出力トルク及び前記第1の力制御出力トルクのうちの少なくとも1つと、前記算出された第1のアシスト制御出力トルクとに基づいて、前記第2の装着式動作補助装置に対する第1の出力トルクを算出し、

前記算出された第1の出力トルク及び前記第1の装着式動作補助装置の第1の関節角度を前記第2の装着式動作補助装置に送信し、

前記第2の装着式動作補助装置が、

前記第1の装着式動作補助装置から送信された前記第1の装着式動作補助装置の第1の関節角度を受信し、この受信した第1の関節角度と、前記第2の装着式動作補助装置の前記受信した第1の関節角度に対応する第2の関節角度とに基づいて、前記第1の装着式動作補助装置に対する第2の角度制御出力トルクを算出し、

前記第1の装着式動作補助装置から送信された第1の出力トルクを受信し、この受信した第1の出力トルクに基づいて、前記第2の装着式動作補助装置に対する第2の力制御出力トルクを算出し、

前記第2の装着式動作補助装置のアクチュエータ部の出力トルクと、前記第2の装着式動作補助装置の第2の関節角度と、前記第2の装着者が発生する筋力に応じた第2の生体電位信号と、前記第2の装着式動作補助装置のフレームに作用する第2の相対力とに基づいて、第2のアシスト制御出力トルクを算出し、

前記算出された第2の角度制御出力トルク及び前記第2の力制御出力トルクのうち

の少なくとも1つと、前記算出された第2のアシスト制御出力トルクとに基づいて、前記第1の装着式動作補助装置に対する第2の出力トルクを算出し、

前記算出された第2の出力トルクに応じて前記第2の装着式動作補助装置のアクチュエータ部を制御することを特徴とする装着式動作補助装置の動作補助方法。

[22] 他の装着者に装着された他の装着式動作補助装置と通信して、前記他の装着式動作補助装置に対して動作補助を指示或いは前記他の装着式動作補助装置からの指示に基づいて動作補助を行なう当該装着式動作補助装置における動作補助方法であって、

前記他の装着式動作補助装置から送られた前記他の装着式動作補助装置の他の装着者の関節角度を受信し、この受信した他の装着者の関節角度と、前記他の装着式動作補助装置の前記受信した他の装着者の関節角度に対応する関節角度とに基づいて、前記他の装着式動作補助装置に対する角度制御出力トルクを算出し、

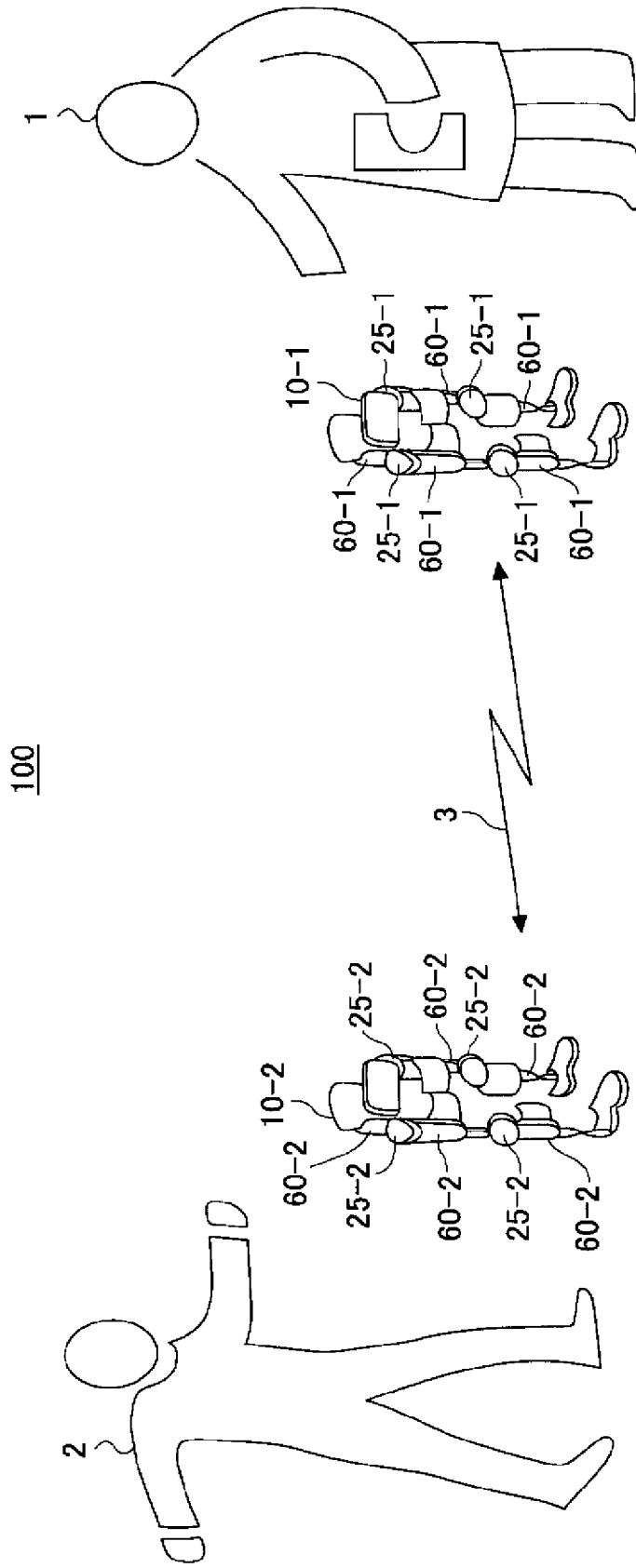
前記他の装着式動作補助装置から送られた前記他の装着式動作補助装置の出力トルクを受信し、この受信した出力トルクに基づいて、前記他の装着式動作補助装置に対する力制御出力トルクを算出し、

当該装着式動作補助装置のアクチュエータ部の出力トルクと、当該装着式動作補助装置の関節角度と、前記装着者に発生する筋力に応じた生体電位信号と、当該装着式動作補助装置のフレームに作用する相対力とに基づいて、アシスト制御出力トルクを算出し、

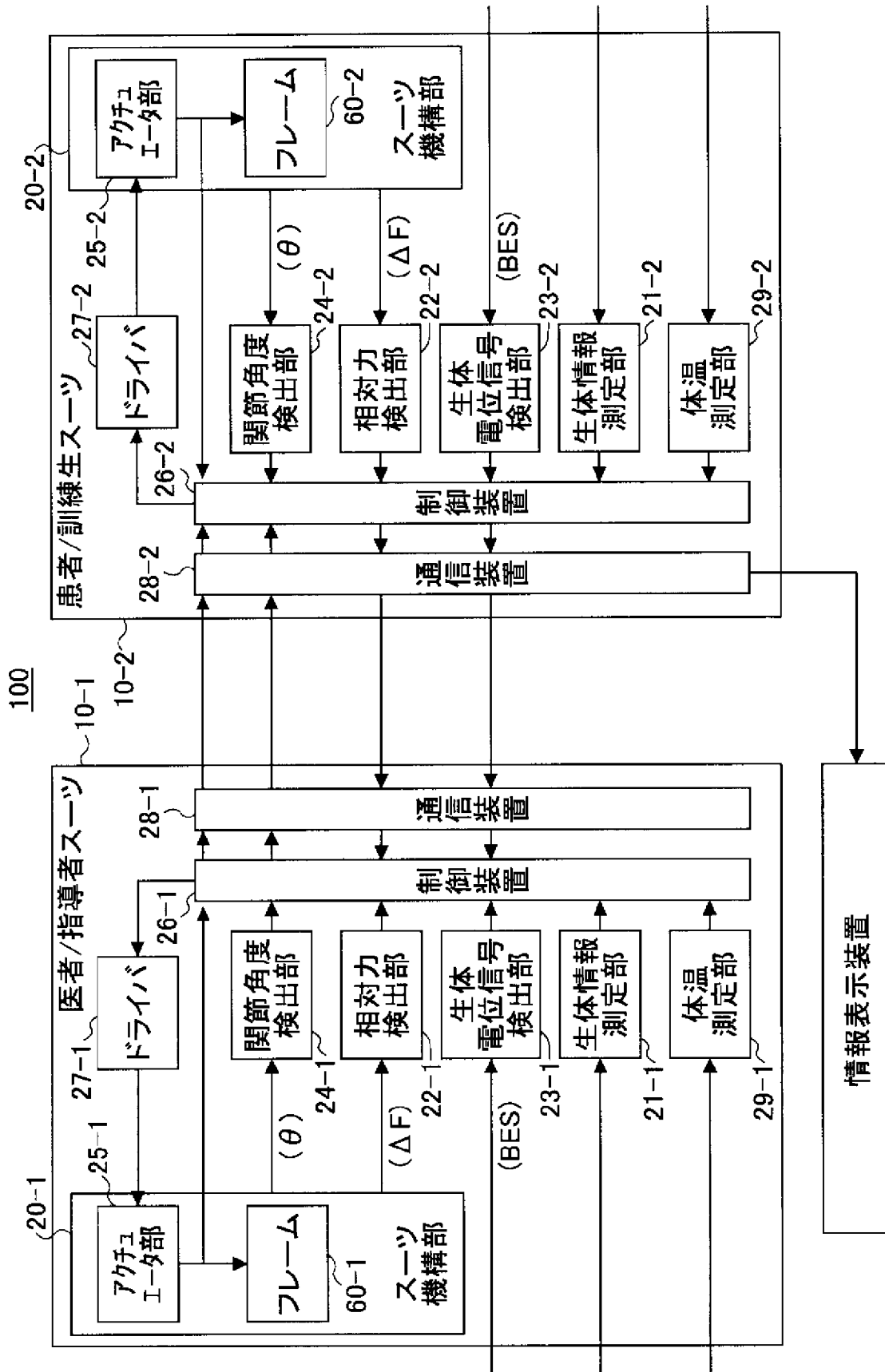
前記算出された角度制御出力トルク及び前記力制御出力トルクのうちの少なくとも1つと、前記算出されたアシスト制御出力トルクとに基づいて、前記他の装着式動作補助装置に対する出力トルクを算出し、

前記算出された出力トルクに応じて当該装着式動作補助装置のアクチュエータ部を制御することを特徴とする装着式動作補助装置の動作補助方法。

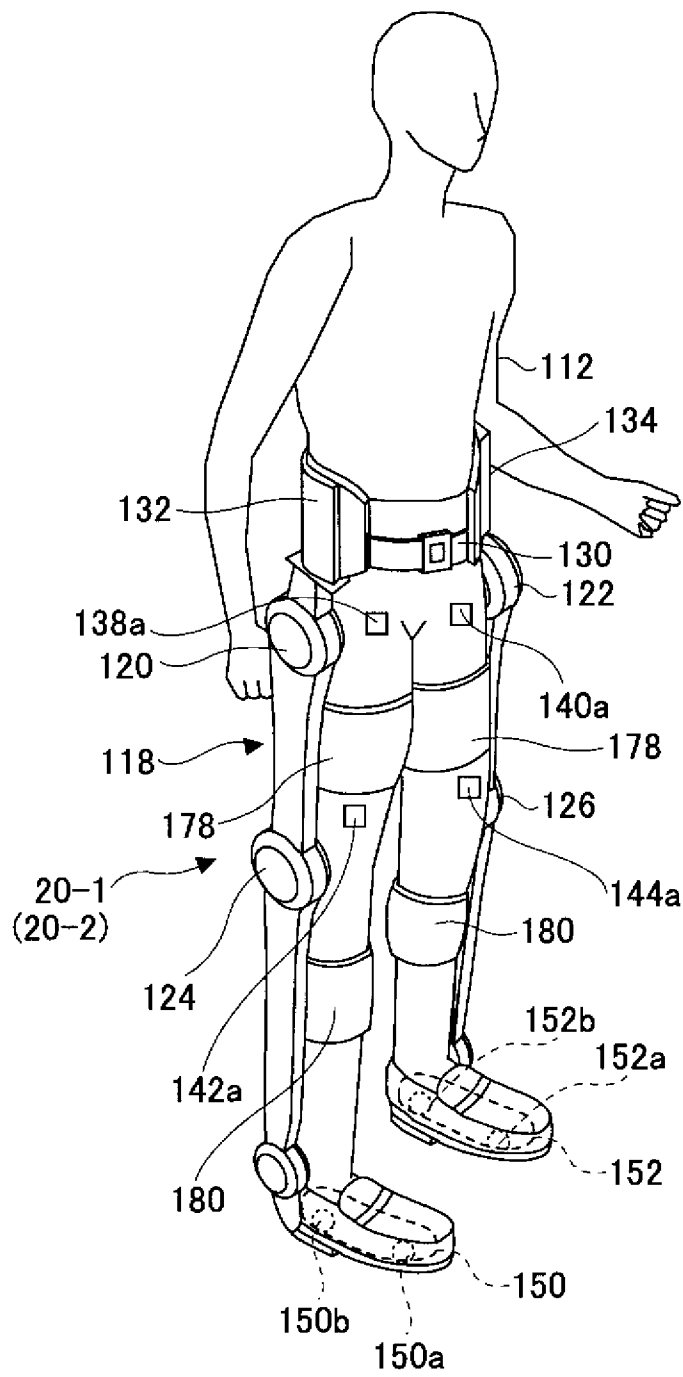
[図1]



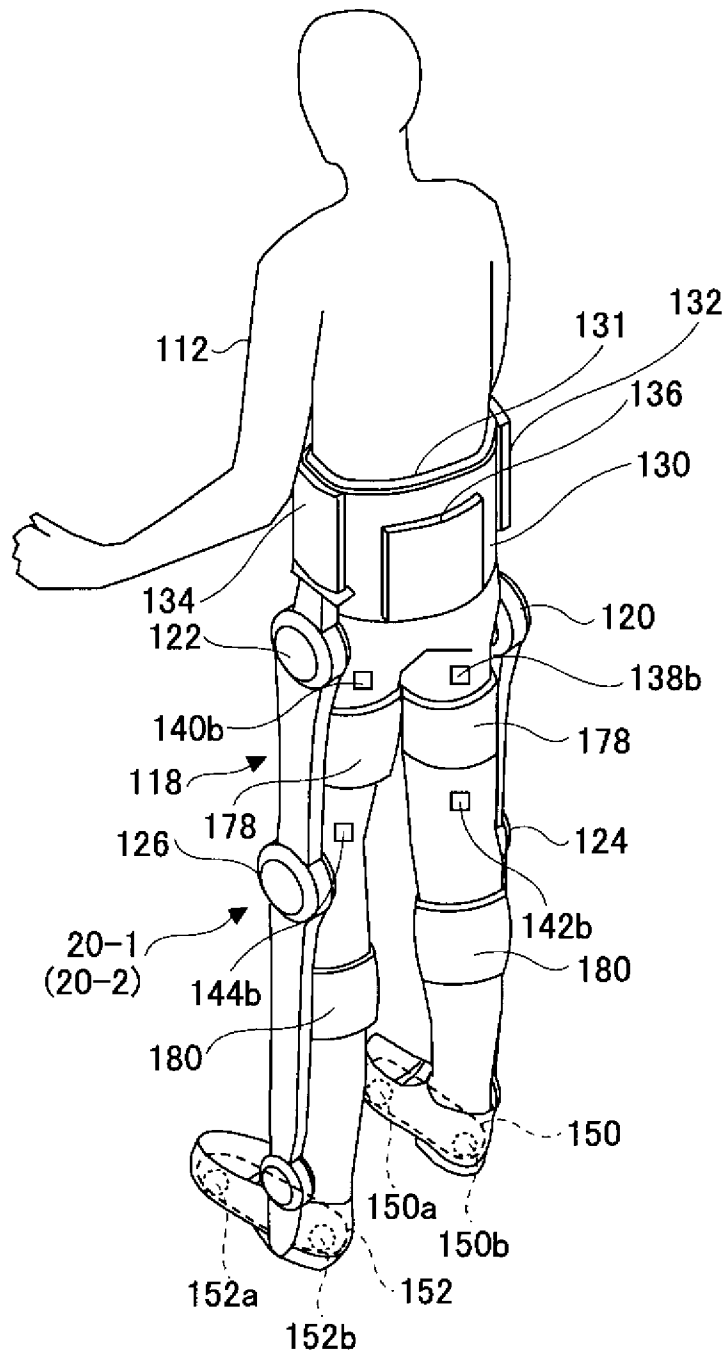
[図2]



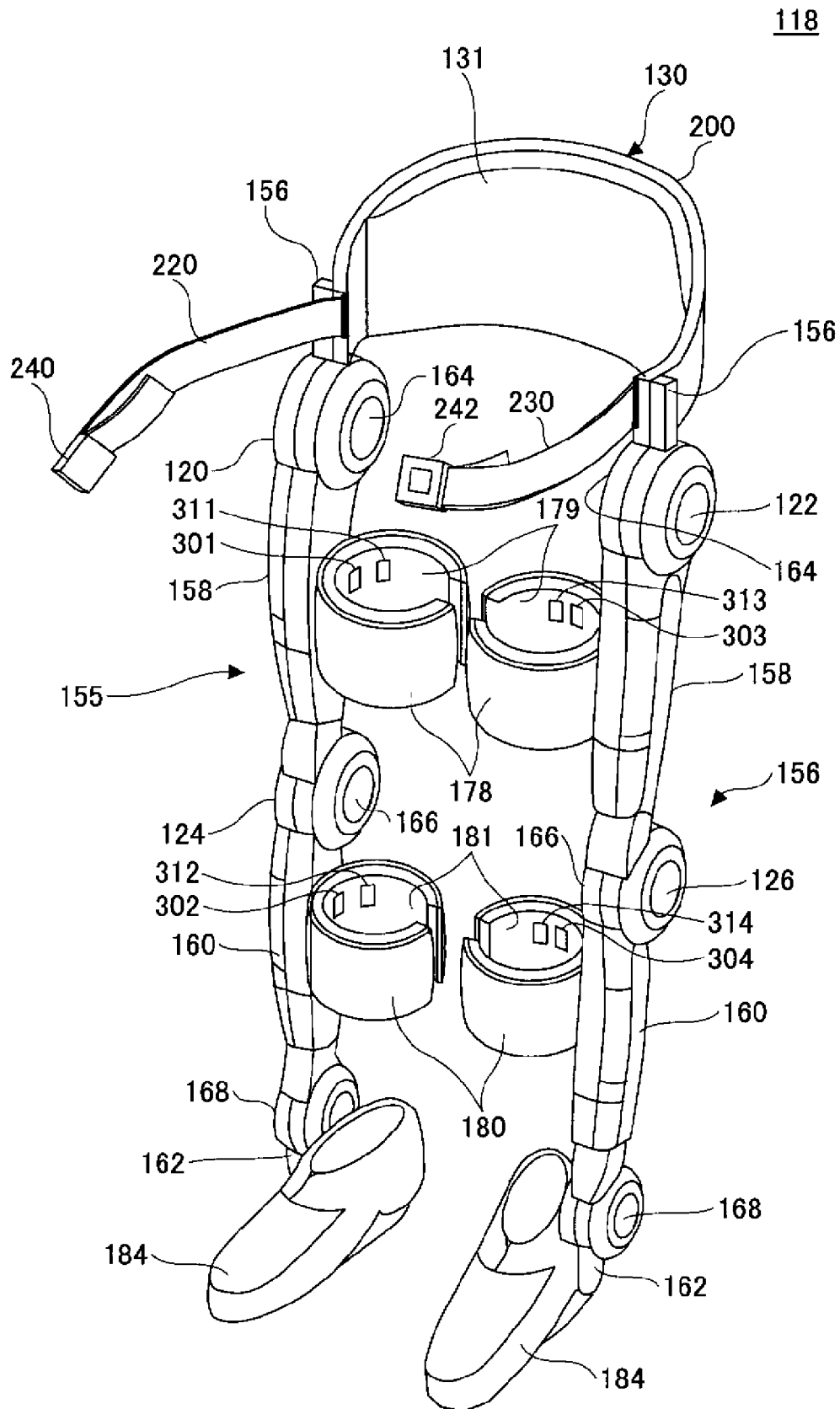
[図3]



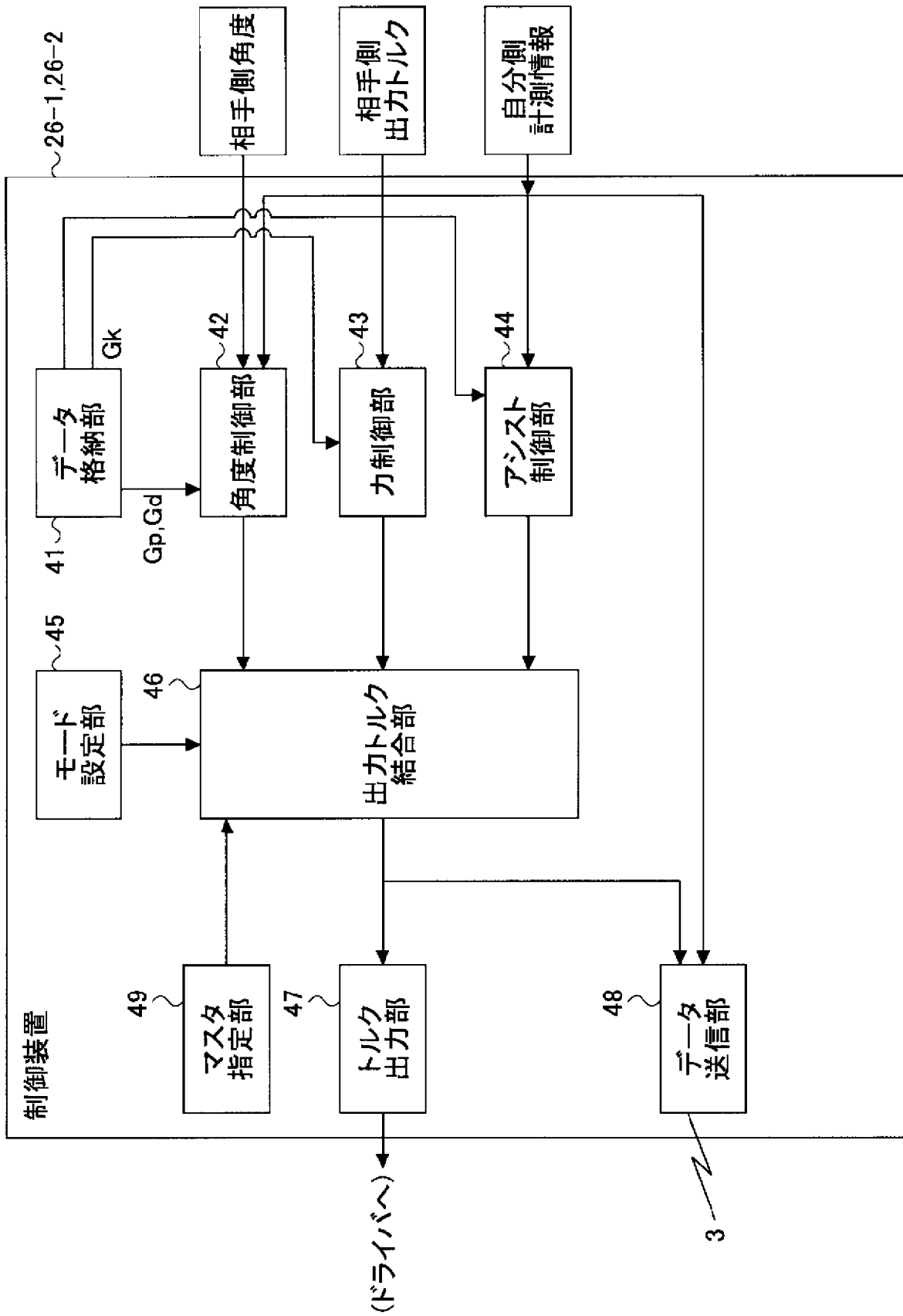
[図4]



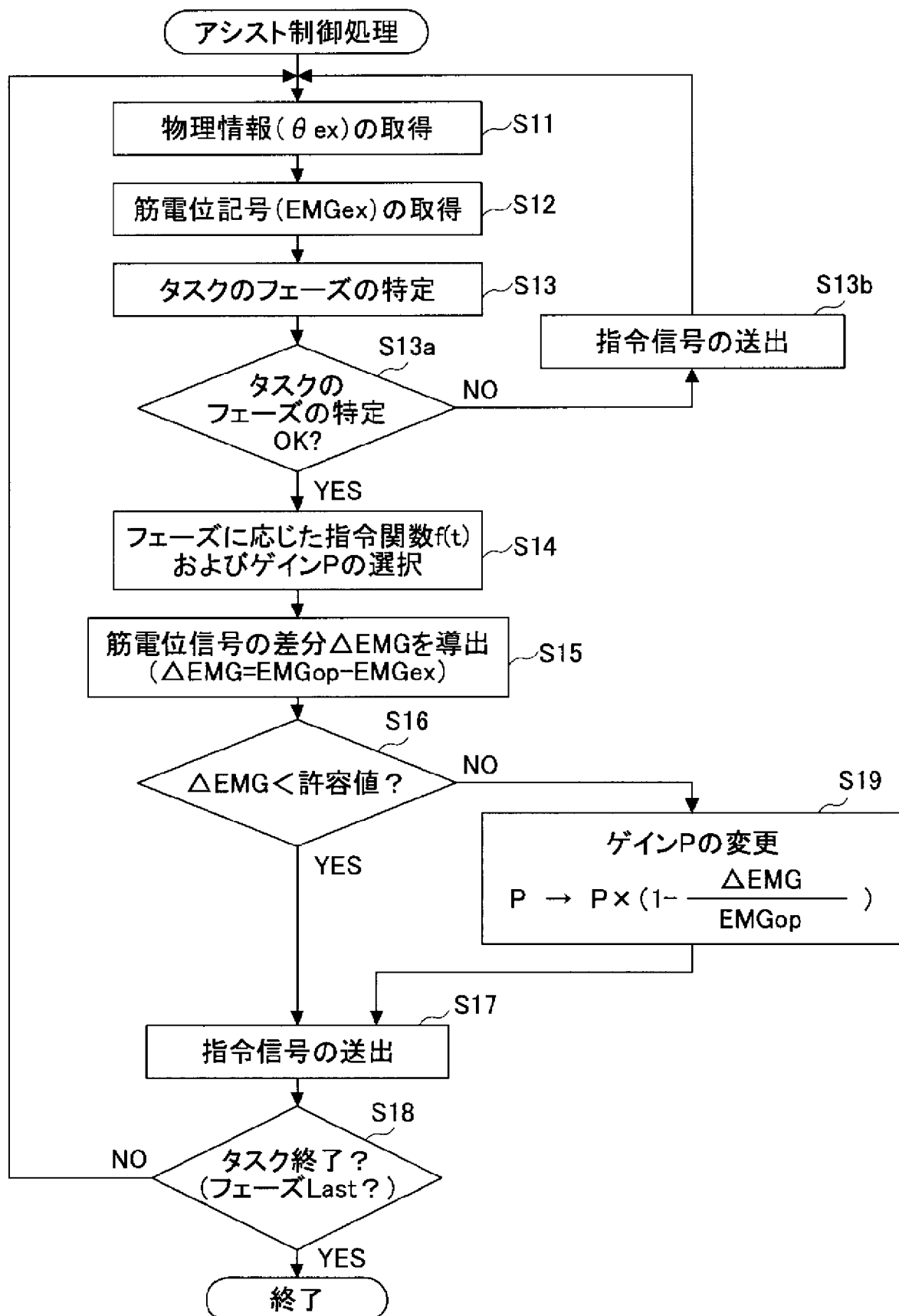
[図5]



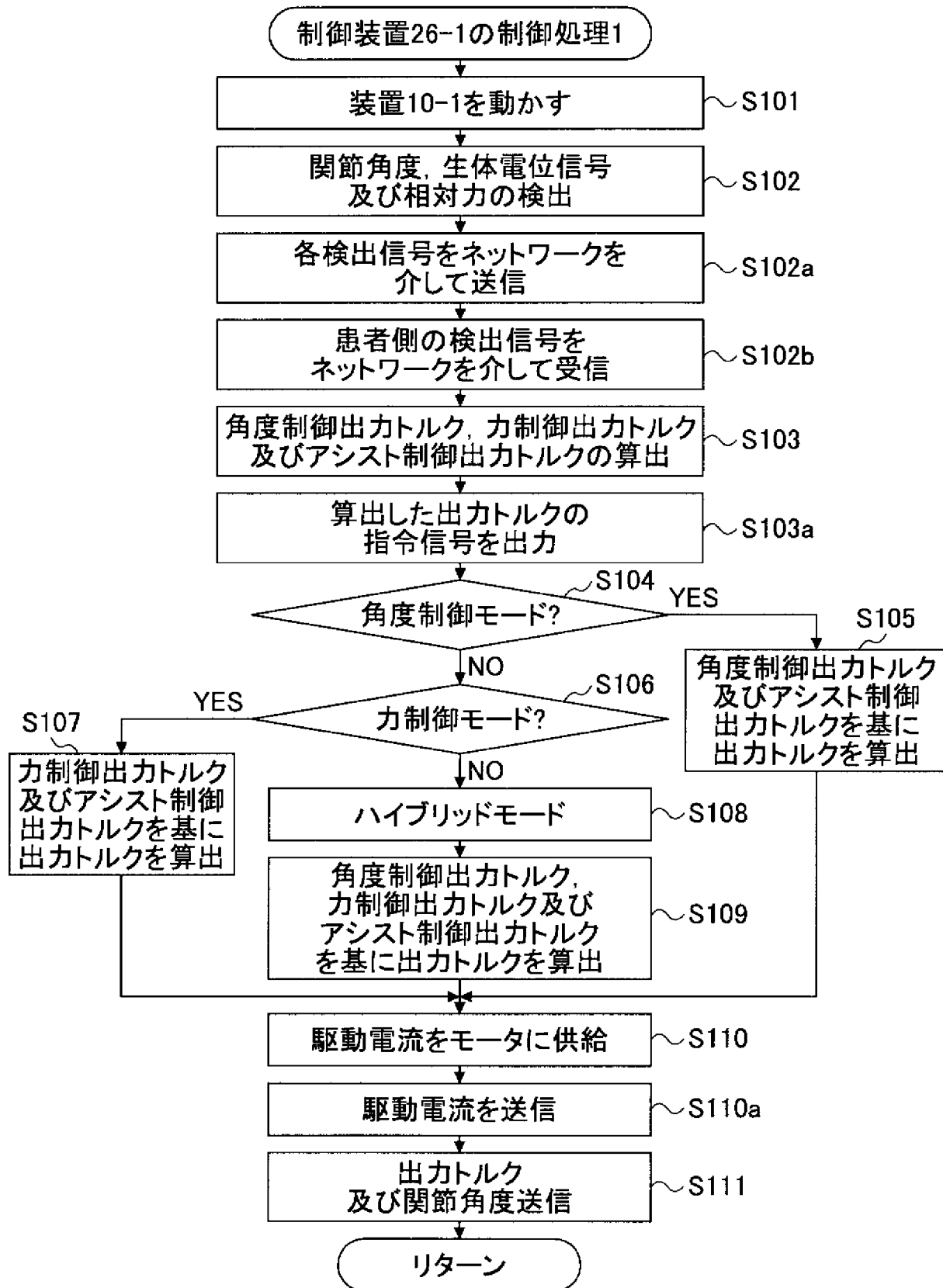
[図6]



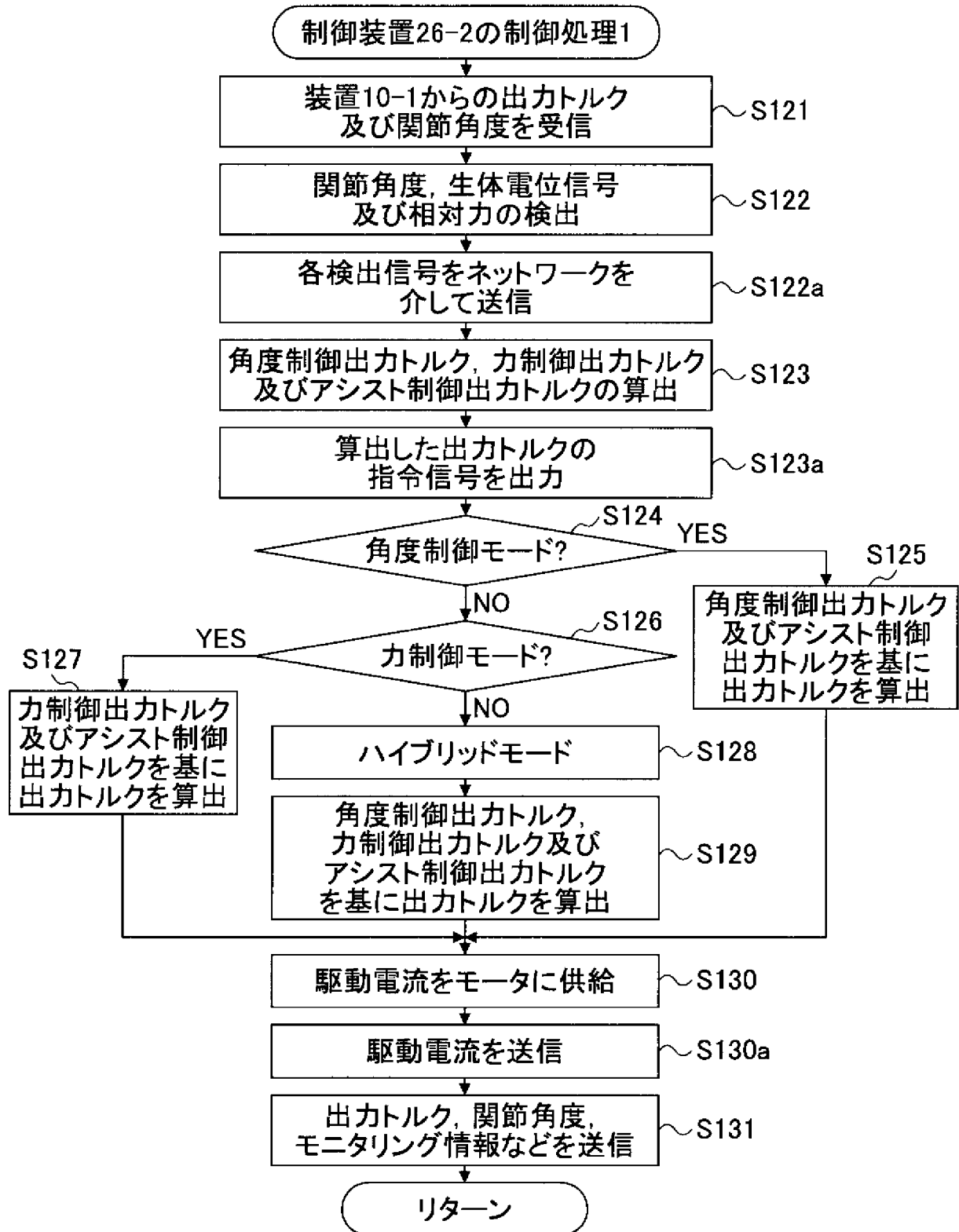
[図7]



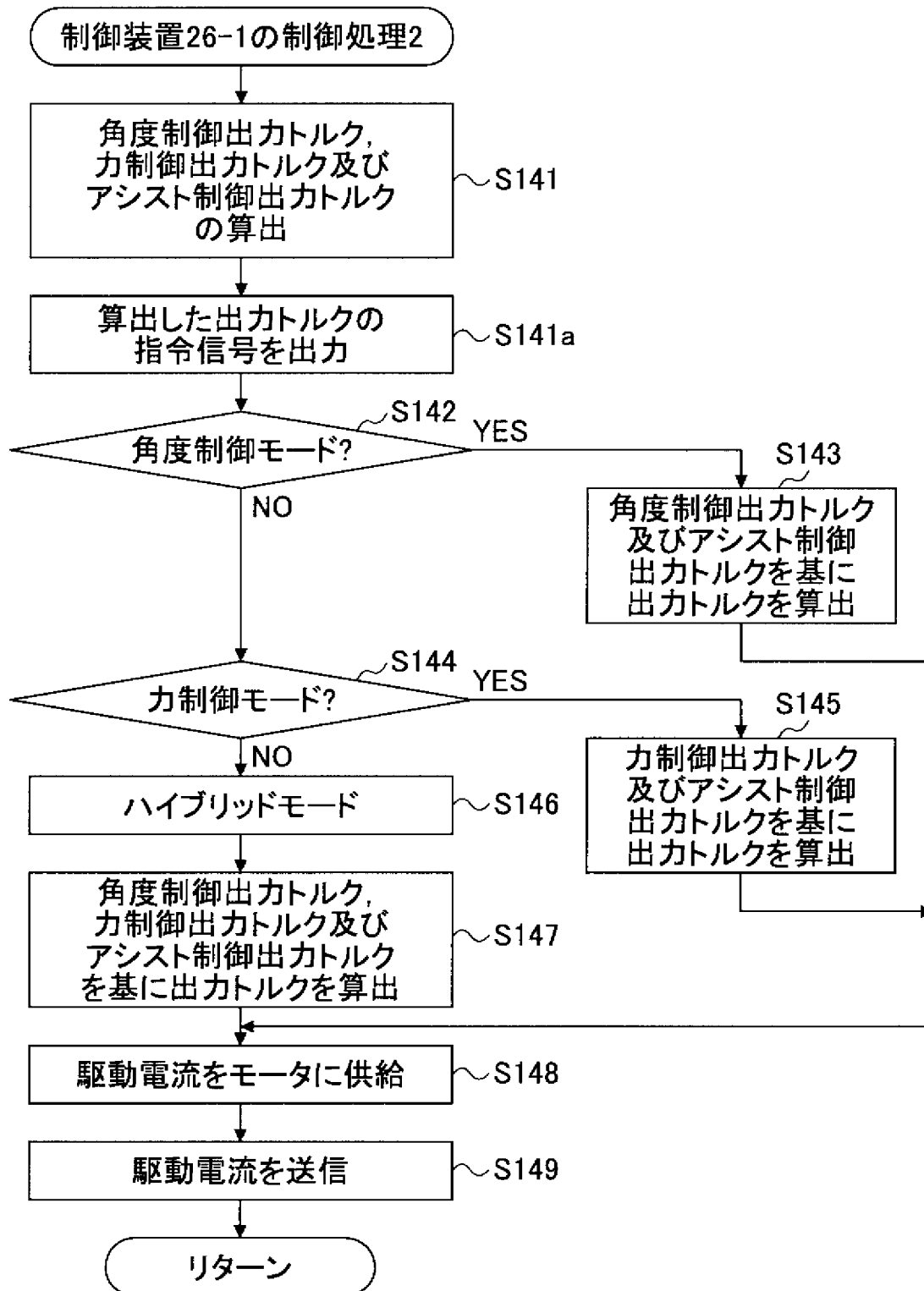
[図8]



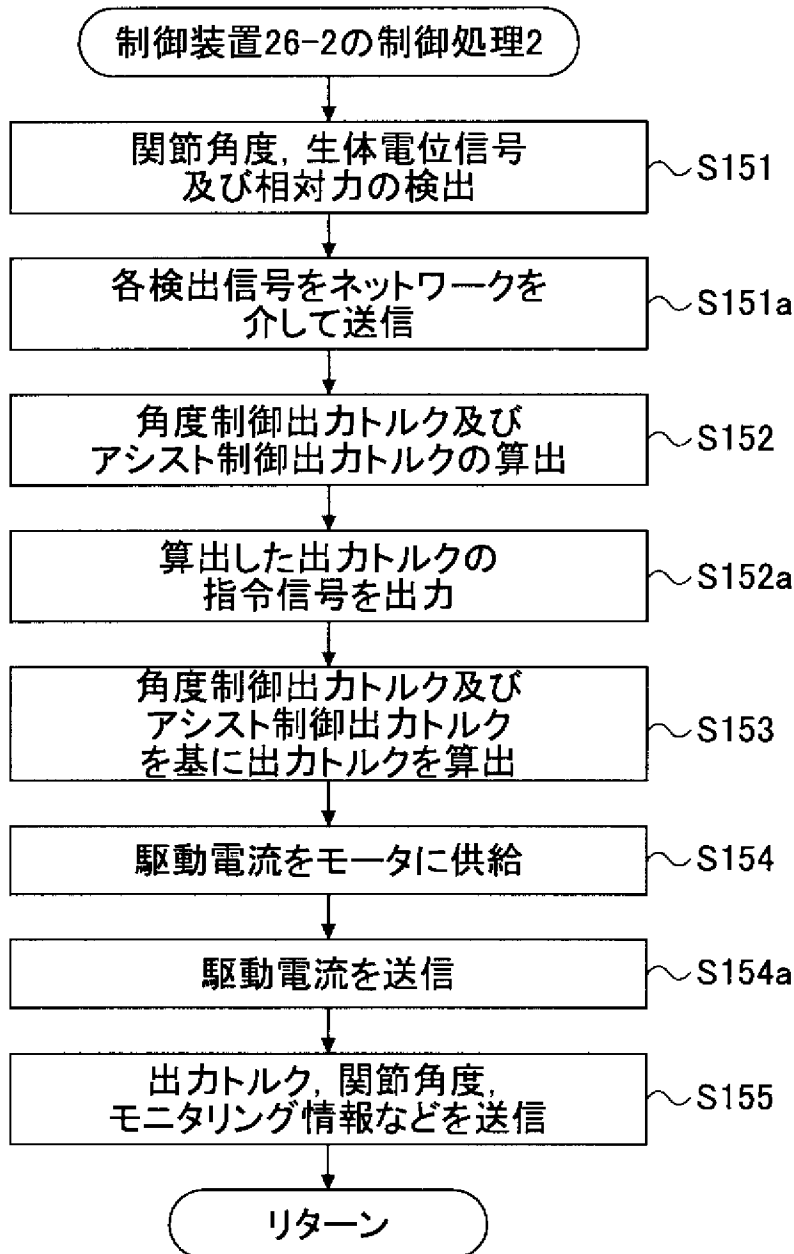
[図9]



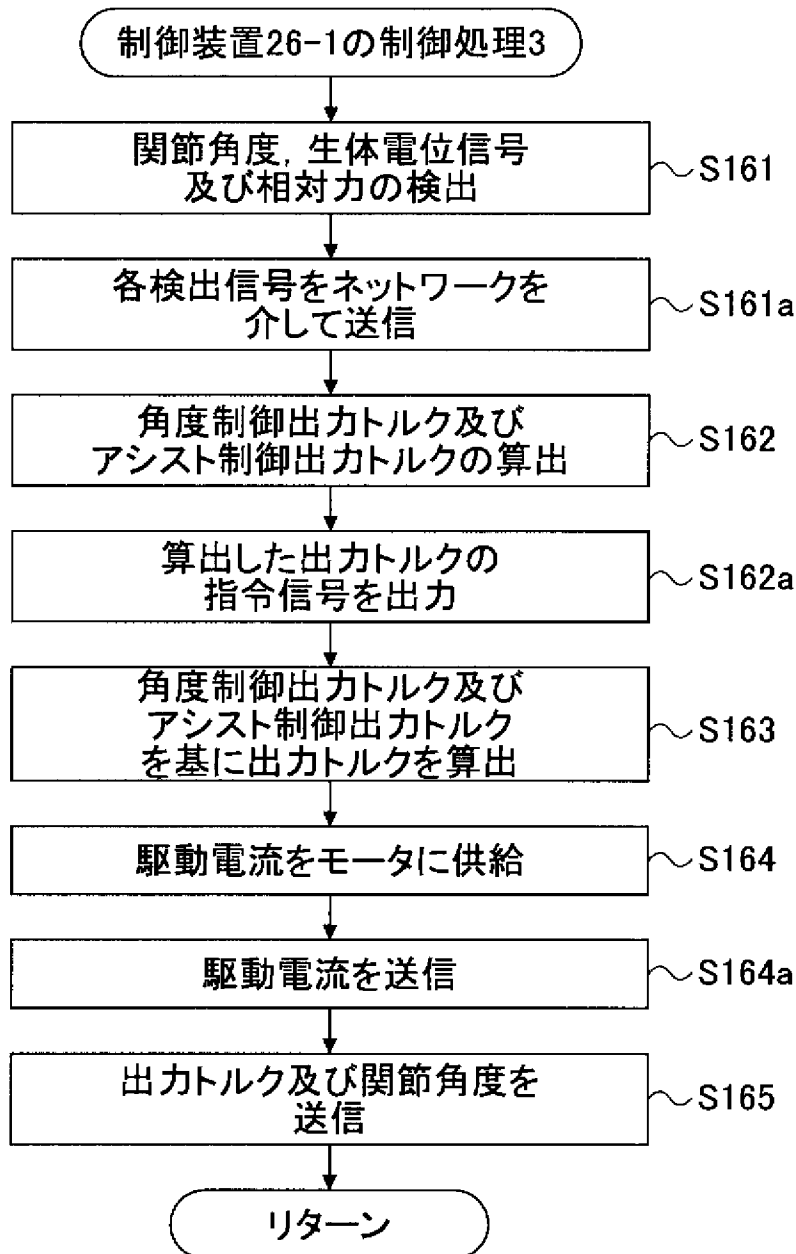
[図10]



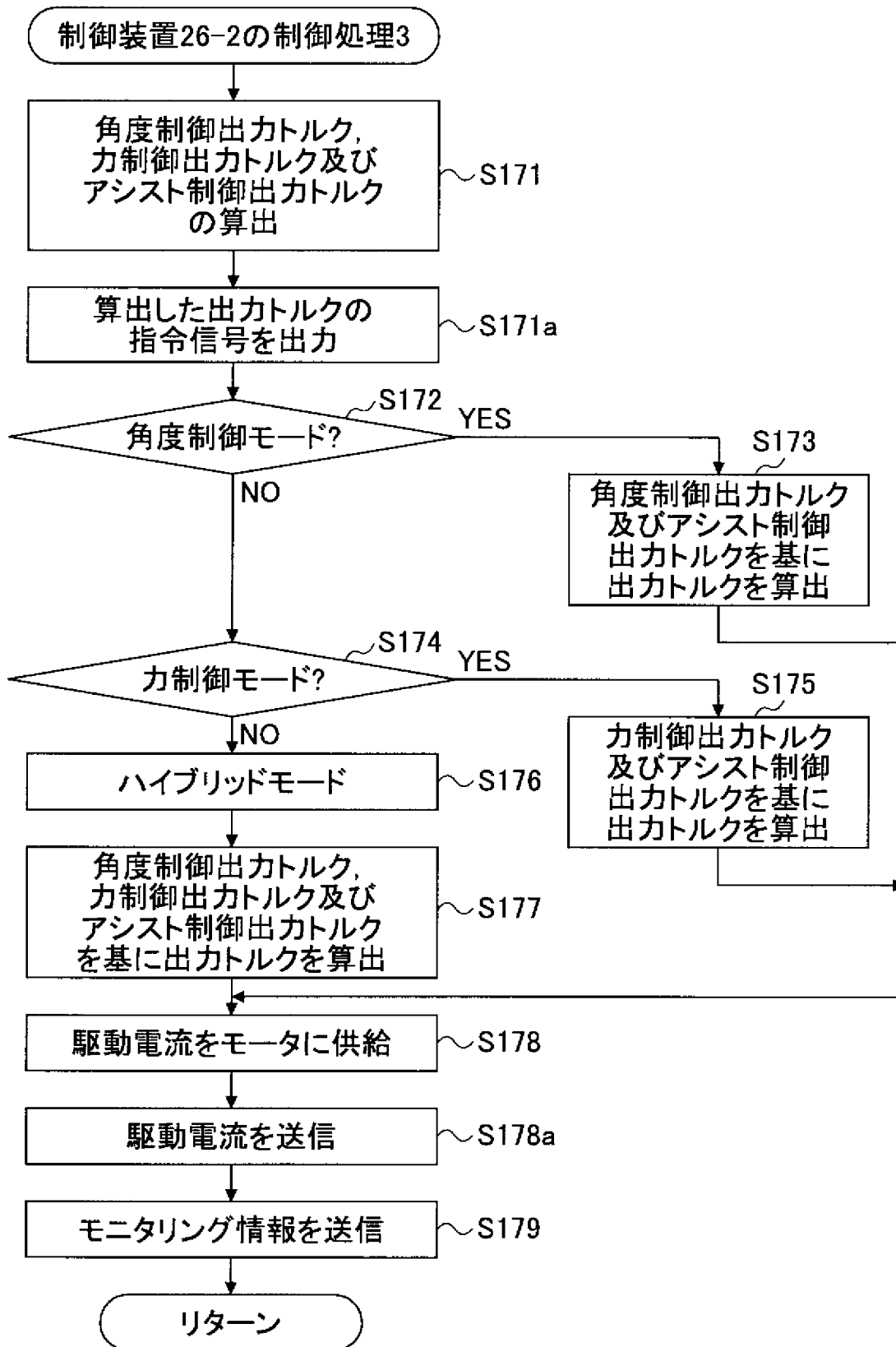
[図11]



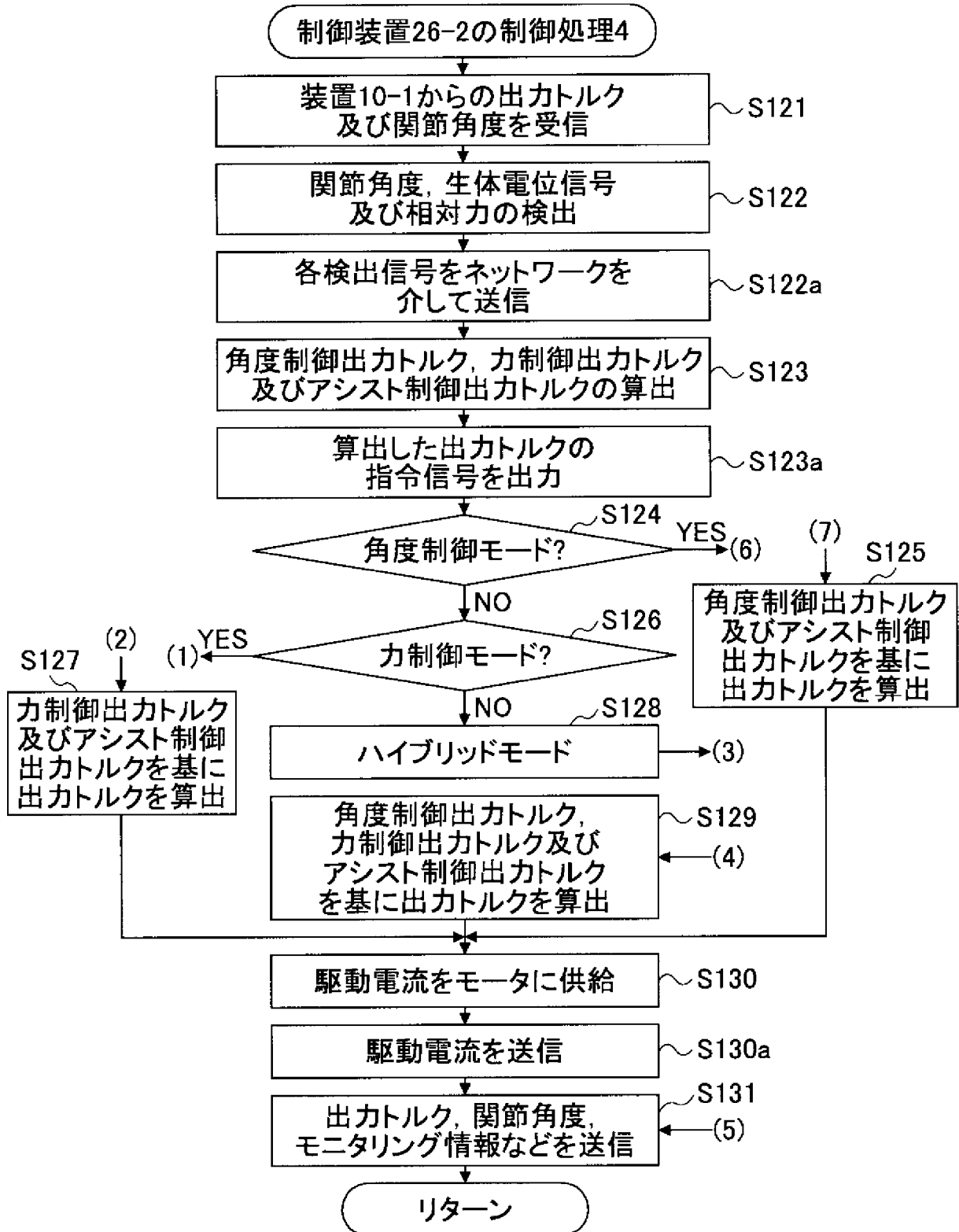
[図12]



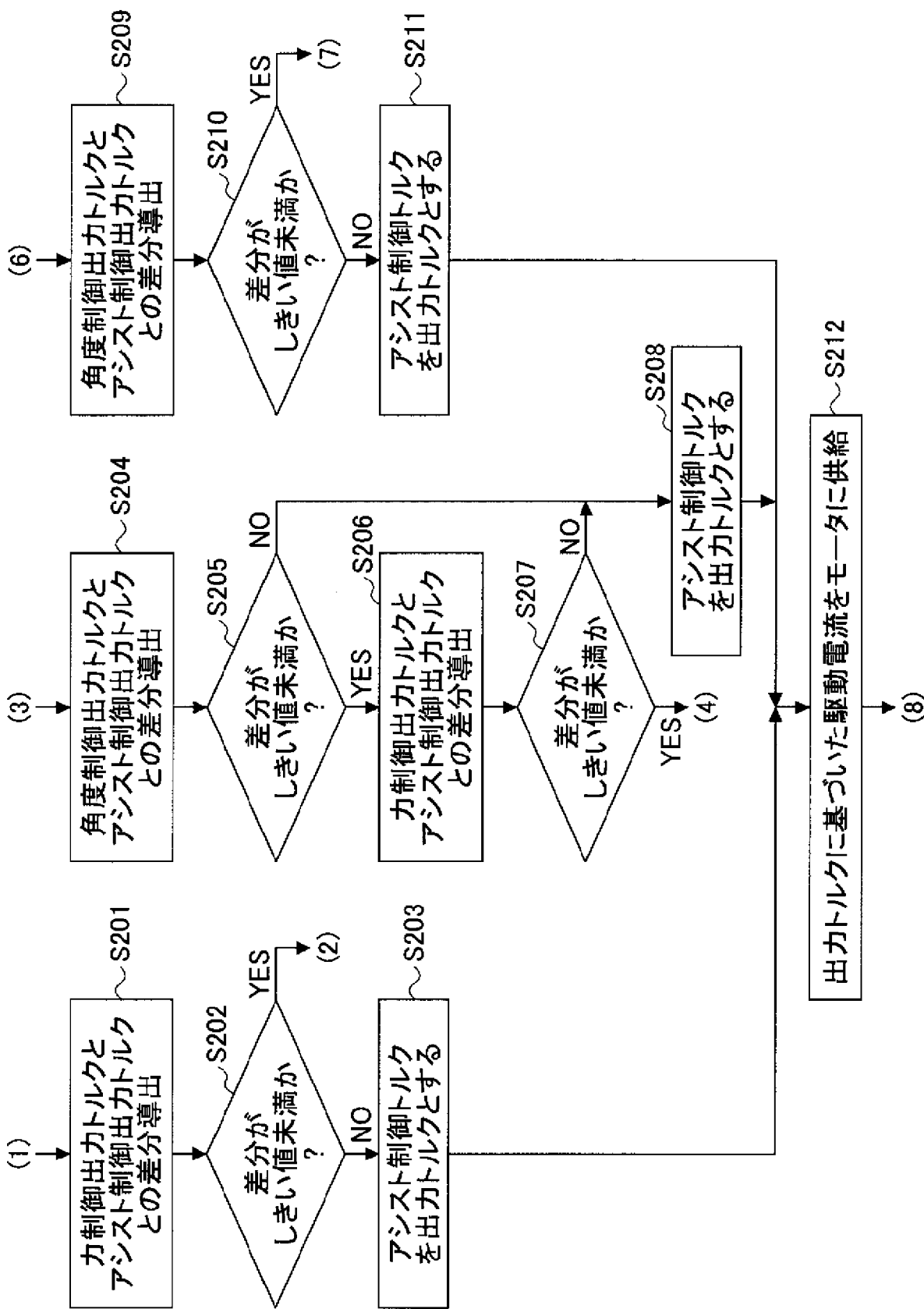
[図13]



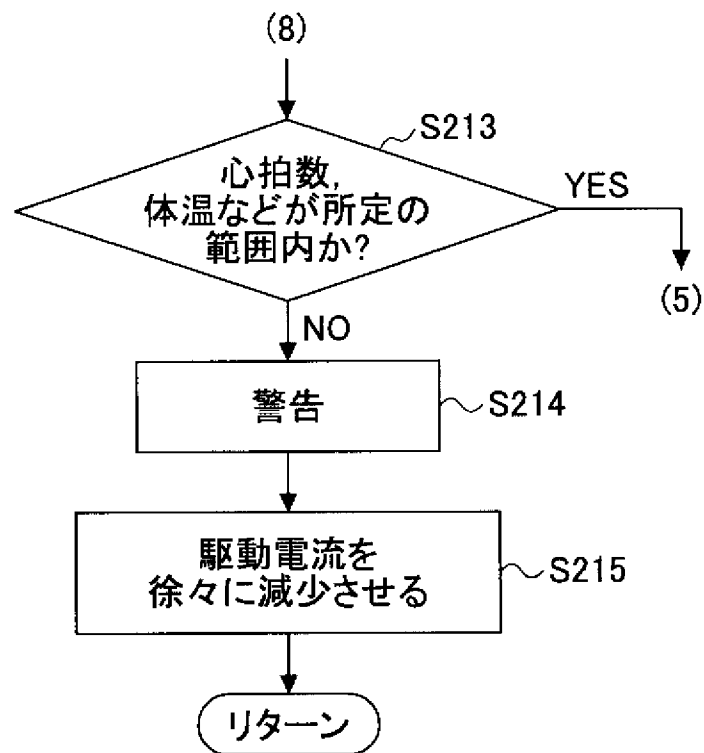
[図14]



[図15]



[図16]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2008/064700

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61F2/72(2006.01)i, A61F2/56(2006.01)i, A61F2/62(2006.01)i, A61H1/02(2006.01)i, A61H3/00(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) A61F2/72, A61F2/56, A61F2/62, A61H1/02, A61H3/00, A61B5/0488, A61B5/11, A61B5/22		
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 1996-2008 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2008 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2008		
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.
E,X E,A	JP 2008-264509 A (University of Tsukuba), 06 November, 2008 (06.11.08), Par. Nos. [0031] to [0051], [0085] to [0125]; Figs. 1, 8 to 9 (Family: none)	1-7,10,11 8,9,12-22
E,X E,A	WO 2008/123040 A1 (University of Tsukuba), 16 October, 2008 (16.10.08), Full text; all drawings (Family: none)	1-7,10,11 8,9,12-22
A	JP 2006-204426 A (Yoshiyuki SANKAI), 10 August, 2006 (10.08.06), Full text; all drawings & EP 1842518 A1 & WO 2006/080134 A1	1-22
<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 11 November, 2008 (11.11.08)		Date of mailing of the international search report 25 November, 2008 (25.11.08)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer
Facsimile No.		Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2008/064700

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 2005-278706 A (Yasuo KAWAMURA et al.), 13 October, 2005 (13.10.05), Full text; all drawings (Family: none)	1-22
A	WO 2005/087172 A1 (Yoshiyuki SANKAI), 22 September, 2005 (22.09.05), Full text; all drawings & JP 2005-253650 A & EP 1723941 A1	1-22
A	JP 2005-253650 A (Yoshiyuki SANKAI), 22 September, 2005 (22.09.05), Full text; all drawings & EP 1723941 A1 & WO 2005/087172 A	1-22
A	JP 2005-230099 A (Yoshiyuki SANKAI), 02 September, 2005 (02.09.05), Full text; all drawings (Family: none)	1-22
A	JP 2005-95561 A (Yoshiyuki SANKAI), 14 April, 2005 (14.04.05), Full text; all drawings & US 2006/0211956 A1 & EP 1661543 A1 & WO 2005/018525 A1	1-22
A	JP 2004-184351 A (Toshiba Corp.), 02 July, 2004 (02.07.04), Full text; all drawings (Family: none)	1-22
A	JP 2003-230545 A (Matsushita Electric Works, Ltd.), 19 August, 2003 (19.08.03), Full text; all drawings (Family: none)	1-22
A	JP 2003-199799 A (Yaskawa Electric Corp.), 15 July, 2003 (15.07.03), Full text; all drawings (Family: none)	1-22
A	JP 2002-523182 A (Izex Technologies, Inc.), 30 July, 2002 (30.07.02), Full text; all drawings & US 6872187 B1 & US 2005/0101887 A1 & US 2007/0155588 A1 & US 2005/0107726 A1 & EP 1109602 A & WO 2000/012041 A2	1-22
A	JP 2001-87247 A (Matsushita Electric Works, Ltd.), 03 April, 2001 (03.04.01), Full text; all drawings (Family: none)	1-22

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC））
 Int.Cl. A61F2/72(2006.01)i, A61F2/56(2006.01)i, A61F2/62(2006.01)i, A61H1/02(2006.01)i, A61H3/00(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. A61F2/72, A61F2/56, A61F2/62, A61H1/02, A61H3/00, A61B5/0488, A61B5/11, A61B5/22

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 1971-2008年
 日本国実用新案登録公報 1996-2008年
 日本国登録実用新案公報 1994-2008年

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

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
E, X E, A	JP 2008-264509 A (国立大学法人筑波大学) 2008. 11. 06, 段落【031】—段落【0051】, 段落【0085】—段落【0125】, 【図1】, 【図8】—【図9】 (ファミリーなし)	1-7, 10, 11 8, 9, 12-22
E, X E, A	WO 2008/123040 A1 (国立大学法人筑波大学) 2008. 10. 16, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-7, 10, 11 8, 9, 12-22
A	JP 2006-204426 A (山海嘉之) 2006. 08. 10, 全文, 全図 & EP 1842518 A1 & WO 2006/080134 A1	1-22
A	JP 2005-278706 A (河村保男 外2名) 2005. 10. 13, 全文, 全図 (フ	1-22

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 11. 11. 2008	国際調査報告の発送日 25. 11. 2008
----------------------------	----------------------------

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） 芦原 康裕 電話番号 03-3581-1101 内線 3346	3 I	9 1 4 0
--	---	-----	---------

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
	ファミリーなし)	
A	WO 2005/087172 A1 (山海嘉之) 2005.09.22, 全文, 全図 & JP 2005-253650 A & EP 1723941 A1	1-22
A	JP 2005-253650 A (山海嘉之) 2005.09.22, 全文, 全図 & EP 1723941 A1 & WO 2005/087172 A	1-22
A	JP 2005-230099 A (山海嘉之) 2005.09.02, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-22
A	JP 2005-95561 A (山海嘉之) 2005.04.14, 全文, 全図 & US 2006/0211956 A1 & EP 1661543 A1 & WO 2005/018525 A1	1-22
A	JP 2004-184351 A (株式会社東芝) 2004.07.02, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-22
A	JP 2003-230545 A (松下電工株式会社) 2003.08.19, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-22
A	JP 2003-199799 A (株式会社安川電機) 2003.07.15, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-22
A	JP 2002-523182 A (アイゼックス・テクノロジーズ・インコーポレーテッド) 2002.07.30, 全文, 全図 & US 6872187 B1 & US 2005/0101887 A1 & US 2007/0155588 A1 & US 2005/0107726 A1 & EP 1109602 A & WO 2000/012041 A2	1-22
A	JP 2001-87247 A (松下電工株式会社) 2001.04.03, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-22