

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5229621号  
(P5229621)

(45) 発行日 平成25年7月3日(2013.7.3)

(24) 登録日 平成25年3月29日(2013.3.29)

(51) Int. Cl.		F I	
<b>A 6 1 F</b>	<b>2/70</b>	<b>(2006.01)</b>	A 6 1 F 2/70
<b>A 6 1 H</b>	<b>3/00</b>	<b>(2006.01)</b>	A 6 1 H 3/00

B

請求項の数 22 (全 41 頁)

(21) 出願番号	特願2008-208027 (P2008-208027)	(73) 特許権者	504171134
(22) 出願日	平成20年8月12日(2008.8.12)		国立大学法人 筑波大学
(65) 公開番号	特開2009-66395 (P2009-66395A)		茨城県つくば市天王台一丁目1番1
(43) 公開日	平成21年4月2日(2009.4.2)	(74) 代理人	100070150
審査請求日	平成23年8月10日(2011.8.10)		弁理士 伊東 忠彦
(31) 優先権主張番号	特願2007-213359 (P2007-213359)	(72) 発明者	山海 嘉之
(32) 優先日	平成19年8月20日(2007.8.20)		茨城県つくば市天王台一丁目1番1 国立
(33) 優先権主張国	日本国(JP)		大学法人筑波大学内

審査官 石田 宏之

最終頁に続く

(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

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項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。

【請求項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

10

20

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。

【請求項 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。

【請求項 4】

請求項 1 乃至 3 の何れか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。

【請求項 5】

請求項 1 乃至 3 の何れか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。

【請求項 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。

【請求項 7】

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。

【請求項 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。

【請求項 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。

【請求項 10】

請求項 1 乃至 9 の何れか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。

【請求項 11】

請求項 1 乃至 10 の何れか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

10

20

30

40

50

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。

【請求項 1 2】

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、

10

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、

20

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、

30

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、

40

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。

【請求項 1 3】

請求項 1 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

50

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。

【請求項 1 4】

請求項 1 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。

【請求項 1 5】

請求項 1 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。

【請求項 1 6】

請求項 1 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。

【請求項 1 7】

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、

10

20

30

40

50

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、

10

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。

【請求項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。

【請求項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。

30

【請求項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、

40

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

50

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、

10

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。

20

#### 【請求項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、

30

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。

40

#### 【発明の詳細な説明】

##### 【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、装着式動作補助装置を装着した患者に対して適切なり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】

50

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目的とする。

【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、

10

20

30

40

50

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。

10

(4) 本発明は、請求項1乃至3の何れか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乃至3の何れか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、

20

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。

30

(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乃至9の何れか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、

40

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乃至10の何れか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。

50

( 1 2 ) 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。

( 1 3 ) 本発明は、請求項 1 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。

( 1 4 ) 本発明は、請求項 1 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

10

20

30

40

50

、  
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。

( 1 5 ) 本発明は、請求項 1 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。

10

( 1 6 ) 本発明は、請求項 1 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、

20

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、

30

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。

( 1 7 ) 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、

40

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

50

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。

10

(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、

20

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、

30

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、

40

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

50

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。

10

(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、

20

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。

30

【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、効率的なり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。

40

【発明を実施するための最良の形態】

【0010】

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。

【0011】

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

50

の概略を説明するための図である。

【0012】

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。

【0013】

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。

【0014】

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。

【0015】

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。

【0016】

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。

【0017】

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。

【0018】

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。

【0019】

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

10

20

30

40

50

テム 100 について説明する。

【0020】

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。

【0021】

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。

10

【0022】

患者側の装着式動作補助装置 10 - 2 は、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）を受信すると、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。

【0023】

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）を受信し、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。

20

【0024】

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。

【0025】

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により、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、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。

30

【0026】

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。

40

【0027】

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。

【0028】

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。

【0029】

50

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。

【0030】

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、装着者な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、  
10  
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。

【0031】

力センサは、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。

【0032】

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。

【0033】

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。

【0034】

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。

【0035】

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。

【0036】

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。

【0037】

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  
50

じた駆動電流を供給する。

【0038】

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。

10

【0039】

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。

【0040】

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。

【0041】

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。

20

【0042】

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。

30

【0043】

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。人間に装着されるのである。

【0044】

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。

【0045】

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。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1の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。

40

【0046】

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り、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。

【0047】

50

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。

【0048】

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。

10

【0049】

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。

【0050】

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。

20

【0051】

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。

【0052】

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。

30

【0053】

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。

【0054】

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。

40

【0055】

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。

【0056】

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

50

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。

【0057】

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もなく、たとえば、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。

10

【0058】

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。

【0059】

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。

【0060】

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。

20

【0061】

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。

【0062】

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動作することが可能になる。

30

【0063】

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り、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。

40

【0064】

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1

50

20, 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。

【0065】

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。

【0066】

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。

【0067】

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。

【0068】

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。

【0069】

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、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。

【0070】

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。

【0071】

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。

【0072】

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。

【0073】

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、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。

【0074】

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。

10

【0075】

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。

20

【0076】

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。

【0077】

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。

30

【0078】

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。

【0079】

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。

40

【0080】

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。

【0081】

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1

50

58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。

【0082】

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。

【0083】

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。

10

【0084】

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。

【0085】

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。

20

【0086】

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。

30

【0087】

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。

【0088】

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。

40

【0089】

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。

【0090】

50

データ格納部 4 1 は、角度制御部 4 2、力制御部 4 3 及びアシスト制御部 4 4 において使用されるパラメータを格納する。

【 0 0 9 1 】

角度制御部 4 2 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 P D 制御があり、P D 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。

【 0 0 9 2 】

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 4 1 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。

【 0 0 9 3 】

力制御部 4 3 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。

【 0 0 9 4 】

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。

【 0 0 9 5 】

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 4 1 から供給される出力トルク調整パラメータである。

【 0 0 9 6 】

アシスト制御部 4 4 は、自己側の装着式動作補助装置 1 0 - 1 ( 1 0 - 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 1 0 - 1 ( 1 0 - 2 ) を装着する装着者 1 1 2 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 1 0 - 1 ( 1 0 - 2 ) のフレーム機構 1 1 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 4 4 については、後述する。

【 0 0 9 7 】

モード設定部 4 5 は、装着者 1 1 2 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。

【 0 0 9 8 】

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 4 3 から送られる力制御出力トルクは使用されない。

【 0 0 9 9 】

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 4 3 から送られる角度制御出力トルクは使用されない。

【 0 1 0 0 】

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。

10

20

30

40

50

## 【 0 1 0 1 】

出力トルク結合部 4 6 は、モード設定部 4 5 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。

## 【 0 1 0 2 】

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。

## 【 0 1 0 3 】

トルク出力部 4 7 は、出力トルク結合部 4 6 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。

## 【 0 1 0 4 】

データ送信部 4 8 は、出力トルク結合部 4 6 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。

## 【 0 1 0 5 】

また、データ送信部 4 8 は、通信装置 2 8 - 1 ( 2 8 - 2 ) を介して角度検出部 2 4 - 1 ( 2 4 - 2 )、生体電位信号検出部 2 3 - 1 ( 2 3 - 2 )、相対力検出部 2 2 - 1 ( 2 2 - 2 )、生体情報測定部 2 1 - 1 ( 2 1 - 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、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。

## 【 0 1 0 6 】

マスタ指定部 4 9 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 1 1 2 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。

## 【 0 1 0 7 】

ここで、上記のようにフレーム機構 1 1 8 が装着者 1 1 2 に装着された際に装着者 1 1 2 の歩行動作に伴って制御装置 2 6 - 1 ( 2 6 - 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 2 6 - 1 ( 2 6 - 2 ) は、ステップ S 1 1 ( 以下「ステップ」を省略する ) で関節角度検出部 2 4 - 1 ( 2 4 - 2 ) により検出された関節角度 ( ex ) を取得する。次に S 1 2 に進み、生体信号検出部 2 3 - 1 ( 2 3 - 2 ) の筋電位センサ 1 3 8 a , 1 3 8 b , 1 4 0 a , 1 4 0 b , 1 4 2 a , 1 4 2 b , 1 4 4 a , 1 4 4 b によって検出された筋電位信号 ( EMGex ) を取得する。

## 【 0 1 0 8 】

続いて、S 1 3 に進み、上記 S 1 1、S 1 2 で取得された関節角度 ( ex ) 及び筋電位信号 ( EMGex ) 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 1 1 2 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 ( op ) および筋電位信号 ( EMGop ) と、S 1 1、S 1 2 で取得された関節角度 ( ex ) および筋電位信号 ( EMGex ) とを照合することで、装着者 1 1 2 の動作に対応するタスクの

10

20

30

40

50

フェーズを特定する。

【0109】

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(EMGex)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(EMGex)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(EMGex)を予め設定された所定のゲイン(Pb)に基づいて増幅することで生成される(随意的制御手段)。

【0110】

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)。

【0111】

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(EMGop)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(EMGex)との差分を演算し、 $EMG (= EMGop - EMGex)$ を導出する(差分導出手段)。

【0112】

次のS16では、上記S15において演算された差分EMGと予め設定された許容値(閾値)とを比較し、差分EMGが許容値未満かどうかを確認する。このS16において、差分EMG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。

【0113】

従って、S16において、差分EMG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(ex)及び筋電位信号(EMGex)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。

【0114】

また、上記S16において、差分EMG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EMG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、 $P' = P \times \{1 - (EMG / EMGop)\}$ の演算を行って補正ゲインP'に変更する。

【0115】

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EMGex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)。

【0116】

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(EMGex)の実測値に基づく駆動トルクを発

10

20

30

40

50

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。

【0117】

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。

10

【0118】

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。

【0119】

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。

20

【0120】

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。

【0121】

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。

30

【0122】

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。

【0123】

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）。

【0124】

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）を検出し、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、これらの各検出信号を読み込む（S102）。

40

【0125】

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）。

【0126】

50

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)。

【0127】

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)。

10

【0128】

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)。

【0129】

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)。

20

【0130】

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)。

【0131】

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)。

30

【0132】

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 に出力し、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)。

【0133】

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)。

40

【0134】

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。

【0135】

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

50

部 2 4 - 1 で検出されたスーツ機構部 2 0 - 1 の関節角度をデータ送信部 4 8 から通信装置 2 8 - 1 ( 2 8 - 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 1 0 - 2 に送信する ( S 1 1 1 ) 。この後は上記 S 1 0 1 の処理に戻る。

【 0 1 3 6 】

次に、患者 2 の装着式動作補助装置 1 0 - 2 の制御装置 2 6 - 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。

【 0 1 3 7 】

患者 2 の装着式動作補助装置 1 0 - 2 の制御装置 2 6 - 2 は、医者 1 の装着式動作補助装置 1 0 - 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 2 8 - 1 ( 2 8 - 2 ) 及びネットワーク 3 を介して受信する ( S 1 2 1 ) 。

10

【 0 1 3 8 】

次に、角度検出部 2 4 - 2 がスーツ機構部 2 0 - 2 の関節角度を検出し、生体電位信号検出部 2 3 - 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 ) を検出し、相対力検出部 2 2 - 2 がアクチュエータ部 2 5 - 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し、体温検出部 2 9 - 2 の温度センサ 3 0 1 ~ 3 0 4 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 ( S 1 2 2 ) 。

【 0 1 3 9 】

続いて、S 1 2 2 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 2 8 - 1 ( 2 8 - 2 ) 及びネットワーク 3 を介して装着式動作補助装置 1 0 - 1 に送信する ( S 1 2 2 a ) 。

20

【 0 1 4 0 】

制御装置 2 6 - 2 の角度制御部 4 2 は、医者 1 の装着式動作補助装置 1 0 - 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 1 0 - 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し、制御装置 2 6 - 2 の力制御部 4 3 は、医者 1 の装着式動作補助装置 1 0 - 1 から送られてくるアクチュエータ部 2 5 - 1 の出力トルクに装着式動作補助装置 1 0 - 2 の対応するアクチュエータ部 2 5 - 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し、アシスト制御部 4 4 は、装着式動作補助装置 1 0 - 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 ( S 1 2 3 ) 。続いて、S 1 2 3 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 4 6 よりドライバ 2 7 - 2 に出力する ( S 1 2 3 a ) 。

30

【 0 1 4 1 】

制御装置 2 6 - 2 の出力トルク結合部 4 6 においては、制御装置 2 6 - 2 のモード設定部 4 5 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 ( S 1 2 4 ) 。次に、S 1 2 4 において、角度制御モードであると判断された場合 ( Y E S 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 ( S 1 2 5 ) 。

【 0 1 4 2 】

S 1 2 4 において、角度制御モードではないと判断された場合 ( N O の場合 ) には、次に、力制御モードであるか否かを確認する ( S 1 2 6 ) 。S 1 2 6 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 ( S 1 2 7 ) 。

40

【 0 1 4 3 】

S 1 2 6 において、力制御モードではないと判断された場合 ( N O の場合 ) には、モード設定部 4 5 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 ( S 1 2 8 ) 。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 ( S 1 2 9 ) 。

50

【0144】

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に出力し、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)。

【0145】

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。

10

【0146】

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。

【0147】

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。

20

【0148】

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。

【0149】

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、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。

30

(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。

【0150】

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。

40

【0151】

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。

【0152】

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

50

ャートである。

【 0 1 5 3 】

まず、医者 1 側の装着式動作補助装置 1 0 - 1 の動作について説明する。

【 0 1 5 4 】

制御装置 2 6 - 1 の角度制御部 4 2 は、患者 2 の装着式動作補助装置 1 0 - 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 1 0 - 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 2 6 - 1 の力制御部 4 3 は、患者 2 の装着式動作補助装置 1 0 - 2 から送られてくるアクチュエータ部 2 5 - 2 の出力トルクに装着式動作補助装置 1 0 - 1 の対応するアクチュエータ部 2 5 - 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 4 4 は、装着式動作補助装置 1 0 - 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 ( S 1 4 1 )。続いて、S 1 4 1 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 4 6 よりドライバ 2 7 - 1 に出力する ( S 1 4 1 a )。なお、医者 1 が装着式動作補助装置 1 0 - 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。

10

【 0 1 5 5 】

制御装置 2 6 - 1 の出力トルク結合部 4 6 においては、制御装置 2 6 - 1 のモード設定部 4 5 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 ( S 1 4 2 )。次に、S 1 4 2 において、角度制御モードであると判断された場合 ( Y E S 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 ( S 1 4 3 )。

20

【 0 1 5 6 】

また、S 1 4 2 において、角度制御モードではないと判断された場合 ( N O の場合 ) には、次に、力制御モードであるか否かを確認する ( S 1 4 4 )。この S 1 4 4 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 ( S 1 4 5 )。

【 0 1 5 7 】

また、S 1 4 4 において力制御モードではないと判断された場合 ( N O の場合 ) には、モード設定部 4 5 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 ( S 1 4 6 )。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 ( S 1 4 7 )。

30

【 0 1 5 8 】

その後、S 1 4 3、S 1 4 5、S 1 4 7 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 4 7 を介してドライバ 2 7 - 1 に出力し、ドライバ 2 7 - 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 2 5 - 1 のモータ 1 2 0、1 2 2、1 2 4、1 2 6 に供給する ( S 1 4 8 )。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 2 8 - 1 ( 2 8 - 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 1 0 - 2 に送信する ( S 1 4 9 )。

40

【 0 1 5 9 】

これにより、医者 1 の装着式動作補助装置 1 0 - 1 に患者 2 からの動作が反映される。

【 0 1 6 0 】

次に、患者 2 側の装着式動作補助装置 1 0 - 2 の動作について、図 1 1 のフローチャートを参照して説明する。

【 0 1 6 1 】

装着式動作補助装置 1 0 - 2 の角度検出部 2 4 - 2 がスーツ機構部 2 0 - 2 の関節角度を検出し、生体電位信号検出部 2 3 - 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 ) を検出し、相対力検出部 2

50

2 - 2 が駆動源であるアクチュエータ部 2 5 - 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し、各検出信号を読み込む ( S 1 5 1 )。続いて、 S 1 5 1 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 2 8 - 1 ( 2 8 - 2 ) 及びネットワーク 3 を介して装着式動作補助装置 1 0 - 1 に送信する ( S 1 5 1 a )。

【 0 1 6 2 】

制御装置 2 6 - 2 の角度制御部 4 2 は、患者 2 の装着式動作補助装置 1 0 - 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 1 0 - 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。

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 4 1 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。

【 0 1 6 3 】

アシスト制御部 4 4 は、装着式動作補助装置 1 0 - 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 ( S 1 5 2 )。続いて、 S 1 5 2 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 4 6 よりドライバ 2 7 - 2 に出力する ( S 1 5 2 a )。

【 0 1 6 4 】

なお、本実施の形態においては、制御装置 2 6 - 2 の力制御部 4 3 は、装着式動作補助装置 1 0 - 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 ( S 1 5 3 )。

【 0 1 6 5 】

当該算出した出力トルクをトルク出力部 4 7 を介してドライバ 2 7 - 2 に出力し、ドライバ 2 7 - 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 2 5 - 2 のモータ 1 2 0 , 1 2 2 , 1 2 4 , 1 2 6 に供給する ( S 1 5 4 )。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 2 8 - 1 ( 2 8 - 2 ) 及びネットワーク 3 を介して装着式動作補助装置 1 0 - 1 に送信する ( S 1 5 4 a )。

【 0 1 6 6 】

また、 S 1 5 3 で算出された出力トルク及び角度検出部 2 4 - 2 で検出されたスーツ機構部 2 0 - 2 の関節角度及びモニタリング情報をデータ送信部 4 8 から通信装置 2 8 - 1 ( 2 8 - 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 1 0 - 1 及び情報表示装置 3 1 に送信する ( S 1 5 5 )。この後は、 S 1 5 1 の処理に戻る。

【 0 1 6 7 】

したがって、医者 1 は、装着式動作補助装置 1 0 - 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、適切なりハビリ指示を患者 2 に行なうことができる。また、医者 1 は、情報表示装置 3 1 に表示されるモニタリング情報を参照することにより、よりり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。

【 0 1 6 8 】

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 1 0 - 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 1 0 - 2 から装着式動作補助装置 1 0 - 1 にデータを送る場合について説明した。

【 0 1 6 9 】

本実施の形態においては、患者 2 の装着式動作補助装置 1 0 - 2 からはデータ ( モニタ

10

20

30

40

50

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。

【0170】

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。

【0171】

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。

【0172】

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)を検出し、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)。

10

【0173】

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。

20

【0174】

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)。

【0175】

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)。

30

【0176】

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に出力し、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)。

40

【0177】

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。

【0178】

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。

【0179】

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

50

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。

10

## 【0180】

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)。

## 【0181】

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)。

20

## 【0182】

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)。

## 【0183】

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 に出力し、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。

30

## 【0184】

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。

40

## 【0185】

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

50

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が、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。

【0186】

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。

10

【0187】

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。

【0188】

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。

20

【0189】

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。

30

【0190】

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。

【0191】

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。

40

【0192】

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

50

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。

【0193】

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。

10

【0194】

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が否かを確認する。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。

20

【0195】

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超える場合（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超える場合には、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。

30

【0196】

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。

【0197】

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。

40

【0198】

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りハビリテーショ

50

ンを安全に行なうことが可能になる。

【0199】

なお、本発明は上記実施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、異なる実施形態にわたる構成要素を適宜組み合わせてもよい。

【図面の簡単な説明】

【0200】

【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。 10

【図2】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。 20

【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。 30

【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を説明するためのフローチャートである。

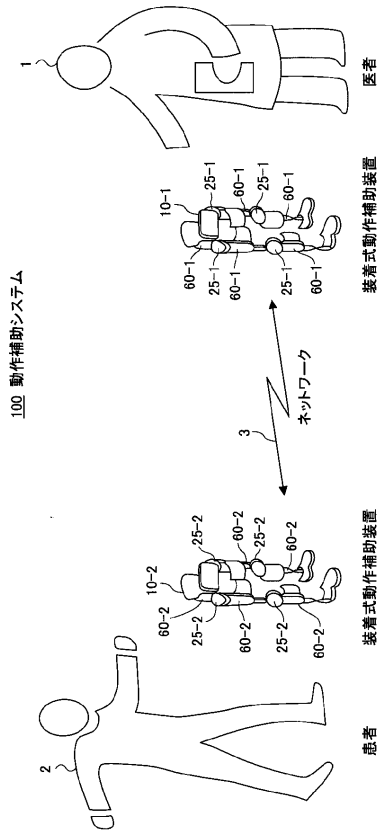
【符号の説明】

【0201】

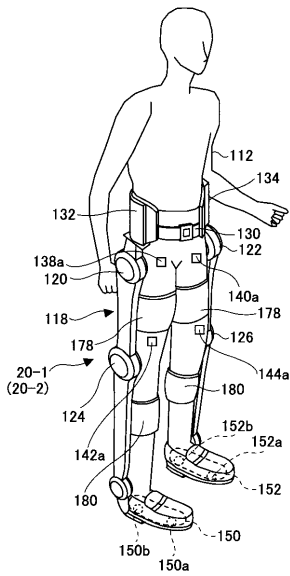
10-1、10-2 ... 装着式動作補助装置 40  
 20-1、20-2 ... スーツ機構部  
 21-1、21-2 ... 生体情報測定部  
 22-1、22-2 ... 相対力検出部  
 23-1、23-2 ... 生体電位信号検出部  
 24-1、24-2 ... 角度検出部  
 25-1、25-2 ... アクチュエータ部  
 26-1、26-2 ... 制御装置  
 27-1、27-2 ... ドライバ  
 28-1、28-2 ... 通信装置  
 29-2、29-1 ... 体温検出部 50

4 1 ...データ格納部	
4 2 ...角度制御部	
4 3 ...力制御部	
4 4 ...アシスト制御部	
4 5 ...モード設定部	
4 6 ...出力トルク結合部	
4 7 ...トルク出力部	
4 8 ...データ送信部	
1 1 8 フレーム機構	
1 2 0 , 1 2 2 , 1 2 4 , 1 2 6 モータ	10
1 3 8 a , 1 3 8 b , 1 4 0 a , 1 4 0 b , 1 4 2 a , 1 4 2 b , 1 4 4 a , 1 4 4 b	
生体信号検出センサ	
1 3 0 腰締結部材	
1 5 4 右足補助部	
1 5 5 左足補助部	
1 5 8 第1フレーム	
1 6 0 第2フレーム	
1 6 2 第3フレーム	
1 6 4 第1関節	
1 6 6 第2関節	20
1 6 8 第3関節	
1 7 8 腿締結部材	
1 8 0 締結部材	
1 7 9 , 1 8 1 フィッティング部	
3 0 1 ~ 3 0 4 温度センサ	
3 1 1 ~ 3 1 4 温度調整手段	

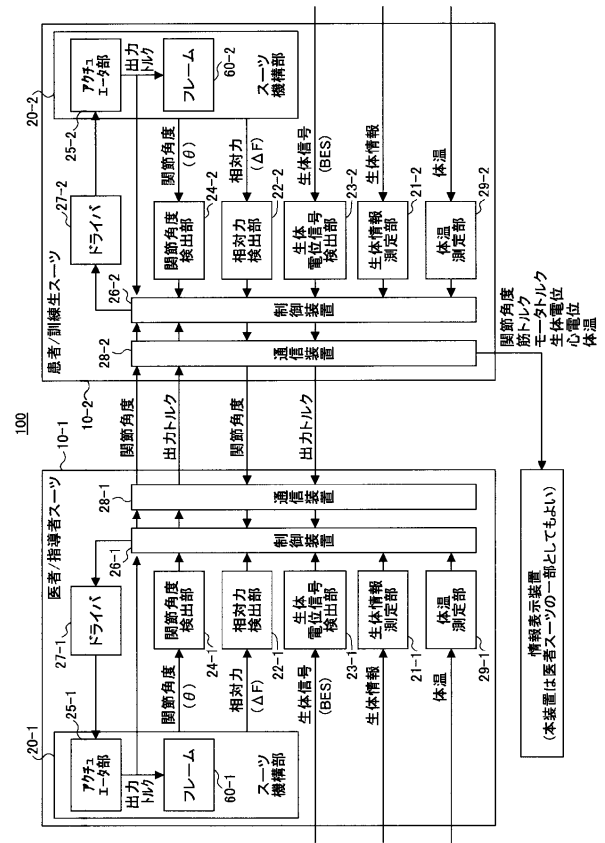
【図 1】



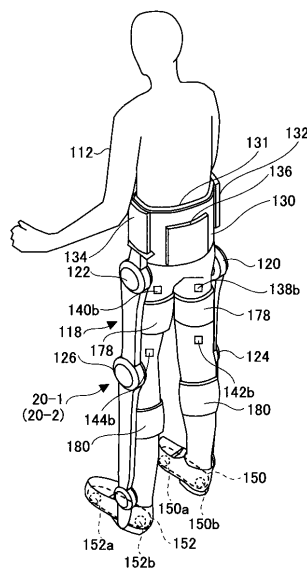
【図 3】



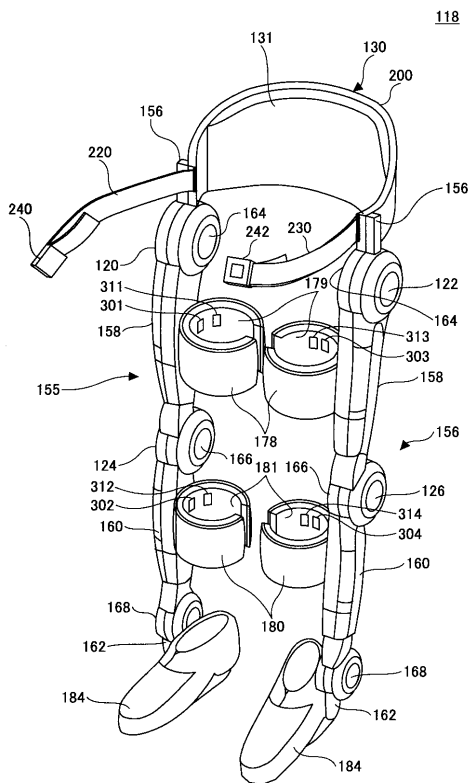
【図 2】



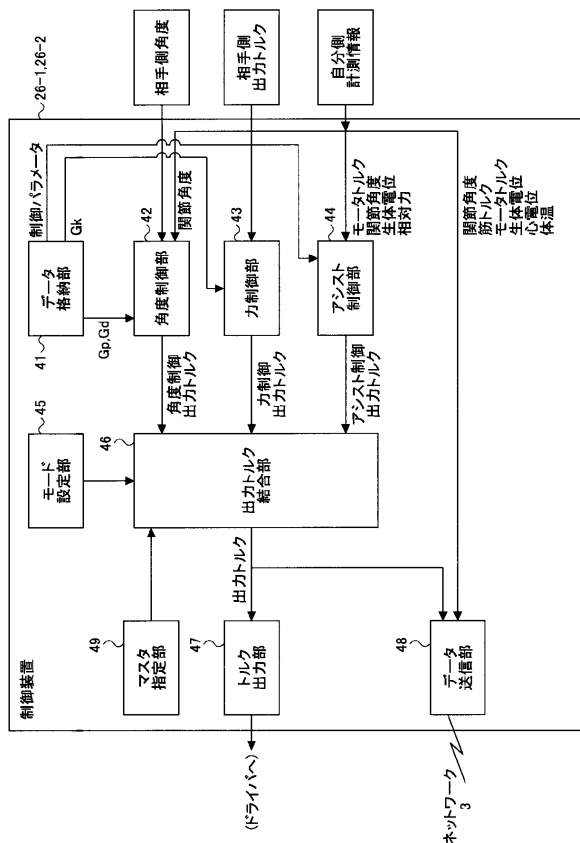
【図 4】



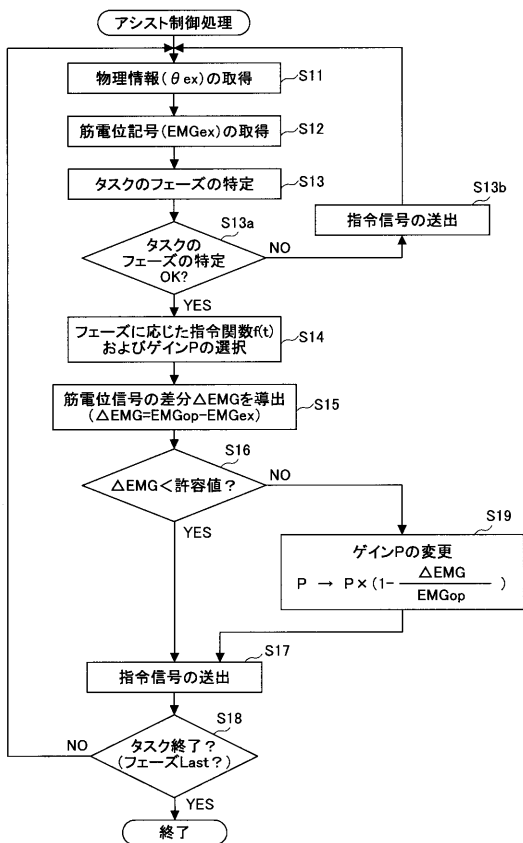
【図5】



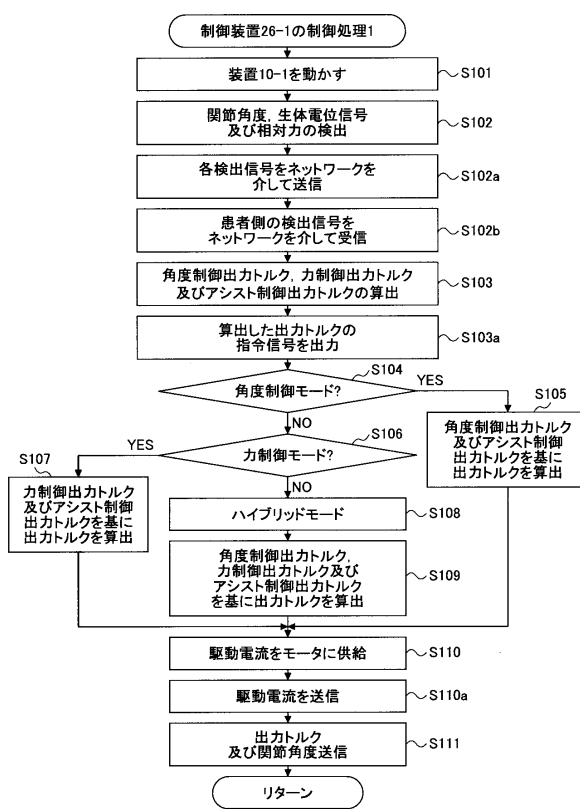
【図6】



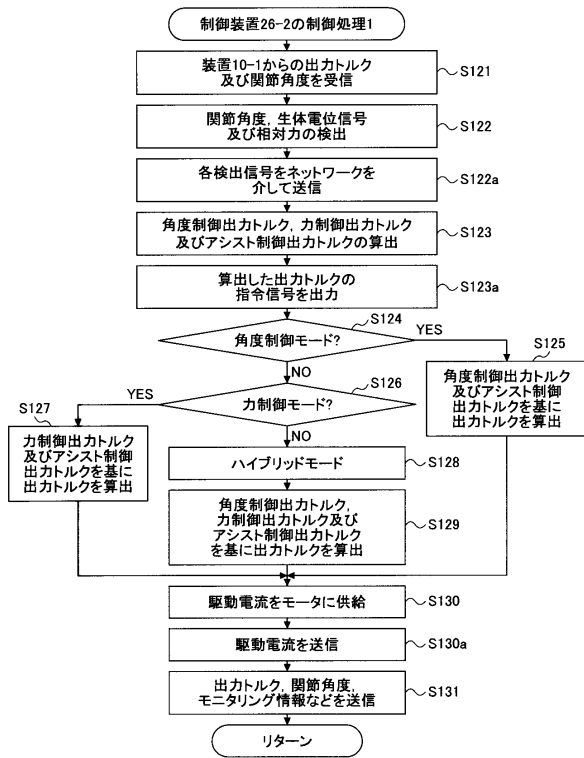
【図7】



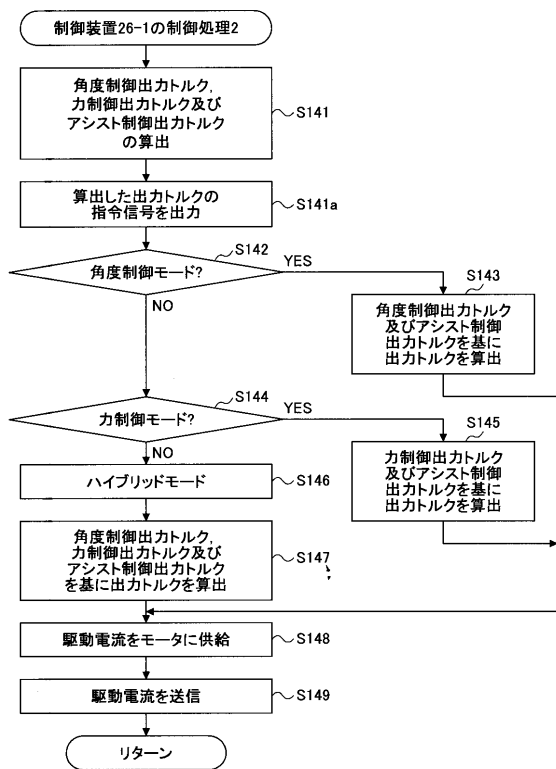
【図8】



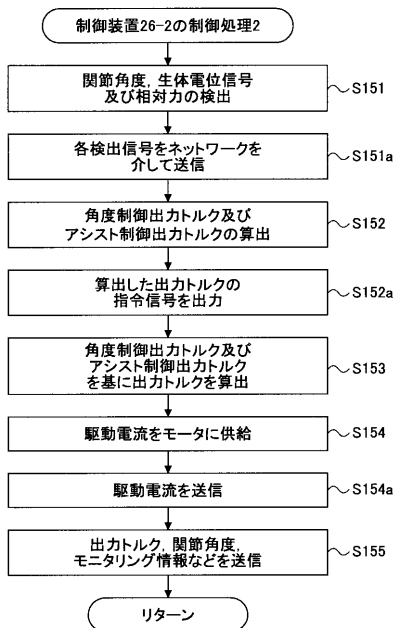
【図9】



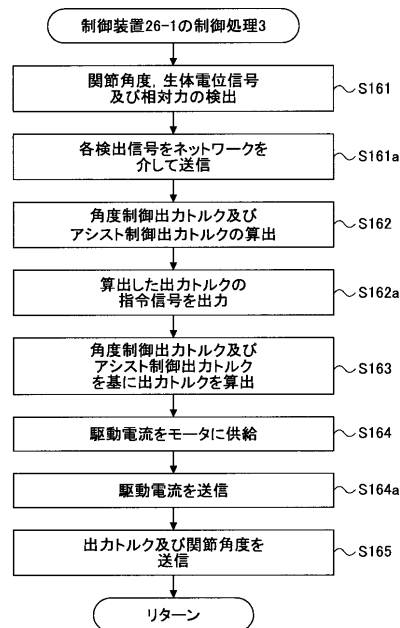
【図10】



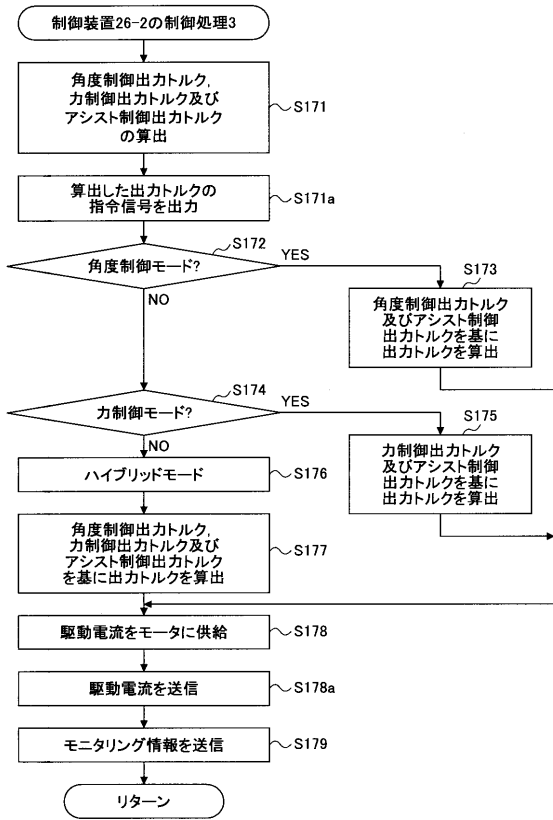
【図11】



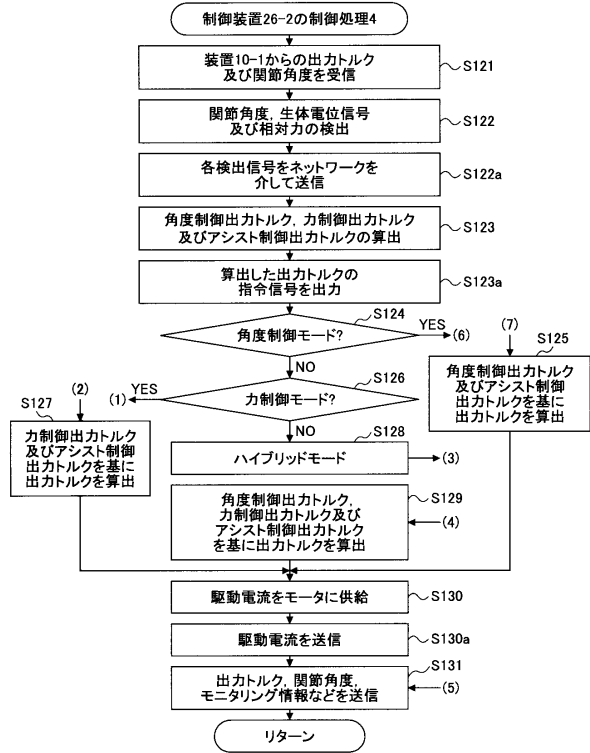
【図12】



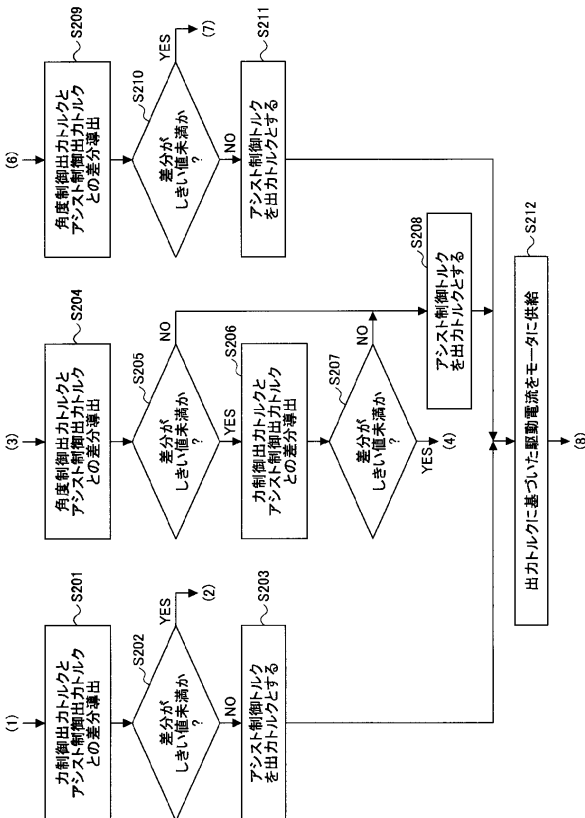
【図13】



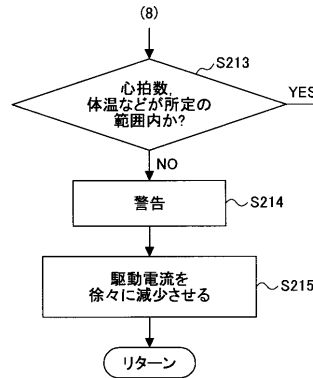
【図14】



【図15】



【図16】



---

フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2008-264509(JP,A)  
国際公開第2008/123040(WO,A1)  
特開2006-204426(JP,A)  
特開2005-278706(JP,A)  
特開2005-253650(JP,A)  
特開2005-230099(JP,A)  
特開2005-95561(JP,A)  
特開2004-184351(JP,A)  
特開2003-230545(JP,A)  
特開2003-199799(JP,A)  
特開2001-87247(JP,A)  
特表2002-523182(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61F	2/70
A61H	3/00