

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2016-54994  
(P2016-54994A)

(43) 公開日 平成28年4月21日(2016.4.21)

(51) Int.Cl.  
A61H 1/02 (2006.01)

F I  
A61H 1/02

テーマコード (参考)

K

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2014-184835 (P2014-184835)  
(22) 出願日 平成26年9月11日 (2014.9.11)

(71) 出願人 000003207  
トヨタ自動車株式会社  
愛知県豊田市トヨタ町1番地  
(71) 出願人 592032636  
学校法人トヨタ学園  
愛知県名古屋市天白区久方2丁目12番地1  
(74) 代理人 100103894  
弁理士 家入 健  
(72) 発明者 山田 整  
愛知県豊田市トヨタ町1番地 トヨタ自動車株式会社内  
(72) 発明者 山下 勝司  
愛知県名古屋市天白区久方2丁目12番地1 豊田工業大学内

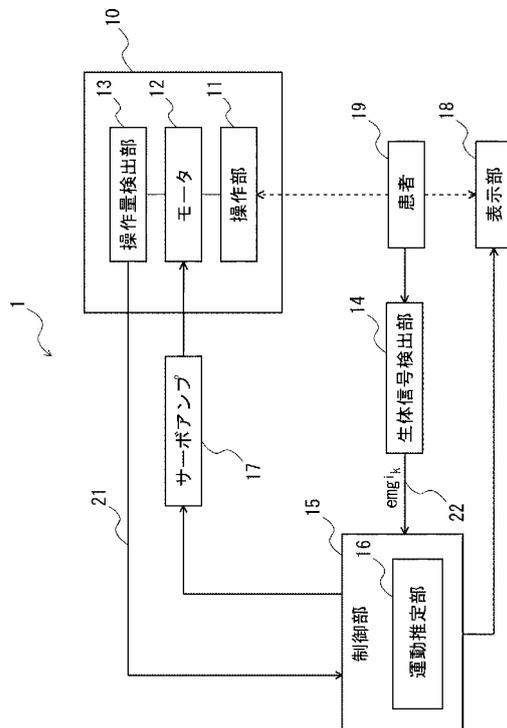
(54) 【発明の名称】 運動推定装置、及び運動推定方法

(57) 【要約】

【課題】リアルタイムで患者の運動を推定することが可能な運動推定装置を提供することである。

【解決手段】本発明にかかる運動推定装置1は、患者19によって操作される操作部11と、操作部11の操作量を検出する操作量検出部13と、患者19の生体信号を検出する生体信号検出部14と、患者19の運動を推定する運動推定部16と、を有する。運動推定部16は、操作量21を用いて算出された患者19の運動量の真値 $y$ と生体信号検出部14で検出された生体信号 $emg^{i_k}$ とを用いてスパースな重みベクトル $h$ を生成する重みベクトル生成部40と、重みベクトル生成部40で生成されたスパースな重みベクトル $h$ と患者19がリアルタイムで行っている際にリアルタイムで検出された生体信号 $emg^{i_k}$ とを用いて患者19の運動推定値 $y_h$ を生成する運動推定値生成部50と、を備える。

【選択図】 図1



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

リハビリテーションを行っている患者によって操作される操作部と、  
前記操作部の操作量を検出する操作量検出部と、  
前記患者が前記操作部を操作した際の前記患者の生体信号を検出する生体信号検出部と

、  
前記操作量検出部で検出された操作量と前記生体信号検出部で検出された生体信号とを用いて前記患者の運動を推定する運動推定部と、を有し、

前記運動推定部は、

前記操作部の操作量を用いて算出された前記患者の運動量の真値と前記患者が前記操作部を操作した際の前記患者の生体信号とを用いてスパースな重みベクトルを生成する重みベクトル生成部と、

前記重みベクトル生成部で生成された前記スパースな重みベクトルと前記患者がリハビリテーションを行っている際に前記生体信号検出部でリアルタイムで検出された生体信号とを用いて前記患者の運動推定値を生成する運動推定値生成部と、を備える、

運動推定装置。

## 【請求項 2】

前記重みベクトル生成部は、前記スパースな重みベクトルに含まれる非ゼロの要素の数が所定の数以下となるように前記スパースな重みベクトルを生成する、請求項 1 に記載の運動推定装置。

## 【請求項 3】

前記運動量の真値  $y$ 、前記生体信号に時間シフト操作を行うことで生成された応答行列  $A_{m e a s}$ 、及び重みベクトル との間には、関係式  $y = A_{m e a s}$  が成立し、

前記重みベクトル生成部は、前記運動量の真値  $y$ 、前記応答行列  $A_{m e a s}$ 、及び前記関係式を用いて前記重みベクトル を求める際にスパースコーディングを用いることで、非ゼロの要素の数が前記重みベクトル よりも少ないスパースな重みベクトルを生成する

、  
請求項 1 または 2 に記載の運動推定装置。

## 【請求項 4】

前記運動推定値生成部は、 $y_h = A_{m e a s} \quad h$  の関係を用いて前記患者の運動推定値を生成する（ここで、 $y_h$  は前記患者の運動推定値、 $A_{m e a s}$  は前記患者がリハビリテーションを行っている際にリアルタイムで検出された生体信号に時間シフト操作を行うことで生成された応答行列、 $h$  は前記スパースな重みベクトルである）、請求項 1 乃至 3 のいずれか一項に記載の運動推定装置。

## 【請求項 5】

前記生体信号検出部は、前記患者の運動部位の筋電位を検出する筋電位センサ、前記患者の脳波を検出する脳波センサ、及び前記患者の皮質脳波を検出する皮質脳波センサのうち少なくとも 1 つである、請求項 1 乃至 4 のいずれか一項に記載の運動推定装置。

## 【請求項 6】

前記操作部は前記患者の上肢運動によって 2 次元平面上を変位可能に構成されており、  
前記生体信号検出部は、前記患者の大胸筋、三角筋後部、上腕二頭筋長頭、及び上腕三頭筋外側頭における筋電位を検出する筋電位センサであり、

前記運動推定部は、前記患者の上肢運動を推定する、

請求項 1 乃至 4 のいずれか一項に記載の運動推定装置。

## 【請求項 7】

リハビリテーションを行っている患者によって操作される操作部の操作量と前記患者が前記操作部を操作した際の前記患者の生体信号とを用いて前記患者の運動を推定する運動推定方法であって、

前記操作部の操作量を用いて算出された前記患者の運動量の真値と前記患者が前記操作部を操作した際の前記患者の生体信号とを用いてスパースな重みベクトルを生成する重み

10

20

30

40

50

ベクトル生成工程と、

前記重みベクトル生成工程で生成された前記スパスな重みベクトルと前記患者がリハビリテーションを行っている際にリアルタイムで検出された生体信号とを用いて前記患者の運動推定値を生成する運動推定値生成工程と、を備える、

運動推定方法。

【請求項 8】

前記重みベクトル生成工程において、前記スパスな重みベクトルに含まれる非ゼロの要素の数が所定の数以下になるように前記スパスな重みベクトルを生成する、請求項 7 に記載の運動推定方法。

【発明の詳細な説明】

10

【技術分野】

【0001】

本発明は運動推定装置、及び運動推定方法に関し、特にリハビリテーションを行っている患者の運動を推定する運動推定装置、及び運動推定方法に関する。

【背景技術】

【0002】

運動機能が損なわれた人は、リハビリテーションを行うことで運動機能の回復を図ることができる。昨今、このようなリハビリテーションを適切に行うための様々な装置が開発されている。

【0003】

20

また、特許文献 1 には、人の動作を補助するための動作補助装置に関する技術が開示されている。特許文献 1 に開示されている動作補助装置では、装着者に装着された状態において装着者固有の動力学パラメータをパラメータ同定部により同定し、同定した動力学パラメータを代入した運動方程式に基づき制御装置により駆動源を制御するように構成している。これにより、装着者の個人差や体調等の変動要因に影響されない動作補助装置を提供することができる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献 1】特開 2006 - 204426 号公報

30

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

特許文献 1 に開示されている技術では、装着者の個人差を補うために装着者固有の動力学パラメータをパラメータ同定部により同定し、同定した動力学パラメータを代入した運動方程式に基づいて駆動源を制御している。

【0006】

しかしながら、特許文献 1 に開示されている技術では、装着者固有の動力学パラメータを重力補償や慣性補償に使用しているのみであり、装着者の意図を推定した制御には使用していない。このため、リハビリテーションのような連続的に患者の意図を推定し、アシストを行うような制御系には特許文献 1 にかかる技術を適用することができない。

40

【0007】

つまり、リハビリテーションでは連続的に患者の意図を推定することが求められている。このため、患者の生体信号から患者の意図を読み取り、この生体信号に基づいてリアルタイムで患者の運動を推定する運動推定装置および運動推定方法が求められている。

【課題を解決するための手段】

【0008】

本発明にかかる運動推定装置は、リハビリテーションを行っている患者によって操作される操作部と、前記操作部の操作量を検出する操作量検出部と、前記患者が前記操作部を操作した際の前記患者の生体信号を検出する生体信号検出部と、前記操作量検出部で検出

50

された操作量と前記生体信号検出部で検出された生体信号とを用いて前記患者の運動を推定する運動推定部と、を有し、前記運動推定部は、前記操作部の操作量を用いて算出された前記患者の運動量の真値と前記患者が前記操作部を操作した際の前記患者の生体信号とを用いてスパースな重みベクトルを生成する重みベクトル生成部と、前記重みベクトル生成部で生成された前記スパースな重みベクトルと前記患者がリハビリテーションを行っている際に前記生体信号検出部でリアルタイムで検出された生体信号とを用いて前記患者の運動推定値を生成する運動推定値生成部と、を備える。

#### 【0009】

本発明にかかる運動推定方法は、リハビリテーションを行っている患者によって操作される操作部の操作量と前記患者が前記操作部を操作した際の前記患者の生体信号とを用いて前記患者の運動を推定する運動推定方法であって、前記操作部の操作量を用いて算出された前記患者の運動量の真値と前記患者が前記操作部を操作した際の前記患者の生体信号とを用いてスパースな重みベクトルを生成する重みベクトル生成工程と、前記重みベクトル生成工程で生成された前記スパースな重みベクトルと前記患者がリハビリテーションを行っている際にリアルタイムで検出された生体信号とを用いて前記患者の運動推定値を生成する運動推定値生成工程と、を備える。

10

#### 【0010】

本発明では、患者の運動量の真値と患者の生体信号とを用いてスパースな重みベクトルを予め生成している。そして、患者がリハビリテーションを行っている際にリアルタイムで検出された生体信号とこのスパースな重みベクトルとを用いて、患者の運動推定値を生成している。このとき、本発明では、患者の運動推定値を生成する際にスパースな重みベクトルを用いているので、運動推定値を算出する際の計算負荷を低減することができる。よって、リハビリテーションのように生体信号が連続的に検出される場合であっても、迅速に運動推定値を算出することができ、患者の生体信号に基づいた運動推定値をリアルタイムで求めることができる。

20

#### 【発明の効果】

#### 【0011】

本発明により、リアルタイムで患者の運動を推定することが可能な運動推定装置および運動推定方法を提供することができる。

#### 【図面の簡単な説明】

30

#### 【0012】

【図1】実施の形態にかかる運動推定装置を示すブロック図である。

【図2】患者が運動推定装置を用いている状態を説明するための図である。

【図3】リハビリテーション用ロボットを示す側面図である。

【図4】運動推定部を詳細に説明するためのブロック図である。

【図5】実施の形態にかかる運動推定装置の動作を説明するためのフローチャートである。

【図6】実施の形態にかかる運動推定装置を用いて患者の運動を推定した結果（速度推定の結果）を示すグラフである（学習フェーズのデータを使用）。

【図7】実施の形態にかかる運動推定装置を用いて患者の運動を推定した結果（位置推定の結果）を示すグラフである（学習フェーズのデータを使用）。

40

【図8】実施の形態にかかる運動推定装置を用いて患者の運動を推定した結果（速度推定の結果）を示すグラフである（テストフェーズのデータを使用）。

【図9】実施の形態にかかる運動推定装置を用いて患者の運動を推定した結果（位置推定の結果）を示すグラフである（テストフェーズのデータを使用）。

【図10】実施の形態にかかる運動推定装置の性能比較を示す表である（学習フェーズのデータを使用）。

【図11】実施の形態にかかる運動推定装置の性能比較を示す表である（テストフェーズのデータを使用）。

#### 【発明を実施するための形態】

50

## 【0013】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態について説明する。

図1は、本実施の形態にかかる運動推定装置1を示すブロック図である。図1に示すように、本実施の形態にかかる運動推定装置1は、リハビリテーション用ロボット10、生体信号検出部14、制御部15、サーボンプ17、及び表示部18を備える。リハビリテーション用ロボット10は、操作部11、モータ12、及び操作量検出部13を備える。また、制御部15は運動推定部16を備える。

## 【0014】

本発明は患者の運動を推定する点に特徴があるため、図1に示す装置を運動推定装置として説明するが、運動推定装置1はリハビリテーション装置としても使用することができる。なお、運動推定装置1として使用する場合は、構成要素として少なくとも操作部11、操作量検出部13、生体信号検出部14、運動推定部16を備えていればよい。

10

## 【0015】

リハビリテーション用ロボット10が備える操作部11は、患者19がリハビリテーションを行うために操作を行うものである。モータ12は、例えばサーボモータを用いて構成されており、操作部11にトルクを付与する。操作量検出部13は、操作部11の操作量を検出する。例えば、操作量検出部13は、エンコーダを用いて構成することができる(以下では、エンコーダ13とも記載する)。

## 【0016】

図2、図3に示すように、リハビリテーション用ロボット10は、筐体31、関節32、34、アーム33、35、及び操作部11を備える。アーム33は関節32を介して筐体31に取り付けられている。つまり、アーム33は筐体31に対して回転可能に取り付けられている。アーム33とアーム35は関節34を介して回転可能に連結されている。アーム35の先端には操作部11が回転可能に取り付けられている。

20

## 【0017】

関節32にはアーム33にトルクを与えるためのモータ12\_1が取り付けられている。モータ12\_1は、サーボンプ17から供給された駆動信号に応じて駆動する。また、関節32には、筐体31に対するアーム33の回転角を検出するためのエンコーダ13\_1が取り付けられている。エンコーダ13\_1から出力された回転角情報21\_1は制御部15に供給される。

30

## 【0018】

関節34にはアーム33、35にトルクを与えるためのモータ12\_2が取り付けられている。モータ12\_2は、サーボンプ17から供給された駆動信号に応じて駆動する。また、関節34には、アーム33に対するアーム35の回転角を検出するためのエンコーダ13\_2が取り付けられている。エンコーダ13\_2から出力された角度情報21\_2は制御部15に供給される。

## 【0019】

このように、操作部11は患者19の上肢運動によって2次元平面( $p_x$ 、 $p_y$ )上を変位可能に構成されている(図2参照)。患者19は、表示部18に表示された指示にしたがって操作部11を操作する。患者19が操作部11を動かした際の操作量は、角度情報21\_1、21\_2としてエンコーダ13\_1、13\_2から制御部15に供給される。

40

## 【0020】

図1に示す生体信号検出部14は、患者19が操作部11を操作した際の患者19の生体信号を検出する。生体信号検出部14には、患者19の運動部位の筋電位を検出する筋電位センサを用いることができる。また、患者19の脳波(EEG:Electroencephalogram)を検出する脳波センサ、患者19の皮質脳波(EcoG:Electrocorticogram)を検出する皮質脳波センサを用いてもよい。また、筋電位センサ、脳波センサ、皮質脳波センサを組み合わせ使用してもよい。以下では、生体信号検出部14として筋電位センサを用いた場合について説明する。

## 【0021】

50

生体信号検出部 14 として筋電位センサを用いる場合は、例えば、図 2 に示すように、患者 19 の大胸筋 (PMJC) に対応する位置に筋電位センサ 14\_1 を配置し、三角筋後部 (DELS) に対応する位置に筋電位センサ 14\_2 を配置する。ここで、大胸筋と三角筋後部は互いに拮抗する筋肉である。また、患者 19 の上腕二頭筋長頭 (BILH) に対応する位置に筋電位センサ 14\_3 を配置し、上腕三頭筋外側頭 (TRIA) に対応する位置に筋電位センサ 14\_4 を配置する。ここで、上腕二頭筋長頭と上腕三頭筋外側頭は互いに拮抗する筋肉である。

【0022】

各筋電位センサ 14\_1 ~ 14\_4 (以下では、総称して筋電位センサ 14 と記載する) で検出された筋電位信号  $emg^i_k$  は制御部 15 に供給される。

10

【0023】

制御部 15 が備える運動推定部 16 は、エンコーダ 13 で検出された操作部 11 の操作量 21 と生体信号検出部 (筋電位センサ) 14 で検出された生体信号 22 (筋電位信号  $emg^i_k$ ) とを用いて患者 19 の運動を推定する。

【0024】

また、制御部 15 は、表示部 18 に患者 19 が操作部 11 を操作すべき方向が表示されるように制御する。リハビリテーション装置として使用する場合、制御部 15 は、運動推定部 16 で生成した運動推定値に応じてモータ 12 がトルクを発生するように、サーボンプ 17 に制御目標値を出力する。

【0025】

図 4 は、運動推定部 16 を詳細に説明するためのブロック図である。図 4 に示すように、運動推定部 16 は重みベクトル生成部 40 と運動推定値生成部 50 とを備える。重みベクトル生成部 40 は、前処理部 41、時間シフト操作部 42、順キネマティクス処理部 43、及び重みベクトル算出部 44 を備える。運動推定値生成部 50 は、前処理部 51、時間シフト操作部 52、及び運動推定値算出部 53 を備える。

20

【0026】

重みベクトル生成部 40 は、エンコーダ 13 で検出された操作量 (角度情報) を用いて算出された患者 19 の運動量の真値  $y$  と筋電位センサ 14 で検出された筋電位信号  $emg^i_k$  とを用いてスパースな重みベクトル  $h$  を生成する。運動推定値生成部 50 は、重みベクトル生成部 40 で生成されたスパースな重みベクトル  $h$  と患者 19 がリハビリテーションを行っている際に筋電位センサ 14 で検出された筋電位信号  $emg^i_k$  とを用いて患者 19 の運動推定値  $y_h$  を生成する。

30

【0027】

ここで、スパースな重みベクトルとは、非ゼロの要素の数が少ないベクトルであり、本実施の形態では、重みベクトルに含まれる非ゼロの要素の数が所定の数以下になるようにスパースな重みベクトルを生成する。

【0028】

以下、運動推定部 16 の処理について、図 4 に示す運動推定部 16 のブロック図および図 5 に示すフローチャートを用いて詳細に説明する。なお、図 5 に示すフローチャートにおいて、スパースな重みベクトル  $h$  を生成するためのステップ S1 ~ S5 の処理は学習フェーズ (重みベクトル生成工程: 重みベクトル生成部 40 の処理に対応) であり、運動推定値  $y_h$  を生成するためのステップ S6 ~ S8 の処理はテストフェーズ (運動推定値生成工程: 運動推定値生成部 50 の処理に対応) である。

40

【0029】

まず、重みベクトル生成部 40 の処理 (学習フェーズにおける処理) について説明する。重みベクトル生成部 40 は、筋電位信号  $emg^i_k$  を入力する (ステップ S1)。ここで、筋電位信号  $emg^i_k$  は、図 2 に示す 4 チャンネルの筋電位センサ 14\_1 ~ 14\_4 で測定された信号である。次に、筋電位信号  $emg^i_k$  に対して前処理および時間シフト操作を行う (ステップ S2)。

【0030】

50

具体的には、前処理部 4 1 は、4 チャンネルの筋電位信号  $emg^i_k$  に対して整流化処理を実施した後、時間フィルタをかけて筋電位信号の低周波成分を強調させる。このとき、時間フィルタとして 5 次のバンドパスフィルタ  $G_{BPF}(z)$  をチャンネル毎に適用して  $0.5 \text{ Hz}$  から  $2 \text{ Hz}$  の帯域を通過させる。このときの処理を式 (1) に示す。

【0031】

【数 1】

$$femg_k^i = G_{BPF}(z) |emg_k^i| \quad \dots(1)$$

【0032】

ここで、 $k$  は時刻、 $i$  は筋電位センサ 14\_1 ~ 14\_4 のチャンネル番号であり、 $i = 1, 2, 3, 4$  はそれぞれ、大胸筋 (PMJC)、三角筋後部 (DELS)、上腕二頭筋長頭 (BILH)、上腕三頭筋外側頭 (TRIA) に対応している。また、 $|emg^i_k|$  は整流化処理を表している。 $z$  は  $z$  変換を示している。

10

【0033】

その後、前処理部 4 1 は、式 (2) に示す時間方向の差分処理を行い、低周波成分に関する筋電位 (EMG) 速度信号  $d^i_k$  を作成する。式 (2) を適用することで、デコーディング時の応答性を高めることができる。

【0034】

【数 2】

$$d_k^i = (1 - z^{-1}) femg_k^i \quad \dots(2)$$

20

【0035】

次に、時間シフト操作部 4 2 は、上記式 (2) で求めた筋電位 (EMG) 速度信号  $d^i_k$  に対してチャンネル毎に時間シフト操作を行い、応答行列  $A_{meas}$  を作成する。以下に、時間シフト操作を表す式 (3) を示す。

【0036】

【数 3】

$$d_{k-j}^i = z^{-j} d_k^i \quad \dots(3)$$

【0037】

次に、学習フェーズ処理部 4 0 は、エンコーダ 1 3 で検出された操作量 (角度情報) を入力する (ステップ S 3)。その後、エンコーダ 1 3 で検出された操作量 (角度情報) を用いて順キネマティクス処理により、患者 1 9 の運動量の真値  $y$  を算出する (ステップ S 4)。

30

【0038】

具体的には、順キネマティクス処理部 4 3 は、エンコーダ 1 3 で検出された操作量 (角度情報) を用いて、順キネマティクス処理により、患者 1 9 の運動量の真値  $y$  を算出する。このときの運動量の真値  $y$  を式 (4) に示す。

【0039】

【数 4】

$$y = v_x = [y_0 \quad \dots \quad y_{M-1}]^T \quad \dots(4)$$

40

【0040】

ここで、 $M$  は計測、演算したサンプル数であり、その際のサンプリング周波数は  $128 \text{ Hz}$  とする。なお、式 (4) では、患者 1 9 の  $x$  方向の手先速度  $v_x$  を推定する場合について示している。患者 1 9 の  $y$  方向の手先速度  $v_y$ 、 $x$  方向の手先変位  $p_x$ 、 $y$  方向の手先変位  $p_y$  については、式 (4) の真値を該当する運動物理量に変更することで求めることができる。

【0041】

次に、重みベクトル算出部 4 4 は、応答行列  $A_{meas}$  および運動量の真値  $y$  を用いて

50

スパースな重みベクトル  $\theta_h$  を生成する（ステップ S 5）。以下、スパースな重みベクトル  $\theta_h$  を生成する方法について具体的に説明する。

【0042】

筋電位（EMG）速度信号  $d^i_k$  に基づく線形デコーディングモデルは次の式（5）で表すことができる。

【0043】

【数5】

$$y_k = a + \sum_{i=1}^C \sum_{j=0}^{N-1} d_{k-j}^i \theta_j^i \quad \dots(5)$$

【0044】

ここで、Cは筋電位センサ14\_1～14\_4のチャンネル数（C=4）、Nはデコーディングで用いた時間シフトの個数（N=14）、aと  $\theta_j^i$  はモデルの重み係数である。この式（5）を行列を用いて表現すると以下の式（6）のように表すことができる。

【0045】

【数6】

$$y = A_{meas} \theta \quad \dots(6)$$

$$A_{meas} = \begin{bmatrix} 1 & d_0^1 & \dots & d_{-N+1}^1 & \dots & d_0^C & \dots & d_{-N+1}^C \\ 1 & d_1^1 & \dots & d_{-N+2}^1 & \dots & d_1^C & \dots & d_{-N+2}^C \\ \vdots & \vdots \\ 1 & d_{M-1}^1 & \dots & d_{M-N}^1 & \dots & d_{M-1}^C & \dots & d_{M-N}^C \end{bmatrix}$$

$$\theta = [a \quad \theta_0^1 \quad \dots \quad \theta_{N-1}^1 \quad \theta_0^C \quad \dots \quad \theta_{N-1}^C]^T$$

【0046】

ここで、 $A_{meas}$  は応答行列、 $\theta$  は重みベクトルである。上記式（6）において、運動量の真値  $y$  および応答行列  $A_{meas}$  は既知であるため、上記式（6）を用いて重みベクトル  $\theta$  を求めることができる。このとき、重みベクトル  $\theta$  を求める際にスパースコーディングを用いることで、非ゼロの要素の数が重みベクトル  $\theta$  よりも少ないスパースな重みベクトル  $\theta_h$ （以下では、重みベクトルの推定値  $\theta_h$  とも記載する）を生成することができる。以下で、スパースコーディングを用いて重みベクトルの推定値  $\theta_h$  を生成する場合について具体的に説明する。

【0047】

スパースコーディングを用いて重みベクトルの推定値  $\theta_h$  を求める問題は、次の式（7）のように表すことができる。

【0048】

【数7】

$$\theta_h = \underset{\theta}{\operatorname{argmin}} \|\theta\|_0 \quad \text{sub. to } A_{meas} \theta \approx y \quad \dots(7)$$

【0049】

ここで、 $\|\cdot\|_0$  は、重みベクトル  $\theta$  のうちの非ゼロ要素の数であり、式（7）は条件を満たしながら非常にスパース、すなわち少数の非ゼロ要素からなる重みベクトルを求めることを表している。

【0050】

式（7）の条件部分をより正確に表すために、次の式（8）に示すように問題の定式化を書き換える。

【0051】

10

20

30

40

【数 8】

$$\theta_h = \underset{\theta}{\operatorname{argmin}} \|\theta\|_0 \quad \text{sub. to } \|A_{meas}\theta - y\|_2^2 \leq \varepsilon \quad \cdots(8)$$

【0052】

ここで、 $\theta$  は最大許容誤差である。そして、スパース表現の目標値、すなわち非ゼロ要素数の目標値  $S$  を下記の式 (9) と与えて、再帰的アルゴリズムにより式 (8) を数值的に計算する。この計算には、例えば再帰計算の収束性に優れたOMP (Orthogonal Matching Pursuit) 法を用いることができる。

【0053】

【数 9】

$$\|\theta\|_0 \leq S \quad \cdots(9)$$

【0054】

このような処理により、重みベクトル生成部 44 はスパースな重みベクトル  $\theta_h$  を生成することができる。なお、上記例ではスパースな重みベクトルを求めるために、OMP法によるスパースコーディングを用いた。しかし、本発明の最終的な目的は、線形デコーディングモデルに対するスパースな重みを求めることであるので、別の手法のスパースコーディングを用いてもよい。更に、最小二乗法で求めた重みの要素のうちの一部の要素をゼロに設定し、式 (7) が成立する最適な重みベクトルを求めてもよい (式 (11) 参照)。

【0055】

次に、運動推定値生成部 50 の処理 (テストフェーズにおける処理) について説明する。患者 19 が操作部 11 を操作すると、図 2 に示した 4 チャンネルの筋電位センサ 14\_1 ~ 14\_4 から筋電位信号  $emg^{i_k}$  がリアルタイムで出力される。運動推定値生成部 50 はこの筋電位信号  $emg^{i_k}$  を入力する (ステップ S6)。次に、筋電位信号  $emg^{i_k}$  に対して前処理および時間シフト操作を行う (ステップ S7)。

【0056】

具体的には、前処理部 51 は、4 チャンネルの筋電位信号  $emg^{i_k}$  に対して整流化処理を実施した後、時間フィルタをかけて筋電位信号の低周波成分を強調させる。その後、前処理部 51 は、時間方向の差分処理を行い、低周波成分に関する筋電位 (EMG) 速度信号  $d^{i_k}$  を作成する。なお、前処理部 51 における処理は、上記で説明した前処理部 41 における処理と同様であるので重複した説明は省略する。

【0057】

次に、時間シフト操作部 52 は、上記で求めた筋電位 (EMG) 速度信号  $d^{i_k}$  に対してチャンネル毎に時間シフト操作を行い、応答行列  $A_{meas}$  を作成する。なお、時間シフト操作部 52 における処理は、上記で説明した時間シフト操作部 42 における処理と同様であるので重複した説明は省略する。

【0058】

次に、運動推定値算出部 53 は、時間シフト操作部 52 で生成された応答行列  $A_{meas}$  と重みベクトル生成部 40 で生成されたスパースな重みベクトル  $\theta_h$  とを用いて、患者 19 の運動推定値  $y_h$  を生成する (ステップ S8)。

【0059】

具体的には、運動推定値算出部 53 は、下記の式 (10) に、時間シフト操作部 52 で生成された応答行列  $A_{meas}$  と重みベクトル生成部 40 で生成されたスパースな重みベクトル  $\theta_h$  とを代入することで患者 19 の運動推定値  $y_h$  を算出する。

【0060】

【数 10】

$$y_h = A_{meas}\theta_h \quad \cdots(10)$$

【0061】

10

20

30

40

50

このように、運動推定値生成部 50 (テストフェーズ) では、運動推定 (デコーディング) 用に時不変の線形デコーディングモデルを考慮し、計測した筋電位信号  $emg^i_k$  に対して前処理 (整流化、時間フィルタ、差分処理) および時間シフト操作を実施した応答行列  $A_{meas}$  を入力することで、運動推定値  $y_h$  (手先の速度、変位) を出力する。なお、テストフェーズでは、上記のスパースな重みベクトル  $h$  を時不変パラメータとして使用している。

【0062】

運動推定装置 1 をリハビリテーション装置として使用する場合は、運動推定値生成部 50 で生成された運動推定値  $y_h$  を用いて、リハビリテーション用ロボット 10 を制御する (ステップ S9)。具体的には、図 1 に示す制御部 15 は、生成された運動推定値  $y_h$  に応じてモータ 12 がトルクを発生するように、サーボアンプ 17 に制御目標値を出力する。このような制御により、患者 19 の意図に応じたアシスト制御を行うことができる。

10

【0063】

その後、図 5 に示すテストフェーズの処理 (ステップ S6 ~ S9) を繰り返すことで、リアルタイムで患者の運動を推定することができ、患者 19 の意図に応じたアシスト制御を連続的に行うことができる。また、改めてスパースな重みベクトル  $h$  を生成する必要が生じた場合は、学習フェーズの処理 (ステップ S1 ~ S5) を実施する。

【0064】

次に、本実施の形態にかかる運動推定装置の性能の比較について説明する。性能比較のために 3 種類のデコーダ (重みベクトル算出部 44 であり、以下、デコーダとも記載する) を設計した。デコーダ A は、式 (9) の非ゼロ要素の目標値  $S$  を  $S = 21$  に設定したデコーダである。デコーダ B は、式 (9) の非ゼロ要素の目標値  $S$  を  $S = 9$  に設定したデコーダである。デコーダ C は、最小二乗法で設計したデコーダである。

20

【0065】

最小二乗法を用いて重みベクトルの推定値  $h$  を求める場合は、順キネマティクス処理部 43 から出力された運動の真値  $y$  と、上記式 (10) で求めた運動推定値  $y_h$  との二乗誤差を最小にする重みを下記の式 (11) を用いて算出する。

【0066】

【数 11】

$$\theta_h = \underset{\theta}{\operatorname{argmin}} \|A_{meas}\theta - y\| = (A_{meas}^T A_{meas})^{-1} A_{meas}^T y \quad \cdots (11)$$

30

【0067】

なお、全てのデコーダ A ~ C において設計した重みベクトルの要素数は 57 次元であるが、デコーダ A ではそのうちの 21 個が非ゼロ要素であり、デコーダ B ではそのうちの 9 個が非ゼロ要素であり、それ以外はゼロ要素である。

【0068】

図 6、図 7 はデコーダ A を用いて患者の運動を推定した結果を示す図であり、各々、学習フェーズのデータを用いて求めた速度および位置を示している。図 6 の上側のグラフは x 方向の速度  $v_x$ 、下側のグラフは y 方向の速度  $v_y$  を示している。図 7 の上側のグラフは x 方向の位置  $p_x$ 、下側のグラフは y 方向の位置  $p_y$  を示している。図中、実線はスパースな重みベクトル  $h$  を用いて求めた運動推定値  $y_h$  を示しており、破線はエンコーダの角度情報から求めた運動真値  $y$  を示している。

40

【0069】

ここで、学習フェーズのデータを用いて求めた結果とは、スパースな重みベクトル  $h$  を求める際に用いた筋電位信号  $emg^i_k$  と同一の筋電位信号  $emg^i_k$  を用いて運動推定値  $y_h$  を求めたことを意味している。すなわち、図 4 の前処理部 41 に供給される筋電位信号  $emg^i_k$  と前処理部 51 に供給される筋電位信号  $emg^i_k$  とが同一の場合を意味している。

【0070】

図 6 に示すように、デコーダ A を用いて患者の運動を推定した場合、x 方向の速度  $v_x$

50

および  $y$  方向の速度  $v_y$  について、運動推定値  $y_h$  と運動真値  $y$  が高い相関関係を示した。また、図 7 に示すように、デコーダ A を用いて患者の運動を推定した場合、 $x$  方向の位置  $p_x$  および  $y$  方向の位置  $p_y$  について、運動真値  $y$  と運動推定値  $y_h$  が高い相関関係を示した。

【 0 0 7 1 】

図 8、図 9 はデコーダ A を用いて患者の運動を推定した結果を示す図であり、各々、テストフェーズのデータを用いて求めた速度および位置を示している。図 8 の上側のグラフは  $x$  方向の速度  $v_x$ 、下側のグラフは  $y$  方向の速度  $v_y$  を示している。図 9 の上側のグラフは  $x$  方向の位置  $p_x$ 、下側のグラフは  $y$  方向の位置  $p_y$  を示している。図中、実線はスパースな重みベクトル  $h$  を用いて求めた運動推定値  $y_h$  を示しており、破線はエンコーダの角度情報から求めた運動真値  $y$  を示している。

10

【 0 0 7 2 】

ここで、テストフェーズのデータを用いて求めた結果とは、スパースな重みベクトル  $h$  を求める際に用いた筋電位信号  $emg^i_k$  と異なる筋電位信号  $emg^i_k$  を用いて運動推定値  $y_h$  を求めたことを意味している。すなわち、図 4 の前処理部 4 1 に供給される筋電位信号  $emg^i_k$  と前処理部 5 1 に供給される筋電位信号  $emg^i_k$  とが異なる場合を意味している。

【 0 0 7 3 】

図 8 に示すように、デコーダ A を用いて患者の運動を推定した場合、 $x$  方向の速度  $v_x$  および  $y$  方向の速度  $v_y$  について、運動推定値  $y_h$  と運動真値  $y$  が高い相関関係を示した。また、図 9 に示すように、デコーダ A を用いて患者の運動を推定した場合、 $x$  方向の位置  $p_x$  および  $y$  方向の位置  $p_y$  について、運動真値  $y$  と運動推定値  $y_h$  が高い相関関係を示した。

20

【 0 0 7 4 】

これらの結果を定量的に評価するために、図 6 ~ 図 9 に示した運動真値  $y$  と運動推定値  $y_h$  との間の相関係数  $R$  を求めた。更に、デコーダ B、C を用いた場合についても、運動真値  $y$  と運動推定値  $y_h$  との間の相関係数  $R$  を求めた。各デコーダ A ~ C を用いた場合の運動真値  $y$  と運動推定値  $y_h$  との間の相関係数  $R$  を図 10、図 11 に示す。なお、図 10 は学習フェーズのデータを用いた場合の性能比較を示しており、図 11 はテストフェーズのデータを用いた場合の性能比較を示している。

30

【 0 0 7 5 】

図 10 に示す結果では、デコーダ C を用いた場合が最も相関係数が高く、次に、デコーダ A、デコーダ B の順番で相関係数が小さくなった。この傾向は、図 11 に示す結果でも概ね同様であった。デコーダ C で最も相関係数が高くなった理由は、最小二乗法で設計したデコーダ C では応答行列  $A_{meas}$  の全ての要素に対して 5 7 次元の重みベクトルをかけているためであると思われる。これに対して、スパースコーディングで設計したデコーダ A、B では各々、2 1 次元と 9 次元のスパースな重みしかかけていないため、デコーダ C のための情報が減少し、相関係数が低下したものである。

【 0 0 7 6 】

ただし、各々の相関係数に着目すると、デコーダ A、B とともにテストフェーズのデータにおいても 0 . 7 4 8 以上の強い相関を示しており、スパースコーディングを用いた場合でも本質的に重要な重みを維持しているといえる。一方、計算負荷の観点から考えると、デコーダ A、B は、デコーダ C に比べて重みベクトルの非ゼロ要素がそれぞれ 3 6 . 8 %、1 5 . 8 % に減少しており、演算時間の短縮化や必要なメモリ容量の低減を図ることができる。

40

【 0 0 7 7 】

背景技術で説明した特許文献 1 にかかる技術では、装着者の個人差を補うために装着者固有の動力学パラメータをパラメータ同定部により同定し、同定した動力学パラメータを代入した運動方程式に基づいて駆動源を制御していた。

【 0 0 7 8 】

50

しかしながら、特許文献 1 に開示されている技術では、装着者固有の動力学パラメータを重力補償や慣性補償に使用しているのみであり、装着者の意図を推定した制御には使用していない。このため、リハビリテーションのような連続的に患者の意図を推定し、アシストを行うような制御系には特許文献 1 にかかる技術を適用することができない。

【0079】

つまり、リハビリテーションでは連続的に患者の意図を推定することが求められている。このため、患者の生体信号から患者の意図を読み取り、この生体信号に基づいてリアルタイムで患者の運動を推定する運動推定装置および運動推定方法が求められていた。

【0080】

また、特許文献 1 に開示されている技術では、生体信号として筋電位信号を用いている。しかし、特許文献 1 において筋電位信号の役割は動作フェーズの選定と、動作フェーズに応じた定型的な指令出力であり、装着者の運動を連続的かつ高精度に推定することは行っていない。

【0081】

これに対して本実施の形態にかかる発明では、患者の運動量の真値と患者の生体信号とを用いてスパースな重みベクトルを予め生成している。そして、患者がリハビリテーションを行っている際にリアルタイムで検出された生体信号とこのスパースな重みベクトルとを用いて、患者の運動推定値を生成している。このとき、本実施の形態にかかる発明では、患者の運動推定値を生成する際にスパースな重みベクトルを用いているので、運動推定値を算出する際の計算負荷を低減することができる。よって、リハビリテーションのように生体信号が連続的に検出される場合であっても、迅速に運動推定値を算出することができ、患者の生体信号に基づいた運動推定値をリアルタイムで求めることができる。

【0082】

スパースコーディングを用いた場合は重みベクトルの非ゼロの要素の数が減少する。このとき、上記で説明したように、スパースコーディングを用いた場合でも本質的に重要な重みの要素は維持されているので、運動推定値を求める際の計算負荷を減少させつつ、運動推定値の精度を維持することができる。

【0083】

また、本実施の形態にかかる運動推定装置を用いることで、運動推定のための物理的センサ（ジャイロセンサや加速度センサ等）や画像認識によるモーションキャプチャ等が不要になり、運動推定装置の低コスト化が実現できる。また、本実施の形態にかかる運動推定装置では、上流側の生体信号を用いて患者の運動を推定しているので、患者の意図を迅速に推定することができる。

【0084】

なお、上記実施の形態では、患者が手先で操作部 11 を操作する場合（つまり、上肢運動の推定）について説明した。しかし、本発明は患者の下肢運動の推定に適用してもよい。本発明を下肢運動に適用する場合は、患者の下肢の筋肉に筋電位センサを設ける。また、上記実施の形態では、操作部 11 が 2 次元平面上を変位する場合について説明した（図 2 参照）。しかし、本発明では、操作部が 3 次元的に変位するように構成してもよい。

【0085】

また、生体信号として患者 19 の脳波（EEG）や皮質脳波（EcoG）を用いる場合は、図 4 に示す前処理部 41、51 に筋電位信号の代わりに脳波信号を入力する。脳波（EEG）や皮質脳波（EcoG）を用いる場合、前処理部 41、51 は整流化処理を省略してもよい。

【0086】

以上、本発明を上記実施形態に即して説明したが、本発明は上記実施の形態の構成にのみ限定されるものではなく、本願特許請求の範囲の請求項の発明の範囲内で当業者であればなし得る各種変形、修正、組み合わせを含むことは勿論である。

【符号の説明】

【0087】

10

20

30

40

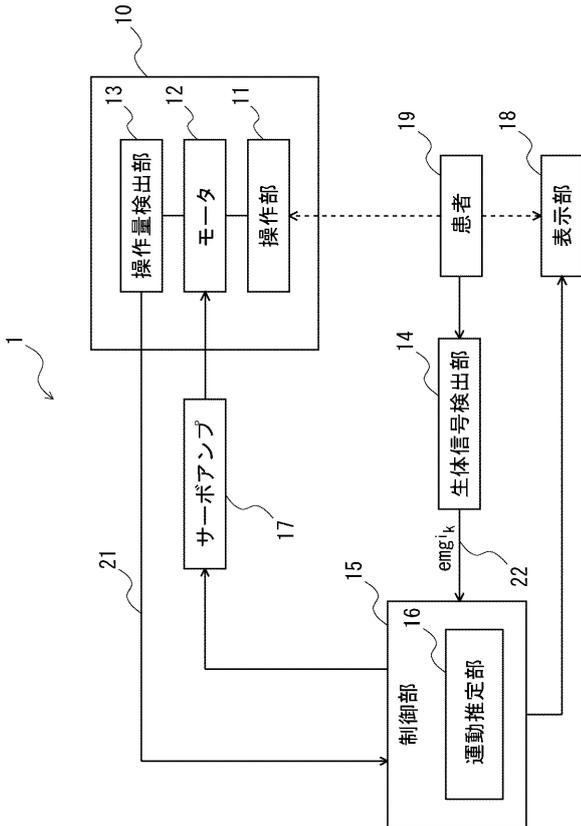
50

- 1 運動推定装置
- 10 リハビリテーション用ロボット
- 11 操作部
- 12 モータ
- 13 操作量検出部
- 14 生体信号検出部
- 15 制御部
- 16 運動推定部
- 17 サーボアンプ
- 18 表示部
- 19 患者
- 21 操作量
- 22 生体信号
- 31 筐体
- 32、34 関節
- 33、35 アーム
- 40 重みベクトル生成部
- 41 前処理部
- 42 時間シフト操作部
- 43 順キネマティクス処理部
- 44 重みベクトル算出部
- 50 運動推定値生成部
- 51 前処理部
- 52 時間シフト操作部
- 53 運動推定値算出部

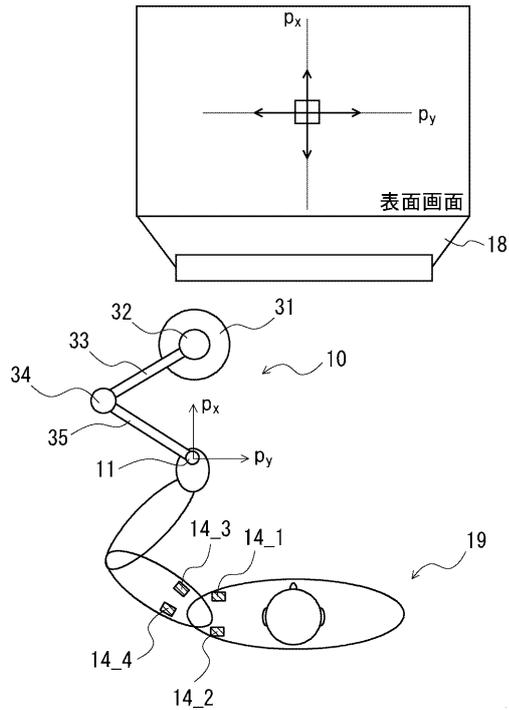
10

20

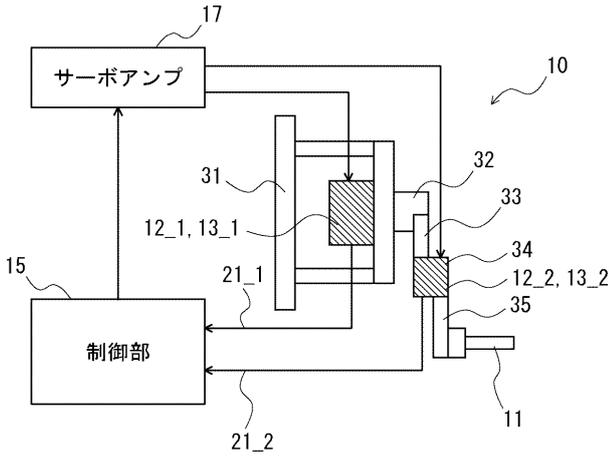
【図1】



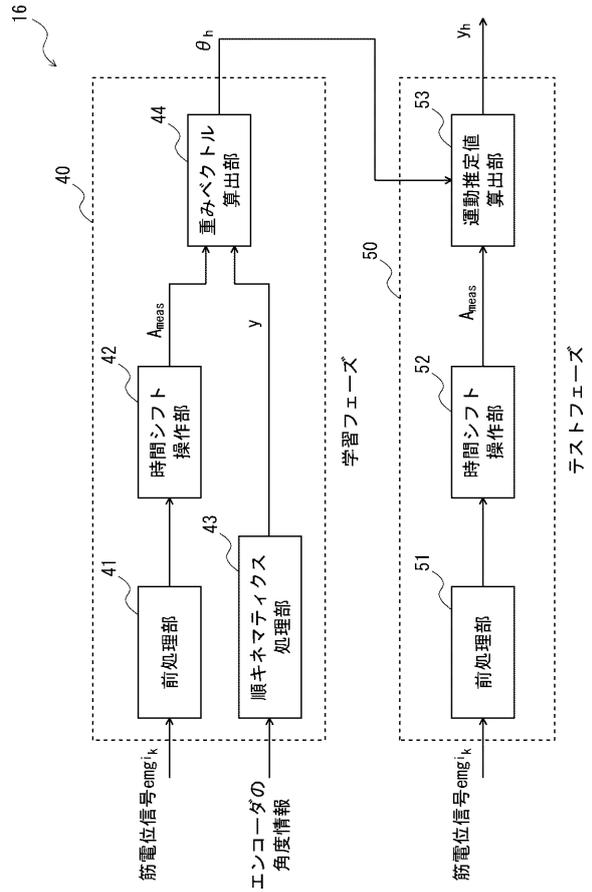
【図2】



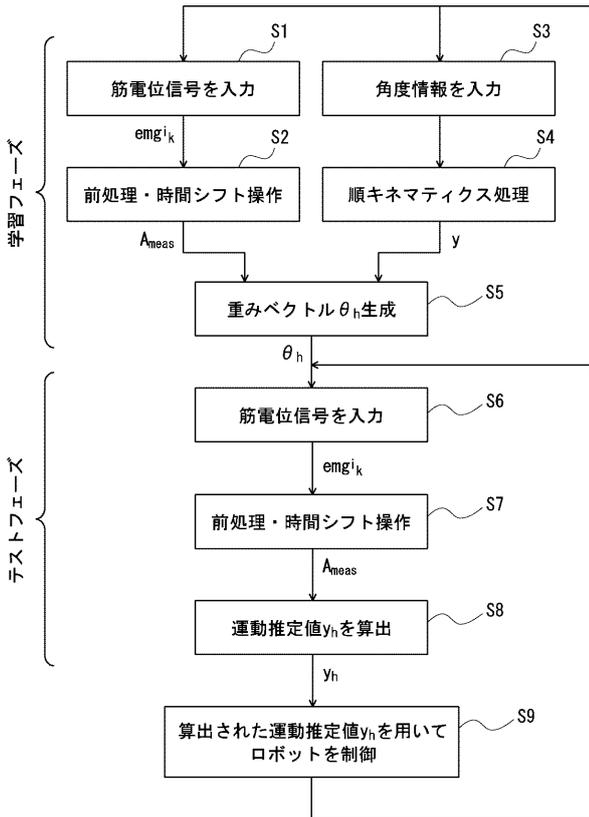
【図3】



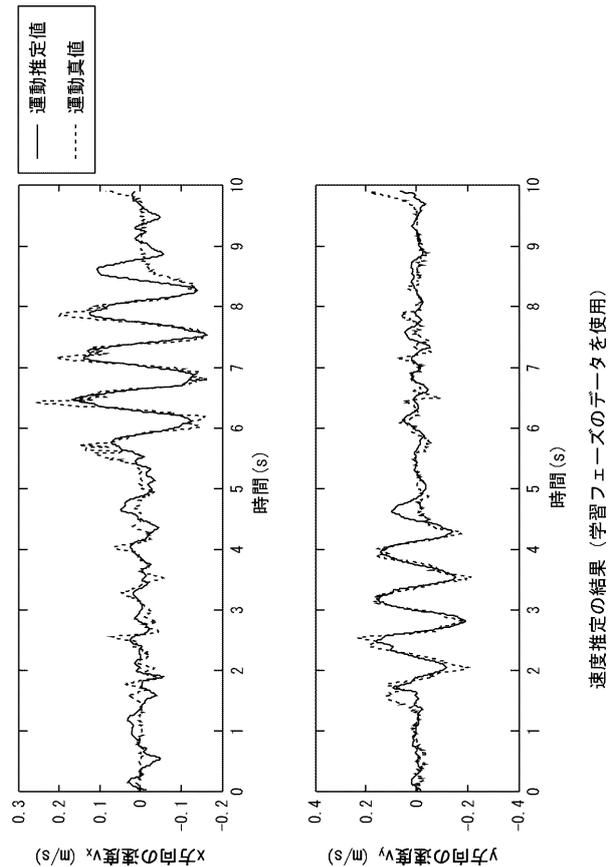
【図4】



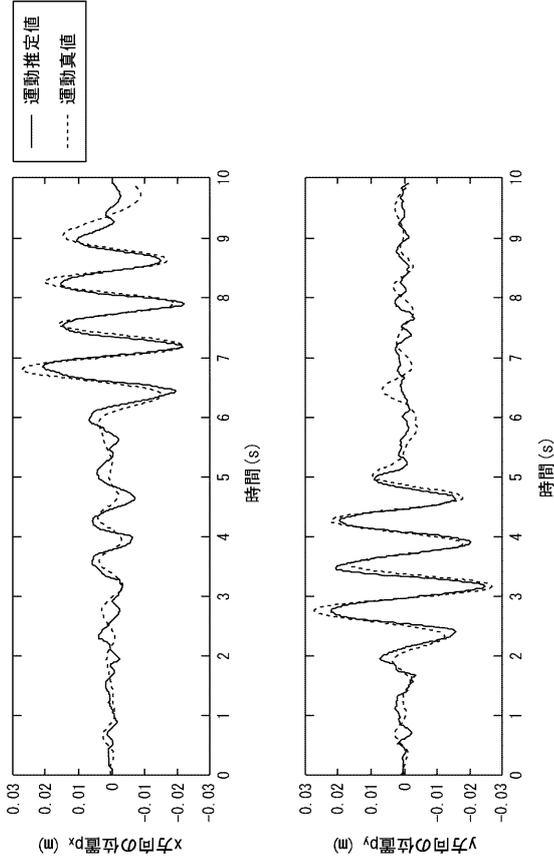
【図5】



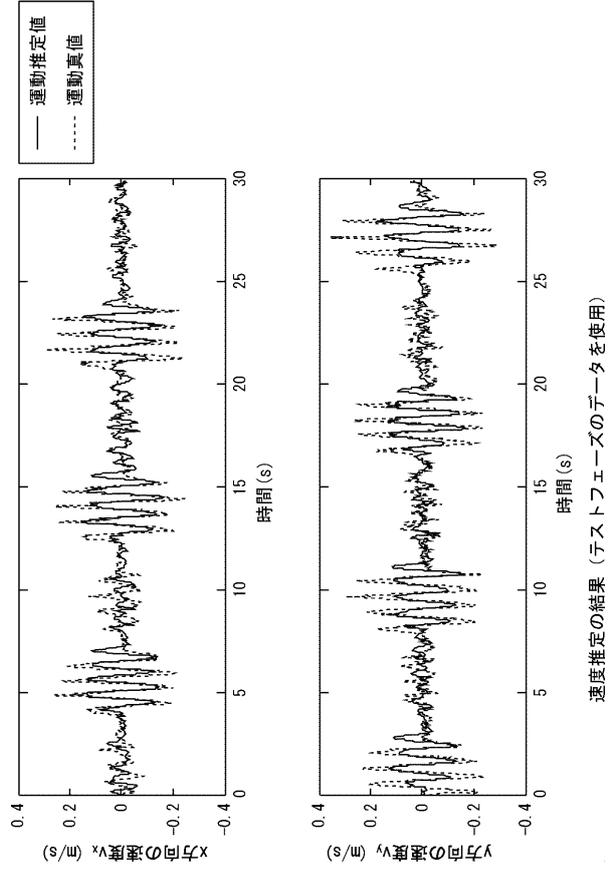
【図6】



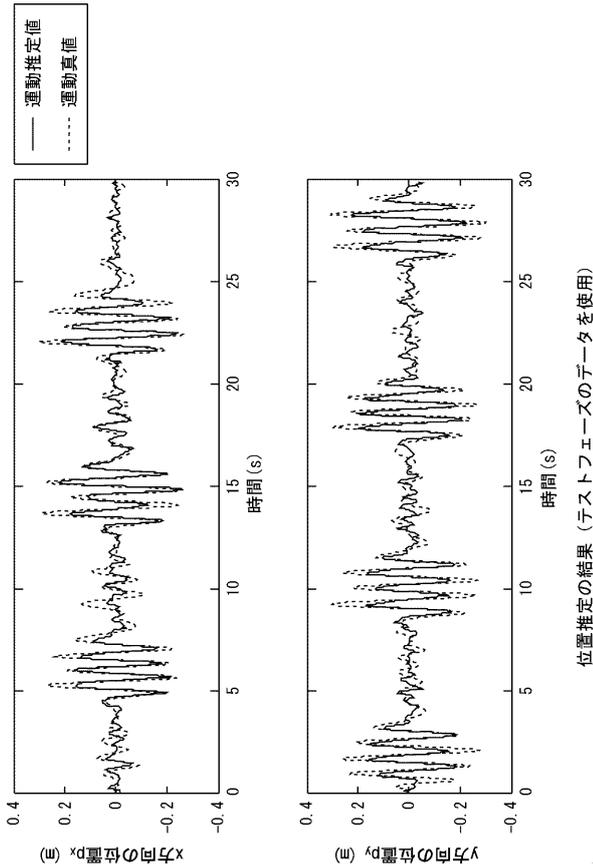
【 図 7 】



【 図 8 】



【 図 9 】



【 図 10 】

	相関係数			
	$v_x$	$v_y$	$p_x$	$p_y$
デコーダA	0.8423	0.8361	0.9070	0.9343
デコーダB	0.8109	0.7854	0.8621	0.9273
デコーダC	0.8565	0.8587	0.9224	0.9506

学習フェーズのデータを用いた場合の性能比較

【 図 11 】

	相関係数			
	$v_x$	$v_y$	$p_x$	$p_y$
デコーダA	0.7644	0.8092	0.9006	0.9015
デコーダB	0.7480	0.7767	0.8535	0.9018
デコーダC	0.7904	0.7870	0.8930	0.9041

テストフェーズのデータを用いた場合の性能比較