

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 特 許 公 報 (B 2)

(11) 特許番号

特許第3193656号  
(P3193656)

(45) 発行日 平成13年7月30日(2001.7.30)

(24) 登録日 平成13年5月25日(2001.5.25)

(51) Int.Cl.<sup>7</sup>

識別記号

F I

B 2 5 J 3/00

B 2 5 J 3/00

Z

A 6 1 B 5/0488

A 6 1 B 5/04

3 3 0

請求項の数 3 (全 8 頁)

(21) 出願番号 特願平9-20555

(22) 出願日 平成9年2月3日(1997.2.3)

(65) 公開番号 特開平10-217157

(43) 公開日 平成10年8月18日(1998.8.18)

審査請求日 平成11年4月8日(1999.4.8)

(73) 特許権者 000003207  
トヨタ自動車株式会社  
愛知県豊田市トヨタ町1番地

(73) 特許権者 592179296  
株式会社エイ・ティ・アール人間情報通  
信研究所  
京都府相楽郡精華町光台二丁目2番地2

(72) 発明者 小池 康晴  
愛知県豊田市トヨタ町1番地 トヨタ自  
動車株式会社内

(74) 代理人 100064746  
弁理士 深見 久郎 (外2名)

審査官 八木 誠

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 筋電信号生成装置

1

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】 筋電信号を生成する筋電信号生成装置であって、  
被験者の身体部位から前記筋電信号を検出する検出手段、  
前記検出手段によって検出された筋電信号をフィルタリングして擬似張力を抽出する擬似張力抽出手段、  
前記擬似張力抽出手段の出力信号に基づいて張力を推定する筋張力推定手段、および前記筋張力推定手段によって推定された張力に基づいて関節トルクを推定し、  
10 予め定める運動方程式により運動軌道を生成する軌道生成手段を備え、  
前記擬似張力抽出手段と前記筋張力推定手段と前記軌道生成手段とによって身体モデルが構成され、  
前記身体モデルを用いて信号処理された擬似張力の変化

2

が最小になる、という評価基準により、前記身体部位の軌道および筋電信号を推定することを特徴とする、筋電信号生成装置。

【請求項2】 前記運動方程式の物理パラメータは前記被験者の身体部位の形状から計算し、

前記筋張力推定手段のパラメータは、計測された運動から得られた軌道データにより前記運動方程式を用いて計算されたトルクと、前記計測された筋電信号から推定された擬似張力の関係から学習によって獲得することを特徴とする、請求項1に記載の筋電信号生成装置。

【請求項3】 前記軌道生成手段は、神経回路からなる加速度推定モデルを含み、所定の時刻における関節角度と関節角速度とが入力されかつ前記張力推定手段から張力が入力されたことに基づいて、一定時刻後の関節角度と関節角速度の変化分を出力することを特徴とする、請

求項 1 に記載の筋電信号生成装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】この発明は筋電信号生成装置に関し、特に、機能的電気刺激やリハビリテーション、運動学習や筋肉のように冗長な自由度を持ったロボットなどの制御対象の入力信号を推定するような筋電信号生成装置に関する。

【0002】

【従来の技術】脳卒中などにより脳機能に障害を及ぼすと腕や足が麻痺することがあるが、この場合腕や足の筋肉そのものは正常であり、筋肉を動かすための筋電信号が脳から筋肉に伝わらないため運動麻痺を生じる。もし、そのような筋電信号を生成できれば、運動麻痺を克服できる。

【0003】

【発明が解決しようとする課題】従来は、筋電信号を生成するために、予めある運動パターンを行なっているときの健常者の筋電信号パターンを計測し、筋電図学的な解析を行ない、その結果をもとにその信号を患者の筋電信号に合うように正規化するなどして刺激データとして用いていた。そのため、たとえば手を伸ばした状態から口元まで持っていく動作の場合、健常者の肘の屈曲動作時の筋電信号パターンを計測するなどして、目的の動作に対して筋電信号のパターンを記憶しておく必要があった。すべての運動パターンについてデータを作成するのは困難であるため、決められた数パターンを保存して患者に適用する手法を取らざるを得なかった。

【0004】それゆえに、この発明の主たる目的は、擬似張力から関節トルクを推定するモデルを作成し、これをもとに擬似張力変化最小の評価関数により軌道および擬似張力を推定できるような筋電信号生成装置を提供することである。

【0005】

【課題を解決するための手段】この発明は、筋電信号を生成する筋電信号生成装置であって、被験者の身体部位から筋電信号を検出する検出手段と、検出された筋電信号をフィルタリングして擬似張力を抽出する擬似張力抽出手段と、擬似張力抽出手段の出力信号に基づいて張力を推定する筋張力推定手段と、推定された張力に基づいて関節トルクを推定し、予め定める運動方程式により運動軌道を生成する軌道生成手段を備え、擬似張力抽出手段と筋張力推定手段と軌道生成手段とによって身体モデルが構成され、身体モデルを用いて信号処理された擬似張力の変化が最小になる、という評価基準により、身体部位の軌道および筋電信号を推定する。

【0006】請求項 2 に係る発明は、運動方程式の物理 \*

$$C_u = \int_0^{t_f} \sum_j \left( \frac{du_j}{dt} \right)^2 dt \quad \dots (1)$$

\* パラメータは被験者の身体部位の形状から計算し、筋張力推定手段のパラメータは、計測された運動から得られた軌道データにより運動方程式を用いて計算されたトルクと、計測された筋電信号から推定された擬似張力の関係から学習によって獲得することを特徴とする。

【0007】さらに、軌道生成手段は、神経回路からなる加速度推定モデルを含み、所定の時刻における関節角度と関節角速度とが入力されかつ前記張力推定手段から張力が入力されたことに基づいて、一定時刻後の関節角度と関節角速度の変化分を出力することを特徴とする。

【0008】

【0009】

【0010】

【発明の実施の形態】まず、この発明の実施の形態における動作の全体の流れを説明すると、次のとおりである。① 筋肉を動かすための筋電信号を計測する。② 計測した筋電信号を擬似張力に変換するとともに、軌道データから関節トルクを計算する。③ 求めた擬似張力と関節トルクのデータから身体モデルのパラメータを学習により求める。④ 求めたパラメータを固定して身体モデルを完成させる。⑤ 始点と終点の終端条件を決めて、身体モデルの入力信号である擬似張力が滑らかになり、かつ終端条件を満たすように既存の非線形最適化問題を解くアルゴリズムにより、繰り返し計算により計算する。⑥ 終端条件を満たせば軌道が求まり、同時にその軌道を実現する入力信号である滑らかな擬似張力が求まり、任意の始点、終点のデータからその間を結ぶ軌道とその軌道を生成するのに必要な擬似張力が計算できる。図 1 はこの発明の実施の形態における筋電信号から関節トルクが生成され、軌道が生成されるまでの流れを示す図である。

【0011】図 1 において、健常者の人腕 1 から筋電信号が検出され、筋電信号増幅器 2 によって増幅される。増幅された筋電信号はフィルタ 3 でフィルタリングされ、擬似張力が抽出される。抽出された擬似張力から筋張力推定回路 4 によって張力が推定され、その張力に基づいて、関節トルク推定回路 5 によって関節トルクが推定され、運動方程式 6 より運動軌道が生成される。

【0012】図 1 に示したフィルタ 3 と筋張力推定回路 4 と関節トルク推定回路 5 と運動方程式 6 によって身体モデルが構成されている。

【0013】この身体モデルを用いて始点と終点とでの終端条件を満たし、さらに第 (1) 式の評価関数を最小とする軌道を繰り返し計算により計算する。

【0014】

【数 1】

【0015】ここで、 $u_j$  は  $j$  番目の擬似張力を表わす。また、 $t_i$  は終点での時間を表わす。以下、各ステップについてより具体的に説明する。

【0016】図1に示したフィルタ3では筋電信号から擬似張力が抽出されるが、表面筋電信号は膜の興奮電位が時間的、空間的に重畳されている信号である。フィルタ3としてローパスフィルタを用いて出力される信号は運動ニューロンの発火頻度を反映していると期待され\*

$$T^*(t) = \sum_{j=1}^n h_j \cdot EMG(t-j+1) \quad \dots(2)$$

【0018】ここで、EMGは筋電信号であり、 $T^*$  は擬似張力である。筋肉の発生する張力と運動指令との間には、次に述べるような非線形な性質がある。筋肉の発生する張力は同じ運動指令であっても筋長が長くなると増加する。この変化の仕方は非線形であり、長さ - 張力曲線と呼ばれている。また、同じ運動指令であっても、筋長の短縮速度が大きくなると張力は減少する。この変化の仕方も非線形であり、短縮速度 - 張力曲線と呼ばれている。今回は、姿勢制御中の位置を推定するために、短縮速度 - 張力曲線に関しては考慮に入れる必要がない。

【0019】図2は軌道の計算モデルを示す図である。図2において、加速度推定モデル11, 12... 1nは、たとえば神経回路から構成されており、入力としては時

$$\tau_m = \sum_i^k (\alpha_i(\theta) T_i(\theta, \theta_1, \dot{\theta}_1)) \quad \dots(3)$$

【0022】

ただし、 $\mathbf{m} = (m_1, m_2, \dots, m_n)^t$   
 $\mathbf{g} = (g_1, g_2, \dots, g_n)^t$   
 $\mathbf{i}(\cdot) = (i_1(\cdot), i_2(\cdot), \dots, i_n(\cdot))^t$

ここで、 $i_j$  は  $j$  番目の関節トルクであり、 $\theta_j$  は  $j$  番目の関節角度であり、 $i_{ij}(\cdot)$  は  $i$  番目の筋肉のモーメントアーム（単関節筋なら関与しない関節については0）であり、 $T_i$  は  $i$  番目の筋肉の筋張力であり、 $T^*$  は  $i$  番目の筋肉の擬似張力を表わす。右上つき添字  $t$

$$\begin{aligned} & (I_1 + I_2 + 2M_2L_1l_{g2} \cos\theta_e + M_2L_1^2)\theta_{s2} \\ & + (I_2 + M_2L_1l_{g2} \cos\theta_e)\theta_{e2} \\ & - M_2L_1l_{g2}(2\theta_{s1} + \theta_{e1})\theta_{e1} \sin\theta_e + b_1\theta_{s1} = \tau_s \quad \dots(4) \\ & (I_2 + M_2L_1l_{g2} \cos\theta_e)\theta_{e2} \\ & + I_2\theta_{e2} \\ & + M_2L_1l_{g2}(\theta_{s1})^2 \sin\theta_e + b_2\theta_{e1} = \tau_e \end{aligned}$$

【0025】ここで、 $\tau_i$  は各関節の駆動トルクであ

\*る。また、この信号はかなり真の張力に近いと考えられるので擬似張力と呼ばれる。このローパスフィルタは2次系で十分なことが知られており、入力EMG, 出力 $T^*$ としてFIRフィルタで実現すると、第(2)式で表わされる。

【0017】

【数2】

刻 $T_i$ における擬似張力と関節角度と関節角速度とが入力され、出力は1単位時間後の関節角速度と関節角度の変化分となっている。

【0020】ここで、関節トルクは張力とモーメントアームの積によって決定される。関節の回転軸と筋肉の作用線との距離がモーメントアームである。関節を曲げ伸ばしすると、筋肉は皮膚や骨によって曲げられるため、この距離は一定ではなく、トルクと張力の関係が関節角度に非線形に依存する。すなわち、関節トルクは伸筋と屈筋の発生するトルクの差によって生じ、張力とモーメントアームに依存して決まることになる。これらの関係は次の第(3)式のように定式化することができる。

【0021】

【数3】

は、転置を意味している。ただし、関節は  $n$  個 ( $1 \leq j \leq n$ )、筋肉は  $k$  個 ( $1 \leq i \leq k$ ) あるものとする。

【0023】図3は人間の前腕と上腕をモデル化した2リンクのマニピュレータを示す図である。図3に示したマニピュレータにおいて、人間Mの右腕の上腕の長さを  $L_1$  とし、前腕の長さを  $L_2$  とすると、以下の運動方程式が成り立つ。

【0024】

【数4】

り、 $\theta_i$  は関節角であり、 $\dot{\theta}_i$  は関節角速度であり、

$i_2$  は関節角加速度を表わす。また、 $M_i$  は各リンクの質量であり、 $L_i$  は長さであり、 $L_{gi}$  は関節から質量中心までの長さであり、 $I_i$  は関節回りの慣性モーメントであり、 $b_i$  は粘性抵抗の係数を表わす。

【0026】運動方程式によって軌道と関節トルクの関係を記述するためには、正確な慣性モーメントなどの腕の物理パラメータがわかっていなければならない。そのため、一例として腕のパラメータを腕の形状から計算するが他の方法を用いてもよい。まず、始めに、Cyberware Laser Range Scanner を用いて腕の3次元的な形状を測定する。そして、比重が1の均一の物質であると仮定することにより、その体積から長さ、質量中心や慣性モーメントを計算する。このようにして求めた腕のパラメ\*

$$T_j = k_j(u_j, l_j) l_j(u_j, l_j) - b_j(u_j, l_j, i_j) \dot{l}_j \dots (5)$$

ここで、 $k_j(u_j, l_j)$  は筋肉の弾性係数、 $b_j(u_j, l_j, i_j)$  は粘性係数、 $l_j(u_j, l_j)$  は筋肉の伸びを示す。また、 $u_j$  は筋肉への運動指令であり、 $l_j$  は筋肉の長さであり、 $i_j$  は収縮速度

$$\dot{l}_j = \sum_i A_{ij}(\theta_i) \dot{\theta}_i$$

【0031】ここで、 $i$  は関節を示し、 $j$  は筋肉を表わす添字である。モーメントアーム  $A_{ij}(\theta_i)$  は物理的モーメントアーム  $A_{ij}(\theta_i)$  と絶対値が等しく、伸筋、屈筋により正と負の符号をとる。

【0032】 $A_{ij}(\theta_i) = \{d_j a_{ij}(\theta_i)\}$   
 $d_j = 1.0$  屈筋,  $-1.0$  伸筋

$$A_{ij}(\theta_i) = \tilde{A}_{ij} + A_{ij}^*(\theta_i) \dots (7)$$

【0034】となる。また、 $k_j(u_j, l_j)$ 、 $b_j(u_j, l_j, i_j)$  についても  $u$  に関してそれぞれ0次および1次までの線形項とそれ以上の非線形項に分けて考える。

【0035】  
【数7】

$$\begin{aligned} k_j(u_j, l_j) &= \tilde{k}_j(u_j) + k_j^*(u_j, \theta) \\ b_j(u_j, l_j, i_j) &= \tilde{b}_j(u_j) + b_j^*(u_j, \theta, \theta_i) \\ \partial l_j / \partial \theta_i &= -A_{ij}(\theta_i) \end{aligned}$$

【0036】さらに、 $l_j(u_j, l_j)$  については、まず、筋肉の長さ  $l_j$  を関節角  $\theta_i$  の関数と考える。 $l_j(u_j, l_j)$  は、関節角度の変化による筋長の変化と、張力発生機構による運動指令  $u_j$  に依存した筋の自然長の変化とからなる。

【0037】すべての筋肉について関節角度が0のときの筋肉の長さを  $l_j(0)$  とする。

$$\begin{aligned} \theta_i &= 0 \quad i = 1, 2, \dots, N \text{ のとき} \\ l_j &= l_j(0) \end{aligned}$$

\* ータを表1に示す。

【0027】

【表1】

		1	2
$L_i$	[m]	0.256	0.315
$L_{gi}$	[m]	0.104	0.165
$M_i$	[kg]	1.02	1.16
$I_i$	[kgm <sup>2</sup> ]	0.0167	0.0474

【0028】図4は筋肉のモデルの一例を示す図であるが他のロボット制御装置などにも適用できる。図4において、筋肉の張力は次の第(5)式で与えられる。

【0029】

を示す。関節のトルクは第(6)式で示される。

【0030】

【数5】

$$\dots (6)$$

モーメントアームは一般的に関節角度に依存して非線形に変化する。モーメントアームを関節角度に依存せず一定である部分とそれ以外の部分とに分けて考えると、

【0033】

【数6】

$$\dots (7)$$

30 モーメントアームは次式のとおりととなる。

【0038】  $l_j / \theta_i = -A_{ij}(\theta_i)$

筋肉の長さ  $l_j(\theta_i)$  は次式のようになる。

【0039】

【数8】

$$\begin{aligned} l_j(\theta) &= \int_0^\theta \sum_i (\partial l_j / \partial \theta_i) d\theta_i + l_j(0) \\ &= \int_0^\theta \sum_i (-A_{ij}(\theta_i)) d\theta_i + l_j(0) \\ &\equiv \sum_i (-A_{ij}(\theta_i)) \theta_i + l_j^*(\theta) + l_j(0) \end{aligned}$$

40

$$l_j(\theta) = l_j(0) - \sum_i A_{ij}(\theta_i) \theta_i + l_j^*(\theta)$$

【0040】ここで、モーメントアームが姿勢に依存するので、

【0041】

【数9】

$\int_0^\theta \sum_i^9 (\partial l_j / \partial \theta_i) d\theta_i$  は、 $\sum_i (-A_{ij}(\theta_i))\theta_i$  とならないが、

$l_j^*(\theta)$  を加えることにより、補っている。したがって、

$$\begin{aligned} \Delta l_j(u_j, l_j) &= l_j(\theta) - l_j^{\text{rest}}(u_j) \\ &= l_j(0) - \sum_i A_{ij}(\theta_i)\theta_i + l_j^*(\theta) - l_j^{\text{rest}}(u_j) \\ &\equiv \tilde{l}_j^{\text{rest}}(u_j) + l_j^{*\text{rest}}(u_j, \theta) - \sum_i A_{ij}(\theta_i)\theta_i \end{aligned}$$

$$\tilde{k}_j(u_j) = w_j^{k_0} + w_j^{k_1} u_j$$

$$\tilde{b}_j(u_j) = w_j^{b_0} + w_j^{b_1} u_j$$

$$\tilde{l}_j^{\text{rest}}(u_j) = l_j^{\text{bias}} + w_j^{l_0} + w_j^{l_1} u_j$$

$$l_j^{\text{bias}} = \left( \begin{array}{cccc} a_{00} \frac{110}{180} \pi, & a_{11} \frac{140}{180} \pi, & a_{02} \frac{20}{180} \pi, & a_{13} \frac{0}{180} \pi, \\ a_{04} \frac{110}{180} \pi + a_{14} \frac{140}{180} \pi, & a_{05} \frac{20}{180} \pi + a_{15} \frac{0}{180} \pi, & & \\ a_{06} \frac{110}{180} \pi, & a_{07} \frac{20}{180} \pi, & a_{08} \frac{110}{180} \pi, & a_{09} \frac{0}{180} \pi \end{array} \right)^T$$

【0042】上述の式において  $l_j^{\text{bias}}$  は、関節の曲げ伸ばしによって筋肉の伸長量が負にならないようにするためのバイアス項である。肩関節において、可動範囲が  $-20 < \theta_0 < 110$  度であり、肘関節において可動範囲が  $0 < \theta_1 < 140$  度であるとする（曲げる方向を正にとる）。このとき、肩の屈筋は曲げると最大  $a_{0j} \times 110 / 180$  [rad] 短くなり、伸筋は伸ばすと最

\* 大  $a_{0j} \times 20 / 180$  [rad] 短くなる。肘も同様である。また、2関節筋の屈筋は、最大  $a_{0j} \times 110 / 180 + a_{1j} \times 140 / 180$  [rad] 短くなり、伸筋は伸ばすと最大  $a_{0j} \times 20 / 180 + a_{1j} \times 0 / 180$  [rad] 短くなる。

【0043】

10 / 180 [rad] 短くなり、伸筋は伸ばすと最

\* 【数10】

$$\Delta l_j(u_j, l_j) = \tilde{l}_j^{\text{rest}}(u_j) + \tilde{l}_j^{*\text{rest}}(u_j, \theta) - \sum_i A_{ij}(\theta_i)\theta_i$$

$$\begin{aligned} &= \tilde{l}_j^{\text{rest}}(u_j) + \tilde{l}_j^{*\text{rest}}(u_j, \theta) \\ &\quad - \sum_i (\tilde{A}_{ij} + A_{ij}^*(\theta_i))\theta_i \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} &= \left\{ \tilde{l}_j^{\text{rest}}(u_j) - \sum_i \tilde{A}_{ij}\theta_i \right\} \\ &\quad + \left\{ l_j^{*\text{rest}}(u_j, \theta) - \sum_i A_{ij}^*(\theta_i)\theta_i \right\} \\ &\equiv \Delta \tilde{l}_j(u_j, \theta) + \Delta l_j^*(u_j, \theta) \end{aligned}$$

つまり、 $\Delta \tilde{l}_j(u_j, \theta)$  は、

【0044】筋肉の伸びで  $u_j$  について線形でモデル化できるものを表わし、 $l_j^{\text{rest}}(u_j)$  はそれ以外の非線形項を表わしている。最終的には第(6)式は

関節角度で表現すると、次の式ようになる。

【0045】

50 【数11】

$$\begin{aligned} \tau_i &= \sum_j^{11} A_{ij}(\theta_i) T_j \\ &\equiv \sum_j \tilde{A}_{ij} T_{ij}^* \\ &= \sum_j \tilde{A}_{ij} \left\{ \left( \tilde{k}_j(u_j) + \Psi_{ij}(w_j^\Psi, u_j, \theta) \right) \Delta \tilde{l}_j(u_j, \theta) \right. \\ &\quad \left. - \left( \tilde{b}_j(u_j) + \Phi_{ij}(w_j^\Phi, u_j, \theta, \theta_i) \right) \tilde{A}\theta_i \right\} \end{aligned}$$

【0046】第(8)式において、 $A_{ij}(i_1, i_2, u_j)$ 、 $\tilde{A}_{ij}(i_2, i_1, i_2, u_j)$ は、神経回路モデルで表現され、筋肉の長さ $u_j$ と張力の非線形関係、筋肉の短縮速度と張力の非線形関係、運動指令の増減に対する非線形関係、さらにはモーメントアームの関節角度に依存する非線形性をすべてを吸収させるために用いられる。

【0047】筋電信号は、1対の銀塩化銀表面電極を用いて、表面筋電位を双極誘導し、差動増幅した筋電信号を2kHz、12ビットサンプリングして得られる。電極の直径は1.0mmで、筋線維に沿って電極間の距離15mmで貼りつけ、筋電信号を計測した筋肉は肩関節の伸筋、屈筋として三角筋前部(DLC)、三角筋上部(DLA)、三角筋後部(DLS)、大胸筋(PMJ)、大円筋(TEM)、肩、肘の2関節筋として上腕二頭筋長頭(BIL)、上腕三頭筋外長頭(TRL)、肘関節の伸筋、屈筋として上腕筋(BRC)、上腕三頭\*

\*筋内側頭(TRM)、上腕三頭筋外側頭(TRA)である。筋電信号を全波整流した後に、10点ごとの平均をとり(EMG<sub>ave</sub>)、さらに次の式のように5点ごとの移動平均をとって平滑化し、この信号を平均筋電信号(EMG<sub>ma</sub>)と呼ぶ。

【0048】

【数12】

$$EMG_{ma}(t) = \frac{1}{5} \sum_{i=-2}^2 EMG_{ave}(t-i)$$

20

【0049】したがって、200Hzサンプリングしたことになる。第(2)式のEMGで示した入力信号としてEMG<sub>ma</sub>を用いた線形の部分だけを学習した結果、各パラメータの値は表2のとおりとなった。

【0050】

【表2】

	DLC	BRC	DLS	TRM	BIL	TRL	DLA	TEM	PMJ	TRA
$A_{0j}$ [m]	0.04	0.0	-0.04	0.0	0.028	-0.028	0.03	-0.03	0.03	0.0
$\tilde{A}_{1j}$ [m]	0.0	0.025	0.0	-0.025	0.035	-0.035	0.0	0.0	0.0	-0.03
$w^{k0}$ [N/m]	498.78	500.05	499.26	499.42	500.13	499.50	122.47	296.90	140.08	18.49
$w^{k1}$ [N/m]	968.2	999.92	997.59	711.63	982.04	999.38	589.02	147.99	64.66	80.72
$w^{b0}$ [N/(m/s)]	50.02	50.01	50.07	50.00	50.01	50.03	88.50	51.99	88.08	56.03
$w^{b1}$ [N/(m/s)]	100.05	100.02	114.39	100.05	190.26	100.55	114.53	179.39	175.19	110.29
$w^{f0}$ [m]	0.0498	0.0499	0.0494	0.0475	0.0499	0.0499	0.0289	0.0999	0.0088	0.0998
$w^{f1}$ [m]	0.0499	0.0500	0.0499	0.0499	0.0500	0.0499	0.0686	0.0999	0.0792	0.0999

【0051】図5は前述の6筋のモデルのうちのDLC、BRC、DLS、TRM、BIL、TRLを图示したものである。

【0052】次に、トルク変化が最小となる軌道では、最適な運動を実現するトルクが計算できたとしてもそれを實現する筋張力の組合せは無数に存在する。そして、筋張力変化が最小となる軌道では、その中から最も滑らかな筋張力の組合せを推定する。さらに、機能的電気刺激などの刺激パターンを作成する場合は、筋電信号と筋張力間の関係を考慮に入れなければならない。そこで、6筋の線形モデルを用いて第(1)式を満たす筋張力変化最小軌道を計算した。図6および図7は計算した生成軌道を示す図であり、図8は第(1)式を満たす擬似張力を示したものである。

【0053】

【発明の効果】以上のように、この発明によれば、加速度推定モデルを用いて信号処理された筋電信号変化最小という評価基準により身体部位の軌道および筋電信号を推定するようにしたので、擬似張力変化最小という評価関数より擬似張力を求めることができ、機能的電気信号を刺激の入力信号やリハビリテーション用の電気刺激信号や運動学習用の信号などとして使用することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】この発明の実施形態における筋電信号から関節トルクが生成され、軌道が生成されるまでの流れを示す図である。

【図2】軌道の計算モデルを示す図である。

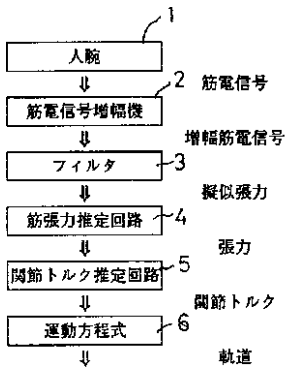
【図3】人間の前腕と上腕をモデル化した2リンクのマニピュレータを示す図である。

- 【図4】筋肉のモデルを示す図である。
- 【図5】6筋のモデルを示す図である。
- 【図6】生成軌道を示す図である。
- 【図7】速度と時間の関係を示す図である。
- 【図8】擬似張力を示す図である。
- 【符号の説明】
- 1 人腕

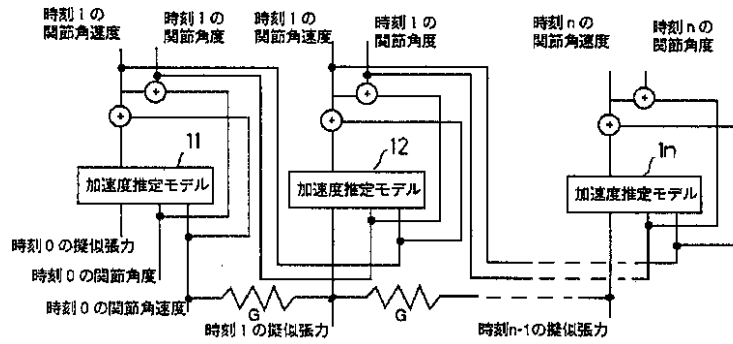
- \* 2 筋電信号増幅器
- 3 フィルタ
- 4 筋張力推定回路
- 5 関節トルク推定回路
- 6 運動方程式
- 11, 12, 1n 加速度推定モデル

\*

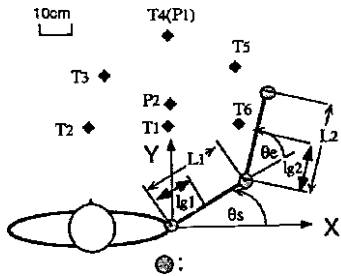
【図1】



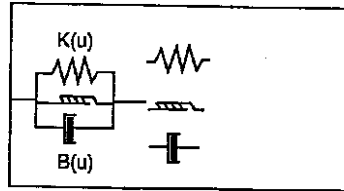
【図2】



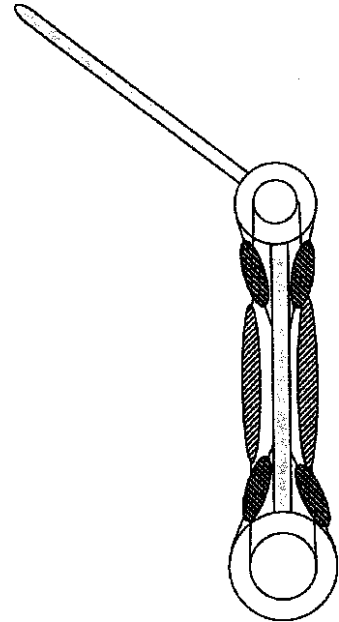
【図3】



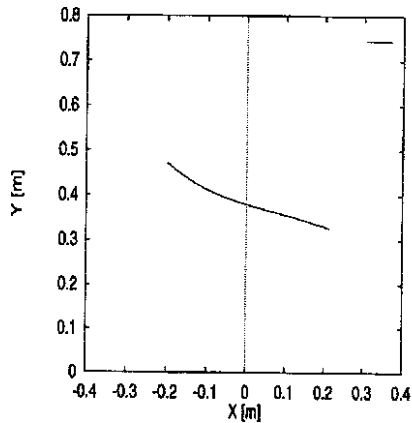
【図4】



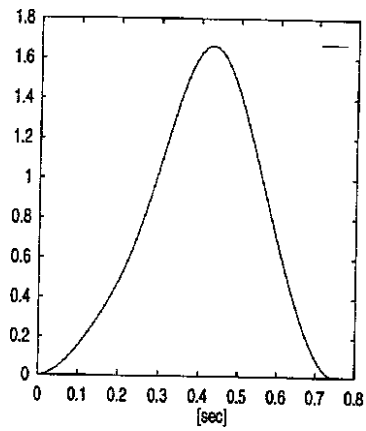
【図5】



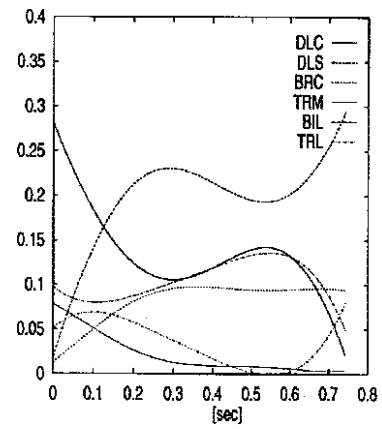
【図6】



【図 7】



【図 8】



フロントページの続き

(72)発明者 川人 光男  
 京都府相楽郡精華町大字乾谷小字三平谷  
 5番地 株式会社エイ・ティ・アール人  
 間情報通信研究所内

(56)参考文献 特開 平 7 - 24766 ( J P , A )  
 特開 平 7 - 28592 ( J P , A )  
 特開 平 7 - 31638 ( J P , A )  
 特開 平 6 - 39754 ( J P , A )  
 特開 平 5 - 111881 ( J P , A )  
 特開 平 7 - 223186 ( J P , A )

(58)調査した分野(Int.Cl.<sup>7</sup>, D B名)

B25J 3/00 - 3/10  
 B25J 9/10 - 9/22  
 B25J 13/00 - 13/08  
 B25J 19/02 - 19/06  
 A61B 5/04 - 5/05  
 G05D 3/00 - 3/20