

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 特 許 公 報 (B 2)

(11)特許番号

第2557789号

(45)発行日 平成8年(1996)11月27日

(24)登録日 平成8年(1996)9月5日

(51)Int.Cl. ⁶	識別記号	庁内整理番号	F I	技術表示箇所
G 0 6 F 3/033	3 1 0	7208-5E	G 0 6 F 3/033	3 1 0 Y
	15/18			5 2 0 Z
G 0 6 G 7/60	5 2 0		G 0 6 G 7/60	

請求項の数5(全 8 頁)

(21)出願番号	特願平5-171264	(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大字乾谷小字三平谷5番地
(22)出願日	平成5年(1993)7月12日	(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
(65)公開番号	特開平7-28592	(72)発明者	小池 康晴 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
(43)公開日	平成7年(1995)1月31日	(74)代理人	弁理士 深見 久郎 (外2名)
特許法第30条第1項適用申請有り		審査官	今井 義男
		(56)参考文献	特開 平3-58214 (J P , A)

(54)【発明の名称】 ヒューマンインタフェース装置

1

(57)【特許請求の範囲】

【請求項1】 オペレータの操作により必要な情報を計算機に入力するためのヒューマンインタフェース装置であって、前記オペレータの複数の筋肉の活動に応じた信号を検出するために、該オペレータの身体に装着される表面電極、前記表面電極の各検出出力を各筋肉が発生する張力に対応する擬似張力を表わす信号に変換し、その信号に基づいて運動軌道や力軌道を推定する非線形ダイナミクスモデル、および前記非線形ダイナミクスモデルの出力に応じて、前記推定された運動軌道や力軌道で動作する仮想身体を備えた、ヒューマンインタフェース装置。

【請求項2】 前記非線形ダイナミクスモデルは、神経

2

回路を含み、前記神経回路は、前記表面電極から入力される複数の筋肉の活動に応じた信号をフィルタリングし、各筋肉が発生する張力に対応する擬似張力を表わす信号を出力する前段の回路と、前記前段の回路からの信号を受け、擬似張力、位置、速度からトルク、外界へ及ぼす力および加速度信号を推定する複数層からなる後段の回路とを含む、請求項1のヒューマンインタフェース装置。

【請求項3】 前記神経回路は、パラメータを決定するために所定の学習則を用いて学習することを特徴とする、請求項2のヒューマンインタフェース装置。

【請求項4】 前記神経回路は、前記推定されたトルクを身体の力学を記述する非線形方程式に代入して数値積分を行なって軌道を推定するか、前記推定された加速度

10

を巡回結合で数値積分して軌道を推定し、前記仮想身体を制御することを特徴とする、請求項 3 のヒューマンインタフェース装置。

【請求項 5】 前記神経回路は、前記位置、速度から静止中と運動中における加速度、トルク、力などを推定する部分に分割されていることを特徴とする、請求項 4 のヒューマンインタフェース装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】この発明はヒューマンインタフェース装置に関し、たとえば、計算機の一般的使用環境において現在広く用いられているマウスやトラックボールなどに代わり、より操作性と自然度に優れた仮想腕や仮想手など計算機環境の中で身体の分身として機能する仮想身体を実現するようなヒューマンインタフェース装置に関する。

【0002】

【従来の技術】従来の計算機とオペレータの間のヒューマンインタフェース装置は、マウスやジョイスティックやトラックボールやケーブルによる三次元マウス、三次元磁気位置計測装置、ゴニオメータ、マスタアーム、データグローブ、データスーツなどに代表されるように、身体の一部または全体である手、腕、体幹などの運動の結果として生じた物理的变化を位置や力として様々な手段で計測し、それを計算機世界の中のカーサや手、腕などの動きに反映するものである。

【0003】マウスのような簡単な二次元位置変化計測装置は、従来のキーボードに比べれば、格段に自然性の高いヒューマンインタフェースを提供するが、位置計測だけのインタフェース装置は、たとえデータグローブやデータスーツのように自由度を増しても使用感が不自然で、カフィードバックがかからず、速度や加速度、力の制御が行なえないために、使用中に激しい疲労感を覚えるという欠点がある。

【0004】一方、力を計測することもできるテレオペレーションシステムのマスタロボットアームやゴニオメータは機械装置として、大変大がかりで高価なものとなり、かつ暴走時には極めて危険であるため、原子炉内の作業など特殊な用途以外にはその安全性、利便性、価格、スペースユーティリティなどの点で汎用のヒューマンインタフェース装置としては成立しにくい。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】ところで、従来より筋電信号を用いたコンピュータとのインタフェース装置が、たとえば特開昭 63 - 172322 号公報において提案されている。これは、人体の任意の動作時に得られる筋電信号パターンと予め設定された特定の情報を持った複数の基準パターンとを比較し、最も近い基準パターンに設定された情報のデータを入力して、キーボードを操作することなく、所望のデータ入力を可能とする。し

かし、このようなパターン認識によるクラス分けの方法では、アルファベットや小数の動作などの限られた数の離散データの入力を行なえても、マウスやデータグローブに代わるような高速で多数の自由度を持つベクトル入力値を連続的に変更するようなヒューマンインタフェース装置を構成することができないという欠点がある。

【0006】それゆえに、この発明の主たる目的は、運動を生じさせる原因である脳、神経系の活動を何らかの非侵襲的な方法で計測し、それに基づいて計算機内の世界で身体の一部または全部のモデルである仮想身体をあたかも自分の分身であるかのように自然に制御し、位置のみならず力、速度、加速度を自由に操れるようなヒューマンインタフェース装置を提供することである。

【0007】この発明の他の目的は、安全性、利便性、価格、スペースユーティリティなどの点で従来のマウス、データグローブと同等で機械式の力計測インタフェース装置に比べてはるかに優れたヒューマンインタフェース装置を提供することである。

【0008】

【課題を解決するための手段】請求項 1 に係る発明は、オペレータの操作により必要な情報を計算機に入力するためのヒューマンインタフェース装置であって、オペレータの複数の筋肉の活動に応じた信号を検出するために、オペレータの身体に装着される表面電極と、表面電極の各検出出力を各筋肉が発生する張力に対応する擬似張力を表わす信号に変換し、その信号に基づいて運動軌道や力軌道を推定する非線形ダイナミクスモデルと、この非線形ダイナミクスモデルの出力に応じて、推定された運動軌道や力軌道で動作する仮想身体とを備えて構成される。

【0009】

【0010】請求項 2 に係る発明では、請求項 1 の非線形ダイナミクスモデルは、神経回路を含み、この神経回路は、表面電極から入力される複数の筋肉の活動に応じた信号をフィルタリングし、各筋肉が発生する張力に対応する擬似張力を表わす信号を出力する前段の回路と、前段の回路からの信号を受け、擬似張力、位置、速度からトルク、外界へ及ぼす力および加速度信号を推定する複数層からなる後段の回路を含む。

【0011】請求項 3 に係る発明では、請求項 2 の神経回路は、パラメータを決定するために所定の学習則を用いて学習する。

【0012】請求項 4 に係る発明では、請求項 3 の神経回路は、推定されたトルクを身体の力学を記述する非線形方程式に代入して数値積分を行なって軌道を推定するか、あるいは推定された加速度を巡回結合で数値積分して軌道を推定し、仮想身体を制御する。

【0013】請求項 5 に係る発明では、請求項 4 の神経回路は、位置、速度から静止中と運動中における加速度、トルク、力などを推定する部分に分割される。

【0014】

【作用】この発明に係るヒューマンインタフェース装置は、オペレータの複数の筋肉の活動に応じた信号を表面電極によって検出し、その検出信号を各筋肉が発生する張力に対応する擬似張力を表わす信号に変換した後、非線形ダイナミクスモデルによって運動軌道や力軌道を推定し、その推定した運動軌道や力軌道で仮想身体を動作させる。

【0015】

【実施例】図1はこの発明の一実施例の概略ブロック図である。図1において、表面電極1はオペレータの筋肉の活動に応じた信号、たとえば筋電信号を検出するものであり、オペレータの身体に装着される。検出された筋電信号は筋電信号増幅器2に与えられて増幅され、フィルタ3に与えられる。フィルタ3は、増幅された筋電信号をフィルタリングし、擬似張力を表わす信号に変換し、身体ダイナミクスモデル4に与える。身体ダイナミクスモデル4はたとえば非線形神経回路が用いられ、擬似張力を表わす信号に基づいて、運動軌道や力軌道を推定し、コンピュータ5に与える。コンピュータ5は身体ダイナミクスモデル4から与えられた運動軌道や力軌道のパターンに応じて、内蔵されているソフトプログラムに基づいて仮想身体6を制御する。

【0016】図2はこの発明の一実施例の動作を説明するためのフローチャートである。次に、図2を参照して、図1の動作について説明する。表面電極1を使用者の身体に装着し、使用者が身体を動かしたり力を発生したりすると、筋電信号が筋電信号増幅器2に与えられ、増幅される。この増幅された筋電信号はフィルタ3に与*

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

【0019】したがって、200Hzサンプリングしたことになる。随意運動では、上位中枢からの制御信号が脊髄の運動ニューロンを介して各筋肉に伝えられ、筋肉が収縮し、各関節にトルクを生じさせ、望みの運動が起こる。人で上位中枢からの制御信号を計測しようとした場合、非侵襲では表面筋電信号が考えられる。筋収縮時の膜の興奮電位を皮膚上で計測した信号が表面筋電信号である。表面筋電信号は、中枢神経系からの随意的な信号だけでなく、末梢のフィードバックも含めて筋肉に伝えられた信号が、時間的、空間的に重ね合されたものである。

【0020】中枢神経系からの随意的な信号だけでなく、末梢のフィードバックも含めて筋肉に伝えられた信号を運動指令と呼ぶ。表面筋電信号は筋の活動をまとめた単位で記録していることから、身体運動を解析するには適している。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、

*えられ、擬似張力が身体ダイナミクスモデル4に与えられる。身体ダイナミクスモデルはその擬似張力に基づいて、運動軌道や力軌道を推定する。この推定された運動パターンはコンピュータ5に与えられ、内蔵されているプログラムに基づいて、仮想身体を推定した軌道に基づいて運動シミュレーションし、ディスプレイに表示する。そして、使用を終了していなければ初期状態に戻り、上述の動作を繰り返す。

【0017】図3は筋電信号を計測する10個の筋肉と表面電極の大まかな位置を示す図である。この発明の一実施例では、腕の10個の筋肉から筋電信号が測定される。すなわち、図3に示すように、肩関節の伸筋、屈筋として三角筋前部DLS, 三角筋上部DLA, 三角筋後部DLC, 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。図1に示した表面電極は、たとえば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、筋電信号増幅器2で差動増幅した後、その筋電信号を2kHzのサンプリングクロックにより12bitサンプリングされる。表面電極1の直径は約10mmで、筋線維に沿って電極間の距離を15mmで身体に張付けられる。この信号を全波整流した後に10点ごとの平均(EMGave)をとり、さらに第(1)式のように5点ごとの移動平均をとって平滑化される。この信号を平均筋電信号(EMGma)と呼ぶ。

【0018】

【数1】

… (1)

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が減少する。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。

【0021】人の場合、筋肉を直接取出して張力を計測できないため、従来からも、筋電信号から筋肉の発生する張力を推定することが試みられてきた。筋電信号の信号処理としては、全波整流した後に、一定時間平均をとる方法、ローパスフィルタを通す方法、積分する方法などがある。ローパスフィルタを用いる方法は、筋肉の収縮が遅い場合にはよく筋張力を推定する。しかし、速い伸縮の場合は正確に推定できないし、長さ-張力曲線のような筋肉の非線形な性質は考慮できない。しかし、ローパスフィルタを通った出力信号を擬似張力と呼び、運動ニューロンの発火頻度を反映していると期待されるのでかなり真の張力に近いと考えられる。このローパスフィルタは二次系で十分なことが知られている。つまり、伝達関数は次の第(2)式で表わされる。

【0022】

【数 2】

$$H(s) = \frac{\eta}{(s^2 - \zeta s + \xi)} \quad \dots (2)$$

【0023】このインパルス応答は、第(3)式で表わすことができ、入力 u , 出力 y として F I R フィルタで実現すると第(4)式ようになる。

$$h(t) = a \times (exp^{-bt} - exp^{-ct}) \quad \dots (3)$$

$$y(t) = \sum_{j=1}^n h_j \cdot u(t - j + 1) \quad \dots (4)$$

【0025】この係数は等尺性収縮において表面筋電信号からトルクを推定する最適化によって求めることができる。

【0026】図4は図1に示した身体ダイナミクスモデル4の一例を示す4層構造のパーセプトロンを示し、図5は図4の基本回路の精度を上げるためにモジュール構造を導入した2層から4層までのブロック図であり、図6は図5のネットワークをリカレント接続して運動軌道

を筋電信号から推測するようにした非線形ダイナミカルシステムモデルを示す図である。
 【0027】次に、図4ないし図6を参照して、図1に示した身体ダイナミクスモデル4を具体的に説明する。図4において、身体ダイナミクスモデル4は第1層41, 第2層42, 第3層43および第4層44とを含み、第1層41には過去から現在に至る筋電信号 E M G $m a (n) \dots E M G m a (n - N + 1)$ が入力される。第1層41から第2層42までの変換によって、上述の F I R フィルタ3を実現しており、フィルタ3の出力として擬似張力 11 が第2層42と与えられる。また、第2層42には、肩の関節角度 s_1 , 肘の関節角度 e_1 ,

$$\tau = \sum_i (\alpha_i^T(\theta) \cdot T_i(\theta_1, \theta_2, T'_i)) \quad \dots (5)$$

ただし、

$$\tau = (\tau_s, \tau_e)^T$$

$$\theta = (\theta_{s1}, \theta_{e1})^T$$

$$\alpha_i(\theta) = (\alpha_{is}(\theta), \alpha_{ie}(\theta))^T$$

【0030】ここで、 s は肩のトルク, e は肘のトルク, s_1 は肩の関節角度, e_1 は肘の関節角度である。 $\alpha_{is}(\theta)$, $\alpha_{ie}(\theta)$ 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), T_i は i 番目の筋肉の筋張力, T'_i は i 番目の筋肉の擬似張力を表わす。

*【0024】

【数 3】

...

肩の関節角速度 s_2 , 肘の関節角速度 e_2 が入力される。第2層42と第3層43はシナプス結合45されており、さらに第3層43と第4層44とはシナプス結合46によって結合されている。

【0028】この図4に示した身体ダイナミクスモデル4は以下の原理により、運動軌道や力軌道を推定する。すなわち、筋肉は張力のみを発生するので、関節の角度を変えるためには、関節の両側に拮抗的に働く1対の筋を配置する必要がある。関節を伸ばす筋を伸筋、曲げる筋を屈筋と呼ぶ。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。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。この関節トルクは次の第(5)式で表わされる。

【0029】

【数 4】

...

【0031】平面内の2関節運動における関節トルクと軌道の関係は、次の第(7)式に示す運動方程式に従う。

【0032】

【数 5】

$$\begin{aligned}
 \tau_s &= (l_1 + l_2 + 2M_2 L_1 l_{g2} \cos\theta_{e1} + M_2 L_1^2) \theta_{s3} \\
 &+ (l_2 + M_2 L_1 l_{g2} \cos\theta_{e1}) \theta_{e3} \\
 &- M_2 L_1 l_{g2} (2\theta_{s2} + \theta_{e2}) \theta_{e2} \sin\theta_{e1} + b_1 \theta_{s2} \\
 \tau_e &= (l_2 + M_2 L_1 l_{g2} \cos\theta_{e1}) \theta_{s3} + l_2 \theta_{s2} \\
 &+ M_2 L_1 l_{g2} (\theta_{s2})^2 \cdot \sin\theta_{e1} + b_2 \theta_{e2}
 \end{aligned}
 \tag{6}$$

【0033】ここで、 τ_i , θ_i , $\dot{\theta}_i$, $\ddot{\theta}_i$ は各関節の駆動トルク、関節角、関節角速度、関節角加速度を表わし、 M_i , L_i , l_{gi} , I_i , b_i は、各リンクの質量、長さ、関節から質量中心までの長さ、関節まわりの慣性モーメント、粘性抵抗の係数を表わす。

【0034】神経回路モデルにより、表面筋電信号から、各関節の角加速度を推定することを考える。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。図4で示したとおり、二次のローパスフィルタを通すことにより、表面筋電信号から擬似張力を計算することができる。人が運動を行なっているときの各関節に発生しているトルクを自然な状態で計測することはできない。したがって、上述のごとく、軌道から運動方程式を用いた逆ダイナミクス計算でトルクを推定することになる。しかし、必要なパラメータの値を推定する必要はある。

【0035】一方、擬似張力から直接関節角加速度を推定できれば、張力やトルクを陽に計算することなしに軌道を生成することもできる。そこで、この発明の一実施例では、筋電信号、関節角度と関節角速度とから各関節の角加速度を第1層4-1~第4層4-4のネットワークを用いて推定している。擬似張力は、筋肉の非線形な性質を含んではいないため、筋肉骨格系の非線形な性質や腕のダイナミクスをネットワークの第2層4-2から第4層4-4の間で学習により獲得することになる。

【0036】腕をある位置に静止させているときでも、リラクセスしていたり、伸筋と屈筋を同時に活性化させることにより腕を固くしたり、筋肉の発生する張力で比較するといろいろな場合が考えられる。しかし、腕が静止しているときは加速度は0であり、加速度だけを見ると違いはわからない。また、このとき、関節角度が変わらないため、短縮速度 - 張力曲線の影響は受けていない。

【0037】逆に、運動しているときは、運動指令の中に伸張反射などのローカルなフィードバックの影響がある。1つのネットワークで静止しているときと動いている*

$$g_j = \frac{e_j^x}{\sum_{i=1}^N e_i^x}$$

【0040】ここで、 x_i はゲートネットワーク2-3の入力信号によって決まる値であり、Nはゲートネットワ

* するときの加速度を推定すると、加速度の小さいところ、つまりほとんど止まっているような状態では、動いているときに比べ加速度の値が小さいため、相対的に誤差が小さく評価されてしまう。このため、リカレントネットワークを用いて軌道を生成するときに誤差の蓄積が起こり、正しい軌道を生成できない場合がある。以上の考察に基づき、図5に示したモジュール構造を取入れることによって問題を解決する。すなわち、図5に示すように、ネットワークを2つのエキスパートネットワーク2-1, 2-2に分割し、これらのエキスパートネットワーク2-1, 2-2の出力はゲートネットワーク2-3によって切換えられる。エキスパートネットワーク2-1, 2-2の入力には、筋肉の張力Tと肩の関節角度 θ_{s1} , 肘の関節角度 θ_{e1} と肩の関節角速度 $\dot{\theta}_{s2}$ と肘の関節角速度 $\dot{\theta}_{e2}$ が入力され、ゲートネットワーク2-3の入力には、筋肉の張力Tと肩の関節角度 θ_{s1} と肘の関節角度 θ_{e1} と肩の関節角速度 $\dot{\theta}_{s2}$ の絶対値、肘の関節角速度 $\dot{\theta}_{e2}$ の絶対値と、肩の関節角加速度 $\ddot{\theta}_{s3}$ の絶対値と、肘の関節角加速度 $\ddot{\theta}_{e3}$ の絶対値とが入力される。

【0038】図5に示すように、2つのエキスパートネットワーク2-1, 2-2を用いることにより、学習がうまく行なわれると、ゲートネットワーク2-3は入力信号によりエキスパートネットワーク2-1, 2-2のいずれか一方を選ぶことになる。今の場合、2つのエキスパートネットワーク2-1, 2-2のうち一方が止まっているとき、他方が動いているときに正しい加速度を推定することができる。このように、ゲートネットワーク2-3は入力信号によっていずれか一方のエキスパートネットワークがどのくらい確率的に正しい出力を出すかを判断することになるので、ゲートネットワーク2-3の出力はすべて正で合計が1であることが必要である。このため、第(7)式に示すように、j番目のエキスパートネットワークに対応するゲートネットワーク2-3の出力 g_j は正規化されている。

【0039】

【数6】

$$\dots (7)$$

ーク2-3の出力の数である。そして、最終的な出力は、第(8)式に示すように、各エキスパートネットワーク

の出力 θ_{i3} にゲートネットワーク 2 3 の出力を掛けて和がとられる。

* 【 0 0 4 1 】
* 【 数 7 】

... (8)

$$\theta_3 = \sum_{i=1}^N g_i \theta'_{i3}$$

【 0 0 4 2 】個々のエキスパートネットワークは、対数尤度 $\ln L$ を最大化するように、第 (9) 式の誤差逆伝搬を利用して学習を行なう。

【 0 0 4 3 】
【 数 8 】

$$\ln L = \ln \sum_{i=1}^n g_i e^{-\frac{\|\theta_3 - \theta_{i2}\|^2}{2\sigma_i^2}}$$

... (9)

【 0 0 4 4 】加速度推定ネットワークは、現在の筋電信
号、関節角度と角速度から単位時間後の速度の変化 (加
速度) を推定できるので、入力関節角度、角速度と出
力の角速度から単位時間後の関節角度、角速度を計算す
ることができる。この関節角度、角速度と次の時刻の筋
電信号から次の単位時間後の関節角度、角速度を計算し
ていくことを繰り返していくと、初期の関節角度、角速
度と全運動時間の筋電信号だけから軌道を生成すること
ができる。この場合の神経回路モデルとしては、図 6 に
示すようなリカレント型となる。

止まっているときにはエキスパートネットワーク 2 1 ,
2 2 がほぼ同じ確率で出力しており、運動しているとき
にはエキスパートネットワーク 2 2 が主に出力してい
る。また、運動の初めと終りの部分でゲートネットワー
ク 2 3 が切替わるところでも遅れがなく、加速度の変化
をよく推定している。

【 0 0 4 8 】

【 0 0 4 5 】図 6 において、筋電信号 E M G はモデル 3
1 に入力される。モデル 3 1 は筋電信号に基づいて加速
度信号を出力する。この加速度信号は加算器 3 2 によっ
て一単位時間の遅れ要素 3 3 の出力と加算され、速度信
号が出力される。この速度信号は一単位時間の遅れ要素
3 3 と 3 4 に入力され、一単位時間の遅れ要素 3 3 の出
力は上述の加算器 3 2 に与えられるとともに、モデル 3
1 にフィードバックされる。一単位時間の遅れ要素 3 4
の出力は加算器 3 6 によって一単位時間の遅れ要素 3 5
の出力と加算される。加算器 3 6 の出力は位置信号とな
り、一単位時間の遅れ要素 3 5 にあたえられ、一単位時
間の遅れ要素 3 5 の出力はモデル 3 1 にフィードバック
される。

20

30

【発明の効果】以上のように、この発明によれば、オペ
レータの複数の筋肉の活動に応じた信号を検出し、その
検出信号を各筋肉が発生する張力に対応する擬似張力を
表わす信号に変換し、その信号に基づいて運動軌道や力
軌道を推定して仮想身体を制御するようにしたので、計
算機内の世界で身体の一部または全部のモデルである仮
想身体をあたかも自分の分身であるかのように自然に制
御し、位置のみならず力、速度、加速度を自由に操るこ
とができるようなヒューマンインタフェース装置を実現
できる。しかも、安全性や利便性や価格性やスペースユ
ーティリティなどの点で従来のマウスやデータグローブ
と同等で、機械式力計測インタフェース装置に比べては
るかに優れた装置を実現できる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】この発明の一実施例の概略ブロック図である。

【図 2】図 1 の動作を説明するためのフローチャートで
ある。

【図 3】筋電信号を計測した 1 0 個の筋肉と表面電極の
大まかな位置を示す図である。

【図 4】筋電信号と位置、速度から関節角加速度を推定
する基本的な 4 層構造のパーセプトロンを示す図であ
る。

40

【図 5】図 4 に示した基本回路の精度を上げるためにモ
ジュール構造を導入した 2 層から 4 層までのネットワー
クのブロック図である。

【図 6】図 5 のネットワークをリカレント接続して運動
軌道を筋電信号から推測するようにした非線形のダイナ
ミカルシステムモデルを示す図である。

【図 7】図 6 のモデルを用いて仮想腕のある点からある
点まで動かしたときの軌道の様子を示す図である。

【符号の説明】

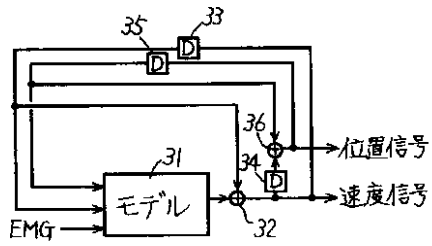
【 0 0 4 6 】図 7 は図 6 に示したモデルを用いて仮想腕
をある点からある点まで動かしたときの軌道の様子を示
している。図 7 (a) は肩の位置の時間変化を示し、
(b) は肩の速度の時間変化を示し、(c) は肩の加速
度の時間変化を示している。ただし、点線は実際の腕の
運動であり、実線が仮想腕の運動を示している。図 7
(d) は肩のための 2 つのゲートネットワークの出力を
示しており、点線が運動中であり、実線が静止中の出力
である。さらに、図 7 (e) は肘の位置の時間変化を示
し、(f) は肘の速度の時間変化を示し、(g) は肘の
加速度の時間変化を示している。この場合においても、
点線が実際の腕の運動であり、実線が仮想腕の運動を示
している。図 7 (h) は肘のゲートネットワーク 2 3 の
出力を示したものであり、点線が運動中であり、実線が
静止中の出力である。

【 0 0 4 7 】図 7 (d) , (h) から明らかなように、

50

1 表面電極

【図6】



【図7】

