

(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2004-215822

(P2004-215822A)

(43) 公開日 平成16年8月5日(2004.8.5)

(51) Int.C1.<sup>7</sup>

F 1

テーマコード(参考)

A 61 H 1/02

A 61 H 1/02

C

A 63 B 24/00

A 63 B 24/00

審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 9 頁)

(21) 出願番号

特願2003-5659 (P2003-5659)

(22) 出願日

平成15年1月14日 (2003.1.14)

(71) 出願人 000006622

株式会社安川電機

福岡県北九州市八幡西区黒崎城石2番1号

(72) 発明者 神 泰輔

福岡県北九州市八幡西区黒崎城石2番1号

株式会社安川電機内

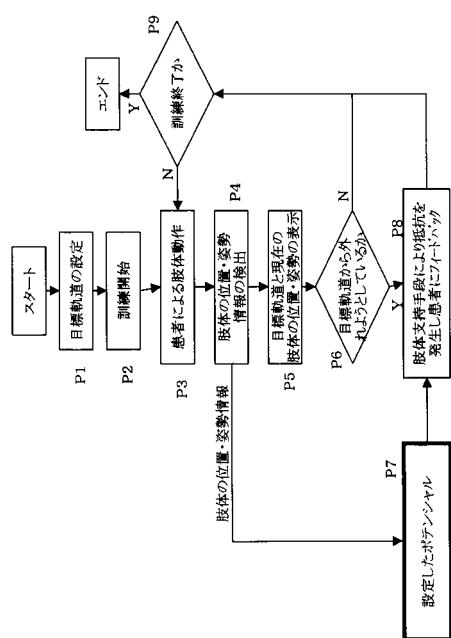
(54) 【発明の名称】訓練装置における抵抗力発生方法

## (57) 【要約】

【課題】目標軌道の近傍において抵抗力を小さくすることで違和感を生じにくくし、かつ、目標軌道の位置を患者が認識できる抵抗力発生方法を提供する。

【解決手段】肢体の運動に対する抵抗力  $F_r$  を発生する訓練装置における抵抗力発生方法において、目標軌道からの位置偏差に基づきポテンシャル高さが予め設定されているポテンシャル関数  $F_p$  において、ポテンシャル高さの最大値と比較して十分小さい高さの突起状のポテンシャルを前記目標軌道  $X_t$  ( $t$ ) の近傍に設けることを特徴とする訓練装置における抵抗力発生方法。

【選択図】 図1



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

患者による肢体 801 の随意的運動を介助するいわゆる自動介助運動を実施する肢体を支持・駆動する肢体支持手段 802 、運動を行う目標軌道  $X_t (t)$  を設定するコンピュータ 803 、前記目標軌道を画面に表示する表示手段 804 、前記肢体の動作を検出する検出手段 805 、および前記検出手段で検出された検出信号  $S_d$  を処理する信号処理手段 806 とを備え、前記信号処理手段からの出力信号  $S_o$  と、予め設定した位置に応じた抵抗力の関数であるポテンシャル関数  $F_p$  とに基づき、前記肢体支持手段 802 において肢体の運動に対する抵抗力  $F_r$  を発生する訓練装置における抵抗力発生方法において、前記目標軌道からの位置偏差に基づき前記ポテンシャル高さが予め設定されている前記ポテンシャル関数  $F_p$  において、前記ポテンシャル高さの最大値と比較して十分小さい高さの突起状のポテンシャルを前記目標軌道  $X_t (t)$  の近傍に設けることを特徴とする訓練装置における抵抗力発生方法。10

## 【請求項 2】

前記目標軌道  $X_t (t)$  の近傍で設定する前記突起状のポテンシャルにおいて、前記突起の向きを下向きまたは上向きに設定することを特徴とする請求項 1 記載の訓練装置における抵抗力発生方法。

## 【請求項 3】

前記ポテンシャル関数  $F_p$  において、前記目標軌道  $X_t (t)$  の近傍において設定するポテンシャル高さを零近傍になるようにし、かつ、直線または曲線にて設定することを特徴とする請求項 1 または 2 記載の訓練装置における抵抗力発生方法。20

## 【請求項 4】

前記目標軌道  $X_t (t)$  との位置だけでなく姿勢の偏差に対する前記ポテンシャル関数  $F_p$  を定義することを特徴とする請求項 1 から 3 のいずれか 1 項に記載の訓練装置における抵抗力発生方法。

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

## 【発明の属する技術分野】

本発明は、全身機能低下を矯正し筋・骨格系統の機能を改善し健康状態を維持・改善する目的でリラクセーションや関節可動域訓練や筋力増強訓練や持続力増強訓練や協調性訓練や神経筋再教育のうち、特に運動機能回復を支援するための訓練を行う医学的リハビリテーション用の訓練装置、あるいは整形外科における関節軟組織修復と関節可動域維持・拡大を目的とする関節他動運動を実施するための肢体駆動装置、あるいは体力向上など健康増進のための訓練を目的とする肢体駆動装置の抵抗力発生方法に関する。30

## 【0002】

## 【従来の技術】

従来、特に運動機能回復を支援するための訓練を行う医学的リハビリテーション等の訓練装置において特に訓練者による肢体の随意的運動を介助するいわゆる自動介助運動を実施することを目的とした装置があり、訓練に適した抵抗力を発生する手段を備えている。

図 8 に従来装置の構成例を示す。この従来例は上肢の訓練を対象に構成されている。患者による肢体 801 の随意的運動を介助するいわゆる自動介助運動を実施することを目的とし、肢体を支持・駆動する肢体支持手段 802 、運動目標とする位置・姿勢の時間関数である目標軌道  $X_t (t)$  を設定するコンピュータ 803 、前記目標軌道を画面に表示する表示手段 804 、前記肢体の動作を検出する検出手段 805 、および前記検出手段で検出された検出信号  $S_d$  を処理する信号処理手段 806 とを備え、前記信号処理手段からの出力信号  $S_o$  と、予め設定したポテンシャル関数  $F_p$  (バネやダンパー等の抵抗成分で表された関数で、位置に応じた抵抗力の関数) とに基づき、前記肢体支持手段 802 において肢体の運動に対する抵抗力  $F_r$  を発生する訓練装置である (例えば、特許文献 1 参照)。40

## 【0003】

また、図 9 に従来例の制御フローを示す。前記コンピュータ 803 にてまず前記目標軌道

$X_t(t)$  を設定し (S1) 、訓練を開始する (S2)。患者による上肢動作を実行し (S3) 、そのときの上肢の位置・姿勢を前記検出手段 805、および前記信号処理手段 806 とで検出する (S4)。その結果を、前記表示手段 804 により表示する。同時に処理 S4 による前記出力信号  $S_o$  は、上肢の動作軌道として前記ポテンシャル関数  $F_p$  と照合され (S7) 、目標軌道から上肢が外れようとしている場合には (S6) 、前記肢体支持手段 802 において前記抵抗力  $F_r$  を発生し上肢に与える (S8)。以上の処理を終了まで繰り返す。

これによれば、前記目標軌道  $X_t(t)$  から上肢が外れた場合にはこれに抗する前記抵抗力  $F_r$  を発生するので、前記目標軌道  $X_t(t)$  に沿った運動を上肢が実施することができる。

10

なお、前記ポテンシャル関数  $F_p$  の設定方法としては、図 10～12 に示した方法がある。いずれも前記目標軌道  $X_t(t)$  の各点において定義され、その時点での目標軌道の位置  $X_t$  において最もポテンシャルが低く (零) なるように設定され、肢体の現在位置  $X_e$  との位置偏差  $X (= X_t - X_e)$  に応じてポテンシャルが高くなるように、位置偏差が零の点を中心に単調減少関数と単調増加関数により設定されている。前記抵抗力  $F_r$  は  $F_r = F_p(X)$  として計算される。図 10 は 2 本の直線のみで構成し V 字型にした例、図 11 は滑らかな曲線で構成し U 字型にした例、図 12 は 3 本の直線で構成し U 字型にした例である。各関数の形に応じた前記抵抗力  $F_r$  により、図に示すような器の中にあるボールのように、前記目標軌道  $X_t(t)$  に引き戻される。

20

【0004】

【特許文献 1】

特開 2000-288046 号公報

【0005】

【発明が解決しようとする課題】

ところが、上記従来技術のうち、図 10 に示す形のポテンシャル関数  $F_p$  では、前記目標軌道  $X_t(t)$  を外れると図 11, 12 に対し位置偏差  $X$  に対して比較的大きな前記抵抗力  $F_r$  が発生するため、ほぼ前記目標軌道  $X_t(t)$  に沿った運動を上肢が実施することができるが、運動する軌道を強制することになるため、患者に違和感が発生する問題がある。また、図 11, 12 に示す形のポテンシャル関数  $F_p$  では、前記目標軌道  $X_t(t)$  近傍では図 10 に対し位置偏差  $X$  に対して比較的小さな前記抵抗力  $F_r$  が発生し、前記目標軌道  $X_t(t)$  を大きく外れる場合のみ大きな前記抵抗力  $F_r$  が発生するため、運動を強制される違和感は発生しない利点はあるが、前記目標軌道  $X_t(t)$  の位置が認識しにくい問題がある。いずれの場合にしても、患者の随意性を高める目的に対して問題が生じてしまう。

30

本発明は上記の問題点を解決するためになされたものであり、その目的とするところは、前記目標軌道  $X_t(t)$  の近傍において抵抗力を小さくすることで違和感を生じにくくし、かつ、前記目標軌道  $X_t(t)$  の位置を患者が認識でき患者の随意性を高めた訓練装置における抵抗力発生方法を提供することにある。

【0006】

40

【課題を解決するための手段】

上記問題を解決するため、請求項 1 記載の発明は、患者による肢体 801 の随意的運動を介助するいわゆる自動介助運動を実施する肢体を支持・駆動する肢体支持手段 802、運動を行う目標軌道  $X_t(t)$  を設定するコンピュータ 803、前記目標軌道を画面に表示する表示手段 804、前記肢体の動作を検出する検出手段 805、および前記検出手段で検出された検出信号  $S_d$  を処理する信号処理手段 806 とを備え、前記信号処理手段からの出力信号  $S_o$  と、予め設定した位置に応じた抵抗力の関数であるポテンシャル関数  $F_p$  とに基づき、前記肢体支持手段 802 において肢体の運動に対する抵抗力  $F_r$  を発生する訓練装置における抵抗力発生方法において、

前記目標軌道からの位置偏差に基づき前記ポテンシャル高さが予め設定されている前記ポテンシャル関数  $F_p$  において、前記ポテンシャル高さの最大値と比較して十分小さい高さ

50

の突起状のポテンシャルを前記目標軌道  $X_t(t)$  の近傍に設けることを特徴とするものである。これにより、前記目標軌道  $X_t(t)$  の近傍において、前記突起状のポテンシャルによる前記抵抗力  $F_r$  により、前記目標軌道  $X_t(t)$  の位置を認識しながら運動を行うことができる。

【0007】

また、請求項 2 記載の発明は、前記目標軌道  $X_t(t)$  の近傍で設定する前記突起状のポテンシャルにおいて、前記突起の向きを下向きまたは上向きに設定する抵抗力発生方法とするものである。これにより、前記目標軌道  $X_t(t)$  の近傍において、前記突起状のポテンシャルによる前記抵抗力  $F_r$  により、前記目標軌道  $X_t(t)$  の位置を認識する場合、前記突起状のポテンシャルの向きを上向きまたは下向きにすることで、前記目標軌道  $X_t(t)$  の認識方法を場合により切り替えることが可能となる。

また、請求項 3 記載の発明は、前記ポテンシャル関数  $F_p$  において、前記目標軌道  $X_t(t)$  の近傍において設定するポテンシャル高さを零近傍になるようにし、かつ、直線または曲線にて設定する抵抗力発生方法とするものである。これにより、前記目標軌道  $X_t(t)$  の近傍において、前記抵抗力  $F_r$  を低くすることができ、違和感なく運動を実施することができる。

また、請求項 4 記載の発明は、前記目標軌道  $X_t(t)$  との位置だけでなく姿勢の偏差に対する前記ポテンシャル関数  $F_p$  を定義する抵抗力発生方法とするものである。これにより、前記目標軌道  $X_t(t)$  との位置だけでなく姿勢の偏差に対して、これを外れる場合には前記抵抗力  $F_r$  を与えながら運動を実施することができる。

【0008】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の実施の形態を図に基づいて説明する。図 1 は本発明の訓練装置の制御フローを示したものである。前記コンピュータ 803 にてまず前記目標軌道  $X_t(t)$  を設定し (P1)、訓練を開始する (P2)。患者による肢体の動作を実行し (P3)、そのときの肢体の位置・姿勢を前記検出手段 805、および前記信号処理手段 806 とで検出する (P4)。その結果を、前記表示手段 804 により表示する。同時に処理 P4 による前記出力信号  $S_o$  は、肢体の動作軌道として前記ポテンシャル関数  $F_p$  と照合され (P7)、目標軌道から肢体が外れようとしている場合には (P6)、前記肢体支持手段 802 において前記抵抗力  $F_r$  を発生し肢体に与える (P8)。以上の処理を終了まで繰り返す。

【0009】

本発明では、このうちの、処理 P7 における前記ポテンシャル関数  $F_p$  の設定方法に関するものである。以下、設定方法を説明する。図 2 は、前記ポテンシャル関数  $F_p$  の実施例を示したものである。図 11 の例とは、前記目標軌道  $X_t(t)$  近傍のみが異なり、上向きの突起 A を構成している。前記突起 A は前記目標軌道  $X_t(t)$  近傍にのみ存在するもので、その高さは、前記ポテンシャル関数  $F_p$  の最大値に比較して十分低い値とする。すなわち、前記突起 A によるわずかな前記抵抗力  $F_r$  により、前記目標軌道  $X_t(t)$  の位置の認識は可能であるが、運動を抗するまでには至らない程度とする。

【0010】

図 3 は、前記ポテンシャル関数  $F_p$  の第 2 の実施例を示したものである。図 2 とは異なり、下向きの突起 B を構成している。また、図 11 と比べ前記ポテンシャル関数  $F_p$  全体にバイアスをかけ、ポテンシャルを一定値だけ高くしており、かつ、下向きの突起 B の先端がポテンシャル零となるように構成している。この場合には、下向きの突起 B の先端、すなわち前記目標軌道  $X_t(t)$  近傍において、前記ポテンシャル関数  $F_p$  の滑らかさが急激に変化することで、前記目標軌道  $X_t(t)$  の位置を認識できる。また、運動を抗するまでの前記抵抗力  $F_r$  も発生しない。

【0011】

図 4 は、前記ポテンシャル関数  $F_p$  の第 3 の実施例を示したものである。図 2 の場合との違いは、直線により関数の形を構成した点である。上向きの突起 C の部分を除き前記目標軌道  $X_t(t)$  の近傍において発生する前記抵抗力  $F_r$  を零とすることができます。

10

20

30

40

50

図5は、前記ポテンシャル関数  $F_p$  の第4の実施例を示したものである。図3の場合との違いは、直線により関数の形を構成した点である。下向きの突起Dの部分を除き前記目標軌道  $X_t(t)$  の近傍において発生する前記抵抗力  $F_r$  を一定値とすることができます。

図6は、前記ポテンシャル関数  $F_p$  の第5の実施例を示したものである。図4の場合との違いは、上向きの突起Eの部分を除く前記目標軌道  $X_t(t)$  の近傍において前記ポテンシャル関数  $F_p$  に緩やかな傾斜をつけた点である。

図7は、前記ポテンシャル関数  $F_p$  の第6の実施例を示したものである。図5の場合との違いは、下向きの突起Fの部分を除き前記目標軌道  $X_t(t)$  の近傍において前記ポテンシャル関数  $F_p$  に緩やかな傾斜をつけた点である。

【0012】

10

#### 【発明の効果】

以上のように、本発明によると、特に運動機能回復を支援するための訓練を行う医学的リハビリテーション等の訓練装置において特に訓練者による肢体の随意的運動を介助するいわゆる自動介助運動を実施することを目的とした装置があり、訓練に適した抵抗力に関する問題を解決できる。すなわち、運動する軌道を強制することになるため患者に発生する違和感、または、前記目標軌道  $X_t(t)$  の位置が認識しにくい問題があり、いずれの場合も、患者の随意性を高める目的に対して生じる問題に対して、前記目標軌道  $X_t(t)$  の近傍において抵抗力を小さくすることで違和感を生じにくくし、かつ、前記目標軌道  $X_t(t)$  の位置が認識することが可能な訓練装置における抵抗力発生方法を提供できるという効果がある。

20

#### 【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の訓練装置の制御フローを示す図

【図2】本発明の訓練装置のポテンシャルの実施例を示す図

【図3】本発明の訓練装置のポテンシャルの第2の実施例を示す図

【図4】本発明の訓練装置のポテンシャルの第3の実施例を示す図

【図5】本発明の訓練装置のポテンシャルの第4の実施例を示す図

【図6】本発明の訓練装置のポテンシャルの第5の実施例を示す図

【図7】本発明の訓練装置のポテンシャルの第6の実施例を示す図

【図8】従来の訓練装置の構成例を示す図

30

【図9】従来の訓練装置の制御フローを示す図

【図10】従来の訓練装置のポテンシャルの実施例を示す図

【図11】従来の訓練装置のポテンシャルの実施例を示す図

【図12】従来の訓練装置のポテンシャルの実施例を示す図

#### 【符号の説明】

P 1 目標軌道の設定

P 2 訓練開始

P 3 患者による肢体動作

P 4 肢体の位置・姿勢情報の検出

P 5 目標軌道と現在の肢体の位置・姿勢の表示

P 6 目標軌道から外れようとしているか否かの判定

P 7 設定したポテンシャル

P 8 肢体支持手段により抵抗を発生し患者にフィードバック

P 9 訓練終了か否かの判定

40

8 0 1 肢体

8 0 2 肢体支持手段

8 0 3 コンピュータ

8 0 4 表示手段

8 0 5 検出手段

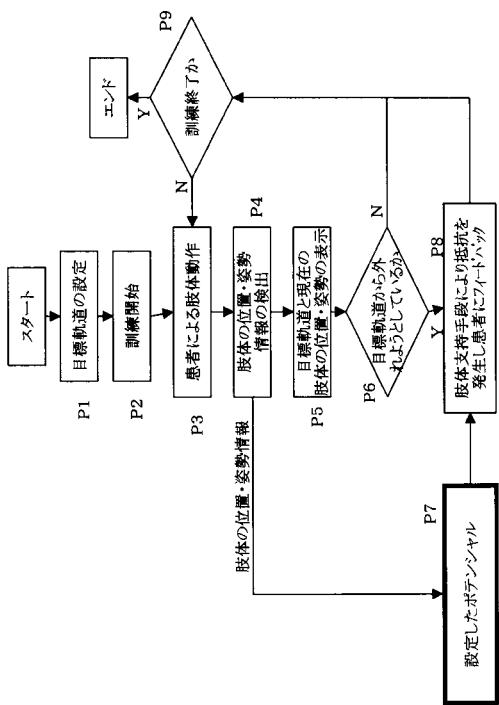
8 0 6 信号検出手段

S 1 目標軌道の設定

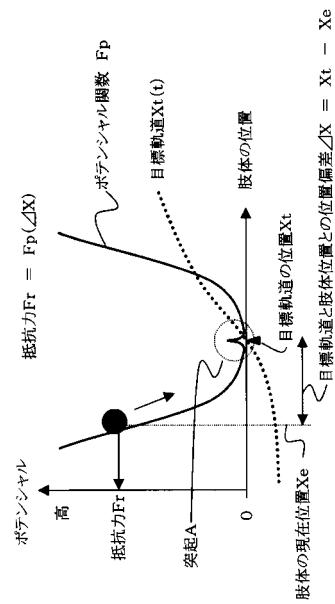
50

- S 2 訓練開始  
 S 3 患者による上肢動作  
 S 4 上肢の位置・姿勢情報の検出  
 S 5 目標軌道と現在の上肢の位置・姿勢の表示  
 S 6 目標軌道から外れようとしているか否かの判定  
 S 7 設定したポテンシャル  
 S 8 肢体支持手段により抵抗を発生し患者にフィードバック  
 S 9 訓練終了か否かの判定

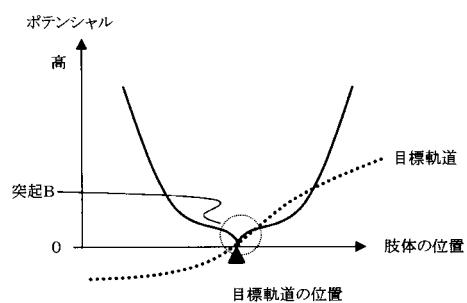
【図1】



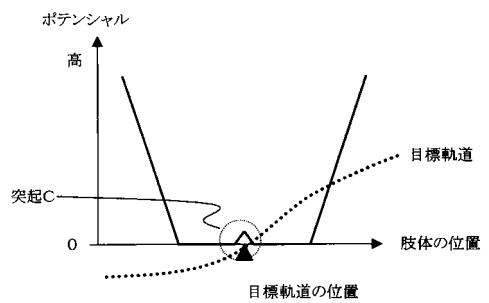
【図2】



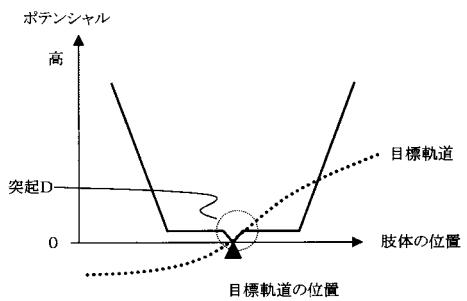
【図3】



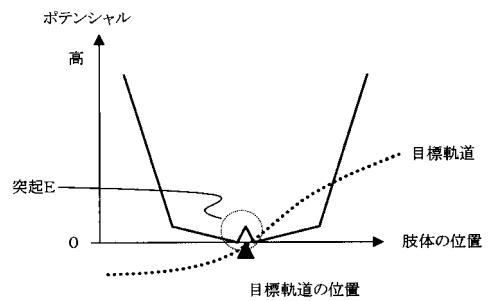
【図4】



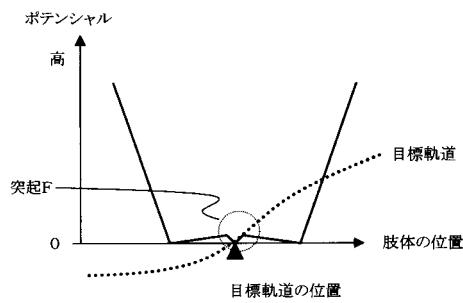
【図5】



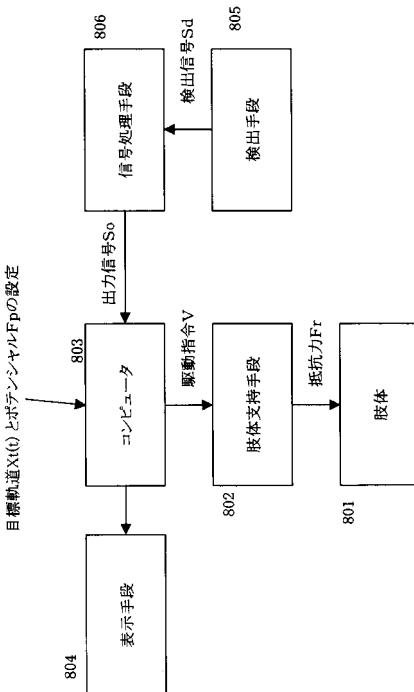
【図6】



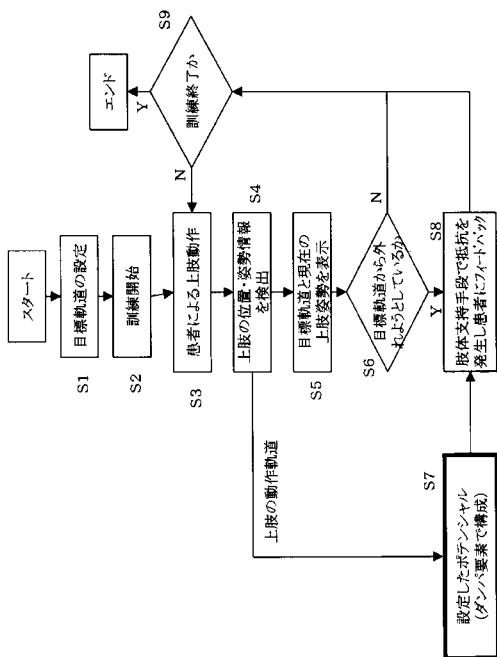
【図7】



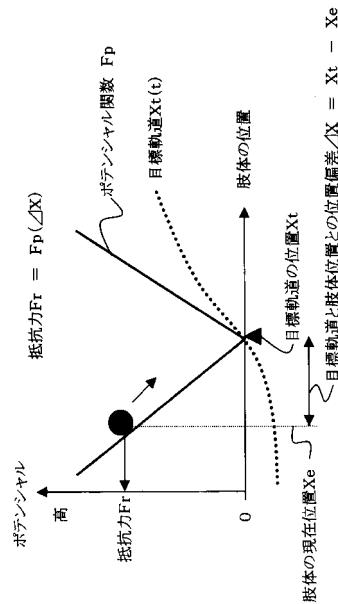
【図8】



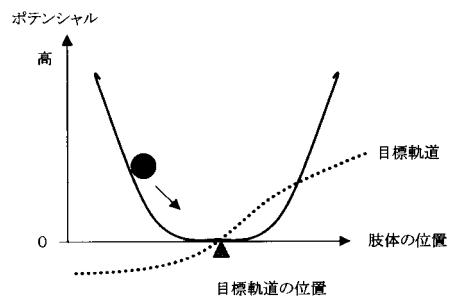
【図9】



【図10】



【図 1 1】



【図 1 2】

