

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6064263号
(P6064263)

(45) 発行日 平成29年1月25日(2017.1.25)

(24) 登録日 平成29年1月6日(2017.1.6)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 34/20 (2016.01) A 6 1 B 34/20
A 6 1 M 25/08 (2006.01) A 6 1 M 25/08
A 6 1 B 1/00 (2006.01) A 6 1 B 1/00 3 2 0 Z

請求項の数 6 (全 41 頁)

(21) 出願番号 特願2014-524623 (P2014-524623)
 (86) (22) 出願日 平成25年6月20日(2013.6.20)
 (86) 国際出願番号 PCT/JP2013/003843
 (87) 国際公開番号 W02014/010177
 (87) 国際公開日 平成26年1月16日(2014.1.16)
 審査請求日 平成28年1月8日(2016.1.8)
 (31) 優先権主張番号 特願2012-154548 (P2012-154548)
 (32) 優先日 平成24年7月10日(2012.7.10)
 (33) 優先権主張国 日本国(JP)

(73) 特許権者 314012076
 パナソニックIPマネジメント株式会社
 大阪府大阪市中央区域見2丁目1番61号
 (74) 代理人 100081422
 弁理士 田中 光雄
 (74) 代理人 100100158
 弁理士 鮫島 睦
 (74) 代理人 100091524
 弁理士 和田 充夫
 (72) 発明者 津坂 優子
 大阪府門真市大字門真1006番地 パナ
 ソニック株式会社内
 (72) 発明者 佐藤 太一
 大阪府門真市大字門真1006番地 パナ
 ソニック株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 力計測装置及び力計測方法、マスタースレーブ装置、力計測プログラム、並びに、集積電子回路

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

生体管に、カテーテル又は内視鏡である挿入部材を挿入する際に、前記挿入部材が前記生体管に接触する際の力を計測する力計測装置であって、

前記挿入部材を前記生体管に挿入している最中に発生する力を前記生体管の外部から計測する力検出部と、

前記生体管に前記挿入部材を挿入している最中に、前記力検出部で検出した力の情報から、前記挿入部材を前記生体管に挿入している最中に発生する前記力を個別に計測する時点又はその時点での挿入長を個別力算出用パラメータとして決定する個別力算出用パラメータ決定部と、

前記個別力算出用パラメータ決定部で決定された前記個別力算出用パラメータとしての前記時点又はその時点での前記挿入長に関する情報と前記力検出部で検出した前記力の情報とから、前記挿入部材を前記生体管に挿入している最中に発生する前記力を時点毎又は挿入長毎に個別力として個別に算出する個別力算出部とを備え、

前記個別力算出用パラメータ決定部は、前記生体管に前記挿入部材を挿入する際に、所定の挿入長毎に前記力の変位が所定の閾値以上である時点又は挿入長を前記個別力算出用パラメータとして決定し、

前記個別力算出部は、計測時点又はその時点での挿入長で前記力検出部で検出した前記力の情報から直前の前記時点又はその時点での挿入長における前記力の情報を減じた値を、前記計測時点又は前記挿入長までに決定した前記時点又は前記挿入長の数で除した値を

各々の時点又は挿入長での個別力に加算する力計測装置。

【請求項 2】

前記生体管に前記挿入部材を挿入したのち、一旦、部分的に引き戻したのち、再び、前記生体管に前記挿入部材を再挿入する際に、引き戻し開始時点又はその時点での挿入長から再挿入時点又はその時点での挿入長までに既に前記個別力算出用パラメータ決定部で決定した前記時点又は前記挿入長を削除するように修正する修正部をさらに備え、

前記個別力算出部は、前記修正部で修正した時点又は挿入長に基づいて個別力を算出する請求項 1 に記載の力計測装置。

【請求項 3】

前記個別力算出部で算出した個々の力の情報のうち所定の閾値以上の力の情報がある場合には、前記生体管もしくは前記挿入部材に負荷が発生していると判定する力判定部をさらに備える請求項 1 又は 2 に記載の力計測装置。

10

【請求項 4】

前記生体管に前記挿入部材が挿入されている部位の画像を撮像する撮像装置と、

前記個別力算出部で算出した個々の力もしくは前記力判定部で判定した判定結果を前記生体管もしくは前記挿入部材を撮像した画像に付加して表示する判定結果通知部とをさらに備える請求項 1 ~ 3 のいずれか 1 つに記載の力計測装置。

【請求項 5】

前記個別力算出部で算出した個々の力もしくは前記力判定部で判定した判定結果を音声又は画像で術者に知らせる出力部を備える請求項 1 ~ 4 のいずれか 1 つに記載の力計測装置。

20

【請求項 6】

前記力判定部で判定した判定結果に基づいて、通知すべき情報を決定する通知情報決定部と、

前記通知情報決定部で決定した通知情報に基づいて、前記生体管に前記挿入部材が挿入されている部位の画像を撮像する撮像装置と、

前記撮像装置を制御する撮像装置制御部と、

前記通知情報決定部で決定した通知情報を、前記撮像装置制御部の制御の下に前記撮像装置で撮像した画像に付加して表示する判定結果通知部とを備える請求項 1 ~ 3 のいずれか 1 つに記載の力計測装置。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、生体管に、カテーテル又は内視鏡である挿入部材を挿入する際に、術者の手技をアシストするとき使用する、力計測装置及び力計測方法、マスタースレーブ装置、力計測プログラム、並びに、集積電子回路に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、X線透視画像などの画像を見ながら血管などの人体の生体管にガイドワイヤー又はカテーテルなどの線状の挿入部材を挿入して、血管狭窄部の治療などを行う術式が行われている。術者は生体管又は挿入部材の状態を撮影した画像により確認すると同時に、挿入部材が生体管に接触して発生する挿入抵抗の力覚情報を術者自身が手元で直接感じながら行われるのが一般的である。体外から挿入部材を操作する際に、挿入部材で管を損傷させる場合がある。また、挿入部材が人体の生体管に接触して発生する挿入抵抗の力覚情報は術者のみしか確認できず、さらに数値など定量的に確認することができなかった。

40

【0003】

以上の問題点を解決するために、挿入部材のたわみを計測することで人体の外から挿入部材にかかる挿入抵抗力を計測する方式がある（特許文献 1 を参照）。この方式は、挿入部材にかかる挿入抵抗力を計測することで、これまで術者の勘で確認していた挿入抵抗力を定量的に確認することが可能となる。

50

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開2009-139179号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかしながら、特許文献1は挿入部材に直接的にセンサを備えない方法であり、体外から挿入部材の先端が接触する際の力又は、挿入部材の途中が生体管に接触した際の摩擦力などの合計の力覚情報を計測することが可能だが、蛇行の数が多いと摩擦力が増大するため、所定の閾値で生体管への負荷を検出することができない。さらに、体外で計測した力情報は挿入部材の先端が接触する際の力、又は、挿入部材の途中が生体管に接触した際の摩擦力などの合計の力覚情報であるため、挿入部材の先端にかかる力又は各蛇行部を通過するときにかかる力を個別に計測することができない。

10

【0006】

本発明の目的は、このような課題に鑑みてなされたものであり、体外から計測した力情報から、挿入部材の先端又は各蛇行部にかかる力を個別に推定することができる、力計測装置及び力計測方法、マスタースレーブ装置、力計測プログラム、並びに、集積電子回路を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

20

【0007】

上記目的を達成するために、本発明は以下のように構成する。

【0008】

本発明の第1態様によれば、生体管に、カテーテル又は内視鏡である挿入部材を挿入する際に、前記挿入部材が前記生体管に接触する際の力を計測する力計測装置であって、

前記挿入部材を前記生体管に挿入している最中に発生する力を前記生体管の外部から計測する力検出部と、

前記生体管に前記挿入部材を挿入している最中に、前記力検出部で検出した力の情報から、前記挿入部材を前記生体管に挿入している最中に発生する前記力を個別に計測する時点又はその時点での挿入長を個別力算出用パラメータとして決定する個別力算出用パラメータ決定部と、

30

前記個別力算出用パラメータ決定部で決定された前記個別力算出用パラメータとしての前記時点又はその時点での前記挿入長に関する情報と前記力検出部で検出した前記力の情報とから、前記挿入部材を前記生体管に挿入している最中に発生する前記力を時点毎又は挿入長毎に個別力として個別に算出する個別力算出部とを備え、

前記個別力算出用パラメータ決定部は、前記生体管に前記挿入部材を挿入する際に、所定の挿入長毎に前記力の変位が所定の閾値以上である時点又は挿入長を前記個別力算出用パラメータとして決定し、

前記個別力算出部は、計測時点又はその時点での挿入長で前記力検出部で検出した前記力の情報から直前の前記時点又はその時点での挿入長における前記力の情報を減じた値を、前記計測時点又は前記挿入長までに決定した前記時点又は前記挿入長の数で除した値を各々の時点又は挿入長での個別力に加算する力計測装置を提供する。

40

【0009】

これらの概括的かつ特定の態様は、システム、方法、コンピュータプログラム並びにシステム、方法及びコンピュータプログラムの任意の組み合わせにより実現してもよい。

【発明の効果】

【0010】

本発明の前記態様にかかる力計測装置及び力計測方法、マスタースレーブ装置、及び力計測プログラム並びに、集積電子回路によれば、管に挿入部材を挿入する際に発生する力を合算値ではなく、個々の接触部毎に計測できるようになる。さらに、力計測装置を利用

50

して、負荷がかかっているときにロボットを停止するなどの操作アシストが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【0011】

本発明のこれらと他の目的と特徴は、添付された図面についての実施形態に関連した次の記述から明らかになる。この図面においては、

【図1】図1は、本発明の第1実施形態における力計測装置の構成の概要を示す図であり、

【図2】図2は、本発明の第1実施形態における力計測装置の詳細構成を示すブロック図であり、

【図3】図3は、本発明の第1実施形態における計測情報データベースに関する図であり、

10

【図4A】図4Aは、本発明の第1実施形態における力計測装置の構成の概要を示す図であり、

【図4B】図4Bは、本発明の第1実施形態における力計測装置の構成の概要を示す図であり、

【図4C】図4Cは、本発明の第1実施形態における力計測装置の構成の概要を示す図であり、

【図4D】図4Dは、本発明の第1実施形態における力計測装置のたわみ量と力の対応表を示す図であり、

【図4E】図4Eは、本発明の第1実施形態における挿入長検出部の構成の概要を示す図であり、

20

【図4F】図4Fは、本発明の第1実施形態における挿入長検出部のマーク数と挿入量の対応表を示す図であり、

【図5】図5は、本発明の第1実施形態における判定結果通知部の一例を説明する図であり、

【図6】図6は、本発明の第1実施形態における力計測装置のフローチャートであり、

【図7】図7は、本発明の第1実施形態におけるカテーテル挿入動作を説明する説明図であって、(A)はカテーテル挿入時の力と挿入長の関係を示すグラフ、(B)~(E)はカテーテル挿入動作を説明する図であり、

【図8】図8は、本発明の第1実施形態におけるカテーテル挿入時の力と挿入長の関係を示すグラフであり、

30

【図9】図9は、本発明の第1実施形態における力計測装置の閾値のデータに関する図であり、

【図10】図10は、本発明の第1実施形態におけるカテーテル挿入作業を説明する説明図であり、

【図11】図11は、本発明の第2実施形態における力計測装置の詳細構成を示すブロック図であり、

【図12】図12は、本発明の第2実施形態におけるカテーテル挿入動作を説明する説明図であって、(A)はカテーテル挿入時の力と挿入長の関係を示すグラフ、(B)~(G)はカテーテル挿入動作を説明する図であり、

40

【図13】図13は、本発明の第2実施形態における力計測装置のフローチャートであり、

【図14】図14は、本発明の第2実施形態におけるカテーテル挿入時の力と挿入長の関係を示すグラフであり、

【図15】図15は、本発明の第2実施形態における計測情報データベースに関する図であり、

【図16】図16は、本発明の第2実施形態におけるカテーテル挿入動作を説明する説明図であって、(A)はカテーテル挿入時の力と挿入長の関係を示すグラフ、(B)~(G)はカテーテル挿入動作を説明する図であり、

【図17】図17は、本発明の第2実施形態におけるカテーテル挿入時の力と挿入長の関

50

係を示すグラフであり、

【図 18A】図 18A は、本発明の第 2 実施形態における計測情報データベースに関する図であり、

【図 18B】図 18B は、本発明の第 2 実施形態における計測情報データベースに関する図であり、

【図 19】図 19 は、本発明の第 3 実施形態におけるマスタースレーブ装置の構成の概要を示す図であり、

【図 20】図 20 は、本発明の第 3 実施形態におけるマスタースレーブ装置の詳細構成を示すブロック図であり、

【図 21】図 21 は、本発明の第 3 実施形態におけるマスタースレーブ装置のフローチャートであり、

【図 22】図 22 は、本発明の第 3 実施形態におけるカテーテル挿入作業を説明する図であり、

【図 23】図 23 は、本発明の第 4 実施形態におけるマスタースレーブ装置の詳細構成を示すブロック図であり、

【図 24】図 24 は、本発明の第 4 実施形態におけるマスタースレーブ装置のフローチャートであり、

【図 25】図 25 は、本発明の第 4 実施形態におけるスレーブ動作生成部を説明する図であり、

【図 26】図 26 は、本発明の第 5 実施形態における力計測装置の構成の概要を示す図であり、

【図 27】図 27 は、本発明の第 5 実施形態における力計測装置の詳細構成を示すブロック図であり、

【図 28】図 28 は、本発明の第 5 実施形態における判定結果通知部の一例を説明する図であり、

【図 29】図 29 は、本発明の第 5 実施形態における力判定結果の情報を説明する図であり、

【図 30】図 30 は、本発明の第 5 実施形態における通知情報を説明する図であり、

【図 31】図 31 は、本発明の第 5 実施形態における制御情報データベースに関する図であり、

【図 32】図 32 は、本発明の第 5 実施形態における力計測装置のフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【0012】

以下に、本発明にかかる実施の形態を図面に基づいて詳細に説明する。

【0013】

以下、図面を参照して本発明における実施形態を詳細に説明する前に、本発明の種々の態様について説明する。

【0014】

本発明の第 1 態様によれば、生体管に、カテーテル又は内視鏡である挿入部材を挿入する際に、前記挿入部材が前記生体管に接触する際の力を計測する力計測装置であって、

前記挿入部材を前記生体管に挿入している最中に発生する力を前記生体管の外部から計測する力検出部と、

前記生体管に前記挿入部材を挿入している最中に、前記力検出部で検出した力の情報から、前記挿入部材を前記生体管に挿入している最中に発生する前記力を個別に計測する時点又はその時点での挿入長を個別力算出用パラメータとして決定する個別力算出用パラメータ決定部と、

前記個別力算出用パラメータ決定部で決定された前記個別力算出用パラメータとしての前記時点又はその時点での前記挿入長に関する情報と前記力検出部で検出した前記力の情報とから、前記挿入部材が前記生体管に挿入している最中に発生する前記力を時点毎又は

10

20

30

40

50

挿入長毎に個別力として個別に算出する個別力算出部とを備える力計測装置を提供する。

【0015】

本構成によって、前記生体管の外部から計測した力から個々の接触部毎にかかる力を推定することができる。

【0016】

本発明の第2態様によれば、前記個別力算出用パラメータ決定部は、前記生体管に前記挿入部材を挿入する際に、所定の挿入長毎に前記力の変位が所定の閾値以上である時点又は挿入長を前記個別力算出用パラメータとして決定し、

前記個別力算出部は、計測時点又はその時点での挿入長で前記力検出部で検出した前記力の情報から直前の前記時点又はその時点での挿入長における前記力の情報を減じた値を、前記計測時点又は前記挿入長までに決定した前記時点又は前記挿入長の数で除した値を各々の時点又は挿入長での個別力に加算する第1の態様に記載の力計測装置を提供する。

10

【0017】

本構成によって、前記生体管の外部から計測した力から個々の接触部毎にかかる力を推定することができる。

【0018】

本発明の第3態様によれば、前記生体管に前記挿入部材を挿入したのち、一旦、部分的に引き戻したのち、再び、前記生体管に前記挿入部材を再挿入する際に、引き戻し開始時点又はその時点での挿入長から再挿入時点又はその時点での挿入長までに既に前記個別力算出用パラメータ決定部で決定した前記時点又は前記挿入長を削除するように修正する修正部をさらに備え、

20

前記個別力算出部は、前記修正部で修正した時点又は挿入長に基づいて個別力を算出する第1又は2の態様に記載の力計測装置を提供する。

【0019】

本構成によって、前記生体管の外部から計測した力から個々の接触部毎にかかる力を修正することができる。

【0020】

本発明の第4態様によれば、前記個別力算出部で算出した個々の力の情報のうち所定の閾値以上の力の情報がある場合には、前記生体管もしくは前記挿入部材に負荷が発生していると判定する力判定部をさらに備える第1～3のいずれか1つの態様に記載の力計測装置を提供する。

30

【0021】

本構成によって、前記生体管もしくは前記挿入部材に負荷をかけているかどうかを判定することができる。

【0022】

本発明の第5態様によれば、前記生体管に前記挿入部材が挿入されている部位の画像を撮像する撮像装置と、

前記個別力算出部で算出した個々の力もしくは前記力判定部で判定した判定結果を前記生体管もしくは前記挿入部材を撮像した画像に付加して表示する判定結果通知部とをさらに備える第1～4のいずれか1つの態様に記載の力計測装置を提供する。

40

【0023】

本構成によって、前記生体管もしくは前記挿入部材に負荷をかけているかどうかを画像とともに表示することができる。

【0024】

本発明の第6態様によれば、前記個別力算出部で算出した個々の力もしくは前記力判定部で判定した判定結果を音声又は画像で術者に知らせる出力部を備える第1～5のいずれか1つの態様に記載の力計測装置を提供する。

【0025】

本構成によって、前記生体管もしくは前記挿入部材に負荷をかけているかどうかを音声などで確認することができる。

50

【0026】

本発明の第7態様によれば、前記力判定部で判定した判定結果に基づいて、通知すべき情報を決定する通知情報決定部と、

前記通知情報決定部で決定した通知情報に基づいて、前記生体管に前記挿入部材が挿入されている部位の画像を撮像する撮像装置と、

前記撮像装置を制御する撮像装置制御部と、

前記通知情報決定部で決定した通知情報を、前記撮像装置制御部の制御の下に前記撮像装置で撮像した画像に付加して表示する判定結果通知部とを備える第1～4のいずれか1つの態様に記載の力計測装置を提供する。

【0027】

本構成によって、前記生体管もしくは前記挿入部材に負荷がかかっている場合には、前記撮像装置で撮像した画像と共に負荷を確認することができる。

【0028】

本発明の第8態様によれば、生体管に向けて、カテーテル又は内視鏡である挿入部材を送り出すスレーブ機構と、前記スレーブ機構を人が遠隔により操作するマスター機構とで構成されるマスタースレーブ装置において、

前記挿入部材を前記生体管に挿入している最中に発生する力を前記生体管の外部から計測する力検出部と、

前記生体管に前記挿入部材を挿入している最中に、前記力検出部で検出した力の情報から、前記挿入部材を前記生体管に挿入している最中に発生する前記力を個別に計測する時点又はその時点での挿入長を個別力算出用パラメータとして決定する個別力算出用パラメータ決定部と、

前記個別力算出用パラメータ決定部で決定された前記個別力算出用パラメータとしての前記時点又はその時点での前記挿入長に関する情報と前記力検出部で検出した前記力の情報とから、前記挿入部材が前記生体管に挿入している最中に発生する前記力を時点毎又は挿入長毎に個別力として個別に算出する個別力算出部とを備える力計測装置を備えるとともに、

さらに、前記力計測装置で取得した力情報により、前記マスター機構に伝達する力を決定する力伝達箇所決定部と、

前記力伝達箇所決定部にて決定した力に切り替えるときに、前記力がスムーズに切り替わるように力にスムージングをかけて補正する力補正部と、

前記人が前記スレーブ制御部の力情報に基づいて前記マスター機構を操作し、前記マスター機構の操作情報を電気信号に変換するマスター制御部と、

前記スレーブ機構と前記マスター制御部に接続され、前記マスター制御部から送られる前記マスター機構の操作情報を、前記スレーブ機構に伝達する制御信号を出力するとともに、前記力補正部で補正した力情報を前記マスター制御部に伝達するスレーブ制御部とを備えるマスタースレーブ装置を提供する。

【0029】

本構成によって、必要な箇所のみを力情報をマスター機構に伝達することができる。

【0030】

本発明の第9態様によれば、前記力計測装置は、前記個別力算出部で算出した個々の力情報のうち所定の閾値以上の力の情報がある場合には、前記生体管もしくは前記挿入部材に負荷が発生していると判定する力判定部をさらに備え、

前記力判定部にて前記力情報が前記所定の閾値以上であると判定された場合に、スレーブ動作を停止するような動作を生成するスレーブ動作生成部をさらに備えて、

前記スレーブ制御部は、前記スレーブ動作生成部で生成した動作に基づいて、前記スレーブ機構を制御する第8の態様に記載のマスタースレーブ装置を提供する。

【0031】

本構成によって、前記生体管又は前記挿入部材に負荷がかかっている場合は、前記スレーブ機構を停止するよう制御することができる。

10

20

30

40

50

【0032】

本発明の第10態様によれば、前記計測装置で計測された前記力情報の大きさに応じて、前記スレーブを振動させるための振動周期もしくは振動幅もしくはその両方を設定してスレーブの動作を生成するスレーブ動作生成部をさらに備え、

前記スレーブ制御部は、前記スレーブ動作生成部で生成した動作に基づいて、前記スレーブ機構を制御する第8又は9の態様に記載のマスタースレーブ装置を提供する。

【0033】

本構成によって、前記生体管又は前記挿入部材に負荷がかかって、前記挿入部材が前進できない場合に、適切な振動制御をすることで前進させることができる。

【0034】

本発明の第11態様によれば、生体管に、カテーテル又は内視鏡である挿入部材を挿入する際に、前記挿入部材が前記生体管に接触する際の力を計測する力計測方法であって、

力検出部で、前記挿入部材を前記生体管に挿入している最中に発生する力を前記生体管の外部から計測し、

前記生体管に前記挿入部材を挿入している最中に、前記力検出部で検出した力の情報から、前記挿入部材が前記生体管に挿入している最中に発生する前記力を個別に計測する時点又はその時点での挿入長を個別力算出用パラメータとして個別力算出用パラメータ決定部で決定し、

前記個別力算出用パラメータとして個別力算出用パラメータ決定部で決定された前記個別力算出用パラメータとしての前記時点又はその時点での前記挿入長に関する情報と前記力検出部で検出した前記力の情報とから、前記挿入部材を前記生体管に挿入している最中に発生する前記力を時点毎又は挿入長毎に個別力として個別力算出部で個別に算出する、力計測方法を提供する。

【0035】

本構成によって、前記生体管の外部から計測した力から個々の接触部毎にかかる力を推定することができる。

【0036】

本発明の第12態様によれば、生体管に、カテーテル又は内視鏡である挿入部材を挿入する際に、前記挿入部材が前記生体管に接触する際の力を計測する力計測プログラムであって、

コンピュータを、

前記生体管に前記挿入部材を挿入している最中に、前記挿入部材を前記生体管に挿入している最中に発生する力を前記生体管の外部から計測する力検出部で検出した力の情報から、前記挿入部材を前記生体管に挿入している最中に発生する前記力を個別に計測する時点又はその時点での挿入長を個別力算出用パラメータとして決定する個別力算出用パラメータ決定部と、

前記個別力算出用パラメータ決定部で決定された前記個別力算出用パラメータとしての前記時点又はその時点での前記挿入長に関する情報と前記力検出部で検出した前記力の情報とから、前記挿入部材を前記生体管に挿入している最中に発生する前記力を時点毎又は挿入長毎に個別力として個別に算出する個別力算出部と
として機能させるための力計測プログラムを提供する。

【0037】

本構成によって、前記生体管の外部から計測した力から個々の接触部毎にかかる力を推定することができる。

【0038】

本発明の第13態様によれば、生体管に、カテーテル又は内視鏡である挿入部材を挿入する際に、前記挿入部材が前記生体管に接触する際の力を計測する集積電子回路であって、

前記生体管に前記挿入部材を挿入している最中に、前記挿入部材を前記生体管に挿入している最中に発生する力を前記生体管の外部から計測する力検出部で検出した力の情報か

10

20

30

40

50

ら、前記挿入部材を前記生体管に挿入している最中に発生する前記力を個別に計測する時点又はその時点での挿入長を個別力算出用パラメータとして決定する個別力算出用パラメータ決定部と、

前記個別力算出用パラメータ決定部で決定された前記個別力算出用パラメータとしての前記時点又はその時点での前記挿入長に関する情報と前記力検出部で検出した前記力の情報とから、前記挿入部材を前記生体管に挿入している最中に発生する前記力を時点毎又は挿入長毎に個別力として個別に算出する個別力算出部とを備える集積電子回路を提供する。

【0039】

本構成によって、前記生体管の外部から計測した力から個々の接触部毎にかかる力を推定することができる。

10

【0040】

(第1実施形態)

まず、本発明の第1実施形態における力計測装置1の概要について説明する。

【0041】

図1は、人体4の生体管の一例である脳又は心臓などの血管3の患部に向けて、術者6が、挿入部材での一例あるガイドワイヤー2を体外から挿入するカテーテル検査、又は、治療の様子を示す。

【0042】

ガイドワイヤー2の先端とは反対側の部分は、トルクデバイス39に把持されて固定され、術者6はトルクデバイス39を把持してガイドワイヤー2の挿入操作を行なう。術者6がガイドワイヤー2を血管3に挿入している間、撮像装置の一例としてのX線撮像装置5は、血管3、あるいはガイドワイヤー2を体外から撮像し、モニター8aは、X線撮像装置5で撮像した画像を表示する。X線撮像装置5は、X線発生部5gと、X線発生部5gに対応するX線検出部5hとを備える。X線発生部5gは、寝台70上の人体4の撮影対象部位に対して放射線(例えばX線)を照射し、X線検出部5hは、人体4を透過したX線画像を検出する。X線検出部5hで検出されたX線画像は、撮像装置制御部の一例としてのX線撮像制御部41を介してモニター8aに接続されて、モニター8aにX線画像が表示される。X線撮像制御部41は、X線撮像装置移動部5kを駆動制御して、X線発生部5gとX線検出部5hとを、必要に応じて撮像が必要な部位まで移動させることができる。

20

30

【0043】

力計測装置1は、トルクデバイス29の先端に配置され、術者6がガイドワイヤー2を挿入している際に発生する力、例えば、ガイドワイヤー2が血管3に接触したときの接触力、あるいは、ガイドワイヤー2が血管3の蛇行部又は分岐部に接触したときの摩擦力を個別に計測し、血管3に負荷がかかっている場合には、出力部の一例としてのモニター8a又はスピーカー8bにより警告を通知する。

【0044】

術者は、モニター8aに表示されたX線画像、又は、スピーカー8bからの警告などを確認しながら、ガイドワイヤー2の挿入を行う。また、入力IF(インターフェース)7は、力計測装置1の検出の開始、及び、終了を指示するための操作インターフェースで、例えばボタンなどで構成される。入力IF7により力計測の開始指令を受けて、力計測制御部200により、力計測装置1での力の計測動作処理を開始する一方、入力IF7により力計測の終了指令を受けて、力計測制御部200により、力計測装置1での力の計測動作処理を終了する。なお、力計測制御部200は、力計測の開始及び終了指令に基づき、X線撮像制御部41を介してX線撮像装置5の撮像動作の開始及び終了も制御する。

40

【0045】

図2は力計測装置1の構成を示す。

【0046】

第1実施形態の力計測装置1は、少なくとも、力検出部13と、個別力算出用パラメー

50

タ決定部又は時点算出部の一例として機能する基準点算出部 10 と、個別力算出部 11 とを備えて構成されている。この第 1 実施形態の力計測装置 1 では、これらの装置以外に、データベース入出力部 14 と、計測情報データベース 9 と、力判定部 12 と、判定結果通知部 8 と、タイマー 36 とを備えている。

【 0 0 4 7 】

《力検出部 13》

力検出部 13 は、挿入部材の一例としてのガイドワイヤー 2 を生体管の一例としての血管 3 に挿入している最中（ガイドワイヤー 2 を血管 3 に最初に挿入している最中のみならず、その後、挿入し続けるときも含む）にガイドワイヤー 2 が人体 4 の外部から血管 3 に接触したときにガイドワイヤー 2 に作用（発生）する力を、血管 3 の外部から検出する。例えば、力検出部 13 は、ガイドワイヤー 2 の挿入方向の力を計測する 6 軸力センサで構成される。図 4 A に示すように、トルクデバイス 39 の先端に配置する。術者 6 はトルクデバイス 39 を把持してガイドワイヤー 2 を操作し、ガイドワイヤー 2 が血管 3 の各蛇行部 3 a あるいは分岐部 3 b に接触すると、力検出部 13 は、各蛇行部 3 a、あるいは分岐部 3 b での力が合算して計測する。

10

【 0 0 4 8 】

例えば、図 4 A のように各蛇行部 3 a あるいは分岐部 3 b のそれぞれで P 1、P 2、P 3、P 4 の力が発生した場合、力検出部 13 では、各力 P 1、P 2、P 3、P 4 を個別に検出できず、それぞれの力 P 1、P 2、P 3、P 4 の合算値（この例では、 $P 1 + P 2 + P 3 + P 4 = P t$ ）P t を計測する。力検出部 13 で検出した力 P t の値は、後述するタイマー 36 を利用して、ある一定時間毎（例えば、4 m s e c 毎）に力検出部 13 で検出され、検出された力 P t の値は、時刻と共に、後述するデータベース入出力部 14 に力検出部 13 から出力され、データベース入出力部 14 から計測情報データベース 9 に記憶する。

20

【 0 0 4 9 】

なお、第 1 実施形態の力検出部 13 は、6 軸力センサとしているが、ガイドワイヤー 2 の挿入方向と挿入方向回りの回転方向との 2 軸を計測可能な力センサとしても良い。また、力検出部 13 は、トルクデバイス 39 の先端に配置する構成としているが、例えば、図 4 B に示すように第 1 固定部 37 と第 2 固定部 38 とにガイドワイヤー 2 を通過させ、図 4 C に示すように、術者が力を加えたときに 2 つの第 1 及び第 2 固定部 37、38 間のたわみ量（図 4 C の長さ L）をレーザ変位計又はカメラなどの画像認識装置 15 c で計測し、あらかじめ用意したたわみ量 L と力との関係を示すテーブル（図 4 D に図示）を挿入長検出部用第 2 演算部 15 e で用いて、挿入長検出部用第 2 演算部 15 e でたわみ量に対応する力を算出しても良い。

30

【 0 0 5 0 】

《タイマー 36》

タイマー 36 は、ある一定時間（例えば、4 m s e c 毎）の経過後にデータベース入出力部 14 を実行させる。

【 0 0 5 1 】

《データベース入出力部 14》

データベース入出力部 14 は、計測情報データベース 9 と、力検出部 13 と、基準点算出部 10 と、個別力算出部 11 と、力判定部 12 とのデータの入出力を行う。

40

【 0 0 5 2 】

《基準点算出部 10》

基準点算出部 10 は、挿入長検出部 15 と、時点設定部の一例として機能する基準点設定部 16 とを有して、個別力算出用パラメータとして時点又はその時点での挿入長を決定する。以下は、代表例として、個別力算出用パラメータとして時点を決し、後述するように、前記決定された個別力算出用パラメータを利用して個別力算出部 11 で個別力を算出する例について説明する。なお、変形例としては、時点を決する代わりに、その時点での挿入長を個別力算出用パラメータとして決定し、前記決定された個別力算出用パラメ

50

ータを利用して個別力算出部 1 1 で個別力を算出するようにしてもよい。

【 0 0 5 3 】

挿入長検出部 1 5 は、例えば、図 4 A に示すように体外で術者 6 が操作するトルクデバイス 3 9 に配置する。具体的な構成としては、挿入長検出部 1 5 は、距離センサ 1 5 a と挿入長検出部用演算部 1 5 b とで構成する。トルクデバイス 3 9 の位置を距離センサ 1 5 a で計測して、計測した結果の情報を基にトルクデバイス 3 9 の移動前の位置からの移動量を挿入長検出部用第 1 演算部 1 5 b で求め、挿入長として挿入長検出部用第 1 演算部 1 5 b で検出する。

【 0 0 5 4 】

なお、第 1 実施形態では、挿入長検出部 1 5 をトルクデバイス 3 9 に配置する構成としているが、これに限られるものではない。例えば、挿入長検出部 1 5 の別の例として、図 4 E に示すように、ガイドワイヤー 2 に明暗（例えば白黒）のマークを付加し、マークの数をカメラ 1 5 c で撮像して、撮像画像を画像認識部 1 5 d で画像認識することで、マークを挿入長検出部用第 2 演算部 1 5 e でカウントし、カウントしたマークと挿入長との関係性を示すテーブル(図 4 F に図示)により、挿入長検出部用第 2 演算部 1 5 e で挿入量を検出する方式でも良い。

10

【 0 0 5 5 】

基準点設定部 1 6 は、挿入長検出部 1 5 により検出した挿入長が所定の長さ分（例えば、1 mm）増加もしくは減少する毎に、力検出部 1 3 により検出した力の変位を算出し、直前の基準点までの変位と比較して、所定の第 1 閾値（基準点設定用閾値）（例えば、0 . 1 N）以上変化していた時点を基準点として設定する。ここで述べた基準点とは、力検出部 1 3 で検出した合算の力から個々にかかる力を個別に計測するための基準となる点（個別力計測用の時点）である。

20

【 0 0 5 6 】

なお、基準点設定部 1 6 は、挿入長が 0 である時点を最初の基準点として設定する。設定した基準点は、基準点設定部 1 6 からデータベース入出力部 1 4 に出力し、データベース入出力部 1 4 により計測情報データベース 9 に記憶する。

【 0 0 5 7 】

力検出部 1 3 により検出した力情報の合算値と挿入長検出部 1 5 により検出した挿入長の情報とに基づいて、ガイドワイヤー 2 が血管 3 と接触している箇所毎の各力を算出するための基準点を基準点設定部 1 6 で設定し、設定した基準点を基準点設定部 1 6 からデータベース入出力部 1 4 に出力する。

30

【 0 0 5 8 】

挿入長検出部 1 5 は、術者 6 がガイドワイヤー 2 を挿入する際に、ガイドワイヤー 2 が体内に挿入された長さをタイマー 3 6 を利用して、ある一定時間毎（例えば、4 m s e c 毎）に検出し、時刻と共にデータベース入出力部 1 4 に出力し、計測情報データベース 9 に記憶する。

【 0 0 5 9 】

《 個別力算出部 1 1 》

個別力算出部 1 1 は、データベース入出力部 1 4 を介して取得した力検出部 1 3 からの情報と基準点算出部 1 0 からの情報とを基に、力検出部 1 3 により検出した力 P_t の合算値から、基準点算出部 1 0 により算出した基準点毎にかかる各力 P_1 、 P_2 、 P_3 、 P_4 を算出し、データベース入出力部 1 4 に出力する。

40

【 0 0 6 0 】

具体的には、個別力算出部 1 1 は、力検出部 1 3 により検出した力の情報（値）から直前の基準点における力の情報（値）を減じた値を、これまで設定した基準点の数で除した値を各々の基準点での個別力に加算して算出する。個別力算出部 1 1 で算出した個別力は、個別力算出部 1 1 から、基準点と共に、データベース入出力部 1 4 に出力する。

【 0 0 6 1 】

《 計測情報データベース 9 》

50

計測情報データベース9には、力検出部13により検出した力に関する情報と、挿入長検出部15により検出した挿入長とを、タイマー36を利用して時刻と共に、データベース入出力部14により格納する。更に、基準点算出部10により算出した基準点に関する情報と、個別力算出部11により算出した各基準点における個別の力に関する情報とを、基準点と対にして、データベース入出力部14により、計測情報データベース9に格納する。計測情報は、データベース入出力部14により、計測情報データベース9に対して入出力される。

【0062】

図3は、計測情報データベース9の情報内容の一例を示す。

【0063】

(1)「時刻」の欄は、挿入作業を実施している時刻に関する情報を示す。第1実施形態では、ミリ秒(ms ec)単位で示す。

【0064】

(2)「力」の欄は、力検出部13により検出した力の情報を示す。なお、第1実施形態では挿入方向の力はニュートン(N)、挿入方向回転方向の力はニュートンメートル(N m)と示す。

【0065】

(3)「挿入長」の欄は、挿入長検出部15により検出したガイドワイヤー2の挿入長を示す。なお、第1実施形態はメートル(m)単位系で示す。

【0066】

(4)「基準点」の欄は、基準点算出部10により算出した基準点を示す。基準点を設定する場合は該当する時刻欄に「1」を設定し、基準点を設定しない場合には「0」を設定する。

【0067】

(5)「個別力」の欄は、個別力算出部11により算出した力の情報を示す。なお、第1実施形態では挿入方向の力はニュートン(N)と示し、挿入方向回転方向の力はニュートンメートル(N m)と示す。

【0068】

《力判定部12》

力判定部12は、個別力算出部11で算出した情報に基づき、個別力算出部11により算出した力が所定の第2閾値(負荷判定用閾値)(例えば、0.5N)以上の場合、血管3に負荷がかかっていると判定する。判定結果は、個別力算出部11で算出した力と共に、判定結果通知部8に入出力される。

【0069】

《判定結果通知部8》

判定結果通知部8は、力判定部12からの情報を基に、力判定部12により判定された結果を術者6に通知する装置であり、モニター8a又はスピーカー8bにより構成される。具体的には、判定結果通知部8の一例としての図5のモニター8aに示すように、個別力算出部11で検出された力P[N]を、X線撮像装置5で撮像されたX線画像と共に表示し、力判定部12で血管3に負荷がかかっていると判定された場合には、「ALERT」などのように警告を表示する。また、力判定部12により血管3に負荷がかかっていると判定された場合、判定結果通知部8の別の例のスピーカー8bにより警告音を鳴らして、術者に警告を行う。

【0070】

次に、第1実施形態の力計測装置1の力計測動作ステップについて説明する。図6は、第1実施形態の力計測装置1のフローチャートである。ここでは、図7の(B)~(D)に示すような蛇行部3cのある血管3にガイドワイヤー2を挿入する作業を例に説明する。

【0071】

図7の(A)及び図8(図8は図7の(A)のグラフを拡大したグラフ)は、図7の(

10

20

30

40

50

B) ~ (D) に示す挿入作業中の力検出部 13 により検出した力と挿入長検出部 15 により検出した挿入長とを横軸時間としてプロットしたグラフである。

【0072】

入出力 I F 7 により力計測の開始指令を受けて、力計測制御部 200 により、力計測装置 1 での力の計測動作処理を開始する。

【0073】

まず、ステップ S 1 では、入出力 I F 7 により力計測の終了指令があったか否かを力計測制御部 200 により判定する。入出力 I F 7 により力計測の終了指令があったと判定した場合は、力計測制御部 200 により、力計測装置 1 での力計測動作処理を終了する。入出力 I F 7 からの力計測の終了指令がないと判定した場合は、力計測制御部 200 により、力計測動作処理は次のステップ S 2 へ進む。

【0074】

ステップ S 2 において、挿入長検出部 15 により、ガイドワイヤー 2 が血管 3 に挿入された挿入長を検出する。

【0075】

次いで、ステップ S 3 において、挿入長検出部 15 での検出結果を基に、基準点設定部 16 が、挿入長が「0」であるかを判定する。挿入長検出部 15 で検出した挿入長が「0」であると基準点設定部 16 で判定する場合には、ステップ S 4 に進む。挿入長検出部 15 で検出した挿入長が「0」でないと基準点設定部 16 で判定する場合には、力計測動作処理はステップ S 5 に進む。

【0076】

ステップ S 4 において、挿入長検出部 15 で検出した挿入長が「0」であると基準点設定部 16 で判定する場合には、図 7 の (B) に示すように挿入を開始する時点を意味し、その時点を最初の基準点として、基準点設定部 16 により設定する (図 7 の (A) の時点「 t_0 」を参照)。さらに、基準点設定部 16 により設定した基準点は、データベース入出力部 14 に出力して、計測情報データベース 9 に記憶する (図 3 の時点 t_0 の基準点の欄を「1」とする。)。その後、力計測動作処理はステップ S 5 に進む。

【0077】

ステップ S 5 では、力検出部 13 により、体外からガイドワイヤー 2 にかかる力を検出する。力検出部 13 で検出した力の値は、タイマー 36 を利用して、時刻と共にデータベース入出力部 14 に出力されて、計測情報データベース 9 に記憶する。前述したように、力検出部 13 で検出した力は、血管 3 の各蛇行部 3c 又は分岐部での力が合算して力検出部 13 で計測される。そこで、ステップ S 6 以降で基準点を算出し、各基準での個別力を個別力算出部 11 で算出することで、それぞれの蛇行部 3c などの力を個別力算出部 11 で算出する。

【0078】

次いで、ステップ S 6 において、次の基準点を、挿入長検出部 15 と基準点設定部 16 とで構成される基準点算出部 10 で算出する。挿入長が所定の長さ (例えば、1 mm) 分だけ増加もしくは減少することを挿入長検出部 15 で検出する毎に、力検出部 13 で検出した力の変位を基準点設定部 16 で算出する。具体的には、図 8 にて、挿入長が所定の長さ分 ($p_s = p_{01} - p_0$) だけ増加する時点 t_{01} での力の変位 $f_{01} = f_{01} - f_0$ を基準点設定部 16 で算出する。ここで、 f_{01} は時点 t_{01} での力であり、 f_0 は時点 t_0 での力である。以後、力と時点との対応関係は、同様である。時点 t_{01} での力の変位 f_{01} が直前の基準点までの変位と比較して所定の第 1 閾値 (例えば、0.1 N) 以上変化しているかどうかを基準点設定部 16 で判定する (ステップ S 6)。この図 8 の例のように、直前の基準点 (時点 t_0 の基準点) が最初の基準点である場合には、力の変位 f_{01} が所定の第 1 閾値 (例えば、0.1 N) 以上であるかどうかを基準点設定部 16 で判定する。図 8 の例では、力の変位 f_{01} が所定の第 1 閾値 (例えば、0.1 N) 未満であると基準点設定部 16 で判定し、時点 t_{01} を次の基準点と基準点設定部 16 では設定しない。基準点として基準点設定部 16 で設定しない場合は、力計測動作処理はス

10

20

30

40

50

ステップ S 7 に進む。基準点として基準点設定部 1 6 で設定する場合は、力計測動作処理はステップ S 9 に進む。

【 0 0 7 9 】

ステップ S 7 においては、基準点として基準点設定部 1 6 で設定しない場合であるため、データベース入出力部 1 4 を介して、力判定部 1 2 での判定を促す。これにより、力判定部 1 2 では、力の変位 f_{01} が所定の第 2 閾値（例えば、0.5 N）以上であるかどうかを判定する。ステップ S 7 にて、力の変位 f_{01} が所定の第 2 閾値以上である場合は、力計測動作処理はステップ S 8 に進む。

【 0 0 8 0 】

ステップ S 8 においては、力判定部 1 2 での判定に基づき、判定結果通知部 8 のモニター 8 a 又はスピーカー 8 b などにより、術者などに警告を通知する。その後、力計測動作処理はステップ S 1 に戻る。

【 0 0 8 1 】

なお、ステップ S 6 にて、挿入長が所定の長さ分増加する毎に力検出部 1 3 で検出した力の変位を比較したが、例えば図 7 の (E) に示すように、ガイドワイヤー 2 の先端が血管 3 に接触して詰まり、ガイドワイヤー 2 を体外から血管 3 に向かって押し操作をしても、ガイドワイヤー 2 の挿入量が変化しないケースがある。このような場合、例えば、所定の時間以上、挿入長が変化しない場合には、挿入長が所定の長さ分増加もしくは減少する毎に力検出部 1 3 で検出した力の変位を基準点設定部 1 6 で比較するのではなく、所定の時間が経過する毎に力検出部 1 3 で検出した力の変位を基準点設定部 1 6 で比較する。

【 0 0 8 2 】

ステップ S 7 にて、力の変位 f_{01} が所定の第 2 閾値（例えば、0.5 N）以上でない場合、力計測動作処理はステップ S 1 に戻って、ステップ S 2、ステップ S 3、ステップ S 5 を経て、同様に基準点算出を開始する。そして、ステップ S 6 において、図 8 にて、力 P_{01} から所定の長さ分（力 P_s ）増加した力 P_{02} の時点 t_{02} での力の変位 $f_{02} = f_{02} - f_{01}$ を基準点設定部 1 6 で算出する。力の変位 f_{02} が直前の基準点までの変位と比較して所定の第 1 閾値（例えば、0.1 N）以上変化しているかどうかを基準点設定部 1 6 で判定する。図 8 の例では、力の変位 f_{02} が所定の第 1 閾値未満であると、時点 t_{02} を次の基準点と基準点設定部 1 6 で設定しない。このとき、先ほどと同様に、力計測動作処理はステップ S 7、ステップ S 8 を経て、力計測動作処理はステップ S 1 に戻って、ステップ S 2、ステップ S 3、ステップ S 5 を経て、同様に基準点算出を開始する。順次、時点 t_{03} 、 t_{04} 、 \dots 、 t_{07} について基準点が設定できるかどうかを基準点設定部 1 6 で算出していく。図 8 の例で時点 t_{08} まで基準点が基準点設定部 1 6 で設定できていないとする。次に、挿入長が所定の長さ分（ $p_s = p_1 - p_{08}$ ）増加する時点 t_1 での力の変位 $f_{10} = f_1 - f_{08}$ を基準点設定部 1 6 で算出する。力の変位 f_{10} が直前の基準点までの変位と比較して所定の第 1 閾値（例えば、0.1 N）以上変化しているかどうかを基準点設定部 1 6 で判定する（ステップ S 6）。図 8 の例では時点 t_{08} から時点 t_1 までの力の変位 f_{10} が所定の第 1 閾値（例えば、0.1 N）以上であると基準点設定部 1 6 で判定すると、力計測動作処理はステップ S 9 に進む。

【 0 0 8 3 】

ステップ S 9 においては、時点 t_1 を次の基準点と基準点設定部 1 6 で設定する。基準点設定部 1 6 で設定した基準点は、後述するデータベース入出力部 1 4 に出力され、計測情報データベース 9 に記憶する（図 3 の時点 t_1 の基準点の欄を「1」とする。）。このとき、図 7 の (C) に示すように、時点 t_1 の基準点において、ガイドワイヤー 2 が血管 3 壁に接触してたわみが開始した時点となる。

【 0 0 8 4 】

次に、ステップ S 10 にて、個別力算出部 1 1 により、各基準点での個別の力を算出する。個別力算出部 1 1 は、力検出部 1 3 で検出した力の情報から直前の基準点における力の情報を減じた値を、これまで設定した基準点の数で除し、このようにして求めた値を、

10

20

30

40

50

各々の基準点での個別力に加算して、各基準点での個別の力を算出する。ただし、個別力算出部 11 において、各基準点での個別力が所定の第 3 閾値（例えば、0.01 N）以下の場合には、基準点の数にカウントせず、さらにカウントしなかった基準点には、算出した力は加算しない。具体的に、図 8 の時点 t_1 の基準点の個別力を例に説明する。時点 t_1 の基準点での力 f_1 から直前の基準点 t_0 での力 f_0 を減じた値 $f_{r1} (= f_1 - f_0)$ をこれまで設定した基準点の数（この例では、時点 t_0 、 t_1 の基準点の「2」だが、時点 t_0 の基準点での力 f_0 が第 3 閾値以下なので、基準点数は「1」となる。）で割った値を、時点 t_1 の基準点での個別力と設定する。ここでは、時点 t_0 の基準点での力 f_0 が第 3 閾値以下なので、基準点の数で除した力の加算は行わない。すなわち、この例では、時点 t_1 の基準点での個別力 $f_{r1} = f_1 / 1$ となる。なお、最初の基準点 t_0 での個別力 f_{r0} は時点 t_0 の基準点での力 f_0 となる。個別力算出部 11 で算出した個別力は、個別力算出部 11 からデータベース入出力部 14 に出力され、計測情報データベース 9 に記憶する（この例では図 3 の時点 t_0 、 t_1 の基準点で、個別力 f_{r0} 、 f_{r1} を記憶する。）。

10

【0085】

次に、ステップ S 11 において、個別力算出部 11 により算出した各個別力について、力判定部 12 にて、負荷判定を行う。具体的には、先に求めた時点 t_0 の基準点の個別力 f_{r0} と時点 t_1 の基準点での個別力 f_{r1} とのそれぞれについて、第 2 閾値（例えば、0.5 N）以上であるかどうかを力判定部 12 で判定する。ステップ S 11 にて、いずれか 1 つでも第 2 閾値以上であると力判定部 12 で判定された場合は、力計測動作処理はステップ S 12 に進む。

20

【0086】

ステップ S 12 においては、力判定部 12 での判定に基づき、判定結果通知部 8 のモニター 8a 又はスピーカ 8b などで、術者へ警告を通知する。

【0087】

ステップ S 11 にて第 2 閾値（例えば、0.5 N）以上でない場合と力判定部 12 で判定された場合は、力計測動作処理はステップ S 1 に戻り、次の基準点を算出する。

【0088】

なお、第 1 閾値、第 2 閾値、又は、第 3 閾値は、患者（人体 4）の血管 3 の種類（血管径又は部位）又は状態により異なる値とし、例えば、事前に作成された複数の閾値から術者が選択するか、キーボード又はボタンなどの入力装置により、術者が、基準点設定部 16、力判定部 12、又は、個別力算出部 11 に入力することも可能である。

30

【0089】

次に、図 8 にて、基準点 t_0 、 t_1 に続き、基準点 t_2 を基準点算出部 10 で算出することを例に説明する。ステップ S 1 に戻り、再度、ステップ S 2、ステップ S 3、ステップ S 5 を経て、基準点算出を基準点算出部 10 で開始する。順次、基準点が設定できるかどうかを基準点設定部 16 で算出していく。ここで、図 8 の例において時点 t_{17} まで基準点が基準点設定部 16 で設定できていないとする。挿入長が所定の長さ（例えば、1 mm）分（ $p_s = p_2 - p_{17}$ ）増加する時点 t_2 での力の変位 $f_{20} = f_2 - f_{17}$ を基準点設定部 16 で算出する。力の変位 f_{20} が直前の基準点までの変位と比較して所定の第 1 閾値（例えば、0.1 N）以上変化しているかどうかを基準点設定部 16 で判定する（ステップ S 6）。この例では、直前の基準点が時点 t_1 なので時点 t_1 の基準点での力の変位 $f_{10} = f_1 - f_{08}$ と力の変位 f_{20} との差の絶対値が所定の第 1 閾値以上であるかどうかを基準点設定部 16 で判定する（ステップ S 6）。図 8 の例では、力の変位 f_{10} と力の変位 f_{20} との差の絶対値が所定の第 1 閾値以上であると基準点設定部 16 で判定し、時点 t_2 を次の基準点と基準点設定部 16 で設定する（ステップ S 9）。基準点設定部 16 で設定した基準点は、基準点設定部 16 からデータベース入出力部 14 に出力され、計測情報データベース 9 に記憶する（図 3 の時点 t_2 の基準点の欄を「1」とする。）。図 7 の（D）に示すように、時点 t_2 の基準点において、ガイドワイヤ 2 が血管 3 の壁に接触してたわみが進み、蛇行部 3c を通過した時点となる。次に

40

50

、ステップS10にて、個別力算出部11により、各基準点での個別の力を算出する。個別力算出部11は、先に述べたように、力検出部13で検出した力の情報から直前の基準点における力の情報を減じた値を、これまで設定した基準点の数で除し、その結果として求められた値を、各々の基準点での個別力に加算して、各基準点での個別の力を算出する。図8の時点 t_1 、 t_2 の基準点の個別力を例に説明する。時点 t_2 の基準点での力 f_2 から直前の基準点 t_1 での力 f_1 を減じた値 $f_2 - f_1$ を、これまで設定した基準点の数(この例では、時点 t_0 の基準点を除くと、基準点は時点 t_1 、 t_2 の基準点であるので、基準点数は「2」である。)で割った値を、基準点 t_2 での個別力と設定する。この例では、時点 t_2 の基準点での個別力 f_{r2} は、 $f_{r2} = f_2 / 2$ となる。最初の基準点 t_0 での個別力 f_{r0} は時点 t_0 の基準点での力 f_0 となる。さらに、基準点 t_1 での個別力 $f_{r1(new)}$ は、先ほど算出した個別力($f_{r1(old)}$ とする)に $f_2 / 2$ を加算した値、すなわち、 $f_{r1(new)} = f_{r1(old)} + f_2 / 2$ となる。このようにして個別力算出部11で算出した個別力は、個別力算出部11からデータベース入出力部14に出力され、計測情報データベース9に記憶する(この例では、図3の時点 t_0 、 t_1 、 t_2 の基準点で、個別力 f_{r0} 、 f_{r1} 、 f_{r2} を記憶する。)

10

【0090】

次に、ステップS11にて、個別力算出部11により算出した各個別力について、力判定部12にて、負荷判定を行う。具体的には、先に求めた基準点 t_0 の個別力 f_{r0} と、基準点 t_1 での個別力 f_{r1} と、基準点 t_2 での個別力 f_{r2} とのそれぞれについて、第2閾値(例えば、0.5N)以上であるかどうかを力判定部12で判定する(ステップS11)。ステップS11にて、前記3つの個別力のうちの1つでも第2閾値(例えば、0.5N)以上であると力判定部12で判定された場合は、判定結果通知部8のモニタ8a又はスピーカ8bなどで術者へ警告を通知する(ステップS12)。ステップS11にて、前記3つの個別力の全てが第2閾値以上でない場合、力判定部12で判定された場合は、ステップS1に戻り、次の基準点を算出する。

20

【0091】

《第1実施形態の効果》

以上のように、基準点算出部10は、力検出部13で検出した力の変位が所定の閾値以上変化した場合、すなわち、術者がガイドワイヤ2を血管3に接触させたり、蛇行部を通過させたりする時点を算出する。さらに、基準点算出部10で算出した基準点を基に、力検出部13で検出した術者の手元の合算の力をそれぞれの基準点での力に個別力算出部11で分配することで、例えば、ガイドワイヤ2を血管3に接触した時点又はある蛇行部を通過する時点など個々の血管3への負荷を推定することができるようになる。さらに、個別に算出した個々の力を力判定部12により、負荷判定を行うことで、蛇行部の数によらず、一定の閾値で負荷を検出することができる。

30

【0092】

(第2実施形態)

次に、本発明の第2実施形態の力計測装置1Bについて説明する。第2実施形態でも、第1実施形態の場合と同様に、図1に示すように、ガイドワイヤ2を血管3に挿入したときの力計測動作を例に説明する。

40

【0093】

本発明の第2実施形態における、計測情報データベース9と、データベース入出力部14と、力検出部13と、力判定部12と、判定結果通知部8との基本的な構成は、第1実施形態の場合と同様であるので、共通部分の説明は省略し、異なる部分についてのみ以下、詳細に説明する。

【0094】

第1実施形態では、ガイドワイヤ2を血管3へ挿入する作業について説明しているが、第2実施形態では、図10の(A)に示すようにガイドワイヤ2を血管3に挿入する状態から、図10の(B)のようにガイドワイヤ2を体内の血管3から引き抜く操作を

50

したり、図10の(C)のようにガイドワイヤー2の挿入を停止させる操作をする場合の力計測装置1Bについて説明する。図11は、第2実施形態における力計測装置1Bの構成図である。

【0095】

《基準点算出部10B》

基準点算出部10Bは、挿入長検出部15と、基準点設定部16と、修正部の一例として機能する基準点修正部17とで構成される。挿入長検出部15と基準点設定部16との動作は、基本的に、第1実施形態と同様である。基準点修正部17は、血管3にガイドワイヤー2を挿入したのち、一旦、部分的に引き戻したのち、再び、欠陥3にガイドワイヤー2を再挿入する際に、引き戻し開始時点から再挿入時点までに既に基準点設定部16で

10

【0096】

具体的には、以下のように動作する。

【0097】

図10の(A)に示すように、術者が挿入を行う場合の挿入長検出部15の動作は、第1実施形態と同様であるため、説明を省略する。また、図10の(C)に示すように、術者が挿入を停止した場合の挿入長検出部15の動作も、第1実施形態と同様の方法で基準点を算出する。

【0098】

一方、図10の(B)に示すように、ガイドワイヤー2を体内の血管3から引き抜く操作をして、挿入長検出部15で検出した挿入長が、直前に検出した挿入長よりも所定量だけ減った場合は、基準点算出に関しては、第1実施形態と同様の方法で基準点設定部16により算出する。そして、基準点設定部16で基準点であると設定する場合には、基準点設定部16からデータベース入出力部14に出力され、計測情報データベース9に基準点を「2」と記憶する。ガイドワイヤー2を体内の血管3に挿入する操作をして、挿入長検出部15で検出した挿入長が増加した場合は、第1実施形態と同様の方法で基準点設定部16により算出し、基準点設定部16で基準点であると設定する場合には、基準点設定部16からデータベース入出力部14に出力され、計測情報データベース9に基準点を「1」と記憶する。

20

【0099】

次に、基準点設定部16で設定した基準点が、直前の「2」の基準点の次々の基準点であるかどうかを基準点修正部17で判定する。すなわち、ガイドワイヤー2の引き戻しが終了し、ガイドワイヤー2の挿入を再開した時点の次の基準点であるかどうかを、基準点修正部17で検出する。

30

【0100】

基準点設定部16で設定した基準点が、直前の「2」の基準点の次々の基準点であると基準点修正部17で判定された場合には、基準点修正部17にて、これまで設定した基準点の修正を行う。この修正は、例えば、引き戻し開始から引き戻し終了までの間に存在する基準点を削除するといった修正である。基準点設定部16で設定した基準点が、直前の「2」の基準点の次々の基準点ではないと基準点修正部17で判定した場合は、第1実施

40

【0101】

基準点修正部17は、ガイドワイヤー2の引き戻しが終了し、ガイドワイヤー2の挿入の再開を開始した時点の挿入量以上となる基準点を、最初の基準点から順に検索する。基準点修正部17は、検索された基準点より後ろの基準点を「1」から「-1」に順次修正し、基準点が「2」を「-2」に修正した時点で、修正を終了する。

【0102】

《個別力算出部11》

個別力算出部11は、力検出部13で検出した力の合算値から、基準点算出部10Bで算出した基準点毎に個別にかかる力(個別力)を算出し、算出した個別力をデータベース

50

入出力部 14 に出力し、計測情報データベース 9 に記憶する。具体的には、個別力算出部 11 は、力検出部 13 で検出した力の情報から、直前の基準点における力の情報を減じた値を、これまで設定した基準点の数で除した値を、各々の基準点での個別力に加算して算出する。ただし、基準点の数は、基準点が「-1」、「-2」、「0」となった時点を削減して、個別力算出部 11 でカウントする、個別力算出部 11 で算出した個別力は、基準点とともに、データベース入出力部 14 に出力し、計測情報データベース 9 に記憶する。

【0103】

(力計測動作ステップ)

次に、第2実施形態の力計測装置 1B の力計測動作ステップについて、図 13 のフローチャートを参照しながら説明する。

10

【0104】

まず、第1実施形態の図 7 の(A)の時点 t_3 以降に、ガイドワイヤー 2 の挿入を停止させた場合について説明する。挿入を停止させた場合は、第1実施形態の図 13 のフローチャートを使う。図 12 の(A)は、図 7 の(A)の時点 t_3 以降に挿入を停止させた後、挿入を再開したときの挿入長と力とをプロットしたグラフである。図 14 は、図 12 の(A)を拡大したグラフである。また、第2実施形態の計測情報データベース 9 を図 15 に示す。

【0105】

《時点 t_3 、 t_4 の基準点算出》

この第2実施形態でも、第1実施形態と同様の方法、すなわち、図 6 のステップ S1 ~ ステップ S12 により最初の基準点 t_0 から時点 t_2 の基準点までは設定されたと仮定し、時点 t_3 、 t_4 の基準点算出について、以下に説明する。

20

【0106】

第1実施形態と同様に、入出力 IF 7 により力計測の開始指令を受けて、力計測制御部 200 により、力計測装置 1B での力の計測動作処理を開始する。

【0107】

まず、図 6 のステップ S1 では、入出力 IF 7 により力計測の終了指令があったか否かを力計測制御部 200 により判定する。入出力 IF 7 により力計測の終了指令があったと判定した場合は、力計測制御部 200 により、力計測装置 1B での力計測動作処理を終了する。入出力 IF 7 からの力計測の終了指令がないと判定した場合は、力計測制御部 200 により、力計測動作処理は次のステップ S2 へ進む。

30

【0108】

ステップ S2 において、挿入長検出部 15 により、ガイドワイヤー 2 が血管 3 に挿入された挿入長を検出する。

【0109】

次いで、ステップ S3 において、挿入長検出部 15 での検出結果を基に、基準点設定部 16 が、挿入長が「0」であるかを判定する。挿入長検出部 15 で検出した挿入長が「0」であると基準点設定部 16 で判定する場合には、ステップ S4 に進む。挿入長検出部 15 で検出した挿入長が「0」でないと基準点設定部 16 で判定する場合には、力計測動作処理はステップ S5 に進む。

40

【0110】

ステップ S4 において、挿入長検出部 15 で検出した挿入長が「0」であると基準点設定部 16 で判定する場合には、図 12 の(B)に示すように挿入を開始する時点を意味し、その時点を最初の基準点として、基準点設定部 16 により設定する(図 12 の(A)の時点「 t_0 」を参照)。さらに、基準点設定部 16 により設定した基準点は、データベース入出力部 14 に出力して、計測情報データベース 9 に記憶する(図 15 の時点 t_0 の基準点の欄を「1」とする)。その後、力計測動作処理はステップ S5 に進む。

【0111】

ステップ S5 では、力検出部 13 により、体外からガイドワイヤー 2 にかかる力を検出する。力検出部 13 で検出した力の値は、タイマー 36 を利用して、時刻と共に、データ

50

ベース入出力部 14 に出力されて、計測情報データベース 9 に記憶する。

【0112】

次いで、ステップ S6 において、時点 t_3 以降の基準点を基準点算出部 10B で算出する。第 1 実施形態では、挿入長が所定の長さ分増加もしくは減少する毎に力検出部 13 で検出した力の変位を基準点設定部 16 で算出している。第 1 実施形態でも説明したように、所定の時間以上、挿入長が変化しない場合には、挿入長が所定の長さ分増加する毎に力検出部 13 で検出した力の変位を基準点設定部 16 で比較するのではなく、所定の時間が経過する毎に、力検出部 13 で検出した力の変位を基準点設定部 16 で比較する。図 14 において、時点 t_3 以降では、所定の時間経過しても挿入長が変化しないため、所定の時間経過した時点 t_{28} と時点 t_3 での力の変位 $f_{30} = f_3 - f_{28}$ を基準点設定部 16 で算出する。力の変位 f_{30} を直前の基準点までの力の変位と基準点設定部 16 で比較して、所定の第 1 閾値以上変化しているかどうかを基準点設定部 16 で判定する（ステップ S6）。図 14 の例では、直前の基準での力の変位 f_{20} と力の変位 f_{30} との差の絶対値が所定の第 1 閾値以上と基準点設定部 16 で判定し、力計測動作処理はステップ S9 に進む。力の変位 f_{30} を直前の基準点までの力の変位と基準点設定部 16 で比較して、所定の第 1 閾値未満であると基準点設定部 16 で判定すると、力計測動作処理はステップ S7 に進む。

10

【0113】

ステップ S9 において、時点 t_4 を次の基準点と基準点設定部 16 で設定する。すなわち、基準点設定部 16 で設定した基準点は、基準点設定部 16 からデータベース入出力部 14 に出力され、計測情報データベース 9 に記憶する（図 15 の時点 t_4 の基準点の欄を「1」とする。）。

20

【0114】

次に、ステップ S10 により、第 1 実施形態と同様に個別力算出部 11 にて各基準点の個別の力を算出し、算出した個別力が個別力算出部 11 からデータベース入出力部 14 に出力され、計測情報データベース 9 に記憶する（この例では、図 15 の時点 t_0 、 t_1 、 t_2 、 t_3 で、個別力 f_{r0} 、 f_{r1} 、 f_{r2} 、 f_{r3} を記憶する。）。

【0115】

次に、ステップ S11 にて、第 1 実施形態と同様に個別力算出部 11 により算出した各個別力について、力判定部 12 にて、負荷判定を行う。具体的には、各基準点の個別力のそれぞれについて、第 2 閾値（例えば、0.5 N）以上であるかどうかを力判定部 12 で判定する。ステップ S11 にて、各個別力のうち 1 つでも第 2 閾値以上であると判定された場合は、判定結果通知部 8 のモニタ 8a 又はスピーカー 8b などで術者へ警告を通知する（ステップ S12）。その後、力計測動作処理はステップ S1 に戻り、次の基準点を算出する。ステップ S11 にて、すべての個別力が第 2 閾値以上でない場合と力判定部 12 で判定された場合は、力計測動作処理はステップ S1 に戻り、次の基準点を算出する。

30

【0116】

《時点 t_4 で挿入を停止》

次に、時点 t_4 で挿入を停止した際の動作について説明する。

【0117】

第 1 実施形態では、ステップ S6 において、挿入長が所定の長さ分増加もしくは減少する毎に力検出部 13 で検出した力の変位を基準点設定部 16 で算出したが、第 1 実施形態でも説明したように、所定の時間（例えば 1 秒）以上、挿入長が変化しないと基準点設定部 16 で判定した場合には、挿入長が所定の長さ分増加する毎に力検出部 13 で検出した力の変位を基準点設定部 16 で比較するのではなく、所定の時間が経過する毎に力検出部 13 で検出した力の変位を基準点設定部 16 で比較する。図 14 において、時点 t_4 以降では所定の時間経過しても挿入長が変化しないため、所定の時間経過した時点 t_{37} と時点 t_4 での力の変位 $f_{40} = f_4 - f_{37}$ を基準点設定部 16 で算出する。力の変位 f_{40} が直前の基準点までの変位と基準点設定部 16 で比較して、所定の第 1 閾値以上変化しているかどうかを基準点設定部 16 で判定する（ステップ S6）。図 14 の例では直

40

50

前の基準での力の変位 f_{30} と力の変位 f_{40} との差の絶対値が所定の第1閾値以上と基準点設定部16で判定すると、時点 t_4 を次の基準点と基準点設定部16で設定する（ステップS9）。基準点設定部16で設定した基準点は、基準点設定部16からデータベース入出力部14に出力され、計測情報データベース9に記憶する（図15の時点 t_4 の基準点の欄を「1」とする）。

【0118】

次に、ステップS10により、第1実施形態と同様に個別力算出11にて各基準点の個別の力を算出し、個別力算出11からデータベース入出力部14に出力され、計測情報データベース9に記憶する（この例では図15の時点 t_0 、 t_1 、 t_2 、 t_3 、 t_4 で、個別力 f_{r0} 、 f_{r1} 、 f_{r2} 、 f_{r3} 、 f_{r4} を記憶）。

10

【0119】

次に、ステップS11にて、第1実施形態と同様に個別力算出部11により算出した各個別力について、力判定部12にて、負荷判定を行う。ステップS12も、第1実施形態と同様である。

【0120】

《時点 t_5 で挿入を再開》

次に、時点 t_5 で挿入を再開した際の動作について説明する。

【0121】

時点 t_5 で挿入を再開したときは、これまで設定した基準点の個別力に大きな変化はないため、これまで設定した基準点を利用して時点 t_5 での個別力を個別力算出部11で算出する。個別力算出部11での算出の仕方は、時点 t_4 までと同様であるので、省略する。なお、算出した計測データは図15に示す。

20

【0122】

《ガイドワイヤー2を手前に引き戻した場合》

次に、図10の(B)に示すように、ガイドワイヤー2を手前に引き戻した場合を例に説明する。

【0123】

図13は、第2実施形態の力計測装置1Bのフローチャートである。図16の(A)は引き戻して再開する際の挿入量と力とのグラフで、図17は図16の(A)を拡大したグラフである。

30

【0124】

図17において、最初の基準点 t_0 から時点 t_3 の基準点までは、第1実施形態と同様の方法で基準点及び個別力が設定されているとする。よって、図13におけるステップS51からステップS55までは、図6におけるステップS1からステップS5までと同じであるため、説明は省略する。

【0125】

図16の(A)及び(F)に示すように、時点 t_4 でガイドワイヤー2を引き戻すとする。第1実施形態と同様の方法で、挿入長が所定の長さ分増加もしくは減少する毎に力検出部13で検出した力の変位と直前の基準点の力の変位とを基準点設定部16で比較する。そして、所定の第1閾値以上変化していると基準点設定部16で判定した場合は、基準点設定部16で基準点 $t_{4'}$ として設定する（ステップS56）。

40

【0126】

ステップS56で基準点として基準点設定部16で判定された場合には、次に、挿入長が所定の長さ分増加もしくは減少しているかを挿入長検出部15で判定する（ステップS59）。

【0127】

ステップS59で挿入長が増加していると挿入長検出部15で判定した場合には、ステップS60にて、挿入長検出部15からデータベース入出力部14に出力され、計測情報データベース9の基準点欄に「1」を設定する。その後、力計測動作処理はステップS62に進む。

50

【 0 1 2 8 】

一方、ステップ S 5 9 で挿入長が減少していると挿入長検出部 1 5 で判定した場合には、ステップ S 6 1 にて、挿入長検出部 1 5 からデータベース入出力部 1 4 に出力され、計測情報データベース 9 の基準点欄に「 2 」を設定する。時点 $t_{4, \cdot}$ では挿入長が減少するので、図 1 8 A に示すように、時点 $t_{4, \cdot}$ の基準点欄に「 2 」を設定する。その後、力計測動作処理はステップ S 6 2 に進む。

【 0 1 2 9 】

次に、ステップ S 6 2 では、ステップ S 5 6 で設定した基準点が、直前の「 2 」の基準点の次々の基準点であるかどうかを基準点修正部 1 7 で判定する。すなわち、ガイドワイヤ 2 の引き戻しが終了し、挿入を再開した時点の次の基準点であるかどうかを基準点修正部 1 7 で調べる。

10

【 0 1 3 0 】

ステップ S 6 2 において、ステップ S 5 6 で設定した基準点が、直前の「 2 」の基準点の次々の基準点であると基準点修正部 1 7 で判定した場合は、力計測動作処理はステップ S 6 3 へ進む。

【 0 1 3 1 】

ステップ S 6 2 において、ステップ S 5 6 で設定した基準点が、直前の「 2 」の基準点の次々の基準点ではないと基準点修正部 1 7 で判定した場合は、力計測動作処理はステップ S 6 4 へ進む。ここでは、先に基準点として設定した時点 $t_{4, \cdot}$ は、直前の「 2 」の基準点の次々の基準点ではないので、力計測動作処理はステップ S 6 4 へ進む。なお、ステップ S 6 3 へ進む例については、後述する時点 $t_{6, \cdot}$ の算出時に説明する。

20

【 0 1 3 2 】

ステップ S 6 4 では、個別力については基準点の「 2 」についても「 1 」と同様に基準点数として個別力算出部 1 1 でカウントし、個別力算出部 1 1 で個別力を算出する。個別力算出部 1 1 で算出した結果は、個別力算出部 1 1 からデータベース入出力部 1 4 を介して計測情報データベース 9 に記憶する（図 1 8 A に図示）。

【 0 1 3 3 】

さらに、挿入を再開する時点 $t_{5, \cdot}$ も同様の方法で個別力算出部 1 1 で算出する。すなわち、ステップ S 5 9 にて、基準点 $t_{5, \cdot}$ は挿入量が増加すると挿入長検出部 1 5 で判定されるため、ステップ S 6 0 で計測情報データベース 9 の基準点の欄には「 1 」を基準点設定部 1 6 で設定する。次に、ステップ S 6 4 で、基準点 $t_{5, \cdot}$ での個別力を個別力算出部 1 1 で算出する。時点 $t_{5, \cdot}$ での力 $f_{5, \cdot}$ から直前の基準点 $t_{4, \cdot}$ の力 $f_{4, \cdot}$ の力を減じた値 $f_{5, \cdot}$ は、これまで設定した基準点の数（この例では、時点 t_0 を除く、基準点 t_1 、 t_2 、 t_3 、 t_4 、 t_5 、なので、基準点数は「 5 」）で割った値 $f_{r5, \cdot} = f_{5, \cdot} / 5$ を、基準点 $t_{5, \cdot}$ の個別力として個別力算出部 1 1 で算出する。他の基準点での個別力は、個別力算出部 1 1 で、個別力 $f_{r5, \cdot}$ をそれぞれの個別力に加算して算出する。個別力算出部 1 1 で算出した個別力は、個別力算出部 1 1 からデータベース入出力部 1 4 に出力され、計測情報データベース 9 に記憶する（この例では、図 1 8 A の計測情報データベース 9 に記憶する。）。以後のステップ S 6 5 とステップ S 6 6 は、図 6 のステップ S 1 1 とステップ S 1 2 と同様である。

30

40

【 0 1 3 4 】

《時点 $t_{5, \cdot}$ で挿入を再開》

次に、時点 $t_{5, \cdot}$ で挿入を再開し、次の基準点 $t_{6, \cdot}$ を算出する動作を説明する。

【 0 1 3 5 】

次の基準点 $t_{6, \cdot}$ は第 1 実施形態と同様の方法で算出する。

【 0 1 3 6 】

すなわち、ステップ S 5 9 にて、挿入長が増加していると挿入長検出部 1 5 で判定されるため、ステップ S 6 0 で時点 $t_{6, \cdot}$ の基準点は「 1 」と基準点設定部 1 6 で設定する。

【 0 1 3 7 】

次に、ステップ S 6 2 にて、ステップ S 5 6 で設定した基準点が、直前の「 2 」の基準

50

点の次々の基準点であるかどうかを基準点修正部 17 で判定する。時点 $t_{6.}$ の直前の「2」の基準点は時点 $t_{4.}$ であるため、基準点 $t_{6.}$ の次々の基準点であると基準点修正部 17 で判定し、力計測動作処理はステップ S 63 へ進む。

【0138】

ステップ S 63 において、基準点修正部 17 にて、これまで算出した基準点の修正を行う。引き戻しが終了した時点 $t_{5.}$ の挿入量以上となる基準点を、時点 t_0 から順に基準点修正部 17 で検索する。この例では、図 17 の A 17 により、時点 t_2 となる。求めた時点 t_2 より後ろの基準点から「2」となる基準点までの基準点を、基準点修正部 17 で削除する。具体的には、時点 t_3 の基準点欄を「1」から「-1」に、時点 t_4 の基準点欄を「2」から「-2」に修正するように、基準点修正部 17 からデータベース入出力部 14 を介して計測情報データベース 9 の記憶された情報内容を更新する。修正した計測情報データベース 9 の情報内容を図 18 B に示す。基準点修正部 17 で修正した後は、修正した基準点に基づくステップ S 64 の個別力の算出を個別力算出部 11 で行う。ここでの個別力は、基準点修正部 17 で修正した後の基準点を使って、個別力算出部 11 で算出するが、基準点「-1」及び「-2」のようにマイナスがついた基準点は、基準点「0」と同様の扱いで、個別力算出部 11 で算出する。すなわち、個別力算出部 11 において、時点 t_2 までの基準点は、引き戻し前の基準点を使い、時点 t_2 以降は時点 $t_{5.}$ で挿入を再開した時点の基準点を使うこととなり、時点 t_2 から時点 $t_{5.}$ までの間の基準点は使用しない。

【0139】

《第 2 実施形態の効果》

以上のように、ガイドワイヤー 2 を血管 3 に向かって押し込んでいるときだけではなく、停止させたり、引き抜いたときも、それぞれの負荷を力判定部 12 により個別に判定することができるようになる。

【0140】

(第 3 実施形態)

第 3 実施形態にかかる力計測装置 1 C は、図 19 に示すように、マスタースレーブ装置 100 を使ってガイドワイヤー 2 を血管 3 に挿入する場合を例に説明する。

【0141】

まず、本発明の第 3 実施におけるマスタースレーブ装置 100 の概要について説明する。

【0142】

図 19 に示すように、術者 6 の手によるマスターロボット 18 への指示に従って、脳又は心臓などの人体 4 の血管 3 の患部に向けて、挿入部材の一例であるガイドワイヤー 2 を体外からスレーブロボット 19 が挿入を行うカテーテル検査又は治療の様子を示す。

【0143】

術者 6 がマスターロボット 18 を操作して、スレーブロボット 19 でガイドワイヤー 2 を挿入している間は、人体 4 の外部から X 線撮像装置 5 により血管 3 又はガイドワイヤー 2 を撮像し、撮像した画像はモニタ 8 a に表示される。

【0144】

さらに、力計測装置 1 C により、術者 6 がマスターロボット 18 を操作してガイドワイヤー 2 を挿入している際に、ガイドワイヤー 2 が血管 3 に接触したときの接触力又はガイドワイヤー 2 が血管 3 の蛇行部などに接触したときの摩擦力などを計測し、血管 3 に負荷がかかっている場合などには、モニタ 8 a 又はスピーカー 8 b により警告を通知する。さらに、力計測装置 1 C で計測した個々の力は、スレーブロボット 19 からマスターロボット 18 へフィードバックすることで、術者 6 はあたかもガイドワイヤー 2 を直接把持して操作しているような力覚を術者 6 の手に感じることができる。さらに、術者 6 は、モニタ 8 a に表示された X 線画像と、力計測装置 1 C からの警告となどを確認しながら、カテーテル挿入の指示を行うことができる。また、力計測装置 1 C の検出の開始及び終了の指示は、マスターロボット 18 を操作してスレーブロボット 19 の挿入作業が開始及び終了と

それぞれ連動して行われる。

【 0 1 4 5 】

次に、第 3 実施形態の力計測装置 1 C と、マスターロボット 1 8 と、スレーブロボット 1 9 との詳細を説明する。図 2 0 は、力計測装置 1 C と、マスターロボット 1 8 と、スレーブロボット 1 9 との構成図である。

【 0 1 4 6 】

《マスタースレーブ装置 1 0 0、マスターロボット 1 8、スレーブロボット 1 9》

マスタースレーブ装置 1 0 0 は、力計測装置 1 C とマスターロボット 1 8 とスレーブロボット 1 9 とを含む装置全体であり、作業を行うにあたり人が遠隔により操作することができる装置である。マスターロボット 1 8 は、人が直接触って操作するためのロボットシステムであり、マスター機構 2 6 とマスター制御装置 2 2 とマスター周辺装置 2 3 とを備えて構成されている。スレーブロボット 1 9 は、マスターロボット 1 8 と離れたところ
10

【 0 1 4 7 】

《マスター機構 2 6、スレーブ機構 3 3》

マスター機構 2 6 は、人（術者）が直接触って操作するロボットであり、人が動かす際のサンプル時間毎の位置情報をセンサ（図示せず）で取得して、マスター入出力 I F 2 4
20

【 0 1 4 8 】

スレーブ機構 3 3 は、挿入部材の一例であるガイドワイヤ 2 を血管 3 へ送り出す作業を行うロボットであり、マスター機構 2 6 で取得した位置情報に追従するように動作する。
。

【 0 1 4 9 】

スレーブ機構 3 3 は、一例として、挿入方向と、挿入方向を中心軸にする回転方向との 2 軸方向に動作する、ローラ式送り出し装置である。スレーブロボット 3 3 は、上側ローラ（第 1 ローラ）3 3 a と下側ローラ（第 2 ローラ）3 3 b とでガイドワイヤ 2 などの柔軟物挿入部材を把持し、ローラ 3 3 a、3 3 b の動作を制御することによって、ガイドワイヤ 2 を送り出す。ここで、制御するローラは、上側ローラ 3 3 a と下側ローラ 3 3 b とのどちらでも可能である。制御するローラには、ロボットアームの関節部と同様に、
30
モータ 3 3 d とエンコーダ 3 3 e とが配置されて、ロボットアームの場合と同様にモータドライバ 3 3 f で制御されている。上側ローラ 3 3 a と下側ローラ 3 3 b とは、回転可能に図示しない台部で支持されている。さらに、第 3 のローラ 3 3 c を有し、第 3 ローラ 3 3 c で上側ローラ 3 3 a と下側ローラ 3 3 b とで構成される送り出しユニットを、挿入方向を中心軸として、中心軸回りに回転制御することができる。第 3 ローラ 3 3 c には図示しないブラケットが固定され、ブラケットには、上側ローラ 3 3 a と下側ローラ 3 3 c とが回転可能に支持されている。第 3 ローラ 3 3 c には、ロボットアームの関節部と同様に、
40
モータ 3 3 g とエンコーダ 3 3 h とが配置されて、ロボットアームの場合と同様にモータドライバ 3 3 f で制御されている。第 3 ローラ 3 3 c は、回転可能に図示しない台部で支持されている。このことによって、挿入方向に加えて、挿入方向を中心軸とする回転方向にも、ガイドワイヤ 2 の動作を制御することが可能となる。

【 0 1 5 0 】

《タイマー 4 0 A、4 0 B》

タイマー 4 0 A、4 0 B は、それぞれ、ある一定時間（例えば、1 m s e c 毎）の経過後にマスター制御部 2 1 もしくはスレーブ制御部 2 8 を実行させる。

【 0 1 5 1 】

《マスター周辺装置 2 3、スレーブ周辺装置 3 2》

マスター周辺装置 2 3 は、マスター入出力 I F 2 4 とマスターモータドライバ 2 5 とで構成され、マスター機構 2 6 とマスター制御装置 2 2 との間の情報を伝達する。

【 0 1 5 2 】

10

20

30

40

50

スレーブ周辺装置 32 も同様に、スレーブ入出力 IF 30 とスレーブモータドライバ 31 とで構成され、スレーブ機構 33 とスレーブ制御装置 27 との間の情報を伝達する。

【 0 1 5 3 】

マスター入出力 IF 24 は、マスター機構 26 からの位置情報をマスター制御部 21 に出力する。また、マスター制御部 21 からの位置情報をタイマー 40A を利用して、ある一定時間毎（例えば、1 m s e c 毎）に、マスターモータドライバ 25 に出力する。マスターモータドライバ 25 は、マスター入出力 IF 24 からの位置情報に追従するようにマスター機構 26 のモータを動かす。

【 0 1 5 4 】

スレーブ入出力 IF 30 は、スレーブ制御部 28 からの位置情報をスレーブモータドライバ 31 に出力する。また、スレーブ機構 33 からの位置情報をタイマー 40B を利用して、ある一定時間毎（例えば、1 m s e c 毎）に、スレーブ制御部 28 に出力する。スレーブモータドライバ 31 は、スレーブ入出力 IF 30 からの位置情報に追従するようにスレーブ機構 33 のモータを動かす。

【 0 1 5 5 】

《マスター制御装置 22、スレーブ制御装置 27》

マスター制御装置 22 は、タイマー 40A と、力伝達部 20 と、マスター制御部 21 とを備えて構成している。マスター制御装置 22 は、マスター機構 26 が動いた位置情報をタイマー 40A を利用して、ある一定時間毎（例えば、1 m s e c 毎）に、スレーブ制御装置 27 に出力することと、スレーブ制御装置 27 から入力される力情報を人（術者）に伝達することの二つの役割を持つ。マスター制御部 21 は、マスター入出力 IF 24 からのマスター機構 26 の位置情報をタイマー 40A を利用して、ある一定時間毎（例えば、1 m s e c 毎）に、スレーブ制御部 28 に出力する。また、スレーブ制御部 28 からの力情報を力伝達部 20 に出力する。力伝達部 20 は、スレーブ制御部 28 からの力情報を術者 6 の手に伝達する。力を発生させる方向については、マスター機構 26 の挿入方向と挿入方向軸まわりの回転の 2 軸である。

【 0 1 5 6 】

スレーブ制御装置 27 は、タイマー 40B と、スレーブ制御部 28 と、力伝達箇所検出部 29 と、力補正部 34 とを備えて構成している。スレーブ制御装置 27 は、スレーブ制御部 28 によりマスター制御装置 22 からの位置情報にスレーブ機構 33 を追従させるように制御することと、力計測装置 1C で取得した力情報をもとに力伝達箇所検出部 29 にてマスター制御装置 22 に伝達する力を決定し、決定した力を力補正部 34 で補正し、補正した力をマスター制御装置 22 に力情報として出力することの二つの役割を持つ。力計測装置 1C は、図 19 に示すように、人体（患者）4 の体外でスレーブロボット 19 が配置されている付近に配置する。

【 0 1 5 7 】

《力計測装置 1C》

力計測装置 1C は、第 1 実施形態又は第 2 実施形態と同等の機能を有する。例えば、力計測装置 1C は、力計測装置 1A 又は力計測装置 1B 又は後述する実施形態の力計測装置のいずれかで構成することができる。力計測装置 1C からは、力検出部 13 からの出力値と、個別力算出部 11 で算出した全ての個別力と、力判定部 12 での判定結果とが、スレーブ装置 27 の後述する力伝達箇所決定部 29 へ出力される。

【 0 1 5 8 】

《力伝達箇所決定部 29》

力伝達箇所決定部 29 は、内部で保有している決定フラグに基づいて、力装置 1C の個別力算出部 11 で算出した個々の個別力及び力検出部 13 の中から、マスター制御装置 22 へ伝達すべき力を決定する。決定フラグは、力検出部 13 の力を伝達する場合は「0」を設定し、力計測装置 1C の個々の力のうち、最も最近に決定した基準点の力を現在（計測時点）の力検出部 13 の力から減じた値を伝達する場合は「1」を設定する。

【 0 1 5 9 】

10

20

30

40

50

《力補正部 3 4》

力補正部 3 4 は、力伝達箇所決定部 2 9 にて、決定フラグが切り替わった時点で急に力が変化しないように、切り替え前の力から切り替え後の力に滑らかに切り替わるようにスムージングをかける。

【 0 1 6 0 】

第 3 実施形態におけるマスタースレーブ装置 1 0 0 の操作手順を図 2 1 のフローチャートを用いて説明する。

【 0 1 6 1 】

図 2 1 において、術者 6 がマスター機構 2 6 を直接触り、ガイドワイヤー 2 を送り出すスレーブ機構 3 3 を操作している場合において、ガイドワイヤー 2 が血管 3 などに接触する

10

【 0 1 6 2 】

ステップ S 2 0 1 では、ガイドワイヤー 2 が血管 3 に接触するとき、力計測装置 1 C の力検出部 1 3 で力情報を検出し、力検出部 1 3 から力伝達箇所決定部 2 9 に出力する。力伝達箇所決定部 2 9 では、内部で保有している決定フラグが「 0 」の場合は、力検出部 1 3 の力をスレーブ制御部 2 8 に伝達するよう決定する。力伝達箇所決定部 2 9 では、内部で保有している決定フラグが「 1 」の場合は、力計測装置 1 C の個々の力のうち、最も最近に決定した基準点の力を、現在（計測時点で）の力検出部 1 3 の力から減じた値を力伝達箇所決定部 2 9 からスレーブ制御部 2 8 に伝達するよう決定する。決定フラグが「 0 」の場合は、力検出部 1 3 の力（全ての部位の接触力の合算値）が力伝達箇所決定部 2 9 からスレーブ制御部 2 8 に伝達されるため、従来の術者 6 がガイドワイヤー 2 を直接把持したときと同等の力が力伝達箇所決定部 2 9 からスレーブ制御部 2 8 に伝達される。決定フラグが「 1 」の場合は、最も最近に接触した力のみを力伝達箇所決定部 2 9 からスレーブ制御部 2 8 に伝達することから、この時点までの蛇行の状態又は接触の状態に関係なく、現在（計測時点で）影響のある部分のみの力を力伝達箇所決定部 2 9 からスレーブ制御部 2 8 に伝達することができる。例えば、図 2 2 に示すようにガイドワイヤー先端の力を支点にして、分岐部への向きを変更したい場合は、図 2 2 の A 2 2 の部分のみの力を感

20

【 0 1 6 3 】

ステップ S 2 0 3 では、力伝達箇所決定部 2 9 にて、決定フラグが切り替わった時点で急に力が変化しないように、切り替え前から切り替え後の力を滑らかに切り替わるように力補正部 3 4 でスムージングをかける。

30

【 0 1 6 4 】

ステップ 2 0 4 では、スレーブ制御部 2 8 に出力された力情報はマスター制御部 2 1 に無線又は有線などの通信手段などを介して送られ、力伝達部 2 0 へと伝達する。力伝達部 2 0 に入力された力情報は術者 6 の手に伝達する。

【 0 1 6 5 】

《第 3 実施形態の効果》

術者 6 のマスターロボット 1 8 への指示に従って、脳又は心臓などの人体 4 の血管 3 の患部に向けて、挿入部材の一例であるガイドワイヤー 2 を体外からスレーブロボット 1 9 が挿入する場合に、従来の術者 6 がガイドワイヤー 2 を直接把持したときと同等の力、もしくは、最も最近に接触した力のみを伝達することを切り替えることが可能となり、前者では、従来の術者 6 がガイドワイヤー 2 を直接把持した時の力を感じることができ、後者の場合だと蛇行の状態又は接触の状態に関係なく、現在（計測時点で）影響のある部分のみの力を伝達することができるようになる。

40

【 0 1 6 6 】

(第 4 実施形態)

第 4 実施形態にかかる力計測装置 1 D は、第 3 実施形態と同様に、図 1 9 に示すように、マスタースレーブ装置 1 0 0 D を使ってガイドワイヤー 2 を血管 3 に挿入する場合を例に説明する。第 1、2、3 実施形態と共通部分の説明は省略し、異なる部分についてのみ

50

以下、詳細に説明する。力計測装置 1 D は、力計測装置 1 C と同様に、力計測装置 1 又は力計測装置 1 B 又は後述する実施形態の力計測装置のいずれかで構成することができる。

【0167】

まずは、図 19 により、第 4 実施形態におけるマスタースレーブ装置 100 D の概要について説明する。

【0168】

術者 6 がマスターロボット 18 を操作して、ガイドワイヤー 2 を挿入している間は、力計測装置 1 D により、術者 6 がマスターロボット 18 を操作してガイドワイヤー 2 を挿入している際に、ガイドワイヤー 2 が血管 3 に接触したときの接触力又はガイドワイヤー 2 が血管 3 の蛇行部などに接触したときの摩擦力などを計測し、血管 3 に負荷がかかっている場合などにはモニタ 8 a 又はスピーカ 8 b により警告する事に加えて、スレーブロボット 19 D によってスレーブの制御を停止させる。また、ガイドワイヤー 2 が血管 3 で詰まり、これ以上ガイドワイヤー 2 が血管 3 内を前進できない場合に、スレーブロボット 19 D にて、後述する振動動作を加えることで、ガイドワイヤー 2 の血管 3 への詰まりを除去し前進させることができる。振動制御は、図 25 の A 25 に示すように、スレーブロボット 19 D により、ガイドワイヤー 2 を血管 3 に対して少し前進させた後、血管 3 に対して少し後退させ、この前進及び後退を繰り返すことで、ガイドワイヤー 2 を血管 3 に対して振動させる動作である。さらに、術者 6 は、第 3 実施形態と同様、モニタ 8 a に表示された X 線画像と、力計測装置 1 D からの警告などを確認しながら、カテーテル挿入の指示を行うことができる。また、力計測装置 1 D の検出の開始及び終了の指示は、マスター

10

20

【0169】

次に、第 4 実施形態の力計測装置 1 D と、マスターロボット 18 と、スレーブロボット 19 D との詳細を説明する。図 23 は、力計測装置 1 D 及びマスターロボット 18 と、スレーブロボット 19 D との構成図である。第 3 実施形態との共通部分の説明は省略し、異なる部分のみ以下で説明する。

【0170】

《スレーブ機構 33》

スレーブ機構 33 は、挿入部材の一例であるガイドワイヤー 2 を血管 3 へ送り出す作業を行うロボットであり、マスター機構 26 で取得した位置情報に追従するように動作することに加えて、後述するスレーブ動作生成部 35 で生成した動作で動作する。なお、図 25 のスレーブロボット 19 D のスレーブ機構 33 は、図 19 のスレーブ機構 33 と同様な構成であり、詳細な図示を省略している。

30

【0171】

《スレーブ制御装置 27 D》

スレーブ制御装置 27 D は、マスター制御装置 22 からの位置情報にスレーブ機構 33 を追従させることと、力計測装置 1 D で取得した力情報を基に力伝達箇所検出部 29 にてマスター制御装置 22 に伝達する力を決定し、決定した力を力補正部 34 で補正し、補正した力をマスター制御装置 22 に力情報として出力することと、スレーブ動作生成部 35

40

【0172】

《スレーブ動作生成部 35》

スレーブ動作生成部 35 は、力計測装置 1 D で取得した力情報又は負荷判定結果をもとに、スレーブ動作を停止したり、スレーブを振動させるための動作を生成する。振動制御は、図 25 の A 25 に示すように、スレーブロボット 19 D により、ガイドワイヤー 2 を血管 3 に対して少し挿入して戻す、少し挿入して戻すを小刻みに繰り返す動作である。具体的には、ある所定の第 1 時間（例えば、60 msec）かけて、ガイドワイヤー 2 を血管 3 に対して一定の第 1 挿入長（例えば、3.6 mm）前進させ、ある所定の第 2 時間（

50

例えば、10 msec) かけて、ガイドワイヤー 2 を血管 3 に対して一定の第 2 挿入長 (例えば、0.3 mm) 後退させることを繰り返す。

【0173】

力計測装置 1 D の力判定部 1 2 負荷があると判定された場合には、スレーブ動作を停止するようスレーブ制御部 2 8 へ指令を出す。さらに、力計測装置 1 D で取得した力の大きさによって、振動制御のパラメータを変更する。例えば、取得した力が大きい場合は、振動制御時の振動周期を大きくしたり (例えば、所定の第 1 時間を 30 msec)、振動幅を大きく (例えば、第 1 挿入長を 6 mm) する。取得した力が小さい場合は、振動制御時の振動周期 (例えば、所定の第 1 時間を 80 msec) を小さくしたり、振動幅を小さく (例えば、第 1 挿入長を 2 mm) する。

10

【0174】

第 4 実施形態におけるマスタースレーブ装置 100 D の操作手順を図 24 のフローチャートを用いて説明する。

【0175】

図 24 において、術者 6 がマスター機構 2 6 を直接触り、ガイドワイヤー 2 を送り出すスレーブ機構 3 3 を操作している場合において、ガイドワイヤー 2 が血管 3 などに接触するときのスレーブ機構 3 3 の制御手順を説明する。

【0176】

ステップ S 301 では、ガイドワイヤー 2 が血管 3 に接触するとき、力計測装置 1 D の力検出部 1 3 で力情報を検出し、力検出部 1 3 からスレーブ動作生成部 3 5 に出力する。

20

【0177】

ステップ S 302 のスレーブ動作生成部 3 5 では、力計測装置 1 D の力判定部 1 2 で負荷が有ると判定された場合には、スレーブ動作を停止するよう力判定部 1 2 からスレーブ制御部 2 8 へ指令を出す (ステップ S 303)。その後、ステップ 305 に進む。

【0178】

ステップ S 302 で、力計測装置 1 D の力判定部 1 2 で負荷が無いと判定された場合には、力計測装置 1 D で取得した力の大きさによって、振動制御のパラメータをスレーブ動作生成部 3 5 で変更する。例えば、取得した力が大きい場合は、スレーブ動作生成部 3 5 において、振動制御時の振動周期を大きくしたり、振動幅を大きくする。取得した力が小さい場合は、スレーブ動作生成部 3 5 において、振動制御時の振動周期を小さくしたり、振動幅を小さくする (ステップ S 304)。その後、ステップ 305 に進む。

30

【0179】

次いで、ステップ 305 では、スレーブ動作生成部 3 5 からの指令により、スレーブ機構 3 3 を制御する。

【0180】

《第 4 実施形態の効果》

血管 3 に負荷がかかっている場合などにはモニタ 8 a 又はスピーカー 8 b により警告する事に加えて、スレーブロボット 19 D によってスレーブの制御を停止させることができる。また、ガイドワイヤー 2 が血管 3 へ詰まり、これ以上ガイドワイヤー 2 が前進できない場合に、スレーブロボット 19 D にて、振動動作を加えることで、ガイドワイヤー 2 の血管 3 への詰まりを除去し前進させることができる。

40

【0181】

(第 5 実施形態)

第 5 実施形態における力計測装置 1 E の概要について説明する。

【0182】

図 26 は、脳又は心臓などの血管 3 の患部に向けて、術者 6 が、挿入部材の一例であるガイドワイヤー 2 を人体 4 の体外から挿入するカテーテル検査、又は治療の様子を示す。

【0183】

術者 6 がガイドワイヤー 2 を血管 3 に挿入している間、撮像装置の一例としての第 1 X 線撮像装置 5 a 及び第 2 X 線撮像装置 5 b は、血管 3、あるいはガイドワイヤー 2 を体外

50

から撮像し、X線撮像制御部41を介して、モニタ8aで、それぞれ撮像した画像を2画面で表示する。モニタ8aの一方の画面(図28のA28を参照)には、第1X線撮像装置5aで撮像したガイドワイヤ2の先端部位を表示し、もう一方の画面(図28のB28を参照)には、力計測装置1Eで計測した個々の力を計測し、血管3に負荷がかかっている場合には、その負荷がかかっている部位まで第2X線撮像装置5bを第2X線撮像装置移動部5nで移動するよう制御して、その部位を画像表示する。さらに、負荷がかかっている部位が人体4の全体でのどの部分かわかるような表示も追加して表示してもよい。第1X線撮像装置5a及び第2X線撮像装置5bは、それぞれ、第1実施形態のX線撮像装置5と同様に、X線発生部5gと、X線発生部5gに対応するX線検出部5hとを備える。また、スピーカー8bにより警告を通知する。X線撮像制御部41での制御の下に、第1X線撮像装置5aは第1X線撮像装置移動部5mにより所望の位置まで移動し、第2X線撮像装置5bは第2X線撮像装置移動部5nにより所望の別の位置まで移動する。

10

【0184】

術者は、モニタ8aに2画面表示されたX線画像と、力計測装置1Eからの警告となどを確認しながら、カテーテル挿入を行う。

【0185】

次に、図27は、第4実施形態の力計測装置1Eと、判定結果通知部8と、撮像装置制御部41と、通知情報決定部42と、撮像装置5と、制御情報データベース43との構成図である。力判定部12以外の力計測装置1Eは、第1実施形態の力計測装置1と同様なので説明を省略する。

20

【0186】

《力判定部12》

力判定部12は、個別力算出部11により算出した力が所定の第2閾値(例えば、0.5N)以上の場合、血管3に負荷がかかっていると判断する。図29は力判定部12から出力する半径結果に関する情報の一例を示す。図29に示すように、判定結果は、個別力算出部11で算出した力と、判定に使った所定の閾値と、挿入長と、基準点と共に、通知情報決定部42に出力される。

【0187】

《通知情報決定部42》

通知情報決定部42は、力判定部12で判定した判定結果の情報に基づいて、後述する判定結果通知部8で通知する通知情報を決定する。図30は、力判定部12で出力される判定結果に加えて、通知情報決定部42で決定した通知情報(図30のA30)の一例を示す。通知情報決定部42では、通知すべき情報の優先度の高い順に「1」、「2」、・・と決定し、力判定部12で検出した判定結果の情報と通知情報とを、通知情報決定部42から撮像装置制御部41及び判定結果通知部8へ出力する。通知情報は、一例として、力判定部12で負荷がある、すなわち、「NG」となった箇所のうち、閾値と個別力との差が大きいものから順に通知度を高くなるよう決定する。「NG」が0箇所の場合は、最も挿入長の大きい箇所から順に優先度を高くする。「NG」が1箇所の場合は、「NG」の箇所を最も優先度を高く決定し、残りについては、最も挿入長の大きい箇所から順に優先度を高く決定する。

30

40

【0188】

《判定結果通知部8》

判定結果通知部8としては、通知情報決定部42で決定した通知情報から優先度の高い順にモニタ8aに表示する。この例では、図28のモニタ8aに示すように2画面で表示するため、1つ目の画面にはガイドワイヤ2の先端を必ず表示し(図28のA28を参照)、2つ目の画面のみに優先度のもっとも高い情報を表示する(図28のB28を参照)。表示される情報は、個別力算出部11で算出された力P[N]と、力判定部12で血管3に負荷がかかっていると判定された場合には、「ALERT」などのように警告がわかるように表示する。なお、この例では、1つ目の画面はガイドワイヤ2の先端を必ず表示するようにしたが、優先度の「1」及び「2」の情報をそれぞれの画面に表示す

50

るようにしても良い。さらに、この例では2画面としたが、3画面以上表示するようにしても良い。また、挿入長の情報を力と同様に表示しても良い。ここでは、判定結果通知部8(例えば、モニタ8aに内蔵された画像処理部)により、2つ目の画面には、負荷がかかっている部位の画像に重ねて、「ALERT」などのように警告及び負荷の表示が行われている。

【0189】

また、力判定部12により血管3に負荷がかかっていると判定された場合、スピーカー8bにより警告音を鳴らして、術者に警告を行うようにしてもよい。

【0190】

《制御情報データベース43》

制御情報データベース43は、図31に示すように、撮像装置制御部41内の第1X線撮像装置5a及び第2X線撮像装置5bとの位置の情報を、計測情報データベース9の情報と共に記録する。

【0191】

《撮像装置制御部41》

撮像装置制御部41は、通知情報決定部42で決定した通知情報に基づいて、第1X線撮像装置5a及び第2X線撮像装置5bとの位置をそれぞれ制御したり、第1X線撮像装置5a及び第2X線撮像装置5bとの現在(計測時点での)の撮像装置のそれぞれの位置を取得する。

【0192】

具体的には、術者6がガイドワイヤー2の挿入作業に応じて、第1X線撮像装置5aを術者6又は放射線技師が手動で又は第1X線撮像装置移動部5mでガイドワイヤー2の先端を撮像できるよう移動させる。挿入作業中は第1実施形態と同様に力計測装置1Eで個々の力を計測する。撮像装置制御部41は、移動させた第1X線撮像装置5aの位置を計測情報データベース9の情報と共に制御情報データベース43に記録する。さらに通知情報決定部42で決定した通知情報を表示するために、第1X線撮像装置5aの制御を行う。第1X線撮像装置5aは、ガイドワイヤー2の先端を撮影するよう術者6が移動するため、ここでは、撮像装置制御部41により移動制御しない。第2X線撮像装置5bは、最も高い優先度の情報を撮像するために、撮像装置制御部41により移動制御を行う。

【0193】

例えば、図30において、最も優先度の高い挿入長「p1」の情報を第2X線撮像装置5bで撮像して表示する場合を例に説明する。まず、挿入長「p1」での第2X線撮像装置5bの位置を制御情報データベース43に基づいて撮像装置制御部41で算出する。具体的には、制御情報データベース43のうち、挿入長「p1」での第2X線撮像装置5bの位置を撮像装置制御部41で算出する。図31の例では、挿入長「p1」での第2X線撮像装置5bの位置は「p×6」となる。次に、第2X線撮像装置5bの位置が「p×6」となるように撮像装置制御部41で移動制御を行う。

【0194】

第5実施形態における手順を図32のフローチャートを用いて説明する。

【0195】

ステップS401において、個別力算出部11により、ガイドワイヤー2が血管3などに接触するときの個々の負荷を算出する。その後、力計測動作処理はステップS403に進む。

【0196】

一方、ステップS401と同時に、撮像装置制御部41は、術者6が第2X線撮像装置5bを移動させたときの位置を取得して、制御情報データベース43に記録する(ステップS402)。その後、力計測動作処理はステップS405に進む。

【0197】

ステップS403では、力判定部12が、個別力算出部11で算出した個別力に基づいて、負荷がかかっているかどうかを判定する。

10

20

30

40

50

【 0 1 9 8 】

ステップ S 4 0 4 では、力判定部 1 2 からの判定結果に基づいて、通知情報決定部 4 2 により、通知すべき情報を決定する。

【 0 1 9 9 】

ステップ S 4 0 5 では、撮像装置制御部 4 1 は、通知情報決定部 4 2 で決定した通知情報に基づいて、負荷がかかっている部位まで第 2 X 線撮像装置 5 b を移動制御して、当該部位に対して、第 2 X 線撮像装置 5 b で撮像を行う。判定結果通知部 8 のモニタ 8 a は、撮像装置制御部 4 1 により、第 2 X 線撮像装置 5 b で撮影した情報に加えて、通知情報決定部 4 2 で決定した通知情報を表示する。

【 0 2 0 0 】

《 第 5 実施形態の効果 》

ガイドワイヤー 2 の先端の X 線画像表示に加えて、負荷がかかっている箇所の X 線画像を同時に表示することが可能なる。

【 0 2 0 1 】

《 各実施形態の変形例 》

なお、第 1 実施形態にて、基準点算出部 1 0 又は力判定部 1 2 で所定の閾値（第 1 閾値又は第 2 閾値）を設けたが、図 9 に示すように、挿入長に応じて、閾値を変更しても良い。例えば、足の付け根の血管 3 からガイドワイヤー 2 を挿入する場合、ガイドワイヤー 2 を挿入するに従って血管 3 が細くなっていくため、ガイドワイヤー 2 を挿入したばかりのときは閾値の値を大きくし、ガイドワイヤー 2 の挿入が進んでくると、血管 3 が細くなるため、閾値を小さくすることなどが可能となる。さらに、閾値は、治療方法又は患者（人体 4）によって個別に修正しても良い。

【 0 2 0 2 】

また、第 1 実施形態にて、基準点算出部 1 0 は、所定の挿入長毎に力の変位が所定の閾値以上である時点を基準点として算出し、個別力算出部 1 1 で各基準点に力を直前の基準点における力の情報を減じた値をこれまで設定した基準点の数で除した値を均等に各々の基準点での個別力に加算して算出している。これとは異なる方法として、所定の時間毎に基準点を設定し、これまで設定した基準点の数で除した値を均等に各々の基準点での個別力に加算する際に、各基準点で力が所定の閾値以上の基準点のみ力を加算する方法でも良い。

【 0 2 0 3 】

また、個別力算出部 1 1 は、力検出部 1 3 で検出した力の情報から直前の基準点における力の情報を減じた値をこれまで設定した基準点の数で除した値を均等に各々の基準点での個別力に加算して算出したが、均等に加えるのではなく、ガイドワイヤー 2 の先端の移動量に応じて、加算する値を個別に変更しても良い。例えば、ガイドワイヤー 2 の先端が挿入量と同様の量だけ移動している場合には、それまでの基準点の個別力は変化しないとし、力検出部 1 3 で検出した力の情報から直前の基準点における力の情報を減じた値を新しく追加した基準点での個別力とする。

【 0 2 0 4 】

また、基準点算出部 1 0 , 1 0 B により自動的に基準点を算出したが、例えば血管 3 の蛇行部を通過した時点又は分岐部を通過した時点を基準点としたり、術者 6 が基準点を設定しても良い。

【 0 2 0 5 】

さらに、前記各実施形態では、挿入方向のみを説明したが、挿入方向まわりの回転方向についても同様の方法で計測することができる。

【 0 2 0 6 】

また、前記各実施形態では、カテーテル挿入を例に説明したが、挿入部材を管に挿入する際に、挿入部材が管に接触するときの力を個別に算出するものであり、例えば、人体への内視鏡検査又は工業内視鏡などにおいても同様の効果を発揮する。

【 0 2 0 7 】

なお、本発明を第1～第5実施形態及び変形例に基づいて説明してきたが、本発明は、前記の第1～第5実施形態及び変形例に限定されないのはもちろんである。以下のような場合も本発明に含まれる。

【0208】

前記各力計測装置、制御装置、又は、制御部の一部又は全部は、具体的には、マイクロプロセッサ、ROM、RAM、ハードディスクユニット、ディスプレイユニット、キーボード、マウスなどから構成されるコンピュータシステムである。前記RAM又はハードディスクユニットには、コンピュータプログラムが記憶されている。前記マイクロプロセッサが、前記コンピュータプログラムにしたがって動作することにより、各部は、その機能を達成する。ここでコンピュータプログラムは、所定の機能を達成するために、コンピュータに対する指令を示す命令コードが複数個組み合わせられて構成されたものである。

10

【0209】

例えば、ハードディスク又は半導体メモリ等の記録媒体に記録されたソフトウェア・プログラムをCPU等のプログラム実行部が読み出して実行することによって、各構成要素が実現され得る。なお、前記実施形態又は変形例における力計測装置を構成する要素の一部又は全部を実現するソフトウェアは、以下のようなプログラムである。つまり、このプログラムは、生体管に、カテーテル又は内視鏡である挿入部材を挿入する際に、前記挿入部材が前記生体管に接触する際の力を計測する力計測プログラムであって、

コンピュータを、

前記生体管に前記挿入部材を挿入している最中に、前記挿入部材が前記生体管に挿入している最中に発生する力を前記生体管の外部から計測する力検出部で検出した力の情報から、前記挿入部材が前記生体管に挿入している最中に発生する前記力を個別に計測する時点又は挿入長を決定する決定部と、

20

前記決定部で決定された前記時点又は挿入長に関する情報と前記力検出部で検出した前記力の情報とから、前記挿入部材が前記生体管に挿入している最中に発生する前記力を前記時点又は挿入長毎に個別力として個別に算出する個別力算出部ととして機能させるための力計測プログラムである。

【0210】

また、このプログラムは、サーバなどからダウンロードされることによって実行されてもよく、所定の記録媒体（例えば、CD-ROMなどの光ディスク、磁気ディスク、又は、半導体メモリなど）に記録されたプログラムが読み出されることによって実行されてもよい。

30

【0211】

また、このプログラムを実行するコンピュータは、単数であってもよく、複数であってもよい。すなわち、集中処理を行ってもよく、あるいは分散処理を行ってもよい。

【0212】

なお、前記様々な実施形態又は変形例のうちの任意の実施形態又は変形例を適宜組み合わせることにより、それぞれの有する効果を奏することができる。

【産業上の利用可能性】

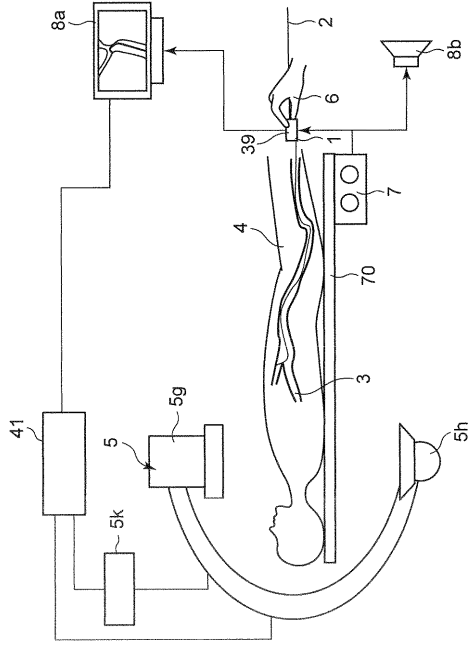
【0213】

本発明の前記態様は、挿入部材を生体管に挿入する際に発生する力を計測する力計測装置及び計測方法、マスタースレーブ装置、力計測プログラム、並びに、集積電子回路として有用である。

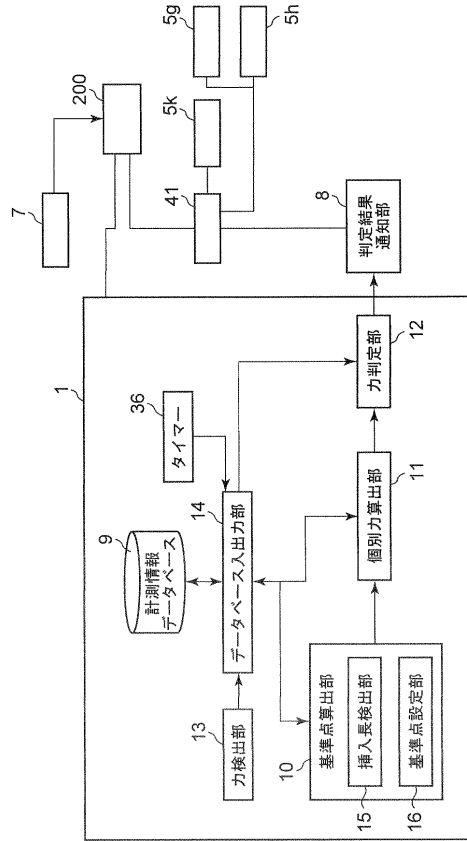
40

本発明は、添付図面を参照しながら実施形態に関連して十分に記載されているが、この技術の熟練した人々にとっては種々の変形又は修正は明白である。そのような変形又は修正は、添付した請求の範囲による本発明の範囲から外れない限りにおいて、その中に含まれると理解されるべきである。

【図 1】



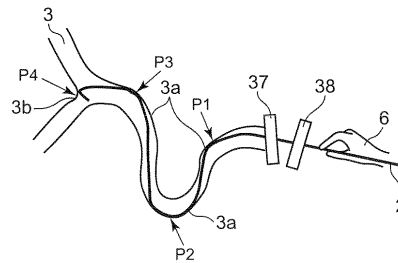
【図 2】



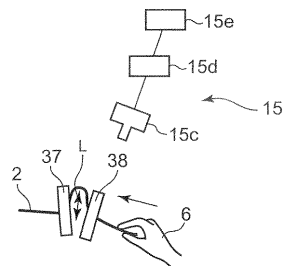
【図 3】

時刻 (msec)	力 (N,Nm)	挿入長 (m)	基準点	個別力
t_0	f_0	p_0	1	fr_0
t_{01}	f_{01}	p_{01}	0	
..
t_1	f_1	p_1	1	fr_1
t_{11}	f_{11}	p_{11}	0	
..
t_2	f_2	p_2	1	fr_2
t_{21}	f_{21}	p_{21}	0	
	⋮	⋮		

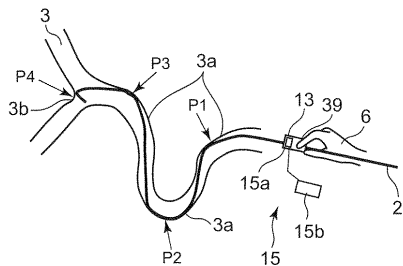
【図 4 B】



【図 4 C】



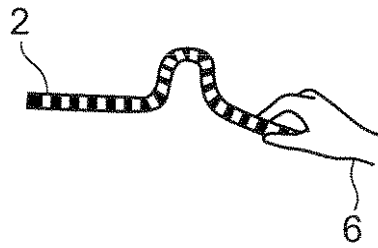
【図 4 A】



【図4D】

たわみ量L (m)	力 (N,Nm)
L1	F1
L2	f2
..	..
L100	F100
.	.
.	.
.	.
.	.

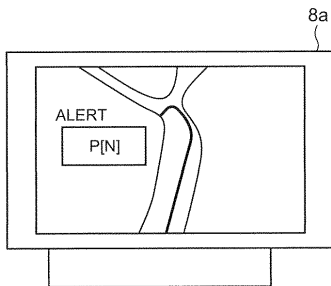
【図4E】



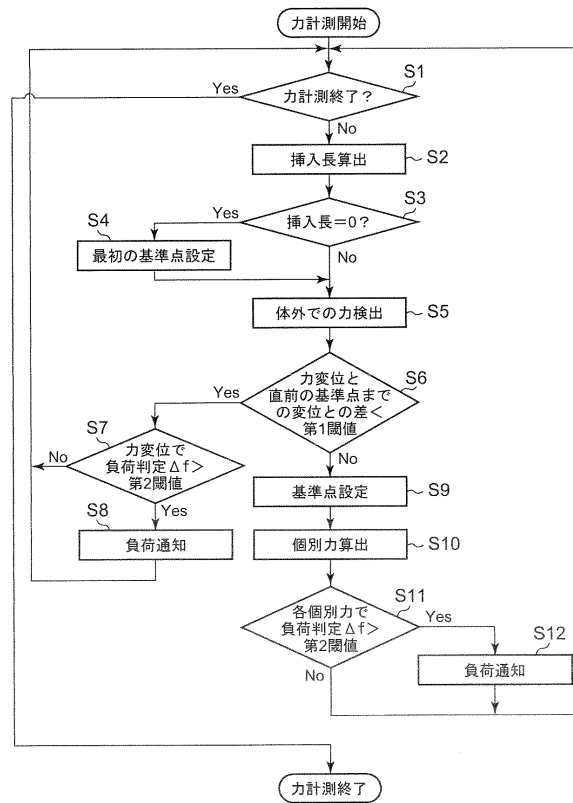
【図4F】

マーク数	挿入長
M1	L1
M2	L2
..	..
M100	L100
.	.
.	.
.	.
.	.

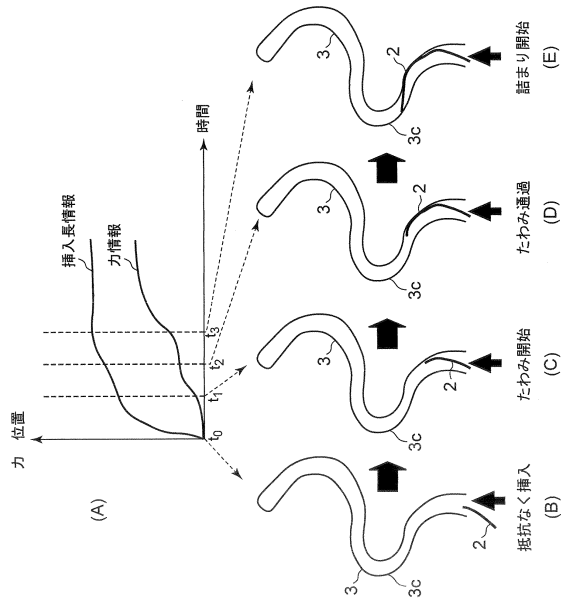
【図5】



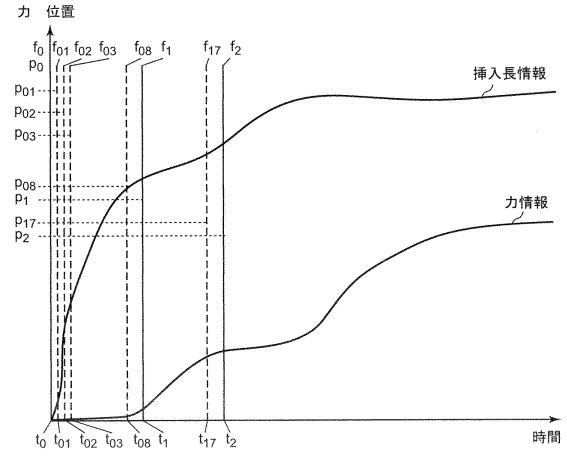
【図6】



【 図 7 】



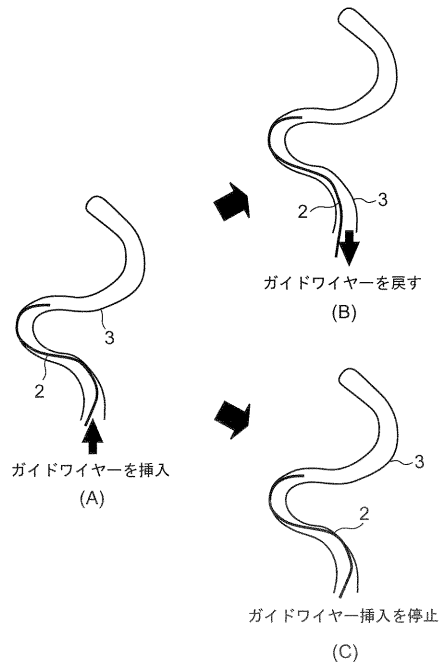
【 図 8 】



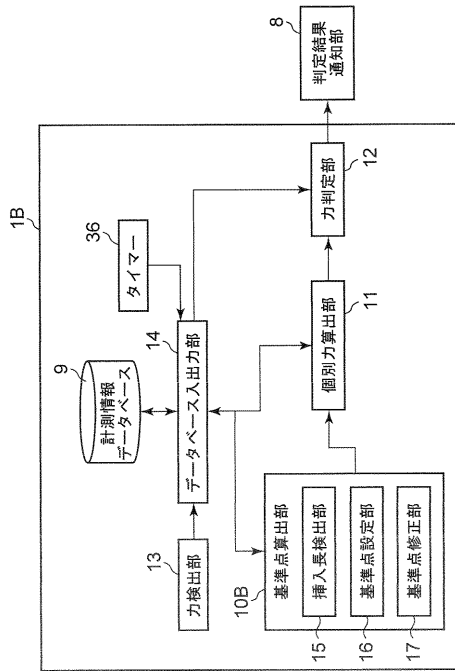
【 図 9 】

挿入長(m)	第1閾値	第2閾値
P_0	ft_{10}	ft_{20}
P_{01}	ft_{10}	ft_{20}
..
P_1	ft_{11}	ft_{21}
P_{11}	ft_{11}	ft_{21}
..
P_2	ft_{12}	ft_{22}
P_{21}	ft_{12}	ft_{22}
⋮	⋮	⋮
⋮	⋮	⋮
⋮	⋮	⋮

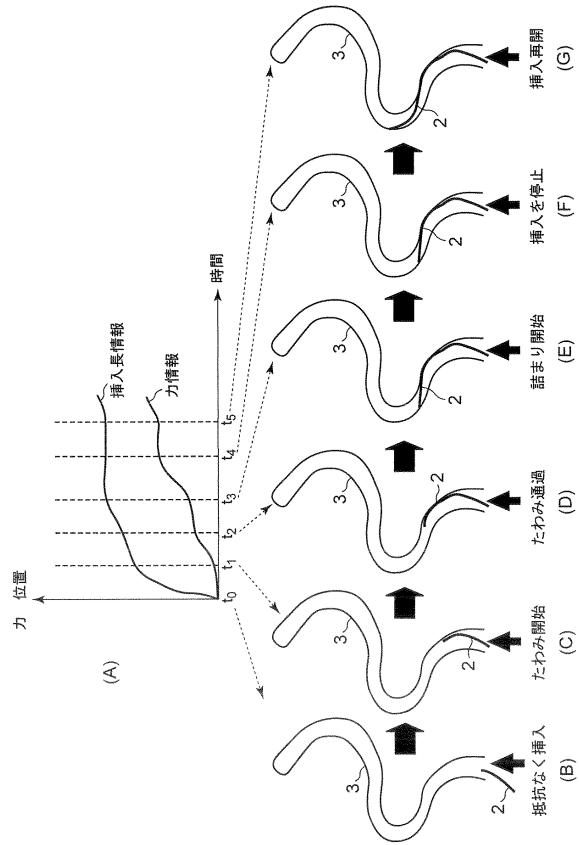
【 図 10 】



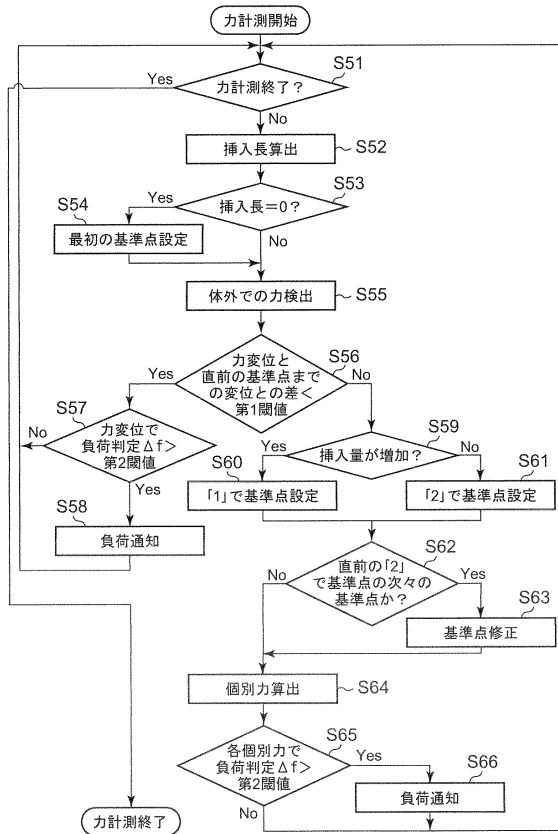
【図11】



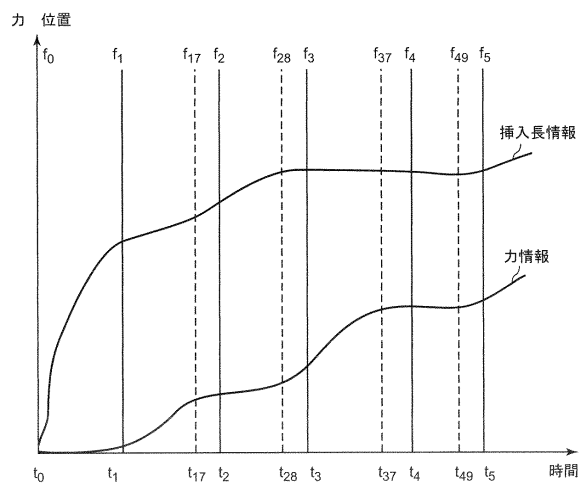
【図12】



【図13】



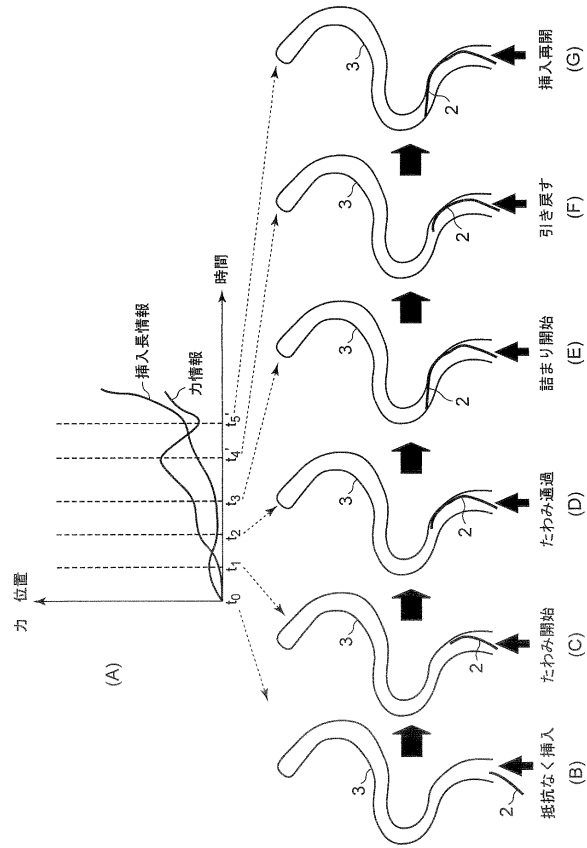
【図14】



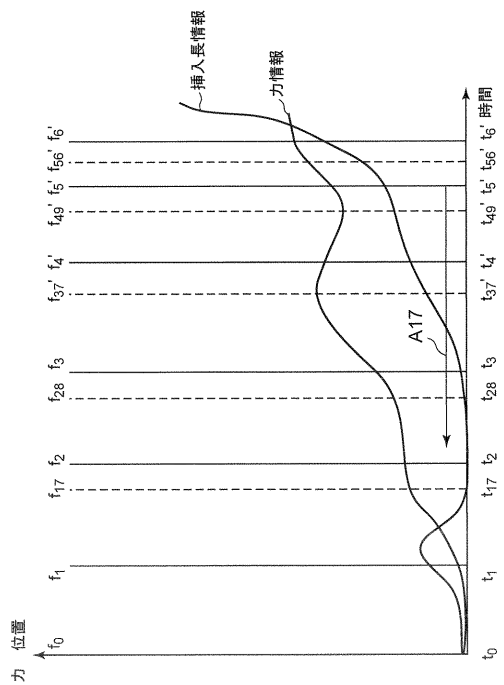
【図15】

時刻 (msec)	力 (N,Nm)	挿入長 (m)	基準点	個別力
t_0	f_0	p_0	1	fr_0
t_{01}	f_{01}	p_{01}	0	
..
t_1	f_1	p_1	1	fr_1
t_{11}	f_{11}	p_{11}	0	
..
t_2	f_2	p_2	1	fr_2
t_{21}	f_{21}	p_{21}	0	
..
t_3	f_3	p_3	1	fr_3
t_{31}	f_{31}	p_{31}	0	
..
t_4	f_4	p_4	1	
t_{41}	f_{41}	p_{41}	0	
..
t_5	f_5	p_5	1	
t_{51}	f_{51}	p_{51}	0	
		
		

【図16】



【図17】



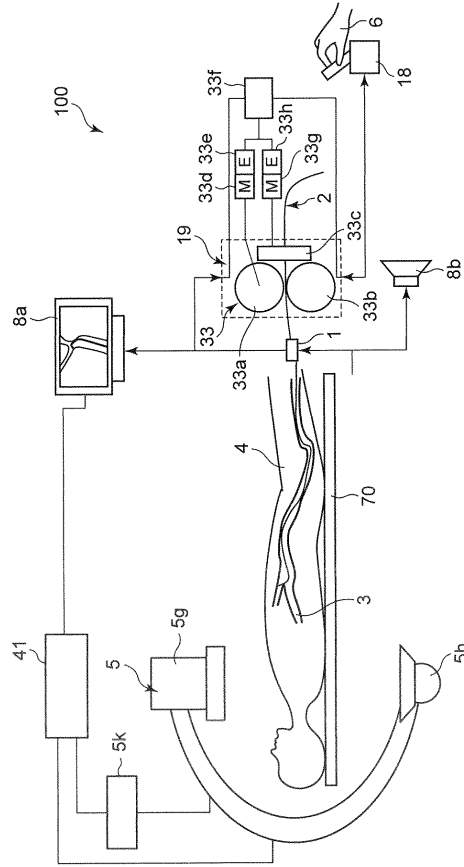
【図18A】

時刻 (msec)	力 (N,Nm)	挿入長 (m)	基準点	個別力
t_0	f_0	p_0	1	fr_0
t_{01}	f_{01}	p_{01}	0	
..
t_1	f_1	p_1	1	fr_1
t_{11}	f_{11}	p_{11}	0	
..
t_2	f_2	p_2	1	fr_2
t_{21}	f_{21}	p_{21}	0	
..
t_3	f_3	p_3	1	fr_3
t_{31}	f_{31}	p_{31}	0	
..
t_4'	f_4'	p_4'	2	fr_4'
t_{41}'	f_{41}'	p_{41}'	0	
..
t_5'	f_5'	p_5'	1	fr_5'
t_{51}'	f_{51}'	p_{51}'	0	
		
		

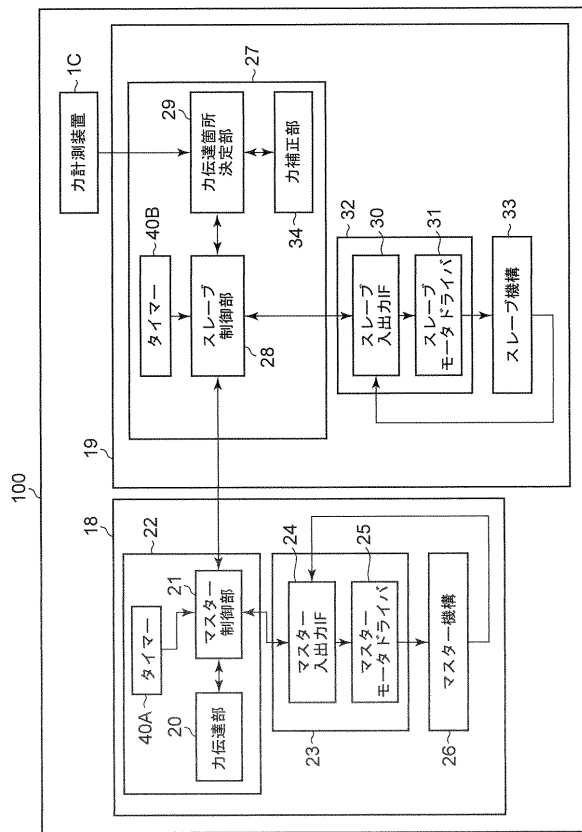
【図18B】

時刻 (msec)	力 (N,Nm)	挿入長 (m)	基準点	個別力
t_0	f_0	p_0	1	fr_0
t_{01}	f_{01}	p_{01}	0	
..
t_1	f_1	p_1	1	fr_1
t_{11}	f_{11}	p_{11}	0	
..
t_2	f_2	p_2	1	fr_2
t_{21}	f_{21}	p_{21}	0	
..
t_3	f_3	p_3	-1	fr_3
t_{31}	f_{31}	p_{31}	0	
..
t_4'	f_4'	p_4'	-2	fr_4'
t_{41}'	f_{41}'	p_{41}'	0	
..
t_5'	f_5'	p_5'	1	fr_5'
t_{51}'	f_{51}'	p_{51}'	0	
..

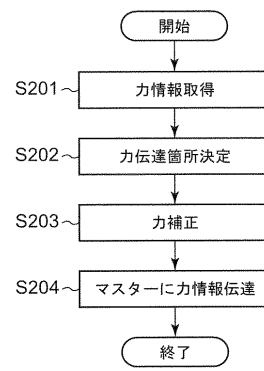
【図19】



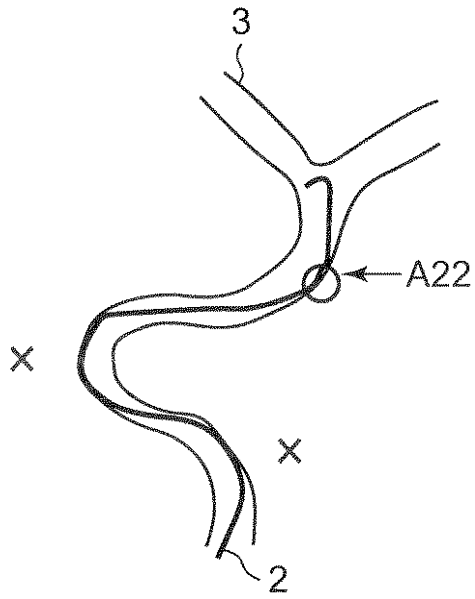
【図20】



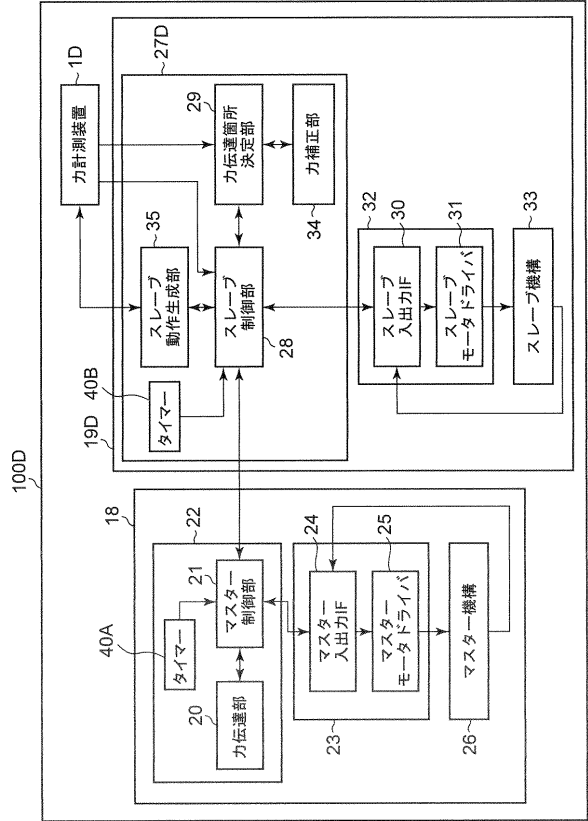
【図21】



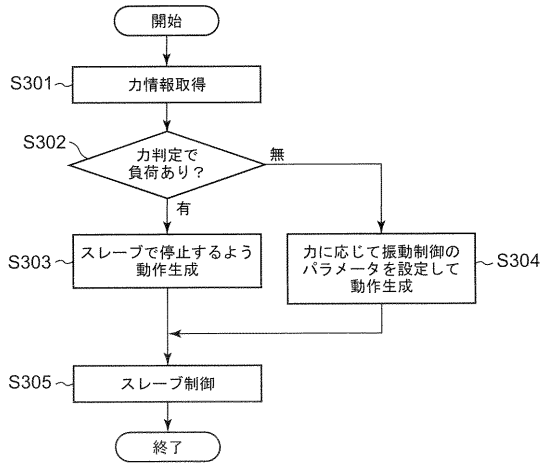
【図22】



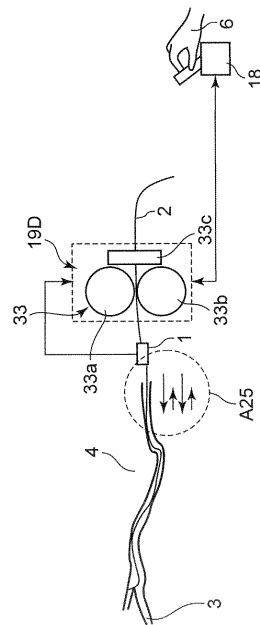
【図23】



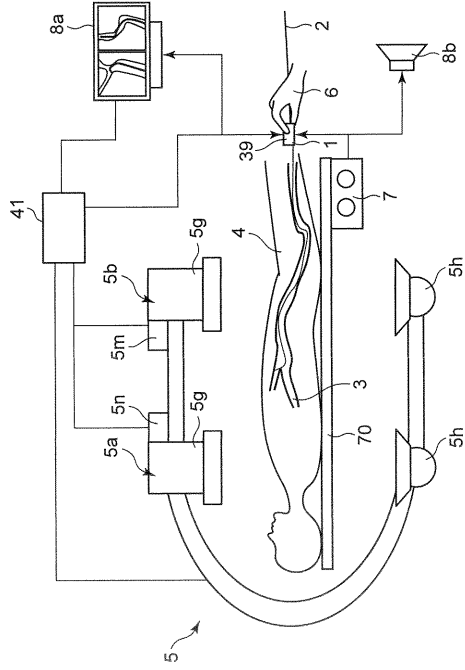
【図24】



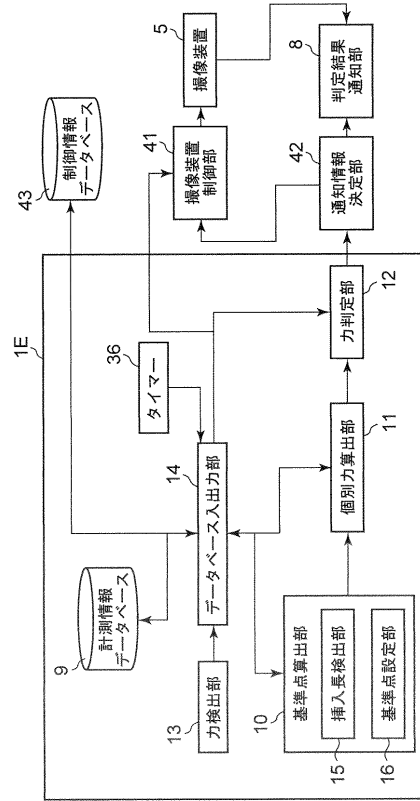
【図25】



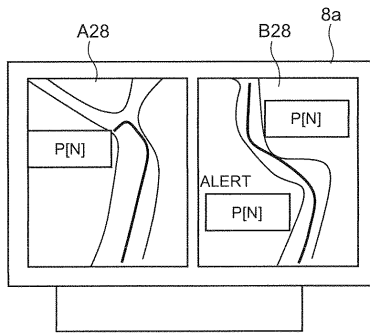
【図 26】



【図 27】



【図 28】



【図 29】

挿入長 (m)	基準点	個別力	閾値 (力N Nm)	判定結果
p ₀	1	f ₀	f ₀	OK
p ₀₁	0
..
p ₁	1	f _{r1}	f ₀	NG
p ₁₁	0
..
p ₂	1	f ₀	f _{r1}	OK
p ₂₁	0
..
..

【 図 3 0 】

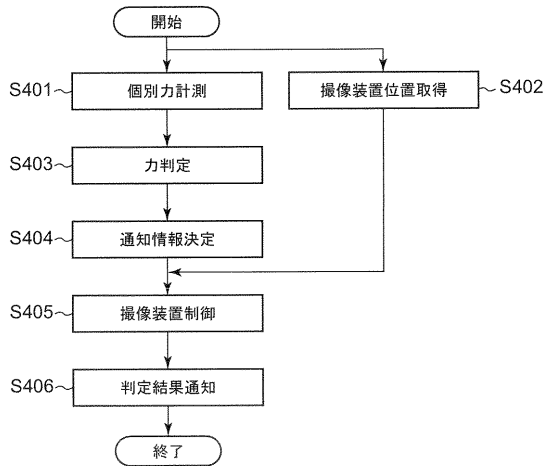
A30

挿入長 (m)	基準点	個別力	閾値 (力N Nm)	判定結果	通知情報
p ₀	1	f ₀	f ₀	OK	3
p ₀₁	0
..
p ₁	1	f _{r1}	f ₀	NG	1
p ₁₁	0
..
p ₂	1	f _{r2}	f _{r1}	OK	2
p ₂₁	0
..
..
..

【 図 3 1 】

時刻 (msec)	力 (N,Nm)	挿入長 (m)	基準点	個別力	X線撮像装置の位置
t ₀	f ₀	p ₀	1	f _{r0}	px ₁
t ₀₁	f ₀₁	p ₀₁	0	..	px ₂
..
t ₁	f _{r1}	p ₁	1	f _{r1}	px ₆
t ₁₁	f _{r11}	p ₁₁	0	..	px ₇
..
t ₂	f ₂	p ₂	1	f _{r2}	px ₂₀
t ₂₁	f ₂₁	p ₂₁	0	..	px ₂₁
..
..
..

【 図 3 2 】



フロントページの続き

(72)発明者 札幌 勇大
大阪府門真市大字門真1006番地 パナソニック株式会社内

審査官 井上 哲男

(56)参考文献 特表2010-506621(JP,A)
特表平10-503110(JP,A)
特開2012-075909(JP,A)
特開2010-094235(JP,A)
特開2007-083038(JP,A)
国際公開第2009/069413(WO,A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 34/20
A61B 1/00
A61B 6/00
A61M 25/08

专利名称(译)	力测量装置和力测量方法，主从装置，力测量程序和集成电子电路		
公开(公告)号	JP6064263B2	公开(公告)日	2017-01-25
申请号	JP2014524623	申请日	2013-06-20
申请(专利权)人(译)	松下IP管理有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	松下IP管理有限公司		
[标]发明人	津坂優子 佐藤太一 札幌勇大		
发明人	津坂 優子 佐藤 太一 札幌 勇大		
IPC分类号	A61B34/20 A61M25/08 A61B1/00		
CPC分类号	A61M25/0113 A61B1/00009 A61B1/00055 A61B1/0055 A61B6/4441 A61B6/487 A61B34/37 A61B90/06 A61B2017/00115 A61B2034/303 A61B2090/064 A61M25/09041 A61M2025/0166 A61M2025/09183		
FI分类号	A61B34/20 A61M25/08 A61B1/00.320.Z		
代理人(译)	田中，三夫		
审查员(译)	井上哲夫		
优先权	2012154548 2012-07-10 JP		
其他公开文献	JPWO2014010177A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

1. 一种力测量装置，其在将插入部件插入到生物体血管内时测量该插入部件与生物体血管接触时的力，该力测量装置包括：力检测器，其从身体的外部测量从所述插入部件向所述生物体血管移动；基准点计算部，其根据所述插入部件插入到所述生物体血管内的力，基于由所述力检测部检测出的力的信息，将所述插入部件插入所述生物体血管内；以及个别力计算部，根据所述时间点的信息和所述力检测部检测出的力的信息，分别计算从所述插入部件向所述生物体血管施加的力。

(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特許公報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6064263号 (P6064263)
(45) 発行日 平成29年1月25日 (2017.1.25)	(24) 登録日 平成29年1月6日 (2017.1.6)	
(51) Int. Cl.	F 1	
A 6 1 B 34/20 (2016.01)	A 6 1 B 34/20	
A 6 1 M 25/08 (2006.01)	A 6 1 M 25/08	
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 2 0 Z	
請求項の数 6 (全 41 頁)		
(21) 出願番号 特願2014-524623 (P2014-524623)	(73) 特許権者 314012076	
(86) (22) 出願日 平成25年6月20日 (2013.6.20)	パナソニックIPマネジメント株式会社	
(86) 国際出願番号 PCT/JP2013/003843	大阪府大阪市中央区城見2丁目1番61号	
(87) 国際公開番号 W02014/010177	(74) 代理人 100081422	
(87) 国際公開日 平成26年1月16日 (2014.1.16)	弁理士 田中 光雄	
審査請求日 平成28年1月8日 (2016.1.8)	(74) 代理人 100100158	
(31) 優先権主張番号 特願2012-154548 (P2012-154548)	弁理士 坂島 暁	
(32) 優先日 平成24年7月10日 (2012.7.10)	(74) 代理人 100091524	
(33) 優先権主張国 日本国 (JP)	弁理士 和田 充夫	
	(72) 発明者 津坂 優子	
	大阪府門真市大字門真1006番地 パナソニック株式会社内	
	(72) 発明者 佐藤 太一	
	大阪府門真市大字門真1006番地 パナソニック株式会社内	
	最終頁に続く	
(54) 【発明の名称】 力計測装置及び力計測方法、マスタースレーブ装置、力計測プログラム、並びに、集積電子回路		