

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4709946号
(P4709946)

(45) 発行日 平成23年6月29日 (2011.6.29)

(24) 登録日 平成23年3月25日 (2011.3.25)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 8/12 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 2 0 Z

A 6 1 B 1/00 3 0 0 P

A 6 1 B 1/00 3 3 4 D

A 6 1 B 8/12

請求項の数 4 (全 21 頁)

(21) 出願番号 特願2010-535159 (P2010-535159)
 (86) (22) 出願日 平成22年4月27日 (2010.4.27)
 (86) 国際出願番号 PCT/JP2010/057456
 (87) 国際公開番号 W02010/140441
 (87) 国際公開日 平成22年12月9日 (2010.12.9)
 審査請求日 平成22年9月6日 (2010.9.6)
 (31) 優先権主張番号 特願2009-132390 (P2009-132390)
 (32) 優先日 平成21年6月1日 (2009.6.1)
 (33) 優先権主張国 日本国 (JP)

早期審査対象出願

(73) 特許権者 304050923
 オリンパスメディカルシステムズ株式会社
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
 (74) 代理人 100076233
 弁理士 伊藤 進
 (72) 発明者 生熊 聡一
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
 リンパスメディカルシステムズ株式会社内
 (72) 発明者 川島 知直
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
 リンパスメディカルシステムズ株式会社内

審査官 原 俊文

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 医療機器システムおよび医療器具のキャリブレーション方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

挿入部先端部に配置された硬質部を有する挿入手段と、
 前記硬質部の突出口から医療器具先端部が突出する医療器具と、
 前記医療器具先端部に配設された、位置および方向を検出する第1のセンサと、
 前記硬質部内に配設された、位置および方向を検出する第2のセンサと、
 前記第1のセンサおよび第2のセンサの、位置および方向の情報を算出する位置算出手
 段と、

前記硬質部の内部を挿通するとともに、前記硬質部内において前記医療器具先端部を直
 線的に支持することが可能なチャンネルと、

前記硬質部内の前記チャンネルにおける前記医療器具先端部が直線的に移動したとき
 の、移動前後で前記位置算出手段が算出する前記第1のセンサおよび前記第2のセンサの情
 報にもとづいて、前記医療器具先端部の長手方向を算出する方向算出手段と、を具備する
 ことを特徴とする医療機器システム。

【請求項 2】

前記第1のセンサおよび前記第2のセンサが、それぞれ少なくとも2軸方向の磁界を検
 出するセンサであり、

前記第1のセンサおよび前記第2のセンサが、前記位置および方向を検出するための、
 磁界を発生する磁界発生手段を有することを特徴とする請求項1に記載の医療機器システ
 ム。

【請求項 3】

前記挿入手段が、前記硬質部に配設された撮像手段を有する内視鏡装置であり、

前記医療器具が、処置具、または、前記医療器具先端部に超音波振動子を有する超音波プローブ、であることを特徴とする請求項 1 または請求項 2 に記載の医療機器システム。

【請求項 4】

前記医療器具先端部の位置をもとに、前記撮像手段が撮像できない部位に前記医療器具先端部を挿入するナビゲーションを行うナビゲーション手段を有することを特徴とする請求項 3 に記載の医療機器システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

10

【0001】

本発明は、被検体の体内に挿入された内視鏡の挿入部の先端から突出して使用される医療器具を有する医療機器システムおよび医療器具のキャリブレーション方法に関し、特に、医療器具の先端部の正確な方向を検出することのできる医療機器システムおよび医療器具のキャリブレーション方法に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、CT装置により得られた被検者の3次元画像データから管路、例えば肺の気管支の3次元像を形成し、3次元像上で管路に沿って目的点までの経路を求め、さらに経路に沿った管路の仮想的な内視画像を3次元画像データにもとづいて形成する挿入ナビゲーションシステムが開示されている。例えば、特開2004-180940号公報に開示された挿入ナビゲーションシステムを用いることで、術者は内視鏡の挿入部の先端を短時間で正しく関心領域近傍に到達することができる。しかし、挿入部が挿入可能な管路の太さ、すなわち、直径には限界があり、気管支の末梢までは挿入部を挿入することはできない。このため、挿入部の先端が関心領域近傍に到達した後、挿入部の先端から、さらに細い径の処置具または超音波プローブ等の医療器具を突出させることで、術者は関心領域のサンプルを採取したり、目的組織の超音波画像を撮影したりする。

20

【0003】

目的組織の超音波画像の撮影、または、目的組織のサンプル採取のためには、医療器具の先端部の位置および方向を検知することが必要である。特開2006-223849号公報および特開2007-130154号公報には、医療器具の先端部の位置および方向を検知するために、センサを医療器具の先端部に配設する方法が提案されている。

30

【0004】

細径の医療器具の先端部に取り付ける超小型センサは取り付け精度が悪いと、医療器具の先端部の位置および方向、特に、方向を所望の精度で検知することができないことがあった。

【0005】

本発明は、挿入部の先端から突出して使用される医療器具を有する医療機器システムであって、精度の高い検査または処置を行う医療機器システムおよび精度の高い検査または処置を行う医療器具のキャリブレーション方法を提供することを目的とする。

40

【発明の開示】

【課題を解決するための手段】

【0006】

本発明の医療機器システムは、挿入部先端部に配置された硬質部を有する挿入手段と、前記硬質部の突出口から医療器具先端部が突出する医療器具と、前記医療器具先端部に配設された、位置および方向を検出する第1のセンサと、前記硬質部内に配設された、位置および方向を検出する第2のセンサと、前記第1のセンサおよび第2のセンサの、位置および方向の情報を算出する位置算出手段と、前記硬質部の内部を挿通するとともに、前記硬質部内において前記医療器具先端部を直線的に支持することが可能なチャンネルと、前記硬質部内の前記チャンネルにおける前記医療器具先端部が直線的に移動したときの、移

50

動前後で前記位置算出手段が算出する前記第 1 のセンサおよび前記第 2 のセンサの情報にもとづいて、前記医療器具先端部の長手方向を算出する方向算出手段と、を具備する。

【図面の簡単な説明】

【0008】

【図 1】第 1 の実施の形態の内視鏡システムを用いて被検者の肺の関心領域の検査を行っている状態を説明する説明図である。

【図 2】第 1 の実施の形態の内視鏡システムの構成を説明するため構成図である。

【図 3】第 1 の実施の形態の内視鏡システムの医療器具である超音波プローブの理想的な構造を説明する断面模式図である。

【図 4】第 1 の実施の形態の内視鏡システムの医療器具である超音波プローブの実際の構造の一例を説明する断面模式図である。

10

【図 5】第 1 の実施の形態の内視鏡システムのナビゲーションユニットの構成を説明する構成図である。

【図 6】第 1 の実施の形態の医療システムの処理の流れを説明するフローチャートである。

【図 7】第 1 の実施の形態の医療システムの動作を説明する断面模式図である。

【図 8】第 1 の実施の形態の医療システムの動作を説明する断面模式図である。

【図 9】第 1 の実施の形態の医療システムの動作を説明する断面模式図である。

【図 10】第 2 の実施の形態の医療システムの動作を説明する断面模式図である。

【図 11】第 2 の実施の形態の医療システムの動作を説明する断面模式図である。

20

【図 12】第 2 の実施の形態の医療システムの動作を説明する断面模式図である。

【図 13】本発明の第 3 の実施の形態の内視鏡システムを説明するモニタの画像処理の一例を示す表示画面である。

【図 14】第 3 の実施の形態の医療システムの処理の流れを説明するフローチャートである。

【図 15】第 4 の実施の形態の内視鏡システムを説明する内視鏡の断面模式図である。

【図 16】第 4 の実施の形態の内視鏡システムを説明する内視鏡の断面模式図である。

【図 17】第 4 の実施の形態の内視鏡システムの構成を説明するため構成図である。

【図 18 A】第 4 の実施の形態の内視鏡システムにおける座標系を説明する図である。

【図 18 B】第 4 の実施の形態の内視鏡システムにおける座標系を説明する図である。

30

【図 18 C】第 4 の実施の形態の内視鏡システムにおける座標系を説明する図である。

【発明を実施するための最良の形態】

【0009】

< 第 1 の実施の形態 >

以下、図面を参照して本発明の第 1 の実施の形態の医療機器システムである内視鏡システム 1 および医療器具である細径の超音波プローブ（以下、単に「プローブ」ともいう。）

21 のキャリブレーション方法について説明する。

【0010】

図 1 は、本発明の第 1 の実施の形態の内視鏡システムを用いて被検者の肺の関心領域の検査を行っている状態を説明するための説明図であり、図 2 は、本実施の形態の内視鏡システムの構成を説明するため構成図であり、図 3 および図 4 は本実施の形態の内視鏡システムの医療器具であるプローブの構造を説明するための断面模式図である。

40

【0011】

図 1 は、被検者 5 の気管支 7 に、内視鏡システム 1 の内視鏡装置 10 の挿入部 12 の挿入部先端部である内視鏡先端部を構成する硬質部 13 が、挿入可能な最小径の管路にまで、挿入されている状態を示している。そして、基端部側の突出口 14 B からチャンネル 14（図 2 参照）に挿入された医療器具である超音波プローブ（以下「プローブ」ともいう。）21 のプローブ先端部が硬質部 13 の突出口 14 B から突出して、関心領域 8 の組織を検査している。

【0012】

50

図 1 に示すように、内視鏡装置 10 の挿入部 12 は細い気管支管腔に挿入可能なように例えば直径 3 mm 程度と細いが、プローブ 21 は、さらに細い末梢の気管支管腔に挿入可能なように例えば直径 1 mm 程度である。なお、関心領域 8 は、細い末梢の気管支内にあるため、硬質部 13 に配設された CCD 19 等により確認することはできない場合が多い。

【0013】

次に、図 2 に示すように内視鏡システム 1 は、挿入手段である内視鏡装置 10 と超音波観測装置 20 とナビゲーション装置 30 とを有する。内視鏡装置 10 は、軟性部 15 と硬質部 13 とを有する挿入部 12 の硬質部 13 内に撮像手段である CCD 19 を有する内視鏡 11 と、内視鏡 11 に照明光を供給する光源 17 と、撮像手段である CCD 19 を制御するとともに CCD 19 から得られた画像信号を映像信号に処理する CCU (カメラコントロールユニット) 16 と、内視鏡画像を表示するモニタ 18 とを有する。挿入部 12 の内部には、基端部側 (PE) の挿入口 14 A および内視鏡先端部側 (DE) の硬質部 13 の突出部 14 B を開口部とするチャンネル 14 が挿通している。軟性部 15 は柔軟なのに対して、硬質部 13 は柔軟性を有していない。

10

【0014】

超音波観測装置 20 は、医療器具先端部であるプローブ先端部 (以下、単に「先端部」ともいう。) 22 に超音波振動子 23 を有するプローブ 21 と、超音波振動子 23 を制御するとともに得られた超音波信号を処理する超音波観測ユニット 24 と、超音波画像を表示するモニタ 25 とを有している。

20

【0015】

ナビゲーション装置 30 は、先端部 22 に配設された第 1 のセンサ 40 および挿入部 12 の硬質部 13 内に配設された第 2 のセンサ 41 が位置および方向を検出するための磁界を発生する磁界発生手段である送信アンテナ 33 と、第 1 のセンサ 40 および第 2 のセンサ 41 の出力データを処理するセンサユニット 32 と、センサユニット 32 の情報をもとにプローブ 21 の先端部 22 および挿入部 12 の先端の位置および方向を算出し、挿入操作を支援する挿入支援手段であるナビゲーションユニット 31 と、ナビゲーションのための表示を行うモニタ 34 と、を有する。なお、センサユニット 32 とナビゲーションユニット 31 とは独立したユニットの必要はなく、一体のユニットであってもよい。

【0016】

30

図 2 に示すセンサユニット 32 は送信アンテナ 33 内の複数の異なる位置にある図示しないコイルに対して交流電流を送り、送信アンテナ 33 は交流磁界を発生する。第 1 のセンサ 40 および第 2 のセンサ 41 は、送信アンテナ 33 からの交流磁界を検出し、検出した磁界強度をもとに位置および方向を検出可能である。

【0017】

すなわち、図 3 および図 4 に示すように、第 1 のセンサ 40 は、例えば互いに直交する方向の磁界を検出する 2 個のコイル 40 A と 40 B とを有している磁界検出センサである。つまりコイル 40 A の磁界検出方向である巻線軸とコイル 40 B の磁界検出方向である巻線軸とは直交している。

【0018】

40

このため、第 1 のセンサ 40 は、送信アンテナ 33 内の複数の異なる位置にあるコイルのそれぞれとの距離および方向が検出可能である。このため、センサユニット 32 は、送信アンテナ 33 の位置を基準とした第 1 のセンサ 40 の位置 (x、y、z) および方向 (α 、 β 、 γ)、すなわち 6 自由度のパラメータが検出可能である。なお、センサの位置とは、例えばコイル 40 A および 40 B の巻線の中心点の 3 次元座標値であり、センサの方向とは、例えばコイル 40 A の巻線軸の方向である。

【0019】

図 2 に示すように硬質部 13 に配設された第 2 のセンサ 41 は、第 1 のセンサ 40 同様の構造、すなわち互いに直交する方向の磁界を検出する 2 個のコイルを有している磁界検出センサである。そして第 2 のセンサ 41 の一方のコイルの磁界検出方向である巻線軸は

50

細長い先端部 2 2 (硬質部 1 3) の長手方向に平行であり、他方のコイルの磁界検出方向である巻線軸は先端部 2 2 の長手方向に直交する方向のうち、内視鏡画像の上下方向に平行である。以下、センサの方向を示す場合、先端部 2 2 の長手方向と略平行な方向を軸方向、長手方向に略直交する方向を径方向という。

【 0 0 2 0 】

センサユニット 3 2 は第 1 のセンサ 4 0 および第 2 のセンサ 4 1、の位置および方向を検出し、先端部 2 2 に配設されている超音波振動子 2 3 の位置および方向を算出する。そしてナビゲーションユニット 3 1 はセンサユニット 3 2 が算出した超音波振動子 2 3 および先端部 2 2 の位置および方向をもとにナビゲーションを行う。なお、例えば超音波振動子 2 3 の位置とは超音波振動子 2 3 の中心位置、方向とは超音波を発生する方向と直交する方向であり、先端部 2 2 の位置とはプローブ 2 1 の先端面の中央位置を、方向とは細長い先端部 2 2 の長手方向である。

10

【 0 0 2 1 】

しかし図 3 のように細い径のプローブ 2 1 の先端部 2 2 に、さらに小さな磁界センサを配設するとき、コイル 4 0 A の磁界検出方向が先端部 2 2 の長手方向に平行となるように配設することが理想であるが、容易ではない。すなわち実際には図 4 に示すように、コイル 4 0 A の磁界検出方向は先端部 2 2 の長手方向に対して平行にならないことがある。なお、図 4 は説明のためコイル 4 0 A の磁界検出方向が先端部 2 2 の長手方向から大きくずれた例を示している。

【 0 0 2 2 】

20

図 4 に示すようにコイル 4 0 A の磁界検出方向が先端部 2 2 の長手方向と一致していない場合には、センサユニット 3 2 が算出するコイル 4 0 A の磁界検出方向と先端部 2 2 の長手方向との間に誤差が生じる。しかし、後述するように、内視鏡システム 1 ではプローブ 2 1 のキャリブレーションを行うことができるために精度の高い方向が算出可能である。

【 0 0 2 3 】

ここで、図 5 は、本実施の形態の内視鏡システム 1 のナビゲーションユニット 3 1 の構成を説明するための構成図である。図 5 に示すように、ナビゲーションユニット 3 1 は、第 1 のセンサ 4 0 の情報から第 1 のセンサ 4 0 の位置および方向を算出する位置算出手段である位置算出部 3 1 A と、先端部 2 2 の長手方向を算出する方向算出手段である方向算出部 3 1 B と、第 1 のセンサ 4 0 が検出した方向を補正する方向補正手段である方向補正部 3 1 C と、先端部 2 2 の位置をもとに、先端部 2 2 を関心領域 8 にまで挿入するナビゲーションを行うナビゲーション手段であるナビゲーション部 3 1 E と、を有する。すでに説明したように、関心領域 8 は、細い末梢の気管支内にあるため、硬質部 1 3 に配設された CCD 1 9 等により確認することはできない場合もある。

30

【 0 0 2 4 】

後述するように方向算出部 3 1 B は、先端部 2 2、すなわち第 1 のセンサ 4 0 が直線上を移動する場所、例えば硬質部 1 3 内のチャンネル 1 4、を移動したときの、移動前後の第 1 のセンサ 4 0 の位置をもとに先端部 2 2 の長手方向を算出することにより、コイル 4 0 A の磁界検出方向と先端部 2 2 の長手方向との相違量を算出し、方向補正部 3 1 C は第 1 のセンサ 4 0 が検出した方向を補正して先端部 2 2 の長手方向を算出するため、内視鏡システム 1 は精度の高い方向が算出可能である。

40

【 0 0 2 5 】

ここで、図 6、図 7、図 8 および図 9 を用いて、内視鏡システム 1 の動作について説明する。図 6 は本実施の形態の医療システムの処理の流れを説明するためのフローチャートであり、図 7 ~ 図 9 は、本実施の形態の医療システムの動作を説明するための断面模式図である。以下、図 6 のフローチャートに従い本実施の形態の内視鏡システム 1 の処理の流れを説明する。

【 0 0 2 6 】

< ステップ S 1 0 > 挿入部挿入ステップ

50

術者は内視鏡装置 10 の挿入部 12 を被検者 5 の気管支 7 に挿入する。そのとき、公知の挿入ナビゲーションシステムにより気管支 7 の仮想的な内視画像を 3 次元画像データにもとづいて形成し、挿入支援を行うことにより、術者は挿入部 12 の先端を短時間で正しく関心領域 8 近傍に到達することができる。

【0027】

<ステップ S 11> プローブ挿入ステップ

図 7 に示すように、術者は挿入部 12 のチャンネル 14 の挿入口 14 A から、プローブ 21 を挿入し、硬質部 13 のチャンネル 14 内の基端部寄りの位置 P 2 に、第 1 のセンサ 40 が位置するようにする。

【0028】

<ステップ S 12> 第 1 の算出ステップ

術者はナビゲーションユニット 31 に第 1 方向補正処理を指示する。

【0029】

ナビゲーションユニット 31 は、第 1 方向補正処理の指示を受け取ると、センサユニット 32 から第 1 のセンサ 40 および第 2 のセンサ 41 のデータ（位置および方向）を取得する。

【0030】

このときの第 2 のセンサ 41 の位置データを P 1、軸方向データをベクトル V 1、径方向データをベクトル W 1、第 1 のセンサ 40 のコイル 40 A の磁界検出方向データをベクトル V 2、コイル 40 B の磁界検出方向データをベクトル W 2 とする。

【0031】

<ステップ S 13> プローブ移動ステップ

次に、図 8 に示すように、術者は硬質部 13 のチャンネル 14 内にプローブ 21 の第 1 のセンサ 40 が位置する範囲で、硬質部 13 に対するプローブ 21 の位置を先端方向 P 4 に移動する。硬質部 13 内のチャンネル 14 は直線状であるため、先端部 22、すなわち第 1 のセンサ 40 は直線上を移動する。

【0032】

<ステップ S 14> 第 2 の算出ステップ

術者は、ナビゲーションユニット 31 に第 2 方向補正処理を指示する。

【0033】

ナビゲーションユニット 31 は、第 2 方向補正処理の指示を受け取ると、センサユニット 32 から第 2 のセンサ 41 のデータ（位置および方向）と、第 1 のセンサ 40 のデータ（位置および方向）を取得する。

【0034】

このときの第 2 のセンサ 41 の位置データを P 3、軸方向データをベクトル V 3、径方向データをベクトル W 3、第 1 のセンサ 40 のコイル 40 A からの磁界検出方向データをベクトル V 4、コイル 40 B からの磁界検出方向データをベクトル W 4 とする。

【0035】

<ステップ S 15> 補正係数算出ステップ

ナビゲーションユニット 31 は、プローブ 21 の移動方向がプローブ 21 の先端部 22 の長手方向と一致するものと仮定して、プローブ 21 の先端部 22 の長手方向を推定する。しかし、プローブ 21 の移動の間に被検者の移動、呼吸または心拍等により内視鏡 11 が移動してしまうことがある。その内視鏡 11 の動きをキャンセルするために内視鏡 11 に対するプローブ 21 の相対位置をもとにしたプローブ 21 の移動方向をプローブ 21 の先端部 22 の長手方向として算出することが好ましい。

【0036】

以下の（式 1）～（式 6）に、その先端部 22 の長手方向 V V の算出方法を記す。

【0037】

最初にナビゲーションユニット 31 は、ベクトル X 1、ベクトル X 3、ベクトル X 4 を、それぞれ以下の（式 1）、（式 2）、（式 3）のように設定する。

$$X_1 = V_1 \times W_1 \text{ (外積)} \quad (\text{式 1})$$

$$X_3 = V_3 \times W_3 \text{ (外積)} \quad (\text{式 2})$$

$$X_4 = V_4 \times W_4 \text{ (外積)} \quad (\text{式 3})$$

次に、プローブ移動前の第 1 の算出ステップにおける内視鏡 1 1 に対するプローブ 2 1 の相対位置を P 1 から P 2 のベクトル P 1 P 2 として、V 1、W 1、X 1 を用いて、以下の (式 4) で表したときの、相対位置係数、a、b、c が算出される。

【0038】

$$P_2 P_1 = a V_1 + b W_1 + c X_1 \quad (\text{式 4})$$

同様に、プローブ移動後の第 2 の算出ステップにおける内視鏡 1 1 に対するプローブ 2 1 の相対位置を P 3 から P 4 のベクトル P 1 P 2 として、V 3、W 3、X 3 を用いて、以下の (式 5) で表したときの、相対位置係数、a₁、b₁、c₁ が算出される。

【0039】

$$P_4 P_3 = a_1 V_3 + b_1 W_3 + c_1 X_3 \quad (\text{式 5})$$

第 2 の算出ステップでのプローブ 2 1 の軸方向、すなわち先端部 2 2 の長手方向 V V は、プローブ 2 1 の移動方向から算出されるが、内視鏡 1 1 に対する相対位置をもとに計算される。そこで、相対位置係数である、a、b、c、a₁、b₁、c₁ を用い、以下の (式 6) のように V V を算出することができる。

【0040】

$$V V = P_3 P_4 - P_1 P_2 = (a_1 - a) V_3 + (b_1 - b) W_3 + (c_1 - c) X_3 \quad (\text{式 6})$$

ここで、算出したプローブ 2 1 の先端部 2 2 の長手方向 V V を第 1 のセンサ 4 0 の出力データであるコイル 4 0 A の磁界検出方向データとコイル 4 0 B の磁界検出方向データとの関数として表現する。この関数で表現することにより、プローブ 2 1 の第 1 のセンサ 4 0 の出力データを補正し先端部 2 2 の長手方向を正確に算出するための補正係数を算出する。

【0041】

V V を V 4、W 4、X 4 の関数として表現すると、以下の (式 7) のようになり、ナビゲーションユニット 3 1 は、(式 6) と (式 7) とより補正係数である、a₂、b₂、c₂ を算出することができる。

$$V V = a_2 V_4 + b_2 W_4 + c_2 X_4 \quad (\text{式 7})$$

<ステップ S 1 6> 検出方向補正ステップ (ナビゲーションステップ)

ナビゲーション装置 3 0 は、ナビゲーションの対象を挿入部 1 2 の硬質部 1 3 から、プローブ 2 1 の先端部 2 2 に変更する。ナビゲーション装置 3 0 は、この補正された先端部 2 2 の長手方向 V V (t) と検出した先端部 2 2 の位置をもとにナビゲーション情報を作成する。術者はナビゲーション装置 3 0 のナビゲーション情報に従いプローブ 2 1 を関心領域 8 周辺まで挿入し、超音波振動子 2 3 を用いて観察を行う。

【0042】

図 9 に示すようにナビゲーション中の任意の時刻 t の先端部 2 2 の長手方向 V V (t) は、任意の時刻 t の第 1 のセンサ 4 0 の出力データであるコイル 4 0 A の磁界検出方向データ V (t) およびコイル 4 0 B の磁界検出方向データ W (t) と、ステップ S 1 5 で算出した補正係数である a₂、b₂、c₂ をもとに、以下の (式 8) から算出される。

【0043】

$$V V (t) = a_2 V (t) + b_2 W (t) + c_2 (V (t) \times W (t)) \quad (\text{式 8})$$

<ステップ S 1 7> 終了指示

ナビゲーション装置 3 0 は、術者から終了指示があるまでナビゲーションを継続する。

【0044】

なお、方向補正部 3 1 C が補正に用いる補正係数 a₂、b₂、c₂ は、それぞれのプローブ 2 1 に固有の値である。このためナビゲーション装置 3 0 は一度、補正係数を算出した、言い換えればキャリブレーションを行ったプローブと補正係数との関係を記憶する記

10

20

30

40

50

憶部を有し、記憶部に記憶されているプローブが使用されるときにはすでに補正係数が算出されていることを術者に知らせる内視鏡システムも好ましく用いることができる。

【 0 0 4 5 】

なお、上記説明では先端部 2 2 の位置を第 2 のセンサ 4 1 の情報をもとに補正する例を示した。気管支 7 における先端部 2 2 の関心領域 8 に対する相対位置が変化しない場合であっても、被検者 5 の呼吸等により先端部 2 2 の位置は変化する。しかし、被検者 5 の呼吸等による先端部 2 2 の移動のときには、第 2 のセンサ 4 1 も同時に同じ量だけ移動するとみなすことができる。このため、先端部 2 2 の位置を第 2 のセンサ 4 1 の情報をもとに補正することにより、被検者 5 の呼吸等による移動を推定し、より正確な先端部 2 2 の位置を算出することができる。

10

【 0 0 4 6 】

なお、関心領域 8 が、被検者の呼吸等の影響が少ない部位に位置する場合には、先端部 2 2 の位置を第 2 のセンサ 4 1 の情報をもとに補正する必要はない。言い換えれば、第 2 のセンサ 4 1 は不要である。

【 0 0 4 7 】

また、上記説明では、医療器具として超音波プローブ 2 1 を例示したが、これに限られるものではなく、医療器具としては、先端が組織のサンプリングに適した穿孔針、ブラシまたは鉗子等の処置具であってもよい。

【 0 0 4 8 】

以上の説明のように、本実施の形態の医療機器システムである内視鏡システム 1 においては、医療器具であるプローブ 2 1 は、第 1 のセンサ 4 0 をプローブ 2 1 に配設するときに、正確に配設されていない場合であっても、プローブ 2 1 のキャリブレーションを行うことにより、正確な先端部 2 2 の長手方向を検出することができる。このため内視鏡システム 1 は精度の高い検査または処置を行うことができる。

20

【 0 0 4 9 】

また本実施の形態では、第 1 のセンサ 4 0 および第 2 のセンサ 4 1 として、巻線軸が互いに直交する 2 つのコイルからなる磁界センサを例示したが、2 つのコイルの巻線軸方向が異なっていれば直交していなくてもよい。また、磁界センサは 3 つ以上のコイルからなっているてもよいし、MR センサ、MI センサ、または FG センサ等であってもよい。

【 0 0 5 0 】

30

< 第 2 の実施の形態 >

以下、図面を参照して本発明の第 2 の実施の形態の医療機器システムである内視鏡システム 1 B について説明する。本実施の形態の内視鏡システム 1 B は、第 1 の実施の形態の内視鏡システム 1 と類似しているため、同じ構成要素には同じ符号を付し、説明は省略する。図 1 0、図 1 1 および図 1 2 は第 2 の実施の形態の内視鏡システムの動作を説明するための断面模式図である。

図 1 0 に示すように、本実施の形態の内視鏡システム 1 B の内視鏡 1 1 は、プローブ 2 1 が斜め方向に突出する構造のため、硬質部 1 3 内のチャンネル 1 4 の直線領域が短い。このため、硬質部 1 3 内でプローブ 2 1 のキャリブレーションを行うことが容易ではない。

40

【 0 0 5 1 】

しかし図 1 1 に示すように、プローブ 2 1 は、突出口 1 4 B から突出した後も突出量が小さい間は自らの剛性により直線状態を維持、言い換えれば、プローブ 2 1 の先端部 2 2 は直線上を移動する。内視鏡システム 1 B においては、突出口 1 4 B から突出した後で先端部 2 2 が直線上を移動する場所でキャリブレーションを行う。

【 0 0 5 2 】

すなわち、図 1 0 に示す状態で第 1 の算出ステップを行い、プローブ移動ステップにおいてプローブ 2 1 が直線状態を維持する量だけ移動し、図 1 1 に示す状態で第 2 の算出ステップを行うことで、ナビゲーションユニット 3 1 は任意の時刻 t のプローブ 2 1 の軸方向、すなわち先端部 2 2 の長手方向 $VV(t)$ を第 1 のセンサ 4 0 のコイル 4 0 A からの

50

磁界検出方向データ $V(t)$ とコイル40Bからの磁界検出方向データ $W(t)$ の関数として設定する。

【0053】

すなわち、本実施の形態の内視鏡システム1Bと第1の実施の形態の内視鏡システム1とはキャリブレーションを行う場所が異なるだけであり、システムの構成およびキャリブレーション方法は基本的に同一である。

【0054】

本実施の形態の内視鏡システム1Bでは、内視鏡11Bのようにプローブ21が斜め方向に突出する構造の側視内視鏡または斜視内視鏡であっても、第1の実施の形態の内視鏡システム1Bと同様の効果を得ることができる。

10

【0055】

<第3の実施の形態>

以下、図面を参照して本発明の第3の実施の形態の医療機器システムである内視鏡システム1Cについて説明する。本実施の形態の内視鏡システム1Cは、第1の実施の形態の内視鏡システム1と類似しているため、同じ構成要素には同じ符号を付し、説明は省略する。

図13は第3の実施の形態の内視鏡システムを説明するためのモニタ18の画像処理の一例を示す表示画面であり、図14は第3の実施の形態の内視鏡システムの処理の流れを説明するためのフローチャートである。

【0056】

20

内視鏡システム1Cでは、ナビゲーションユニット31は、図13に示すように突出口14Bから突出しCCD19により撮像された内視鏡画像18Aの中のプローブ21の画像をもとに方向算出部31Bが画像処理により先端部22の長手方向を算出する。図13はプローブ21が重力によって曲がった状態の一例を示している。

【0057】

第1の実施の形態の方向算出部31Bとは異なる方向算出部31BAは、まず内視鏡画像18A中のプローブ21の形状をもとに第2のセンサ41の方向に対するプローブ21の先端部22の長手方向を算出する。

【0058】

その方法はいくつかあるが、以下に2つの方法を示す。まず第1の方法について説明する。第1の方法では事前に様々な突出方向および突出長でプローブ21を突出した状態の内視鏡画像18Aを撮影するとともに、そのときの第2のセンサ41の方向に対するプローブ21の先端部22Aの方向を物理的に計測し、次のような手順でデータベースを作成しておく。各々の内視鏡画像18A中のプローブ21部分とその他の部分とを識別し2値化した2値化参照内視鏡画像を作成する。内視鏡画像撮影時に、2値化参照内視鏡画像と計測したプローブ21の先端方向とを関連付けて保存することで、データベースを作成する。

30

【0059】

そして、使用時には、現在の内視鏡画像18Aからプローブ21の外縁形状を抽出する。内視鏡画像18Aから抽出したプローブ21の外縁形状と、データベースに保存してある複数の2値化参照内視鏡画像と、内視鏡画像とを用いて、プローブ21の位置および形状を比較し、現在の内視鏡画像18Aのプローブ21の位置および形状と最もよく一致する2値化参照内視鏡画像を選択する。そして、選択した2値化参照超音波画像と関連付けられている先端部22の長手方向を現在の第2のセンサ41の方向に対する先端部22の長手方向とする。

40

【0060】

次に、第2の方法について説明する。第2の方法では、使用時に現在の内視鏡画像18Aからプローブ21の外縁形状を抽出する。そして、図13に示すように、抽出したプローブ21の先端部22の外縁形状の長軸上に中心線52を算出し、中心線52上に2つの基準点50、51を設定する。さらに基準点50、51を通り中心線52に直交する基準

50

線分 5 3、5 4 を算出する。ここで、内視鏡画像 1 8 A の中心位置を原点とし、右方向を + x 方向、上方向を + y 方向とする 2 次元座標系を設定する。この座標系では内視鏡画像を上辺を $y = 1$ 、下辺を $y = -1$ 、右辺を $x = 1$ 、左辺を $x = -1$ とする。そして、この座標系における 2 つの基準点の座標 (x 、 y) を、それぞれ算出する。

【 0 0 6 1 】

また基準線分 5 3、5 4 の長さを算出し z の値とする。次に内視鏡の設計値である画角の値と、プローブ 2 1 の設計値である先端部 2 2 の外径の値は既知なので、プローブ 2 1 と C C D 1 9 との距離に比例して、内視鏡画像 1 8 A 上の見かけのプローブ 2 1 の外径が、どの程度になるか判断できる。言い換えるとプローブ 2 1 が C C D 1 9 から遠方にあれば内視鏡画像 1 8 A には小さく写り、近傍にあれば大きく写る。そのため、 z の値から 3 次元空間上での C C D 1 9 とプローブ 2 1 上の基準点 5 0、5 1 との距離は算出可能である。一方、内視鏡の設計値である画角の値から、内視鏡画像 1 8 A 上の (x 、 y) 座標が 3 次元空間上で C C D 1 9 に対して、どの方向であるかが判断できる。正確には内視鏡画像上の (x 、 y) 座標点は 3 次元空間においては C C D 1 9 の位置を中心にした放射状の直線上の点に相当する。このことから、(x 、 y) の値から 3 次元空間上の C C D 1 9 からプローブ 2 1 上の基準点 5 0、5 1 の方向が算出できる。上記 z から算出した C C D 1 9 とプローブ 2 1 上の基準点 5 0、5 1 の距離と、(x 、 y) から算出した 3 次元空間上での C C D 1 9 からプローブ 2 1 上の基準点 5 0、5 1 の方向と、から C C D に対するプローブ 2 1 の基準点 5 0、5 1 の位置が算出できる。

【 0 0 6 2 】

また C C D 1 9 と第 2 のセンサ 4 1 との 3 次元的な位置関係は既知である。このため、C C D 1 9 に対するプローブ 2 1 の基準点 5 0、5 1 の位置を、第 2 のセンサ 4 1 の位置を原点、第 2 のセンサ 4 1 の方向を x 、 y 、 z 軸としたときの第 2 のセンサ 4 1 に対するプローブ 2 1 の基準点 5 0、5 1 の位置に変換することができる。このプローブ 2 1 上の 2 つの基準点をつなぐベクトルの方向が先端部 2 2 の長手方向となり、第 2 のセンサ 4 1 の方向に対する先端部 2 2 の長手方向が算出できる。

【 0 0 6 3 】

次に、方向算出部 3 1 B は第 2 のセンサ 4 1 の方向に対する先端部 2 2 の長手方向を、第 1 のセンサ 4 0 の方向に対する先端部 2 2 の長手方向に変換する。すなわち、第 1 のセンサ 4 0 の検出値と第 2 のセンサ 4 1 の検出値とから、第 1 のセンサ 4 0 の位置および方向と第 2 のセンサ 4 1 の位置および方向との関係を利用して座標変換を行う。

【 0 0 6 4 】

次に、図 1 4 のフローチャートに従い、本実施の形態の内視鏡システム 1 C の処理の流れを説明する。

【 0 0 6 5 】

< ステップ S 2 0 ~ S 2 1 >

第 1 の実施の形態の内視鏡システム 1 の説明におけるステップ S 1 0 ~ S 1 1 と同じである。

【 0 0 6 6 】

< ステップ S 2 2 > 突出ステップ

術者は図 1 3 に示すように内視鏡画像 1 8 A の中で十分に確認できる位置まで突出口 1 4 B からプローブ 2 1 を突出する。

【 0 0 6 7 】

< ステップ S 2 3 > 先端部方向算出ステップ

ナビゲーションユニット 3 1 は、内視鏡画像 1 8 A 中のプローブ 2 1 の状態を、すでに説明した方法により画像解析することにより、第 2 のセンサ 4 1 に対するプローブ 2 1 の先端部 2 2 の長手方向 VV を算出する。このとき VV は (式 9) に示すように第 2 のセンサ 4 1 の方向を基準に算出される。

【 0 0 6 8 】

先端部方向算出ステップと同時に、ナビゲーションユニット 3 1 は、第 2 のセンサ 4 1

の方向データを取得する。このときの第2のセンサの方向データのうち、先端部22（硬質部13）の長手方向データをベクトル V_6 、内視鏡画像18Aの上方向データをベクトル W_6 とする。

【0069】

$$VV = a_4 V_6 + b_4 W_6 + c_4 X_6 \quad (\text{式9})$$

ただし、 $X_6 = V_6 \times W_6$ （外積）（式10）

<ステップS24> 補正係数算出ステップ

先端部方向算出ステップと同時に、ナビゲーションユニット31は、第1のセンサ40の磁界検出方向データを取得する。このときの第1のセンサ40のコイル40Aの磁界検出方向データをベクトル V_5 、コイル40Bの磁界検出方向データをベクトル W_5 とする。

10

【0070】

VV を V_5 、 W_5 、 X_5 の関数として表現すると、以下の（式11）のようになる。そして（式9）で算出した VV と、検出した V_5 、 W_5 、 X_5 の値とから、相対位置係数、 a_5 、 b_5 、 c_5 を算出することができる。

$$VV = a_5 V_5 + b_5 W_5 + c_5 X_5 \quad (\text{式11})$$

<ステップS25> 検出方向補正ステップ

内視鏡システム1Cの検出方向補正ステップは第1の実施の形態の内視鏡システム1の検出方向補正ステップS16と同じである。

【0071】

20

本実施の形態の内視鏡システム1Cは、第1の実施の形態の内視鏡システム1が有する効果を有し、さらに重力の影響等でプローブ21が曲がっている場合にも、精度よくプローブの先端部22の長手方向を検出することができる。

【0072】

<第4の実施の形態>

以下、図面を参照して第4の実施の形態の内視鏡システム1Dについて説明する。本実施の形態の内視鏡システム1Dは、第1の実施の形態の内視鏡システム1と類似しているため、同じ構成要素には同じ符号を付し、説明は省略する。

【0073】

図15および図16は本実施の形態の内視鏡システムを説明するための内視鏡の断面模式図であり、図17は本実施の形態の内視鏡システムのナビゲーションユニットの構成を示す構成図である。

30

【0074】

ナビゲーションにおいては、第1の実施の形態の内視鏡システム1のように内視鏡の挿入部から突出させる細径の医療器具の先端部22の長手方向を正確に検知することは重要であるが、同時に長手方向と垂直な面内（径方向）における所定の方位である基準方位を正確に検知することも重要である。例えば、医療器具がプローブの長軸に対して垂直な面内をラジアル走査する超音波プローブである場合には、超音波振動子の走査面内における上下左右方向を検出することは、病変箇所的位置を判断するために重要である。また、医療器具が鉗子の場合には鉗子の開閉方向は病変箇所方向とあわせる必要があり重要である。

40

【0075】

そのため、例えば超音波プローブ21の先端部22に、巻線軸の方向が直交する2つのコイルからなるセンサを配設するときに、一方のコイルの磁界検出方向が超音波プローブ21の先端部22の長手方向と平行となり、もう一方のコイルの磁界検出方向が基準方位（例えば超音波画像の上方向）と平行となるようにするのが理想である。

【0076】

しかしすでに説明したように、極めて細い径のプローブ21の先端部22に、さらに小さな2軸磁界センサの一方の検出軸が先端部22の長手方向に平行となり、他方の検出軸が超音波画像の上方向に平行となるように配設することは容易ではない。このため、図4

50

に示すように、コイル 40B の磁界検出方向である巻線軸方向は基準方位に対して完全に平行にはならないことがある。すると術者は超音波画像の上下左右方向を正確に把握することができないことがある。

【0077】

このため、内視鏡システム 1D は、プローブ 21 の回転操作によるセンサ 40 の位置および方向の変化を検出し、方向算出部 31B が正確な先端部 22 の長手方向を算出する。一方、プローブ 21 の湾曲部 12A (図 15 参照) の湾曲操作によるセンサ 40 の位置および方向の変化が検出され、基準方位算出手段である基準方位算出部 31D (図 16 参照) により正確な基準方位が算出される。すなわち、内視鏡システム 1D は、プローブ 21 の回転操作によるキャリブレーションによりセンサ 40 の方向をプローブ 21 の先端長手方向に補正する先端方向補正値を算出し、湾曲操作によるキャリブレーションによりセンサ 40 の方向を基準方位に補正する基準方位補正値を算出する。

10

【0078】

図 15 に示すように、本実施の形態の内視鏡システム 1D の内視鏡 11D は、挿入部 12 の軟性部 15 と硬質部 13 との間に配設された湾曲部 12A を有する。また、硬質部 13 には CCD 13B 等の撮像手段が配設されており、術者は CCD 13B が撮像し、モニタ 18 に表示された内視鏡画像を確認することができる。湾曲部 12A は図示しない湾曲ワイヤにより操作部 12B の湾曲ノブ 12C と接続されている。図 16 に示すように、術者が湾曲ノブ 12C を回転すると湾曲部 12A が湾曲動作し、挿入部 12 の先端 13A は回転運動する。

20

【0079】

そして、図 17 に示すように、本実施の形態の内視鏡システム 1D においては、ナビゲーションユニット 31Z が、プローブ 21 の回転操作および湾曲部 12A の湾曲動作による第 1 のセンサ 40 の移動前後の位置をもとに、超音波振動子 23 が撮像する超音波画像の基準方位を算出する基準方位算出部 31D を有する。

【0080】

次に、本実施の形態の内視鏡システム 1D のナビゲーションユニット 31Z 内の各部について説明する。位置算出部 31A は第 1 の実施の形態と同じなので、最初に方向算出部 31B について説明する。

図 18A ~ 図 18C は、本実施の形態の内視鏡システム 1D のプローブ 21 の回転操作における座標系を説明するための図である。図 18A に示すように、プローブ 21 の回転操作前の状態 (時刻 t_0) における第 1 のセンサ 40 の位置を $H(t_0)$ 、第 1 のセンサ 40 の方向の正規直交基底を $(U(t_0), V(t_0), W(t_0))$ 、図 18B に示すように、プローブ 21 の回転操作後の状態 (時刻 t_1) における第 1 のセンサ 40 の位置を $H(t_1)$ 、第 1 のセンサ 40 の方向の正規直交基底を $(U(t_1), V(t_1), W(t_1))$ 、図 18C に示すように、送信アンテナ 33 の中心に張られた正規直交基底を (i, j, k) とする。

30

【0081】

最初に術者は、図 15 に示すような湾曲部 12A が湾曲しない状態、すなわち真っ直ぐな状態で、チャンネル 14 内のプローブ 21 をねじる、言い換えればプローブ 21 の長軸中心方向を軸にして回転する。プローブ 21 の回転軸方向がプローブ 21 の先端方向 Q となる。なお、本回転操作は回転前後の状態変化から回転軸を算出するための操作であるため、半回転程度でよい。

40

【0082】

$(U(t_0), V(t_0), W(t_0))$ と、 $(U(t_1), V(t_1), W(t_1))$ とは、それぞれ 3 行 3 列の行列 $S(t_0)$ 、 $S(t_1)$ を用いて、以下のように書ける。なお、 $S(t_0)$ および $S(t_1)$ の各成分はセンサユニット 32 から逐次、出力される。

【0083】

$$[i(t_0), j(t_0), k(t_0)] = [U(t_0), V(t_0), W(t_0)] S(t_0)$$

50

$_0$) (式12)

$$[i(t_1) j(t_1) k(t_1)] = [U(t_1) V(t_1) W(t_1)] S(t_1)$$

$_1$) (式13)

ここで、 $S(t_0)$ 、 $S(t_1)$ を、以下に示す要素が3つの行ベクトル s_1 、 s_2 、 s_3 を用いて以下の(式14)、(式15)で表すことができる。

ここで、

$$s_1 = (s_{11} \quad s_{12} \quad s_{13})$$

$$s_2 = (s_{21} \quad s_{22} \quad s_{23})$$

$$s_3 = (s_{31} \quad s_{32} \quad s_{33})$$

(式14)

$$S(t_0) = \begin{pmatrix} s_1(t_0) \\ s_2(t_0) \\ s_3(t_0) \end{pmatrix}$$

(式15)

$$S(t_1) = \begin{pmatrix} s_1(t_1) \\ s_2(t_1) \\ s_3(t_1) \end{pmatrix}$$

(式12)より、 $[U(t_0) V(t_0) W(t_0)]$ は、 $S(t_0)$ が直交行列であるため、(式16)で表すことができる。ここで、各行列の左上に付している記号「 T 」は、その行列を転換行列にするという意味である。

(式16)

$$\begin{aligned} [U(t_0) V(t_0) W(t_0)] &= [i(t_0) j(t_0) k(t_0)]^T S(t_0) \\ &= [i(t_0) j(t_0) k(t_0)] \begin{pmatrix} s_{11}(t_0) & s_{21}(t_0) & s_{31}(t_0) \\ s_{12}(t_0) & s_{22}(t_0) & s_{32}(t_0) \\ s_{13}(t_0) & s_{23}(t_0) & s_{33}(t_0) \end{pmatrix} \\ &= [i(t_0) j(t_0) k(t_0)] [{}^T s_1(t_0) \quad {}^T s_2(t_0) \quad {}^T s_3(t_0)] \end{aligned}$$

(式13)より、 $[U(t_1) V(t_1) W(t_1)]$ は、 $S(t_1)$ が直交行列であるため、(式17)で表すことができる。

【0084】

(式17)

$$\begin{aligned} [U(t_1) V(t_1) W(t_1)] &= [i(t_1) j(t_1) k(t_1)]^T S(t_1) \\ &= [i(t_1) j(t_1) k(t_1)] \begin{pmatrix} s_{11}(t_1) & s_{21}(t_1) & s_{31}(t_1) \\ s_{12}(t_1) & s_{22}(t_1) & s_{32}(t_1) \\ s_{13}(t_1) & s_{23}(t_1) & s_{33}(t_1) \end{pmatrix} \\ &= [i(t_1) j(t_1) k(t_1)] [{}^T s_1(t_1) \quad {}^T s_2(t_1) \quad {}^T s_3(t_1)] \end{aligned}$$

一方、ここで、 $U(t_0)$ 、 $V(t_0)$ 、 $W(t_0)$ 、 $U(t_1)$ 、 $V(t_1)$ 、 $W(t_1)$ の $(i j k)$ に対する各方位成分を、要素が3つの列ベクトル、 $u(t_0)$ 、 $v(t_0)$

10

20

30

40

50

t_0)、 $w(t_0)$ 、 $u(t_1)$ 、 $v(t_1)$ 、 $w(t_1)$ とすると、以下の (式 18) および (式 19) が成り立つ。

【0085】

$$[U(t_0) \ V(t_0) \ W(t_0)] = [i(t_0) \ j(t_0) \ k(t_0)] [u(t_0) \ v(t_0) \ w(t_0)] \quad (\text{式 18})$$

$$[U(t_1) \ V(t_1) \ W(t_1)] = [i(t_1) \ j(t_1) \ k(t_1)] [u(t_1) \ v(t_1) \ w(t_1)] \quad (\text{式 19})$$

$[i, j, k]$ は正規直交基底だから、(式 16) および (式 18) より、以下の (式 20) が得られる。

【0086】

$$u(t_0) = {}^T s_1(t_0), \ v(t_0) = {}^T s_2(t_0), \ w(t_0) = {}^T s_3(t_0) \quad (\text{式 20})$$

同様に、(式 17) および (式 19) より、以下の (式 21) が得られる。

【0087】

$$u(t_1) = {}^T s_1(t_1), \ v(t_1) = {}^T s_2(t_1), \ w(t_1) = {}^T s_3(t_1) \quad (\text{式 21})$$

先端方向 Q は回転前後、すなわち時刻によらず不変である。従って以下の (式 22)、(式 23)、(式 24) が成り立つ。

【0088】

$$U(t_0) \cdot Q = U(t_1) \cdot Q \quad (\text{式 22})$$

$$V(t_0) \cdot Q = V(t_1) \cdot Q \quad (\text{式 23})$$

$$W(t_0) \cdot Q = W(t_1) \cdot Q \quad (\text{式 24})$$

ここで、 Q の $[i \ j \ k]$ に対する各方向成分を要素とする行列を、 q とすると、以下の (式 25)、(式 26)、(式 27) が成り立つ。

【0089】

$$0 = U(t_0) \cdot Q - U(t_1) \cdot Q = (U(t_0) - U(t_1)) \cdot Q = {}^T (u(t_0) - u(t_1)) q = {}^T ({}^T s_1(t_0) - {}^T s_1(t_1)) q = (s_1(t_0) - s_1(t_1)) q \quad (\text{式 25})$$

$$0 = V(t_0) \cdot Q - V(t_1) \cdot Q = (V(t_0) - V(t_1)) \cdot Q = {}^T (v(t_0) - v(t_1)) q = {}^T ({}^T s_2(t_0) - {}^T s_2(t_1)) q = (s_2(t_0) - s_2(t_1)) q \quad (\text{式 26})$$

$$0 = W(t_0) \cdot Q - W(t_1) \cdot Q = (W(t_0) - W(t_1)) \cdot Q = {}^T (w(t_0) - w(t_1)) q = {}^T ({}^T s_3(t_0) - {}^T s_3(t_1)) q = (s_3(t_0) - s_3(t_1)) q \quad (\text{式 27})$$

ここで、
(式 28)

$$\begin{Bmatrix} s_1(t_0) - s_1(t_1) \\ s_2(t_0) - s_2(t_1) \\ s_3(t_0) - s_3(t_1) \end{Bmatrix} q = 0$$

すなわち、

$$(S(t_0) - S(t_1)) q = 0 \quad (\text{式 29})$$

Q は回転軸でありセンサ 40 の位置 H は回転している間、回転軸に垂直な面内を動くで、以下の (式 30) が成り立つ。

【0090】

$$Q \cdot (H(t_0) - H(t_1)) = 0 \quad (\text{式 30})$$

すなわち、 $H(t_0)$ 、 $H(t_1)$ の $\{i \ j \ k\}$ に対する各方向成分を要素とする行列を、 $h(t_0)$ 、 $h(t_1)$ とすると以下の (式 31) が成り立つ。 $H(t_0)$ 、 $H(t_1)$ の各成分はセンサユニット 32 から、出力される。

10

20

30

40

50

【 0 0 9 1 】

$$^T (h(t_1) - h(t_0)) q = 0 \quad (\text{式 } 31)$$

さらに、Q は基本ベクトルなので、以下の (式 32) が成り立つ。

【 0 0 9 2 】

$$|q| = 1 \quad (\text{式 } 32)$$

従って、q は、(式 29) と (式 31) と (式 32) とから算出される。

【 0 0 9 3 】

算出された Q を $U(t_1)$ 、 $V(t_1)$ 、 $W(t_1)$ の関数として表現すると、以下の (式 33) のようになり、相対位置係数、 a_6 、 b_6 、 c_6 が算出される。

$$Q = a_6 U(t_1) + b_6 V(t_1) + c_6 W(t_1) \quad (\text{式 } 33)$$

10

続いて方向補正部 31C の動作について説明する。方向補正部 31C の動作は基本的に第 1 の実施の形態と同様に第 1 のセンサ 40 の方向を補正して、逐次、先端部 22 の長手方向を算出する。方向補正部 31C は具体的には以下のように動作する。

【 0 0 9 4 】

任意の時刻 t での第 1 のセンサ 40 の方向を、 $U(t)$ 、 $V(t)$ 、 $W(t)$ とすると、ナビゲーションユニット 31 は、プローブの先端方向 $Q(t)$ を以下の (式 34) から算出できる。

【 0 0 9 5 】

$$Q(t) = a_6 U(t) + b_6 V(t) + c_6 W(t) \quad (\text{式 } 34)$$

ここで算出された $Q(t)$ はナビゲーション部 31E に送信される。

20

【 0 0 9 6 】

さらに、基準方位算出部 31D の動作について説明する。

【 0 0 9 7 】

術者は、図 16 に示すように湾曲ノブ 12C により湾曲部 12A を超音波画像の上方向に湾曲する。このときの湾曲動作の回転軸を P とする。また湾曲操作前の時刻を t_2 、湾曲操作後の時刻を t_3 とする。すると、すでに説明した Q の算出方法と同様の方法により湾曲操作のときの湾曲回転軸の方向 P が算出される。

【 0 0 9 8 】

そして算出された P を、 $U(t_3)$ 、 $V(t_3)$ 、 $W(t_3)$ の関数として表現すると、以下の (式 35) のようになり、(式 35) により基準方位算出部 31D は相対位置関数 a_7 、 b_7 、 c_7 を算出することができる。

30

【 0 0 9 9 】

$$P = a_7 U(t_3) + b_7 V(t_3) + c_7 W(t_3) \quad (\text{式 } 35)$$

さらに、基準方位算出手段である基準方位算出部 31D は、基準方位 $V_{12}(t_3)$ を以下の (式 36) により算出する。

【 0 1 0 0 】

$$V_{12}(t_3) = P \times Q(t_3) = (b_7 c_6 - c_7 b_6) U(t_3) + (c_7 a_6 - a_7 c_6) V(t_3) + (b_7 c_6 - c_7 b_6) W(t_3) \quad (\text{式 } 36)$$

次に基準方位補正手段である基準方位補正部 31F の動作について説明する。この基準方位補正部 31F は第 1 のセンサ 40 の方向を補正して、逐次、基準方位を算出する。具体的には基準方位補正部 31F は以下のように動作する。

40

【 0 1 0 1 】

任意の時刻 t での第 1 のセンサ 40 の方向を、 $U(t)$ 、 $V(t)$ 、 $W(t)$ とすると、ナビゲーションユニット 31 はプローブの基準方位 $V_{12}(t)$ を以下の (式 37) から算出する。

【 0 1 0 2 】

$$V_{12}(t) = (b_7 c_6 - c_7 b_6) U(t) + (c_7 a_6 - a_7 c_6) V(t) + (b_7 c_6 - c_7 b_6) W(t) \quad (\text{式 } 37)$$

ここで算出された $Q(t)$ はナビゲーション部 31E に送信される。

【 0 1 0 3 】

50

最後に、ナビゲーション部の動作について説明する。ナビゲーション部は方向補正部の算出した $Q(t)$ と基準方位補正部31Fが算出した $V_{12}(t)$ とをもとにナビゲーションを行う。

【0104】

以上の説明のように、内視鏡システム1Dにおいては、プローブ21の回転操作によるキャリブレーションにより第1のセンサ40の方向をプローブ21の先端方向に補正し、湾曲操作によるキャリブレーションにより第1のセンサ40の方向を基準方位に補正する。このため、術者は超音波画像の上下左右方向を正確に把握することができ、精度の高い検査または処置を行うことができる。

【0105】

10

なお、湾曲操作によるキャリブレーションにより第1のセンサ40の方向と超音波画像の上方向とをあわせる場合に、プローブが湾曲機構を有している場合には術者はプローブを湾曲操作してもよい。

【0106】

上記説明では、医療機器システムの医療器具として超音波プローブを例に内視鏡画像の上方向を基準方法として説明したが、医療器具が鉗子の場合には鉗子の開閉方向を基準方位として設定する。また医療器具が片刃のナイフの場合には刃の方向を基準方位として設定する。また医療器具が内視鏡のチャンネルに挿通する小型の内視鏡の場合には小型内視鏡の内視鏡画像の上方向を基準方位として設定する。

【0107】

20

また、上記説明では、先端方向 Q を(式29)と(式31)と(式32)とから算出したが、(式30)の H の値が時刻 t_0 と t_1 とで殆ど差がない場合には、先端方向 Q の誤差が大きくなる。このため、 $H(t_0)$ と $H(t_1)$ との距離が所定値以下の場合には、医療機器システムは、モニタ18の画面にメッセージを表示することにより、術者に対してプローブ21をさらに回転するように指示することが好ましい。

【0108】

このときの計算は以下の通りである。2回目の回転後の時刻を、 t_4 とすると、(式29)と同様に以下の(式38)が成り立つ。

【0109】

$$(S(t_0) - S(t_4))q = 0 \quad (\text{式38})$$

30

そして、先端部22の先端方向 Q は(式29)と(式32)と(式38)とから算出される。このことで誤差は小さくなる。

【0110】

また第1～第3の実施の形態のように、内視鏡先端に第2のセンサを設けて、プローブの位置および方向情報を第2のセンサの情報をもとに補正しても良い。

【0111】

本発明は、上述した実施の形態に限定されるものではなく、本発明の要旨を変えない範囲において、種々の変更、改変等が可能である。

【0112】

例えば、位置および方向を検出する検出手段は磁気センサでなくても構わない。例えば、ジャイロセンサを先端部に配設し、位置および方向を検出しても良く、硬性の内視鏡の操作部にLED等の発光式のマーカを配設し、受光装置が内視鏡の操作部の位置および方向を検出し、内視鏡先端部の位置に変換しても良く、内視鏡の挿入部にファイバ・グレーティング(FBG)センサを配設し、先端部の位置と方向を検出しても良い。

40

【0113】

また、上記説明では医療機器システムの挿入手段として、軟性部15と軟性部15の先端側に配設された硬質部13とを有する軟性内視鏡を例に説明したが、これに限られるものではなく、挿入手段はチャンネルがあれば硬性鏡またはトロッカー等でも良い。

【0114】

すなわち、上記説明では内視鏡のチャンネル内でプローブを移動させてプローブ方向を

50

【 0 1 1 5 】

【 0 1 1 6 】

前記センサの情報から前記先端部の位置および方向を算出する位置算出手段と、

10

【 0 1 1 7 】

前記基準方位が、前記内視鏡が撮像する撮像画像の方位であることを特徴とする上記（１）に記載の医療機器システム。

【 0 1 1 8 】

前記基準方位が、前記超音波プローブが撮像する超音波画像の方位であることを特徴とする上記（１）に記載の医療機器システム。

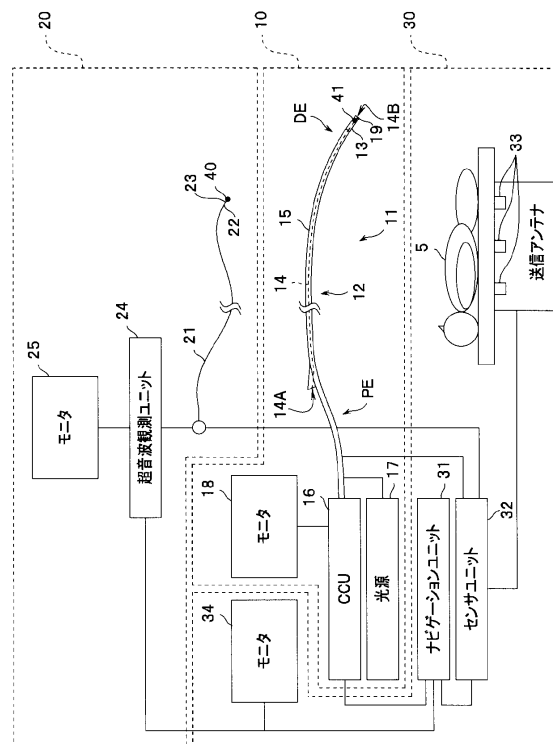
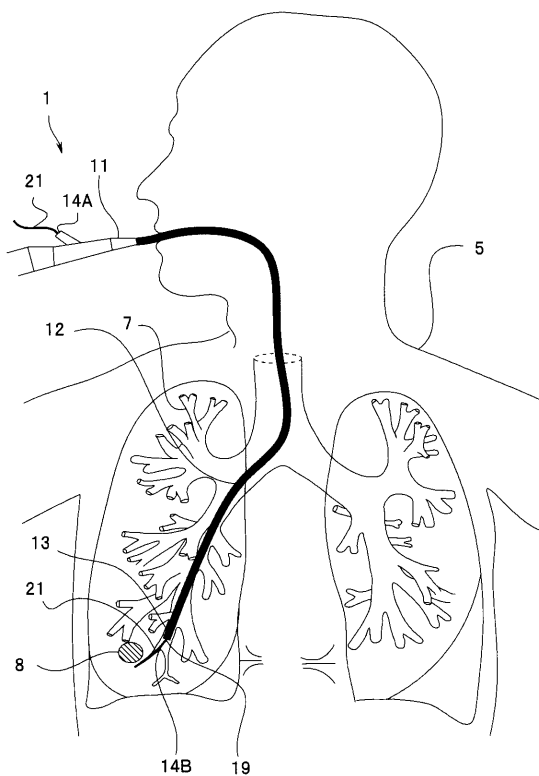
20

【 0 1 1 9 】

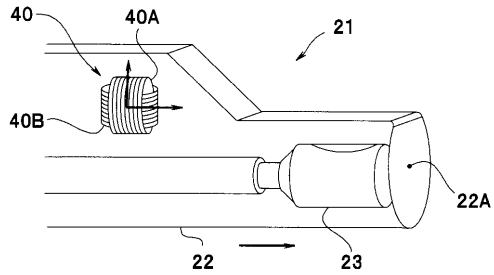
本出願は、２００９年６月１日に日本国に出願された特願２００９－１３２３９０号を優先権主張の基礎として出願するものであり、上記の開示内容は、本願明細書、請求の範囲、図面に引用されたものとする。

【 図 1 】

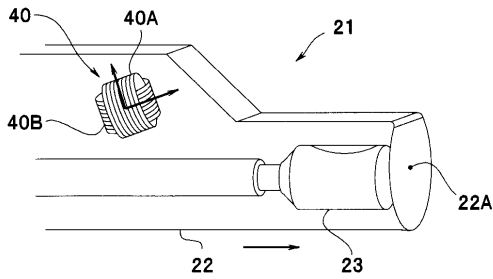
【图 2】



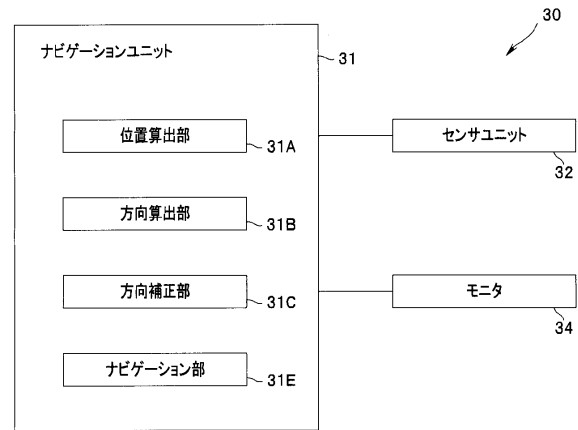
【図 3】



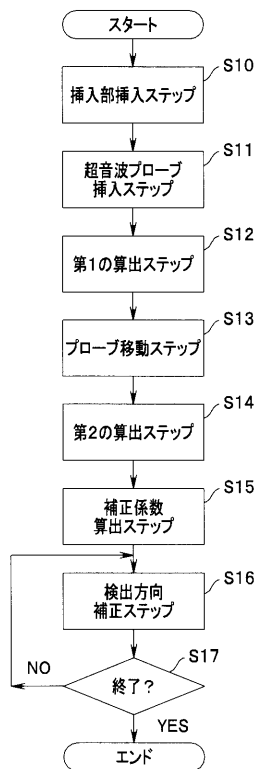
【図 4】



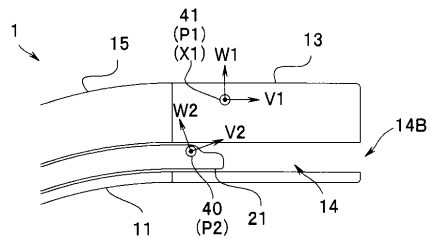
【図 5】



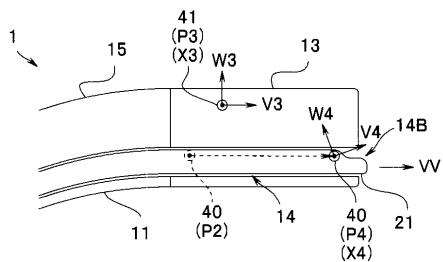
【図 6】



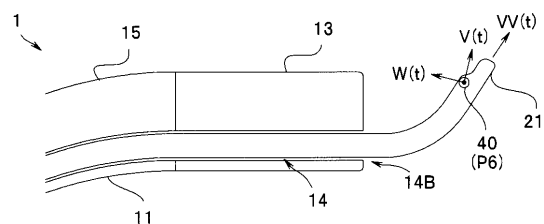
【図 7】



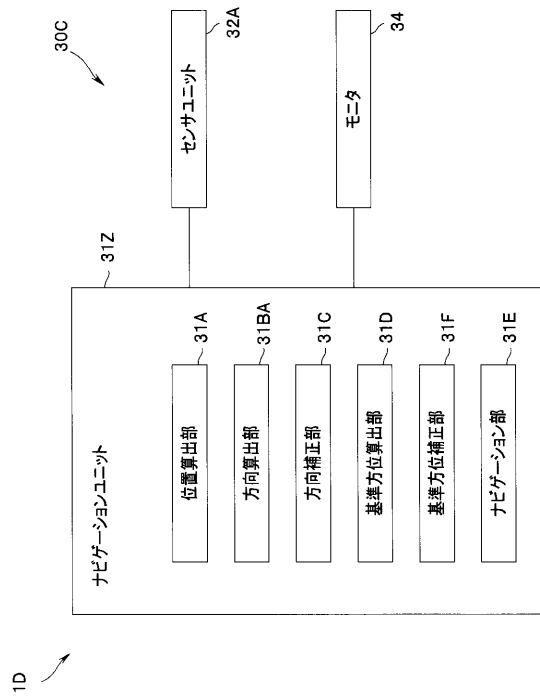
【図 8】



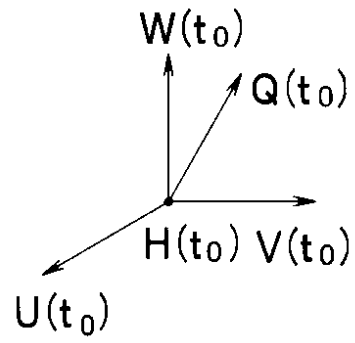
【図 9】



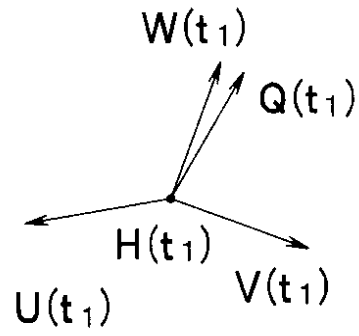
【図 17】



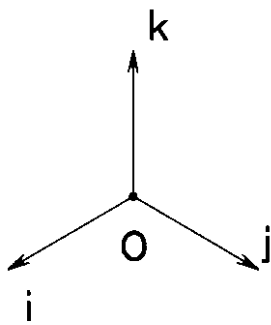
【図 18 A】



【図 18 B】



【図 18 C】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開 2 0 0 6 - 2 2 3 8 4 9 (J P , A)
特表 2 0 0 3 - 5 2 4 4 4 3 (J P , A)
特開 2 0 0 5 - 0 4 0 4 0 0 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A61B 1/00-1/32

专利名称(译)	医疗器械系统和校准医疗器械的方法		
公开(公告)号	JP4709946B2	公开(公告)日	2011-06-29
申请号	JP2010535159	申请日	2010-04-27
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	生熊 聡一 川島 知直		
发明人	生熊 聡一 川島 知直		
IPC分类号	A61B1/00 A61B8/12		
CPC分类号	A61B5/062 A61B1/0008 A61B5/06 A61B5/065 A61B5/7214 A61B8/12		
FI分类号	A61B1/00.320.Z A61B1/00.300.P A61B1/00.334.D A61B8/12		
代理人(译)	伊藤 进		
优先权	2009132390 2009-06-01 JP		
其他公开文献	JPWO2010140441A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

内窥镜系统1具有插入部分12，其具有构成插入部分远端部分的硬部分13和穿透内部的通道14，以及用于检测探针远端部分22处的位置和方向的第一传感器40。超声波探头21从通道14的基端侧的插入口14A插入并从硬质部分13的投射口14B突出，位置计算单元31A用于计算第一传感器40的位置和方向，以及探头并且方向计算单元31B基于在尖端22的线性移动之前和之后第一传感器40的位置信息的变化来计算探针尖端22的方向。

(式 1 5)

$$S(t_1)=\begin{pmatrix} S_1(t_1) \\ S_2(t_1) \\ S_3(t_1) \end{pmatrix}$$