

(19)日本国特許庁(J P)

公開特許公報 (A) (11)特許出願公開番号

特開2002 - 119507

(P2002 - 119507A)

(43)公開日 平成14年4月23日(2002.4.23)

(51) Int.CI ⁷	識別記号	F I	テマコード [*] (参考)
A 6 1 B 6/12		A 6 1 B 6/12	4 C 0 9 3
5/00		5/00	D 4 C 0 9 6
5/055		6/02	351 C 4 C 3 0 1
6/02	351	6/03	360 G 5 B 0 5 7
6/03	360	8/08	

審査請求 未請求 請求項の数 16 O L (全 12数) 最終頁に続く

(21)出願番号 特願2000 - 316408(P2000 - 316408)

(71)出願人 000003078

株式会社東芝

東京都港区芝浦一丁目1番1号

(22)出願日 平成12年10月17日(2000.10.17)

(72)発明者 市橋 正英

栃木県大田原市下石上字東山1385番の1 株式会社東芝那須工場内

(74)代理人 100083161

弁理士 外川 英明

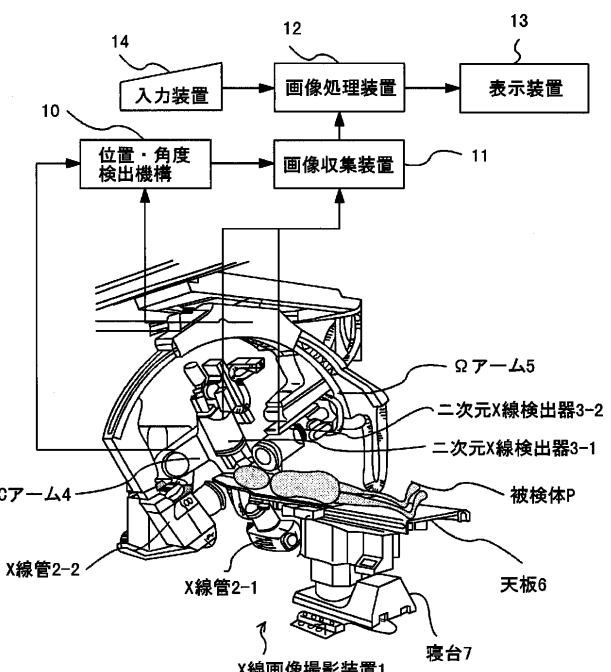
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 医用装置および医用画像収集表示方法

(57)【要約】

【課題】 複雑な構造をした血管分岐部などへのカテーテルの誘導を容易にして、患者や術者の負担を軽減すること。

【解決手段】 被検体Pに挿入されているカテーテル21などを含む二次元透視像を撮影装置4、5で得、その透視像中におけるカテーテル先端部23の位置を求め、その位置情報と撮影装置の被検体に対する位置および方向から、カテーテル先端部の三次元位置を求め、予め収集して記録しておいた被検体の三次元画像データに基づき、カテーテル先端部から見た被検体の三次元画像31、34を生成して表示するとともに、実時間の被検体の二次元透視像33を表示する。よって、術者は、実時間の二次元透視像と三次元画像を見ながらカテーテルなどを容易に目的部位へ誘導できる。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 予め収集された、被検体に挿入される処置用部材の到達目標位置を含む前記被検体の三次元画像データを記録する三次元画像データ記録手段と、前記被検体に挿入されている前記処置用部材を含む前記被検体の二次元透視像を得る撮影手段と、この撮影手段で得られた前記二次元透視像中における前記処置用部材の位置を求める二次元位置検出手段と、この二次元位置検出手段によって検出された位置情報と前記被検体に対する前記撮影手段の位置および方向から、前記処置用部材の三次元位置を求める三次元位置演算手段と、この三次元位置演算手段によって求められた前記処置用部材の先端位置から見た三次元画像を、前記三次元画像データ記録手段に記録されている前記被検体の三次元画像データに基づき生成する三次元画像生成手段と、この三次元画像生成手段によって生成された前記三次元画像および前記撮影手段によって得た前記被検体の二次元透視像を表示する表示手段とを具備することを特徴とする医用装置。

【請求項2】 前記予め収集された前記被検体の三次元画像データは、前記撮影手段を前記被検体の周りに回転させて所定角度毎に得た複数の透視像によって収集されたものであることを特徴とする請求項1に記載の医用装置。

【請求項3】 前記予め収集された前記被検体の三次元画像データは、X線CT装置またはMRI装置あるいは超音波診断装置によって収集されたものであることを特徴とする請求項1に記載の医用装置。

【請求項4】 前記撮影手段を、前記被検体の同一部位に対して少なくとも異なった2方向から略同時に二次元透視像を得るように複数備えたことを特徴とする請求項1ないし請求項3のいずれか1項に記載の医用装置。

【請求項5】 前記二次元位置検出手段は、前記二次元透視像の画像処理によって前記二次元透視像中における前記処置用部材の位置を検出するものであることを特徴とする請求項1ないし請求項4のいずれか1項に記載の医用装置。

【請求項6】 前記二次元透視像の画像処理は、二次元透視像データのピクセル毎の輝度情報の内、所定レベルを越えるピクセルを抽出して行うことを特徴とする請求項5に記載の医用装置。

【請求項7】 前記二次元位置検出手段は、前記処置用部材に備えた磁性材料を、前記被検体の外に設けた検知手段で検知するものであることを特徴とする請求項1ないし請求項4のいずれか1項に記載の医用装置。

【請求項8】 前記表示手段に表示された前記三次元画像は、二次元の投影像であることを特徴とする請求項1ないし請求項7のいずれか1項に記載の医用装置。

【請求項9】 前記表示手段に表示される二次元の投影像に、前記処置用部材の位置を対応づけて表示することを特徴とする請求項8に記載の医用装置。

* 【請求項10】 前記表示手段に表示される三次元画像は、仮想内視鏡像であることを特徴とする請求項1ないし請求項7のいずれか1項に記載の医用装置。

【請求項11】 前記仮想内視鏡像に、視点の方向を示すマーカーを重ねて表示することを特徴とする請求項10に記載の医用装置。

【請求項12】 前記表示手段に表示される前記三次元画像の位置と方向を任意に設定する設定手段を具備することを特徴とする請求項1ないし請求項11のいずれか1項に記載の医用装置。

【請求項13】 被検体の透視像を撮影する撮影手段を備えた医用装置の寝台天板に搭載させた被検体に処置用部材を挿入する工程と、前記寝台天板を固定した状態で、前記撮影手段を前記被検体の周囲に回転させて、所定角度毎の透視データを角度データとともに収集し記録する工程と、前記処置用部材を通して造影剤を被検体の体内へ注入する工程と、前記寝台天板を固定した状態で、前記撮影手段を前記被検体の周囲に回転させて、造影剤注入後の所定角度毎の透視データを角度データとともに収集し記録する工程と、造影剤注入後の透視データと造影剤注入前の透視データとを、同一角度データ毎に差分演算し、差分データを角度データ毎に記録して三次元画像データを得る工程と、この三次元画像データから仮想内視鏡像を形成する工程と、前記撮影手段で撮影される透視像と前記仮想内視鏡像とを表示する工程とから成ることを特徴とする医用画像収集表示方法。

【請求項14】 前記撮影手段で撮影される透視像中における前記処置用部材の動きに応動して、逐次仮想内視鏡像の形成が更新されることを特徴とする請求項13に記載の医用画像収集表示方法。

【請求項15】 前記透視像と前記仮想内視鏡像とを表示する工程における前記透視像は、実時間の透視像であることを特徴とする請求項13または請求項14のいずれか1項に記載の医用画像収集表示方法。

【請求項16】 前記透視像と前記仮想内視鏡像とを表示する工程における前記仮想内視鏡像には、前記処置用部材の先端部の方向を示すマーカーを重畳して表示することを特徴とする請求項13ないし請求項15のいずれか1項に記載の医用画像収集表示方法。

40 【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、低侵襲治療としてのインターベンションラジオロジー(Interventional Radiology)に好適な医用装置および医用画像収集表示方法に関する。

【0002】

【従来の技術】近年、医療の分野では、治療に際しての患者の負担を極力軽減しようとする低侵襲治療あるいは最少侵襲治療の考えが注目されている。このような流れの中で、患者の体内に挿入したカテーテルなどの処置用

部材をX線透視下で操作して、例えば、血管の形成、抗癌剤の注入、腫瘍組織の栄養血管の塞栓などを行うインターベンショナルラジオロジー(Interventional Radiology : I V Rと略称される)が盛んに行われるようになり、I V R専用のX線診断装置やX線C T装置なども開発されている。このI V Rは、現状では、血管内にカテーテルを送り込んで、種々の処置を施す手技が多い。例えば、先端にバルーンを取付けたカテーテルを、患者の血管に挿入し、X線透視下でその先端を閉塞した血管部まで導き、そこでバルーンを膨らませることによって閉塞した血管を拡張させる手技、或いは、出血している部位へカテーテルを導き、そこでカテーテル先端から血液凝固剤を注入して出血した血管を閉塞する手技、同様に、カテーテル先端を癌細胞近辺まで送り、癌細胞に栄養を補給している血管を閉塞する手技、さらには、カテーテル先端から抗癌剤を投与した後に血管を閉塞する手技などである。また最近では、カテーテルから金属性のコイルを動脈瘤へ挿入して、瘤を閉塞する手技なども確立されつつある。このようなI V Rは、開頭、開腹せずに手術を行うことができるので、患者の負担が大幅に軽減され、術後の回復も早まるというメリットがある。

【0003】ところで、カテーテルは通常、患者(被検体)の大腿動脈から挿入され、そこから、治療目的部位である頭部、胸部、腹部などへ、先端部をX線透視像を観察しながら進行させていくことになる。この場合、カテーテルの先端から血管内へ造影剤を吐出し、造影された血管をX線透視像として逐次観察しながら、血管の走行状態を確認することが必要となる。そして、実際にカテーテルを進める際には、カテーテルの内側にX線に対して不透明なガイドワイヤを挿入し、ガイドワイヤの先端をX線透視像でモニタしながら先ずガイドワイヤを進め、次にガイドワイヤの先端位置までカテーテルを移動させるという操作を何回も繰返すことによって、カテーテルを所望の目的部位まで進行させている。

【0004】また、第2の方法として、特開平1-204650号公報に開示されているように、カテーテルを移動する前段階として、二次元の血管造影像を作成しておき、その血管造影像をロードマップ画像として用い、このロードマップ画像とX線透視中の実時間像とを重ね合わせて表示することにより、目的部位までカテーテルを移動させる方法も知られていた。さらに第3の方法として、特開平8-332191号公報に開示されているように、カテーテルの挿入位置とこのカテーテルの先端を到達させる目的部位とを含む被検体の三次元画像データに、目標経路マーカを設定し、この目標経路マーカに沿ってカテーテルを目標部位へ導くようにしたものも知られている。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、上記第1の方法は、繰返し造影剤を注入して血管造影を行うこ

10
20
30
40
50

とになるため、患者の負担が増すという問題があった。また、上記第2の方法は、血管経路が比較的滑らかに変化している場合には、極めて正確に血管経路にカテーテルを移動させることができるもの、血管経路が複雑に変化したり枝分れしているような場合には、カテーテルの移動は容易ではなく、かなり慎重に行わなければならぬという問題があった。さらに、上記第3の方法は、表示画面上での血管やカテーテル先端との対応がつき難く、カテーテル操作を行う術者には、いまだ豊富な知識と経験とが要求されるという問題があった。本発明は、このような問題を解決するためになされたものである。

【0006】

【課題を解決するための手段】上述の課題を解決するため、本発明の医用装置は、予め収集された、被検体に挿入される処置用部材の到達目標位置を含む前記被検体の三次元画像データを記録する三次元画像データ記録手段と、前記被検体に挿入されている前記処置用部材を含む前記被検体の二次元透視像を得る撮影手段と、この撮影手段で得られた前記二次元透視像中における前記処置用部材の位置を求める二次元位置検出手段と、この二次元位置検出手段によって検出された位置情報と前記被検体に対する前記撮影手段の位置および方向から、前記処置用部材の三次元位置を求める三次元位置演算手段と、この三次元位置演算手段によって求められた前記処置用部材の先端位置から見た三次元画像を、前記三次元画像データ記録手段に記録されている前記被検体の三次元画像データに基づき生成する三次元画像生成手段と、この三次元画像生成手段によって生成された前記三次元画像および前記撮影手段によって得た前記被検体の二次元透視像を表示する表示手段とを具備することを特徴とするものである。そして、好適には、前記予め収集された前記被検体の三次元画像データは、前記撮影手段を前記被検体の周りに回転させて所定角度毎に得た複数の透視像によって収集されたものであり、あるいは、X線C T装置またはM R I装置あるいは超音波診断装置によって収集されたものであることを特徴とする。さらに好適には、前記撮影手段を、前記被検体の同一部位に対して少なくとも異なった2方向から略同時に二次元透視像を得るように複数備えたことを特徴とする。そして、前記二次元位置検出手段は、前記二次元透視像の画像処理によって前記二次元透視像中における前記処置用部材の位置を検出することを特徴とし、前記二次元透視像の画像処理は、二次元透視像データのピクセル毎の輝度情報の内、所定レベルを越えるピクセルを抽出して行うことを特徴とする。なお、前記二次元位置検出手段は、前記処置用部材に備えた磁性材料を、前記被検体の外に設けた検知手段で検知するものであってもよい。さらに或る側面では、前記表示手段に表示される前記三次元画像は、二次元の投影像であり、その二次元の投影像に前記

処置用部材の位置を対応づけて表示することを特徴とする。他の側面では、前記表示手段に表示される三次元画像は、前記被検体の仮想内視鏡像であり、望ましくは、前記仮想内視鏡像に、視点の方向を示すマーカーを重ねて表示するのがよい。また好適には、前記表示手段に表示される前記三次元画像の位置と方向を任意に設定する設定手段を具備することを特徴とする。

【0007】また、上述の課題を解決するため、本発明の医用画像収集表示方法は、被検体の透視像を撮影する撮影手段を備えた医用装置の寝台天板に搭載させた被検体に処置用部材を挿入する工程と、前記寝台天板を固定した状態で、前記撮影手段を前記被検体の周囲に回転させて、所定角度毎の透視データを角度データとともに収集し記録する工程と、前記処置用部材を通して造影剤を被検体の体内へ注入する工程と、前記寝台天板を固定した状態で、前記撮影手段を前記被検体の周囲に回転させて、造影剤注入後の所定角度毎の透視データを角度データとともに収集し記録する工程と、前記撮影手段を前記被検体の周囲に回転させて、造影剤注入前の透視データとを、同一角度データ毎に差分演算し、差分データを角度データ毎に記録して三次元画像データを得る工程と、この三次元画像データから仮想内視鏡像を形成する工程と、前記撮影手段で撮影される透視像と前記仮想内視鏡像とを表示する工程とから成ることを特徴とするものである。この場合、好適には、前記撮影手段で撮影される透視像中における前記処置用部材の動きに応動して、逐次仮想内視鏡像の形成が更新されることを特徴とし、前記透視像と前記仮想内視鏡像とを表示する工程における前記透視像は、実時間の透視像であることを特徴とする。さらに、前記透視像と前記仮想内視鏡像とを表示する工程における前記仮想内視鏡像には、前記処置用部材の先端部に対する方向を示すマーカーを重畳して表示することを特徴とする。

【0008】これらにより、例えば血管分岐部など複雑な血管構造が把握し易くなる。よって、その部位でのカテーテル21およびガイドワイヤ22の操作が、極めて容易にかつ正確に行うことができる。そのため、操作に要する時間が短縮され、患者や術者の負担を軽減することができる。また、造影剤の使用量も減少するので、造影剤の注入に伴なう患者の負担も軽減される。

【0009】

【発明の実施の形態】以下、本発明に係る医用装置および医用画像収集表示方法の実施の形態について、図1ないし図10を参照して詳細に説明する。先ず、本発明に係る医用装置の構成について説明する。図1は、本発明に係る医用装置の一実施の形態を示したブロック図である。本発明に係る医用装置は、例えば、被検体Pの二次元透視画像を撮影するX線画像撮影装置1と、このX線画像撮影装置1で被検体Pを撮影した際の、後述するX線管2と二次元X線検出器3の位置と角度を検出する位置・角度検出機構10と、X線画像撮影装置1で撮影さ

れた画像データを収集し一旦記録する画像収集装置11と、画像収集装置11に収集された画像データを処理する画像処理装置12と、画像処理装置12で処理された画像を表示する表示装置13を主構成要素としている。なお、画像収集装置11や画像処理装置12としては、一般的なパーソナルコンピュータやワークステーションなどが利用できる。X線画像撮影装置1は、それぞれX線管2と二次元X線検出器3とを有する第1の撮影装置4および第2の撮影装置5と、被検体Pを載置する天板6を有する寝台7とを備えている。なお、以下X線管2と二次元X線検出器3について、夫々第1の撮影装置4と第2の撮影装置5とに設けられていることを区別する必要のある場合には、第1の撮影装置4側のX線管は2-1、二次元X線検出器は3-1の符号を付して表示し、第2の撮影装置5側のX線管は2-2、二次元X線検出器は3-2の符号を付して表示するものとする。

【0010】ここで、第1の撮影装置4は、例えば略C字形状に屈曲されたアーム(以下、Cアームと称する。)の一方の端にX線管2-1が取付られ、他方の端に二次元X線検出器3-1が取付られており、X線管2-1と二次元X線検出器3-1とは、互いに対向するように取付られている。また、第2の撮影装置5は、例えば略C字形状に屈曲されたアーム(以下、アームと称する。)の一方の端にX線管2-2が取付られ、他方の端に二次元X線検出器3-2が取付られており、このX線管2-2と二次元X線検出器3-2も、互いに対向するように取付られている。なお、第1の撮影装置4を形成するCアームは、例えば床面に固定または移動可能に設置された支持部8によって回転可能に支持されており、そのアームはアームの長手方向に沿って弧状に移動可能となっている。また、第2の撮影装置5を形成する

アームは、例えば天井部に移動可能に設置された支持部9によって、回転およびアームの長手方向に沿って弧状に移動可能に支持されている。さらに、各撮影装置4、5の二次元X線検出器3は、X線管2との間隔を調整できるように、進退可能に取付られている。

【0011】このように、Cアームおよびアームのような2系統の撮影装置4、5を備えたX線画像撮影装置1によって、図1に示すように、天板6に載置された被検体Pを間にいて、例えば互いに90度の角度を為す方向に各X線管2と各二次元X線検出器3とを対峙させて、X線管2-1、2-2から同時にX線を曝射することにより、被検体Pの同一部位に対して90度異なった方向からのX線透視像が二次元X線検出器3-1、3-2によって得られることになる。なお、図1に示した実施の形態において、二次元X線検出器3は、微弱なX線照射によって得られる透過像を明るい光学像として出力するX線イメージインテンシファイアと、そのX線イメージインテンシファイアの出力蛍光面の像を撮像するテレビカメラとで構成されている。しかしこれに限らず、

二次元X線検出器3を例えれば、特開平8-332191号公報に記載されているように、蛍光板と半導体光センサとが光学的に結合された積層体から成る、複数のX線画像検出器をマトリックス状に配置したもので構成してもよい。

【0012】さて、2系統の撮影装置4、5の回転角度や位置の情報は、位置・角度検出機構10によって、各別に検出されるようになっている。そして、各撮影装置4、5の二次元X線検出器3-1、3-2によって得られた透視像のデータは、位置・角度検出機構10からの各撮影装置4、5毎の位置・角度情報とともに、画像収集装置11に取り込まれて記録され、さらに、画像収集装置11に取り込まれた画像データと角度・位置情報は、画像処理装置12へ供給されるようになっている。画像処理装置12は、撮影装置4、5によって撮影された被検体Pの透視画像を、撮影時の角度・位置情報に基づいて三次元画像や仮想内視鏡像に再構成したり、再構成した画像から被検体Pの臨床解析情報を生成したり、透視画像のサブトラクション処理を実行したり、あるいは、画像の重ね合わせや回転などを処理したり、さらには、透視画像に写し込まれた部材の位置や方向を演算する機能などを有している。そのため、画像処理装置12には、CPUを主要素とする処理プロセッサや、処理に必要なメモリなどが備えられている。そして、画像処理装置12によって処理された画像や臨床解析情報などは、表示装置13に表示される。なお、表示装置13に表示する位置情報や数値情報などはマウス、 トラックボール、キーボードなどを有する入力装置14によって、画像処理装置12を介して入力されるようになっており、また、画像処理装置12に対する各種指示も入力装置14によって行われる。

【0013】次に、上記のように構成された医用装置を使用して、患者(被検体P)にカテーテルなどの処置用部材を挿入して検査や治療を行う場合の、画像処理や画像の表示について、図2に示したフローチャートを参照して説明する。被検体Pへのカテーテルなどの処置用部材の挿入は、通常、検査または治療の目的部位である頭部や胸などから離れたところの大腿動脈から行われる。なお、図3は、血管26内に位置するカテーテル21とガイドワイヤ22との先端部分の一例を示したものである。カテーテル21はゴムあるいは合成樹脂でできた中空の細長いチューブであり、先端部に造影剤を噴出させるための孔21aが形成されている。そして、これを被検体Pの目的部位へ誘導する際には、カテーテル21の中空部に挿通されるガイドワイヤ22とともに用いられる。なお、説明の便宜上、ガイドワイヤ22の先端部23の最先端をガイドワイヤ最先端部24と称し、ガイドワイヤ22本体と先端部23との境界部をガイドワイヤ先端接合部25と称するものとする。そして、カテーテル21やガイドワイヤ22は勿論のこと、カテーテル2

1の先端に取付けられるバルーンやカテーテル21内を通して被検体に処置を施す種々の機具などを含めて処置用部材と称するものとする。また、ガイドワイヤ22はカテーテル21の中空部に挿通されるもので、ガイドワイヤ22の先端部23は、その後方に連なるガイドワイヤ22本体とはX線透過率の異なる材料によって構成されており、X線透視下において、ガイドワイヤ22の先端部23が明瞭に識別できるようになっている。

【0014】さて、図2に示したフローチャートにおいて、ステップ101として、2系統の撮影装置4、5を被検体Pに対して例えば90度異なった向きに配置して、予備的に透視操作を行う。よって、表示装置13には同一部位に対して90度異なった方向の2つの透視像が表示される。次に、ステップ102として、表示装置13に表示された被検体Pの透視像を見ながら、術者は、所定位置からガイドワイヤ22を伴なったカテーテル21を挿入する。そして、ガイドワイヤ22の先端が透視像中にあるかどうかを判断しながら(ステップ103)、目的部位を含む透視像が得られるように、寝台7の天板6を被検体Pの体軸方向および体軸に垂直な方向へ適宜移動させる(ステップ104)操作を繰り返す。なお、カテーテル21の操作は、先ずガイドワイヤ22の先端部23を、血管26内の目的方向(例えば、頸動脈)へ少しづつ移動させ、次いで、ガイドワイヤ22の先端部23を目印として、カテーテル21をガイドワイヤ22に沿って血管26内を少しづつ移動させることにより、例えば、頸動脈へ到達させる。

【0015】カテーテル21の先端が目的部位の付近に達すると、次のステップとして、目的部位を含む被検体Pの三次元像を構築するために必要な、一連の二次元透視画像のデータ収集を、次のようにして行う。この場合、X線画像撮影装置1の一方の撮影装置を用いる。すなわち、ステップ105として、例えば、第2の撮影装置5を第1の撮影装置4の操作の邪魔にならない位置へ退避させておき、第1の撮影装置4を用いて透視撮影を行う。そのため、天板6を固定するとともに、天板6に載置されている被検体Pを動かさないようにする(ステップ106)。そして、ステップ107として、X線管2-1と二次元X線検出器3-1とを、例えば被検体Pの体軸に直交する向きに對峙させた状態で、第1の撮影装置4を被検体Pの体軸周りに回転させながら、所定角度毎にX線を曝射させる。このときの回転範囲は、X線画像撮影装置1の性能上、一般的には180度~200度程度であり、この間、所定角度毎に1秒間に8~30フレームのフレームレートで透視像が撮影される。この所定角度毎に撮影された透視像のデータは、ステップ108として、角度情報とともに画像収集装置11に取り込まれて記録される。なお、このようにして撮影された透視像は、サブトラクション像を作成するために必要となるいわゆるマスク像であり、造影剤の注入されていな

い状態におけるカテーテルなどの処置用部材を到達させる目的部位の含まれた透視像である。

【0016】次に、ステップ109として、カテーテル21を通して、その先端部分から被検体Pの血管26内に造影剤を注入する。そして、マスク像を撮影したときと同様の撮影条件のもとで、天板6を固定して被検体Pを動かさないようにして、第1の撮影装置4を被検体Pの体軸周りに回転させながら、同様の所定角度毎にX線を曝射させて、所定角度毎に撮影された透視像のデータを収集する(ステップ110)。このようにして撮影された透視像は、サブトラクション像を作成するために必要となるいわゆるライブ像であり、マスク像と同様部位における造影剤の注入された後の画像である。このライブ像のデータも、角度情報とともに画像収集装置11に取り込まれて記録される(ステップ111)。さて、得られたマスク像とライブ像とのデータには、ステップ112として、例えば、感度むら、バックグランドノイズ、幾何学的歪みなどを除いて、表示画像を明瞭なものとするための補正処理がそれぞれ施される。そして、この補正処理の施されたマスク像とライブ像とは、ステップ113として、同一角度情報毎に、対数差分(サブトラクション)処理がなされ、造影剤の注入された血管の強調されたサブトラクション像データが作成される。よって、サブトラクション像データも、所定角度毎に作成されることになる。

【0017】なお、被検体Pの周りに回転させた第1の撮影装置4の所定角度に対応する各サブトラクション像データを基にして、ステップ114として、画像処理装置12において、三次元像が再構成され、ステップ115として、再構成された三次元像が表示装置13に表示される。この表示装置13に表示される三次元像は、例えば、ボリュームレンダリング像であるが、これに限らず、最大値投影(MIP)、最小値投影(MinI P)、総和値投影などの手法によって、広い意味での二次元の投影像として表示したり、或いは、仮想内視鏡(フライスルー)像として表示してもよい。また、前述のサブトラクション処理は、境界抽出を容易にするための処理であり、主として血管や食道が目的部位であるときに行われるが、目的部位によっては、サブトラクション像を得ることなく、ライブ像のデータを用いて三次元像を再構成してよいこともある。ところで、三次元像は、必ずしもX線画像撮影装置1で撮影されたデータによって再構成されるばかりではなく、例えばX線CT装置、MRI装置、超音波診断装置などの生体内を観察することのできる各種医用診断装置を用いて取得されたデータに基づいて再構成されたものでもよい。そして、この場合の三次元データも、画像処理装置12内に設けられているメモリに格納される。

【0018】次に、カテーテル21を被検体Pの目的とする部位(例えば、動脈瘤の位置)へ誘導する際の手順

について、図4に示したフローチャートを参照して説明する。ステップ201として、再度第1、第2の撮影装置4、5をセットして、各撮影装置4、5によってガイドワイヤ22を含む被検体Pの二次元透視像を同時に撮影し、各二次元X線検出器3-1、3-2によって得られるデータを、画像収集装置11の所定エリアに各別に記録する。このとき、第1の撮影装置4と第2の撮影装置5とは、90度の角度を為すようにして被検体Pの同一部位を撮影することが望ましい。しかし、必ずしも90度に限定する必要はなく、同一部位に対して異なった角度で透視像が撮影されればよい。なお、本実施の形態では、撮影された透視像は、X線吸収率が高くなるにつれて輝度値が高くなるものとする。次に、ステップ202として、第1の撮影装置4および第2の撮影装置5で撮影され、画像収集装置11に記録された夫々の透視像データについて、画像処理装置12によって、ピクセル毎に輝度情報を読み出し、その輝度値が所定の値を超えるピクセルのみを取り出して、画像処理装置12内のメモリに記録する。なお、その内容を表示装置13に表示させると、例えば図5に示すように、ガイドワイヤ22とガイドワイヤ先端部23のみが抽出されたガイドワイヤ画像が得られる。ここで、図5(a)は、第1の撮影装置4(Cアーム)で撮影されたガイドワイヤ画像であり、図5(b)は、第2の撮影装置5(アーム)で撮影されたガイドワイヤ画像である。

【0019】これらの各ガイドワイヤ画像において、ステップ203として、ガイドワイヤ22とガイドワイヤ先端部23の細線化処理を行い、メモリの記録を更新する。その後ステップ204として、各ガイドワイヤ画像について、それぞれガイドワイヤを構成しているピクセルを一つ抽出し、そのピクセルからガイドワイヤ22をしきい値処理によってトレースして、第1の撮影装置4で撮影された二次元透視像上のガイドワイヤ最先端部24の座標 $C_{da}(X, Y)$ と、第2の撮影装置5で撮影された二次元透視像上のガイドワイヤ最先端部24の座標 $O_{da}(X, Y)$ を求める。さらに、ステップ205として、ガイドワイヤ最先端部24の座標から逆方向へトレースしていく、輝度値が変化する位置の座標を求める。その位置が、第1の撮影装置4で撮影された二次元透視像上のガイドワイヤ先端接合部25の座標 $C_{dp}(X, Y)$ と、第2の撮影装置5で撮影された二次元透視像上のガイドワイヤ先端接合部25の座標 $O_{dp}(X, Y)$ である。このようにして求めたガイドワイヤ最先端部24とガイドワイヤ先端接合部25とを表示すると、図6のようになる。ここで、図6(a)は、第1の撮影装置4(Cアーム)で撮影されたガイドワイヤ最先端部24[座標 $C_{da}(X, Y)$]とガイドワイヤ先端接合部25[座標 $C_{dp}(X, Y)$]の画像であり、図6(b)は、第2の撮影装置5(アーム)で撮影されたガイドワイヤ最先端部24[座標 $O_{da}(X,$

Y)] とガイドワイヤ先端接合部 25 [座標 $O_{dp}(X, Y)$] の画像である。

【0020】次に、ステップ 206 として、位置・角度検出機構 10 によって第 1 の撮影装置 4 の位置と角度を検出し、さらに、X 線管 2 - 1 から二次元 X 線検出器 3 - 1 までの距離を検出する。そして、ステップ 207 として、これらの位置と角度の情報および距離情報と、ステップ 204 で求めたガイドワイヤ最先端部 24 の座標 $C_{da}(X, Y)$ とから、第 1 の撮影装置 4 の二次元 X 線検出器 3 - 1 に写し込まれているガイドワイヤ最先端部 24 の三次元空間における絶対座標 $C_{da}(x, y, z)$ を求める。同様に、ステップ 206 で求めた上記の情報とステップ 205 で求めたガイドワイヤ先端接合部 25 の座標 $C_{dp}(X, Y)$ とから、第 1 の撮影装置 4 の二次元 X 線検出器 3 - 1 に写し込まれているガイドワイヤ先端接合部 25 の三次元空間における絶対座標 $C_{dp}(x, y, z)$ を求める。次に、ステップ 208 として、ステップ 206 と同様に、位置・角度検出機構 10 によって第 2 の撮影装置 5 の位置と角度を検出し、さらに、X 線管 2 - 2 から二次元 X 線検出器 3 - 2 までの距離を検出する。そして、ステップ 209 として、これらの位置と角度の情報および距離情報と、ステップ 204 で求めたガイドワイヤ最先端部 24 の座標 $O_{da}(X, Y)$ とから、第 2 の撮影装置 5 の二次元 X 線検出器 3 - 2 に写し込まれているガイドワイヤ最先端部 24 の三次元空間における絶対座標 $O_{da}(x, y, z)$ を求める。同様に、ステップ 206 で求めた上記の情報とステップ 205 で求めたガイドワイヤ先端接合部 25 の座標 $O_{dp}(X, Y)$ とから、第 2 の撮影装置 5 の二次元 X 線検出器 3 - 2 に写し込まれているガイドワイヤ先端接合部 25 の三次元空間における絶対座標 $O_{dp}(x, y, z)$ を求める。

【0021】ここまでステップによって、第 1 の撮影装置 4 の二次元 X 線検出器 3 - 1 に写し込まれたガイドワイヤ最先端部 24 の三次元空間における絶対座標 $C_{da}(x, y, z)$ および同じく、ガイドワイヤ先端接合部 25 の絶対座標 $C_{dp}(x, y, z)$ と、第 2 の撮影装置 5 の二次元 X 線検出器 3 - 2 に写し込まれたガイドワイヤ最先端部 24 の三次元空間における絶対座標 $O_{da}(x, y, z)$ および同じく、ガイドワイヤ先端接合部 25 の絶対座標 $O_{dp}(x, y, z)$ とが求まるので、これらの絶対座標と第 1 、第 2 の撮影装置 4 、 5 の X 線管 2 - 1 、 2 - 2 の位置とから、以下のようにしてガイドワイヤ最先端部 24 およびガイドワイヤ先端接合部 25 の真の三次元座標を求める。図 7 は、第 1 の撮影装置 4 の X 線管 2 - 1 の位置 [座標 $C_s(x, y, z)$] と、その X 線管 2 - 1 に対峙した二次元 X 線検出器 3 - 1 に写し込まれたガイドワイヤ最先端部 24 の絶対座標 $C_{da}(x, y, z)$ および同じく、ガイドワイヤ先端接合部 25 の絶対座標 $C_{dp}(x, y, z)$ と、

第 2 の撮影装置 5 の X 線管 2 - 2 の位置 [座標 $O_s(x, y, z)$] と、その X 線管 2 - 2 に対峙した二次元 X 線検出器 3 - 2 に写し込まれたガイドワイヤ最先端部 24 の絶対座標 $O_{da}(x, y, z)$ および同じく、ガイドワイヤ先端接合部 25 の絶対座標 $O_{dp}(x, y, z)$ との関係を示している。

【0022】そこで、ステップ 210 として、第 1 の撮影装置 4 の X 線管 2 - 1 の位置座標 $C_s(x, y, z)$ から、その二次元 X 線検出器 3 上のガイドワイヤ最先端部 24 の絶対座標 $C_{da}(x, y, z)$ とを三次元直線 C_{sda} で結び、さらに、第 2 の撮影装置 5 の X 線管 2 - 2 の位置座標 $O_s(x, y, z)$ から、その二次元 X 線検出器 3 - 2 上のガイドワイヤ最先端部 24 の絶対座標 $O_{da}(x, y, z)$ とを三次元直線 O_{sda} で結び、その交点の座標 $G_a(x, y, z)$ を求める。これが被検体 P 中に挿入されているガイドワイヤ 22 の最先端部 24 の真の三次元座標である。同様に次のステップ 211 として、第 2 の撮影装置 5 の X 線管 2 - 2 の位置座標 $O_s(x, y, z)$ から、その二次元 X 線検出器 3 - 2 上のガイドワイヤ先端接合部 25 の絶対座標 $O_{dp}(x, y, z)$ とを三次元直線 O_{sdp} で結び、さらに、第 1 の撮影装置 4 の X 線管 2 - 1 の位置座標 $C_s(x, y, z)$ から、その二次元 X 線検出器 3 - 1 上のガイドワイヤ先端接合部 25 の絶対座標 $C_{dp}(x, y, z)$ とを三次元直線 C_{sdp} で結び、その交点の座標 $G_p(x, y, z)$ を求める。これが被検体 P 中に挿入されているガイドワイヤ 22 の先端接合部 25 の真の三次元座標である。

【0023】このようにして求められた、ガイドワイヤ最先端部 24 の三次元座標 $G_a(x, y, z)$ と、ガイドワイヤ先端接合部 25 の三次元座標 $G_p(x, y, z)$ とから、被検体 P 中のガイドワイヤ先端部 23 の位置と方向とがわかる(ステップ 212)ので、先に収集して画像処理装置 12 に記録しておいた三次元画像データを基にして、実際のガイドワイヤ最先端部 23 の位置と方向から観察した仮想内視鏡像を作成し、表示装置 13 に表示する(ステップ 213)。図 8 は、このようにして表示された血管の仮想内視鏡像 31 の一例を模式図で示したものである。この場合、仮想内視鏡像 31 にガイドワイヤ先端部 23 とその最先端部 24 に相当するマーカー 32 を重ねて表示することにより、観察者は、表示されている仮想内視鏡像 31 が、どの位置からどの方向に見たものかを容易に理解することができる。なお、図 9 に示すように、仮想内視鏡像 31 の方向を変えて、血管壁を表示することも可能である。この場合にも、ガイドワイヤ先端部 23 に相当するマーカー 32 を矢印などにより、方向が分かるように重ねて表示するのがよい。

【0024】さて、表示装置 13 には、図 10 に示すように、仮想内視鏡像 31 のみではなく、透視像 33 や三

次元のボリュームレンダリング像34なども一緒に表示する。透視像33は実時間のものであり、例えば骨35などとともに、所望部位にあるガイドワイヤ先端部23が表示されている。なお、透視像33は、第1、第2の撮影装置4、5いずれで撮影されたものでもよい(勿論、両方の透視像を表示してもよい)。また、三次元のボリュームレンダリング像34は、サブトラクション処理によって血管の強調された画像となる。このボリュームレンダリング像34に、ガイドワイヤ先端部23の現在の位置に対応づけて、ガイドワイヤ先端部23(またはマーカー)を重ねて表示するようにすれば、現在のガイドワイヤ先端部23の位置が極めて分かり易くなる。そこで術者は、表示装置13に表示される透視像33によって、被検体P中におけるカテーテル21およびガイドワイヤ22の現在の位置を確認し、更に進行方向の血管の構造などを、仮想内視鏡像31やボリュームレンダリング像34で確認しながら、カテーテル21およびガイドワイヤ22を目的部位へ向けて移動させる。そして、ガイドワイヤ先端部23を進行させたときには、ステップ214にて、ガイドワイヤ先端部23の位置が変わったことが検出されてステップ201へ戻り、ステップ201からステップ213の動作を繰り返すことにより、ガイドワイヤ先端部23の位置と方向を再度計算し直し、求めた位置と方向に対応した仮想内視鏡像31やボリュームレンダリング像34を、実時間の透視像33とともに表示するように、表示画面を更新する。このようにして、表示画面上からカテーテル21が目的部位に達したと判定したときに、術者はステップ215としてその判定操作を行い、ステップ216へ進んでそのときの仮想内視鏡像31やボリュームレンダリング像34の表示をフリーズする。勿論、ここで、カテーテル21が目的部位に達したと判定されなければ、ステップ214へ戻り、カテーテル21の目的部位への誘導を継続する。

【0025】なお、カテーテル21が目的部位に達した後で、ガイドワイヤ22をカテーテル21から抜き去り、所望の検査や治療を実施することになる。このとき、画像はフリーズされているので、ガイドワイヤ22をカテーテル21から抜き去っても、ガイドワイヤ先端部23の動きに応じて画像が変化することはなく、フリーズされた仮想内視鏡像31やボリュームレンダリング像34および実時間の透視像を観察しながら、目的部位に対してカテーテル21を介して所望の処置を講じることができる。また、その後必要があれば、ステップ217として、入力装置14によってガイドワイヤ先端部23の位置や方向の設定を行うように、設定方法を切替えることにより、検査や治療のしやすい位置や方向に設定した仮想内視鏡像31やボリュームレンダリング像34を、表示装置13に表示することもできる。このように本発明によれば、術者は、仮想内視鏡像31やボリュー*

*ムレンダリング像34を観察しながら、カテーテル21およびガイドワイヤ22を操作することができるので、例えば、血管分岐部など複雑な構造をした部位でのカテーテル21およびガイドワイヤ22の操作が極めて容易となる。よって、操作に要する時間が削減されるので、患者の負担が軽減されるとともに術者の負担も軽減されることになる。勿論、ガイドワイヤ22を誘導する際の造影剤の注入量も減少される。

【0026】なお、本発明は、上述の実施の形態に限定されるものではなく、種々の形態として実施することができる。例えば、仮想内視鏡像31の観察方向と視点の位置は、入力装置14によって適宜変更することができる。よって、観察方向と同じとして視点の方向を後方へ下げて観察するようにしたり、視点を左右に回転させて、図9に示したように、血管壁を観察できるようにすることもできる。このとき、ガイドワイヤ先端部23の進行方向を示すマーカー32を重ねて表示することにより、ガイドワイヤ先端部23と血管壁などとの位置関係が、より判断しやすくなる。また、ガイドワイヤ先端部23の位置を画像処理によって求める場合について説明したが、例えば、ガイドワイヤ先端部23を磁性材料で形成したり、磁性塗料を塗布したりしたものとし、X線画像撮影装置1側に磁気検出器を備えることにより、被検体Pの外側でガイドワイヤ先端部23の位置や方向を検出することもできる。

【0027】

【発明の効果】以上詳細に説明したように、本発明によれば、例えば血管分岐部など複雑な血管構造が把握し易くなる。よって、その部位でのカテーテル21およびガイドワイヤ22の操作が、極めて容易にかつ正確に行うことができる。そのため、操作に要する時間が短縮され、患者や術者の負担を軽減することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明に係る医用装置の一実施の形態を示したプロック図である。

【図2】本発明に係る医用装置を使用して、検査や治療を行う場合の画像処理や画像の表示を説明するために示したフローチャートである。

【図3】血管内に位置するカテーテルとガイドワイヤとの先端部分の一例を示した説明図である。

【図4】本発明に係る医用装置を使用して、カテーテルを被検体の目的とする部位へ誘導する際の手順を説明するために示したフローチャートである。

【図5】ガイドワイヤ画像の一例を示し、(a)は、第1の撮影装置で撮影されたものであり、(b)は、第2の撮影装置で撮影されたものである。

【図6】画像処理により得られたガイドワイヤ最先端部とガイドワイヤ先端接合部の画像の一例を示し、(a)は、第1の撮影装置で撮影されたものであり、(b)は、第2の撮影装置で撮影されたものである。

【図7】ガイドワイヤ最先端部とガイドワイヤ先端接合部の三次元座標の求め方を説明するため示した説明図である。

【図8】仮想内視鏡像の一例を示した模式図である。

【図9】仮想内視鏡像の他の例を示した模式図である。

【図10】表示装置に表示する画像の一実施の形態を示した説明図である。

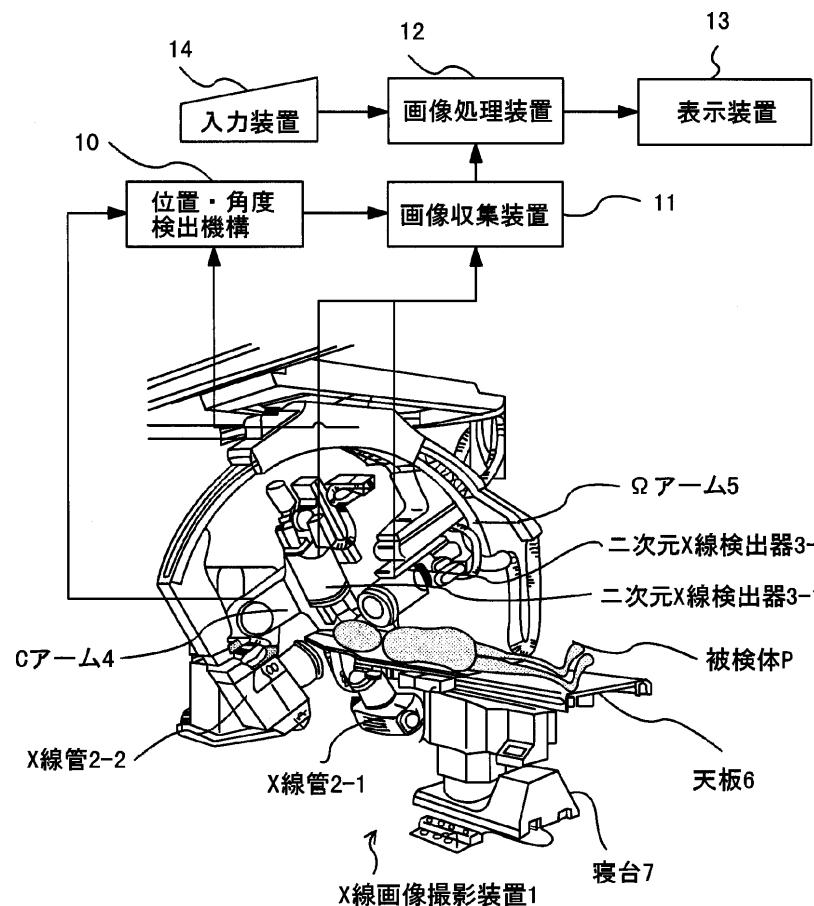
【符号の説明】

- 1 X線画像撮影装置
- 2 - 1、2 - 2 X線管
- 3 - 1、3 - 2 二次元X線検出器
- 4 第1の撮影装置
- 5 第2の撮影装置
- 6 天板

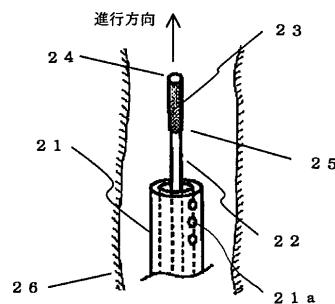
* 7 寝台

- 10 位置・角度検出機構
- 11 画像収集装置
- 12 画像処理装置
- 13 表示装置
- 21 カテーテル
- 22 ガイドワイヤ
- 23 ガイドワイヤ先端部
- 24 ガイドワイヤ最先端部
- 10 25 ガイドワイヤ先端接合部
- 31 仮想内視鏡像
- 32 マーカー
- 33 透視像
- * 34 ポリュームレンダリング像

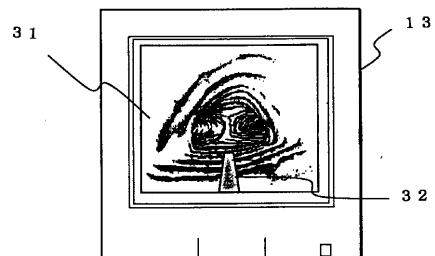
【図1】



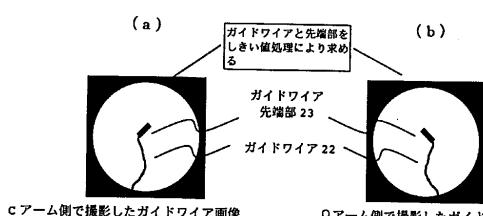
【図3】



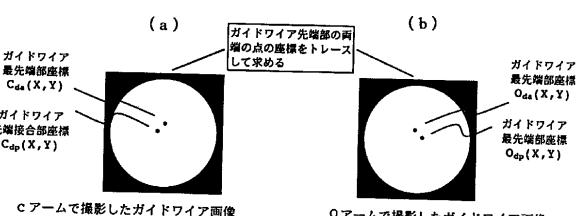
【図8】



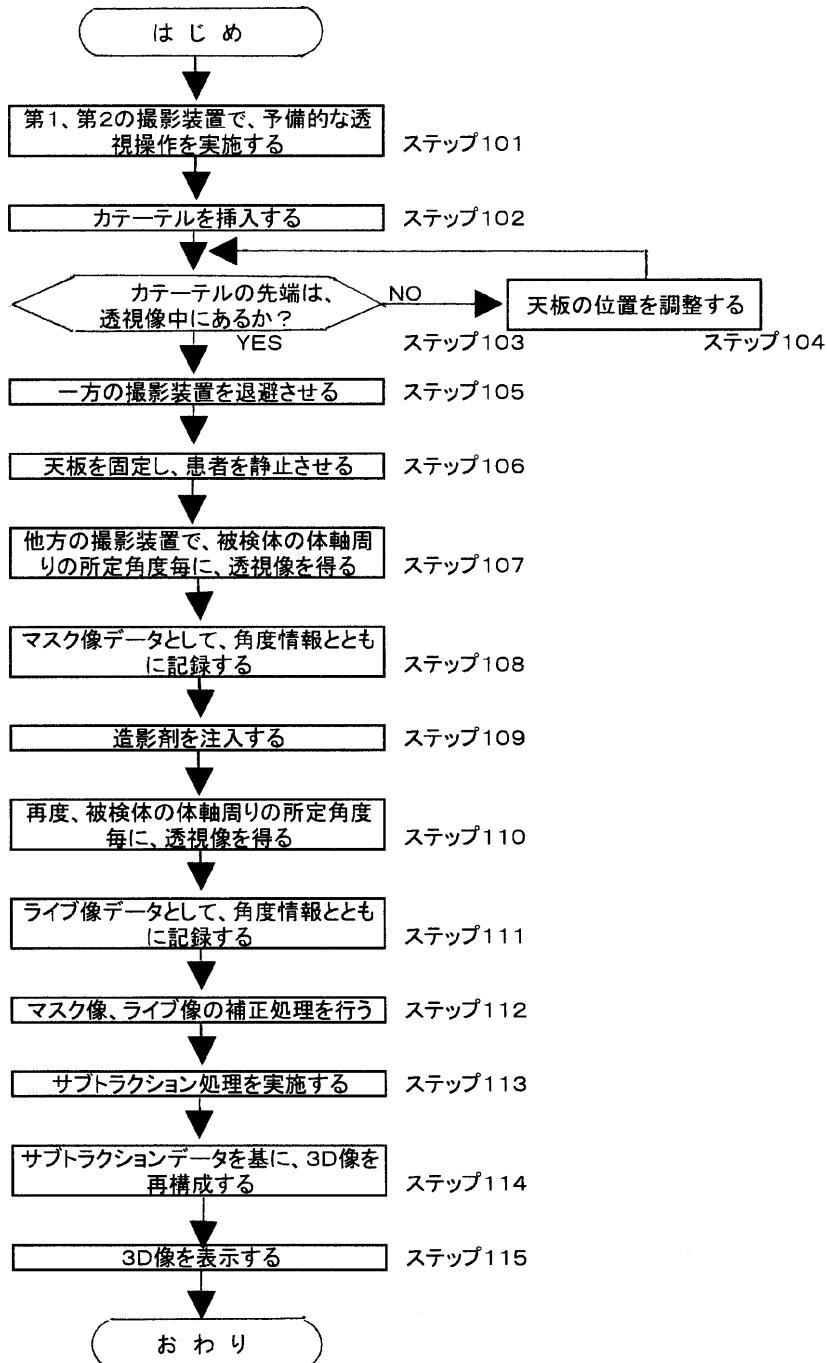
【図5】



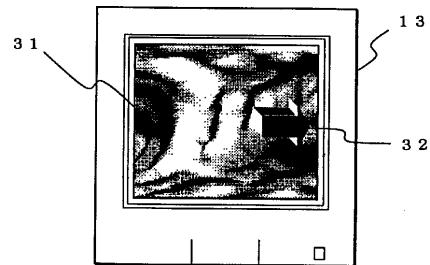
【図6】



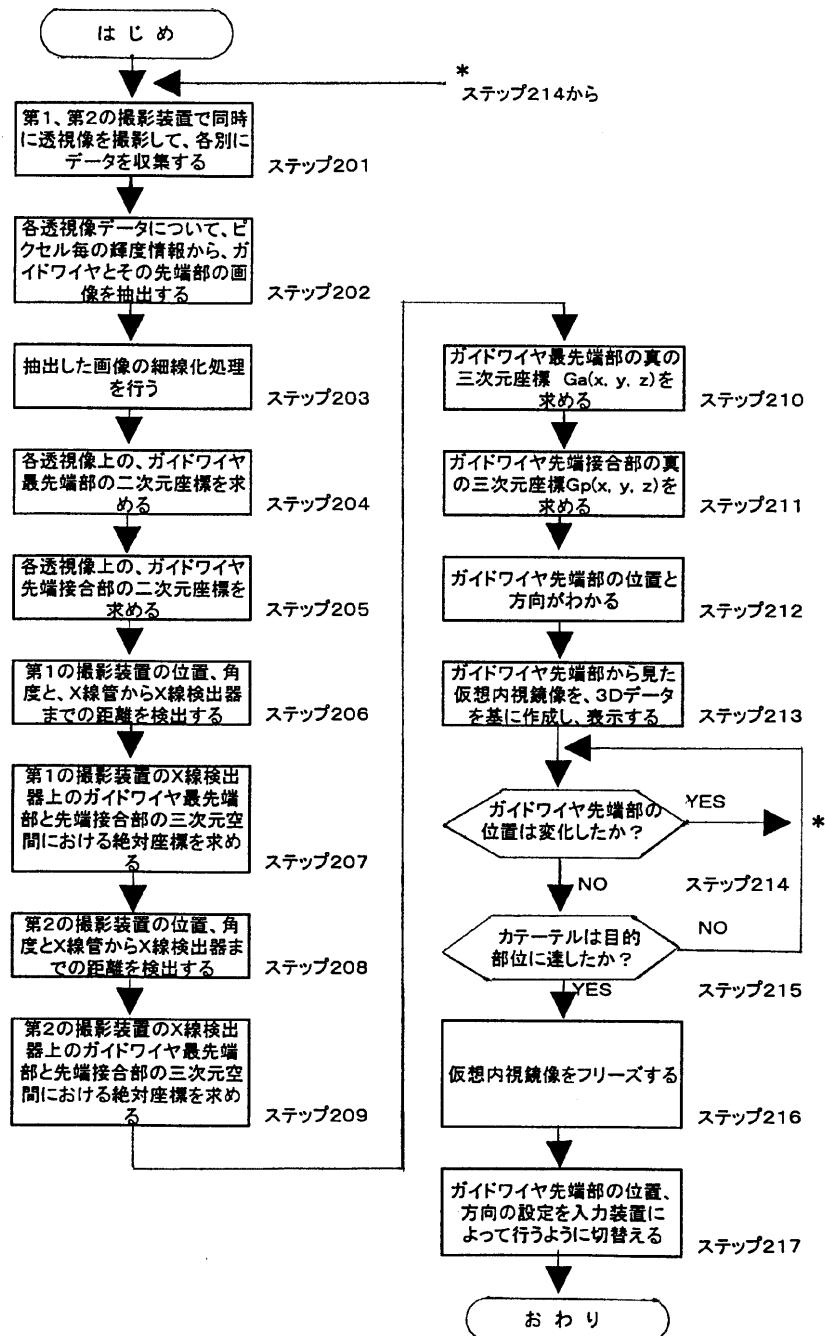
【図2】



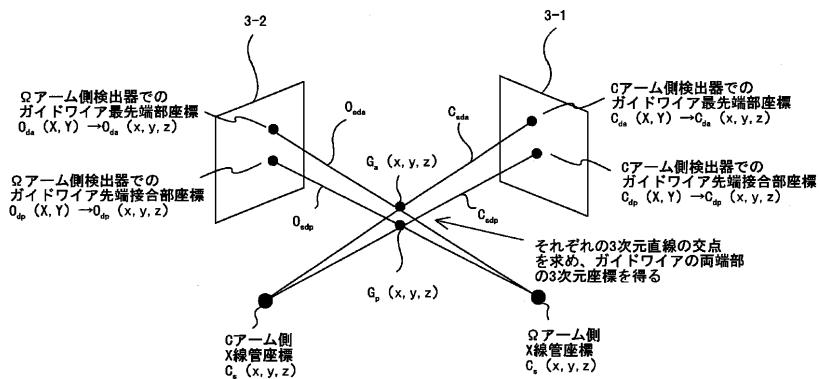
【図9】



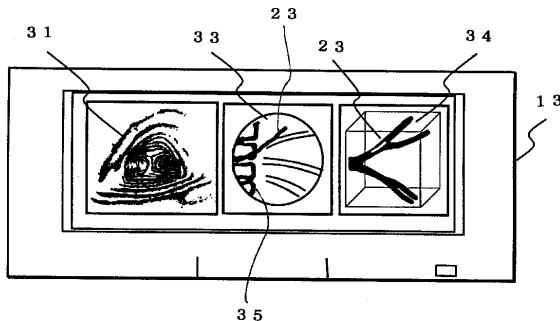
【図4】



【図7】



【図10】



フロントページの続き

(51) Int.CI. ⁷	識別記号	F I	テ-マコ-ト [®] (参考)
A 6 1 B	8/08	A 6 1 B	19/00
	19/00	G 0 6 T	1/00
G 0 1 R	33/32	A 6 1 B	5/05
G 0 6 T	1/00	G 0 1 N	24/02
			5 0 2
			2 9 0 Z
			3 8 0
			5 2 0 Y

F ターム(参考) 4C093 AA09 AA10 AA22 CA16 CA17
 CA23 CA33 DA02 EB02 EC16
 FF42 FG08
 4C096 AB36 AB39 AB46 DC23 DC33
 DC36 DD13 FC14 FC20
 4C301 DD30 EE13 EE19 GD06 JC12
 KK13 KK17 KK24 KK27
 5B057 AA07 BA03 BA05 BA07 BA19
 CA08 CA12 CA13 CB08 CB12
 CB13 CC01 CH11 DA07 DA16
 DB02 DB03 DB09

专利名称(译)	医疗器械和医学图像采集和显示方法		
公开(公告)号	JP2002119507A	公开(公告)日	2002-04-23
申请号	JP2000316408	申请日	2000-10-17
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝		
申请(专利权)人(译)	东芝公司		
[标]发明人	市橋正英		
发明人	市橋 正英		
IPC分类号	G01R33/32 A61B5/00 A61B5/055 A61B6/02 A61B6/03 A61B6/12 A61B8/08 A61B19/00 G06T1/00		
FI分类号	A61B6/12 A61B5/00.D A61B6/02.351.C A61B6/03.360.G A61B8/08 A61B19/00.502 G06T1/00.290.Z A61B5/05.380 G01N24/02.520.Y A61B34/20 A61B5/055.380 A61B90/00 G01N24/00.520.Y G01R33/32 G06T7/00.612		
F-TERM分类号	4C093/AA09 4C093/AA10 4C093/AA22 4C093/CA16 4C093/CA17 4C093/CA23 4C093/CA33 4C093/DA02 4C093/EB02 4C093/EC16 4C093/FF42 4C093/FG08 4C096/AB36 4C096/AB39 4C096/AB46 4C096/DC23 4C096/DC33 4C096/DC36 4C096/DD13 4C096/FC14 4C096/FC20 4C301/DD30 4C301/EE13 4C301/EE19 4C301/GD06 4C301/JC12 4C301/KK13 4C301/KK17 4C301/KK24 4C301/KK27 5B057/AA07 5B057/BA03 5B057/BA05 5B057/BA07 5B057/BA19 5B057/CA08 5B057/CA12 5B057/CA13 5B057/CB08 5B057/CB12 5B057/CB13 5B057/CC01 5B057/CH11 5B057/DA07 5B057/DA16 5B057/DB02 5B057/DB03 5B057/DB09 4C117/XB01 4C117/XE42 4C117/XE44 4C117/XE75 4C117/XG14 4C117/XG38 4C117/XG40 4C117/XJ01 4C117/XJ16 4C117/XK08 4C117/XK13 4C117/XK14 4C117/XK18 4C117/XK19 4C117/XR07 4C117/XR08 4C117/XR09 4C601/DD30 4C601/EE11 4C601/EE16 4C601/GA17 4C601/GA20 4C601/GA21 4C601/JC15 4C601/JC18 4C601/JC19 4C601/JC25 4C601/JC26 4C601/KK21 4C601/KK22 4C601/KK23 4C601/KK25 4C601/KK28 4C601/KK31 4C601/LL33		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：容易地将导管引导至结构复杂的血管分支等，以减轻患者或操作者的负担。解决方案：通过成像设备4和5获得包括插入对象P中的导管21的二维透视图像，获取导管尖端23在透视图像中的位置，并获得位置信息和成像设备。根据预先收集并记录的对象的3D图像数据，根据对象的位置和方向从导管尖端的3D位置，从导管尖端查看对象的3D图像在生成和显示31、34的同时，实时显示对象的二维透视图像33。因此，操作者在观看实时二维荧光透视图像和三维图像的同时，可以容易地将导管等引导至目标部位。

