

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2011-139821

(P2011-139821A)

(43) 公開日 平成23年7月21日(2011.7.21)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 6/12 (2006.01)	A 6 1 B 6/12	4 C 0 9 3
A 6 1 B 6/00 (2006.01)	A 6 1 B 6/00 3 3 1 E	
A 6 1 B 6/02 (2006.01)	A 6 1 B 6/02 3 5 1 C	
	A 6 1 B 6/00 3 6 0 B	
	A 6 1 B 6/00 3 0 0 A	
審査請求 未請求 請求項の数 11 O L (全 27 頁) 最終頁に続く		

(21) 出願番号 特願2010-2602 (P2010-2602)
 (22) 出願日 平成22年1月8日 (2010.1.8)

(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
 (71) 出願人 594164542
 東芝メディカルシステムズ株式会社
 栃木県大田原市下石上1385番地
 (74) 代理人 110000866
 特許業務法人三澤特許事務所
 (72) 発明者 和久 敏哉
 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝
 メディカルシステムズ株式会社内
 (72) 発明者 大石 悟
 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝
 メディカルシステムズ株式会社内

最終頁に続く

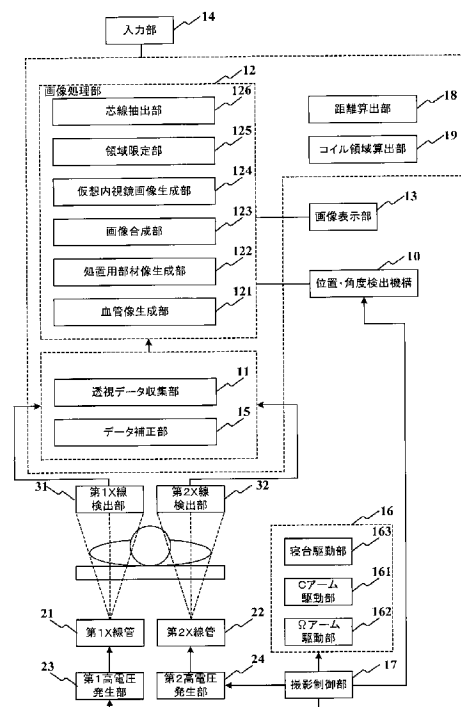
(54) 【発明の名称】 医用画像診断装置

(57) 【要約】

【課題】3次元の処置用部材像の一部をリアルタイムに生成し、見たい箇所を精度良く表示させることが可能な医用画像診断装置を提供する。

【解決手段】2次元の透視データを基に、処置用部材を含む2次元の第1透視像及び第2透視像を基に、3次元の処置用部材像をリアルタイムに生成する処置用部材像生成部と、3次元の透視データ及び2次元の透視データを予め定められた領域に限定する領域限定部と、限定された前記3次元の透視データを用いて生成される前記血管像の部分、及び、限定された前記2次元の透視データを用いて生成される前記処置用部材像の部分を重ね合わせる画像合成部と、重ね合わされた血管像の部分及び処置用部材像の部分を表示する画像表示部と、を有する。

【選択図】図2



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

X線を発生する第1 X線管、及び、前記第1 X線管から発生され、被検体を透過したX線を検出する第1 X線検出部を有する第1 X線撮影部と、

X線を発生する第2 X線管、及び、前記第2 X線管から発生され前記被検体を透過したX線を検出する第2 X線検出部を有し、前記第1 X線撮影部に対して撮影方向が異なる第2 X線撮影部と、

前記第1 X線撮影部又は前記第2 X線撮影部の少なくとも1つが前記被検体の周りに回転して、収集された3次元の透視データを用いて3次元の血管像を生成する血管像生成部と、

前記第1 X線撮影部からリアルタイムに収集された2次元の透視データを用いて生成される、前記被検体に挿入されている処置用部材を含む2次元の第1透視像、及び、前記第2 X線撮影部からリアルタイムに収集された2次元の透視データを用いて生成される、前記被検体に挿入されている前記処置用部材を含む2次元の第2透視像を基に、3次元の処置用部材像をリアルタイムに生成する処置用部材像生成部と、

前記第1透視像及び前記第2透視像を生成するために用いられる前記2次元の透視データを予め定められた領域に限定すると共に、前記3次元の透視データを前記限定された前記2次元の透視データに対応する予め定められた領域に限定する領域限定部と、

前記限定された前記3次元の透視データを用いて生成される前記血管像の部分、及び、前記限定された前記2次元の透視データを用いて生成される前記処置用部材像の部分を重ね合わせる画像合成部と、

前記重ね合わされた血管像の部分及び前記処置用部材像の部分を表示する画像表示部と

を有する

ことを特徴とする医用画像診断装置。

【請求項 2】

前記予め定められた領域に限定される前記2次元の透視データの領域は、前記リアルタイムに収集された前記2次元の透視データ間で差分を有する領域であることを特徴とする請求項1に記載の医用画像診断装置。

【請求項 3】

予め、前記第2 X線撮影部の第2 X線管から発生して、前記第1 X線撮影部の第1 X線検出部が検出したX線を基に第1補正データを求めると共に、前記第1 X線撮影部の第1 X線管から発生して、前記第2 X線撮影部の第2 X線検出部が検出したX線を基に第2補正データを求めるデータ補正部を更に有することを特徴とする請求項1又は請求項2に記載の医用画像診断装置。

【請求項 4】

前記第1 X線撮影部及び前記第2 X線撮影部は、同時に撮影をし、

前記データ補正部は、前記第1補正データを基に前記第1 X線撮影部から収集された前記2次元の透視データを補正すると共に、前記第2補正データを基に前記第2 X線撮影部から収集された前記2次元の透視データを補正し、

前記処置用部材像生成部は、前記補正された前記第1 X線撮影部の前記透視データ及び前記補正された前記第2 X線撮影部の前記透視データを用いて、前記処置用部材像を生成することを特徴とする請求項3に記載の医用画像診断装置。

【請求項 5】

X線を発生するX線管、及び、前記X線管から発生され、被検体を透過したX線を検出するX線検出部を有するX線撮影部と、

前記X線撮影部による被検体の撮影で収集された透視データを用いて3次元の血管像を生成する血管像生成部と、

前記X線撮影部による被検体及び該被検体に挿入されている処置用部材の撮影で収集された透視データを用いて、3次元の処置用部材像を生成する処置用部材像生成部と、

10

20

30

40

50

前記透視データを用いて生成される前記血管像及び前記処置用部材像を重ね合わせる画像合成部と、

前記重ね合わされた前記血管像及び前記処置用部材像を基に、前記処置用部材の先端の周辺に設けられた視点から前記処置用部材の先端に向かって予め定められた広がり角度を有する視野内に含まれる血管内の画像を生成する仮想内視鏡画像生成部と、

前記重ね合わされた前記血管像及び前記処置用部材像、並びに、前記血管内の画像を表示する画像表示部と、

を有する

ことを特徴とする医用画像診断装置。

【請求項 6】

前記視点は、前記処置用部材の先端の接線上、又は、血管の芯線上に配されることを特徴とする請求項 5 に記載の医用画像診断装置。

【請求項 7】

X 線を発生する X 線管、及び、前記 X 線管から発生され、被検体を透過した X 線を検出する X 線検出部を有する X 線撮影部と、

前記 X 線撮影部による被検体の撮影で収集された透視データを用いて 3 次元の血管像を生成する血管像生成部と、

前記 X 線撮影部による、被検体の撮影及び該被検体に挿入されている処置用部材の撮影で収集された透視データを用いて、3 次元の処置用部材像を生成する処置用部材像生成部と、

前記 3 次元の血管像から抽出された、病変部に至る経路血管の画像及び前記処置用部材像を重ね合わせる画像合成部と、

前記重ね合わされた前記経路血管の画像及び前記処置用部材像を表示する画像表示部と、

、

を有する

ことを特徴とする医用画像診断装置。

【請求項 8】

前記血管像生成部は、前記経路血管の芯線又は前記処置用部材の芯線を中心から予め定められた距離の範囲内に含まれる前記経路血管の画像を生成し、

前記処置用部材像生成部は、前記生成された前記経路血管の画像に対応した前記処置用部材像を生成し、

前記画像合成部は、前記生成された前記経路血管の画像、及び、前記処置用部材像を重ね合わせることを特徴とする請求項 7 に記載の医用画像診断装置。

【請求項 9】

前記血管像生成部は、前記生成された経路血管の画像に、前記経路血管から分岐する分岐血管の画像が含まれる場合、前記分岐血管の根元の画像を生成することを特徴とする請求項 8 に記載の医用画像診断装置。

【請求項 10】

前記画像合成部は、前記生成された経路血管の画像に、前記経路血管から分岐する分岐血管の画像が含まれる場合、前記分岐血管の画像に代えて、前記経路血管から前記分岐血管が分岐する分岐箇所前記分岐マーカーを重ね合わせることを特徴とする請求項 8 又は請求項 9 に記載の医用画像診断装置。

【請求項 11】

前記血管像生成部は、前記病変部を含む血管の画像を生成し、

前記処置用部材像又は前記処置用部材像の部分は、前記病変部に挿入されているコイルの画像を含み、

前記コイルの画像の色は、前記病変部の画像の色とは異なることを特徴とする請求項 7 に記載の医用画像診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

10

20

30

40

50

【 0 0 0 1 】

この発明は、血管像及び処置用部材像を重ね合わせて表示する医用画像診断装置に関し、特に、画像参照の下にカテーテルなどの処置用部材を操作し経皮的な診断および治療を行なうインターベンショナルラジオロジー（Interventional Radiology）（以下、「IVR」と略称する。）に好適な医用画像診断装置に関する。

【 背景技術 】

【 0 0 0 2 】

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の考えが注目されている。

【 0 0 0 3 】

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IVRが盛んに行われるようになり、IVR専用のX線診断装置やX線CT装置なども開発されている。このIVR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、カテーテルからコイルを動脈瘤（病変部）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IVR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。

【 0 0 0 4 】

ところで、カテーテルは通常、被検体（患者）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。ここでは、ガイドワイヤやカテーテル等の処置用部材（IVR用部材）をデバイスと総称する。

【 0 0 0 5 】

また、透視中のX線被爆量と造影剤量の低減、検査時間の短縮のため、目的部位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、目的部位までデバイスを移動させる方法も知られている。

【 0 0 0 6 】

3次元ロードマップは、前記血管造影像に3次元の画像を用い、デバイスの透視像と重ねてロードマップ表示を行なうことにより、血管、瘤とデバイスの位置、状態を把握するものである。3次元ロードマップは、2次元の画像を用いる2次元ロードマップに比べて、Cアームや天板を動かして、透視方向や位置が変化しても3次元の投影をし直すだけで、造影剤を吐出しての血管造影像の再作成が不要であるというメリットがある。

【 0 0 0 7 】

また、透視像からデバイスのみ抽出し、3次元の空間にバックプロジェクションして合成するという方法（例えば、特許文献1）や、透視像からデバイスの先端位置を求め、その先端位置での仮想内視鏡像を表示する技術が知られている（例えば、特許文献2）。

【 0 0 0 8 】

また、透視像からデバイスの3次元像または3次元位置を実時間で得るためには、同時

10

20

30

40

50

間の複数方向からの透視像が必要となるため、一つの撮影対象に対し同時に2方向から撮影するバイプレーン透視が行なわれる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0009】

【特許文献1】米国特許第5274551号

【特許文献2】特開2002-119507号

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0010】

しかしながら、従来の3次元ロードマップでは、透視中に表示されるデバイスの画像は、あくまでも2次元像であるので、画面奥行き方向のデバイスの位置、デバイスの先端の方向がわからないという問題がある。

【0011】

また、前記特許文献1の方法では、デバイス全体を抽出してバックプロジェクションを行なうが、計算量が膨大になり、実時間で処理できないという問題がある。さらに、複雑なデバイス操作が必要な場合、デバイスの3次元像を単純に合成しただけでは、例えば脳動脈瘤塞栓術における血管分岐箇所や瘤へのコイルング操作などの複雑なデバイス操作支援および状態確認には不十分であるという問題がある。脳動脈瘤塞栓術において特に、瘤までの経路における血管分岐箇所の確認が困難であり、また、瘤にコイルを入れるときに

【0012】

また、特許文献2の方法は、デバイス先端の3次元位置、方向を示すことによりデバイス操作を支援することができるが、特許文献1と同様に、前記の脳動脈瘤塞栓術における複雑なデバイス操作支援および状態確認には不十分であるという問題がある。また、デバイス先端の方向を求める場合には、デバイス先端部が、その後方に連なるデバイス本体とは異なるX線透過率の材料が用いられる場合に限定されるという問題もある。なお、異なる材料を用いたガイドワイヤG1及びカテーテルC1を図5Eに示す。

【0013】

また、前記のようにデバイスの3次元像あるいは3次元位置を取得するためにはバイプレーン透視が行なわれるが、第1と第2のX線撮影部で同時に照射すると、お互いのX線検出部が相手側のX線管からのX線を検出することとなる(以下、「かぶり」という。)。かぶりを受けたX線検出部から収集された透視データを用いてデバイスの透視像を生成した場合、デバイスの透視像の画像劣化が生じる。このかぶりによる画像劣化を避けるため、第1と第2のX線撮影部のX線照射のタイミングをずらして照射する場合がある。この場合には、デバイスを動かしているときに、第一のX線撮影部で透視されるデバイス像と、第2のX線撮影部で透視されるデバイス像との間に時間的なずれが生じてしまうため、デバイスの正しい3次元像および3次元位置が求まらないという問題がある。

【0014】

この発明は、上記の問題を解決するものであり、3次元の処置用部材像の一部をリアルタイムに生成し、見たい箇所を精度良く表示させることが可能な医用画像診断装置を提供し、また、処置用部材の操作および状態確認を支援する表示を行なうことで、前記の脳動脈瘤塞栓術などのような複雑な操作、確認を必要とするIVRを効率的に実施することが可能な医用画像診断装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0015】

上記課題を解決するため、この発明は、3次元の処置用部材像の表示領域を一部に限定すれば、処置用部材像の一部をリアルタイムに生成することが可能となることに着目した。

。

10

20

30

40

50

具体的に、この発明の一の形態は、X線を発生する第1 X線管、及び、前記第1 X線管から発生され、被検体を透過したX線を検出する第1 X線検出部を有する第1 X線撮影部と、X線を発生する第2 X線管、及び、前記第2 X線管から発生され前記被検体を透過したX線を検出する第2 X線検出部を有し、前記第1 X線撮影部に対して撮影方向が異なる第2 X線撮影部と、前記第1 X線撮影部又は前記第2 X線撮影部の少なくとも1つが前記被検体の周りに回転して、収集された3次元の透視データを用いて3次元の血管像を生成する血管像生成部と、前記第1 X線撮影部からリアルタイムに収集された2次元の透視データを用いて生成される、前記被検体に挿入されている処置用部材を含む2次元の第1透視像、及び、前記第2 X線撮影部からリアルタイムに収集された2次元の透視データを用いて生成される、前記被検体に挿入されている前記処置用部材を含む2次元の第2透視像を基に、3次元の処置用部材像をリアルタイムに生成する処置用部材像生成部と、前記第1透視像及び前記第2透視像を生成するために用いられる前記2次元の透視データを予め定められた領域に限定すると共に、前記3次元の透視データを前記限定された前記2次元の透視データに対応する予め定められた領域に限定する領域限定部と、前記限定された前記3次元の透視データを用いて生成される前記血管像の部分、及び、前記限定された前記2次元の透視データを用いて生成される前記処置用部材像の部分を重ね合わせる画像合成部と、前記重ね合わされた血管像の部分及び前記処置用部材像の部分を表示する画像表示部と、を有することを特徴とする医用画像診断装置である。

10

また、この発明の他の形態は、X線を発生するX線管、及び、前記X線管から発生され、被検体を透過したX線を検出するX線検出部を有するX線撮影部と、前記X線撮影部による被検体の撮影で収集された透視データを用いて3次元の血管像を生成する血管像生成部と、前記X線撮影部による被検体及び該被検体に挿入されている処置用部材の撮影で収集された透視データを用いて、3次元の処置用部材像を生成する処置用部材像生成部と、前記透視データを用いて生成される前記血管像及び前記処置用部材像を重ね合わせる画像合成部と、前記重ね合わされた前記血管像及び前記処置用部材像を基に、前記処置用部材の先端の周辺に設けられた視点から前記処置用部材の先端に向かって予め定められた広がり角度を有する視野内に含まれる血管内の画像を生成する仮想内視鏡画像生成部と、前記重ね合わされた前記血管像及び前記処置用部材像、並びに、前記血管内の画像を表示する画像表示部と、を有することを特徴とする医用画像診断装置である。

20

さらに、この発明の他の形態は、X線を発生するX線管、及び、前記X線管から発生され、被検体を透過したX線を検出するX線検出部を有するX線撮影部と、前記X線撮影部による被検体の撮影で収集された透視データを用いて3次元の血管像を生成する血管像生成部と、前記X線撮影部による、被検体の撮影及び該被検体に挿入されている処置用部材の撮影で収集された透視データを用いて、3次元の処置用部材像を生成する処置用部材像生成部と、前記3次元の血管像から抽出された、病変部に至る経路血管の画像及び前記処置用部材像を重ね合わせる画像合成部と、前記重ね合わされた前記経路血管の画像及び前記処置用部材像を表示する画像表示部と、を有することを特徴とする医用画像診断装置である。

30

【発明の効果】

【0016】

この発明によると、3次元の処置用部材像の一部をリアルタイムに生成し、見たい箇所を精度良く表示させることが可能となる。

40

【0017】

また、この発明の一の形態によると、X線撮影部の透視により収集された被検体の3次元の透視データ、及び、2つのX線撮影部の2方向からの透視により収集された処置用部材の各2次元の透視データを予め定められた領域に限定することにより、3次元の血管像及び3次元の処置用部材像をリアルタイムに生成することが可能となる。

【0018】

また、この発明の他の形態によると、3次元ロードマップによるIVRにおいて、脳動脈瘤塞栓術などにおける複雑なデバイス操作支援および状態確認を効率的に実施すること

50

ができる。

【図面の簡単な説明】

【0019】

【図1】本発明の第1実施の形態に係る医用画像診断装置の斜視図である。

【図2】医用画像診断装置の機能ブロック図である。

【図3A】バイプレーン同時透視の際のX線照射と読み出しのタイミングチャートである。

【図3B】従来例に係るタイミングチャートである。

【図4】デバイス（ガイドワイヤやカテーテル）の一例を示す図である。

【図5A】デバイス先端の形状、構成の一例を示す図である。

10

【図5B】デバイス先端の形状の他の例を示す図である。

【図5C】デバイス先端の形状の他の例を示す図である。

【図5D】デバイス先端の形状の他の例を示す図である。

【図5E】デバイス先端の形状、構成の他の例を示す図である。

【図6】医用画像診断装置を用いて検査や治療を行う場合の画像処理や画像の表示の一連の動作を説明するためのフローチャートである。

【図7】本発明の第2実施の形態に係る3次元表示の際の視点位置、方向の一例を示す図である。

【図8】3次元表示の際の視点位置、方向の一例を示す図である。

【図9A】3次元表示の際の断面位置、回転操作の一例を示す図である。

20

【図9B】3次元表示の際の断面位置、回転操作の一例を示す図である。

【図10A】本発明の第3実施の形態に係る3次元表示の際の自動方向制御と表示領域限定の一例を示す図である。

【図10B】3次元表示の際の自動方向制御と表示領域限定の一例を示す図である。

【図10C】3次元表示の際の表示領域限定の一例を示す図である。

【図10D】3次元表示の際の表示領域限定の一例を示す図である。

【図10E】3次元表示の際の自動方向制御の一例を示す図である。

【図10F】3次元表示の際の表示領域限定の一例を示す図である。

【図11A】本発明の第4実施の形態に係る瘤内部に留置したコイルの表示の一例を示す図である。

30

【図11B】コイルの表示の一例を示す図である。

【図11C】コイルの表示の一例を示す図である。

【図11D】コイルの表示の一例を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0020】

（第1の実施形態）

以下、本発明の第1の実施形態に係る医用画像診断装置について、図1～図5を参照して説明する。まず、医用画像診断装置の構成について図1を参照して説明する。図1は本発明の第1の実施形態に係る医用画像診断装置の斜視図、図2は医用画像診断装置の機能ブロック図、図3Aはバイプレーン同時透視の際のX線照射と読み出しのタイミングチャート、図3Bは従来例に係るタイミングチャート、図4はデバイス（ガイドワイヤやカテーテル）の一例を示す図、図5のA～Eはデバイス先端の形状、構成の一例を示す図である。

40

【0021】

本実施形態に係る医用画像診断装置は、例えば、被検体の2次元の透視像を撮影するX線画像撮影装置1と、このX線画像撮影装置1で被検体を撮影した際の、後述するX線管2と、2次元のX線検出部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で撮影された透視データを収集し一旦記録する透視データ収集部11と、透視データ収集部11に収集された透視データを基に画像を処理する画像処理部12と、画像処理部12で処理された画像を表示する画像表示部13を主構成要素としている。なお

50

、透視データ収集部 11 や画像処理部 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。

【0022】

X線画像撮影装置 1 は、X線管 2 と 2 次元の X 線検出部 3 とを有し、被検体の正面から撮影する正面系（フロントル系）撮影システムである第 1 X 線撮影部 101、及び、X線管 2 と 2 次元の X 線検出部 3 とを有し、被検体の側面から撮影する側面系（ラテラル系）撮影システムである第 2 X 線撮影部 102 と、被検体を載置する天板 6 を有する寝台 7 とを備えている。なお、以下 X 線管 2 と X 線検出部 3 について、それぞれ第 1 X 線撮影部 101 と第 2 X 線撮影部 102 とに設けられていることを区別して記載する必要がある場合には、第 1 X 線撮影部 101 側は、第 1 X 線管 21 と第 1 X 線検出部 31 とし、第 2 X 線撮影部 102 側は、第 2 X 線管 22 と第 2 X 線検出部 32 として記載する。

10

【0023】

ここで、第 1 X 線撮影部 101 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。）の一方の端に第 1 X 線管 21 が取付られ、他方の端に第 1 X 線検出部 31 が取付られており、第 1 X 線管 21 と第 1 X 線検出部 31 とは、互いに対向するように取付られている。また、第 2 X 線撮影部 102 は、例えば略 字形状に屈曲されたアーム（以下、アームと称する。）の一方の端に第 2 X 線管 22 が取付られ、他方の端に第 2 X 線検出部 32 が取付られており、この第 2 X 線管 22 と第 2 X 線検出部 32 も、互いに対向するように取付られている。

【0024】

20

なお、第 1 X 線撮影部 101 を形成する C アーム 4 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 X 線撮影部 102 を形成するアーム 5 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、第 1 X 線撮影部 101 の第 1 X 線検出部 31 と、第 2 X 線撮影部 102 の第 2 X 線検出部 32 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。

【0025】

このように、X線画像撮影装置 1 が C アーム 4 のような第 1 X 線撮影部 101 およびアームのような第 2 X 線撮影部 102 の 2 系統を備えることにより、図 1 に示すように、天板 6 に載置された被検体を間にして、例えば互いに 90 度の角度を為す方向に各 X 線管 2 と各 X 線検出部 3 とを対峙させて、第 1 X 線管 21、第 2 X 線管 22 から同時に X 線を曝射することにより、被検体の同一部位に対して 90 度異なった方向からの X 線透視像が第 1 X 線検出部 31、第 2 X 線検出部 32 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、X 線検出部 3 は、マトリクス状に配列された半導体検出素子を有するフラットパネルディテクタ（FPD：平面型 X 線検出部）、または、X 線照射によって得られる透過像を光学像として出力するイメージンテンシファイアとその X 線イメージンテンシファイアの出力蛍光面の像を撮像する TV カメラの組み合わせから構成される。

30

【0026】

40

2 系統の第 1 X 線撮影部 101、第 2 X 線撮影部 102 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、第 1 X 線撮影部 101 の第 1 X 線検出部 31、第 2 X 線撮影部 102 の第 2 X 線検出部 32 によって得られた透視データは、位置・角度検出機構 10 からの第 1 X 線撮影部 101、第 2 X 線撮影部 102 毎の位置・角度情報とともに、透視データ収集部 11 に取り込まれて記録され、さらに、透視データ収集部 11 に取り込まれた透視データと角度・位置情報は、画像処理部 12 へ供給されるようになっている。

【0027】

画像処理部 12 は、第 1 X 線撮影部 101、第 2 X 線撮影部 102 によって撮影された被検体の透視像を、撮影時の角度・位置情報に基づいて 3 次元画像や仮想内視鏡像に再構

50

成したり、再構成した画像から被検体の臨床解析情報を生成したり、透視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、画像処理部 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。

【0028】

そして、画像処理部 12 によって処理された画像や臨床解析情報などは、画像表示部 13 に表示される。なお、画像表示部 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、キーボードなどを含む入力部 14 によって、画像処理部 12 を介して入力されるようになっており、また、画像処理部 12 に対する各種指示も入力部 14 によって行われる。

10

【0029】

次に、上記のように構成された医用画像診断装置を使用し、3次元ロードマップ画像を表示し、患者（被検体）に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6を参照して説明する。図6は医用画像診断装置を用いて検査や治療を行う場合の画像処理や画像の表示の一連の動作を説明するためのフローチャートである。なお、以下、処置用部材をデバイスと称する。

【0030】

（3次元の血管像の生成：ステップS101）

デバイスを被検体の大腿部から挿入して、疾患部位へ供給している脳大動脈まで進める。ここまでは従来通りの方法（3D-DSA：three-dimensional digital subtraction angiography）にて行なう。すなわち、デバイスを対象脳大動脈に到達させたら、造影剤を吐出して、3次元の透視データを収集する。3次元の透視データを基に、血管像生成部121が対象脳血管像の3次元再構成を行なう。この3D-DSAの収集は、第1X線撮影部101又は第2X線撮影部102のいずれかを回転させて行うが、通常床に設置された第1X線撮影部101のCアーム4を回転させて行う。このとき、第2X線撮影部102のアーム5は、Cアーム4の回転に支障をきたさない位置まで退避させる。血管像生成部121は、収集された3次元の透視データから3次元の脳血管像を生成する。脳血管像はほぼ同一のレンジの値であるため、そのプリセット値により、脳血管像を自動で表示させる。さらに適切なオパシティ値を設定するため手動にて微調整するようにして良い。

20

30

【0031】

（補正データの収集：ステップS102）

第1X線撮影部101及び第2X線撮影部102を使用して、一つの撮影対象に対し同時に2方向から撮影するパイプレーン透視の場合、第1X線撮影部101及び第2X線撮影部102を同時照射すると、お互いのX線検出部3が相手側のX線管2からのX線を検出する。これを上記したように「かぶり」と称する。かぶりを受けた第1X線検出部31から収集された透視データを用いて2次元の第1透視像、及び、かぶりを受けた第2X線検出部32から収集された透視データを用いて2次元の第2透視像を生成し、第1透視像及び第2透視像を基に、3次元のデバイス像を生成した場合に、生成された3次元のデバイス像の画像劣化を生じる。

40

【0032】

ここでは、第1X線撮影部101が被検体の正面から撮影したときのフロントル透視像（F透視像）を第1透視像といい、第2X線撮影部102が被検体の側面から撮影したときのラテラル透視像（L透視像）を第2透視像という。

【0033】

従来例では、画像劣化を防ぐため、図3Bに示すように、第1X線撮影部101及び第2X線撮影部102が互いのタイミングをずらして照射すると、かぶらずに収集された透視データを用いて第1透視像及び第2透視像を生成することが可能となるが、生成された第1透視像と第2透視像との間に時間的なずれがあり、第1透視像及び第2透視像を基に

50

生成された３次元のデバイス像が不正確となる。なお、第１Ｘ線撮影部１０１によるＸ線の照射Ｆ、そのＸ線の収集ＦＲ、第２Ｘ線撮影部１０２によるＸ線の照射Ｌ、及び、そのＸ線の収集ＬＲを、タイミングをずらして行う透視データの収集を図３Ｂで示す。

【００３４】

本発明では、３次元のデバイス像が不正確とならないよう、図３Ａのように、予め、補正データを収集する。補正データ収集の手順は、第２高電圧発生部２４が撮影制御部１７の指示を受け、第２Ｘ線撮影部１０２の第２Ｘ線管２２のみからＸ線照射をし、第１Ｘ線撮影部１０１の第１Ｘ線検出部３１で検出し、データ補正部１５は、検出されたＸ線を基に、第１補正データ（第１Ｘ線撮影部１０１への第２Ｘ線撮影部１０２からのかぶり分）を求める。同様に、第１高電圧発生部２３が撮影制御部１７の指示を受け、第１Ｘ線撮影部１０１の第１Ｘ線管２１のみからＸ線照射し、第２Ｘ線撮影部１０２の第２Ｘ線検出部３２で検出し、データ補正部１５は、検出されたＸ線を基に、第２補正データ（第２Ｘ線撮影部１０２への第１Ｘ線撮影部１０１からのかぶり分）を求める。なお、第１Ｘ線撮影部１０１によるＸ線の照射Ｆ、そのＸ線の収集ＬＲ、第２Ｘ線撮影部１０２によるＸ線の照射Ｌ、及び、そのＸ線の収集ＦＲを、タイミングをずらして行う第１補正データ及び第２補正データの収集、並びに、その各補正データを収集するための期間Ｔ１を図３Ａに示す。

10

【００３５】

（パイプライン透視：ステップＳ１０３）

図３Ａに示すように、第１高電圧発生部２３及び第２高電圧発生部２４が撮影制御部１７の指示を受け、第１Ｘ線撮影部１０１の第１Ｘ線管２１及び第２Ｘ線撮影部１０２の第２Ｘ線管２２から同時にＸ線照射し、第１Ｘ線検出部３１及び第２Ｘ線検出部３２で検出された２次元の透視データを透視データ収集部１１がリアルタイムに収集する。第１Ｘ線撮影部１０１及び第２Ｘ線撮影部１０２によるＸ線の同時照射Ｆ、Ｌ、そのＸ線の収集ＦＲ、ＬＲをする期間を図３ＡにＴ２で示す。

20

【００３６】

（透視データの補正：ステップ１０４）

ステップＳ１０３にて、データ補正部１５は、第１Ｘ線管２１により検出され、透視データ収集部１１によりリアルタイムに収集された２次元の透視データから、ステップＳ１０２で予め収集された第１補正データを差分する。また、データ補正部１５は、第２Ｘ線管２２により検出され、透視データ収集部１１によりリアルタイムに収集された２次元の透視データから、ステップＳ１０２で予め収集された第２補正データを差分する。以上のように補正された２次元の透視データを基に第１透視像及び第２透視像を生成することにより、前記かぶりによる第１透視像及び第２透視像の画像劣化を低減することが可能となる。上記補正データの差分には、単純差分のほか、透視データ及び補正データに重み付けをした後に、差分もある。上記補正データの差分、並びに、上記透視データ及び補正データの重み付けの処理は、画素値を基に行う。

30

【００３７】

以上、透視データの補正方法について説明したが、他の補正方法としては、収集した透視データから前記かぶりによるオフセット分を除去するハイパスフィルタ処理による補正方法や、事前に収集した３次元再構成データから、第１Ｘ線撮影部１０１及び第２Ｘ線撮影部１０２の各Ｘ線管２及びＸ線検出部３の位置、方向、サイズを基に、擬似的な透視像を作成し、これをもとに前記かぶりによるオフセット分を求め、補正データとして使用する方法がある。

40

【００３８】

また、前記した透視データの複数の補正方法の中の１つを単独で使用しても良く、複数の補正方法の２以上を組み合わせ使用しても良い。

【００３９】

（マスクデータの作成：ステップ１０５）

画像処理部１２は、第１Ｘ線検出部３１から収集され、上記補正（差分）された透視デ

50

ータを用いて、また、第2 X線検出部32から収集され、上記補正(差分)された透視データを用いてデバイスの第1透視像及び第2透視像を生成する。疾患箇所や血管分岐箇所などの関心領域におけるデバイスの操作支援が主目的のため、マスクデータ作成時、前記関心領域外にデバイスが透視像に映っていてもよい。

【0040】

(デバイス像の抽出：ステップS106)

処置用部材像生成部122は、前記補正されたデバイスの2次元の第1透視像及び第2透視像から3次元の処置用部材像(以下、「デバイス像」という)を抽出する。このとき、処置用部材像生成部122は、デバイスが映っている状態の第1透視像及び第2透視像とデバイスが映っていない状態の第1透視像及び第2透視像(マスクデータ)との差分を取る。

10

【0041】

これに限らず、デバイス像の抽出処理において、マスクデータ収集時のX線照射の線量を増やしたり、複数の透視像からの加算平均処理などによりデバイス像を抽出しても良い。このほか、処置用部材像生成部122は、しきい値処理やフィルタ処理などを加えてデバイス像を抽出しても良い。それにより、デバイス像の抽出処理を精度良く行なうことが可能となる。

【0042】

ステップS105で求めたマスクデータは、透視像上のデバイス表示領域を除いた背景画像に相当するので、透視像からマスクデータを差分することで、透視像上のデバイス像を抽出することができる。また、より鮮明にデバイス像を抽出するために、デバイス像が映っている状態の透視像とマスクデータとの画素値の比をとったり、画素値に基づくエッジ抽出処理、しきい値処理、あるいはこれらの処理を組み合わせても良い。

20

【0043】

(デバイス像の領域限定：ステップS107)

仮に、血管像生成部121が前記収集された3次元の透視データを3次元再構成して、3次元の血管像を生成し、さらに、前記リアルタイムに収集され、前記補正されたデバイスの2次元の透視データから抽出されたデバイスの2次元の第1透視像及び第2透視像を3次元再構成して、3次元のデバイス像を生成すると、膨大な計算量となる。デバイスの2次元の透視データに限定しても実時間での処理は困難である。また、デバイス进行操作する際に術者が主に参照するのは、デバイスの操作に応じて動きのある領域、例えば、デバイスの先端部の領域である。

30

【0044】

これに対して、領域限定部125は、透視データを用いて前記第1透視像及び第2透視像を生成するに当たり、前記透視データを予め定められた領域に限定するために、デバイスの2次元の透視データにおいて、時間軸方向にて透視データの差分をとり、2次元の透視データを前記差分を有する領域(ある一定時間以内で動きのあるデバイスの部分)に限定する。

【0045】

上記の領域限定部125を設けたことにより、デバイスの先端部に動きがある場合、領域限定部125が、2次元の透視データをデバイスの先端部の部分に限定することとなる。これに対し、デバイスの全体部に動きがある場合、領域限定部125が、デバイスの先端部周辺の部分(デバイスの先端から後端の方に予め定められた長さ分離れた位置までの部分)に2次元の透視データを限定することとなる。なお、領域限定部125は、以上のように限定した2次元の透視データに対応する予め定められた領域に3次元の透視データを限定する。例えば、領域限定部125が2次元の透視データを前記デバイスの部分に係る透視データに限定すると共に、3次元の透視データをデバイスの部分の周辺にある血管の部分に係る透視データに限定する。以上によれば、2次元の透視データ及び3次元の透視データの各データ量が共に減少するため、見たい箇所であるデバイス像の部分及び血管像の部分を実時間で生成することが可能となる。

40

50

【 0 0 4 6 】

また、例えば、領域限定部 1 2 5 により限定される 2 次元の透視データ及び 3 次元の透視データの領域は、透視像上の関心領域や、デバイスの透視像の頭頂方向（図 4 で上方向）側あるいは疾患箇所方向側の境界から、予め定められた距離の領域である。

【 0 0 4 7 】

（領域限定された 3 次元のデバイス像の生成：ステップ S 1 0 8）

S 1 0 7 で求めた、領域限定された 2 方向からのデバイスの第 1 透視像及び第 2 透視像を、処置用部材像生成部 1 2 2 は、逐次近似画像再構成法にて 3 次元再構成を行い、3 次元のデバイス像を生成する。

【 0 0 4 8 】

（デバイスの芯線を求める：ステップ S 1 0 9）

芯線抽出部 1 2 6 は、再構成され、細い円筒形をした 3 次元のデバイス像から細線化処理をして 3 次元の芯線（中心線）を求める。画像処理部 1 2 は、3 次元の芯線を基に、デバイスの先端位置やデバイスの先端方向（接線方向）を求める。また、画像合成部 1 2 3 は、デバイスの芯線を 3 次元のデバイス像の代わりに 3 次元の血管像と重ね合わせても良い。

【 0 0 4 9 】

（デバイスの芯線の先端、デバイスの本体先端の位置と方向を求める：ステップ S 1 1 0）

芯線抽出部 1 2 6 は、再構成されたデバイス像の先端の位置とデバイス像の先端方向を求めるため、S 1 0 9 で求めた、デバイスの 3 次元の芯線 D 3 の両端点を求め、頭頂方向または、病変部（脳動脈瘤など）に近い方をデバイスの先端位置とする。また、入力部 1 4 の入力による指定を受けて、芯線抽出部 1 2 6 は、デバイスの先端位置を求め、その先端位置における芯線 D 3 の接線方向ベクトル（デバイスの先端位置での方向）を求める。デバイス D V の芯線 D 3、デバイス D V の先端（ガイドワイヤ G 1 の先端 G 1 1）の接線方向 D R 1、及び、デバイス本体の先端（カテーテル C 1 の先端 C 1 1）の接線方向 D R 2 を図 4 に示す。また、デバイス D V の形状の例を図 5 A から図 5 D に示す。

【 0 0 5 0 】

デバイス D V の先端（ガイドワイヤ G 1 の先端 G 1 1）は、血管が曲がっている箇所や分岐箇所にて、その方向へ進ませやすいように図 5 B から図 5 D に示すように曲がったり、術者が曲げ加工してから使用する場合がある。その曲がったデバイス D V の先端の方向でなく、デバイス D V の本体（カテーテル C 1）の方向などを示す場合などに用いる。そのため、芯線抽出部 1 2 6 は、デバイス D V の先端の方向だけでなく、デバイス D V の本体の方向も求める。芯線抽出部 1 2 6 は、デバイス D V の先端から予め定められた距離の位置、あるいは芯線の曲率があるしきい値以下である部位の先端をデバイス D V の本体の先端（カテーテル C 1 の先端 C 1 1）と定義し、この先端位置での接線方向ベクトル（デバイス D V の本体の先端の方向）を求める。

【 0 0 5 1 】

前記デバイス D V の先端としてのガイドワイヤ G 1 の先端、デバイス D V の本体の先端としてのカテーテル C 1 の先端 C 1 1、及び、デバイス D V の芯線としての、ガイドワイヤ G 1 の芯線及びカテーテル C 1 の芯線を図 5 A から図 5 D に示す。

【 0 0 5 2 】

（3 次元のデバイス像と 3 次元の血管像を合成し、また、各位置、方向での仮想内視鏡表示をする：S 1 1 1）

画像合成部 1 2 3 は、ステップ S 1 0 6 で求めた 3 次元のデバイス像とステップ S 1 0 1 で求めた 3 次元の血管像とを重ね合わせる。画像表示部 1 3 は、重ね合わされた 3 次元のデバイス像と 3 次元の血管像を表示する。画像合成部 1 2 3 は、参照用に透視像の背景画像を合成する場合がある。この場合、血管像生成部 1 2 1 又は処置用部材像生成部 1 2 2 は、C アーム 4 や アーム 5 を動かして透視した場合は、位置・角度検出機構 1 0 からの信号を受け、C アーム 4 や アーム 5 の角度や位置、並びに、X 線管 2 と X 線検出部 3

10

20

30

40

50

の位置、距離、また X 線検出部 3 の大きさに応じた、血管像又はデバイス像の 3 次元像を生成し、画像表示部 13 は、当該 3 次元像を表示する。それにより、血管像又はデバイス像の 3 次元像を、第 1 透視像や第 2 透視像に対応する形状とすることができる。さらに、C アーム 4 や アーム 5 の角度とは独立して、デバイス像や血管像を様々な方向に回転、移動させて観察する場合もある。第 1 透視像や第 2 透視像に対応する形状とならないときは、画像表示部 13 は、第 1 透視像や第 2 透視像を非表示にする。

【0053】

(第 2 の実施形態)

次に、本発明の第 2 の実施形態に係る医用画像診断装置について、図 2、図 7 及び図 8 を参照して説明する。図 7 は、3 次元表示の際の視点位置、方向の一例を示す図、図 8 は、3 次元表示の際の視点位置、方向の一例を示す図である。

10

【0054】

第 2 の実施形態に係る医用画像診断装置は、基本的に第 1 実施形態の構成と同じであり、仮想内視鏡画像生成部 124 を有する点で第 1 実施形態の構成と異なる。以下、異なる構成について主に説明し、第 1 実施形態と同じ構成の説明を省略する。

【0055】

仮想内視鏡画像生成部 124 は、重ね合わされた 3 次元の血管像及び 3 次元のデバイス像を基に、デバイスの先端の周辺に設けられた視点からデバイスの先端に向かって予め定められた広がり角度を有する視野内に含まれる血管内の画像を生成する。なお、前記 3 次元の血管像及び 3 次元のデバイス像は、第 1 実施形態に係る血管像及びデバイス像の生成に限定されず、広く、X 線撮影部による被検体の撮影で収集された透視データを用いて生成されていれば良い。

20

【0056】

以上の仮想内視鏡画像生成部 124 により生成された血管内の画像と、前記重ね合わされた 3 次元の血管像及び 3 次元のデバイス像とを併せて表示させることにより、前記の脳動脈瘤塞栓術における血管分岐箇所や病変部(瘤)へのコイリング操作などの複雑なデバイス操作の支援および状態確認を容易かつ確実に行うことが可能となる。

【0057】

次に、血管内の仮想内視鏡表示について図 7 を参照して説明する。血管内の仮想内視鏡表示は、デバイスの先端位置やデバイスの本体先端位置を基準に、図 7 に示すように、様々な方向から表示することによりデバイスの操作を支援する。また、視点の位置及び視野の方向に応じた態様で表示することによっても、デバイスの操作を支援する。

30

【0058】

以下に、視点の位置及び視野の方向の態様について説明する。第 1 は、デバイス先端に視点を配置した態様である。第 2 は、デバイス先端前方からの視点とした態様である。この第 2 の態様では、デバイス先端から前方向に予め定められた距離の位置に視点が配置される。前記予め定められた距離は、画像処理部 12 の内部メモリに記憶され、入力部 14 の操作を受けて、画像処理部 12 が変更する。以下に記載される予め定められた距離の記憶及び変更は、上記と同様であり、その説明を省略する。

【0059】

第 3 は、デバイス先端後方からの視点とした態様である。デバイス先端から後方向に予め定められた距離の位置に視点が配置される。第 4 は、デバイス本体先端に視点を配置した態様である。第 5 は、デバイス本体前方からの視点とした態様である。デバイス先端位置から前方向に予め定められた距離の位置に視点が配置される。

40

【0060】

第 6 は、デバイス本体後方からの視点とした態様である。デバイス先端位置から後方向に予め定められた距離の位置に視点が配置される。第 7 は、分岐血管側からの視点とした態様である。仮想内視鏡画像生成部 124 は、デバイス先端の周辺に存在する分岐箇所を抽出し、抽出された一又は複数の分岐箇所の中からデバイス先端位置に一番近い分岐箇所を選択し、選択した分岐箇所に係る分岐血管の芯線上で、その分岐箇所から予め定められ

50

た距離の位置に視点を配置する。なお、入力部 1 4 による操作を受けて、仮想内視鏡画像生成部 1 2 4 が分岐箇所を選択するようにしても良い。

【0061】

上記の第 1 から第 6 が、デバイス（処置用部材）の先端の接線上に視点を配置した態様である。接線上に配置した視点 P、及び、分岐血管側に配置した視点 P を図 7 にそれぞれ示す。

【0062】

ここで、デバイス先端に視点を配置した上記の第 1 の態様で、視野の方向をデバイスの先端方向とした場合の血管内の仮想内視鏡表示について説明する。

【0063】

仮想内視鏡画像生成部 1 2 4 は、デバイスの先端位置に設けられた視点からデバイスの先端位置での接線方向に向かって予め定められた広がり角度を有する視野に含まれる血管内の画像を生成する。デバイスの先端位置、デバイスの先端位置での接線方向ベクトルは、S 1 1 0 で前記の芯線抽出部 1 2 6 により求められる。

【0064】

また、ここで、分岐血管側からの視点とした上記の第 7 の態様で、視野の方向をデバイスの先端に向かう方向とした場合の仮想内視鏡表示について説明する。仮想内視鏡画像生成部 1 2 4 は、デバイスの先端の周辺に設けられた視点からデバイスの先端に向かって予め定められた広がり角度を有する視野に含まれる血管内の画像を生成する。なお、仮想内視鏡画像生成部 1 2 4 は、視点の位置を、分岐血管の芯線上の位置の他に、病変部（瘤）の位置、病変部に至る経路血管の芯線上の位置、又は、デバイスの先端の接線上の位置の中から一又は複数を選択しても良い。

【0065】

デバイスの先端の周辺に複数の視点を設けた前記第 7 の態様に係る仮想内視鏡表示によれば、血管内のデバイスの先端やデバイス本体の先端を様々な方向から表示することが可能となる。

【0066】

例えば、脳動脈瘤塞栓術においては、大腿部から挿入されたデバイスは、内頸動脈などを通して脳血管へと到達し、さらに病変部（脳動脈瘤）まで進めることになる。脳血管は、細くて、曲がっており、さらに様々な方向に分岐しているが、上記第 7 の態様に係る仮想内視鏡表示によれば、病変部に至る経路血管における分岐箇所でのデバイス先端等の表示を様々な方向から表示するので、デバイス操作を容易にかつ正確に行うことができる。

【0067】

以上に、仮想内視鏡表示における第 1 から第 7 の態様を示したが、仮想内視鏡表示で、病変部（瘤）の方向を示す矢印などのマーカーを表示しても良く、また、仮想内視鏡表示で、分岐箇所では病変部に向かう方向の芯線のみ表示、あるいは、分岐血管の芯線と異なる表示条件（色、太さ、形状など）で表示しても良い。

【0068】

（第 3 の実施形態）

次に、本発明の第 3 の実施形態に係る医用画像診断装置について、図 1 0 を参照して説明する。図 1 0 の A から F は、本発明の第 3 実施の形態に係る 3 次元表示の際の自動方向制御と表示領域限定の一例を示す図である。

【0069】

第 3 の実施形態に係る医用画像診断装置は、基本的に第 1 実施形態の構成と同じである。第 1 実施形態の構成と異なる点は、血管像生成部 1 2 1 が血管像を基に、病変部（瘤）の画像、及び、病変部に至る経路血管の画像を抽出し、画像合成部 1 2 3 が経路血管の画像及びデバイス像を重ね合わせ、画像表示部 1 3 が、前記重ね合わされた経路血管の画像及びデバイス像を表示する点である。以下、異なる構成について主に説明し、第 1 実施形態と同じ構成の説明を省略する。なお、前記 3 次元の血管像及び 3 次元のデバイス像は、第 1 実施形態に係る血管像及びデバイス像の生成に限定されず、広く、X 線撮影部による

10

20

30

40

50

被検体の撮影で収集された透視データを用いて生成されていれば良い。

【0070】

芯線抽出部126は、経路血管V2の芯線V3及びデバイス(処置用部材)DVの芯線D3を抽出する。芯線V3、D3を図10Cに示す。血管像生成部121は、経路血管の芯線又はデバイスの芯線を中心から予め定められた距離の範囲内に含まれる前記経路血管の画像を生成し、処置用部材像生成部122は、前記生成された経路血管の画像に対応したデバイス像を生成する。画像表示部13は、重ね合わされた経路血管の画像及びデバイス像を表示する。

【0071】

重ね合わされた経路血管の画像及びデバイス像を表示することにより、病変部までのデバイス操作の支援をすることが可能となる。重ね合わされた経路血管の画像及びデバイス像を芯線に対し直交する方向から見たときの外観図を図10Aに示す。

10

【0072】

以下、デバイス操作の支援をするための様々な表示態様について、説明する。第1の表示態様としては、デバイスの進行方向をわかりやすくするため、デバイス先端方向(デバイス先端の接線方向)またはデバイス本体の進行方向に延長した経路と血管壁とが交わる交点に方向マーカードMを表示する。経路血管内に方向マーカードMを表示しても良い。方向マーカードMを図7に示す。

【0073】

第2の表示態様では、デバイス先端の3次元像、または、デバイス先端の周辺領域に含まれる血管の3次元像を限定表示する。前記デバイス先端の周辺領域を、血管の芯線又はデバイスの芯線から芯線に対して垂直方向に予め定められた距離までに拡げることで限定表示を行なう。血管の3次元像を限定せずに表示する場合に比較して、病変部(瘤)に至る経路血管を見やすくすることが可能となる。限定表示された血管像を図10Aに示す。なお、血管像生成部121が病変部(瘤)の領域を抽出する。病変部(瘤)の領域を抽出については、後記する第4の実施形態の中で説明する。

20

【0074】

第3の表示態様では、第2の表示態様と同じく、血管の3次元像を限定せずに表示すると、病変部と病変部に至る経路血管が見にくい場合があるので、病変部と経路血管だけにして3次元の限定表示を行なう。この限定表示の一例を挙げると、血管分岐箇所や分岐方向をわかりやすくするために、分岐血管の根元箇所を予め定められた長さ分だけ表示する。なお、血管像生成部121は、血管の芯線と表示血管領域輪郭の交わる箇所として血管分岐箇所を求める。限定領域を芯線に対し直交する方向から見た外観図を図10Bに示す。また、限定領域を芯線に対し直交する平面で断面にした断面図を図10Cに示す。

30

【0075】

血管分岐箇所や分岐方向をわかりやすくするための限定表示の他の例を挙げると、画像合成部123は、前記経路血管の画像に経路血管から分岐する分岐血管が含まれる場合、分岐血管の画像に代えて、分岐血管の分岐箇所に分岐マーカートを重ね合わせ、画像表示部13は、重ね合わされた経路血管の画像及び分岐マーカートを表示する。血管分岐箇所に表示された分岐マーカードMを図10Dに示す。なお、分岐マーカート及び分岐血管の根元箇所を共に表示しても良い。

40

【0076】

第4の表示態様において、血管分岐箇所では、その分岐方向に対し直交する方向から観察すると、分岐の角度や分岐の状態を把握しやすい。そこで、デバイスが分岐箇所又はその近辺に到達したときに、血管像生成部121及び処置用部材像生成部122は、その分岐方向に対し直交する方向から観察した場合の血管像及びデバイス像をそれぞれ生成し、画像合成部123は前記生成された血管像及びデバイス像を重ね合わせ、画像表示部13は、血管像及びデバイス像を重ね合わせた元の合成画像を、その分岐方向に対し直交する方向から観察した場合の合成画像に切替表示する。以上のようにして、病変部(瘤)までの経路における分岐箇所でのデバイス先端等の表示を行なうことにより、病変部までのデ

50

バイス操作の支援をすることが可能となる。

【0077】

ここで、「分岐方向に対し直交する方向」は、血管分岐箇所において、例えば、経路血管と分岐血管との2つの血管の芯線に対し直交する方向であり、また、例えば、血管の芯線とデバイスの芯線に対し直交する方向である。前記分岐方向に対し直交する方向PDを図10Eに示し、その直交する方向から観察した場合の血管像及びデバイス像の合成像であって、切替表示された合成像を図10Fに示す。合成像と透視像とを共に表示する場合、透視像を前記直交する方向と同一の透視方向の表示としても良い。

【0078】

第5の表示態様では、血管分岐箇所へのデバイス操作支援のため、分岐点とデバイス先端を結ぶ線に対し直交する方向から観察した3次元の血管像、及び、3次元のデバイス像またはデバイスの芯線を表示する。ここで、分岐点とは、経路血管の芯線と分岐血管の芯線とが交わる点をいう。

10

【0079】

以上の第1から第5の表示態様の一つ又は複数の組合せにより、病変部（瘤）までのデバイス操作の支援をすることが可能となり、病変部にデバイスを容易かつ確実に進ませることが可能となる。

【0080】

以上、デバイス操作の支援をするための様々な表示態様について、特に、病変部までの経路における分岐箇所でのデバイス先端等の表示態様について説明したが、デバイス操作の支援をするための様々な表示態様について、これに限らない。

20

【0081】

（第4の実施形態）

次に、本発明の第4の実施形態に係る医用画像診断装置について、図8及び図11を参照して説明する。図9のA及びBは、3次元表示の際の断面位置、回転操作の一例を示す図、図11のAからDは、本発明の第4実施の形態に係る瘤内部に留置したコイルの表示の一例を示す図である。

【0082】

第4の実施形態に係る医用画像診断装置は、基本的に第1実施形態の構成と同じであり、処置用部材像生成部122が病変部に挿入されたコイルの画像（デバイス像）を生成し、画像処理部12がコイルの画像の色を病変部の画像の色と異ならせるようにした点で第1実施形態の構成と異なる。なお、前記3次元の血管像及び3次元のデバイス像は、第1実施形態に係る血管像及びデバイス像の生成に限定されず、広く、X線撮影部による被検体の撮影で収集された透視データを用いて生成されていれば良い。

30

【0083】

第4の実施形態に係る医用画像診断装置によれば、デバイスを病変部（瘤）付近まで進めた後、コイル留置に最適な位置、角度にデバイスを操作するために、デバイス先端位置、方向と、病変部の位置を基準に、以下の態様で視線方向を定めることにより、デバイス操作を支援することが可能となる（図8参照）。

【0084】

以下に、病変部にコイルを入れるときに、病変部の周辺に設けられた視点から視線方向の視野に含まれる病変部又はデバイスの画像を表示する場合において、視線方向の態様について説明する。

40

仮想内視鏡画像生成部124は、以下の視点から視線方向へ予め定められた広がり角度を有する視野に含まれる病変部の画像、及び、病変部内のガイドワイヤ、コイル等のデバイスの画像を生成する。画像表示部13は、仮想内視鏡表示（フライスルー表示）をする。

【0085】

第1の視線方向の態様では、病変部（瘤）内部の例えば中心位置P51に視点を配置する。血管像生成部121は、血管の芯線をもとにした正常血管推測径からはみ出した領域

50

として瘤領域を抽出し、あるいは、球形度領域抽出により瘤領域を抽出する。瘤領域を抽出後、その領域の外接球や内接球の中心、あるいは、重心などを瘤の中心位置 P 5 1 とする。また、デバイス先端（ガイドワイヤ G 1 の先端 G 1 1）の接線方向の先の瘤の内部表面位置 P 5 5 を視点とし、位置 P 5 5 からデバイス先端に向かう視線方向で仮想内視鏡表示をしても良い。

【0086】

第2の視線方向の態様では、デバイス先端位置 P 5 4 に視点を配置する。視点からの視線方向は例えば、瘤中心位置 P 5 1 の方向である。第3の視線方向の態様では、デバイス先端前方からの視線方向とし、デバイス先端位置から前方向に予め定められた距離の位置 P 5 6 に視点を配置する。第4の視線方向の態様では、デバイス先端後方からの視線方向とし、デバイス先端位置から後方向に予め定められた距離の位置 P 5 7 に視点を配置する。

10

【0087】

第5の視線方向の態様では、血管像生成部 1 2 1 及び処置用部材像生成部 1 2 2 が、血管の芯線を通る断面で、瘤方向への血管縦割り（中空血管断面）の画像を生成し、画像合成部 1 2 3 がそれぞれ生成された画像を合成し、当該合成された画像を画像表示部 1 3 が表示する。瘤方向は、第1の視線方向の態様で求めた瘤中心と血管の芯線との最短距離となる経路上で、瘤中心に向かう方向とする。

【0088】

第6の視線方向の態様では、血管像生成部 1 2 1 が、瘤のネック（根元）の画像を生成し、生成された画像を画像表示部 1 3 が表示する。第1の視線方向の態様で求めた瘤領域と、正常血管推測径による血管領域との接合面を瘤のネックとし、そのネック面あるいは周線を表示する。

20

【0089】

第7の視線方向の態様では、デバイスと瘤の位置関係をわかりやすくするため、デバイスの芯線に対し瘤の中心位置 P 5 1 からの直線が真交わる位置 P 5 2 に視点を配置する。又、視線方向を瘤の中心位置 P 5 1 の方向とする。仮想内視鏡画像生成部 1 2 4 は、デバイスの芯線を通り、かつ瘤方向に垂直な断面で、瘤と逆方向を削除した状態で3次元の血管像と3次元のデバイス像（または芯線）を生成する。生成された画像を画像表示部 1 3 が仮想内視鏡表示（フライスルー表示）する。表示方法として、仮想内視鏡表示の他に、平行投影表示があり、前記断面に平行で、複数の断面で削除した状態で表示する。例えば、瘤方向に対して瘤から遠い断面位置から順番に瘤方向に向かって、連続表示を行なう。

30

【0090】

第8の視線方向の態様では、瘤の中心位置 P 5 1、または瘤のネック中心位置 P 5 3、またはデバイス先端位置 P 5 4 に視線を配置し、仮想内視鏡画像生成部 1 2 4 が瘤内の仮想内視鏡画像を生成し、入力部 1 4 による各視点中心での3次元回転操作を受けて、画像表示部 1 3 が前記仮想内視鏡画像を回転表示する。通常、3次元物体を回転させるときの回転中心は、3次元ボリュームの中心または、画面の中心を基準とした点、例えば、画面中心から画面奥行き方向の軸上での3次元のボリューム中心として回転を行なう。しかしながら、術者は、瘤や瘤のネックに対するデバイスの向きや位置、あるいはデバイス位置から見た瘤や血管の内部、外部の形状、位置関係などを確認する必要がある。この場合、従来の3次元のボリューム中心や画面中心での回転操作では、術者の所望の回転操作ができない場合がある。そこで、前記にて求めた瘤の中心位置 P 5 1、瘤のネックの中心位置 P 5 3、または、デバイス先端位置 P 5 4 を回転中心として、それぞれの位置関係や形状などを確認しやすい回転操作を行なう。瘤のネック N の中心位置 P 5 3 を回転中心として回転操作を行ったときの画像を図 9 A に示し、デバイス先端位置 P 5 4 を回転中心として回転操作を行ったときの画像を図 9 B に示す。

40

【0091】

以上、第1から第8の視線方向の態様の説明において、視点の位置 P 5 1 ~ P 5 7、及び、各視線方向を図 8 に示す。

【0092】

50

以上に、様々な態様で視線方向を定めることにより、デバイス操作を支援することが可能となることについて説明した。

【0093】

次に、ケージの状態確認とコイル留置支援のための表示について説明する。例えば、瘤塞栓術では、最初に瘤内部空間を囲むようにケージ状にコイルを留置する。このケージ作成は瘤に最適にコイル留置を行なう上で重要なポイントであるので、ケージの状態をわかりやすく表示することが重要である。また、ケージ作成後、コイルを適切に充填するため、充填状態をわかりやすく表示することも重要である。

【0094】

次に、コイル留置操作を支援することについて、図11を参照し、コイルの様々な表示態様を挙げて説明する。

【0095】

コイルの第1の表示態様では、距離算出部18は、3次元の血管像（瘤像）、及び、3次元のデバイス像（ケージ状コイルの画像）を基に、瘤表面の面直方向に、瘤表面とケージ状コイルの距離を算出し、画像表示部13が算出結果を表示する。ケージと瘤表面が離れていないか確認のため、例えば、画像表示部13が算出結果を基に、コイルの各点からの瘤表面までの距離に応じた色付けでコイルを表示する。また、同じくケージと瘤表面が離れていないか確認のため、例えば、画像表示部13が算出結果を基に、瘤表面の各点からの距離に応じた色付けで瘤表面を表示する。

【0096】

コイルの第2の表示態様では、ケージ作成後のコイル充填操作における充填状態の確認のため、血管像生成部121及び処置用部材像生成部122は、瘤、コイル、隙間のそれぞれの3次元画像を生成し、生成されたそれぞれの3次元画像を画像表示部13が表示する。

【0097】

コイルの第3の表示態様では、ケージ作成後のコイル充填操作において、コイルの充填率が上がるにつれ、追加分のコイルが見えにくくなるため、処置用部材像生成部122がコイルの新規挿入部分のみの画像を生成し、生成された画像を画像表示部13が表示する。このとき、処置用部材像生成部122は、ある時間遡った範囲で追加されたコイル範囲のみの画像を生成し、あるいは、処置用部材像生成部122は、ステップ107と同じ方法にてコイルの動いている箇所のうち、カテーテル先端より先の領域を抽出する。

【0098】

コイルの第4の表示態様では、コイルが瘤領域から血管領域にはみ出していると、血流を阻害したり、コイルがはずれたりする。そこで、視点をネック中心位置P53に配置し、視点からの視線方向をネック周線に沿って変化させ、視線方向の変化に応じた仮想内視鏡画を生成することにより、コイルが瘤のネックからはみ出している箇所がある場合、画像表示部13が、そのはみ出し箇所を表示する。

【0099】

コイルの第5の表示態様では、コイルの充填状況やコイル内壁面と瘤のすきまを確認するため、画像合成部123がコイル領域表面の3次元像と瘤の3次元像とを比較表示し、あるいは、合成表示する。処置用部材像生成部122が瘤内部のコイルを抽出し、コイル領域算出部19が、その領域に対して表面膨張処理を施した後に、表面収縮処理を行なうことで、コイル間のすきまを詰めたコイル領域を求め、コイル領域表面を求める。あるいは、コイル領域を囲む外接球（楕円球）を求め、表面を構成する各ボクセルでの表面法線ベクトルの角度差がある値以下を保ちながら、その表面を構成する各ボクセルを球の中心方向に、コイルに達するまで移動させる。この結果、コイル領域を囲む領域が求まる。この領域をコイル領域として画像表示部13が表示する。求めたコイル領域の表示のほか、コイル領域算出部19が、瘤とコイル領域の体積、長軸長、短軸長、平均軸長、表面積などをそれぞれ単独あるいは両方について提示するようにしても良い。

【0100】

10

20

30

40

50

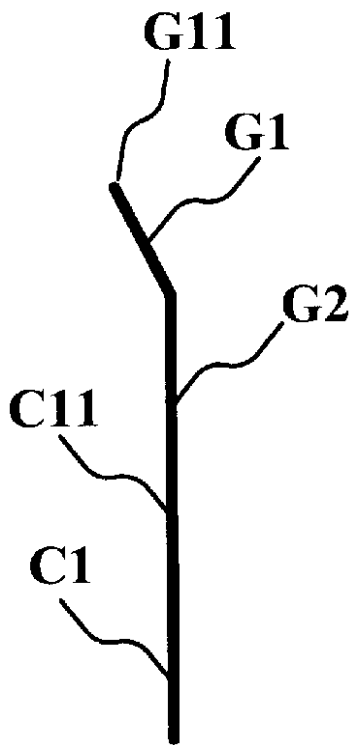
なお、本発明は上記第１から第４の各実施形態そのままに限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で構成要素を変形して具体化できる。また、上記第１から第４の各実施形態に開示されている複数の構成要素の適宜な組み合わせにより、種々の発明を形成できる。例えば、各実施形態に示される全構成要素から幾つかの構成要素を削除してもよい。さらに、異なる実施形態にわたる構成要素を適宜組み合わせてもよい。

【符号の説明】

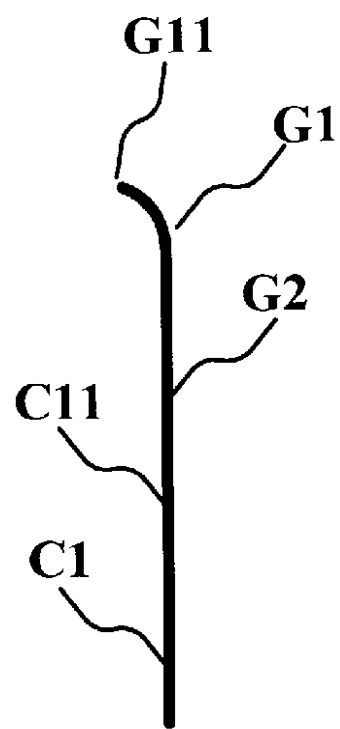
【０１０１】

V	血管	V 1	経路血管	V 2	分岐血管	V 3	血管芯線	V 4	血管壁		
V 5	瘤（病変部）	B M	分岐マーカー	B P	分岐点	B S	分岐箇所			10	
C 1	カテーテル（処置用部材本体）										
C 1 1	カテーテルの先端（処置用部材本体の先端）										
D 3	デバイス芯線	D V	デバイス（処置用部材）			D M	方向マーカー				
G 1	ガイドワイヤ（処置用部材の先端部）										
G 1 1	ガイドワイヤの先端（処置用部材の先端）										
G 2	ガイドワイヤ本体		G 2 1	ガイドワイヤ本体の先端							
1	X線画像撮影装置		1 0 1	第1 X線撮影部		1 0 2	第2 X線撮影部				
2	X線管		2 1	第1 X線管		2 2	第2 X線管		2 3	第1 高電圧発生部	
2 4	第2 高電圧発生部										
3	X線検出部		3 1	第1 X線検出部		3 2	第2 X線検出部				
4	Cアーム	5	アーム	6	天板	7	寝台	8	支持部	9	支持部
1 0	位置・角度検出機構		1 1	透視データ収集部			1 2	画像処理部			
1 2 1	血管像生成部		1 2 2	処置用部材像生成部			1 2 3	画像合成部			
1 2 4	仮想内視鏡画像生成部			1 2 5	領域限定部		1 2 6	芯線抽出部			
1 3	画像表示部		1 4	入力部		1 5	データ補正部		1 6	駆動部	
1 6 1	Cアーム駆動部		1 6 2	アーム駆動部		1 6 3	寝台駆動部				
1 7	撮影制御部		1 8	距離算出部		1 9	コイル領域算出部				

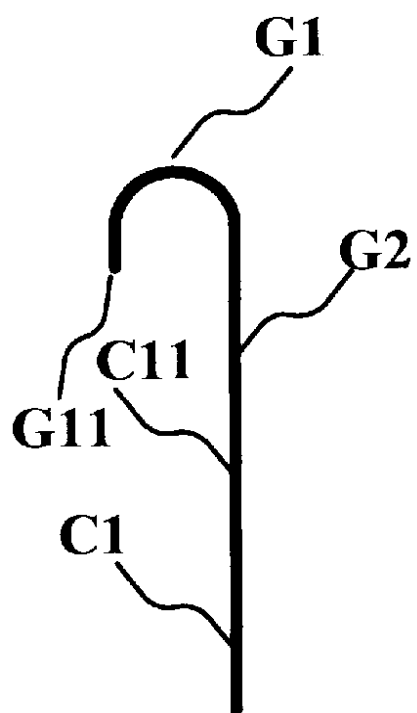
【図 5 B】



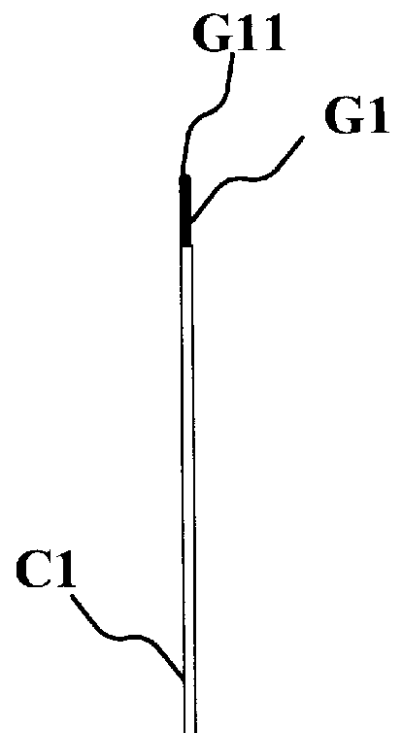
【図 5 C】



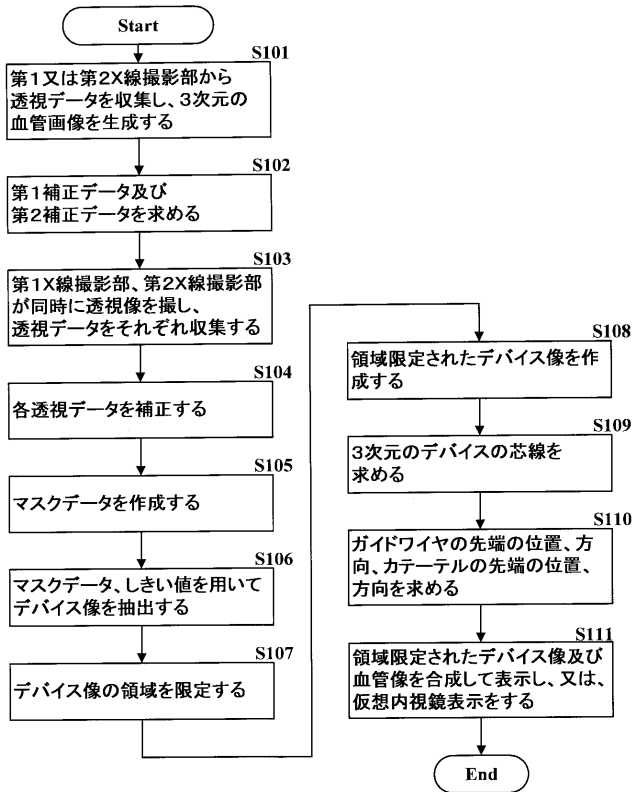
【図 5 D】



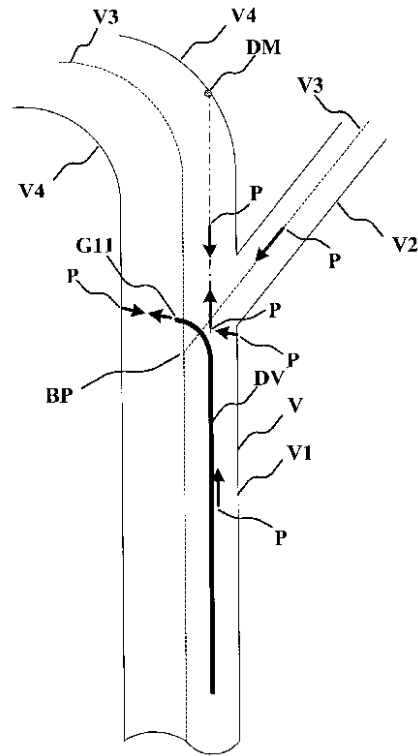
【図 5 E】



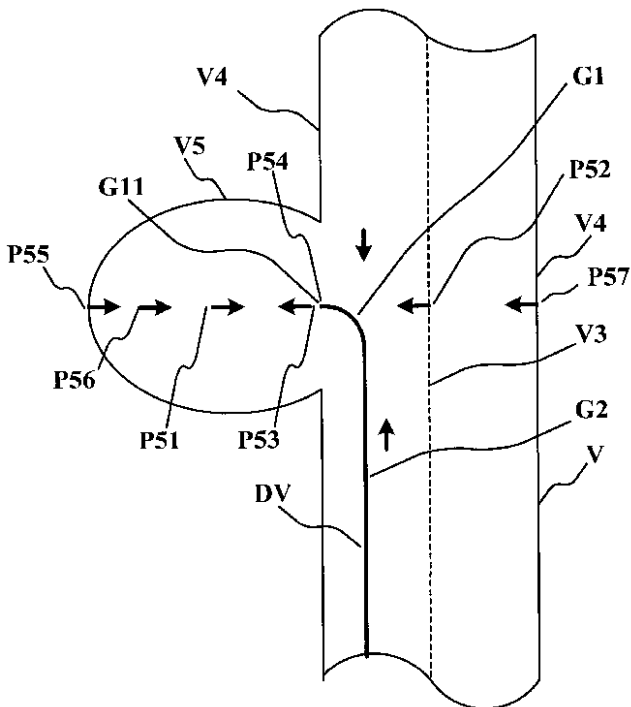
【図 6】



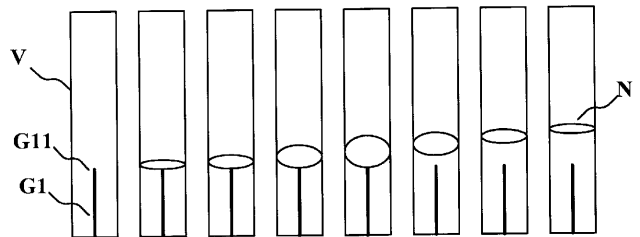
【図 7】



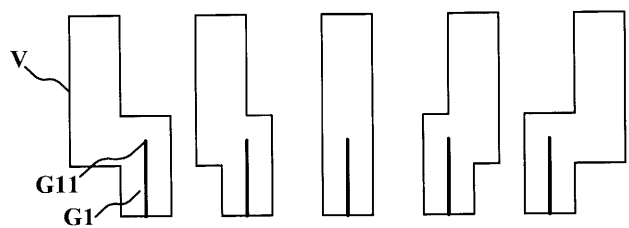
【図 8】



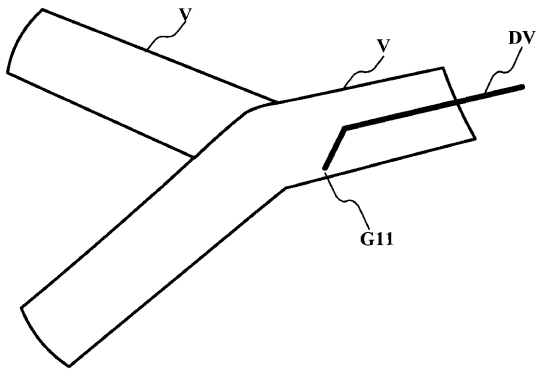
【図 9 A】



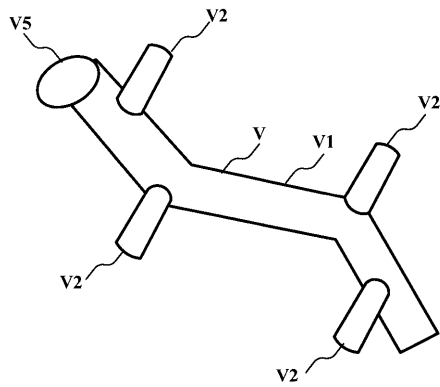
【図 9 B】



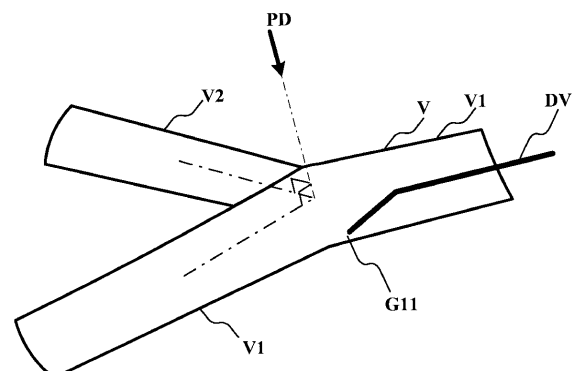
【図10A】



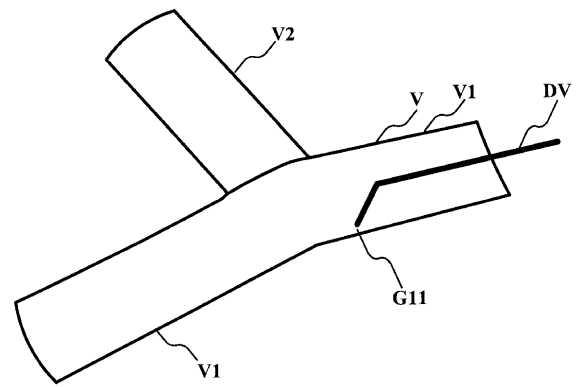
【図10B】



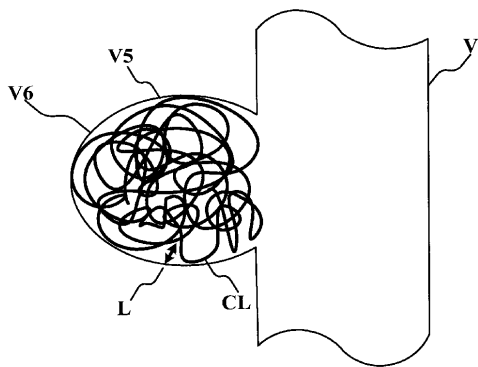
【図10E】



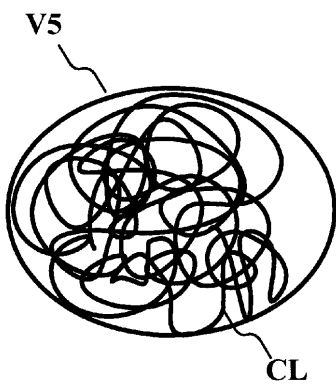
【図10F】



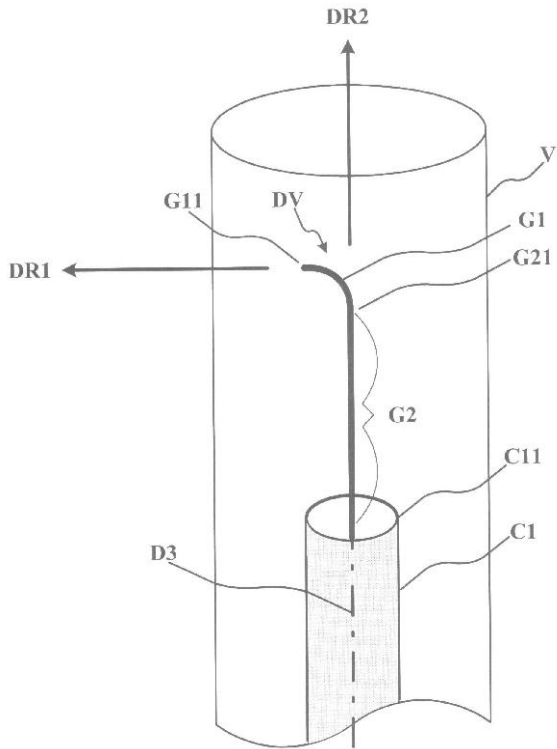
【図11A】



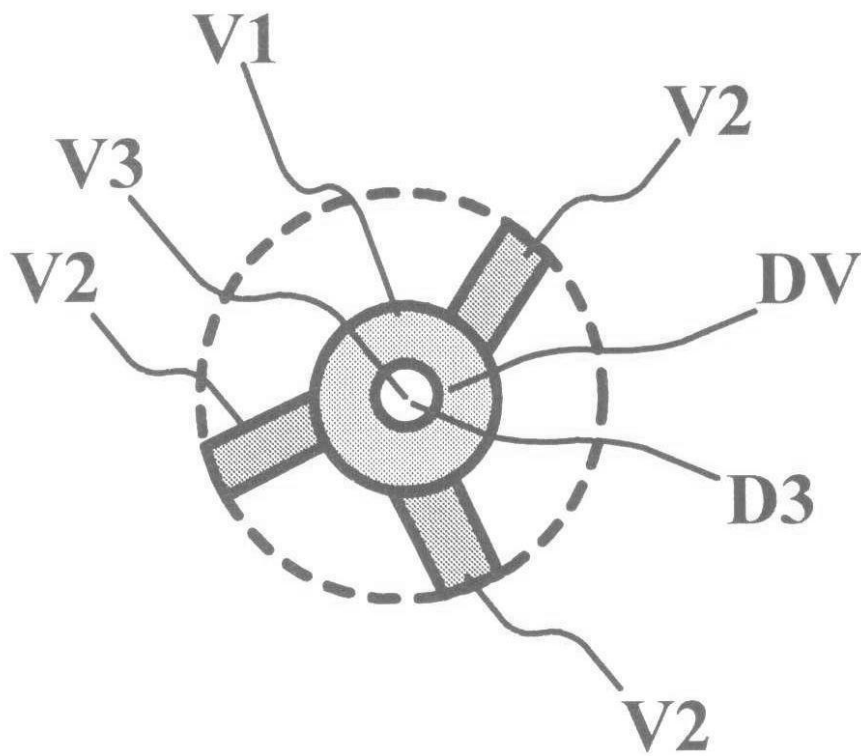
【図11B】

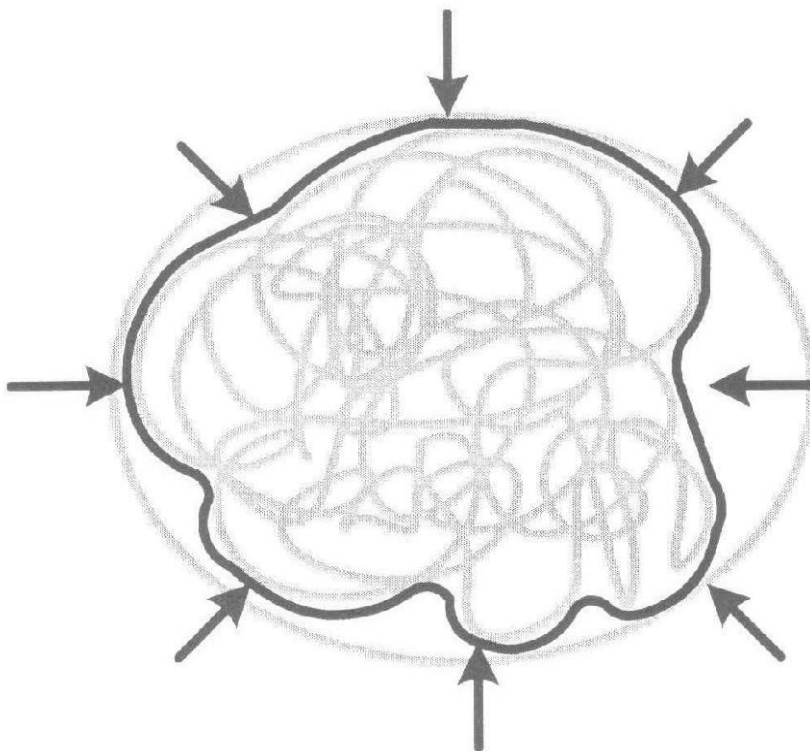
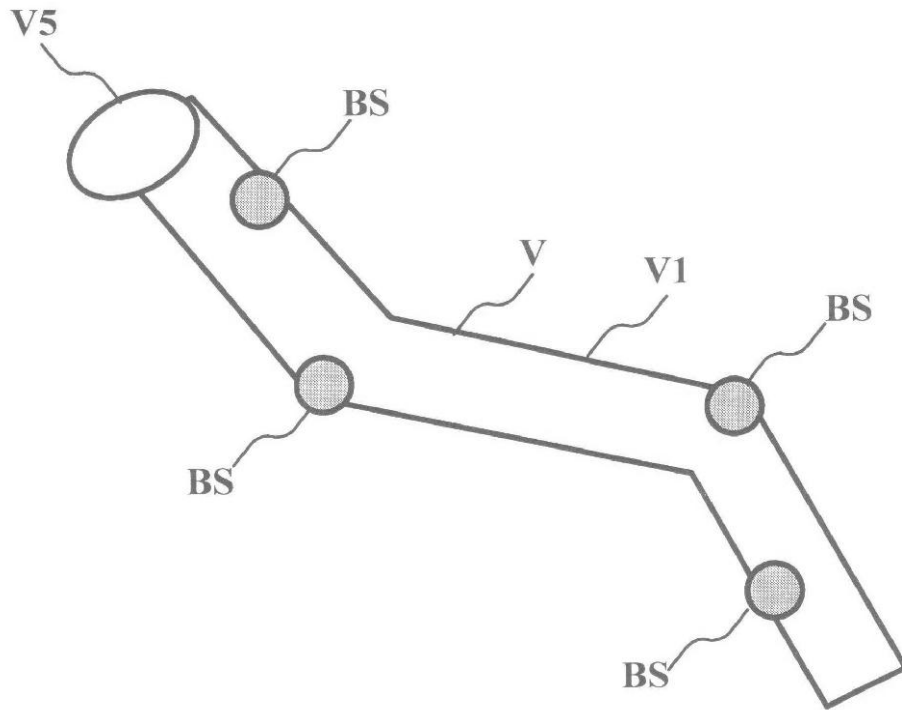


【図 4】

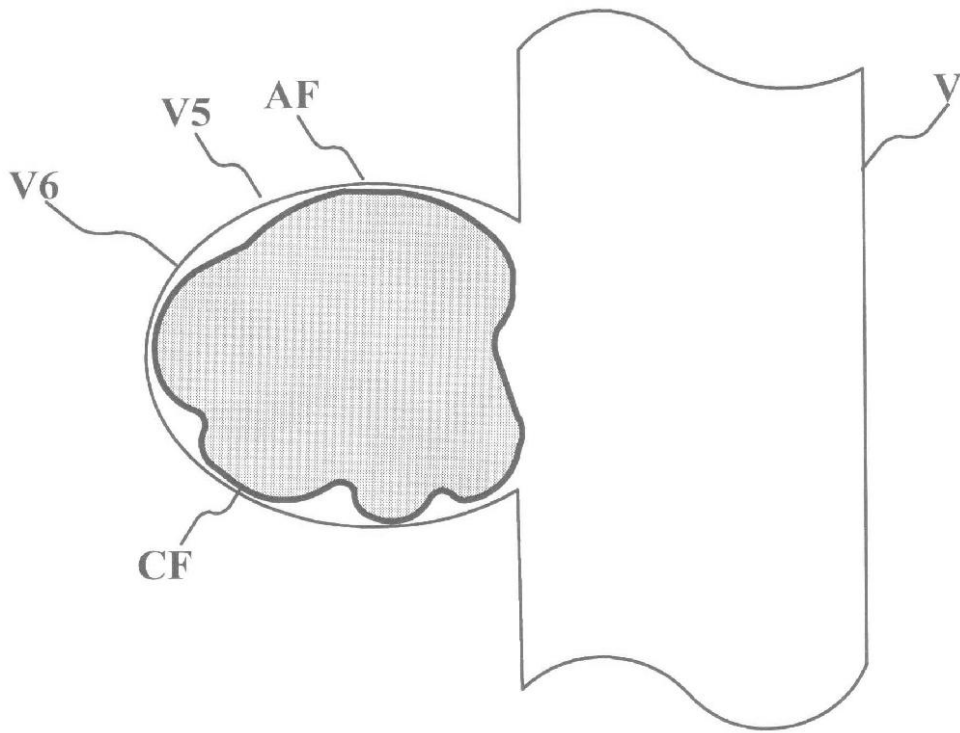


【図 10 C】





【図 11D】



フロントページの続き

(51)Int.Cl. F I テーマコード(参考)
A 6 1 B 6/00 3 0 0 M

(72)発明者 林 由康
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内
(72)発明者 清水 義訓
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内
(72)発明者 渡辺 耕一郎
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内
F ターム(参考) 4C093 AA09 AA24 DA02 EA06 EB02 EB12 EB13 EB17 EC16 EC28
FA19 FA52 FC30 FF15 FF22 FF23 FF28 FF34 FF35 FF41
FF42 FG13

专利名称(译)	医学图像诊断设备		
公开(公告)号	JP2011139821A	公开(公告)日	2011-07-21
申请号	JP2010002602	申请日	2010-01-08
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	和久敏哉 大石悟 林由康 清水義訓 渡辺耕一郎		
发明人	和久 敏哉 大石 悟 林 由康 清水 義訓 渡辺 耕一郎		
IPC分类号	A61B6/12 A61B6/00 A61B6/02		
FI分类号	A61B6/12 A61B6/00.331.E A61B6/02.351.C A61B6/00.360.B A61B6/00.300.A A61B6/00.300.M		
F-TERM分类号	4C093/AA09 4C093/AA24 4C093/DA02 4C093/EA06 4C093/EB02 4C093/EB12 4C093/EB13 4C093/EB17 4C093/EC16 4C093/EC28 4C093/FA19 4C093/FA52 4C093/FC30 4C093/FF15 4C093/FF22 4C093/FF23 4C093/FF28 4C093/FF34 4C093/FF35 4C093/FF41 4C093/FF42 4C093/FG13		
其他公开文献	JP5597399B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种医学图像诊断设备，其通过以实时方式产生治疗构件的三维部分图像来精确地显示操作者想要看到的区域。解决方案：医学图像诊断设备包括：处理构件图像产生部分，其基于二维第一透射图像和包括处理构件并且基于二维透射产生的第二透射图像，实时地产生治疗构件的三维图像图像，将三维透射数据和二维透射数据的数据区域限制到预定区域的区域限制部分，将通过使用受限制的三维透射数据产生的血管部分图像叠加在图像上的图像合成部分。通过使用受限制的二维透射产生的治疗构件部分图像离子数据和显示叠加血管部分图像和治疗构件部分图像的图像显示部分。

