(19)日本国特許庁(JP)　(12)特　許　公　報(B2)　(11)特許番号

特許第3589505号
(P3589505)

(45)発行日　平成16年11月17日(2004.11.17)　(24)登録日　平成16年8月27日(2004.8.27)

(51)Int.Cl.[7]	F I		
A61B 19/00	A61B	19/00	502
A61B 5/055	A61B	6/03	360G
A61B 6/03	A61B	6/12	
A61B 6/12	G01N	23/04	
G01N 23/04	A61B	5/05	380

請求項の数 13　(全 17 頁)

(21)出願番号　特願平7-142981
(22)出願日　平成7年6月9日(1995.6.9)
(65)公開番号　特開平8-332191
(43)公開日　平成8年12月17日(1996.12.17)
審査請求日　平成12年5月29日(2000.5.29)

(73)特許権者　000153498
株式会社日立メディコ
東京都千代田区内神田１丁目１番１４号
(74)代理人　100083552
弁理士　秋田　収喜
(72)発明者　馬場　理香
東京都国分寺市東恋ケ窪１丁目２８０番地
株式会社日立製作所　中央研究所内
(72)発明者　植田　健
東京都国分寺市東恋ケ窪１丁目２８０番地
株式会社日立製作所　中央研究所内
(72)発明者　梅谷　啓二
東京都国分寺市東恋ケ窪１丁目２８０番地
株式会社日立製作所　中央研究所内

最終頁に続く

(54)【発明の名称】３次元画像処理表示装置

(57)【特許請求の範囲】

【請求項１】

カテーテルが挿入される被検体の血管の３次元像を２方向から観察した２次元像に於いて前記カテーテルを最終的に移動させる目標位置を指定して、前記目標位置の前記３次元像での３次元位置を求め、前記目標位置に向けて前記カテーテルのガイドワイヤを移動させ１方向から撮影した２次元像での前記ガイドワイヤの先端部の位置と前記３次元像とから移動された前記先端部の現時点の位置の前記３次元像での３次元位置を求め、前記目標位置及び前記現時点の位置の前記３次元像での前記３次元位置を含む所定の方向での所定の厚さの断層像を前記３次元像から生成する処理を行ない、前記目標位置及び前記現時点の位置が前記断層像とともに表示されることを特徴とする３次元画像処理表示装置。

【請求項２】

請求項１に記載の３次元画像処理表示装置に於いて、

前記カテーテルの挿入口と前記カテーテルの前記目標位置とを結ぶ目標経路は、前記３次元像を２方向から観察した２次元像を表示した画面で指定されることを特徴とする３次元画像処理表示装置。

【請求項３】

請求項１に記載の３次元画像処理表示装置に於いて、

前記カテーテルの通過経路が前記断層像に表示されることを特徴とする３次元画像処理表示装置。

【請求項４】

請求項１に記載の３次元画像処理表示装置に於いて、
前記先端部の現時点の位置を含み前記カテーテルの進行方向と垂直な面を有し所定の厚さをもつ断層像が表示されることを特徴とする３次元画像処理表示装置。
【請求項５】
被検体の３次元像情報を求める手段と、前記被検体内に静止あるいは移動して存在するカテーテルを含んだ前記被検体の２次元像を求める手段と、前記２次元像での前記カテーテルの位置から前記３次元像での前記カテーテルの３次元位置を求める手段と、該３次元位置とその近傍を含み、所定の方向でかつ所定の厚さをもつ断層像を前記３次元像から生成する手段と、前記断層像を前記カテーテルとともに表示する手段とを有することを特徴とする３次元画像処理表示装置。
【請求項６】
請求項４に記載の３次元画像処理表示装置に於いて、
前記断層像が、前記進行方向と垂直な面側から観察できるように表示されることを特徴とする３次元画像処理表示装置。
【請求項７】
請求項４に記載の３次元画像処理表示装置に於いて、
前記先端部の周辺の前記血管が前記進行方向の側に奥行きを有して表示されることを特徴とする３次元画像処理表示装置。
【請求項８】
請求項４に記載の３次元画像処理表示装置に於いて、
前記断層像とともに、前記断層像の前記所定の厚さを認識できる距離スケールが表示されることを特徴とする３次元画像処理表示装置。
【請求項９】
請求項１に記載の３次元画像処理表示装置に於いて、
前記先端部の現時点の位置を含み前記カテーテルの進行方向に平行な面を有し、前記現時点の位置を含む面を境面として該境面に対する両方向に所定の厚さをもつ各断層像が選択されて表示されることを特徴とする３次元画像処理表示装置。
【請求項１０】
請求項９に記載の３次元画像処理表示装置に於いて、
選択された前記断層像が、前記境面の両側から観察できるように表示されることを特徴とする３次元画像処理表示装置。
【請求項１１】
請求項９に記載の３次元画像処理表示装置に於いて、
前記先端部の周辺の前記血管が前記進行方向に直交する方向に奥行きを有して表示されることを特徴とする３次元画像処理表示装置。
【請求項１２】
請求項１に記載の３次元画像処理表示装置に於いて、
前記先端部の現時点の位置を含み前記カテーテルの進行方向に所定の厚さをもつ断層像が異なった角度で２つ選択され、各前記断層像が表示されることを特徴とする３次元画像処理表示装置。
【請求項１３】
請求項１に記載の３次元画像処理表示装置に於いて、
前記１方向から撮影した前記２次元像から検出された前記ガイドワイヤの先端部の２点の位置と該２点の位置の間の真の長さと前記３次元像とから、前記先端部の現時点の位置の前記３次元像での３次元位置を求めることを特徴とする３次元画像処理表示装置。
【発明の詳細な説明】
【０００１】
【産業上の利用分野】
本発明は、３次元画像処理表示装置に係り、たとえばＸ線ＣＴ装置あるいはＭＲＩ装置に適用されて好適な３次元画像処理表示装置に関する。

【０００２】
【従来の技術】
近年、低侵襲治療として、ＩＶＲと略称されるインターベンショナルラジオロジー（Ｉｎｔｅｒｖｅｎｔｉｏｎａｌ　Ｒａｄｉｏｌｏｇｙ）が盛んになっている。ここで、ＩＶＲとは、Ｘ線透視下で経皮的にカテーテルや針を用いて処置を行うものである。
【０００３】
このＩＶＲを用いることによって、開頭や開腹を行わずに手術を行うことができるため、患者の負担を大幅に軽減できるようになる。
【０００４】
現在では、外科医のみでなく内科医が行う場合も多く、特に、血管内にカテーテルを送り込んで種々の処置を行うものが多い。その処置としては、たとえば、血管内にカテーテルを入れ、カテーテル先端に取り付けたバルーンを膨らまし、閉塞した血管を拡張する方法や、逆にカテーテル先端から凝固剤を注入して出血した血管を閉塞する方法や、癌細胞に栄養補給している血管を閉塞する方法や、あるいはカテーテル先端を癌細胞近辺まで送り、抗ガン剤を投与した後に血管を閉塞する方法等がある。
【０００５】
ここで、上述した処置を行なう前段階として、血管内でカテーテルを目的の位置に移動させる必要がある。そのためには、カテーテルから血管内に造影剤を注入し、造影された血管をＸ線透視画像で逐次観察し、血管の走行状態を確認する操作を行なっていた。すなわち、カテーテルを実際に進める際に、カテーテルの内側にガイドワイヤを入れ、その先端をＸ線透視画像でモニタしながら、まずガイドワイヤを進め、次にそのガイドワイヤの先端位置までカテーテルを移動する操作を繰返し行なっていた。
【０００６】
また、他の方法として、特開平１－２０４６５０号公報に、カテーテルを移動する前段階として血管造影像を作成し、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線透視中の実時間画像を重ねあわせ表示して、目的の位置までカテーテルを移動させる方法が開示されている。
【０００７】
【発明が解決しようとする課題】
しかしながら、上述したロードマップ画像に基づくカテーテル移動操作は、比較的滑らかに変化する血管経路内に該カテーテルを移動させる場合に極めて正確に行なうことができるが、複雑に変化する血管経路の場合、あるいは複雑に枝分かれする血管経路の場合には、かなり慎重に行なわなければならないといった問題が残存されていた。
【０００８】
このため、いまだカテーテル移動操作を行なう術者は豊富な知識と経験が要求され、そうでない場合には、その操作に困難性がともなうとともにかなりの時間を要するばかりでなく、血管壁を傷つけたりあるいは突き破ってしまう等の弊害を完全に防止することができないものとなっていた。
【０００９】
本発明は、このような事情に基づいてなされたものであり、その目的は、たとえばカテーテル等の処置用部材の操作が容易になるにも拘らず正確に行なえ、しかも操作に要する時間を減少させることのできる３次元画像処理表示装置を提供することにある。
【００１０】
本発明の前記目的と新規な特徴は、本明細書の記述および添付図面によって明らかになるであろう。
【００１１】
【課題を解決するための手段】
本願において開示される発明のうち、代表的なものの概要を簡単に説明すれば、以下のとおりである。
【００１２】

すなわち、本発明による３次元画像処理表示装置は、カテーテルが挿入される血管の３次元像を２方向から観察した２次元像に於いてカテーテルの位置を指定して、前記指定した位置が対応する、前記３次元像での３次元位置を求め、前記３次元位置を含む所定の方向での所定の厚さの断層像を前記３次元像から生成する処理を行ない、前記血管に挿入された前記カテーテルの位置を前記断層像とともに表示することを特徴とするものである。

【００１４】

【作用】

このように構成された３次元画像処理表示装置は、カテーテル等の処置用部材の移動にともなって、常時、その処置用部材を含みかつその近傍に厚みをもった断層像として映像させることができるようになる。

【００１５】

そして、このようにして表示された断層像は、カテーテル等の処置用部材に対して任意の方向にその面を有する画像として映像させることができるようになる。

【００１６】

このことは、カテーテル等の処置用部材に対してその周囲の映像が３次元的に映像され、かつ該処置用部材の進行にともなって該映像を変化できることを意味する。

【００１７】

したがって、カテーテル等の処置用部材の操作が容易になるにも拘らず正確に行なえ、しかも操作に要する時間を減少させることができるようになる。

【００１８】

【実施例】

図２は、本発明による医用画像診断装置の一実施例であるＸ線透視撮影装置を示す概略構成図である。

【００１９】

同図（ａ）において、寝台天板８に載置された被検体１１のたとえば体軸周りに回転するＸ線管２と２次元Ｘ線画像検出器４とが配置されている。

【００２０】

これらＸ線管２と２次元Ｘ線画像検出器４は互いに対向されて被検体１１の周りに回転する回転板７に固定されている。これにより、Ｘ線管２からのＸ線はその照射角度を変えながら常に該被検体１１を透過し２次元Ｘ線画像検出器４に照射されるようになっている。

【００２１】

２次元Ｘ線画像検出器４は、複数のＸ線画像検出器がマトリッスク状に配置された検出器から構成され、たとえば、同図（ｂ）に示すように、蛍光板４１と半導体光センサ４２とが光学的に結合された積層体からなり、前記半導体光センサはマトリッスク状に配置された各光センサを備えたものとして形成されている。また、各光センサは膜内でアバランシェ増倍効果を起こす光感応膜４３と薄膜トランジスタ素子４４とで構成されている。

【００２２】

なお、この２次元Ｘ線画像検出器４としては、Ｘ線イメージインテンシファイアとテレビカメラを組み合わせたものであってもよいことはもちろんである。

【００２３】

ここで、Ｘ線管２のＸ線照射および回転板駆動機構９を介した回転板７の回転は、それぞれ撮影制御装置１によって制御されているとともに、２次元Ｘ線画像検出器４からの画像情報は、前記回転板７の回転角度を計測する回転板角度計測機構１０からの角度情報とともに、画像収集装置５に取り込まれるようになっている。

【００２４】

そして、この画像収集装置５からの出力は画像処理装置６に入力されるようになっている。ここで、画像処理装置６は、後の説明によって明らかになるようにコンピュータ処理される装置からなり、基本的には２次元Ｘ線画像検出器４から順次得られる各画像情報を前記角度情報に基づいて３次元画像情報に再構成する演算装置と、この演算装置によって再構成された３次元画像情報を格納するメモリと、入力装置６Ａからの入力によって決定さ

れる指令に基づいて前記３次元画像情報を所定の方向から観察される２次元画像を前記メモリに格納された３次元画像情報から読みだす読出し回路等とが具備されたものとなっている。

【００２５】

また、この読出し回路によって読みだされた前記２次元画像は表示装置６Ｂによって表示されるようになっている。

【００２６】

なお、前記画像処理装置６の上記以外の他の構成は後の説明によって明らかになってくるであろう。

【００２７】

次に、このような構成からなるＸ線透視撮影装置を用いて、カテーテル等を操作する場合における画像処理方法の一実施例を説明する。

【００２８】

図１は、該画像処理方法の一実施例を説明するためのシーケンスを示す説明図である。

【００２９】

このシーケンスは大きく分けて準備工程３００、前処理工程４００、および本処理工程５００とからなっている。以下、それぞれの各工程について順次説明する。

【００３０】

〔準備工程３００〕

この工程を行う目的は、被検体１１に対するカテーテルの挿入口および該カテーテルの移動によって最終的に到達される目的（関心）部位を含む画像画像情報が得られるために寝台天板８を被検体１１のたとえば体軸方向における適当な個所に固定させるためにある。

【００３１】

ここで、カテーテルは図３に示すように構成されている。同図において、カテーテル１０３は造影剤が噴出される孔１０３Ａを有する円筒体からなり、その中空には該カテーテル１０３を導くガイドワイヤ１０５を備えている。そしてガイドワイヤ１０５の先端部には該ガイドワイヤ１０５とＸ線透過率の異なる材料から構成されるガイドワイヤ先端部１０６が取り付けられている。Ｘ線を介して映像されるカテーテル１０３の近傍にはガイドワイヤ先端部１０６が明瞭に識別できるようになっており、これにより、該ガイドワイヤ先端部１０６の位置を目安として前記カテーテル１０３をガイドワイヤ１０５に沿って血管内を少しずつ移動させるようになっている。

【００３２】

ステップ３０１

被検体１１に対するカテーテル１０３の挿入は、被検体の目的部位から離れたたとえば大動脈のある位置から行われる。このことから、この実施例では、該大動脈のある位置にガイドワイヤ１０５をともなったカテーテル１０３を挿入する。

【００３３】

ステップ３０１

Ｘ線管２を被検体１１のたとえば前方に配置させた状態で透視を行なう。この場合、透視像は前記表示装置６Ｂに映像されている。

【００３４】

ステップ３０２

被検体１１に挿入されたカテーテル１０３の位置（実際には表示装置６Ｂを介して明確に認識できるガイドワイヤ先端部１０６の位置）および該カテーテル１０３を到達させるべく目的部位とを含む透視像が得られているか否かが該表示装置６Ｂを介して判断される。

【００３５】

ステップ３０４

ガイドワイヤ先端部１０６の位置および該カテーテル１０３を到達させるべく目的部位とを含む透視像が得られていない場合、前記寝台天板８を被検体１１の体軸方向および体軸に垂直な方向に移動させ、上記の動作を繰り返す。

【００３６】
そして、カテーテルの挿入位置および目的の部位が透視像を介して認識された場合に、前記寝台天板８を固定させ、次の前処理工程４００に移行する。
【００３７】
なお、この実施例では、カテーテル１０３を被検体１１に挿入する場合、その挿入角度をたとえば寝台天板８に対してどのくらいの角度になっているかのデータを前記入力装置６Ａを介して入力させておく必要がある。この角度データは後述する本処理工程５００における画像処理で必要とされるデータとなるからである。
【００３８】
〔前処理工程４００〕
この工程を行う目的は、カテーテル１０３の挿入位置および目的の部位を含んだ被検体１１の３次元像情報を得るもので、しかも、その情報は、最終的には他の周辺の臓器が除かれた血管のみの３次元像情報とするものである。このようにして得られる３次元画像情報はカテーテル操作に要するロードマップを作成するための基本画像情報となるものである。
【００３９】
ステップ４０１
前記準備工程３００にて寝台天板８が固定され、さらに、その寝台天板８に搭載された被検体１１を動かさない状態で透視像を得る。なお、この場合におけるＸ線管２の位置は、該Ｘ線管２の一周回転を等分させた各角度に分割される任意の位置であってよい。
【００４０】
ステップ４０２
得られた透視像の情報に基づいてその情報の補正処理を行なう。このような補正処理を行なうのは表示画像として明瞭にするためであり、たとえば、感度むら、バックグランドノイズ、幾何学的歪等が除かれるようになっている。なお、この補正処理がなされた透視像の情報は同時に検出される回転板角度計測機構１０からの角度情報とともに画像処理装置６内のメモリに格納されるようになる。
【００４１】
ステップ４０３
前記回転板７を介してＸ線管２を回転する。この場合の回転はＸ線管２の一周回転を等分させた角度分の回転である。
【００４２】
ステップ４０４
ここで、Ｘ線管２が一回転を終了しているか否かが判定される。すなわち、上述した動作がＸ線管２の一回転が終了されるまで繰り返され、上述した角度ごとに順次透視像の情報が得られることになる。
【００４３】
このようにして、Ｘ線管２の一回転における角度ごとの投影像の情報が該角度の情報とともに取り込まれ、前記メモリに格納される。
【００４４】
この場合における画像情報はいわゆるサブトラクション像の作成に要するマスク像情報となるものであり、全て上述したカテーテルの挿入位置および目的の部位が含まれた画像情報となっていることはいうまでもない。
【００４５】
ステップ４０５
その後、被検体１１の血管内に造影剤を注入する。すなわち、サブトラクション像の作成に要するライブ像情報を作成するための準備段階となる。
【００４６】
ステップ４０６
前記ステップ４０１と同様に、寝台天板８に搭載された被検体１１を動かさない状態で透

視像を得る。なお、この場合においても、Ｘ線管２の位置は、該Ｘ線管２の一周回転を等分させた各角度に分割される任意の位置であってよい。

【００４７】

ステップ４０７

得られた透視像の情報に基づいてその情報の補正処理を行なう。ステップ４０２と同様の動作がなされる。

【００４８】

ステップ４０８

前記回転板７を介してＸ線管２を回転する。ステップ４０３と同様に、この場合における回転もＸ線管２の一周回転を等分させた角度分の回転である。

【００４９】

ステップ４０９

ここで、Ｘ線管２が一回転を終了しているか否かが判定される。これにより、上述した動作がＸ線管２の一回転が終了されるまで繰り返され、上述した角度ごとに順次透視像の情報が得られることになる。

【００５０】

このようにして、Ｘ線管２の一回転における角度ごとの投影像の情報が該角度の情報とともに取りこまれ、メモリに格納される。

【００５１】

この場合における画像情報はいわゆるサブトラクション像の作成に要するライブ像情報となるものであり、全て上述したカテーテルの挿入位置および目的の部位が含まれた画像情報となっていることはいうまでもない。

【００５２】

ステップ４１０

前記各メモリにそれぞれ格納されたマスク像とライブ像の各画像情報を同一の角度情報毎に対数差分（サブトラクション）することにより、血管像のみからなる画像情報（サブトラクション像）を各角度情報毎に作成する。

【００５３】

ステップ４１１

Ｘ線管２の回転における各角度毎に対応するそれぞれのサブトラクション像から、３次元像情報を再構成する。この３次元像情報はカテーテル操作に要するロードマップを作成するための基本画像情報となるものである。

【００５４】

次に、このようにして得られた３次元像情報にカテーテル１０３を最終的に移動させる目標位置と該カテーテル１０３の挿入個所から前記目標位置までの経路とを表示装置６Ｂを介して目視で認識し易いように、マーカを設定する（これによって、前記３次元情報にマーカの情報を組み入れる）作業がなされる。後述する本処理５００において、カテーテル１０３の移動の際に該マーカを目安とすることにより操作が行ない易いからである。

【００５５】

ステップ４１２

前記３次元像情報をある一定の方向から観察できる２次元像を表示装置６Ｂに表示する。この場合における該方向は入力装置６Ａによって指定することができる。

【００５６】

表示装置６Ｂの表示面６Ｄに、たとえば、図４に示すような２次元像が表示されている場合、目視によって目標位置を探しだし、その位置にカソールを設定する（目標位置マーカＭＯの設定）ことにより、その位置座標を画像処理装置６に読み込ませる。

【００５７】

その後、表示面６Ｄに、前記一定の方向とは異なる方向から観察できる２次元像を表示し、上述と同様の作業を行なう。

【００５８】

これにより、画像処理装置６内では、それに格納されている３次元像情報内の実際の目標位置に対応する位置（３次元座標）に目標位置マーカＭＯの情報が格納されるようになる。

【００５９】

ここで、画像処理装置６では前記３次元座標を決定するために次に説明する演算が行なわれるようになっている。

【００６０】

すなわち、３次元像情報をある方向から観察する場合における該方向と直交する平面（最初に表示された画像の面に相当する）の座標（x_1、y_1）が決定されると、その座標（x_1、y_1）を通り前記平面に直交するz_1軸が決定される。そして、該３次元像情報を前記方向と異なる方向から観察する場合における該方向と直交する平面（後に表示された画像の面に相当する）の座標（x_2、y_2）が決定されると、その座標（x_2、y_2）を通り前記平面に直交するz_2軸が決定される。

【００６１】

そして、該Z_1軸とZ_2軸との交点の座標を演算することにより、その座標が前記目標位置の３次元座標として得られる。

【００６２】

ステップ４１３

ステップ４１２と同様の作業を行なうことにより、目標経路マーカＭＣを設定する。

【００６３】

この場合、カテーテル１０３の挿入口において、その３次元座標にマーカを設定し、その後は、同様に目標位置マーカＭＯが表示されている位置まで血管に沿って連続的な多点に相当する部分にマーカを設定することにより目標経路マーカＭＣを設定することができるようになる。

【００６４】

なお、ステップ４１２とステップ４１３において個々にそれぞれ目標位置マーカＭＯ、目標経路マーカＭＣを設定したものであるが、これらは同時に設定することができることから、そのようにしてもよいことはいうまでもない。

【００６５】

以上、このようにして前処理工程４００で得られた３次元像情報には、カテーテル１０３の最終的に移動がなされる目標位置とその目標位置にまで達するカテーテル１０３の経路に相当する情報が組み込まれることになる。

【００６６】

〔本処理工程〕

この工程を行なう目的は、前記前工程で得られた基本画像情報に基づいてカテーテル操作に要するロードマップを作成することにある。

【００６７】

ステップ５０１

Ｘ線管２を任意の角度に設定し、カテーテル１０３を目的の部位に向けてまず、微小に移動させる。この際に透視の操作を行なう。

【００６８】

ステップ５０２

その透視像を表示装置６Ｂに表示する。これにより、移動されたカテーテル１０３の現時点の位置を確認できることになる。

【００６９】

ステップ５０３

対応する前記透視像におけるカテーテル１０３の位置（正確にはガイドワイヤ先端部１０６の位置）を画像処理装置６が自動的に検知する。

【００７０】

ステップ５０４

画像処理装置６は、前記ステップ５０３によってカテーテル１０３の位置情報が検知された前記透視像情報と前記前処理工程４００で得られた３次元像情報との関係から、該３次元像情報における前記カテーテル１０３の３次元位置を演算する。

【００７１】

ここで、その演算ステップを図５を用いて詳細に説明する。

【００７２】

ステップ５０４Ａ

まず、前記ステップ５０２で得られた透視像情報（当然としてメモリに格納されている）が図６の下段に描かれた情報とすると、この透視像情報１０１からガイドワイヤ先端部１０６の位置（座標）A_1、A_2を自動的に検出する。この検出としては、たとえば該メモリから各セルの輝度情報を順次読出し、その輝度値が一定の値を超えている情報のみ（ガイドワイヤ先端部１０６に相当する情報）を取りだし、その両端の座標を検出することによって行なわれる。

【００７３】

ステップ５０４Ｂ

そして、前記A_1、A_2の各座標からA_1、A_2間の長さL_1を算出する。一方、ガイドワイヤ先端部１０６がその傾斜のない状態で表示装置６Ｂに映像された場合の実際の長さに対応する長さＬが予め判っているとして、図７に示す関係から、すなわちL_1／Ｌの演算によりＣＯＳθの値（及びθの値）を算出する。この場合、θは正負のそれぞれ２つの値が考えられるが、この段階では正負の判別は問わずにθの値のみを明確にしておく。

【００７４】

ステップ５０４Ｃ

次に、前記透視像情報１０１に基づいて、その透視像情報１０１が投影像となるような３次元画像情報１０７を前記前処理工程４００で再構成した３次元画像情報から得る。図６に示すように、下段に示す画像が前記透視像情報１０１とすれば、前記３次元画像情報１０７が上段に示す画像情報となる。

【００７５】

なお、この前記３次元画像情報１０７は、前処理工程４００で構成した３次元情報に基づき、前記透視像情報１０１に対して垂直方向側から見た情報を取りだすことによって容易に構成することができる。

【００７６】

なお、透視像情報１０１を得る場合のＸ線管２の角度は予め判明していることから、この角度に基づいて前記３次元画像情報１０７を容易に作成することができる。

【００７７】

ステップ５０４Ｄ

このようにして、図６に示すように透視像情報１０１および３次元像情報１０７のそれぞれの位置関係が一義的に定めることができたことから、透視像情報１０１上におけるA_1、A_2点の座標を画像情報１０７内に対応づけさせることができる。

【００７８】

すなわち、まず、画像情報１０１上のA_1、A_2のそれぞれから画像情報１０７へ垂線H_1、H_2を引く。この場合、垂線H_1、H_2は同図に示すように血管に交差しその交点P_1、P_2が求まるが、実際には、血管は図に示されていないものも多数あり、それらの他の血管との交点P_3、P_4、P_5、P_6、…をも同時に求まることになる。

【００７９】

ステップ５０４Ｅ

ステップ５０４Ｂにて、角度θの方向がいまだ定まっていないことから、その方向が正負いずれかであるかを決定する。

【００８０】

すなわち、このステップ５０４Ｅは、図１に示すように、カテーテルの１０３の微小移動（ステップ５０９）の度に繰り返えされていることから、その一つ前の過程における３次

元像情報１０７におけるθがその正負の別はともかくとして判明しており、従って、該θの変化度合いは容易に検知することができる。

【００８１】

したがって、被検体１１へのカテーテル１０３の挿入角度が予め判っておれば、該カテーテル１０３の各微小移動の追跡によって、前記θの正負の別を判定できる。

【００８２】

ここで、被検体１１へのカテーテル１０３の挿入角度は、前記準備段階３００におけるステップ３０１で画像処理装置６に入力されていることから、該画像処理装置６は、その入力情報を基にしてその後の追跡情報から前記θの正負の別を特定する。この場合、この実施例の説明では、特定された角度は＋θであると仮定している。

【００８３】

ステップ５０４Ｆ

さらに、前記ステップ５０４Ｄにて求めた交点$Ｐ_1$、$Ｐ_2$、$Ｐ_3$、$Ｐ_4$、$Ｐ_5$、$Ｐ_6$、…の内から互いに対となるＰ間の傾きをそれぞれ算出し、その傾きが＋θであるものを選択することによって、$Ｐ_1$、$Ｐ_2$を特定することができる。この$Ｐ_1$、$Ｐ_2$は前記３次元画像情報の中に位置付けられるガイドワイヤ先端部１０６の両端における各位置座標となる。

【００８４】

ステップ５０５

再び図１に戻って、画像処理装置６では、図６に示す３次元像情報１０７の$Ｐ_1$、$Ｐ_2$を算出できたことから、図８に示すように前記前処理工程４００で得られた３次元像情報に前記$Ｐ_1$、$Ｐ_2$の各３次元座標を対応づけるとともに、これら各座標を互いに連結させた処置用部材マーカＭＴの情報を組み込ませる。なお、前処理工程４００で得られた３次元像情報には、ステップ４１２およびステップ４１３において組み込まれた目標位置マーカＭＯおよび目標経路マーカＭＣの各情報が存在したものとなっている。

【００８５】

ステップ５０６

このステップ５０６は、カテーテルの１０３の微小移動（ステップ５０９）の度に繰り返えされていることから、その一つ前の過程における３次元像情報１０７におけるカテーテル１０３の位置が判っており、このことから、画像処理装置６は各過程におけるカテーテル１０３に存在位置を連結するマーカの情報を組み込むことによって通過経路マーカＭＰを生成させることができる。

【００８６】

ステップ５０７

このようにして前記各種マーカの情報が組み込まれた前記３次元像情報から前記各種マーカをそれぞれ含ませた領域の画像を表示させることができる。この場合の表示は表示装置６Ｂとは異なる他の表示装置６Ｃに表示されるようになっている。表示装置６Ｂにはステップ５０２に示した透視像が映像されているからである。

【００８７】

なお、表示装置６Ｃにおける表示形態としては種々考えられるが、ここではそのいくつかを図９ないし図１１に示している。なお、その表示形態の選択は入力装置６Ａを介してなされるようになっている。

【００８８】

たとえば、図９（ａ）は、図６の３次元画像情報１０７に対応させた説明図で、その切取り領域の一実施例を示している。該切取り領域は前記処置用部材マーカＭＴの方向と垂直な面を有するとともにその処置用部材マーカＭＴの方向に所定の厚みをもつ領域からなっている。

【００８９】

そして、この領域内にある情報は、同図（ｂ）に示すように、前記処置用部材マーカＭＴの方向と垂直な面側から観察できるようにたとえば既に公知のいわゆるボリュームレンダ

リングあるいはＭＩＰ等の手法を用いて表示装置６Ｃの表示面６Ｄに表示されるようになる。すなわち表示面上における処置用部材マーカＭＴ（実際にはガイドワイヤ先端部１０６に相当する）は、図中紙面表から裏にかけて指向される位置関係で存在することになる。このことは、ガイドワイヤ先端部１０６の周辺の血管がガイドワイヤ先端部１０６の進行方向側に奥行きを有して表示されていることになることから、該血管に沿った正確な進行方向を決定できることになる。

【００９０】

そして、目標位置マーカＭＯおよび目標経路マーカＭＣをも同時に表示されていることからカテーテル１０３の進行を極めて正確かつ迅速に行なうことができるようになる。

【００９１】

なお、表示面６Ｄには断層像ともに、その厚みを認識できる距離スケールＤＳが表示されている。この距離スケールＤＳが表示されていることによって、術者は表示面６Ｄとほぼ垂直方向にカテーテル１０３を移動させる場合の距離感覚を容易に把握することができるようになる。

【００９２】

この場合の距離スケールＤＳの寸法は、入力装置６Ａから入力させるデータ内に対応する値として含まれるものであることから、画像処理装置６は、被検体１１の実寸法と表示面６Ｄにおける寸法との対応をとっておけば容易に演算できる値となる。

【００９３】

図１０（ａ）は、３次元像情報からの切取り領域の他の実施例を示している。該切取り領域は前記マーカの方向と平行な面を有するとともに処置用部材マーカＭＴを含む面を境面としその境面に対する上下方向に所定の厚みをもつ各領域を選択して表示できるようになっている。

【００９４】

そして、選択された一方の領域内にある情報は、同図（ｂ）に示すように、前記処置用マーカＭＴの方向と平行な面側から観察できるように表示面６Ｄに表示されるようになる。すなわち表示面６Ｄ上における処置用部材マーカＭＴ（実際にはガイドワイヤ先端部１０６に相当する）は、図中紙面に平行に指向される位置関係で存在することになる。このことは、ガイドワイヤ先端部１０６の周辺の血管がガイドワイヤ先端部１０６の進行方向に直交する方向に奥行きを有して表示されていることになることから、該血管に沿った正確な進行方向を決定できることになる。

【００９５】

図１１（ａ）は、３次元像情報からの切取り領域の他の実施例を示している。処置用マーカＭＴの方向に厚みをもつ領域が異なった角度で２つ選択され、これら各領域の画像情報をそれぞれ異なる表示装置に同時表示させることにより、立体表示させるようにするものとなっている（この場合、図２において表示装置６Ｃの他にさらに表示装置を必要とする）。すなわち、術者は、立体画像を観察しながらカテーテル１０３を移動させることから、その進行方向を的確に把握でき正確な操作を行なうことができるようになる。

【００９６】

なお、この場合、表示装置としては２個用いることに限定されず、たとえば１個のディスプレィの表示面を２分割させてそれぞれ前記各領域の画像情報を表示させるようにしても同様の効果を奏することはいうまでもない。

【００９７】

ステップ５０８

画像処理装置６は、カテーテル１０３が目標位置（すなわち、目標位置マーカＭＯの存在する位置）に到達されているか否かを判定する。

【００９８】

この場合到達されていれば本処理工程５００は終了する。

【００９９】

ステップ５０９

カテーテル１０３が目標位置に到達していない場合には、カテーテルを微小移動させてステップ５０１に戻る。以下、上述した工程が繰り返される。

【０１００】

以上、説明した実施例によれば、術者は、図９ないし図１１の各図（ｂ）に示すような表示を観察しながらカテーテル１０３を移動していくことになり、その移動を正確かつ迅速に行なうことができるようになる。

【０１０１】

なお、この実施例に説明した本処理工程は、これに限定されることなく、他の方法で行なうようにしてもよいことはもちろんである。

【０１０２】

たとえば、カテーテル１０３を移動していく段階で、カテーテルがいまだ目的の部位に到達しないが、その進行が極めて困難となる個所にさしかかる場合がある。このような個所としては、たとえば、血管が枝分かれしており、慎重にカテーテルの移動を行なわないと血管壁を傷つけたりあるいは突き破ったりする惧れのある個所である。

【０１０３】

この場合、困難となる個所にさしかかる前まではステップ５０２の透視像表示は繰り返されるが、それ以降のステップ５０４ないしステップ５０８は行なうようにしないようにもできる。すなわち、画像処理装置６の演算処理をなるたけ減少させるようにする趣旨である。

【０１０４】

術者が、透視像表示（ステップ５０２）によって、これから困難となる個所にさしかかることを認識した段階で、その旨を入力装置６Ａを介して入力させ、ここで、初めて前記ステップ５０４ないしステップ５０８を経る工程がなされるようにしても同様の効果が得られる。

【０１０５】

以上、実施例のように構成された３次元画像表示装置および方法は、カテーテルの移動にともなって、常時、そのカテーテルとその目標位置を含みかつその近傍に厚みをもった断層像として映像させることができるようになる。

【０１０６】

そして、このようにして表示された断層像は、カテーテルに対して任意の方向にその面を有する画像として映像させることができるようになる。

【０１０７】

このことは、カテーテルに対してその周囲の映像が３次元的に映像され、かつ該カテーテルの進行にともなって該映像を変化できることを意味する。

【０１０８】

したがって、カテーテルの操作が容易になるにも拘らず正確に行なえ、しかも操作に要する時間を減少させることができるようになる。

【０１０９】

上述した実施例では、その準備工程３００にて、造影剤を注入しないでカテーテルの操作を行なっているのであるが、これに限定されることがないことはいうまでもない。造影剤を注入することにより、血管の鮮明な透視像を得ることができ、この透視像と前処理工程４００で得られた３次元像情報との対応（重ね合わせ）が取りやすくなるからである。

【０１１０】

この場合、本発明の効果によってカテーテルの迅速な操作を行なうことができることから、造影剤による患者の負担を低減できるという効果も有する。

【０１１１】

また、上述した実施例では、カテーテルを移動させる場合において説明したものであるが、このカテーテルを含む処置用部材としては他の部材、たとえば造影剤等であってもよく、また、細い針状先端に超音波探触子あるいは固体撮像素子等が組み込まれたセンサ等であってもよいことはいうまでもない。

【０１１２】
そして、この場合のセンサを体内に進入させる場合には、必ずしも血管内に限定されることはないことから、前処理工程４００で得る３次元像情報は血管のみを表す情報に限定されることはない。すなわち、いわゆるサブトラクションを行なうことのない情報でたとえば内蔵等を含んだ３次元像情報であってもよいことはいうまでもない。
【０１１３】
また、上述した実施例では、目標位置マーカＭＯ等を含む各種マーカを表示できるようにしたものである。しかしながら、これらの各種マーカは必ずしも実施例で説明した全てのマーカを必要とするものではないことはいうまでもない。術者の処置目的に応じてそれらの選択が定まるからである。
【０１１４】
それら各種マーカの形状は、それら全てをたとえば一般的な丸等で表せる印で充分であるが、それらマーカの種別が一目瞭然となるように、予め作成された特殊な記号あるいは図形等を用意しておき、これらの記号あるいは図形等選択してたとえば目標位置マーカ等を表示するようにしてもよいことはいうまでもない。
【０１１５】
さらに、これらのマーカは全くなくても、本発明は従来の比較して多大なる効果を有することはいうまでもない。処置用部材を含む断断層像であって、かつその断層像に奥行きがあれば、該処置用部材の正確な移動を充分達成できるからである。
【０１１６】
また、本実施例では、Ｘ線透視撮影装置について説明したものであるが、これに限定されることはなく、たとえばＭＲＩ（磁気共鳴イメージング）装置であってもよいことはいうまでもない。ＭＲＩ装置においても所定の断面における２次元像情報および所定の個所における３次元像情報を容易に得ることができるからである。
【０１１７】
また、同様の理由から、被検体の位置関係の対応が正確にできることを前提に、２次元像情報の収集および３次元像の収集を前記各装置を用いて異ならせても同様の効果を奏することができることはいうまでもない。
【０１１８】
【発明の効果】
以上説明したことから明らかなように、本発明による３次元画像処理表示装置によれば、たとえばカテーテル等の処理用部材の操作が容易になるにも拘らず正確に行なえ、しかも操作に要する時間を減少させることができるようになる。
【図面の簡単な説明】
【図１】本発明による３次元画像処理方法の一実施例を示す工程図である。
【図２】本発明による３次元画像処理装置の一実施例を示す構成図である。
【図３】本発明による３次元画像処理方法において用いられるカテーテルの構成を閉めす説明図である。
【図４】本発明による３次元画像処理方法において３次元像情報にマーカの情報を組みこむ方法を示した説明図である。
【図５】図１に示した工程の一部を詳細に示した工程図である。
【図６】図５に示す工程図の説明においての透視像と３次元画像情報との位置関係を示した説明図である。
【図７】図５に示す工程図の説明において要する説明図である。
【図８】本発明による３次元画像処理方法において断層像情報にマーカの情報を組みこむ方法を示した説明図である。
【図９】本発明による３次元画像処理方法において断層像を表示する一実施例を示した説明図である。
【図１０】本発明による３次元画像処理方法において断層像を表示する他の実施例を示した説明図である。

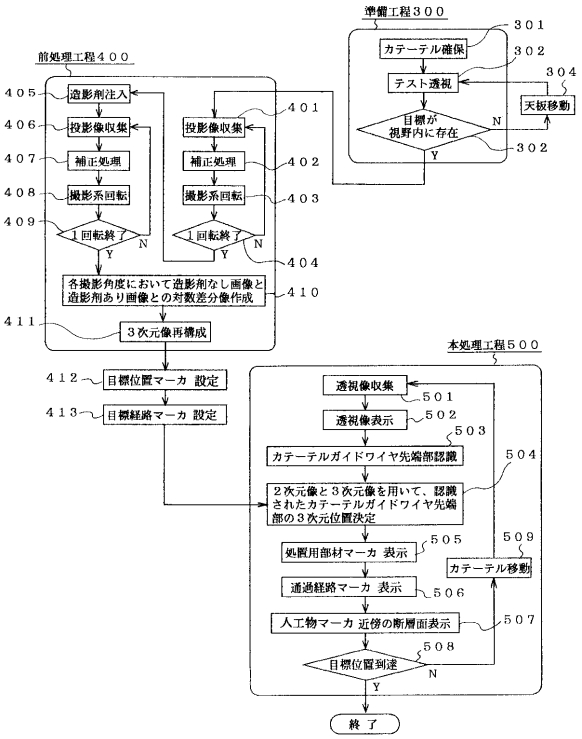
【図１１】本発明による３次元画像処理方法において断層像を表示する他の実施例を示した説明図である。

【符号の説明】

１…撮影制御装置、２…Ｘ線管、３…Ｘ線グリッド、４…２次元Ｘ線画像検出器、５…画像収集装置、６…画像処理装置、７…回転板、８…寝台天板、９…回転板駆動機構、１０…回転板角度計測機構、１１…被検体、１０１…２次元画像、１０２…血管像、１０３…カテーテル、１０５…ガイドワイヤ、１０６…ガイドワイヤ先端部、１０７…３次元画像、１１１…ガイドワイヤ先端部の進行方向に向いガイドワイヤ先端部より先の断層像、１１２…ガイドワイヤ先端部の進行方向に平行な断層像、１２１…ガイドワイヤ先端部の進行方向に向い左目から見た断層像、１２２…ガイドワイヤ先端部の進行方向に向い右目から見た断層像。

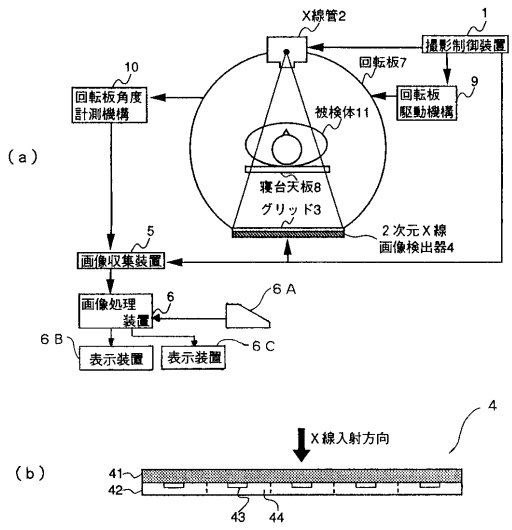
【図１】

図１



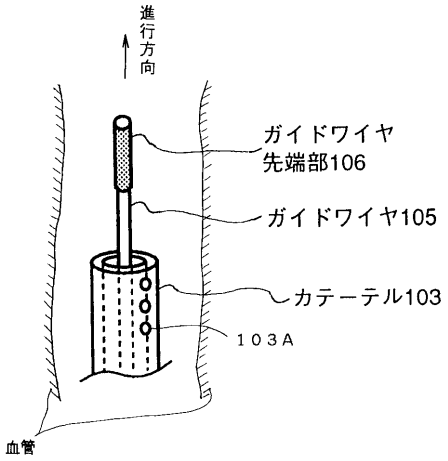
【図２】

図２



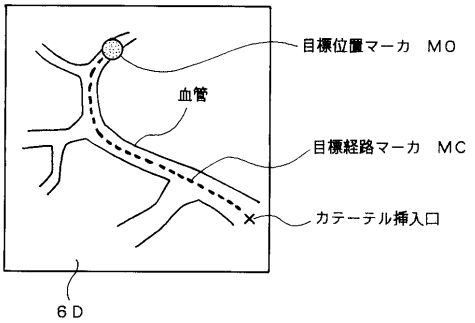
【図３】

図３



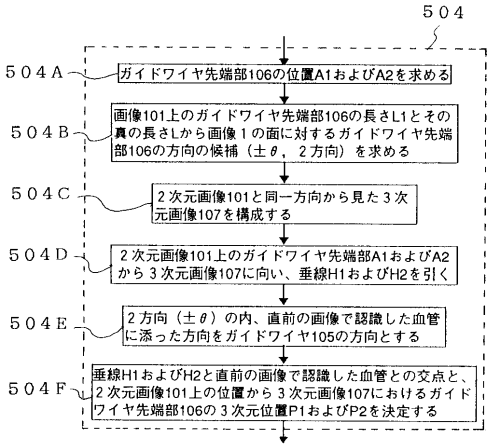
【図４】

図４



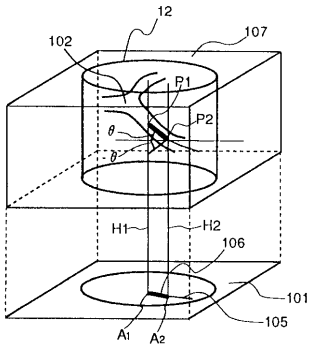
【図５】

図５



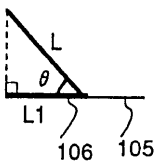
【図６】

図６



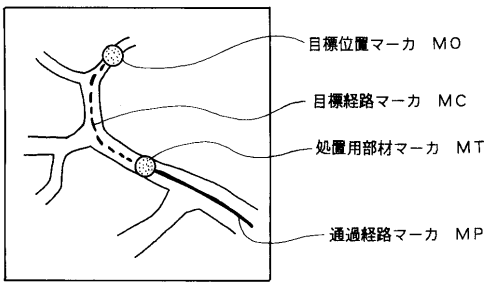
【図７】

図７



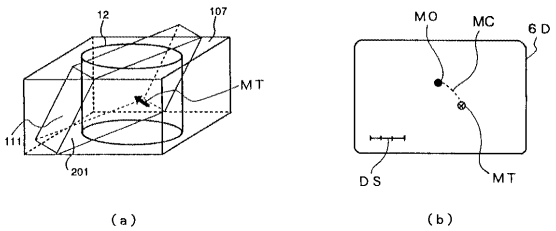
【図８】

図８



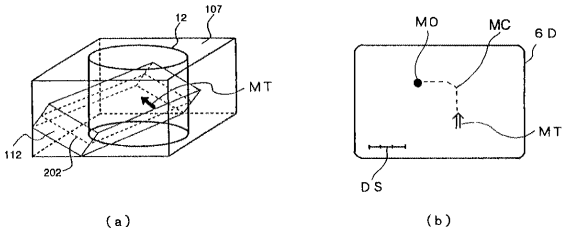
【図９】

図９



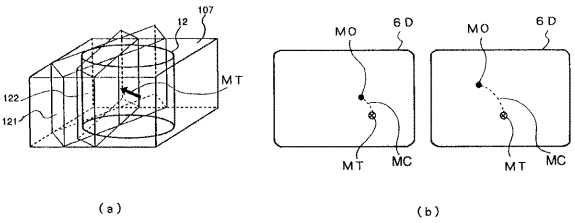
【図１０】

図１０



【図１１】

図１１



フロントページの続き

審査官　稲村　正義

(56)参考文献　特開平０１－２０４６５０（ＪＰ，Ａ）
特表平０５－５００９１１（ＪＰ，Ａ）
特開平０６－０５４８３３（ＪＰ，Ａ）
特開平０４－３６４６７７（ＪＰ，Ａ）
特開平０５－１３７７１０（ＪＰ，Ａ）
特開平０４－５００１６８（ＪＰ，Ａ）

(58)調査した分野(Int.Cl.[7]，ＤＢ名)
A61B 19/00
A61B 6/03