(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2013 年 10 月 3 日(03.10.2013)

WIPO | PCT

(10) 国際公開番号
WO 2013/145010 A1

(51) 国際特許分類:
A61B 6/02 (2006.01) *A61B 6/12* (2006.01)

(21) 国際出願番号: PCT/JP2012/002198

(22) 国際出願日: 2012 年 3 月 29 日(29.03.2012)

(25) 国際出願の言語: 日本語

(26) 国際公開の言語: 日本語

(71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 株式会社島津製作所 **(SHIMADZU CORPORATION)** [JP/JP]; 〒6048511 京都府京都市中京区西ノ京桑原町１番地 Kyoto (JP).

(72) 発明者; および

(75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 柴田 幸一 **(SHIBATA, Koichi)** [JP/JP]; 〒6048511 京都府京都市中京区西ノ京桑原町１番地 株式会社島津製作所内 Kyoto (JP). 三品 幸男 **(MISHINA, Yukio)** [JP/JP]; 〒6048511 京都府京都市中京区西ノ京桑原町１番地 株式会社島津製作所内 Kyoto (JP). 森 一博 **(MORI, Kazuhiro)** [JP/JP]; 〒6048511 京都府京都市中京区西ノ京桑原町１番地 株式会社島津製作所内 Kyoto (JP).

(74) 代理人: 杉谷 勉 **(SUGITANI, Tsutomu)**; 〒5300047 大阪府大阪市北区西天満１丁目１０番８号 西天満第１１松屋ビル Osaka (JP).

(81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

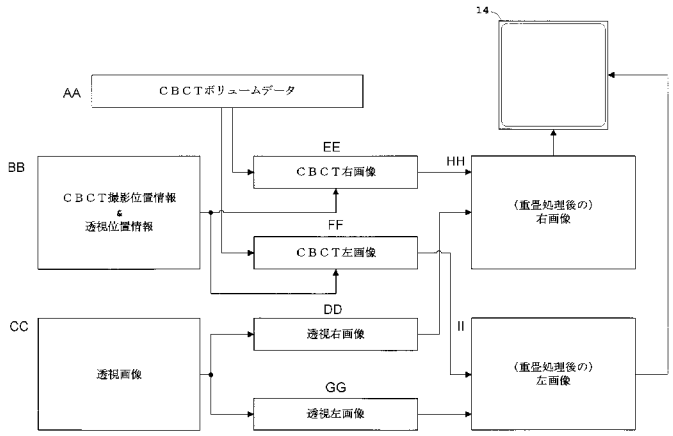
(84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

[続葉有]

(54) **Title**: MEDICAL X-RAY DEVICE

(54) 発明の名称 : 医療用Ｘ線装置

[図3]



AA CBCT volume data
BB CBCT photography location information and fluoroscopy location information
CC Fluroscopic image
DD Fluroscopic right image
EE CBCT right image
FF CBCT left image
GG Fluroscopic left image
HH (Post-superposition process) right image
II (Post-superposition process) left image

(57) **Abstract**: An example of a medical x-ray device according to this invention is employed as a C arm fluoroscopy device with which an endoscopic examination is carried out. First, a 3-D image (CBCT volume data) is acquired by cone beam CT photography (CBCT photography). In an endoscopic examination (fluoroscopic), a stereogram image (fluoroscopic right image, fluoroscopic left image) is created, and respective stereoscopic images (CBCT right image, CBCT left image) are created based on the 3-D image (CBCT volume data) in each projection direction in the stereogram image. The 3-D image (stereoscopic image) and the stereogram image are both x-ray images, allowing identifying the present fluoroscopic location and facing by superposition processing and displaying these in realtime in a display unit (14). Furthermore, by detecting a 3-D coordinate location from the realtime stereogram image, it is further made easier to identify the present fluoroscopic location and facing, and it is possible to carry out navigation with good precision.

(57) 要約: この発明の医療用Ｘ線装置の一例は、内視鏡検査を行うＣアーム透視撮影装置として用いられる。先ずコーンビームＣＴ撮影（ＣＢＣＴ撮影）により３次元画像（ＣＢＣＴボリュームデータ）を取得する。内視鏡検査（透視）においてステレオグラム画像（透視右画像，透視左画像）を作成し、当該ステレオグラム画像における各々の投影方向での３次元画像（ＣＢＣＴボリュームデータ）に基づく立体視画像（ＣＢＣＴ右画像，ＣＢＣＴ左画像）をそれぞれ作成する。３次元画像（立体視画像）・ステレオグラム画像では同じＸ線画像同士であるので、これらを重畳処理してリアルタイムに表示部１４に表示することにより、現在透視下の位置・向きを同定することが可能になる。さらに、リアルタイムのステレオグラム画像から３次元座標位置を検出することにより、現在透視下の位置・向きを同定するのがさらに容易になり、精度よくナビゲーションを行うことができる。

WO 2013/145010 A1

添付公開書類:

— 国際調査報告（条約第 21 条(3)）

明　細　書

発明の名称 ： 医療用Ｘ線装置

技術分野

[0001] この発明は、検出されたＸ線に基づいて透視画像をリアルタイムに表示して診断・治療を行う医療用Ｘ線装置に係り、特に、診断・治療の対象となる被検体の体内に挿入部材を挿入しながら透視を行って診断・治療に供する技術に関する。

背景技術

[0002] 挿入部材としては、内視鏡検査などに用いられる気管支内視鏡や、整形外科手術や血管造影などに用いられるカテーテルやワイヤや、放射線治療計画などに用いられる線源を挿入するためのアプリケータ（線源挿入用アプリケータ）や模擬線源などがある。内視鏡検査では、気管支内視鏡や気管支内視鏡を介して挿入された生検（生体検査）用の鉗子などを被検体の気管支に挿入して気管支に関する診断を行う。血管造影では、カテーテルやワイヤを目的部位まで血管中に挿入して診断あるいは治療を行う。放射線治療計画では、線源挿入用アプリケータと模擬線源とを治療部位まで挿入して線源による治療計画を行う。以下では、内視鏡検査を例に採って説明する。

[0003] 内視鏡検査に先だって、Ｘ線ＣＴ（Computed Tomography）で得られた３次元データにより、気管支の３次元画像（仮想内視鏡像）を作成することが望ましい。そして、気管支内視鏡を被検体の気管支に挿入して所定の気管支の診断位置にまで進行させる過程で、気管支の内腔から見た画像（気管支鏡画像）を作成し、当該画像をリアルタイムに表示することで内視鏡検査を行い、気管支内視鏡の先端を誘導（すなわちナビゲート）する。このとき、仮想内視鏡像に基づいて実際での気管支鏡の先端部分の位置を決めることが重要なポイントである。

[0004] 従来では、現在の気管支鏡画像と類似する画像（類似画像）を仮想内視鏡像から選び、その仮想内視鏡像を参照して気管支鏡の先端部分の実際での位

置を確認して決定することで、当該位置を同定する（例えば、特許文献１参照）。また、特許文献１においては電磁気でその位置を同定する。

[0005] ところで、末梢病変に対する気管支鏡検査では、気管支内視鏡は、例えば右主気管支から上葉に入り、その後は末梢の細い気管支に挿入する。ところが、気管支内視鏡は例えば５ｍｍ径の太さで、末梢の細い気管支は例えば１ｍｍ径の太さである。したがって、５ｍｍ径の太さの気管支内視鏡が、１ｍｍ径の太さの細い気管支に挿入することができない。また、細い気管支に太い気管支内視鏡を挿入すると当該内視鏡は挿入可能な位置までしか進まないので、気管支の内腔から見た画像（すなわち気管支鏡画像）からは挿入可能な位置までしか気管支の内腔を確認することができず、細い気管支の内腔まで確認することができない。

[0006] そこで、気管支内視鏡の先端にある処置チャンネル（鉗子チャンネル）の開口部に鉗子を挿入して、Ｘ線ＣＴで得られた仮想内視鏡像で鉗子の位置を確認して、病変（例えば腫瘍）まで誘導して、組織等の検体を採取する。なお、極細径の気管支鏡を使用すると、比較的に細い気管支まで挿入が可能で、そのときに分岐の方向の理解を促進する仮想内視鏡像があると有用であるが、目的の細い気管支にまで挿入できるとは限らない。また、通常の太さの気管支鏡を挿入する場合で、ある程度太い気管支レベルでも仮想内視鏡像が参考になることがある。

先行技術文献

特許文献

[0007] 特許文献1：特開２００９－５６２３９号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0008] しかしながら、上述の類似画像を選んで位置を同定する方法は、人体の組織・構造が柔軟であるので、困難であるという問題点がある。すなわち、気管支鏡画像と、Ｘ線により得られた類似画像との間で表示の態様が異なる。

気管支鏡画像はリアルタイムに表示される画像であるので、例えば、呼吸しているときの人体の組織・構造が動いた位相毎の気管支鏡画像がその都度に表示される。一方、類似画像はリアルタイムに表示される画像でないので、ある位相の画像でしか表示されない。したがって、両画像間で一致させるのは難しく、類似画像を選んで位置を同定する方法は困難となる。また、内視鏡画像では透明で粘膜が透見可能な粘液も、Ｘ線による類似画像では粘液と粘膜との区別は難しい。

[0009] また、電磁気で位置を同定する方法は、先端部分の絶対的な位置はわかるが、周囲の解剖学的な構造との関係や、先端部分の向いている方向（すなわち挿入方向）までわからないという問題点がある。以上の問題点より、精度ある誘導（すなわちナビゲーション）は困難である。

[0010] この発明は、このような事情に鑑みてなされたものであって、精度よくナビゲーションを行うことができる医療用Ｘ線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

[0011] 発明者らは、上記の問題を解決するために鋭意研究した結果、次のような知見を得た。

[0012] すなわち、リアルタイムに表示される画像として、従来の内視鏡による気管支鏡画像に頼るのでなく、Ｘ線に基づいて予め得られた３次元画像（仮想内視鏡像）に着目してみた。してみれば、リアルタイムに表示される画像として、Ｘ線に基づいて得られた透視画像を採用すれば、３次元画像・透視画像では同じＸ線画像同士である。したがって、目的物の位置（内視鏡検査の場合には内視鏡の先端部分）を同定することが可能になり、気管支内視鏡などに代表される挿入部材を被検体の体内に挿入しながら透視を行って、精度よくナビゲーションを行うことができるという知見を得た。

[0013] また、投影方向に視差を互いにつけた２つの透視画像からなるステレオグラム画像に適用すれば、（リアルタイムに表示される）ステレオグラム画像に基づいて３次元座標位置を同定し、挿入方向もわかるという知見を得た。

また、ステレオグラム画像に適用しなくとも３次元画像および（リアルタイムに表示される）透視画像に基づいて３次元座標位置を同定し、挿入方向もわかるという知見も得た。

[0014] このような知見に基づくこの発明は、次のような構成をとる。

すなわち、この発明に係る医療用Ｘ線装置（前者の発明）は、検出されたＸ線に基づいて透視画像をリアルタイムに表示して診断・治療を行う医療用Ｘ線装置であって、投影方向に視差を互いにつけた２つの透視画像からなるステレオグラム画像を作成するステレオグラム画像作成手段と、Ｘ線に基づいて予め得られた３次元画像において、前記ステレオグラム画像作成手段により作成された前記ステレオグラム画像における各々の投影方向での前記３次元画像に基づく立体視画像をそれぞれ作成する立体視画像作成手段と、各々の投影方向での前記ステレオグラム画像と前記立体視画像作成手段でそれぞれ作成された前記立体視画像とを重ね合わせて重畳処理する重畳処理手段と、その重畳処理手段で重畳処理された画像をリアルタイムに表示する表示手段と、前記ステレオグラム画像作成手段により作成された前記ステレオグラム画像に基づいて、リアルタイムに表示される画面上の目的物の位置から当該目的物の３次元座標位置を算出して検出する３次元座標位置検出手段とを備えることを特徴とするものである。

[0015] この発明に係る医療用Ｘ線装置（前者の発明）によれば、ステレオグラム画像作成手段は、投影方向に視差を互いにつけた２つの（Ｘ線に基づいて得られた）透視画像からなるステレオグラム画像を作成する。一方、立体視画像作成手段は、Ｘ線に基づいて予め得られた３次元画像において、上述のステレオグラム画像作成手段により作成されたステレオグラム画像における各々の投影方向での３次元画像に基づく立体視画像をそれぞれ作成する。

[0016] そして、重畳処理手段は、各々の投影方向でのステレオグラム画像と上述の立体視画像作成手段でそれぞれ作成された立体視画像とを重ね合わせて重畳処理する。さらに、上述の重畳処理手段で重畳処理された画像を表示手段にリアルタイムに表示する。一方、３次元座標位置検出手段は、ステレオグ

ラム画像作成手段により作成されたステレオグラム画像に基づいて、リアルタイムに表示される画面上の目的物の位置から当該目的物の３次元座標位置を算出して検出する。上述したように、３次元画像（立体視画像）・透視画像（ここではステレオグラム画像）では同じＸ線画像同士であるので、これらを重畳処理してリアルタイムに表示することにより、現在透視下の位置・向きを同定することが可能になる。さらに、リアルタイムのステレオグラム画像から３次元座標位置を検出することにより、現在透視下の位置・向きを同定するのがさらに容易になり、精度よくナビゲーションを行うことができる。

[0017] また、この発明に係る医療用Ｘ線装置（後者の発明）は、検出されたＸ線に基づいて透視画像をリアルタイムに表示して診断・治療を行う医療用Ｘ線装置であって、局所的な関心領域を設定する関心領域設定手段と、（１）その関心領域設定手段で設定された前記関心領域において、前記透視画像における投影方向での、Ｘ線に基づいて予め得られた３次元画像に基づく立体視画像を、前記透視画像のシフトに合わせてシフトする、もしくは（２）その関心領域設定手段で設定された前記関心領域において、前記透視画像における投影方向での、Ｘ線に基づいて予め得られた３次元画像に基づく立体視画像を固定し、その固定された立体視画像の位置に合わせて前記透視画像をシフトする画像シフト手段と、前記関心領域において、（１）前記透視画像と前記画像シフト手段によりシフトされた前記立体視画像とを重ね合わせて重畳処理する、もしくは（２）前記立体視画像と前記画像シフト手段によりシフトされた前記透視画像とを重ね合わせて重畳処理する重畳処理手段と、その重畳処理手段で重畳処理された画像をリアルタイムに表示する表示手段と、前記関心領域における前記３次元画像および前記透視画像に基づいて、リアルタイムに表示される画面上の目的物の位置から当該目的物の３次元座標位置を算出して検出する３次元座標位置検出手段とを備えることを特徴とするものである。

[0018] この発明に係る医療用Ｘ線装置（後者の発明）によれば、関心領域設定手

段は、局所的な関心領域を設定し、画像シフト手段は、（１）関心領域設定手段で設定された関心領域において、（Ｘ線に基づいて得られた）透視画像における投影方向での、Ｘ線に基づいて予め得られた３次元画像に基づく立体視画像を、透視画像のシフトに合わせてシフトする。もしくは、画像シフト手段は、（２）（関心領域設定手段で設定された）関心領域において、透視画像における投影方向での、Ｘ線に基づいて予め得られた３次元画像に基づく立体視画像を固定し、その固定された立体視画像の位置に合わせて透視画像をシフトする。通常、被検体の体動（例えば呼吸による体動）により体内の組織・構造は拡大あるいは縮小されるが、局所的な関心領域では拡大や縮小は無視され大きさは一定でシフトすると見なされる。また、例えば挿入部材を挿入しながら透視を行う場合には、全体画像はさほど重要でなく、関心領域さえわかればよい。そこで、上述の（１）の場合には、関心領域において透視画像のシフトに合わせて立体視画像をシフトすることができる。また、上述の（２）の場合には、関心領域において立体視画像を固定し、その固定された立体視画像の位置に合わせて透視画像をシフトするので、透視画像がシフトしたとしても、固定された立体視画像の位置に透視画像を常に位置させて、透視画像があたかも静止しているように見える。また、例えば呼吸による体動の場合には、呼吸センサに同期した３次元画像、あるいは複数位相毎に同期した３次元画像を予め取得することで、体動による重畳処理に対処する手法も考えられるが、呼吸センサが必要になったり、複数位相毎の画像を取得するために撮影回数が増して検査時間や被曝線量や処理時間の増加などがあり実用的でない。また、被検体が大きく動けば、全て撮り直しという大きな無駄も生じる。後者の発明の場合には、投影方向が変更されたときに透視画像の位置ズレ量に基づいて立体視画像の位置ズレ量を算出して両者を重畳表示する手法とは相違し、局所的な関心領域では大きさは一定と見なして立体視画像（または上述の（２）の場合には透視画像）を単にシフトすることで、従来のような呼吸センサは不要で、かつ複数位相毎に同期した３次元画像を予め取得することなく、撮影回数を低減させて検査時間や被曝

線量や処理時間も低減させることができる。

[0019] そして、重畳処理手段は、関心領域において、（１）透視画像と上述の画像シフト手段によりシフトされた立体視画像とを重ね合わせて重畳処理する。もしくは、関心領域において、（２）立体視画像と上述の画像シフト手段によりシフトされた透視画像とを重ね合わせて重畳処理する。さらに、上述の重畳処理手段で重畳処理された画像を表示手段にリアルタイムに表示する。一方、３次元座標位置検出手段は、関心領域における３次元画像および透視画像に基づいて、リアルタイムに表示される画面上の目的物の位置から当該目的物の３次元座標位置を算出して検出する。上述したように、３次元画像（立体視画像）・透視画像では同じＸ線画像同士であるので、これらを重畳処理してリアルタイムに表示することにより、現在透視下の位置・向きを同定することが可能になる。さらに、３次元画像およびリアルタイムの透視画像から３次元座標位置を検出することにより、現在透視下の位置・向きを同定するのがさらに容易になり、精度よくナビゲーションを行うことができる。

[0020] 後者の発明において、リアルタイムに表示される３次元座標位置が関心領域から外れるときに、当該３次元座標位置が収まるように関心領域を再設定する関心領域再設定手段を備え、その関心領域再設定手段で再設定された関心領域で、画像シフト手段，重畳処理手段，表示手段および３次元座標位置検出手段は繰り返し行うのが好ましい。上述の関心領域再設定手段で再設定された関心領域で、画像シフト手段，重畳処理手段，表示手段および３次元座標位置検出手段は繰り返し行うことで、例えば挿入部材を挿入しながら透視を行う場合において３次元座標位置が変動する場合に当該位置を追いながらナビゲートすることができる。また、ナビゲートしながら関心領域も再設定を繰り返しながら当該位置に追従するので、当該位置を追いながら精度よくナビゲーションを行うことができる。

[0021] また、前者の発明と後者の発明とを両方組み合わせることもできる。

すなわち、後者の発明において、投影方向に視差を互いにつけた２つの透

視画像からなるステレオグラム画像を作成するステレオグラム画像作成手段と、前記３次元画像において、前記ステレオグラム画像作成手段により作成された前記ステレオグラム画像における各々の投影方向での前記３次元画像に基づく立体視画像をそれぞれ作成する立体視画像作成手段とを備え、前記画像シフト手段は、（１）前記関心領域において、前記立体視画像作成手段でそれぞれ作成された前記立体視画像を、前記ステレオグラム画像のシフトに合わせてシフトする、もしくは（２）前記関心領域において、前記立体視画像作成手段でそれぞれ作成された前記立体視画像を固定し、その固定された立体視画像の位置に合わせて前記ステレオグラム画像をシフトし、前記重畳処理手段は、前記関心領域において、（１）前記ステレオグラム画像と前記画像シフト手段によりシフトされた前記立体視画像とを各々の投影方向ごとに重ね合わせて重畳処理する、もしくは（２）前記立体視画像と前記画像シフト手段によりシフトされた前記ステレオグラム画像とを各々の投影方向ごとに重ね合わせて重畳処理し、前記表示手段は、前記重畳処理手段で重畳処理された画像をリアルタイムに表示し、前記３次元座標位置検出手段は、前記関心領域における前記３次元画像および前記ステレオグラム画像に基づいて前記３次元座標位置を算出して検出することを特徴とするものである。

[0022] 前者の発明と後者の発明とを両方組み合わせた発明によれば、後者の発明において、前者の発明と同様のステレオグラム画像作成手段と立体視画像作成手段とを備える。後者の発明における画像シフト手段において、透視画像をステレオグラム画像に限定することで、画像シフト手段は、関心領域において、上述の（１）の場合には、上述の立体視画像作成手段でそれぞれ作成された立体視画像を、ステレオグラム画像のシフトに合わせてシフトする、もしくは上述の（２）の場合には、立体視画像を固定し、その固定された立体視画像の位置に合わせてステレオグラム画像をシフトする。また、後者の発明における重畳処理手段において、透視画像をステレオグラム画像に限定することで、重畳処理手段は、関心領域において、ステレオグラム画像（または上述の（２）の場合には立体視画像）と画像シフト手段によりシフトさ

れた立体視画像（または上述の（２）の場合にはステレオグラム画像）とを各々の投影方向ごとに重ね合わせて重畳処理する。言い換えれば、前者の発明における重畳処理手段において、関心領域に限定することで、関心領域において、ステレオグラム画像（または上述の（２）の場合には立体視画像）と画像シフト手段によりシフトされた立体視画像（または上述の（２）の場合にはステレオグラム画像）とを各々の投影方向ごとに重ね合わせて重畳処理することになる。

[0023] また、後者の発明における表示手段は、前者の発明における表示手段と同様に、重畳処理手段で重畳処理された画像をリアルタイムに表示する。また、後者の発明における３次元座標位置検出手段において、透視画像をステレオグラム画像に限定することで、３次元座標位置検出手段は、関心領域における３次元画像およびステレオグラム画像に基づいて３次元座標位置を算出して検出する。言い換えれば、前者の発明における３次元座標位置検出手段において、関心領域に限定して、基となるデータにステレオグラム画像の他にも３次元画像を追加することで、関心領域における３次元画像およびステレオグラム画像に基づいて３次元座標位置を算出して検出することになる。それ以外の作用・効果については、前者の発明と後者の発明とを組み合わせたものであるので、その説明について省略する。

[0024] 上述のステレオグラム画像作成手段の一例は、投影方向に視差を互いにつけたリアルタイムでの透視によりそれぞれ得られ、かつ当該視差を互いにつけた２つの透視画像からなるステレオグラム画像を作成することである。すなわち、ステレオグラム透視を行うことにより、その都度に視差を互いにつけた２つの透視画像をリアルタイムに取得し、ステレオグラム画像を作成する。

[0025] 上述のステレオグラム画像作成手段の他の一例は、３次元画像に基づいて、リアルタイムでの透視により得られた１つの元の透視画像から、当該元の透視画像と当該元の透視画像の投影方向に視差をつけた透視画像とからなるステレオグラム画像を作成することである。すなわち、（ステレオグラム透

視ではない）通常の透視を行うことにより、その都度に１つの元の透視画像をリアルタイムに取得する。そして、当該元の透視画像から、当該元の透視画像と当該元の透視画像の投影方向に視差をつけた透視画像とからなるステレオグラム画像を作成する。

[0026] 前者の発明・後者の発明を含め、これらの発明に係る医療用Ｘ線装置において、上述の３次元座標位置検出手段は、診断・治療の対象となる被検体の体内に挿入される挿入部材の先端部分の位置を３次元座標位置として検出する。気管支内視鏡やカテーテルやワイヤや線源挿入用アプリケータなどに代表される挿入部材を被検体の体内に挿入しながら透視を行う場合において、従来のような電磁気を用いなくとも、透視下の挿入部材の位置・向きを同定するのが容易になる。また、挿入部材の一例は、内視鏡，線源挿入用アプリケータ，模擬線源あるいはカテーテルワイヤである。

発明の効果

[0027] この発明に係る医療用Ｘ線装置（前者の発明）によれば、３次元画像（立体視画像）・ステレオグラム画像では同じＸ線画像同士であるので、これらを重畳処理してリアルタイムに表示することにより、現在透視下の位置・向きを同定することが可能になる。さらに、リアルタイムのステレオグラム画像から３次元座標位置を検出することにより、現在透視下の位置・向きを同定するのがさらに容易になり、精度よくナビゲーションを行うことができる。

また、この発明に係る医療用Ｘ線装置（後者の発明）によれば、３次元画像（立体視画像）・透視画像では同じＸ線画像同士であるので、これらを重畳処理してリアルタイムに表示することにより、現在透視下の位置・向きを同定することが可能になる。さらに、３次元画像およびリアルタイムの透視画像から３次元座標位置を検出することにより、現在透視下の位置・向きを同定するのがさらに容易になり、精度よくナビゲーションを行うことができる。

図面の簡単な説明

[0028] [図1]各実施例に係るＣアーム透視撮影装置の概略構成図およびブロック図である。

[図2]（ａ）は内視鏡検査（透視）に先だって行われるＣアーム透視撮影装置によるコーンビームＣＴ撮影（ＣＢＣＴ撮影）の概略図、（ｂ）はＣアーム透視撮影装置による内視鏡検査（透視）の概略図である。

[図3]各画像のデータの流れを示す概略図である。

[図4]ＣＢＣＴボリュームデータから立体視画像（ＣＢＣＴ右画像，ＣＢＣＴ左画像）の作成に供する概略図である。

[図5]表示部による画像表示方式の一実施態様を示した概略図である。

[図6]気管支内視鏡の概略図である。

[図7]実施例２に係る一連のナビゲーションの流れを示すフローチャートである。

[図8]（ａ）～（ｃ）は実施例２に係る表示部による一実施態様を示した概略図である。

[図9]（ａ）～（ｃ）は実施例２に係る表示部による一実施態様を示した概略図である。

[図10]（ａ）～（ｃ）は実施例２に係る表示部による一実施態様を示した概略図である。

[図11]実施例２に係る表示部による一実施態様を示した概略図である。

[図12]変形例に係るＣＢＣＴボリュームデータから立体視画像（ＣＢＣＴ右画像，ＣＢＣＴ左画像）の作成に供する概略図である。

[図13]１つの焦点を有した通常のＸ線管２を採用した変形例に係るＣアーム透視撮影装置の概略図であり、（ａ）は内視鏡検査（透視）に先だって行われるＣアーム透視撮影装置によるコーンビームＣＴ撮影（ＣＢＣＴ撮影）の概略図、（ｂ）はＣアーム透視撮影装置による内視鏡検査（透視）の概略図である。

実施例 1

[0029] 以下、図面を参照してこの発明の実施例１を説明する。図１は、各実施例

に係るＣアーム透視撮影装置の概略構成図およびブロック図であり、図２（ａ）は、内視鏡検査（透視）に先だって行われるＣアーム透視撮影装置によるコーンビームＣＴ撮影（ＣＢＣＴ撮影）の概略図であり、図２（ｂ）は、Ｃアーム透視撮影装置による内視鏡検査（透視）の概略図である。後述する実施例２、３も含めて、本実施例１では、医療用Ｘ線装置として、Ｃアーム透視撮影装置を例に採って説明するとともに、挿入部材として、内視鏡を例に採って説明する。

[0030] 後述する実施例２、３も含めて、本実施例１に係るＣアーム透視撮影装置は、図１に示すように、被検体Ｍを載置する天板１に対して独立して動くように構成されている。Ｃアーム透視撮影装置は、Ｘ線管２およびＸ線検出器３からなる映像系４を備えている。後述する実施例２、３も含めて、本実施例１では、Ｘ線管２は、２つの焦点を有した１つの管球（ステレオＸ線管球）である。具体的には、図２に示すように、パルスで焦点切り換えを行うことができ、左右交互でＸ線を切り換え照射しながら左右透視画像をリアルタイムに表示する。

[0031] この他に、Ｃアーム透視撮影装置は、一端でＸ線管２を保持し、他端でＸ線検出器３を保持するＣアーム５を備えている。Ｃアーム５は、回転中心軸ｘ方向に湾曲状に形成されている。Ｃアーム５は、Ｃアーム５自身に沿って被検体Ｍの体軸ｚの軸心周りに（矢印ＲＡ方向に）回転することで、Ｃアーム５に保持されたＸ線管２およびＸ線検出器３も同方向に回転することが可能である。さらに、Ｃアーム５は体軸ｚと直交する回転中心軸ｘの軸心周りに（矢印ＲＢ方向に）回転することで、Ｘ線管２およびＸ線検出器３も同方向に回転することが可能である。

[0032] 具体的には、Ｃアーム５は、床面に固定配置された基台６に、支柱７およびアーム保持部８を介して保持される。基台６に対して支柱７は、鉛直軸の軸心周りに（矢印ＲＣ方向）に回転可能で、この回転により支柱７に保持されたＣアーム５ごと映像系４も同方向に回転することが可能である。また、支柱７に対してアーム保持部８を回転中心軸ｘの軸心周りに回転可能に保持

することで、アーム保持部８に保持されたＣアーム５ごと映像系４も同方向に回転することができる。また、アーム保持部８に対してＣアーム５を被検体Ｍの体軸ｚの軸心周りに回転可能に保持することで、Ｃアームごと映像系４も同方向に回転することができる。

[0033] さらに、Ｃアーム透視撮影装置は、図１に示すように、Ｘ線検出器３で検出されたＸ線に基づいて各種の画像処理を行う画像処理部１１と、画像処理部１１で得られた各画像（各実施例ではＣＢＣＴボリュームデータや立体視画像や重畳処理後の画像）などのデータを書き込んで記憶するメモリ部１２と、データや命令を入力する入力部１３と、透視画像やＣＢＣＴ画像やこれらを重畳処理した画像を表示する表示部１４と、これらを統括制御するコントローラ１５とを備えている。その他にも、高電圧を発生して管電流や管電圧をＸ線管２に与える高電圧発生部などを備えているが、この発明の特徴部分あるいは特徴部分に関連する構成でないので、図示を省略する。画像処理部１１は、この発明におけるステレオグラム画像作成手段，立体視画像作成手段および重畳処理手段に相当し、表示部１４は、この発明における表示手段に相当し、コントローラ１５は、この発明における３次元座標位置検出手段に相当する。

[0034] 画像処理部１１は、内視鏡検査（透視）時には、Ｘ線検出器３で検出されたＸ線に基づく投影像を透視画像として、コントローラ１５を介して、表示部１４に送り込んで、透視画像を表示部１４にリアルタイムに表示する。透視画像を表示部１４にリアルタイムに表示することにより、オペレータ（術者）は透視画像をリアルタイムにモニタリングする。

[0035] 後述する実施例３も含めて、本実施例１では、図２（ｂ）に示すように、Ｘ線管２からパルスで焦点切り換えを行うことにより、左右交互でＸ線を切り換え照射してＸ線検出器３でそれぞれ検出されたＸ線に基づく２つの投影像を、画像処理部１１は、投影方向に視差を互いにつけた２つの透視画像（透視右画像，透視左画像）とする。すなわち、画像処理部１１は、投影方向に視差を互いにつけたリアルタイムでの透視によりそれぞれ得られ、かつ当

該視差を互いにつけた２つの透視画像（透視右画像，透視左画像）からなるステレオグラム画像を作成する。

[0036] さらに、後述する実施例２、３も含めて、本実施例１では、内視鏡検査（透視）に先だって、映像系４を各方向（例えば図１や図２（ａ）に示す矢印ＲＡ方向に約２００°回転）に動かして、図２（ａ）に示すように、１つの焦点のみからコーンビーム(CB: Cone Beam)状のＸ線を照射してＸ線検出器３で検出することにより、コーンビームＣＴ撮影（ＣＢＣＴ撮影）を行う。

[0037] 内視鏡検査（透視）に先だって行われるコーンビームＣＴ撮影（ＣＢＣＴ撮影）時には、映像系４を各方向に動かして収集された複数の投影像に基づいて、画像処理部１１は、３次元再構成して３次元画像（ＣＢＣＴボリュームデータ）を作成する。さらに、画像処理部１１は、その３次元画像（ＣＢＣＴボリュームデータ）に基づいて、立体視画像として後述するＣＢＣＴ右画像およびＣＢＣＴ左画像（図３～図５を参照）をそれぞれ作成する。これらのＣＢＣＴボリュームデータや立体視画像（ＣＢＣＴ右画像，ＣＢＣＴ左画像）を、コントローラ１５を介して、メモリ部１２に書き込んで記憶する。具体的な３次元再構成の手法（演算手法）や、立体視画像（ＣＢＣＴ右画像，ＣＢＣＴ左画像）の具体的な生成の手法（演算手法）については、この発明の特徴部分でないので、説明を省略する。

[0038] さらに、画像処理部１１は、各々の投影方向でのステレオグラム画像（透視右画像，透視左画像）と立体視画像（ＣＢＣＴ右画像，ＣＢＣＴ左画像）とを重ね合わせて重畳処理する。具体的には、透視右画像とＣＢＣＴ右画像とを重ね合わせて重畳処理し、透視左画像とＣＢＣＴ左画像とを重ね合わせて重畳処理する。これらの重畳処理された画像（重畳処理後の画像）についても、コントローラ１５を介して、メモリ部１２に書き込んで記憶する。

[0039] メモリ部１２は、コントローラ１５を介して、画像処理部１１で作成されたＣＢＣＴボリュームデータや立体視画像（ＣＢＣＴ右画像，ＣＢＣＴ左画像）や重畳処理後の画像などのデータを書き込んで記憶し、適宜必要に応じて読み出して、コントローラ１５を介して、これらのデータを表示部１４に

送り込んで表示する。メモリ部１２は、ＲＯＭ（Read-only Memory）やＲＡＭ（Random-Access Memory）やハードディスクなどに代表される記憶媒体で構成されている。後述する実施例２、３も含めて、本実施例１では、内視鏡検査（透視）時に立体視画像（ＣＢＣＴ右画像，ＣＢＣＴ左画像）や重畳処理後の画像をメモリ部１２から読み出して表示部１４に表示する。

[0040] 入力部１３は、オペレータが入力したデータや命令をコントローラ１５に送り込む。入力部１３は、マウスやキーボードやジョイスティックやトラックボールやタッチパネルなどに代表されるポインティングデバイスで構成されている。

[0041] 表示部１４は、モニタで構成されている。後述する実施例２、３も含めて、本実施例１では、表示部１４は、一対の画像を３次元的に表示（３Ｄ表示）する３Ｄモニタ、あるいは両眼型ヘッドマウントディスプレイ（２画面ヘッドマウントディスプレイ）等の３Ｄ表示部で構成されている。具体的な表示については、図５で後述する。

[0042] コントローラ１５は、Ｘ線血管撮影装置を構成する各部分を統括制御する。後述する実施例２、３も含めて、本実施例１では、リアルタイムに表示される画面上の目的物の位置（各実施例では気管支内視鏡の先端部分の位置）から当該目的物の３次元座標位置を算出して検出する３次元座標位置検出の機能を有する。特に、本実施例１では、画像処理部１１により作成されたステレオグラム画像（透視右画像，透視左画像）に基づいて、コントローラ１５は３次元座標位置を算出して検出する。上述の画像処理部１１やコントローラ１５は、中央演算処理装置（ＣＰＵ）などで構成されている。画像処理部１１で得られた各画像などのデータを、コントローラ１５を介して、メモリ部１２に書き込んで記憶、あるいは表示部１４に送り込んで表示する。

[0043] 続いて、各画像の生成および表示について、図３～図６を参照して説明する。図３は、各画像のデータの流れを示す概略図であり、図４は、ＣＢＣＴボリュームデータから立体視画像（ＣＢＣＴ右画像，ＣＢＣＴ左画像）の作成に供する概略図であり、図５は、表示部による画像表示方式の一実施態様

を示した概略図であり、図６は、気管支内視鏡の概略図である。

[0044] 図４では、ＣＢＣＴ右画像を作成する投影方向を「Ａ」方向とするとともに、ＣＢＣＴ左画像を作成する投影方向を「Ｂ」方向とする。また、リアルタイムに表示される透視右画像の投影方向を上述のＡ方向とし、Ａ方向に対して視差をつけた方向を上述のＢ方向とすると、Ｂ方向から得られた透視画像が透視左画像となる。つまり、ＣＢＣＴ右画像，ＣＢＣＴ左画像における各投影方向（Ａ，Ｂ方向）がなす相対角度θは、Ｃアーム５（図１および図２を参照）の透視角度にも依存し、交差法では相対角度θは５°～１０°程度である。したがって、図３に示すように、ＣＢＣＴ撮影位置情報およびステレオＸ線管球のＸ線管２（図１および図２を参照）から照射された透視位置情報に基づいて、３次元画像（ＣＢＣＴボリュームデータ）に基づくＣＢＣＴ右画像，ＣＢＣＴ左画像をそれぞれ作成することができる。

[0045] より具体的に説明すると、図３に示すように、画像処理部１１（図１を参照）は、内視鏡検査（透視）に先だって行われたコーンビームＣＴ撮影（ＣＢＣＴ撮影）で得られた複数の投影画像に基づいて３次元画像（ＣＢＣＴボリュームデータ）を作成する。作成されたＣＢＣＴボリュームデータをコントローラ１５（図１を参照）を介して、メモリ部１２（図１を参照）に書き込んで記憶する。

[0046] そして、内視鏡検査（透視）時に、予め得られた（メモリ部１２に記憶された）ＣＢＣＴボリュームデータを（コントローラ１５を介して）読み出して、画像処理部１１は、当該ＣＢＣＴボリュームデータにおいて、同じく画像処理部１１により作成されたステレオグラム画像（透視右画像，透視左画像）における各々の投影方向（図４のＡ，Ｂ方向）でのＣＢＣＴボリュームデータに基づく立体視画像（ＣＢＣＴ右画像，ＣＢＣＴ左画像）をそれぞれ作成する。すなわち、ＣＢＣＴ撮影位置情報や透視位置情報に基づいてＣＢＣＴ右画像，ＣＢＣＴ左画像をそれぞれ作成する。作成されたＣＢＣＴ右画像，ＣＢＣＴ左画像を、コントローラ１５を介して、メモリ部１２に書き込んで記憶、あるいは表示部１４（図１、図３および図５を参照）に送り込ん

で表示する。

[0047] 一方、内視鏡検査（透視）時に、画像処理部１１は、透視右画像，透視左画像を作成するとともに、各々の透視画像とＣＢＣＴ右画像，ＣＢＣＴ左画像とを重ね合わせて重畳処理して重畳処理後の画像（右画像，左画像）を作成する。リアルタイムに表示するために、内視鏡検査（透視）時には、メモリ部１２に書き込まずに、コントローラ１５を介して表示部１４に送り込んで表示する。このように表示部１４に直接に表示することにより、重畳処理後の画像（右画像，左画像）を表示部１４にリアルタイムに表示する。ただし、重畳処理後の画像（右画像，左画像）を後で利用するために、コントローラ１５を介してメモリ部１２に書き込んで記憶することもできる。

[0048] 表示部１４は、図５に示すように４つのモニタからなる。図５の場合には、ＣＢＣＴ右画像，ＣＢＣＴ左画像（「操作計画図」とも呼ぶ）を表示するモニタ１４Ａ、気管支の内腔から見た画像（気管支鏡画像）を表示するモニタ１４Ｂ、透視右画像，透視左画像をリアルタイムに表示するモニタ１４Ｃおよび重畳処理後の画像（右画像，左画像）をリアルタイムに表示するモニタ１４Ｄからなる。

[0049] また、一対の画像を３次元的に表示（３Ｄ表示）する３Ｄモニタの場合には、モニタ１４Ｃでは、透視右画像を３Ｄモニタの左右眼用画像の一方（ここでは右眼用画像）とし、透視左画像を３Ｄモニタの他方の左右眼用画像（ここでは左眼用画像）とするということを意味する。そして、当該３Ｄモニタの場合には、モニタ１４Ｄでは、透視右画像とＣＢＣＴ右画像とを重ね合わせて重畳処理した画像（右画像）を３Ｄモニタの左右眼用画像の一方（ここでは右眼用画像）とし、透視左画像とＣＢＣＴ左画像とを重ね合わせて重畳処理した画像（左画像）を他方の左右眼用画像（ここでは左眼用画像）とするということを意味する。

[0050] 一方、両眼型ヘッドマウントディスプレイ（２画面ヘッドマウントディスプレイ）の場合には、モニタ１４Ｃでは、透視右画像，透視左画像を並べてステレオグラム画像として表示し、モニタ１４Ｄでは、透視右画像とＣＢＣ

Ｔ右画像とを重ね合わせて重畳処理した画像（右画像），透視左画像とＣＢＣＴ左画像とを重ね合わせて重畳処理した画像（左画像）を並べてステレオグラム画像として表示する。当該両眼型ヘッドマウントディスプレイの場合には、一対の画像を左右に表示し、オペレータ自身が立体視を行う形の表示も可能である。この構成であれば、３Ｄモニタのような特殊な機器を必要とせずに、従来の装置構成（通常のモニタ）で実現することが可能である。

[0051] 内視鏡検査（透視）時には、図６に示すような気管支内視鏡２１を用いる。気管支内視鏡２１は、ワイヤ状のガイド部２２と、撮像素子や生検（生体検査）用の鉗子を挿入するための処置チャンネルなどからなる先端部分２３とを備えている。なお、内視鏡検査（透視）時に気管支内視鏡２１の撮像素子で得られた画像を表示部１４にリアルタイムに表示してもよい。ガイド部２２を介して、先端部分２３を被検体Ｍ（図１および図２を参照）の体内（口腔および気管支）に案内することによって、気管支内視鏡２１を体内に挿入する。気管支内視鏡２１は、この発明における挿入部材に相当する。

[0052] なお、リアルタイムに表示される図５に示すモニタ１４Ｃ，１４Ｄの画面上には、図６に示す気管支内視鏡２１が画像としてリアルタイムに表示される。図５において、気管支内視鏡２１全体の画像を符号１４ａとし、ガイド部２２の画像を符号１４ｂとし、先端部分２３の画像を符号１４ｃとする。ステレオグラム画像（透視右画像，透視左画像）に基づいて、コントローラ１５（図１を参照）は、リアルタイムに表示される画面上の目的物の位置（ここでは気管支内視鏡２１の先端部分２３の位置）から当該目的物の３次元座標位置を算出して検出する。ガイド部２２の画像１４ｂも含め、先端部分２３の画像１４ｃにおける画素値は、周囲の画素値に対して著しく異なるので、コントローラ１５は３次元座標位置を自動で演算して求めることが可能である。もちろん、先端部分２３の画像１４ｃをオペレータが認識して、画像１４ｃに該当する画面上の箇所に、オペレータが入力部１３（図１を参照）によりポインタを合わせて手動で入力することにより、当該箇所に基づいてコントローラ１５は３次元座標位置を求めてもよい。また、手動と自動と

を両方組み合わせてもよい。

[0053] 本実施例１に係るＣアーム透視撮影装置によれば、ステレオグラム画像作成手段（本実施例１では画像処理部１１）は、投影方向に視差を互いにつけた２つの（Ｘ線に基づいて得られた）透視画像からなるステレオグラム画像を作成する。一方、立体視画像作成手段（本実施例１では画像処理部１１）は、内視鏡検査（透視）に先だって行われたコーンビームＣＴ撮影（ＣＢＣＴ撮影）により、Ｘ線に基づいて予め得られた３次元画像（本実施例１ではＣＢＣＴボリュームデータ）において、上述のステレオグラム画像作成手段（画像処理部１１）により作成されたステレオグラム画像における各々の投影方向での３次元画像（ＣＢＣＴボリュームデータ）に基づく立体視画像（本実施例１ではＣＢＣＴ右画像，ＣＢＣＴ左画像）をそれぞれ作成する。

[0054] そして、重畳処理手段（本実施例１では画像処理部１１）は、各々の投影方向でのステレオグラム画像（本実施例１では透視右画像，透視左画像）と上述の立体視画像作成手段（画像処理部１１）でそれぞれ作成された立体視画像（ＣＢＣＴ右画像，ＣＢＣＴ左画像）とを重ね合わせて重畳処理する。さらに、上述の重畳処理手段（画像処理部１１）で重畳処理された画像（重畳処理後の右画像，重畳処理後の左画像）を表示手段（本実施例１では表示部１４のモニタ１４Ｄ）にリアルタイムに表示する。一方、３次元座標位置検出手段（本実施例１ではコントローラ１５）は、ステレオグラム画像作成手段（画像処理部１１）により作成されたステレオグラム画像（透視右画像，透視左画像）に基づいて、リアルタイムに表示される画面上の目的物の位置（本実施例１では気管支内視鏡２１の先端部分２３の位置）から当該目的物の３次元座標位置を算出して検出する。

[0055] 上述したように、３次元画像（立体視画像）・透視画像（ここではステレオグラム画像）では同じＸ線画像同士であるので、これらを重畳処理してリアルタイムに表示することにより、現在透視下の位置・向きを同定することが可能になる。さらに、リアルタイムのステレオグラム画像から３次元座標位置を検出することにより、現在透視下の位置・向きを同定するのがさらに

容易になり、精度よくナビゲーションを行うことができる。

[0056] 後述する実施例３も含めて、本実施例１では、ステレオグラム画像作成手段（画像処理部１１）は、投影方向（各実施例ではＡ，Ｂ方向）に視差を互いにつけたリアルタイムでの透視によりそれぞれ得られ、かつ当該視差を互いにつけた２つの透視画像（透視右画像，透視左画像）からなるステレオグラム画像を作成している。すなわち、ステレオグラム透視を行うことにより、その都度に視差を互いにつけた２つの透視画像（透視右画像，透視左画像）をリアルタイムに取得し、ステレオグラム画像を作成する。

[0057] 後述する実施例２、３も含めて、本実施例１では、Ｃアーム透視撮影装置において、上述の３次元座標位置検出手段（コントローラ１５）は、診断・治療の対象となる被検体Ｍの体内に挿入される挿入部材（各実施例では気管支内視鏡２１）の先端部分の位置を３次元座標位置として検出している。各実施例のように、気管支内視鏡２１やカテーテルやワイヤや線源挿入用アプリケータなどに代表される挿入部材を被検体Ｍの体内に挿入しながら透視を行う場合において、従来のような電磁気を用いなくとも、透視下の挿入部材（気管支内視鏡２１）の位置・向きを同定するのが容易になる。また、後述する実施例２、３も含めて、本実施例１では、挿入部材は気管支内視鏡２１である。

実施例 2

[0058] 次に、図面を参照してこの発明の実施例２を説明する。図７は、実施例２に係る一連のナビゲーションの流れを示すフローチャートであり、図８～図１１は、実施例２に係る表示部による一実施態様を示した概略図である。上述した実施例１と共通する箇所については、同じ符号を付してその説明を省略する。また、図１に示すように、本実施例２に係るＣアーム透視撮影装置は、実施例１に係るＣアーム透視撮影装置と同じ構成である。

[0059] 上述した実施例１では、重畳処理の対象は全体画像であったが、本実施例２では、内視鏡検査（透視）に先だって行われたコーンビームＣＴ撮影（ＣＢＣＴ撮影）により、Ｘ線に基づいて予め得られた３次元画像（ＣＢＣＴボ

リュームデータ）において、全体画像から局所的な関心領域(ROI: Region Of Interest)に限定して重畳処理を行う。また、実施例１では、透視画像をステレオグラム画像に限定したが、後述する理由により、本実施例２では透視画像を必ずしもステレオグラム画像に限定する必要はない。透視画像を得るには、透視時においても、図２（ａ）に示すように１つの焦点のみからＸ線を照射してＸ線検出器３で検出すればよい。なお、後述する実施例３では、上述した実施例１と同様に透視画像をステレオグラム画像に限定している。

[0060] 「課題を解決するための手段」の欄における後者の発明の作用・効果でも述べたように、気管支内視鏡などに代表される挿入部材を挿入しながら透視を行う場合には、全体画像はさほどに重要でなく、関心領域さえわかればよい。したがって、関心領域（ＲＯＩ）において、透視画像と３次元画像（ＣＢＣＴボリュームデータ）とを重ね合わせて重畳処理すれば、気管支内視鏡の先端部分の位置・向きが十分にわかるというのが、本実施例２では透視画像を必ずしもステレオグラム画像に限定する必要はないという理由である。ただ、透視画像上で気管支内視鏡の位置・向きをより一層正確に同定する意味では、後述する実施例３のように、透視画像としてステレオグラム画像を適用するのがより好ましい。

[0061] さらに、本実施例２では、Ｃアーム透視撮影装置は、局所的な関心領域（ＲＯＩ）を設定する関心領域設定・関心領域再設定の機能を有する。当該関心領域設定・関心領域再設定の機能については、コントローラ１５（図１を参照）が有してもよい。すなわち、気管支内視鏡２１（図６を参照）全体の画像１４ａ（図５を参照）における画素値が周囲の画素値に対して著しく異なるのを利用して、気管支内視鏡２１の挿入に追従するのをコントローラ１５が関心領域（ＲＯＩ）を自動で演算して設定・再設定してもよい。もちろん、当該関心領域設定・関心領域再設定の機能については、入力部１３（図１を参照）が有してもよい。すなわち、気管支内視鏡２１の先端部分２３（図６を参照）の画像１４ｃ（図５を参照）をオペレータが認識して、画像１４ｃに該当する画面上の箇所に、オペレータが入力部１３（図１を参照）に

よりポインタを合わせて手動で入力することにより、当該箇所を含むように関心領域（ＲＯＩ）を手動で設定・再設定してもよい。また、手動と自動とを両方組み合わせてもよい。

[0062] さらに、関心領域設定の機能についてはコントローラ１５が有し、関心領域再設定の機能については入力部１３が有することで、関心領域（ＲＯＩ）の設定については自動で行い、気管支内視鏡２１の挿入に追従した関心領域（ＲＯＩ）の再設定については手動で行ってもよい。逆に、関心領域設定の機能については入力部１３が有し、関心領域再設定の機能についてはコントローラ１５が有することで、関心領域（ＲＯＩ）の設定については手動で行い、気管支内視鏡２１の挿入に追従した関心領域（ＲＯＩ）の再設定については自動で行ってもよい。関心領域（ＲＯＩ）の設定について自動で行う場合には、コントローラ１５は、関心領域設定手段に相当し、関心領域（ＲＯＩ）の設定について手動で行う場合には、入力部１３は、関心領域設定手段に相当し、関心領域（ＲＯＩ）の設定について手動と自動とを組み合わせて行う場合には、入力部１３およびコントローラ１５は、関心領域設定手段に相当する。また、関心領域（ＲＯＩ）の再設定について自動で行う場合には、コントローラ１５は、関心領域再設定手段に相当し、関心領域（ＲＯＩ）の再設定について手動で行う場合には、入力部１３は、関心領域再設定手段に相当し、関心領域（ＲＯＩ）の再設定について手動と自動とを組み合わせて行う場合には、入力部１３およびコントローラ１５は、関心領域再設定手段に相当する。

[0063] さらに、本実施例２では、Ｃアーム透視撮影装置は、設定された関心領域（ＲＯＩ）において、透視画像における投影方向での、３次元画像（ＣＢＣＴボリュームデータ）に基づく立体視画像を、透視画像のシフトに合わせてシフトする画像シフトの機能を有する。通常、被検体Ｍ（図１および図２を参照）の体動（例えば呼吸による体動）により体内の組織・構造は拡大あるいは縮小されるが、局所的な関心領域（ＲＯＩ）では拡大や縮小は無視され大きさは一定でシフトすると見なされる。そこで、画像処理部１１（図１を

参照）は、関心領域（ＲＯＩ）において透視画像のシフトに合わせて立体視画像のシフト量を演算して求め、立体視画像をシフトする。

[0064] また、本実施例２では、画像処理部１１は、関心領域（ＲＯＩ）において、透視画像とシフトされた立体視画像とを重ね合わせて重畳処理する。表示部１４（図１を参照）の構成については、上述した実施例１と同じ構成であるので、その説明を省略する。本実施例２では、画像処理部１１は、この発明における画像シフト手段に相当する。また、画像処理部１１は、この発明における重畳処理手段にも相当し、表示部１４は、この発明における表示手段に相当し、コントローラ１５は、この発明における３次元座標位置検出手段に相当する。

[0065] 本実施例２に係る一連のナビゲーションについては、図７に示すフローチャートにしたがって行う。なお、図８～図１１中の符号Ｔ（「○」を参照）は病変（例えば腫瘍）である。

[0066] （ステップＳ１）気管支内視鏡の挿入開始

先ず、気管支内視鏡２１（図６を参照）を被検体Ｍ（図１および図２を参照）の体内（口腔および気管支）に挿入することにより、気管支内視鏡２１の挿入開始を行う。主要気管支については、気管支内視鏡２１の撮像素子により気管支の内腔から見た画像を撮像することによりリアルタイムにモニタリングしながら気管支内視鏡２１を内部に進行させて操作する。また、それに並行して、主要気管支に関する透視画像を、図８（ａ）に示すように、表示部１４のモニタ１４Ｄにリアルタイムに表示する。このとき、主要気管支の内部に進行する気管支内視鏡２１全体の画像１４ａもモニタ１４Ｄにリアルタイムに表示される。そして、気管支内視鏡２１が進行不可になるまで続行する。なお、このステップＳ１では重畳処理前であるので、図５に示すモニタ１４Ｃにリアルタイムに表示してもよい。このとき、図８（ａ）に示すように、通常の透視下では（例えば末梢の）細い気管支は見えない。

[0067] （ステップＳ２）ＣＢＣＴ撮影

そこで、気管支内視鏡２１の進行が不可になった時点で、コーンビームＣ

Ｔ撮影（ＣＢＣＴ撮影）を行い、複数の投影画像を取得する。そして、これらの投影画像に基づいて３次元再構成して３次元画像（ＣＢＣＴボリュームデータ）を作成する。

[0068] どこまで気管支内視鏡２１が挿入されているか確認できれば、気管支内視鏡２１が挿入されていない段階で予め撮影した３次元画像、また気管支内視鏡２１を抜去して撮影した３次元画像を使用してもよい。この場合、気管支内視鏡２１によるＸ線へのアーティファクト、干渉が軽減される。

[0069] （ステップＳ３）内視鏡検査

ステップＳ２のコーンビームＣＴ撮影（ＣＢＣＴ撮影）の後に、細かい気管支まで透視できるように、Ｘ線管２およびＸ線検出器３からなる映像系４（いずれも図１および図２を参照）を動かして、細かい気管支に関する透視画像を、図８（ｂ）に示すように、表示部１４のモニタ１４Ｄにリアルタイムに表示する。このとき、進行が不可になった気管支内視鏡２１全体の画像１４ａもモニタ１４Ｄにリアルタイムに表示される。このようにして内視鏡検査（透視）を行う。

[0070] （ステップＳ４）ＲＯＩ設定・再設定

そして、コントローラ１５（図１を参照）が局所的な関心領域（ＲＯＩ）を自動で設定、あるいは気管支内視鏡２１の先端部分２３（図６を参照）の画像１４ｃ（図５を参照）に該当する画面上の箇所にオペレータが入力部１３（図１を参照）によりポインタを合わせて手動で入力して当該関心領域（ＲＯＩ）を手動で設定する。関心領域（ＲＯＩ）の大きさについては特に限定されないが、気管支の次なる分岐点が含まれる程度の大きさがより好ましい。図８（ｃ）において、最初に設定された関心領域（ＲＯＩ）を符号$ＲＯＩ_1$とし、先端部分２３から延びた鉗子にマーキングするランドマークを符号Ｍ（「●」を参照）とする。

[0071] 設定された関心領域$ＲＯＩ_1$において、ステップＳ２のコーンビームＣＴ撮影（ＣＢＣＴ撮影）で得られた３次元画像に基づく立体視画像のシフト量を、透視画像のシフトに合わせて、画像処理部１１（図１を参照）は演算して

求め、当該立体視画像をシフトする。さらに、当該関心領域ＲＯＩ$_1$において、透視画像とシフトされた立体視画像とを重ね合わせて重畳処理し、その重畳処理された画像（重畳処理後の画像）をモニタ１４Ｄにリアルタイムに表示（以下、「シフト表示」と略記）する。

[0072] 数呼吸分、シフト表示を繰り返し、呼吸に合わせた周期に同期したフレームレートで表示することにより周期表示をロック（固定）すれば、モニタ１４Ｄには同じ位置で重畳処理後の画像が動かないように表示される。このとき、鉗子にランドマークＭをマーキングする。マーキングについてはコントローラ１５により自動で行ってもよいし、入力部１３により手動で行ってもよい。

[0073] 当該関心領域ＲＯＩ$_1$における３次元画像（立体視画像）および透視画像とに基づいて、コントローラ１５は、リアルタイムに表示される画面上の目的物の位置（ここでは気管支内視鏡２１の先端部分２３の位置）から当該目的物の３次元座標位置を算出して検出する。

[0074] シフト表示した状態で、気管支内視鏡２１の位置・向きを同定することができるので、細い気管支においても気管支内視鏡２１を再度に進行させることができる。リアルタイムに表示しながら、気管支内視鏡２１を進行させると、図９（ａ）に示すように、気管支の次なる分岐点にて気管支内視鏡２１の進行を停止させる。なお、図９（ａ）では、ランドマークＭは、図８（ｃ）の位置で止まっているが、ランドマークＭを気管支の次なる分岐点に予めマーキングして、そのランドマークＭにて気管支内視鏡２１の進行を停止させてもよい。図９（ｂ）に示すように、気管支内視鏡２１の先端部分２３から延びた鉗子にランドマークＭを再度マーキングし直す。

[0075] このとき、リアルタイムに表示される（気管支内視鏡２１の先端部分２３から延びた鉗子の）３次元座標位置が関心領域ＲＯＩ$_1$から外れそうになる。本明細書中の「関心領域から外れるとき」とは、関心領域から実際に外れる場合のみを意味するだけでなく、関心領域から外れそうになる場合も包含していることに留意されたい。このように、鉗子の３次元座標位置が関心領域

ＲＯＩ$_1$から外れそうになるときに、当該３次元座標位置が収まるように関心領域（ＲＯＩ）を再設定する。

[0076] 関心領域ＲＯＩ$_1$の設定時と同様に、コントローラ１５が関心領域（ＲＯＩ）を自動で再設定、あるいは気管支内視鏡２１の先端部分２３の画像１４ｃに該当する画面上の箇所にオペレータが入力部１３によりポインタを合わせて手動で入力して当該関心領域（ＲＯＩ）を手動で再設定する。図９（ｃ）において、次に再設定された関心領域（ＲＯＩ）を符号ＲＯＩ$_2$とする。

[0077] 関心領域ＲＯＩ$_1$の設定時と同様に、再設定された関心領域ＲＯＩ$_2$において、画像シフトの機能，重畳処理の機能，表示部１４へのモニタリングおよび３次元座標検出の機能が繰り返し行うことによりシフト表示を行う。

[0078] シフト表示した状態で気管支内視鏡２１を再度に進行させる。リアルタイムに表示しながら、気管支内視鏡２１を進行させると、図１０（ａ）に示すように、気管支の次なる分岐点にて気管支内視鏡２１の進行を停止させる。図１０（ｂ）に示すように、気管支内視鏡２１の先端部分２３から延びた鉗子にランドマークＭを再度マーキングし直す。

[0079] 同様に、リアルタイムに表示される鉗子の３次元座標位置が関心領域ＲＯＩ$_2$から外れそうになる。このように、鉗子の３次元座標位置が関心領域ＲＯＩ$_2$から外れそうになるときに、当該３次元座標位置が収まるように関心領域（ＲＯＩ）を再設定する。

[0080] 関心領域ＲＯＩ$_1$の設定時や関心領域ＲＯＩ$_2$の再設定時と同様に、コントローラ１５が関心領域（ＲＯＩ）を自動で再設定、あるいは気管支内視鏡２１の先端部分２３の画像１４ｃに該当する画面上の箇所にオペレータが入力部１３によりポインタを合わせて手動で入力して当該関心領域（ＲＯＩ）を手動で再設定する。図１０（ｃ）において、次に再設定された関心領域（ＲＯＩ）を符号ＲＯＩ$_3$とする。

[0081] 関心領域ＲＯＩ$_1$の設定時や関心領域ＲＯＩ$_2$の再設定時と同様に、再設定された関心領域ＲＯＩ$_3$において、画像シフトの機能，重畳処理の機能，表示部１４へのモニタリングおよび３次元座標検出の機能が繰り返し行うことに

よりシフト表示を行う。

[0082] シフト表示した状態で気管支内視鏡２１を再度に進行させる。リアルタイムに表示しながら、気管支内視鏡２１を進行させると、図１１に示すように、気管支の次なる分岐点にて気管支内視鏡２１の進行を停止させる。このように、再設定された関心領域（ＲＯＩ）で、画像シフトの機能，重畳処理の機能，表示部１４へのモニタリングおよび３次元座標検出の機能が繰り返し行うことによりシフト表示を繰り返し行う。

[0083] （ステップＳ５）腫瘍到達？

このように、気管支内視鏡２１の先端部分２３から延びた鉗子が腫瘍Ｔに到達したか否かを判断する。なお、実際には、気管支内視鏡２１が腫瘍Ｔなどに代表される病変に届かない、あるいは病変が見えない可能性がある。したがって、気管支内視鏡２１を介して挿入された鉗子が病変の手前で止まることもあれば、病変内に気管支が開存していれば鉗子が止まらずに病変の箇所を鉗子が通り過ぎる可能性がある。このような場合には、Ｘ線透視により得られた透視画像やＣＴで得られたＣＴ画像（例えばＣＢＣＴ右画像，ＣＢＣＴ左画像）等で、鉗子の先端が３次元的に病変内にあることを確認するのが好ましい。以下では、鉗子が腫瘍Ｔに到達したものとして説明する。

[0084] この判断についてもコントローラ１５により自動で行ってもよいし、入力部１３により手動で行ってもよい。もし、腫瘍Ｔに到達していなければ、ステップＳ３に戻って、シフト表示を含んだステップＳ４のＲＯＩ再設定、ステップＳ５の腫瘍到達の判断を繰り返し行う。もし、図１１に示すように、鉗子が腫瘍Ｔに到達した場合には、一連のナビゲーションを終了する。そして、鉗子により組織（ここでは腫瘍Ｔ）を採取して生体検査を行う。

[0085] 本実施例２に係るＣアーム透視撮影装置によれば、関心領域設定手段（本実施例２では入力部１３あるいはコントローラ１５）は、局所的な関心領域（図８および図９では$ＲＯＩ_1$）を設定し、画像シフト手段（本実施例２では画像処理部１１）は、関心領域設定手段（入力部１３あるいはコントローラ１５）で設定された関心領域$ＲＯＩ_1$において、（Ｘ線に基づいて得られた）

透視画像における投影方向での、Ｘ線に基づいて予め得られた３次元画像に基づく立体視画像を、透視画像のシフトに合わせてシフトする。通常、被検体Ｍの体動（例えば呼吸による体動）により体内の組織・構造は拡大あるいは縮小されるが、局所的な関心領域（ＲＯＩ）では拡大や縮小は無視され大きさは一定でシフトすると見なされる。また、例えば挿入部材（各実施例では気管支内視鏡２１）を挿入しながら透視を行う場合には、全体画像はさほど重要でなく、関心領域（ＲＯＩ）さえわかればよい。

[0086] そこで、関心領域（ＲＯＩ）において透視画像のシフトに合わせて立体視画像をシフトすることができる。また、例えば呼吸による体動の場合には、呼吸センサに同期した３次元画像（ＣＢＣＴボリュームデータ）、あるいは複数位相毎に同期した３次元画像（ＣＢＣＴボリュームデータ）を予め取得することで、体動による重畳処理に対処する手法も考えられるが、呼吸センサが必要になったり、複数位相毎の画像を取得するために撮影回数が増して検査時間や被曝線量や処理時間の増加などがあり実用的でない。また、被検体Ｍが大きく動けば、全て撮り直しという大きな無駄も生じる。本実施例２の場合には、投影方向が変更されたときに透視画像の位置ズレ量に基づいて立体視画像の位置ズレ量を算出して両者を重畳表示する手法とは相違し、局所的な関心領域（ＲＯＩ）では大きさは一定と見なして立体視画像を単にシフトすることで、従来のような呼吸センサは不要で、かつ複数位相毎に同期した３次元画像（ＣＢＣＴボリュームデータ）を予め取得することなく、撮影回数を低減させて検査時間や被曝線量や処理時間も低減させることができる。

[0087] そして、重畳処理手段（本実施例２では画像処理部１１）は、関心領域（ＲＯＩ）において、透視画像と上述の画像シフト手段（画像処理部１１）によりシフトされた立体視画像とを重ね合わせて重畳処理する。さらに、上述の重畳処理手段（画像処理部１１）で重畳処理された画像を表示手段（本実施例２では表示部１４のモニタ１４Ｄ）にリアルタイムに表示する。一方、３次元座標位置検出手段（本実施例２ではコントローラ１５）は、関心領域

（図８および図９ではＲＯＩ$_1$）における３次元画像および透視画像に基づいて、リアルタイムに表示される画面上の目的物の位置（本実施例２では気管支内視鏡２１の先端部分２３の位置）から当該目的物の３次元座標位置を算出して検出する。

[0088] 上述したように、３次元画像（立体視画像）・透視画像では同じＸ線画像同士であるので、これらを重畳処理してリアルタイムに表示することにより、現在透視下の位置・向きを同定することが可能になる。さらに、３次元画像およびリアルタイムの透視画像から３次元座標位置を検出することにより、現在透視下の位置・向きを同定するのがさらに容易になり、精度よくナビゲーションを行うことができる。

[0089] 本実施例２において、リアルタイムに表示される３次元座標位置が関心領域（図８～図１１ではＲＯＩ$_1$～ＲＯＩ$_3$）から外れるときに、当該３次元座標位置が収まるように関心領域を再設定する関心領域再設定手段（本実施例２では入力部１３あるいはコントローラ１５）を備え、その関心領域再設定手段（入力部１３あるいはコントローラ１５）で再設定された関心領域ＲＯＩ$_2$，ＲＯＩ$_3$で、画像シフト手段（画像処理部１１），重畳処理手段（画像処理部１１），表示手段（表示部１４のモニタ１４Ｄ）および３次元座標位置検出手段（コントローラ１５）は繰り返し行うのが好ましい。

[0090] 上述の関心領域再設定手段（入力部１３あるいはコントローラ１５）で再設定された関心領域ＲＯＩ$_2$，ＲＯＩ$_3$で、画像シフト手段（画像処理部１１），重畳処理手段（画像処理部１１），表示手段（表示部１４のモニタ１４Ｄ）および３次元座標位置検出手段（コントローラ１５）は繰り返し行うことで、例えば挿入部材（気管支内視鏡２１）を挿入しながら透視を行う場合において３次元座標位置が変動する場合に当該位置を追いながらナビゲートすることができる。また、ナビゲートしながら関心領域（ＲＯＩ）も再設定を繰り返しながら当該位置に追従するので、当該位置を追いながら精度よくナビゲーションを行うことができる。

実施例 3

[0091] 次に、図面を参照してこの発明の実施例３を説明する。上述した実施例１、２と共通する箇所については、同じ符号を付してその説明を省略する。また、図１に示すように、本実施例３に係るＣアーム透視撮影装置は、実施例１、２に係るＣアーム透視撮影装置と同じ構成である。

[0092] 本実施例３では、上述した実施例１と上述した実施例２とを両方組み合わせている。

すなわち、実施例２において、実施例１と同様のステレオグラム画像作成手段（実施例１では画像処理部１１）と立体視画像作成手段（実施例１では画像処理部１１）とを備えた構造が本実施例３の構造である。実施例２における画像シフト手段（実施例２では画像処理部１１）において、透視画像をステレオグラム画像に限定することで、本実施例３では、画像シフト手段（画像処理部１１）は、関心領域（ＲＯＩ）において、上述の立体視画像作成手段（画像処理部１１）でそれぞれ作成された立体視画像を、ステレオグラム画像のシフトに合わせてシフトしている。

[0093] また、実施例２における重畳処理手段（実施例２では画像処理部１１）において、透視画像をステレオグラム画像に限定することで、本実施例３では、重畳処理手段（画像処理部１１）は、関心領域（ＲＯＩ）において、ステレオグラム画像と画像シフト手段によりシフトされた立体視画像とを各々の投影方向ごとに重ね合わせて重畳処理している。言い換えれば、実施例１における重畳処理手段（実施例１でも画像処理部１１）において、関心領域（ＲＯＩ）に限定することで、本実施例３では、関心領域（ＲＯＩ）において、ステレオグラム画像と画像シフト手段（画像処理部１１）によりシフトされた立体視画像とを各々の投影方向ごとに重ね合わせて重畳処理することになる。

[0094] また、実施例２や本実施例３における表示手段（実施例２では表示部１４のモニタ１４Ｄ）は、実施例１における表示手段（表示部１４のモニタ１４Ｄ）と同様に、重畳処理手段（画像処理部１１）で重畳処理された画像をリアルタイムに表示する。また、実施例２における３次元座標位置検出手段（

実施例２ではコントローラ１５）において、透視画像をステレオグラム画像に限定することで、本実施例３では、３次元座標位置検出手段（コントローラ１５）は、関心領域（ＲＯＩ）における３次元画像およびステレオグラム画像に基づいて３次元座標位置を算出して検出する。言い換えれば、実施例１における３次元座標位置検出手段（実施例１でもコントローラ１５）において、関心領域（ＲＯＩ）に限定して、基となるデータにステレオグラム画像の他にも３次元画像を追加することで、本実施例３では、関心領域（ＲＯＩ）における３次元画像およびステレオグラム画像に基づいて３次元座標位置を算出して検出することになる。それ以外の作用・効果については、実施例１と実施例２とを組み合わせたものであるので、その説明について省略する。

[0095] 上述した実施例１と同様に、本実施例３では、ステレオグラム透視を行うことにより、その都度に視差を互いにつけた２つの透視画像（透視右画像，透視左画像）をリアルタイムに取得し、ステレオグラム画像を作成する。

[0096] この発明は、上記実施形態に限られることはなく、下記のように変形実施することができる。

[0097] （１）上述した各実施例では、図１に示すようにＣアーム透視撮影装置であったが、映像系が天井面あるいは壁面に対して固定式の透視撮影装置に適用してもよいし、外科用Ｘ線装置に適用してもよい。また映像系を構成するＸ線管とＸ線検出器との配置を入れ替え構成した装置であってもよい。

[0098] （２）上述した各実施例では、気管支内視鏡を被検体の気管支に挿入して気管支に関する診断を行ったが、被検体の診断あるいは治療を行う医療用Ｘ線装置であれば、上述したように、血管造影のようにカテーテルやワイヤを目的部位まで血管中に挿入して診断あるいは治療を行ってもよいし、放射線治療計画のように、線源挿入用アプリケータを治療部位まで挿入して線源や模擬線源による治療計画を行ってもよい。例えば、小線源用の粒（「シード（Seed）」とも呼ばれる）などを体内に植え込んだ場合には、植え込まれたシードを基にその後に挿入するシードの位置を考える等の治療計画などがあ

る。

[0099] （３）上述した各実施例では、図４に示すような交差法により視差を付与する方法を採用したが、図１２に示すように平行法により視差を付与してもよい。

[0100] （４）上述した各実施例では、図２に示すように、パルスで焦点切り換えを行うステレオＸ線管球をＸ線管２として採用したが、図１３に示すように、１つの焦点を有した通常のＸ線管２を採用してもよい。３次元画像を取得する場合には、図１３（ａ）に示すように映像系４を各方向（例えば矢印ＲＡ方向に約２００°回転）に動かして行い、透視画像を取得する場合には、図１３（ｂ）に示すように視差をつけない透視画像をリアルタイムに取得して行えばよい。図１３の構成は上述した実施例２のようにステレオグラム画像に限定しない場合に有用である。

[0101] （５）上述した実施例１、３では、ステレオグラム透視を行うことにより、その都度に視差を互いにつけた２つの透視画像をリアルタイムに取得し、ステレオグラム画像を作成したが、ステレオグラム透視に限定されない。例えば、図２（ａ）あるいは図１３（ａ）で得られた３次元画像に基づいて、リアルタイムでの透視により得られた１つの元の透視画像から、当該元の透視画像と当該元の透視画像の投影方向に視差をつけた透視画像とからなるステレオグラム画像を作成してもよい。すなわち、（ステレオグラム透視ではない）通常の透視を行うことにより、その都度に１つの元の透視画像をリアルタイムに取得する。そして、当該元の透視画像から、当該元の透視画像と当該元の透視画像の投影方向に視差をつけた透視画像とからなるステレオグラム画像を作成する。この場合には、図１３のような１つの焦点を有した通常のＸ線管２を備えた構成でもステレオグラム画像を作成することが可能である。

[0102] （６）上述した各実施例では、透視画像を取得する場合においても、３次元画像を取得する場合においても、図２に示すように同じ装置を利用したが、３次元画像を取得する場合にＸ線ＣＴ装置などに代表される別の装置（外

部装置）を用いて行い、透視時のみ医療用Ｘ線装置を用いて行ってもよい。ただし、時間を置かずに撮影・透視を続けて行う点や、より正確にナビゲーションを行う点では、同じ装置の方が好ましい。

[0103] （７）上述した実施例２、３では、透視画像やステレオグラム画像の表示位置を固定して、これらの画像のシフトに合わせて関心領域（ＲＯＩ）での立体視画像をシフトし、透視画像やステレオグラム画像とシフトされた立体視画像とを重ね合わせて重畳処理したが、逆であってもよい。すなわち、立体視画像の表示位置を固定して、その固定された立体視画像の表示位置に合わせて関心領域（ＲＯＩ）での透視画像やステレオグラム画像をシフトし、立体視画像とシフトされた透視画像やステレオグラム画像とを重ね合わせて重畳処理してもよい。この場合には、透視画像やステレオグラム画像がシフトしたとしても、固定された立体視画像の位置に合わせて透視画像やステレオグラム画像をシフトするので、透視画像やステレオグラム画像がシフトしたとしても、固定された立体視画像の位置に透視画像やステレオグラム画像を常に位置させて、透視画像やステレオグラム画像があたかも静止しているように見える。また、実施例２では、周期表示をロック（固定）したが、この変形例（７）では周期表示をロック（固定）しなくとも、より細かいフレームレートで重畳処理後の画像を表示することができるという効果をも奏する。

[0104] （８）上述した実施例２、３では、リアルタイムに表示される３次元座標位置が関心領域（ROI_1～ROI_3）から外れるときに、当該３次元座標位置が収まるように関心領域を再設定する関心領域再設定手段を備えたが、３次元座標位置を追わない場合には、必ずしも関心領域再設定手段を備える必要はない。

符号の説明

[0105] １１ … 画像処理部

１３ … 入力部

１４ … 表示部

１４Ｄ　…　モニタ

１５　…　コントローラ

２１　…　気管支内視鏡

ＲＯＩ　…　関心領域

Ｍ　…　被検体

請求の範囲

［請求項1］ 検出されたＸ線に基づいて透視画像をリアルタイムに表示して診断・治療を行う医療用Ｘ線装置であって、

投影方向に視差を互いにつけた２つの透視画像からなるステレオグラム画像を作成するステレオグラム画像作成手段と、

Ｘ線に基づいて予め得られた３次元画像において、前記ステレオグラム画像作成手段により作成された前記ステレオグラム画像における各々の投影方向での前記３次元画像に基づく立体視画像をそれぞれ作成する立体視画像作成手段と、

各々の投影方向での前記ステレオグラム画像と前記立体視画像作成手段でそれぞれ作成された前記立体視画像とを重ね合わせて重畳処理する重畳処理手段と、

その重畳処理手段で重畳処理された画像をリアルタイムに表示する表示手段と、

前記ステレオグラム画像作成手段により作成された前記ステレオグラム画像に基づいて、リアルタイムに表示される画面上の目的物の位置から当該目的物の３次元座標位置を算出して検出する３次元座標位置検出手段と

を備えることを特徴とする医療用Ｘ線装置。

［請求項2］ 検出されたＸ線に基づいて透視画像をリアルタイムに表示して診断・治療を行う医療用Ｘ線装置であって、

局所的な関心領域を設定する関心領域設定手段と、

（１）その関心領域設定手段で設定された前記関心領域において、前記透視画像における投影方向での、Ｘ線に基づいて予め得られた３次元画像に基づく立体視画像を、前記透視画像のシフトに合わせてシフトする、もしくは（２）その関心領域設定手段で設定された前記関心領域において、前記透視画像における投影方向での、Ｘ線に基づいて予め得られた３次元画像に基づく立体視画像を固定し、その固定さ

れた立体視画像の位置に合わせて前記透視画像をシフトする画像シフト手段と、

前記関心領域において、（１）前記透視画像と前記画像シフト手段によりシフトされた前記立体視画像とを重ね合わせて重畳処理する、もしくは（２）前記立体視画像と前記画像シフト手段によりシフトされた前記透視画像とを重ね合わせて重畳処理する重畳処理手段と、

その重畳処理手段で重畳処理された画像をリアルタイムに表示する表示手段と、

前記関心領域における前記３次元画像および前記透視画像に基づいて、リアルタイムに表示される画面上の目的物の位置から当該目的物の３次元座標位置を算出して検出する３次元座標位置検出手段と

を備えることを特徴とする医療用Ｘ線装置。

［請求項3］ 請求項２に記載の医療用Ｘ線装置において、

リアルタイムに表示される前記３次元座標位置が前記関心領域から外れるときに、当該３次元座標位置が収まるように関心領域を再設定する関心領域再設定手段を備え、

その関心領域再設定手段で再設定された関心領域で、前記画像シフト手段，前記重畳処理手段，前記表示手段および前記３次元座標位置検出手段は繰り返し行うことを特徴とする医療用Ｘ線装置。

［請求項4］ 請求項２または請求項３に記載の医療用Ｘ線装置において、

投影方向に視差を互いにつけた２つの透視画像からなるステレオグラム画像を作成するステレオグラム画像作成手段と、

前記３次元画像において、前記ステレオグラム画像作成手段により作成された前記ステレオグラム画像における各々の投影方向での前記３次元画像に基づく立体視画像をそれぞれ作成する立体視画像作成手段と

を備え、

前記画像シフト手段は、（１）前記関心領域において、前記立体視

画像作成手段でそれぞれ作成された前記立体視画像を、前記ステレオグラム画像のシフトに合わせてシフトする、もしくは（２）前記関心領域において、前記立体視画像作成手段でそれぞれ作成された前記立体視画像を固定し、その固定された立体視画像の位置に合わせて前記ステレオグラム画像をシフトし、

前記重畳処理手段は、前記関心領域において、（１）前記ステレオグラム画像と前記画像シフト手段によりシフトされた前記立体視画像とを各々の投影方向ごとに重ね合わせて重畳処理する、もしくは（２）前記立体視画像と前記画像シフト手段によりシフトされた前記ステレオグラム画像とを各々の投影方向ごとに重ね合わせて重畳処理し、

前記表示手段は、前記重畳処理手段で重畳処理された画像をリアルタイムに表示し、

前記３次元座標位置検出手段は、前記関心領域における前記３次元画像および前記ステレオグラム画像に基づいて前記３次元座標位置を算出して検出する

ことを特徴とする医療用Ｘ線装置。

［請求項5］ 請求項１または請求項４に記載の医療用Ｘ線装置において、

前記ステレオグラム画像作成手段は、前記投影方向に視差を互いにつけたリアルタイムでの透視によりそれぞれ得られ、かつ当該視差を互いにつけた２つの透視画像からなる前記ステレオグラム画像を作成することを特徴とする医療用Ｘ線装置。

［請求項6］ 請求項１または請求項４に記載の医療用Ｘ線装置において、

前記ステレオグラム画像作成手段は、前記３次元画像に基づいて、リアルタイムでの透視により得られた１つの元の透視画像から、当該元の透視画像と当該元の透視画像の投影方向に視差をつけた透視画像とからなる前記ステレオグラム画像を作成することを特徴とする医療用Ｘ線装置。

［請求項7］ 請求項１から請求項６のいずれかに記載の医療用Ｘ線装置において

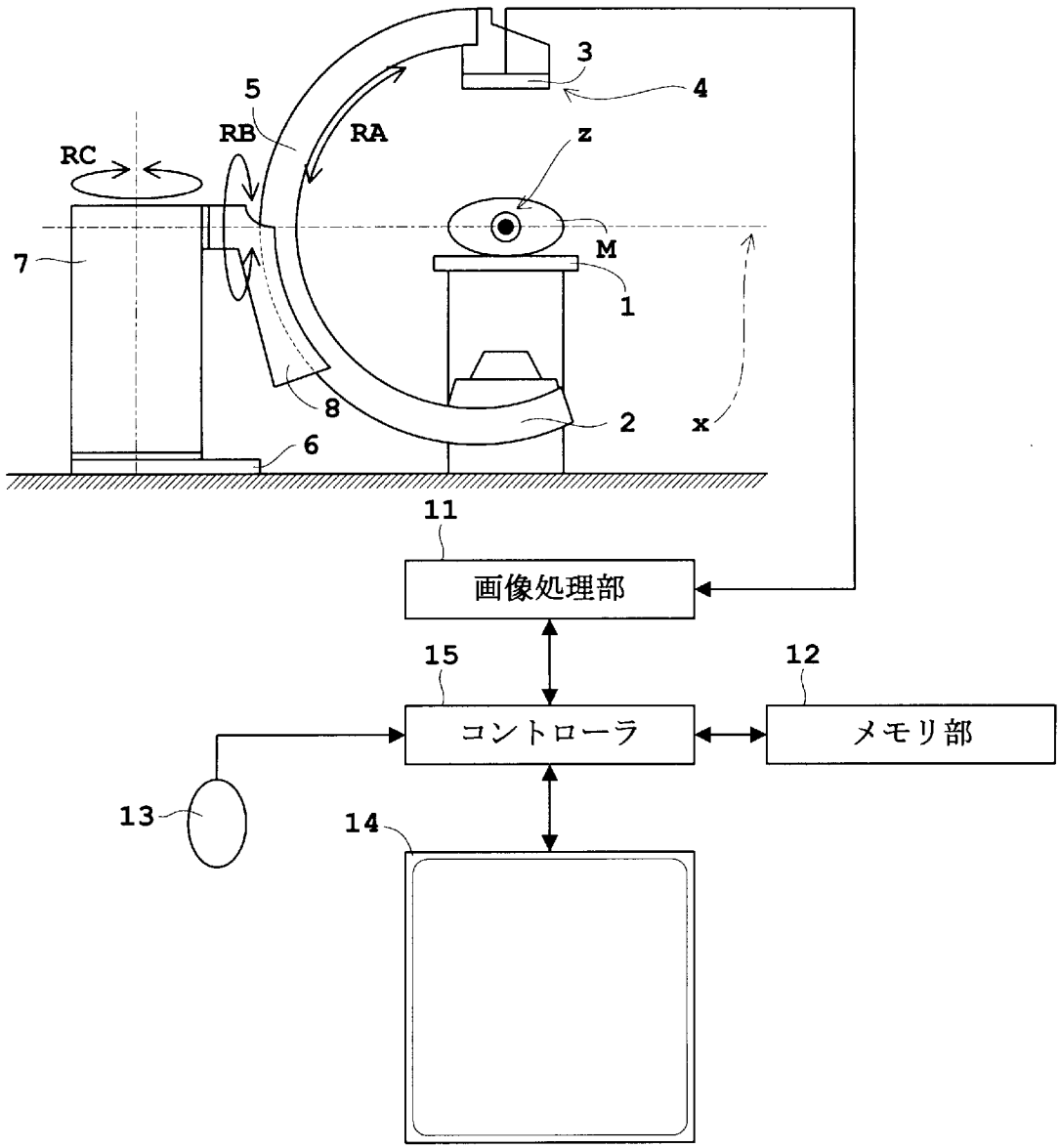
、

前記３次元座標位置検出手段は、診断・治療の対象となる被検体の体内に挿入される挿入部材の先端部分の位置を前記３次元座標位置として検出することを特徴とする医療用Ｘ線装置。

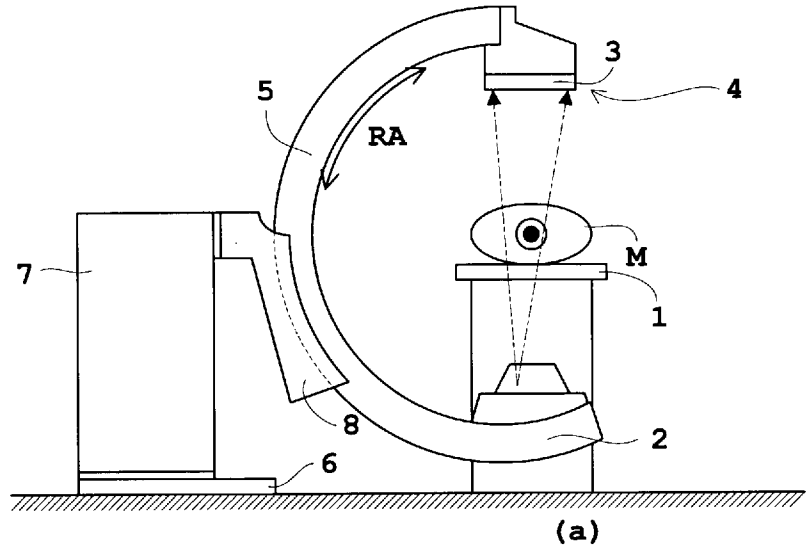
［請求項8］ 請求項７に記載の医療用Ｘ線装置において、

前記挿入部材は、内視鏡，線源挿入用アプリケータ，模擬線源あるいはカテーテルワイヤであることを特徴とする医療用Ｘ線装置。

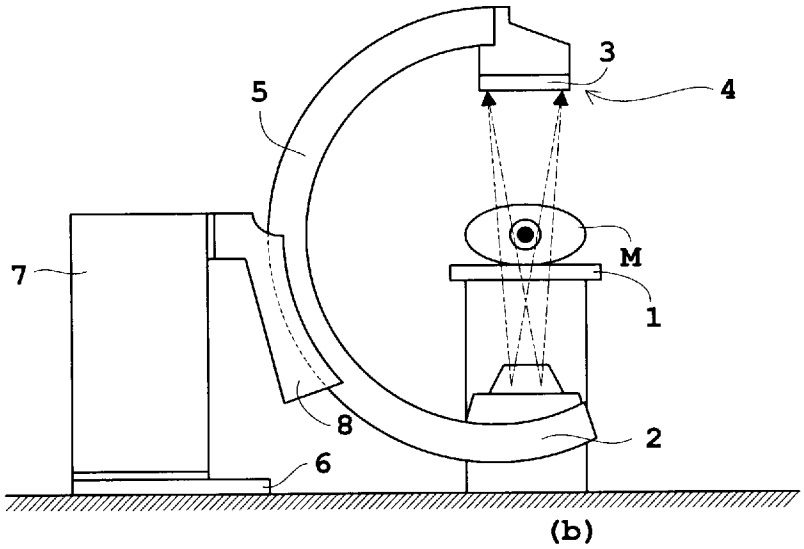
[図1]



[図2]

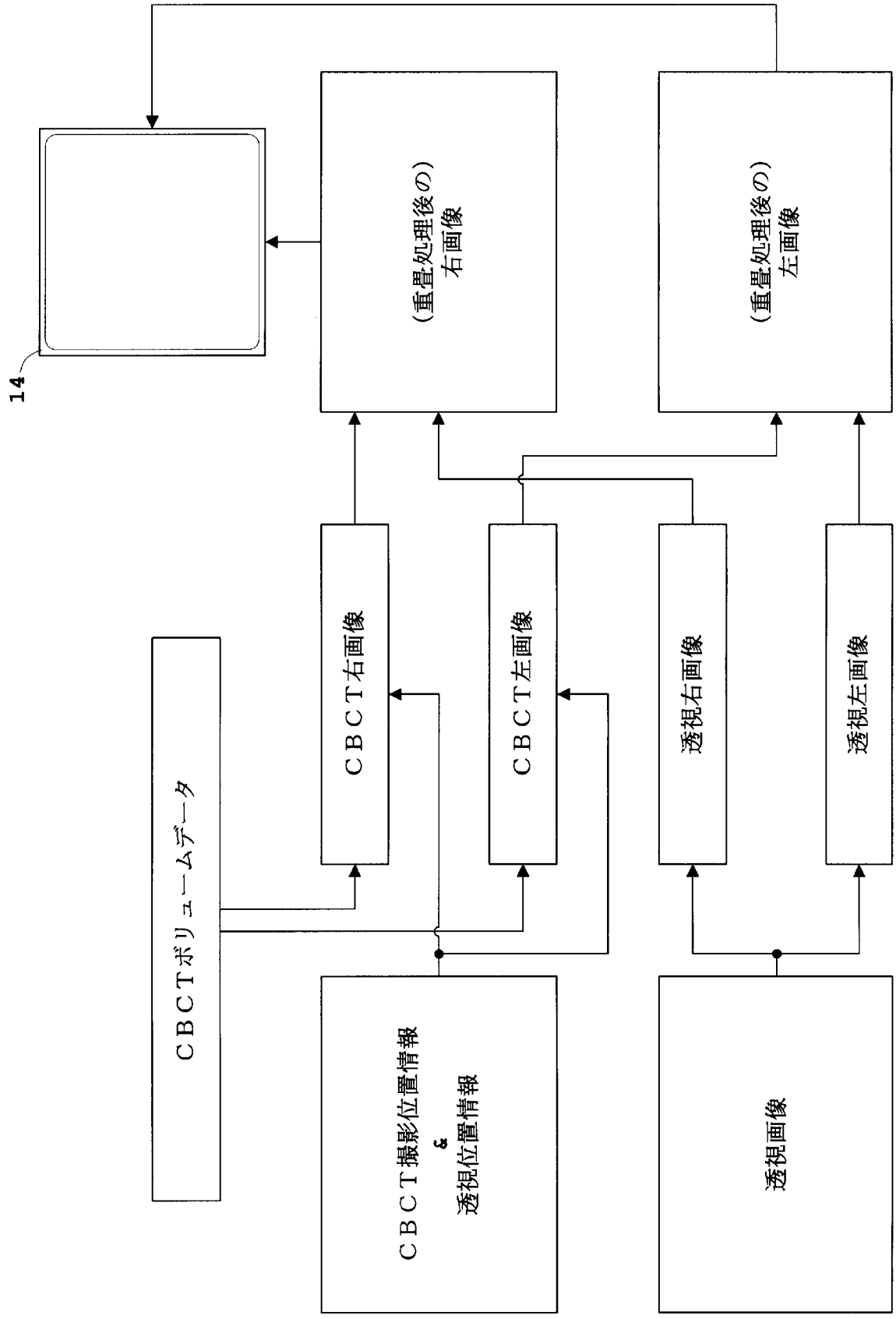


(a)

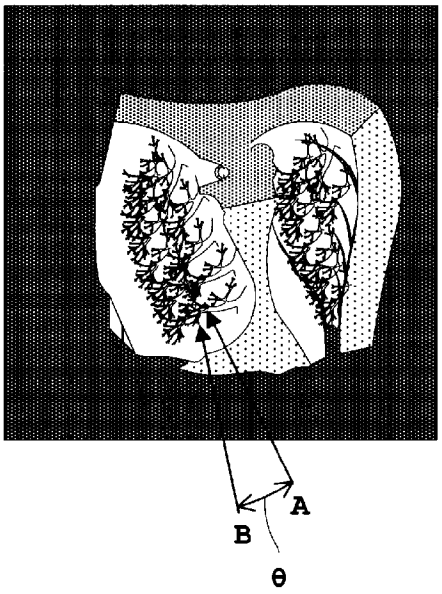


(b)

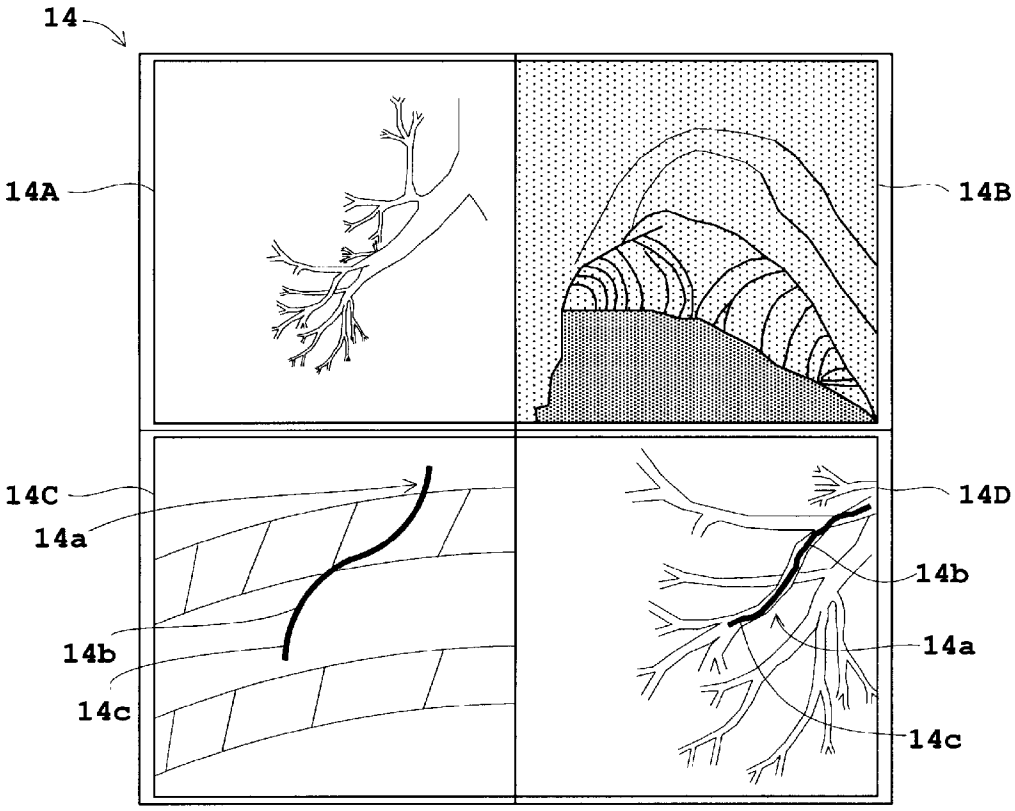
[図3]


14
(重畳処理後の)
右画像
(重畳処理後の)
左画像
CBCT右画像
CBCT左画像
透視右画像
透視左画像
CBCTボリュームデータ
CBCT撮影位置情報
&
透視位置情報
透視画像

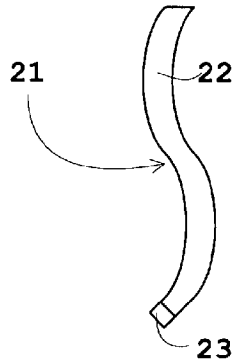
[図4]



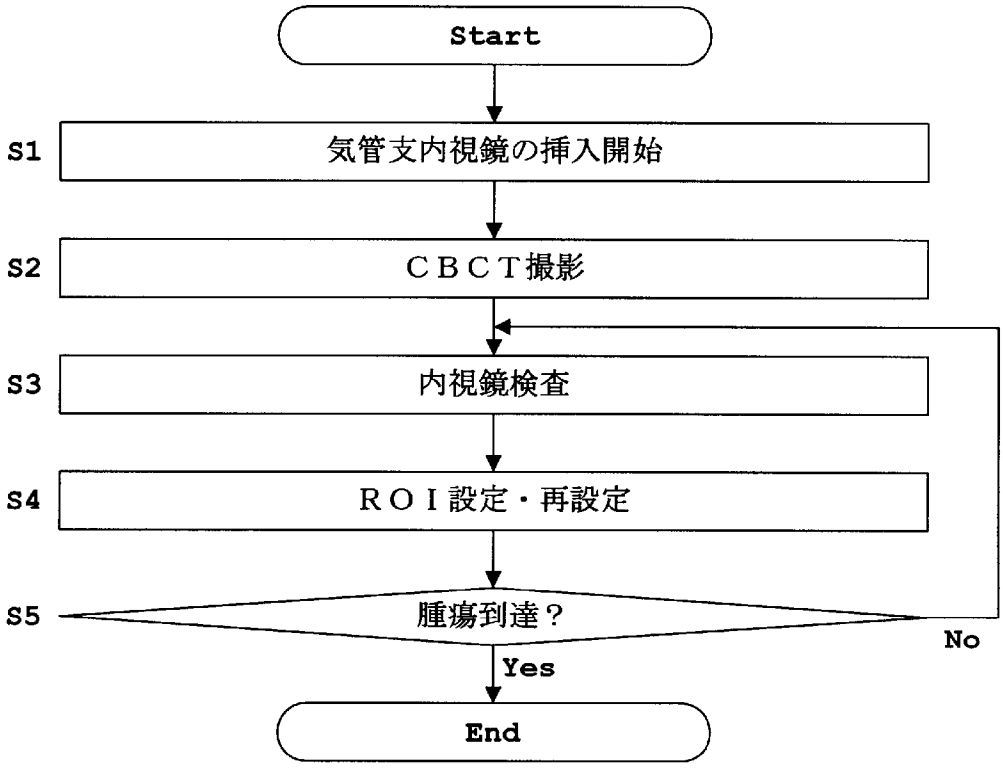
[図5]



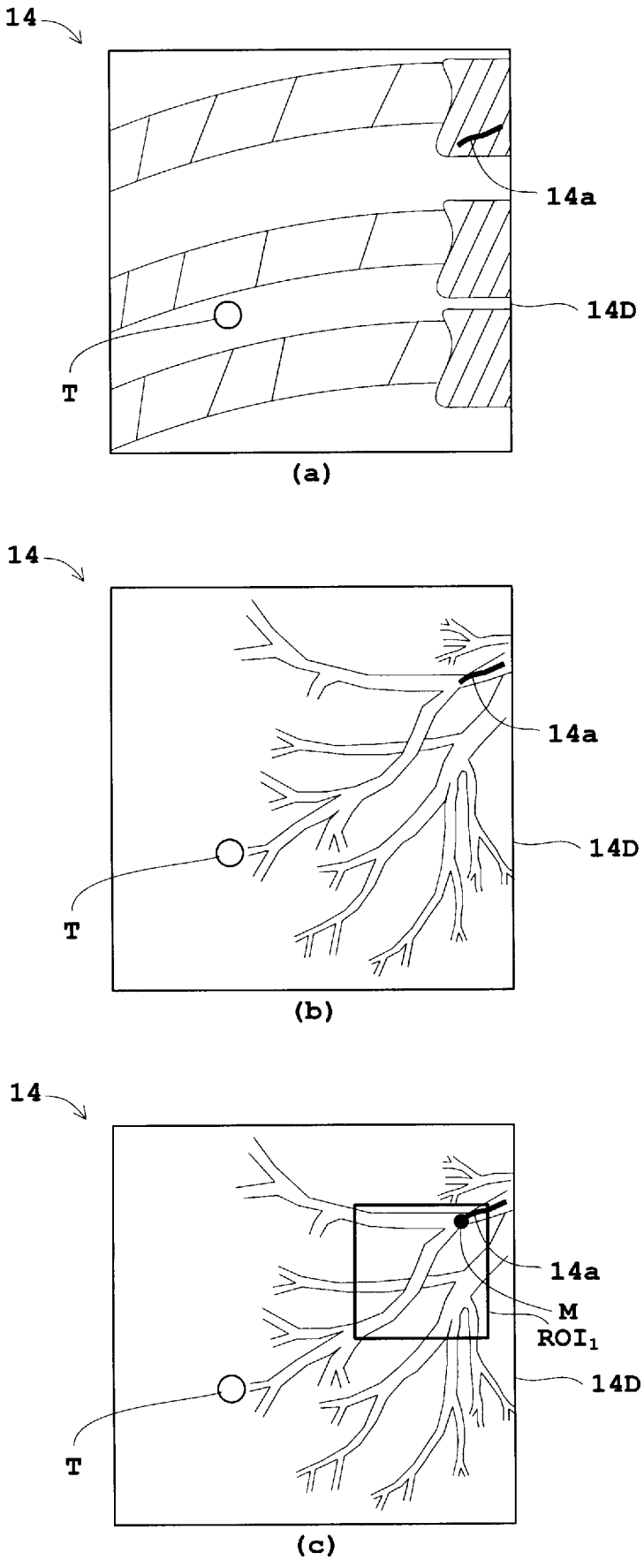
[図6]


21
22
23

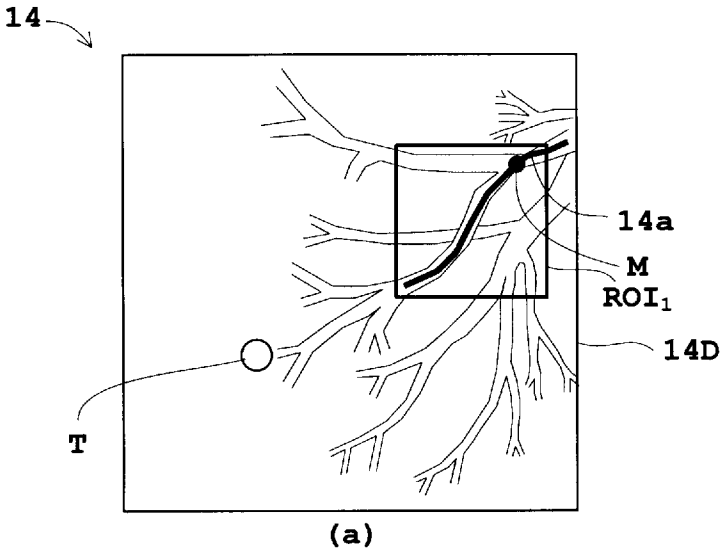
[図7]


Start
S1
気管支内視鏡の挿入開始
S2
ＣＢＣＴ撮影
S3
内視鏡検査
S4
ＲＯＩ設定・再設定
S5
腫瘍到達？
No
Yes
End

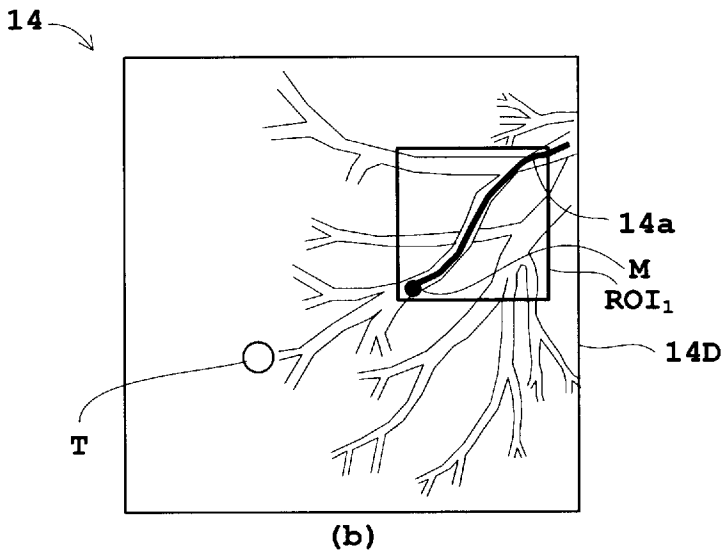
[図8]



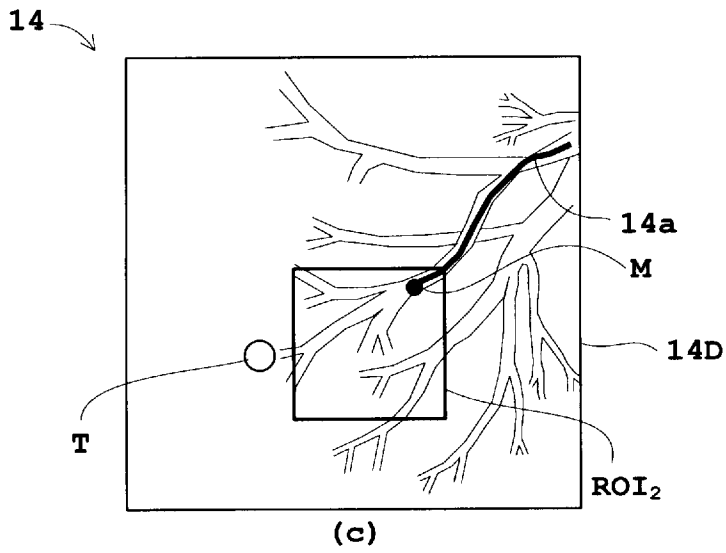
[図9]



(a)

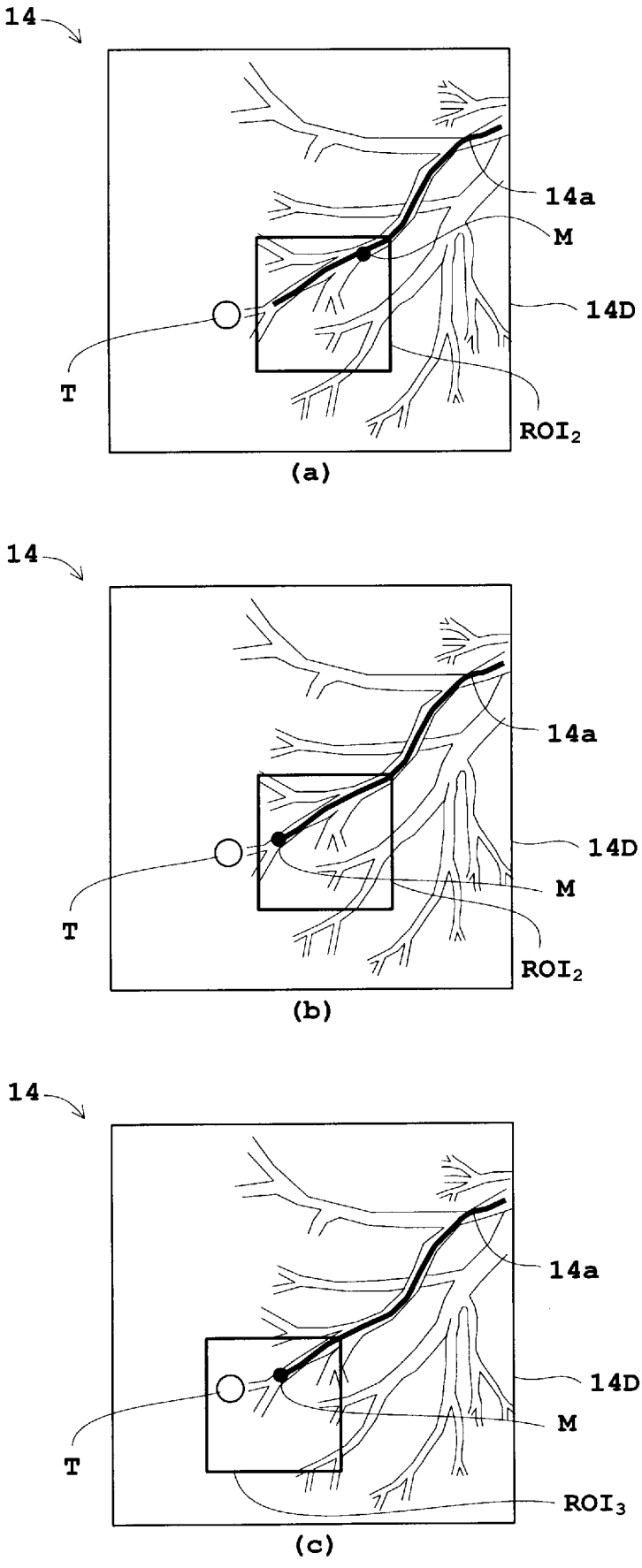


(b)

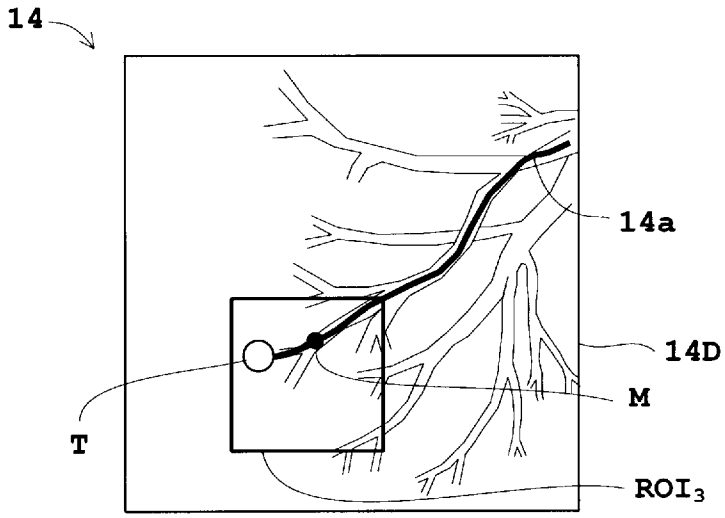


(c)

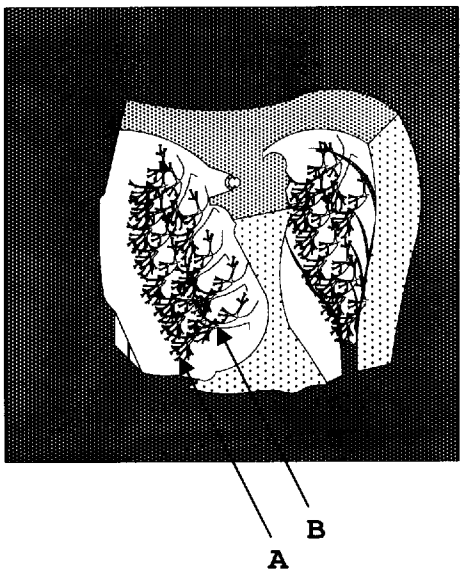
[図10]



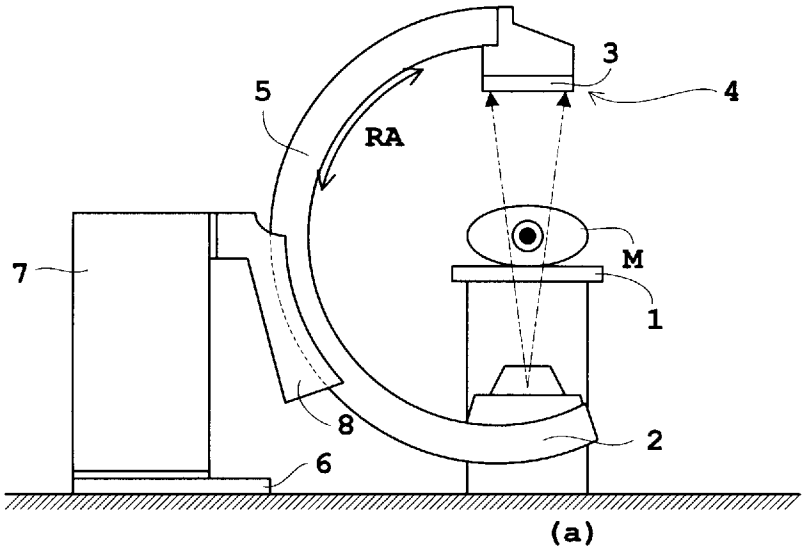
[図11]



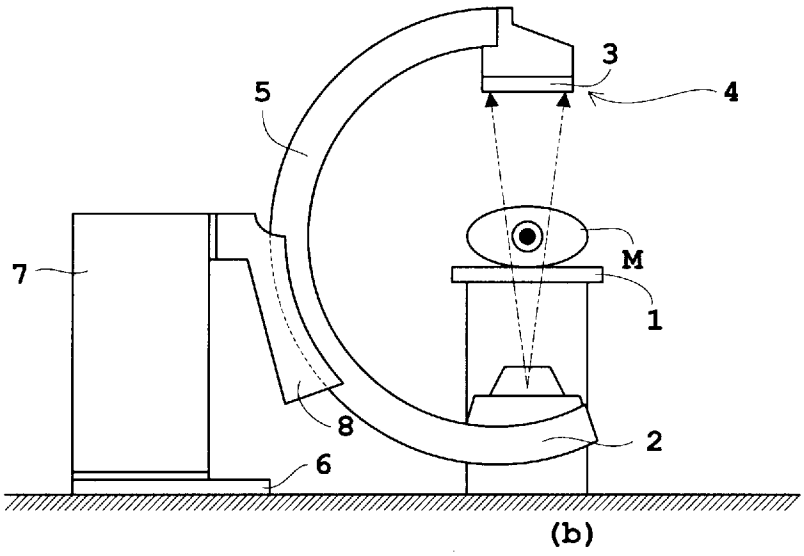
[図12]



[図13]



(a)



(b)

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2012/002198

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
A61B6/02(2006.01)i, *A61B6/12*(2006.01)i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
A61B6/00, G06T1/00, A61B19/00

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2012
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2012	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2012

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2003-38477 A (Shimadzu Corp.), 12 February 2003 (12.02.2003), entire text; all drawings (Family: none)	1-8
A	JP 2003-290192 A (Siemens AG.), 14 October 2003 (14.10.2003), entire text; all drawings & US 2003/0181809 A1 & DE 10210646 A	1-8
A	JP 2011-206167 A (Fujifilm Corp.), 20 October 2011 (20.10.2011), entire text; all drawings (Family: none)	1-8

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date
"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed
"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search	Date of mailing of the international search report
23 April, 2012 (23.04.12)	01 May, 2012 (01.05.12)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office Facsimile No.	Authorized officer Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2012/002198

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 10-57365 A (Philips Electronics N.V.), 03 March 1998 (03.03.1998), entire text; all drawings & JP 2008-119527 A & US 5852646 A & EP 809211 A3 & EP 809211 A2 & DE 19620371 A & DE 59708166 D	1-8

国際調査報告

国際出願番号　ＰＣＴ／ＪＰ２０１２／００２１９８

Ａ．　発明の属する分野の分類（国際特許分類（ＩＰＣ））

Int.Cl.　A61B6/02(2006.01)i, A61B6/12(2006.01)i

Ｂ．　調査を行った分野

調査を行った最小限資料（国際特許分類（ＩＰＣ））

Int.Cl.　A61B6/00, G06T1/00, A61B19/00

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	１９２２－１９９６年
日本国公開実用新案公報	１９７１－２０１２年
日本国実用新案登録公報	１９９６－２０１２年
日本国登録実用新案公報	１９９４－２０１２年

国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）

Ｃ．　関連すると認められる文献

引用文献のカテゴリー＊	引用文献名　及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する請求項の番号
A	JP 2003-38477 A (株式会社島津製作所) 2003.02.12, 全文, 全図（ファミリーなし）	1-8
A	JP 2003-290192 A (シーメンス　アクチエンゲゼルシヤフト) 2003.10.14, 全文, 全図 & US 2003/0181809 A1 & DE 10210646 A	1-8
A	JP 2011-206167 A (富士フイルム株式会社) 2011.10.20, 全文, 全図（ファミリーなし）	1-8

☑　Ｃ欄の続きにも文献が列挙されている。

☐　パテントファミリーに関する別紙を参照。

＊　引用文献のカテゴリー

「Ａ」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの

「Ｅ」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの

「Ｌ」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す）

「Ｏ」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献

「Ｐ」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願の日の後に公表された文献

「Ｔ」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの

「Ｘ」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの

「Ｙ」特に関連のある文献であって、当該文献と他の１以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの

「＆」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日 ２３．０４．２０１２	国際調査報告の発送日 ０１．０５．２０１２
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁（ＩＳＡ／ＪＰ） 郵便番号１００－８９１５ 東京都千代田区霞が関三丁目４番３号	特許庁審査官（権限のある職員）　２Ｑ　３６１４ 井上　香緒梨 電話番号　０３－３５８１－１１０１　内線　３２９２

Ｃ（続き）．　関連すると認められる文献

引用文献のカテゴリー＊	引用文献名　及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する請求項の番号
A	JP 10-57365 A (フィリップス　エレクトロニクス　ネムローゼ　フェンノートシャップ) 1998.03.03, 全文, 全図 & JP 2008-119527 A & US 5852646 A & EP 809211 A3 & EP 809211 A2 & DE 19620371 A & DE 59708166 D	1-8