

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5654787号  
(P5654787)

(45) 発行日 平成27年1月14日(2015.1.14)

(24) 登録日 平成26年11月28日(2014.11.28)

(51) Int. Cl.	F 1		
A 6 1 B 6/02 (2006.01)	A 6 1 B 6/02	3 5 3 B	
A 6 1 B 6/00 (2006.01)	A 6 1 B 6/02	3 0 1 H	
A 6 1 B 6/12 (2006.01)	A 6 1 B 6/00	3 3 0 Z	
	A 6 1 B 6/00	3 5 0 D	
	A 6 1 B 6/12		

請求項の数 11 (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2010-148633 (P2010-148633)  
 (22) 出願日 平成22年6月30日(2010.6.30)  
 (65) 公開番号 特開2012-10836 (P2012-10836A)  
 (43) 公開日 平成24年1月19日(2012.1.19)  
 審査請求日 平成25年1月21日(2013.1.21)

(73) 特許権者 306037311  
 富士フイルム株式会社  
 東京都港区西麻布2丁目26番30号  
 (74) 代理人 100073184  
 弁理士 柳田 征史  
 (74) 代理人 100090468  
 弁理士 佐久間 剛  
 (72) 発明者 中山 弘毅  
 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地  
 富士フイルム株式会社内  
 (72) 発明者 長谷川 玲  
 アメリカ合衆国 95131 カリフォル  
 ニア州サンノゼ市北一番通り2150番地  
 550号室 富士フイルムメディカルシス  
 テムズUSA社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】放射線画像撮影表示方法およびシステム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

放射線画像取得部と、表示制御部と、位置指定受付部と、位置情報取得部とを備えた放射線画像表示制御装置の作動方法であって、

前記放射線画像取得部が、互いに異なる撮影方向からの被写体へ放射線の照射によって放射線画像検出器により検出された前記撮影方向毎の放射線画像を取得し、

前記表示制御部が、前記撮影方向毎の放射線画像を用いて立体視画像を表示させ、さらに前記撮影方向毎の放射線画像を2次元画像としてそれぞれ表示させ、

前記位置指定受付部が、前記立体視画像内の所定の位置の指定を受け付け、

前記位置情報取得部が、前記位置指定受付部により受け付けられた位置情報を取得し、  
 前記表示制御部が、前記位置情報が取得された際、前記各2次元画像上に前記位置情報

に応じた指標を表示させ、

前記位置指定受付部が、前記各2次元画像上に前記指標が表示された後、前記各2次元画像上に表示された前記指標の位置の調整を受け付け、

前記位置情報取得部が、前記調整後の指標の前記各2次元画像内における位置情報をさらに取得することを特徴とする放射線画像表示制御装置の作動方法。

【請求項2】

互いに異なる撮影方向から被写体へ放射線を照射する放射線照射部と、該放射線照射部によって照射されて前記被写体を透過した放射線を検出する放射線画像検出器と、該放射線画像検出器により検出された前記撮影方向毎の放射線画像を取得し、該取得した撮影方

向毎の放射線画像を用いて立体視画像を表示する表示装置とを備えた放射線画像撮影表示システムにおいて、

前記表示装置において前記立体視画像が表示されている際、該立体視画像内の所定の位置の指定を受け付ける位置指定受付部と、

該位置指定受付部により受け付けられた位置情報を取得する位置情報取得部とを備え、前記表示装置が、前記撮影方向毎の放射線画像を2次元画像としてそれぞれ表示するものであるとともに、前記各2次元画像上に、前記位置情報取得部により取得された位置情報に応じた指標を表示するものであり、

前記位置指定受付部が、前記各2次元画像上に前記指標が表示された後、前記各2次元画像上に表示された前記指標の位置の調整を受け付けるものであり、

前記位置情報取得部が、前記調整後の指標の前記各2次元画像内における位置情報をさらに取得するものであることを特徴とする放射線画像撮影表示システム。

10

【請求項3】

前記表示装置が、前記立体視画像と前記各2次元画像とを同時に表示するものであることを特徴とする請求項2記載の放射線画像撮影表示システム。

【請求項4】

前記表示装置が、前記立体視画像内において指定された位置の奥行方向の座標に基づいて、前記各2次元画像上に所定の閾値の範囲を示す画像を表示するものであることを特徴とする請求項2または3記載の放射線画像撮影表示システム。

【請求項5】

前記所定の閾値の範囲が、前記放射線照射部の放射線の焦点と前記放射線画像検出器との距離と前記撮影方向がなす輻輳角とに基づいて決定される奥行方向の解像度に応じて設定されるものであることを特徴とする請求項4記載の放射線画像撮影表示システム。

20

【請求項6】

前記2次元画像として表示される放射線画像が、前記位置指定受付部による位置の指定を受け付ける際に用いた立体視画像を構成する放射線画像の撮影方向がなす輻輳角よりも大きい輻輳角をなす撮影方向からの放射線の照射によって取得されたものであることを特徴とする請求項2から5いずれか1項記載の放射線画像撮影表示システム。

【請求項7】

前記各2次元画像上における異常陰影を検出する異常陰影検出部を備えたことを特徴とする請求項2から6いずれか1項記載の放射線画像撮影表示システム。

30

【請求項8】

前記表示装置が、前記異常陰影検出部によって検出された異常陰影の位置を示す指標を前記各2次元画像上に表示するものであることを特徴とする請求項7項記載の放射線画像撮影表示システム。

【請求項9】

生検針を支持するとともに、移動可能な針支持部と、

前記立体視画像内において指定された所定の位置または前記2次元画像内において指定された所定の位置に基づいて、前記針支持部を移動させることによって前記生検針の先端の位置を制御する針位置制御部と、

40

前記立体視画像内において指定された所定の位置または前記2次元画像内において指定された所定の位置に基づいて推定された前記生検針の穿刺経路上に前記異常陰影検出部によって検出された異常陰影が存在するか否かを判定する異常陰影有無判定部とを備えたことを特徴とする請求項7または8記載の放射線画像撮影表示システム。

【請求項10】

前記生検針の所望の穿刺経路上の少なくとも1点の指定を受け付ける穿刺経路受付部を備え、

前記異常陰影有無判定部が、前記立体視画像内において指定された所定の位置または前記2次元画像内において指定された所定の位置と前記穿刺経路受付部によって受け付けられた点とに基づいて推定された穿刺経路上に前記異常陰影が存在するか否かを判定するも

50

のであることを特徴とする請求項 9 記載の放射線画像撮影表示システム。

【請求項 11】

前記針位置制御部が、前記異常陰影有無判定部によって異常陰影が存在しないと判定された場合に、前記推定された生検針の穿刺経路上に沿って前記生検針が移動するように前記針支持部を移動させるものであることを特徴とする請求項 9 または 10 記載の放射線画像撮影表示システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、互いに異なる方向からの被写体へ放射線の照射によって放射線画像検出器により検出された放射線画像を用いて立体視画像を表示する放射線画像撮影表示方法およびシステムに関するものであり、特に、立体視画像上において病変などの位置を特定し、その位置の組織片を採取するステレオバイオプシ装置に用いられるものである。

10

【背景技術】

【0002】

病院の検査では病変周辺の組織片を採取することがあるが、近年、患者に大きな負担をかけずに組織片を採取する方法として、中が空洞の組織採取用の針（以下、生検針と称する）を患者に刺し、針の空洞に埋め込まれた組織を採取するバイオプシが注目されている。そして、このようなバイオプシを行うための装置としてステレオバイオプシ装置が提案されている。

20

【0003】

このステレオバイオプシ装置は、被験者に対して互いに異なる方向から放射線を照射して互いに視差のある複数の放射線画像を取得し、これらの放射線画像に基づいて立体視画像（ステレオ画像）を表示するものであり、この立体視画像を観察しながら病変の3次元的位置を特定することができ、生検針の先端をその特定位置に到達するように制御することによって所望の位置から組織片を採取することができるものである。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特表2000-500031号公報

30

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

ここで、従来、上述したようなステレオバイオプシ装置においては、組織片を採取する病変位置をターゲティングする際、立体視画像を構成する2枚の放射線画像を2次元画像として表示し、その2次元画像上でそれぞれターゲティングを行った後、その2次元画像上のターゲティングの位置座標に基づいて病変位置の3次元位置座標を算出するようにしていた。

【0006】

しかしながら、上記のように2枚の2次元画像上で別個にターゲティングを行うようにしたのでは、2枚の2次元画像上でそれぞれ同一の病変をターゲティング出来ているか否かを確認することが困難である。特に、乳房の放射線画像において多数の石灰化が存在している場合、2枚の放射線画像で正しく対応する石灰化を選択するのが困難である上、左右で異なる石灰化を選択してしまうと、間違ったところにバイオプシの針を刺してしまうことになる。このような理由から、従来のステレオバイオプシ装置においては、30分から1時間ほどの時間を必要とし、診断効率の低下を招いていた。

40

【0007】

また、たとえば、特許文献1には、ディスプレイに表示された立体視画像を観察しながらその立体視画像上でターゲティングを行うことが提案されているが、立体視画像上では高精度なターゲティングを行うことが困難である。

50

## 【0008】

本発明は、上記の事情に鑑み、ステレオバイオプシ装置などで行われる病変のターゲティングを簡易かつ高精度に行うことができる放射線画像撮影表示方法およびシステム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】

## 【0009】

本発明の放射線画像撮影表示方法は、互いに異なる撮影方向からの被写体へ放射線の照射によって放射線画像検出器により検出された撮影方向毎の放射線画像を取得し、その取得した撮影方向毎の放射線画像を用いて立体視画像を表示する放射線画像撮影表示方法において、立体視画像が表示されている際、立体視画像内の所定の位置の指定を受け付けて位置情報を取得し、撮影方向毎の放射線画像を2次元画像としてそれぞれ表示するとともに、各2次元画像上に、立体視画像内において指定された位置情報に応じた指標を表示し、その指標を表示した後、各2次元画像内の所定の位置の指定をさらに受け付けて位置情報を取得することを特徴とする。

10

## 【0010】

本発明の放射線画像撮影表示装置は、互いに異なる撮影方向から被写体へ放射線を照射する放射線照射部と、放射線照射部によって照射されて被写体を透過した放射線を検出する放射線画像検出器と、放射線画像検出器により検出された撮影方向毎の放射線画像を取得し、その取得した撮影方向毎の放射線画像を用いて立体視画像を表示する表示装置とを備えた放射線画像撮影表示システムにおいて、表示装置において立体視画像が表示されている際、立体視画像内の所定の位置の指定を受け付ける位置指定受付部と、位置指定受付部により受け付けられた位置情報を取得する位置情報取得部とを備え、表示装置が、撮影方向毎の放射線画像を2次元画像としてそれぞれ表示するものであるとともに、各2次元画像上に、位置情報取得部により取得された所定の位置情報に応じた指標を表示するものであり、位置指定受付部が、各2次元画像上に指標が表示された後、各2次元画像内の所定の位置の指定をさらに受け付けるものであるとともに、位置情報取得部が、その受け付けられた位置情報をさらに取得するものであることを特徴とする。

20

## 【0011】

また、上記本発明の放射線画像撮影表示システムにおいては、表示装置を、立体視画像と各2次元画像とを同時に表示するものとできる。

30

## 【0012】

また、表示装置を、立体視画像内において指定された位置の奥行方向の座標に基づいて、各2次元画像上に所定の閾値の範囲を示す画像を表示するものとできる。

## 【0013】

また、所定の閾値の範囲を、放射線照射部の放射線の焦点と放射線画像検出器との距離と撮影方向がなす輻輳角とに基づいて決定される奥行方向の解像度に応じて設定することができる。

## 【0014】

また、2次元画像として表示される放射線画像を、位置指定受付部による位置の指定を受け付ける際に用いた立体視画像を構成する放射線画像の撮影方向がなす輻輳角よりも大きい輻輳角をなす撮影方向からの放射線の照射によって取得されたものとできる。

40

## 【0015】

また、各2次元画像上における異常陰影を検出する異常陰影検出部を設けることができる。

## 【0016】

また、表示装置を、異常陰影検出部によって検出された異常陰影の位置を示す指標を各2次元画像上に表示するものとできる。

## 【0017】

また、生検針を支持するとともに、移動可能な針支持部と、立体視画像内において指定された所定の位置または2次元画像内において指定された所定の位置に基づいて、針支持

50

部を移動させることによって生検針の先端の位置を制御する針位置制御部と、立体視画像内において指定された所定の位置または2次元画像内において指定された所定の位置に基づいて推定された生検針の穿刺経路上に異常陰影検出部によって検出された異常陰影が存在するか否かを判定する異常陰影有無判定部とを設けることができる。

【0018】

また、生検針の所望の穿刺経路上の少なくとも1点の指定を受け付ける穿刺経路受付部を設け、異常陰影有無判定部を、立体視画像内において指定された所定の位置または2次元画像内において指定された所定の位置と穿刺経路受付部によって受け付けられた点とに基づいて推定された穿刺経路上に異常陰影が存在するか否かを判定するものとできる。

【0019】

また、針位置制御部を、異常陰影有無判定部によって異常陰影が存在しないと判定された場合に、推定された生検針の穿刺経路上に沿って生検針が移動するように針支持部を移動させるものとできる。

【発明の効果】

【0020】

本発明の放射線画像撮影表示方法およびシステムによれば、立体視画像が表示されている際、立体視画像内の所定の位置の指定を受け付けて位置情報を取得し、撮影方向毎の放射線画像を2次元画像としてそれぞれ表示するとともに、各2次元画像上に、立体視画像内において指定された位置情報に応じた指標を表示し、その指標を表示した後、各2次元画像内の所定の位置の指定をさらに受け付けて位置情報を取得するようにしたので、立体視画像上で指定された位置情報に応じた指標を2次元画像上に表示することによって、観察者が2次元画像上でのターゲティングを容易に行うことができ、さらに、その2次元画像上での位置の微調整を行うことができるので、より高精度なターゲティングを行うことができる。

【図面の簡単な説明】

【0021】

【図1】本発明の放射線画像撮影表示システムの一実施形態を用いたステレオ乳房画像撮影表示システムの概略構成図

【図2】図1に示すステレオ乳房画像撮影表示システムのアーム部を図1の右方向から見た図

【図3】図1に示すステレオ乳房画像撮影表示システムの撮影台を上方から見た図

【図4】図1に示すステレオ乳房画像撮影表示システムのコンピュータ内部の概略構成を示すブロック図

【図5】本発明の放射線画像撮影表示システムの一実施形態を用いたステレオ乳房画像撮影表示システムの作用を説明するためのフローチャート図

【図6】モニタ上に表示されるステレオ画像と2次元画像との一例を示す模式図

【図7】2次元画像上に表示されるカーソルと閾値範囲の一例を示す図

【図8】2次元画像上に表示される閾値範囲SR1と閾値範囲SR2の算出方法を説明するための図

【図9】本発明の放射線画像撮影表示システムのその他の実施形態を用いたステレオ乳房画像撮影表示システムのブロック図

【図10】本発明の放射線画像撮影表示システムのその他の実施形態を用いたステレオ乳房画像撮影表示システムのブロック図

【発明を実施するための形態】

【0022】

以下、図面を参照して本発明の放射線画像撮影表示システムの一実施形態を用いたステレオ乳房画像撮影表示システムについて説明する。本実施形態の乳房画像撮影表示システムは、着脱可能なバイオブシユニットを取り付けることにより乳房用のステレオバイオブシ装置としても動作するシステムである。まず、本実施形態の乳房画像撮影表示システム全体の概略構成について説明する。図1は、バイオブシユニットが取り付けられた状態の

10

20

30

40

50

乳房画像撮影表示システムの概略構成を示す図である。

【 0 0 2 3 】

本実施形態の乳房画像撮影表示システム 1 は、図 1 に示すように、乳房画像撮影装置 1 0 と、乳房画像撮影装置 1 0 に接続されたコンピュータ 8 と、コンピュータ 8 に接続されたモニター 9 および入力部 7 とを備えている。

【 0 0 2 4 】

そして、乳房画像撮影装置 1 0 は、図 1 に示すように、基台 1 1 と、基台 1 1 に対し上下方向（Z 方向）に移動可能であり、かつ回転可能な回転軸 1 2 と、回転軸 1 2 により基台 1 1 と連結されたアーム部 1 3 を備えている。なお、図 2 には、図 1 の右方向から見たアーム部 1 3 を示している。

10

【 0 0 2 5 】

アーム部 1 3 はアルファベットの C の形をしており、その一端には撮影台 1 4 が、その他端には撮影台 1 4 と対向するように放射線照射部 1 6 が取り付けられている。アーム部 1 3 の回転および上下方向の移動は、基台 1 1 に組み込まれたアームコントローラ 3 1 により制御される。

【 0 0 2 6 】

撮影台 1 4 の内部には、フラットパネルディテクタ等の放射線画像検出器 1 5 と、放射線画像検出器 1 5 からの電荷信号の読み出しを制御する検出器コントローラ 3 3 が備えられている。また、撮影台 1 4 の内部には、放射線画像検出器 1 5 から読み出された電荷信号を電圧信号に変換するチャージアンプや、チャージアンプから出力された電圧信号をサンプリングする相関 2 重サンプリング回路や、電圧信号をデジタル信号に変換する A D 変換部などが設けられた回路基板なども設置されている。

20

【 0 0 2 7 】

また、撮影台 1 4 はアーム部 1 3 に対し回転可能に構成されており、基台 1 1 に対してアーム部 1 3 が回転したときでも、撮影台 1 4 の向きは基台 1 1 に対し固定された向きとすることができる。

【 0 0 2 8 】

放射線画像検出器 1 5 は、放射線画像の記録と読み出しを繰り返して行うことができるものであり、放射線の照射を直接受けて電荷を発生する、いわゆる直接型の放射線画像検出器を用いてもよいし、放射線を一旦可視光に変換し、その可視光を電荷信号に変換する、いわゆる間接型の放射線画像検出器を用いるようにしてもよい。また、放射線画像信号の読み出し方式としては、T F T ( thin film transistor ) スイッチをオン・オフされることによって放射線画像信号が読みだされる、いわゆる T F T 読み出し方式のものや、読取光を照射することによって放射線画像信号が読み出される、いわゆる光読み出し方式のものを用いることが望ましいが、これに限らずその他のものを用いるようにしてもよい。

30

【 0 0 2 9 】

放射線照射部 1 6 の中には放射線源 1 7 と、放射線源コントローラ 3 2 が収納されている。放射線源コントローラ 3 2 は、放射線源 1 7 から放射線を照射するタイミングと、放射線源 1 7 における放射線発生条件（管電流、時間、管電流時間積等）を制御するものである。

40

【 0 0 3 0 】

また、アーム部 1 3 の中央部には、撮影台 1 4 の上方に配置されて乳房を押しつけて圧迫する圧迫板 1 8 と、その圧迫板 1 8 を支持する支持部 2 0 と、支持部 2 0 を上下方向（Z 方向）に移動させる移動機構 1 9 が設けられている。圧迫板 1 8 の位置、圧迫圧は、圧迫板コントローラ 3 4 により制御される。図 3 は、図 1 に示す圧迫板 1 8 を上方から見た図であるが、同図に示すように、圧迫板 1 8 は、撮影台 1 4 と圧迫板 1 8 により乳房を固定した状態でバイオプシを行えるよう、約 1 0 × 1 0 c m 四方の大きさの開口部 5 を備えている。

【 0 0 3 1 】

バイオプシユニット 2 は、その基体部分が圧迫板 1 8 の支持部 2 0 の開口部に差し込ま

50

れ、基体部分の下端がアーム部 13 に取り付けられることによって、乳房画像撮影表示システム 1 と機械的、電氣的に接続されるものである。

【 0 0 3 2 】

そして、バイオプシユニット 2 は、乳房に穿刺される生検針 21 を有し、着脱可能に構成された生検針ユニット 22 と、生検針ユニット 22 を支持する針支持部 23 と、針支持部 23 をレールに沿って移動させ、あるいは針支持部 23 を出し入れさせることにより、生検針ユニット 22 を図 1 から図 3 に示す X、Y および Z 方向に移動させる移動機構 24 とを備える。生検針ユニット 22 の生検針 21 の先端の位置は、移動機構 24 が備える針位置コントローラ 35 により、3次元空間における位置座標 (x、y、z) として認識され、制御される。なお、図 1 における紙面垂直方向が X 方向、図 2 における紙面垂直方向が Y 方向、図 3 における紙面垂直方向が Z 方向である。

10

【 0 0 3 3 】

コンピュータ 8 は、中央処理装置 (CPU) および半導体メモリやハードディスクや SSD 等のストレージデバイスなどを備えており、これらのハードウェアによって、図 4 に示すような制御部 8a、放射線画像記憶部 8b および位置情報取得部 8c が構成されている。

【 0 0 3 4 】

制御部 8a は、各種のコントローラ 31 ~ 35 に対して所定の制御信号を出力し、システム全体の制御を行うものである。具体的な制御方法については後で詳述する。

【 0 0 3 5 】

放射線画像記憶部 8b は、放射線画像検出器 15 によって取得された撮影角度毎の放射線画像信号を予め記憶するものである。

20

【 0 0 3 6 】

位置情報取得部 8c は、モニター 9 に表示されたステレオ画像内およびそのステレオ画像を構成する放射線画像であって 2次元画像として表示された放射線画像内において指定された異常陰影などの位置情報を取得し、その位置情報を制御部 8a に出力するものである。

【 0 0 3 7 】

入力部 7 は、たとえば、キーボードやマウスなどのポインティングデバイスから構成されるものであり、モニター 9 に表示されたステレオ画像内およびモニター 9 に 2次元画像として表示された放射線画像内の異常陰影などの位置を指定可能に構成されたものである。また、入力部 7 は、撮影者による撮影条件などの入力や操作指示の入力などを受け付けるものである。

30

【 0 0 3 8 】

モニター 9 は、コンピュータ 8 から出力された 2つの放射線画像信号を用いてステレオ画像を表示するとともに、その 2つの放射線画像信号に基づく放射線画像をそれぞれ 2次元画像として表示するように構成されたものである。ステレオ画像を表示する構成としては、たとえば、2つの画面を用いて 2つの放射線画像信号に基づく放射線画像をそれぞれ表示させて、これらをハーフミラーや偏光グラスなどを用いることで一方の放射線画像は観察者の右目に入射させ、他方の放射線画像は観察者の左目に入射させることによってステレオ画像を表示する構成を採用することができる。または、たとえば、2つの放射線画像を所定の視差量だけずらして重ね合わせて表示し、これを偏光グラスで観察することでステレオ画像を生成する構成としてもよいし、もしくはパララックスバリア方式およびレンチキュラー方式のように、2つの放射線画像を立体視可能な 3D液晶に表示することによってステレオ画像を生成する構成としてもよい。また、ステレオ画像を表示する装置と 2次元画像を表示する装置とは別個に構成するようにしてもよいし、同じ画面上で表示できる場合には同じ装置として構成するようにしてもよい。

40

【 0 0 3 9 】

次に、本実施形態の乳房画像撮影表示システムの作用について、図 5 に示すフローチャートを参照しながら説明する。

50

## 【 0 0 4 0 】

まず、撮影台 1 4 の上に乳房 M が設置され、圧迫板 1 8 により乳房が所定の圧力によって圧迫される ( S 1 0 ) 。

## 【 0 0 4 1 】

次に、入力部 7 において、撮影者によって種々の撮影条件が入力された後、撮影開始の指示が入力される。なお、このとき生検針ユニット 2 2 は、上方に待避しており、まだ乳房には穿刺されていないものとする。

## 【 0 0 4 2 】

そして、入力部 7 において撮影開始の指示があると、乳房 M のステレオ画像の撮影が行われる ( S 1 2 ) 。具体的には、まず、制御部 8 a が、予め設定されたステレオ画像の撮影のための輻輳角 を読み出し、その読み出した輻輳角 の情報をアームコントローラ 3 1 に出力する。なお、本実施形態においては、このときの輻輳角 の情報として  $\pm 2^\circ$  が予め記憶されているものとするが、これに限らず、たとえば、 $\pm 2^\circ$  以上  $\pm 5^\circ$  以下であれば如何なる角度を用いてもよい。

## 【 0 0 4 3 】

そして、アームコントローラ 3 1 において、制御部 8 a から出力された輻輳角 の情報が受け付けられ、アームコントローラ 3 1 は、この輻輳角 の情報に基づいて、図 2 に示すように、アーム部 1 3 が撮影台 1 4 に垂直な方向に対して  $+ \quad^\circ$  回転するよう制御信号を出力する。すなわち、本実施形態においては、アーム部 1 3 を撮影台 1 4 に垂直な方向に対して  $+ 2^\circ$  回転するよう制御信号を出力する。

## 【 0 0 4 4 】

そして、このアームコントローラ 3 1 から出力された制御信号に応じてアーム部 1 3 が  $+ 2^\circ$  回転する。続いて制御部 8 a は、放射線源コントローラ 3 2 および検出器コントローラ 3 3 に対して放射線の照射と放射線画像信号の読み出しを行うよう制御信号を出力する。この制御信号に応じて、放射線源 1 7 から放射線が射出され、乳房を  $+ 2^\circ$  方向から撮影した放射線画像が放射線画像検出器 1 5 によって検出され、検出器コントローラ 3 3 によって放射線画像信号が読み出され、その放射線画像信号に対して所定の信号処理が施された後、コンピュータ 8 の放射線画像記憶部 8 b に記憶される。

## 【 0 0 4 5 】

次に、アームコントローラ 3 1 は、図 2 に示すように、アーム部を初期位置に一旦戻した後、撮影台 1 4 に垂直な方向に対して  $- \quad^\circ$  回転するよう制御信号を出力する。すなわち、本実施形態においては、アーム部 1 3 を撮影台 1 4 に垂直な方向に対して  $- 2^\circ$  回転するよう制御信号を出力する。

## 【 0 0 4 6 】

そして、このアームコントローラ 3 1 から出力された制御信号に応じてアーム部 1 3 が  $- 2^\circ$  回転する。続いて制御部 8 a は、放射線源コントローラ 3 2 および検出器コントローラ 3 3 に対して放射線の照射と放射線画像の読み出しを行うよう制御信号を出力する。この制御信号に応じて、放射線源 1 7 から放射線が射出され、乳房を  $- 2^\circ$  方向から撮影した放射線画像が放射線画像検出器 1 5 によって検出され、検出器コントローラ 3 3 によって放射線画像信号が読み出され、所定の信号処理が施された後、コンピュータ 8 の放射線画像記憶部 8 b に記憶される。

## 【 0 0 4 7 】

そして、コンピュータ 8 の放射線画像記憶部 8 b に記憶された 2 つの放射線画像信号は、放射線画像記憶部 8 b から読み出された後、所定の信号処理が施されてモニター 9 に出力される。そして、本実施形態のモニター 9 においては、2 つの放射線画像信号に基づいてステレオ画像が表示されるとともに、この表示と同時に、上記各放射線画像信号に基づいて、2 次元画像の放射線画像がそれぞれ表示される ( S 1 4 ) 。図 6 は、ステレオ画像表示と 2 次元画像表示とを模式的に示した図である。

## 【 0 0 4 8 】

次に、上述したようにして乳房のステレオ画像および 2 次元画像が表示された後、観察

10

20

30

40

50



者によって、乳房における石灰化や腫瘍などが発見され、引き続いてバイオプシユニット 2 によってそれらの組織を採取したい場合などには、まず、モニター 9 に表示されたステレオ画像上において、観察者によって石灰化や腫瘍などのターゲットが指定される (S 16)。

【0049】

ターゲットの指定については、たとえば、入力部 7 におけるマウスなどポインティングデバイスによって行うようにすればよい。具体的には、たとえば、ステレオ画像を構成する 2 つの放射線画像内にそれぞれ 3 次元カーソル用の指標を表示させ、この 2 つの指標から構成される立体視画像である 3 次元カーソル (図 6 の M 1) を入力部 7 によって動かすことによってターゲットを指定するようにすればよい。なお、各放射線画像内における指標の位置は、それぞれ同じ位置を示すように、ステレオ画像を撮影した際の撮影方向に応じてその座標位置が設定されているものとする。

10

【0050】

そして、観察者によって指定されたターゲットの位置情報 (x 1, y 1, z 1) が制御部 8 a によって取得され、制御部 8 a は、この位置情報 (x 1, y 1, z 1) に対応する各 2 次元画像上における位置情報 (x 2, y 2), (x 3, y 3) を取得し、この位置情報 (x 2, y 2), (x 3, y 3) に基づいて、図 7 に示すようにカーソル M 2 とカーソル M 3 とを表示する (S 18)。なお、本実施形態においては、放射線源 17 の移動方向が X 方向であるので、y 座標については、y 1 = y 2 = y 3 となるが、x 座標については、x 1 と z 1 と各放射線画像の撮影方向とに基づいて算出されるものとする。具体的には、たとえば三角法などを用いて演算するようにすればよい。

20

【0051】

そして、さらに本実施形態においては、上述したようなカーソル M 2, M 3 とともに、各 2 次元画像上にそれぞれ閾値範囲 S R 1 と閾値範囲 S R 2 とを表示する。この閾値範囲 S R 1 と閾値範囲 S R 2 については、予め設定された Z 方向の閾値と各放射線画像の撮影方向とに基づいてそれぞれ算出される。

【0052】

具体的には、たとえば、下式 (1) に Z 方向の閾値 Z R を代入することによって X 方向の閾値範囲 X R (S R 1, S R 2) を算出するようにすればよい。なお、下式 (1) における S I D とは、図 8 に示すように、放射線光軸方向についての放射線源 17 と放射線画像検出器 15 の検出面 15 a との間の距離であり、また、θ は放射線の光軸方向と検出面 15 a の垂直方向とによってなされる角である。

30

$$X R = (S I D \times \sin \theta \times Z R) / (S I D \times \cos \theta - Z R) \cdots (1)$$

なお、Z 方向の閾値としては、たとえば、乳房の圧迫厚などがあるが、Z 方向について範囲の指標となるものであればその他のものでもよく、たとえば、± 1 mm といった数値を代入するようにしてもよい。

【0053】

また、この閾値 Z R については、放射線源 17 の焦点と放射線画像検出器 15 の間の距離と、2 つの放射線画像の撮影方向がなす輻輳角とによって決定される Z 方向についての解像度に応じて決定するようにしてもよい。具体的には、Z 方向についての解像度 Z は下式 (2) によって算出されるので、閾値 Z R として解像度 Z の整数倍の値を設定することが望ましい。

40

$$Z = (S I D \times \cos \theta \times X) / (S I D \times \sin \theta + X) \cdots (2)$$

なお、上式 (2) における S I D と θ については、数式 (1) と同様であり、X は、X 方向についての放射線画像検出器 15 の解像度である。

【0054】

このようにして設定される閾値範囲 S R 1, S R 2 を表示することによって、観察者の観察範囲を狭めることができ、より容易にターゲットの指定を行うことができる。

【0055】

また、上述のようなターゲットの指定とは目的が異なるが、生検針 21 の先端部分に Z

50

方向に延設された吸引用の開口の範囲を、各2次元画像またはステレオ画像上に表示するようにしてもよい。なお、吸引用の開口の長さは予め設定されており、各2次元画像に表示する場合には、予め設定されたその長さを上式(1)のZRに代入してXRを算出し、XRの範囲を開口の範囲として各2次元画像上に表示するようにすればよい。また、立体視画像上に表示する場合には、XRの範囲を開口の範囲として立体視画像を構成する2つの放射線画像上に表示するようにすればよい。このようにして開口の範囲を表示することによって吸引可能な範囲を視認することができる。

【0056】

次に、各2次元画像上の閾値範囲SR1内と閾値範囲SR2内において、実際の異常陰影などのターゲットの位置とカーソルM2, M3の位置とが一致しているか否かが観察者によって判定される(S20)。

10

【0057】

ここで、ターゲットの位置とカーソルM2, M3の位置とが一致しないと観察者によって判定された場合には、ターゲットの位置とカーソルM2, M3の位置とが一致するように観察者によって入力部7を用いてカーソルM2とカーソルM3とが動かされ、ターゲットの位置がカーソルM2とカーソルM3とによって改めて指定される(S22)。

【0058】

そして、観察者によって各2次元画像上で改めて指定されたカーソルM2の位置情報( $x_2'$ ,  $y_2'$ )とカーソルM3の位置情報( $x_3'$ ,  $y_3'$ )とに基づいて、ステレオ画像上でのターゲットの位置情報( $x_1'$ ,  $y_1'$ ,  $z_1'$ )が制御部8aによって改めて算出される。

20

【0059】

そして、制御部8aは、算出したターゲットの位置情報( $x_1'$ ,  $y_1'$ ,  $z_1'$ )をバイオブシユニット2の針位置コントローラ35に出力する。

【0060】

この状態で、入力部7において所定の操作ボタンが押されると、制御部8aから針位置コントローラ35に対し、生検針21を移動させる制御信号が出力される。針位置コントローラ35は、先に入力された位置情報( $x_1'$ ,  $y_1'$ ,  $z_1'$ )の値に基づき、生検針21の先端が、座標( $x_1'$ ,  $y_1'$ ,  $z_1' + \quad$ )が示す位置に配置されるように、生検針21を移動する。ここでは、生検針21が乳房に刺さらない程度に十分大きな値とする。これにより、生検針21がターゲットの上方にセットされる。

30

【0061】

その後、観察者により、生検針21の穿刺を指示する所定の操作が入力部7において行われると、制御部8aと針位置コントローラ35の制御の下で、生検針21の先端が座標( $x_1'$ ,  $y_1'$ ,  $z_1'$ )が示す位置に配置されるように生検針21が移動させられて、生検針21による乳房の穿刺が行われる(S24)。

【0062】

一方、S20において、ターゲットの位置とカーソルM2, M3の位置とが一致すると観察者によって判定された場合には、観察者により入力部7において所定の操作ボタンが押され、制御部8aは、先に観察者によってステレオ画像上において指定されたターゲットの位置情報( $x_1$ ,  $y_1$ ,  $z_1$ )をバイオブシユニット2の針位置コントローラ35に出力する。

40

【0063】

この状態で、入力部7において所定の操作ボタンが押されると、制御部8aから針位置コントローラ35に対し、生検針21を移動させる制御信号が出力される。針位置コントローラ35は、先に入力された位置情報( $x_1$ ,  $y_1$ ,  $z_1$ )の値に基づき、生検針21の先端が、座標( $x_1$ ,  $y_1$ ,  $z_1 + \quad$ )が示す位置に配置されるように、生検針21を移動する。

【0064】

その後、観察者により、生検針21の穿刺を指示する所定の操作が入力部7において行

50

われると、制御部 8 a と針位置コントローラ 3 5 の制御の下で、生検針 2 1 の先端が座標 ( x 1 , y 1 , z 1 ) が示す位置に配置されるように生検針 2 1 が移動させられて、生検針 2 1 による乳房の穿刺が行われる ( S 2 4 ) 。

【 0 0 6 5 】

なお、上記実施形態の説明においては、ステレオ画像を表示させるための放射線画像信号と 2 次元画像を表示させるための放射線画像信号として、同じ輻輳角  $\pm 2^\circ$  で撮影された放射線画像信号を用いるようにしたが、これに限らず、ステレオ画像を表示させるための放射線画像信号を撮影する際の輻輳角と異なる輻輳角によって撮影された放射線画像信号を用いて 2 次元画像を表示させるようにしてもよい。具体的には、2 次元画像表示用の放射線画像信号を撮影する際の輻輳角の方を広くすること望ましく、たとえば、輻輳角として  $10^\circ$  (  $\pm 5^\circ$  ) 以上  $30^\circ$  (  $\pm 15^\circ$  ) 以下とすることが望ましい。このように輻輳角を広くすることによって、放射線画像信号の奥行方向についてのシフト量を大きくすることができるので位置分解能を高めることができ、被写体内における特定位置の指定を高精度に行うことができる。

10

【 0 0 6 6 】

なお、上述したように輻輳角を設定する場合には、ステレオ画像と 2 次元画像とは同時に表示しなくてもよい。たとえば、まず、輻輳角  $\pm 2^\circ$  で撮影を行い、その撮影によって取得された放射線画像信号に基づいてステレオ画像のみを表示させ、そのステレオ画像内において、上記と同様にターゲットの指定を受け付ける。

【 0 0 6 7 】

そして、次に、輻輳角を  $\pm 15^\circ$  にして再度撮影を行い、その撮影によって取得された放射線画像信号に基づいて 2 次元画像を表示させる。そして、上記と同様にして、ステレオ画像上で指定されたターゲットの位置に応じた 2 次元画像上の位置にカーソル M 2 , M 3 を表示させるとともに閾値範囲 S R 1 , S R 2 を表示させ、閾値範囲 S R 1 , S R 2 において実際のターゲットの位置とカーソル M 2 , M 3 の位置とが一致しているか否かを観察者によって判定するようにすればよい。その後の処理については、上記実施形態の説明と同様である。

20

【 0 0 6 8 】

また、上記実施形態のステレオ乳房画像撮影表示システムにおいて、図 9 に示すように、さらに異常陰影検出部 8 d を設け、異常陰影検出部 8 d において乳房内における異常陰影の位置を自動的に検出し、モニター 9 に異常陰影の位置を示す指標を表示させるようにしてもよい。異常陰影の検出方法については、異常陰影の濃度分布の特徴や形態的な特徴に基づいて検出するようにすればよく、具体的には、主として腫瘍陰影を検出するのに適したアイリスフィルタ処理や、主として微小石灰化陰影を検出するのに適したモフォロジーフィルタ処理等を利用して異常陰影を検出するようにすればよい。

30

【 0 0 6 9 】

また、さらに異常陰影検出部 8 d において検出した異常陰影の位置情報と、最終的に決定されたターゲットの位置情報すなわち生検針 2 1 の先端を到達させる位置座標 ( x 1 , y 1 , z 1 ) とに基づいて、生検針 2 1 の穿刺経路上に異常陰影が存在するか否かを判定するようにしてもよい。具体的には、図 1 0 に示すように、異常陰影有無判定部 8 e をさらに設け、この異常陰影有無判定部 8 e において、生検針 2 1 の先端を到達させる位置座標 ( x 1 , y 1 , z 1 ) を始点として Z 方向上方に伸ばした直線上に異常陰影が存在するか否かを判定するようにすればよい。そして、異常陰影有無判定部 8 e において、生検針 2 1 の穿刺経路上に異常陰影が存在すると判定された場合には、その旨をモニター 9 に表示するなどして報知し、穿刺を中止するようにすればよい。または、制御部 8 a が、異常陰影有無判定部 8 e において生検針 2 1 の穿刺経路上に異常陰影が存在しないと判定された場合に穿刺を行い、穿刺経路上に異常陰影が存在すると判定された場合には穿刺を行わないように制御するようにしてもよい。これによって異常陰影を生検針 2 1 が通過することによってその他の正常部位に転移するのを防止することができる。

40

【 0 0 7 0 】

50

なお、上記説明では、異常陰影検出部 8 d において検出した異常陰影の位置情報を用いて生検針 2 1 の穿刺経路上に異常陰影が存在するか否かを判定するようにしたが、必ずしも異常陰影の自動検出を行わなくてもよく、たとえば、生検針 2 1 の先端を到達させる位置座標 (x 1、y 1、z 1) を始点として Z 方向上方に伸ばした直線を穿刺経路としてモニタ 9 のステレオ画像または 2 次元画像に表示させ、観察者がその表示された穿刺経路上に異常陰影が存在するか否かを判定するようにしてもよい。

【 0 0 7 1 】

また、上記説明では、生検針 2 1 の先端を到達させる位置座標を始点として Z 方向上方に伸ばした直線を穿刺経路としたが、これに限らず、たとえば、所望の穿刺経路の少なくとも 1 点の指定を入力部 7 において受け付けるようにし、その受け付けた点と生検針 2 1 の先端を到達させる位置座標とに基づいて穿刺経路を推定するようにしてもよい。穿刺経路の推定は、たとえば、指定された 1 点と生検針 2 1 の先端を到達させる位置座標とを直線で結ぶようにしてもよいし、もしくは、予め曲線のパターンを記憶しておき、指定された 1 点と生検針 2 1 の先端を到達させる位置座標とをその曲線のパターンによって結ぶようにしてもよい。また、指定された 1 点と生検針 2 1 の先端を到達させる位置座標とを結ぶ直線または曲線の選択を入力部 7 において受け付けるようにしてもよい。そして、さらに上記のようにして穿刺経路を推定した場合には、その推定した穿刺経路に沿って生検針 2 1 が移動するように制御するようにしてもよい。

【 0 0 7 2 】

また、上記説明では、穿刺経路を直線で表示するようにしたがこれに限らない。たとえば、乳房撮影以外の一般撮影系においては、肋骨を避けて生検針を穿刺したい場合があり、このような場合には直線状ではなく湾曲した生検針を使用する。したがって、このような場合には、穿刺経路は直線状ではなく、生検針の形状に応じた曲線で表示するようにしてもよい。穿刺経路の表示については、単に生検針の形状そのものを穿刺経路としてステレオ画像または 2 次元画像上に重ねて表示するようにしてもよいし、生検針 2 1 の先端を到達させる位置座標と生検針の形状とに基づいて穿刺経路を算出し、その算出した穿刺経路を表示するようにしてもよい。生検針の形状情報については、予め複数の生検針に対応する形状情報を設定しておき、その中から観察者が選択するようにしてもよい。

【 0 0 7 3 】

また、上記実施形態のステレオ乳房画像撮影表示システムにおいては、ステレオ画像と 2 次元画像とを同時に表示するようにしたが、これに限らず、入力部 7 からの指示に応じて切り替えて表示するようにしてもよい。

【 0 0 7 4 】

また、上記説明は、本発明の放射線画像撮影表示システムの一実施形態をステレオ乳房画像撮影表示システムに適用したものであるが、本発明の被写体としては乳房に限らず、たとえば、胸部や頭部などを撮影する放射線画像撮影表示システムにも本発明を適用することができる。

【 符号の説明 】

【 0 0 7 5 】

- 1 乳房画像撮影表示システム
- 2 バイオプシユニット
- 7 入力部
- 8 コンピュータ
- 8 a 制御部
- 8 b 放射線画像記憶部
- 8 c 位置情報取得部
- 8 d 異常陰影検出部
- 8 e 異常陰影有無判定部
- 9 モニタ

10

20

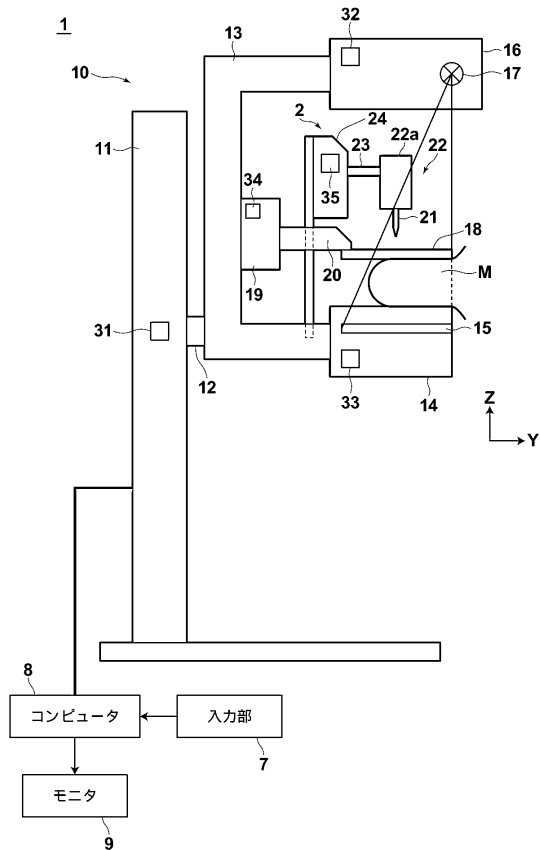
30

40

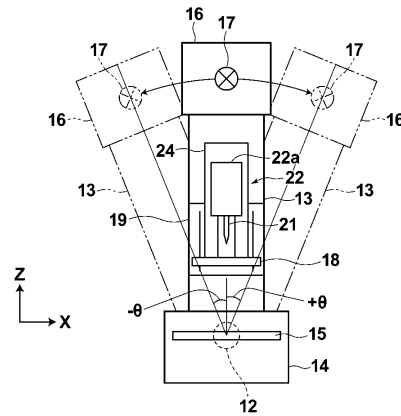
50

- 10 乳房画像撮影装置
- 13 アーム部
- 14 撮影台
- 15 放射線画像検出器
- 17 放射線源
- 18 圧迫板
- 21 生検針
- 22 生検針ユニット
- 31 アームコントローラ
- 32 放射線源コントローラ
- 33 検出器コントローラ
- 34 圧迫板コントローラ
- 35 針位置コントローラ

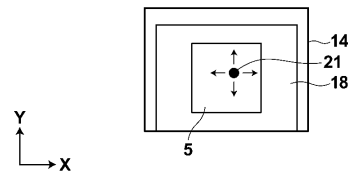
【図1】



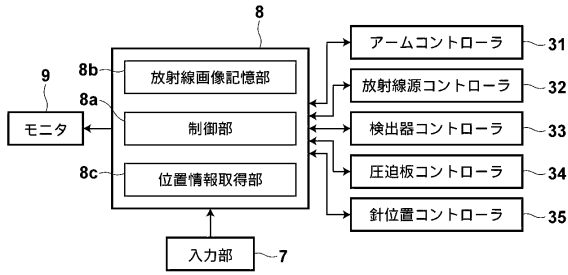
【図2】



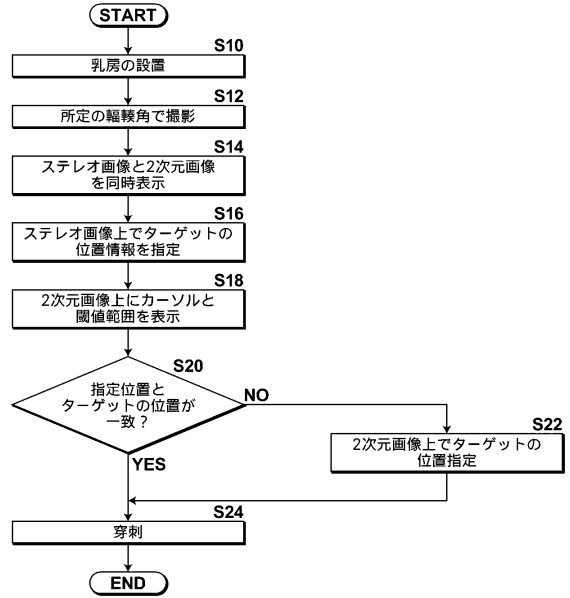
【図3】



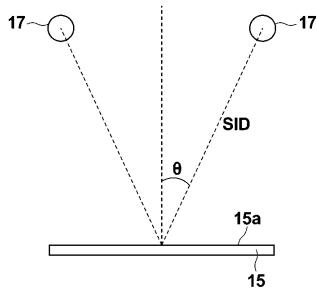
【図4】



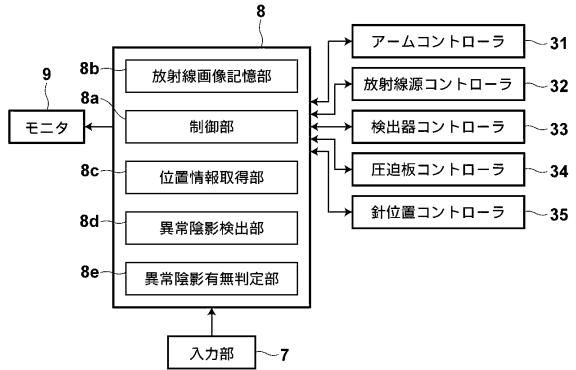
【図5】



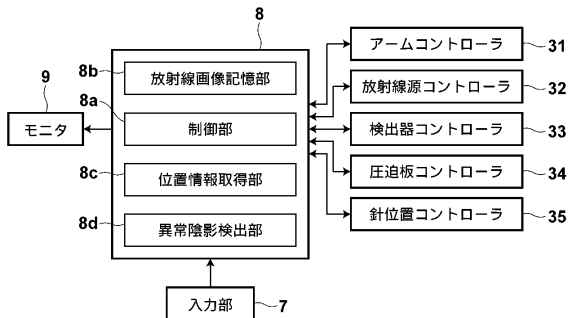
【図8】



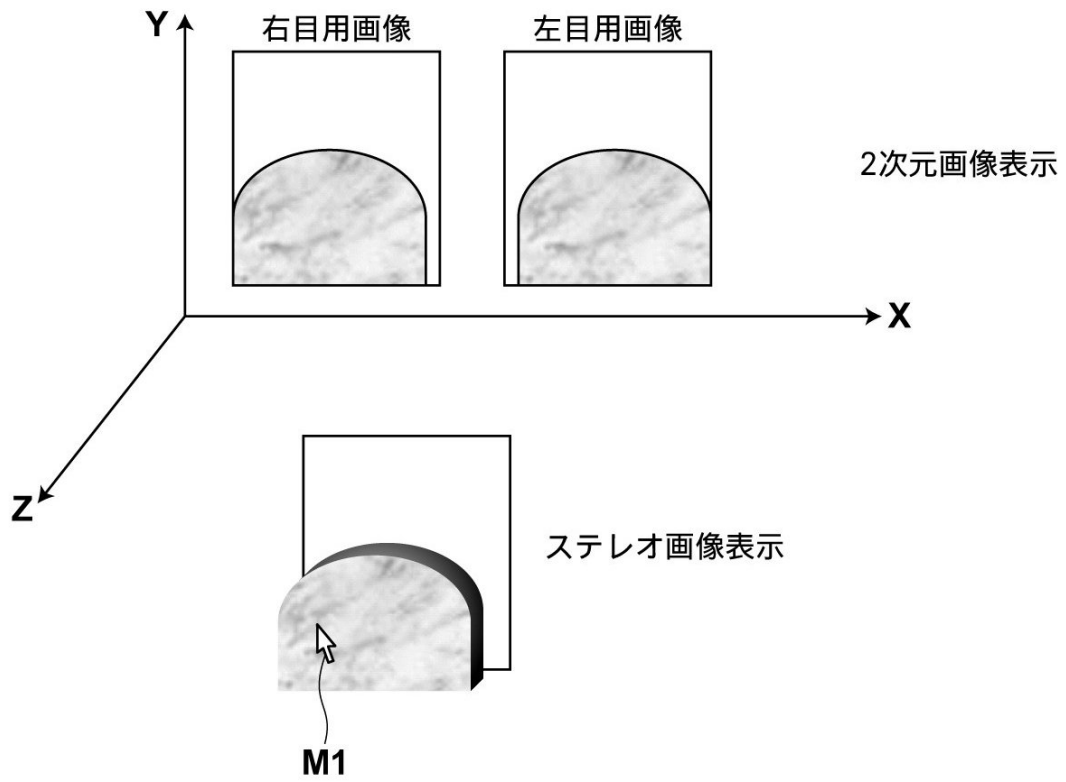
【図10】



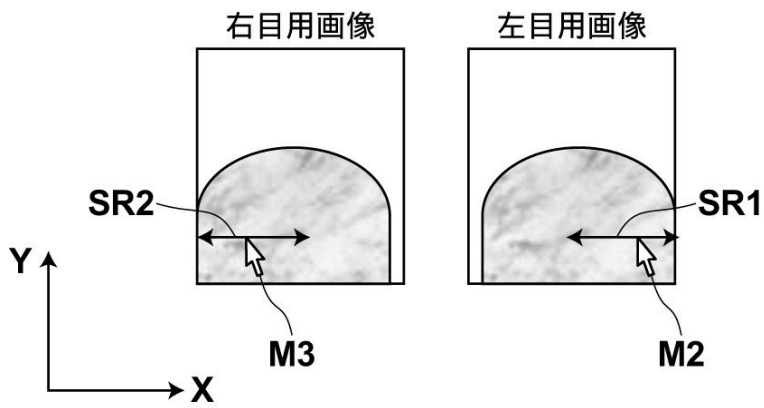
【図9】



【図6】



【図7】



---

フロントページの続き

(72)発明者 ハーラン ロムスダール

アメリカ合衆国 95131 カリフォルニア州サンノゼ市北一番通り2150番地550号室  
富士フイルムメディカルシステムズUSA社内

審査官 亀澤 智博

(56)参考文献 特開昭63-244992(JP,A)

特開2004-105746(JP,A)

特開2000-107173(JP,A)

特開2007-130287(JP,A)

特開2008-161283(JP,A)

特開2000-197630(JP,A)

特開平08-332191(JP,A)

特開平08-186762(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 6/00 - 6/14