

(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
2012 年 8 月 9 日(09.08.2012)



(10) 国際公開番号

WO 2012/105347 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 6/02 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2012/051288
- (22) 国際出願日: 2012 年 1 月 23 日(23.01.2012)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2011-019402 2011 年 2 月 1 日(01.02.2011) JP
- (71) 出願人(米国を除く全ての指定国について): 富士
フィルム株式会社(FUJIFILM Corporation) [JP/JP];
〒1068620 東京都港区西麻布 2 丁目 2 6 番 3 0
号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者; および
- (75) 発明者/出願人(米国についてのみ): 中山 弘毅
(NAKAYAMA Hiroki) [JP/JP]; 〒2588538 神奈川県
足柄上郡開成町宮台 7 9 8 番地 富士フィルム
株式会社内 Kanagawa (JP).
- (74) 代理人: 小田原 修一, 外(ODAHARA Shuichi et
al.); 〒2500111 神奈川県南足柄市竹松 1 2 5 0 番
地 F F T P M O 棟 6 F Kanagawa (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,
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,

[続葉有]

(54) Title: RADIOGRAPHY APPARATUS AND METHOD

(54) 発明の名称: 放射線画像撮影装置および方法

[図5]

FIG.5



ST1 BREAST PLACEMENT
ST2 SCOUT IMAGING
ST3 SCOUT IMAGE DISPLAY
ST4 ESTABLISHMENT OF REGION OF
INTEREST
ST5 DETERMINATION OF CONVERGENCE
ANGLE
ST6 STEREO IMAGING
ST7 DISPLAY STEREO IMAGE OF REGION
OF INTEREST
ST8 DESIGNATION OF TARGET
ST9 PUNCTURE
AA START
BB END

(57) Abstract: The invention makes possible the reduction of an observer's eye fatigue when a stereoscopic image of radiographs pertaining to a set region is displayed. A two-dimensional radiograph is displayed on a first monitor (9A) and a region of interest containing an abnormal shadow of a lesion, etc. is established. A convergence angle-determining unit (8c) determines the convergence angle that fixes the directions for the imaging of the breast so as to provide a prescribed stereoscopic effect when a stereo image of the region of interest (ROI) alone is displayed. The breast is imaged from the two directions that form the determined convergence angle and two radiographs are acquired. A stereo image of the region of interest (ROI) in the two radiographs is displayed on a second monitor (9B) having a lower resolution than the first monitor (9A).

(57) 要約: 設定された領域についての放射線画像の立体視画像を表示するに際し、観察者の目の疲労を軽減できるようにする。第1モニタ9Aに2次元の放射線画像を表示し、病変等の異常陰影を含む関心領域の設定を受け付ける。輻輳角決定部8cが、関心領域ROIのみのステレオ画像を表示するに際し、所定の立体感となるように、乳房を撮影する際の方向を定める輻輳角を決定する。決定された輻輳角となる2方向から乳房を撮影して2つの放射線画像を取得し、2つの放射線画像における関心領域ROIのステレオ画像を、第1モニタ9Aよりも低解像度の第2モニタ9Bに表示する。

WO 2012/105347 A1



MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, 添付公開書類:
TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, — 国際調査報告 (条約第 21 条(3))
ML, MR, NE, SN, TD, TG).

明 細 書

発明の名称：放射線画像撮影装置および方法

技術分野

[0001] 本発明は、異なる複数の方向から被検体を撮影して複数の放射線画像を取得する放射線画像撮影装置および方法に関するものである。

背景技術

[0002] 従来、複数の画像を組み合わせて表示することにより、視差を利用して立体視できることが知られている。このような立体視できる画像（以下、立体視画像またはステレオ画像という）は、同一の被写体を異なる方向から撮影して取得された複数の画像から生成される。

[0003] 一方、このような立体視画像は、デジタルカメラやテレビ等の分野だけでなく、放射線画像撮影の分野においても利用されている。すなわち、被検体に対して異なる撮影方向から放射線を照射し、その被検体を透過した放射線を放射線検出器によりそれぞれ検出して複数の放射線画像を取得し、これらの放射線画像を用いて立体視画像を表示することが行われている。このような立体視画像を用いることにより、奥行き感のある放射線画像を観察することができるため、診断をより行いやすくすることができる。

[0004] また、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。

[0005] このステレオバイオプシ装置は、被検体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。

[0006] ところで、上述した立体視画像を表示するに際し、第１のスクリーンに立

体視画像を表示し、そこに指定された領域を拡大して第2のスクリーンに表示する手法（特許文献1参照）、およびモニタの表示画面上の1つの表示領域に立体視できない2次元画像を表示し、他の表示領域に2次元画像上の対応する部分の立体視画像を表示する手法（特許文献2参照）が提案されている。また、放射線画像ではないが、立体視画像において指定された領域を拡大して3次元表示する手法も提案されている（特許文献3参照）。これらの手法によれば、最初に表示された立体視画像あるいは2次元画像において、指定された領域を拡大して表示することができるため、指定された領域をより詳細に確認することができる。

先行技術文献

特許文献

[0007] 特許文献1：特開2008-85641号公報

特許文献2：特開2007-26885号公報

特許文献3：特開2008-160382号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0008] 上述したステレオバイオプシを行う場合、被検体の立体視画像を観察しながら病変の3次元的位置を特定して組織片を採取している。このため、病変を正確に特定して組織片を採取するためには、立体視画像または2次元の放射線画像を表示し、表示された画像において病変の位置を特定し、特定した病変を含む所定範囲の領域を画像上に設定し、設定された領域を拡大して3次元表示することが考えられる。

[0009] しかしながら、設定された領域を拡大して3次元表示すると、立体視画像を表示するための複数の放射線画像に含まれる、対応する組織の視差が拡大されるため、立体感が非常に大きくなって立体視がしにくくなり、観察者の目が大きく疲労することとなる。また、設定された領域を単純に拡大するのみでは、拡大のための補間演算を行う際に、設定された領域の画像が元々有

する情報が欠落してしまい、表示される立体視画像がぼけてしまうことから、病変を正確に特定することができなくなるおそれがある。

[0010] 本発明は上記事情に鑑みなされたものであり、設定された領域についての放射線画像の立体視画像を表示するに際し、観察者の目の疲労を軽減できるようにすることを目的とする。

課題を解決するための手段

[0011] 本発明による放射線画像撮影装置は、所定の輻輳角となる2方向から被検体を撮影することにより、立体視画像を表示するための2つの放射線画像を取得可能であり、かつ所定方向から被検体を撮影することにより1つの放射線画像を取得可能な撮影部と、1つの放射線画像または2つの放射線画像に基づく立体視画像を表示する第1の表示部と、1つの放射線画像または立体視画像において関心領域の設定を受け付ける入力部と、関心領域のみの立体視画像を表示する場合、所定の輻輳角とは異なる輻輳角となる2つの放射線画像における関心領域の立体視画像を表示する第2の表示部とを備えたことを特徴とするものである。

[0012] なお、本発明による放射線画像撮影装置においては、関心領域のみの立体視画像を表示するに際し、所定の立体感となるように撮影時の輻輳角を決定する輻輳角決定部と、決定された輻輳角となる2方向から被検体を撮影して異なる輻輳角となる2つの放射線画像を取得するよう撮影部を制御する撮影制御部とをさらに備えるものとしてもよい。

[0013] この場合、輻輳角決定部を、第2の表示部のサイズおよび関心領域のサイズに応じて輻輳角を決定可能としてもよい。

[0014] 「所定の立体感」とは、観察者が立体視画像を観察した際に、疲労感が少なく容易に立体視を行うことができる程度の立体感を意味する。このような立体感は、例えば3～10度程度の輻輳角により撮影を行った2つの放射線画像により得ることができる。

[0015] また、本発明による放射線画像撮影装置においては、撮影部を、所定の輻輳角となる2つの放射線画像および1つの放射線画像を取得可能とし、第2

の表示部を、関心領域のみの立体視画像を表示する場合、所定の輻輳角となる2つの放射線画像のうちの一方の放射線画像および1つの放射線画像における関心領域の立体視画像を表示可能としてもよい。

[0016] この場合、1つの放射線画像の撮影方向は、2つの放射線画像の撮影方向の間にあることが好ましい。

[0017] またこの場合、関心領域の立体視画像が所定の立体感となるように、関心領域の立体視画像の表示時における、所定の輻輳角となる2つの放射線画像のうちの一方の放射線画像および1つの放射線画像のシフト量を決定するシフト量決定部をさらに備えるものとしてもよい。

[0018] またこの場合、シフト量決定部を、第2の表示部のサイズおよび関心領域のサイズに応じてシフト量を決定可能としてもよい。

[0019] また、本発明による放射線画像撮影装置においては、第2の表示部を、ドットバイドットの整数倍の拡大率にて関心領域の立体視画像を表示可能としてもよい。

[0020] また、本発明による放射線画像撮影装置においては、第2の表示部を、裸眼3Dモニタとしてもよい。

[0021] また、本発明による放射線画像撮影装置においては、第1の表示部を、ドットバイドットの整数倍の拡大率にて、1つの放射線画像を表示可能としてもよい。

[0022] また、本発明による放射線画像撮影装置においては、第1の表示部および第2の表示部とを同一の表示部としてもよい。

[0023] 本発明による放射線画像撮影方法は、所定の輻輳角となる2方向から被検体を撮影することにより、立体視画像を表示するための2つの放射線画像を取得可能であり、かつ所定方向から被検体を撮影することにより1つの放射線画像を取得可能な撮影部により、1つの放射線画像または2つの放射線画像を取得し、

1つの放射線画像または2つの放射線画像に基づく前記立体視画像を表示し、

1つの放射線画像または立体視画像において関心領域の設定を受け付け、
関心領域のみの立体視画像を表示するに際し、所定の輻輳角とは異なる輻輳角となる2つの放射線画像における関心領域の立体視画像を表示することを特徴とするものである。

発明の効果

[0024] 本発明によれば、所定の輻輳角となる2方向から被検体を撮影することにより、立体視画像を表示するための2つの放射線画像が取得されるか、または所定方向から被検体を撮影することにより1つの放射線画像が取得される。次いで、1つの放射線画像または2つの放射線画像に基づく立体視画像が第1の表示部に表示され、1つの放射線画像または立体視画像において関心領域の設定を受け付けられる。そして、関心領域のみの立体視画像を表示するに際し、所定の輻輳角とは異なる輻輳角となる2つの放射線画像における関心領域の立体視画像が第2の表示部に表示される。

[0025] これにより、関心領域の立体視画像は所定の輻輳角となる2つの放射線画像に基づく立体視画像の立体感とは異なる立体感を有するため、立体視がしやすくなり、その結果、関心領域の立体視画像を観察する観察者の目の疲労感を軽減することができる。

[0026] また、所定の立体感となるように撮影時の輻輳角を決定し、決定された輻輳角となる2方向から被検体を撮影して異なる輻輳角となる2つの放射線画像を取得することにより、異なる輻輳角となる2つの放射線画像における関心領域の立体視画像が第2の表示部に表示される。これにより、関心領域の立体視画像は所定の立体感を有するため、立体視がしやすくなり、その結果、関心領域の立体視画像を観察する観察者の目の疲労感を軽減することができる。

[0027] また、第2の表示部のサイズおよび関心領域のサイズに応じて輻輳角を決定することにより、適切な立体感の立体視画像を表示可能な新たな2つの放射線画像を取得することができる。

[0028] また、所定の輻輳角となる2つの放射線画像および1つの放射線画像を取

得した場合において、関心領域のみの立体視画像を表示するに際し、所定の輻輳角となる2つの放射線画像のうちの一方の放射線画像および1つの放射線画像における関心領域の立体視画像を表示することにより、関心領域の立体視画像は所定の輻輳角となる2つの放射線画像に基づく立体視画像の立体感とは異なる立体感を有する。このため、立体視がしやすくなり、その結果、関心領域の立体視画像を観察する観察者の目の疲労感を軽減することができる。また、新たな2つの放射線画像の撮影を行う必要がないため、被検体への被曝量を低減することができる。

[0029] また、関心領域の立体視画像が所定の立体感となるように、関心領域の立体視画像の表示時における、所定の輻輳角となる2つの放射線画像のうちの一方の放射線画像および1つの放射線画像のシフト量を決定することにより、関心領域の立体視画像は所定の立体感を有するため、立体視がしやすくなり、その結果、関心領域の立体視画像を観察する観察者の目の疲労感を軽減することができる。

[0030] また、第2の表示部のサイズおよび関心領域のサイズに応じてシフト量を決定することにより、適切な立体感の立体視画像を表示することができる。

[0031] また、ドットバイドットの整数倍の拡大率にて関心領域の立体視画像を表示することにより、関心領域内の画像が元々有する情報が欠落することがなくなる。とくに、ドットバイドット以上であっても、拡大率が整数倍でないと補間演算により情報が欠落して画像がぼけることとなるが、整数倍の拡大率とすることにより、補間演算によって情報が欠落することがなくなる。したがって、関心領域の立体視画像がぼけてしまったり情報が欠落することがなくなるため、表示された関心領域の立体視画像において、被検体内の病変を正確に特定することができる。

[0032] また、ドットバイドットの整数倍の拡大率にて、1つの放射線画像を表示することにより、放射線画像が元々有する情報が欠落することがなくなる。とくに、ドットバイドット以上であっても、拡大率が整数倍でないと補間演算により情報が欠落して画像がぼけることとなるが、整数倍の拡大率とする

ことにより、補間演算によって情報が欠落することがなくなる。したがって、放射線画像がぼけてしまったり情報が欠落することがなくなるため、表示された1つの放射線画像において、被検体内の病変を正確に特定することができる。

図面の簡単な説明

[0033] [図1]本発明の第1の実施形態による放射線画像撮影装置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]第1の実施形態において行われる処理を示すフローチャート

[図6]スカウト画像の表示を示す図

[図7]関心領域のステレオ画像の表示を示す図

[図8]本発明の第2の実施形態による放射線画像表示装置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9]第2の実施形態において行われる処理を示すフローチャート

[図10]乳房全体のステレオ画像の表示を示す図

[図11]関心領域のステレオ画像の表示を示す図

[図12]第3の実施形態による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13]第3の実施形態において行われる処理を示すフローチャート

発明を実施するための形態

[0034] 以下、図面を参照して本発明の放射線画像撮影装置の技術思想を用いた第1の実施形態による放射線画像撮影装置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。本発明の第1の実施形態による乳房画像撮影表

示システムは、着脱可能なバイオプ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プシ装置としても動作するシステムである。まず、第1の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、本発明の第1の実施形態によるバイオプシユニットが取り付けられた状態の乳房画像撮影表示システムの概略構成を示す図である。

[0035] 第1の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10（撮影部）と、乳房画像撮影装置10に接続されたコンピュータ8と、コンピュータ8に接続された第1モニタ9A（第1の表示部）、第2モニタ9B（第2の表示部）および入力部7とを備えている。

[0036] そして、乳房画像撮影装置10は、図1に示すように、基台11と、基台11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12と、回転軸12により基台11と連結されたアーム部13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13を示している。

[0037] アーム部13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14が、その他端には撮影台14と対向するように放射線照射部16が取り付けられている。アーム部13の回転および上下方向の移動は、基台11に組み込まれたアームコントローラ31により制御される。

[0038] 撮影台14の内部には、フラットパネルディテクタ等の放射線検出器15と、放射線検出器15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33が備えられている。また、撮影台14の内部には、放射線検出器15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変換部等が設けられた回路基板等も設置されている。

[0039] また、撮影台14はアーム部13に対し回転可能に構成されており、基台11に対してアーム部13が回転したときでも、撮影台14の向きは基台11に対し固定された向きとすることができる。

[0040] 放射線検出器15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出方式としては、T F T (thin film transistor) スイッチをオン・オフさせ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T F T読出方式のものや、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、いわゆる光読出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。

[0041] 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。

[0042] 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さえ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。

[0043] 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れ、基体部分の下端がアーム部 1 3 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。

[0044] 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 2 1 を有し、着脱可能に構成された生検針ユニット 2 2 と、生検針ユニット 2 2 を支持する針支持部 2 3 と、針支持部 2 3 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。

[0045] 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等を備えており、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、輻輳角決定部 8c、および表示制御部 8d が構成されている。

[0046] 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述する。

[0047] 放射線画像記憶部 8b は、放射線検出器 15 によって取得された撮影角度毎の放射線画像信号を記憶するものである。

[0048] 輻輳角決定部 8c は、後述するように、第 1 モニタ 9A に表示された画像上において設定された関心領域のみのステレオ画像を第 2 モニタ 9B に表示するに際し、所定の立体感となるように、撮影時の輻輳角を決定する。

[0049] 表示制御部 8d は、後述するように 2 次元画像を第 1 モニタ 9A に表示したり、2 つの放射線画像に基づくステレオ画像を第 2 モニタ 9B に表示したりするものである。

[0050] 入力部 7 は、例えば、キーボードやマウス等のポインティングデバイスから構成されるものであり、第 1 モニタ 9A および第 2 モニタ 9B に表示された 2 次元画像またはステレオ画像内の異常陰影等の位置をカーソルにより指定可能に構成されたものである。また、入力部 7 は、操作者による撮影条件等の入力や操作指示の入力等を受け付けるものである。

[0051] 第 1 モニタ 9A は、表示制御部 8d の指示により、コンピュータ 8 から出力された放射線画像信号を用いて、後述するように取得されたスカウト画像

を表示するものである。なお、スカウト画像は立体視することができない2次元の放射線画像（2次元画像）である。ここで、第1モニタ9Aは、2次元画像をドットバイドットの整数倍の拡大率により表示可能なように、例えば2500×2000画素（≒5M）程度の高解像度のものとなっている。本実施形態においては、第1モニタ9Aは、スカウト画像GSをドットバイドットの1倍の拡大率に表示するものとする。

[0052] ここで、ドットバイドットにて表示することにより、拡大率が1倍の場合、放射線画像を構成する画素の1画素が、第1モニタ9Aの1画素に表示されることとなる。このため、情報を欠落させることなく放射線画像を表示することができ、これにより、放射線画像を用いての診断を精度よく行うことができる。なお、拡大率を2倍、3倍とした場合、放射線画像を構成する画素の1画素が第1モニタ9Aの2×2画素、3×3画素にそれぞれ表示されることとなる。

[0053] なお、拡大率を整数倍としているのは、拡大率を小数を含む倍率とすると、放射線画像に対して補間演算を施した際に、情報が欠落して表示される画像がぼけてしまい、診断を精度よく行うことができなくなってしまうことを防止するためである。

[0054] 第2モニタ9Bは、表示制御部8dの指示により、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ものであり、その構成としては、裸眼でステレオ画像を立体視できる裸眼3Dモニタとなっている。裸眼でステレオ画像を立体視するモニタの構成としては、例えば、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等を用いることで一方の放射線画像は操作者の右目に入射させ、他方の放射線画像は操作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、例えば、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、第2モニタ9Bを3D液晶として、2つの放射線画像に基づくステレオ画像を表示する構成としてもよい。

[0055] なお、第2モニタ9Bは、第1モニタ9Aほどの解像度は必要ではないが、例えば 1920×1080 （ $\approx 2M$ ）画素程度の、診断に必要な解像度のステレオ画像を表示可能なものとなっている。ここで、第2モニタ9Bは、後述するようにスカウト画像GSにおいて指定された関心領域のステレオ画像をドットバイドットの整数倍の拡大率により表示する。本実施形態においては、第2モニタ9Bは、関心領域のステレオ画像をドットバイドットの1倍の拡大率に表示するものとする。

[0056] 次に、第1の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。

[0057] まず、撮影台14の上に乳房Mが設置され、圧迫板18により乳房が所定の圧力によって圧迫される（ステップST1）。

[0058] 次に、入力部7において、操作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22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。

[0059] 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に先だって、スカウト撮影が行われる（ステップST2）。具体的には、まず制御部8aが、バイオプシのスカウト撮影を行うべく、放射線源コントローラ32および検出器コントローラ33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。ここで、アーム部13は初期位置においては、アーム部13が撮影台14に対して垂直となる位置にあることから、この制御信号に応じて、放射線源17から放射線が射出され、乳房を垂直方向（ $\theta = 0$ 度）方向から撮影した放射線画像が放射線検出器15によって検出され、検出器コントローラ33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8bに、スカウト画像GSの放射線画像信号として記憶される。

[0060] スカウト撮影により取得されたスカウト画像GSは、表示制御部8cにより第1モニタ9Aに表示される（ステップST3）。第1モニタ9Aには、

スカウト画像GSはドットバイドットの1倍の拡大率にて表示されるため、情報の欠落がない高精細なものとなっている。操作者はスカウト画像を観察しながら、スカウト画像において視認される病変等の異常陰影が含まれる領域を関心領域として設定する（ステップST4）。

[0061] 図6は関心領域の設定を説明するための図である。図6に示すように、操作者は、入力部7におけるマウス等のポインティングデバイスを用いて、第1モニタ9Aに表示されたスカウト画像GS上において、矩形の関心領域ROIを指定する。なお、本実施形態においては、後述するように関心領域ROIのみのステレオ画像を、第2モニタ9Bに表示するものである。

[0062] なお、本実施形態においては、第2モニタ9Bの解像度は第1モニタ9Bの解像度よりも小さい。このため、関心領域ROIの最大サイズは、第1モニタ9Aおよび第2モニタ9Bの解像度の差異に応じて制限される。ここで、2つの放射線画像に基づくステレオ画像を表示する際は、ステレオ画像の2画素により観察者の左右の目の1画素分の情報を表す必要があるため、ステレオ画像の左右方向の解像度は、2つの放射線画像の解像度の $1/2$ とする必要がある。このため、例えば、第1モニタ9Aの解像度が 2500×2000 画素、第2モニタ9Bの解像度が 1920×1080 画素であり、第1および第2モニタ9A、9Bには、それぞれスカウト画像GSおよびステレオ画像がドットバイドットの1倍の拡大率にて表示される場合、関心領域ROIの縦方向のサイズは、第1モニタ9Aに表示されたスカウト画像GSの縦方向のサイズの $1920/2500$ に、関心領域ROIの横方向のサイズは、第1モニタ9Aに表示されたスカウト画像GSの横方向のサイズの $540/2000$ に制限される。

[0063] 関心領域ROIが設定されると、輻輳角決定部8cにより、ステレオ画像の撮影を行う際の輻輳角 θ が決定される（ステップST5）。ここで、ステレオ画像の撮影により取得される2つの放射線画像の画素数が5Mである場合、2つの放射線画像に基づくステレオ画像の全体を第2モニタ9Bに表示した場合、ステレオ画像のサイズは元の放射線画像のサイズの約 $2/5$ に縮

小さされている。本実施形態においては、スカウト画像GSにおいて関心領域ROIを設定し、関心領域ROIのみのステレオ画像を、第2モニタ9Bにドットバイドットの1倍の拡大率にて表示するものである。このため、第2モニタ9Bに表示される関心領域ROIのみのステレオ画像は、ステレオ画像全体を第2モニタ9Bに表示する場合と比較して、約2.5倍の拡大率となる。

[0064] ここで、ステレオバイオプシを行う場合において、ステレオ画像の全体を第2モニタ9Bに表示する場合、輻輳角 θ としては30度（垂直方向に対して ± 15 度）程度を用いるが、ステレオ画像を拡大する場合、輻輳角 θ を小さくしないと、立体感が強すぎて立体視がしにくくなり、ステレオ画像を観察する観察者の目が大きく疲労することとなる。このため、輻輳角決定部8cは、関心領域ROIのステレオ画像を第2モニタ9Bに表示する際の、ステレオ画像全体を第2モニタ9Bに表示する場合と比較した拡大率に応じて、輻輳角 θ を決定する。例えば、拡大率が2.5倍の場合、垂直方向に対して ± 15 度の約 $1/10$ （すなわち垂直方向に対して ± 1.5 度）となるように輻輳角 θ を決定する。なお、拡大率と輻輳角との関係は予めコンピュータ8の記憶部にテーブルとして記憶しておき、輻輳角決定部8cはこのテーブルを参照して輻輳角 θ を決定する。

[0065] 次に制御部8aは、輻輳角決定部8cにより決定された輻輳角 θ の情報をアームコントローラ31に出力する。次に、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（ステップST6）。そして、アームコントローラ31において、制御部8aから出力された輻輳角 θ の情報が受け付けられ、アームコントローラ31は、この輻輳角 θ の情報に基づいて、図2に示すように、アーム部13が撮影台14に垂直な方向に対して $+\theta/2$ 度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13を撮影台14に垂直な方向に対して $+1.5$ 度回転するよう制御信号を出力する。

[0066] そして、このアームコントローラ31から出力された制御信号に応じてア

ーム部 13 が +1.5 度回転する。続いて制御部 8a は、放射線源コントローラ 32 および検出器コントローラ 33 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 17 から放射線が射出され、乳房を +1.5 度方向から撮影した放射線画像が放射線検出器 15 によって検出され、検出器コントローラ 33 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 8b に記憶される。なお、この撮影により放射線画像記憶部 8b に記憶される放射線画像信号は、右目用の放射線画像 GR を表す。

[0067] 次に、アームコントローラ 31 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 14 に垂直な方向に対して $-\theta/2$ 度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 13 を撮影台 14 に垂直な方向に対して -1.5 度回転するよう制御信号を出力する。

[0068] そして、このアームコントローラ 31 から出力された制御信号に応じてアーム部 13 が -1.5 度回転する。続いて制御部 8a は、放射線源コントローラ 32 および検出器コントローラ 33 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 17 から放射線が射出され、乳房を -1.5 度方向から撮影した放射線画像が放射線検出器 15 によって検出され、検出器コントローラ 33 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 8b に記憶される。なお、この撮影により放射線画像記憶部 8b に記憶される放射線画像信号は、左目用の放射線画像 GL を表す。

[0069] そして、コンピュータ 8 の放射線画像記憶部 8b 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 8b から読み出された後、関心領域 ROI に対応する領域が抽出され、抽出された領域の放射線画像信号に所定の信号処理が施されて第 2 モニタ 9B に出力され、第 2 モニタ 9B において、関心

領域 R O I のステレオ画像が表示される（ステップ S T 7）。

[0070] 図 7 は関心領域 R O I のステレオ画像の表示を模式的に示す図である。図 7 に示すように、第 2 モニタ 9 B には、関心領域 R O I のみのステレオ画像が表示される。第 2 モニタ 9 B には、関心領域 R O I のステレオ画像はドットバイドットの 1 倍の拡大率にて表示されるため、情報の欠落がない高精細なものとなっている。

[0071] 次に、上述したようにして関心領域 R O I のステレオ画像が表示された後、操作者によって、乳房における石灰化や腫瘤等の異常陰影が特定され、引き続き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等には、第 2 モニタ 9 B に表示されたステレオ画像上において、操作者によって異常陰影のターゲットが指定される（ステップ S T 8）。

[0072] ターゲットの指定については、例えば、入力部 7 におけるマウス等のポインティングデバイスを用いて行うようにすればよい。具体的には、例えば、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 G L, G R 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。

[0073] そして、操作者によってターゲットが指定されると、指定されたターゲットの位置情報（ x , y , z ）が制御部 8 a によって取得され、制御部 8 a はその位置情報をバイオプシユニット 2 の針位置コントローラ 3 5 に出力する。

[0074] 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 8 a から針位置コントローラ 3 5 に対し、生検針 2 1 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 3 5 は、先に入力された位置情報の値に基づき、生検針 2 1 の先端が、その座標が示す位置の上方に配置されるように、生検針 2 1 を移動する。

- [0075] その後、操作者により、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 8 a 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（ステップ S T 9）。
- [0076] このように、第 1 の実施形態によれば、第 1 モニタ 9 A に表示された 2 次元のスカウト画像 G S において関心領域 R O I を設定し、関心領域 R O I のみのステレオ画像を表示するに際し、所定の立体感となるように輻輳角 θ を決定し、決定された輻輳角 θ によりステレオ画像の撮影を行って 2 つの放射線画像 G L, G R を取得し、2 つの放射線画像 G L, G R に基づく関心領域 R O I のステレオ画像をドットバイドットの 1 倍の拡大率にて第 2 モニタ 9 B に表示するようにしたものである。
- [0077] このため、関心領域 R O I のステレオ画像は所定の立体感を有するため、立体視がしやすくなり、その結果、関心領域 R O I のステレオ画像を観察する観察者の目の疲労感を軽減することができる。
- [0078] また、ドットバイドットの整数倍の拡大率にて関心領域 R O I のステレオ画像を表示することにより、関心領域内の画像が元々有する情報が欠落することがなくなる。とくに、ドットバイドット以上であっても、拡大率が整数倍でないと補間演算により情報が欠落して画像がぼけることとなるが、整数倍の拡大率とすることにより、補間演算によって情報が欠落することがなくなる。したがって、関心領域 R O I のステレオ画像がぼけてしまったり情報が欠落することがなくなるため、第 2 モニタ 9 B に表示されたステレオ画像において、乳房 M 内の異常陰影を正確に特定することができる。
- [0079] また、第 2 モニタ 9 B のサイズおよび関心領域 R O I のサイズに応じて輻輳角 θ を決定しているため、適切な立体感の立体視画像を表示可能な 2 つの放射線画像 G L, G R を取得することができる。
- [0080] なお、乳房のステレオ画像を撮影する場合、乳房 M を透過した放射線の散乱を防止するために、放射線検出器 15 の手前にグリッドを配置する場合があるが、ステレオバイオプシを行う場合、輻輳角 θ が 30 度（垂直方向に対

して±15度)のように大きいため、グリッドによる放射線の減衰が大きくなることから、放射線量を大きくする必要がある。第1の実施形態によれば、ステレオ画像の撮影を行う際には、輻輳角 θ を小さくすることができるため、グリッドによる放射線の減衰が小さくなる。したがって、第1の実施形態によれば、ステレオ画像の撮影を行う際の放射線量を小さくすることができ、その結果、被検体である乳房Mの被曝量を低減することができる。次いで、本発明の第2の実施形態について説明する。図8は本発明の第2の実施形態によるバイオプシユニットが取り付けられた状態の乳房画像撮影表示システムの概略構成を示す図である。なお、第2の実施形態において第1の実施形態と同一の構成については同一の参照番号を付与し、ここでは詳細な説明は省略する。第2の実施形態による乳房画像撮影表示システム1Aは、第1モニタ9Aを省略し、第2モニタ9Bのみを備え、関心領域ROIの設定をステレオ画像において行うようにした点が第1の実施形態と異なる。

[0081] 次に、第2の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9に示すフローチャートを参照しながら説明する。なお、第2の実施形態においては、乳房の設置、スカウト撮影およびスカウト画像の表示の処理のステップST11～ステップST13は、第1の実施形態のステップST1～ステップST3の処理と同一であるため詳細な説明は省略する。

[0082] スカウト画像を表示して乳房の位置決めがなされると、制御部8aは、予め設定されたステレオ画像の撮影のための輻輳角 θ を読み出し、その読み出した輻輳角 θ の情報をアームコントローラ31に出力する。なお、第2の実施形態においては、バイオプシを行うものであることから、このときの輻輳角 θ の情報として θ 30度(垂直方向に対して=±15度)が予め記憶されているものとするが、これに限らず、例えば、垂直方向に対して±10度の角度を用いてもよい。

[0083] 次に、入力部7において撮影開始の指示があると、乳房Mの第1のステレオ画像の撮影が行われる(ステップST14)。第1のステレオ画像の撮影は、輻輳角 θ が30度(垂直方向に対して±15度)である点を除いて第1

の実施形態におけるステップ S T 6 の処理と同一であるため、詳細な説明は省略する。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が放射線画像記憶部 8 b から読み出された後、所定の信号処理が施されて第 2 モニタ 9 B に出力され、第 2 モニタ 9 B において、乳房全体のステレオ画像が表示される（ステップ S T 1 5）。なお、ステレオ画像の撮影により取得される 2 つの放射線画像の画素数が 5 M である場合、2 つの放射線画像に基づくステレオ画像の全体を第 2 モニタ 9 B に表示すると、画像のサイズは約 $2/5$ に縮小される。

[0084] 操作者は第 2 モニタ 9 B に表示された乳房全体のステレオ画像を観察しながら、病変等の異常陰影が含まれる領域を関心領域として設定する（ステップ S T 1 6）。

[0085] 図 1 0 は第 2 の実施形態における関心領域の設定を説明するための図である。図 1 0 に示すように、操作者は、入力部 7 におけるマウス等のポインティングデバイスを用いて、第 2 モニタ 9 B に表示された乳房全体のステレオ画像上において、関心領域 R O I を指定する。

[0086] ここで、第 2 の実施形態においては、関心領域 R O I の最大サイズは、乳房全体のステレオ画像の画素数および第 2 モニタ 9 B の解像度の差異に応じて制限される。例えば、乳房全体のステレオ画像の画素数が 2500×2000 画素、第 2 モニタ 9 B の解像度が 1920×1080 画素の場合、関心領域 R O I の縦方向のサイズは、第 2 モニタ 9 B に表示されたステレオ画像のサイズの $1920/2500$ に、関心領域 R O I の横方向のサイズは、第 2 のモニタ 9 B に表示されたステレオ画像の横方向のサイズの $1080/2000$ に制限される。

[0087] 関心領域 R O I が設定されると、輻輳角決定部 8 c により、第 2 のステレオ画像の撮影を行う際の輻輳角 θ が決定される（ステップ S T 1 7）。なお、輻輳角 θ の決定の処理は第 1 の実施形態におけるステップ S T 5 の処理と同一であるため、詳細な説明は省略する。

[0088] 次いで制御部 8 a は、輻輳角決定部 8 c により決定された輻輳角 θ の情報

をアームコントローラ 31 に出力する。次に、入力部 7 において撮影開始の指示があると、乳房 M の第 2 のステレオ画像の撮影が行われる（ステップ S T 18）。第 2 のステレオ画像の撮影は、第 1 の実施形態におけるステップ S T 6 の処理と同一であるため、詳細な説明は省略する。

[0089] 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、第 2 のステレオ画像の撮影により取得された新たな 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、関心領域 R O I に対応する領域が抽出され、抽出された領域の放射線画像信号に所定の信号処理が施されて第 2 モニタ 9 B に出力され、第 2 モニタ 9 B において、関心領域 R O I のステレオ画像が表示される（ステップ S T 19）。なお、この場合、関心領域 R O I のステレオ画像を立体視しやすくするために、乳房全体については立体感をなくすように、2 つの放射線画像 G L, G R のいずれかのみに基づく 2 次元画像を表示することが好ましい。

[0090] 図 11 は関心領域 R O I のステレオ画像の表示を模式的に示す図である。図 11 に示すように、第 2 モニタ 9 B には、乳房全体のステレオ画像上にウィンドウ W が設定され、設定されたウィンドウ W に関心領域 R O I のステレオ画像が表示される。なお、ウィンドウ W には、関心領域 R O I のステレオ画像はドットバイドットの 1 倍の拡大率にて表示されるため、情報の欠落がない高精細なものとなっている。

[0091] そして、第 1 の実施形態のステップ S T 8, S T 9 の処理と同様にターゲットの指定（ステップ S T 20）、穿孔（ステップ S T 21）が行われ処理を終了する。

[0092] このように第 2 の実施形態においても、関心領域 R O I のステレオ画像は所定の立体感を有するため、立体視がしやすくなり、その結果、関心領域 R O I のステレオ画像を観察する観察者の目の疲労感を軽減することができる。

[0093] 次いで、本発明の第 3 の実施形態について説明する。なお、第 3 の実施形態によるステレオ乳房画像撮影表示システムは、第 2 の実施形態によるステ

レオ乳房画像撮影表示システムと同一の構成を有し、コンピュータ 8 において行われる処理のみが異なるため、ここでは構成についての詳細な説明は省略する。図 12 は第 3 の実施形態における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である。第 3 の実施形態においては、第 2 の実施形態におけるコンピュータ 8 の輻輳角決定部 8 c に代えて、シフト量決定部 8 e を備えた点が第 2 の実施形態と異なる。

[0094] ここで、第 2 の実施形態においては、決定された輻輳角により新たな 2 つの放射線画像を取得しているが、第 3 の実施形態においては、スカウト画像および乳房全体のステレオ画像を表示するための 2 つの放射線画像のうちの一方の放射線画像を用いて、第 2 のモニタ 9 B に関心領域 R O I のステレオ画像を表示するようにしたものである。なお、ここでは、乳房全体のステレオ画像を表示するための 2 つの放射線画像を G L 1, G R 1 とし、このうちの関心領域 R O I のステレオ画像の表示に使用する放射線画像を放射線画像 G L 1 とする。なお、関心領域 R O I のステレオ画像の表示には、放射線画像 G R 1 を用いてもよい。

[0095] 次に、第 3 の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 13 に示すフローチャートを参照しながら説明する。なお、第 3 の実施形態においては、乳房の設置、スカウト撮影、スカウト画像の表示、第 1 のステレオ画像の撮影、乳房全体のステレオ画像の表示および関心領域の設定処理のステップ S T 3 1 ～ステップ S T 3 6 は、第 2 の実施形態のステップ S T 1 1 ～ステップ S T 1 6 の処理と同一であるため、詳細な説明は省略する。

[0096] 関心領域 R O I が設定されると、シフト量決定部 8 e により、関心領域 R O I のステレオ画像が所定の立体感となるように、関心領域 R O I のステレオ画像の表示時における、スカウト画像 G S および放射線画像 G L 1 のシフト量が決定される（ステップ S T 3 7）。具体的には、シフト量決定部 8 e は、関心領域 R O I のステレオ画像を第 2 モニタ 9 B に表示する際の、ステレオ画像全体を第 2 モニタ 9 B に表示する場合と比較した拡大率に応じて、シフト量を決定する。例えば、拡大率が 2.5 倍の場合、垂直方向に対して

±15度の約1/10（すなわち垂直方向に対して±1.5度）の輻輳角にて撮影した2つの放射線画像と同一の立体感が得られるように、シフト量を決定する。なお、拡大率とシフト量との関係は予めコンピュータ8の記憶部にテーブルとして記憶しておき、シフト量決定部8eはこのテーブルを参照してシフト量を決定する。

[0097] そして、コンピュータ8の放射線画像記憶部8bに記憶された、スカウト画像GSおよび放射線画像GL1の画像信号が読み出され、関心領域ROIに対応する領域が抽出され、抽出された領域の放射線画像信号に所定の信号処理が施され、さらに決定されたシフト量となるように第2モニタ9Bに出力され、第2モニタ9Bにおいて、関心領域ROIのステレオ画像が表示される（ステップST38）。なお、この場合、関心領域ROIのステレオ画像を立体視しやすくするために、乳房全体については立体感をなくすように、2つの放射線画像GL1、GR1のいずれかのみに基づく2次元画像を表示することが好ましい。

[0098] そして、第1の実施形態のステップST8、ST9の処理と同様にターゲットの指定（ステップST39）、穿孔（ステップST40）が行われ処理を終了する。

[0099] このように、第3の実施形態においては、関心領域ROIのステレオ画像が所定の立体感となるように、関心領域ROIのステレオ画像の表示時における、スカウト画像GSおよび放射線画像GL1のシフト量を決定するようにしたものである。このため、関心領域ROIのステレオ画像の立体視がしやすくなり、その結果、関心領域ROIのステレオ画像を観察する観察者の目の疲労感を軽減することができる。また、2回目のステレオ画像の撮影を行わなくてもよいため、被検体である乳房Mへの被曝量を低減することができる。

[0100] ここで、第3の実施形態においては、スカウト画像GSと放射線画像GL1とのシフト量を決定しているが、とくにシフト量を決定することなく、スカウト画像GSおよび放射線画像GL1を用いて関心領域ROIのステレオ

画像を表示するようにしてもよい。この場合においても、関心領域 R O I のステレオ画像は、第 1 のステレオ画像よりも立体感が小さいため、立体視がし易くなり、その結果、関心領域 R O I のステレオ画像を観察する観察者の目の疲労感を軽減することができることとなる。

[0101] なお、上記第 1 から第 3 の実施形態においては、第 2 モニタ 9 B を裸眼 3 D モニタとしているが、偏光グラスを用いることにより立体視を行うモニタを用いるようにしてもよい。この場合、第 2 モニタ 9 B の構成としては、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、これらを偏光グラスを用いることで一方の放射線画像は操作者の右目に入射させ、他方の放射線画像は操作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、例えば、2 つの放射線画像を所定のずれ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によりステレオ画像を表示する構成としてもよい。

[0102] また、上記第 1 から第 3 の実施形態は、本発明の放射線画像撮影装置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、例えば、胸部や頭部等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

- [0103]
- 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 輻輳角決定部
 - 8 d 表示制御部
 - 8 e シフト量決定部
 - 9 A 第 1 モニタ

- 9 B 第2 モニタ
- 1 0 乳房画像撮影装置
- 1 3 アーム部
- 1 4 撮影台
- 1 5 放射線検出器
- 1 7 放射線源
- 1 8 圧迫板
- 2 1 生検針
- 2 2 生検針ユニット
- 3 1 アームコントローラ
- 3 2 放射線源コントローラ
- 3 3 検出器コントローラ
- 3 4 圧迫板コントローラ
- 3 5 針位置コントローラ

請求の範囲

[請求項1] 所定の輻輳角となる2方向から被検体を撮影することにより、立体視画像を表示するための2つの放射線画像を取得可能であり、かつ所定方向から前記被検体を撮影することにより1つの放射線画像を取得可能な撮影部と、

前記1つの放射線画像または前記2つの放射線画像に基づく前記立体視画像を表示する第1の表示部と、

前記1つの放射線画像または前記立体視画像において、関心領域の設定を受け付ける入力部と、

前記関心領域のみの立体視画像を表示する場合、前記所定の輻輳角とは異なる輻輳角となる2つの放射線画像からなる前記関心領域の立体視画像を表示する第2の表示部とを備えたことを特徴とする放射線画像撮影装置。

[請求項2] 前記関心領域のみの立体視画像を表示する場合、所定の立体感となるように撮影時の輻輳角を決定する輻輳角決定部と、

前記決定された輻輳角となる2方向から前記被検体を撮影して前記異なる輻輳角となる2つの放射線画像を取得するよう前記撮影部を制御する撮影制御部とをさらに備えたことを特徴とする請求項1記載の放射線画像撮影装置。

[請求項3] 前記輻輳角決定部は、前記第2の表示部のサイズおよび前記関心領域のサイズに応じて前記輻輳角を決定可能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装置。

[請求項4] 前記撮影部は、前記所定の輻輳角となる2つの放射線画像、および前記1つの放射線画像を取得可能であり、

前記第2の表示部は、前記関心領域のみの立体視画像を表示する場合、前記所定の輻輳角となる2つの放射線画像のうちの一方の放射線画像および前記1つの放射線画像からなる前記関心領域の立体視画像を表示可能であることを特徴とする請求項1記載の放射線画像撮影装

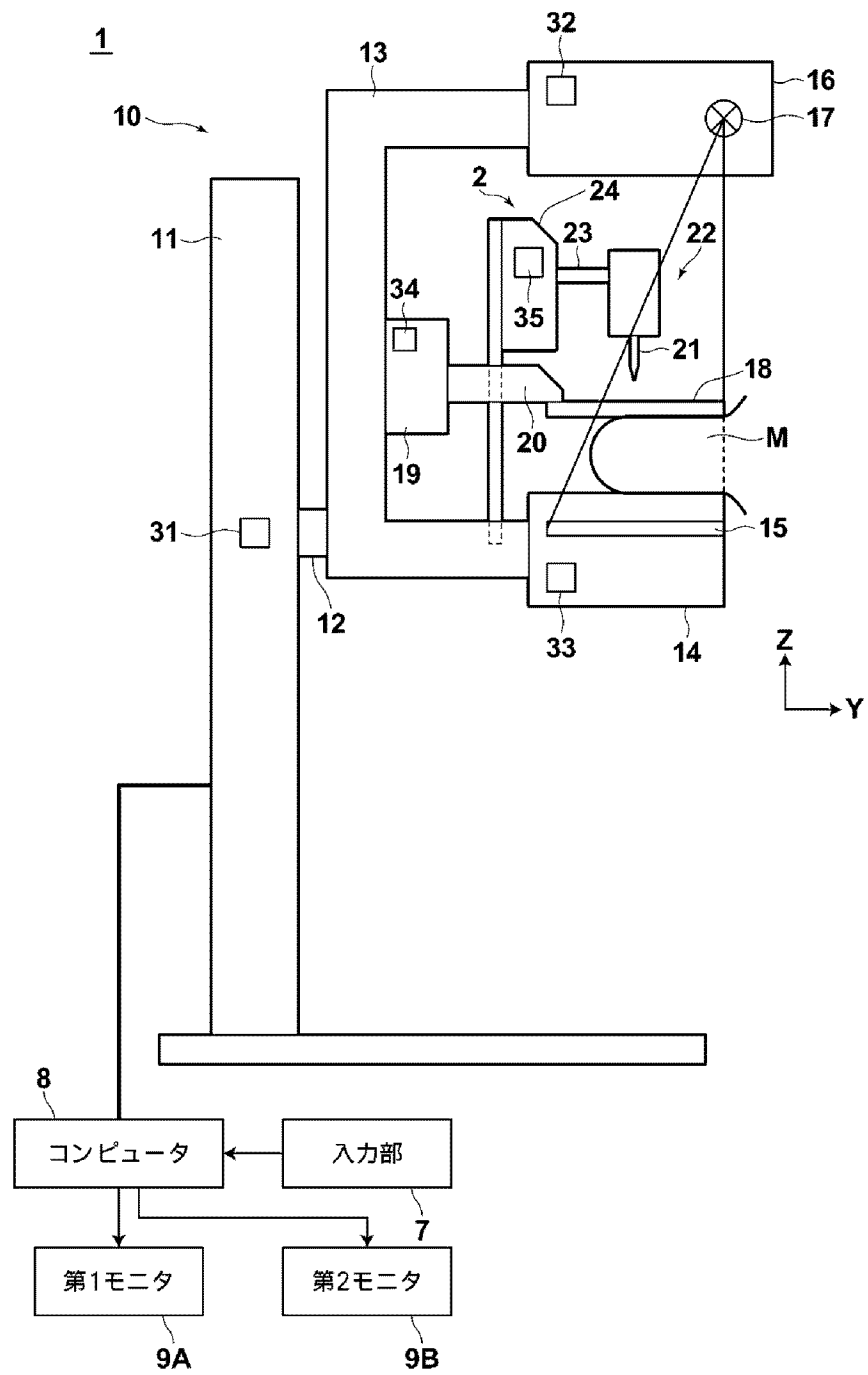
置。

- [請求項5] 前記関心領域の立体視画像が所定の立体感となるように、該関心領域の立体視画像の表示時における、前記所定の輻輳角となる2つの放射線画像のうちの一方の放射線画像および前記1つの放射線画像のシフト量を決定するシフト量決定部をさらに備えたことを特徴とする請求項4記載の放射線画像撮影装置。
- [請求項6] 前記シフト量決定部は、前記第2の表示部のサイズおよび前記関心領域のサイズに応じて前記シフト量を決定可能であることを特徴とする請求項5記載の放射線画像撮影装置。
- [請求項7] 前記第2の表示部は、ドットバイドットの整数倍の拡大率にて前記関心領域の立体視画像を表示可能であることを特徴とする請求項1から6のいずれか1項記載の放射線画像表示装置。
- [請求項8] 前記第2の表示部は、裸眼3Dモニタであることを特徴とする請求項1から7のいずれか1項記載の放射線画像撮影装置。
- [請求項9] 前記第1の表示部は、ドットバイドットの整数倍の拡大率にて、前記1つの放射線画像を表示可能であることを特徴とする請求項1から8のいずれか1項記載の放射線画像撮影装置。
- [請求項10] 前記第1の表示部および前記第2の表示部は同一の表示部であることを特徴とする請求項1から8のいずれか1項記載の放射線画像撮影装置。
- [請求項11] 所定の輻輳角となる2方向から被検体を撮影することにより、立体視画像を表示するための2つの放射線画像を取得可能であり、かつ所定方向から前記被検体を撮影することにより1つの放射線画像を取得可能な撮影部により、前記1つの放射線画像または前記2つの放射線画像を取得し、
前記1つの放射線画像または前記2つの放射線画像に基づく前記立体視画像を表示し、
前記1つの放射線画像または前記立体視画像において関心領域の設

定を受け付け、

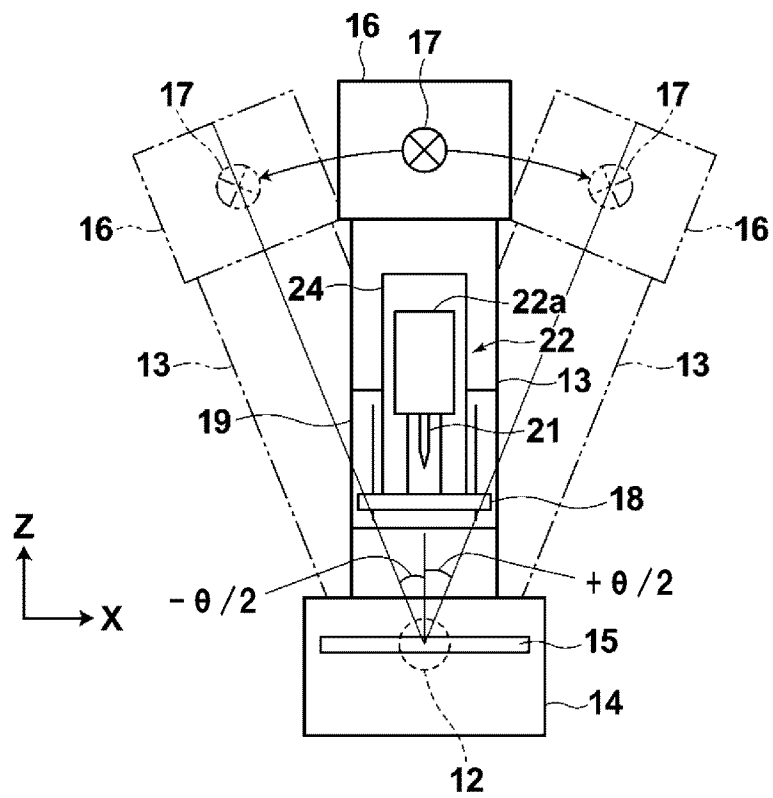
前記関心領域のみの立体視画像を表示する場合、前記所定の輻輳角とは異なる輻輳角となる２つの放射線画像からなる前記関心領域の立体視画像を表示することを特徴とする放射線画像撮影方法。

FIG. 1

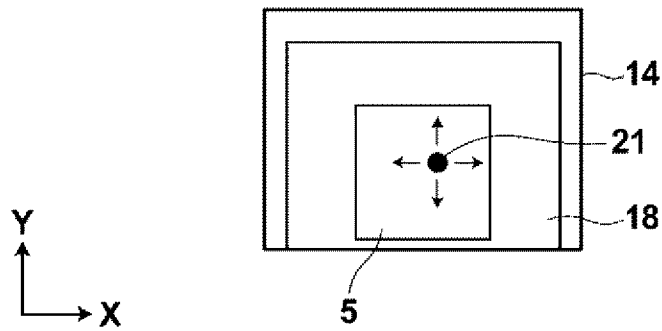


[図2]

FIG. 2

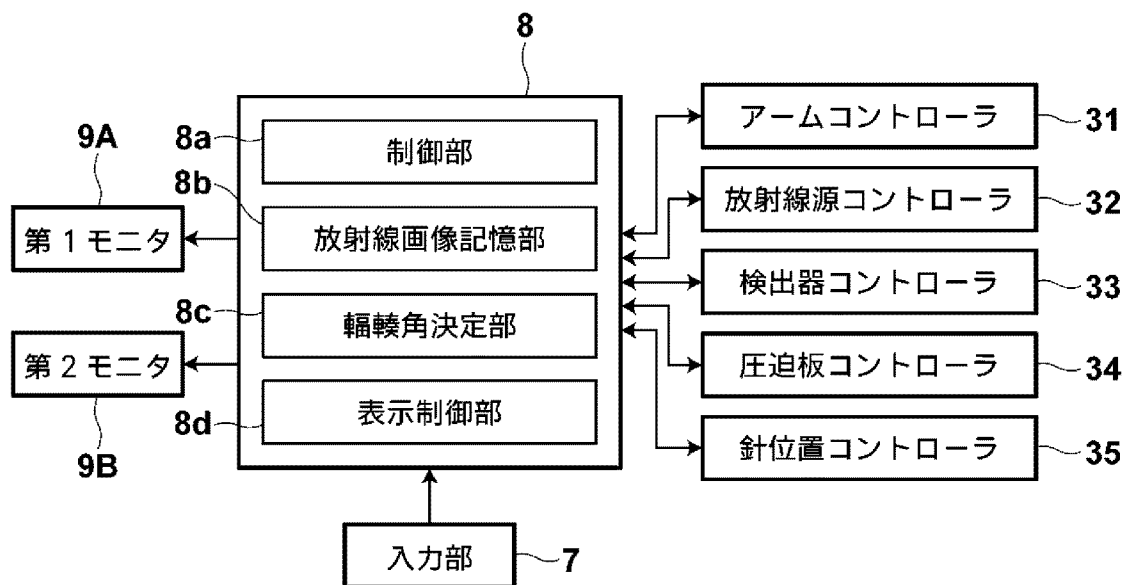


[図3]

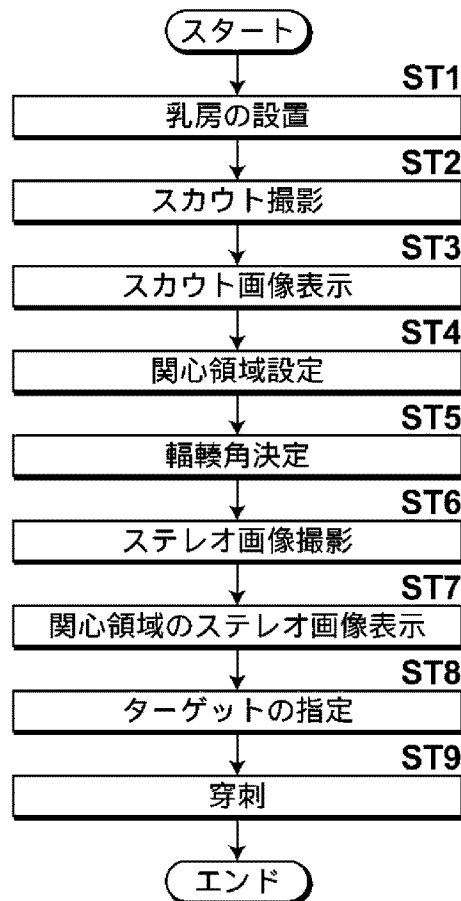
FIG.3

[図4]

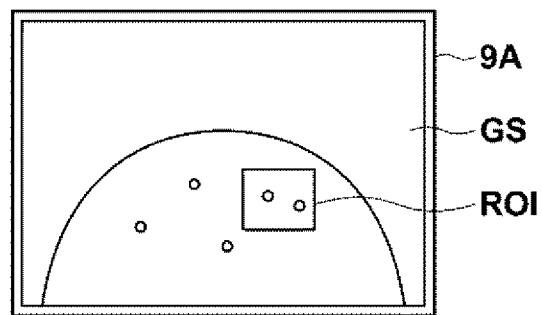
FIG.4



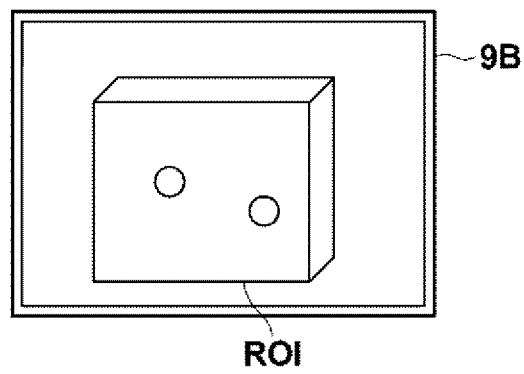
[図5]

FIG.5

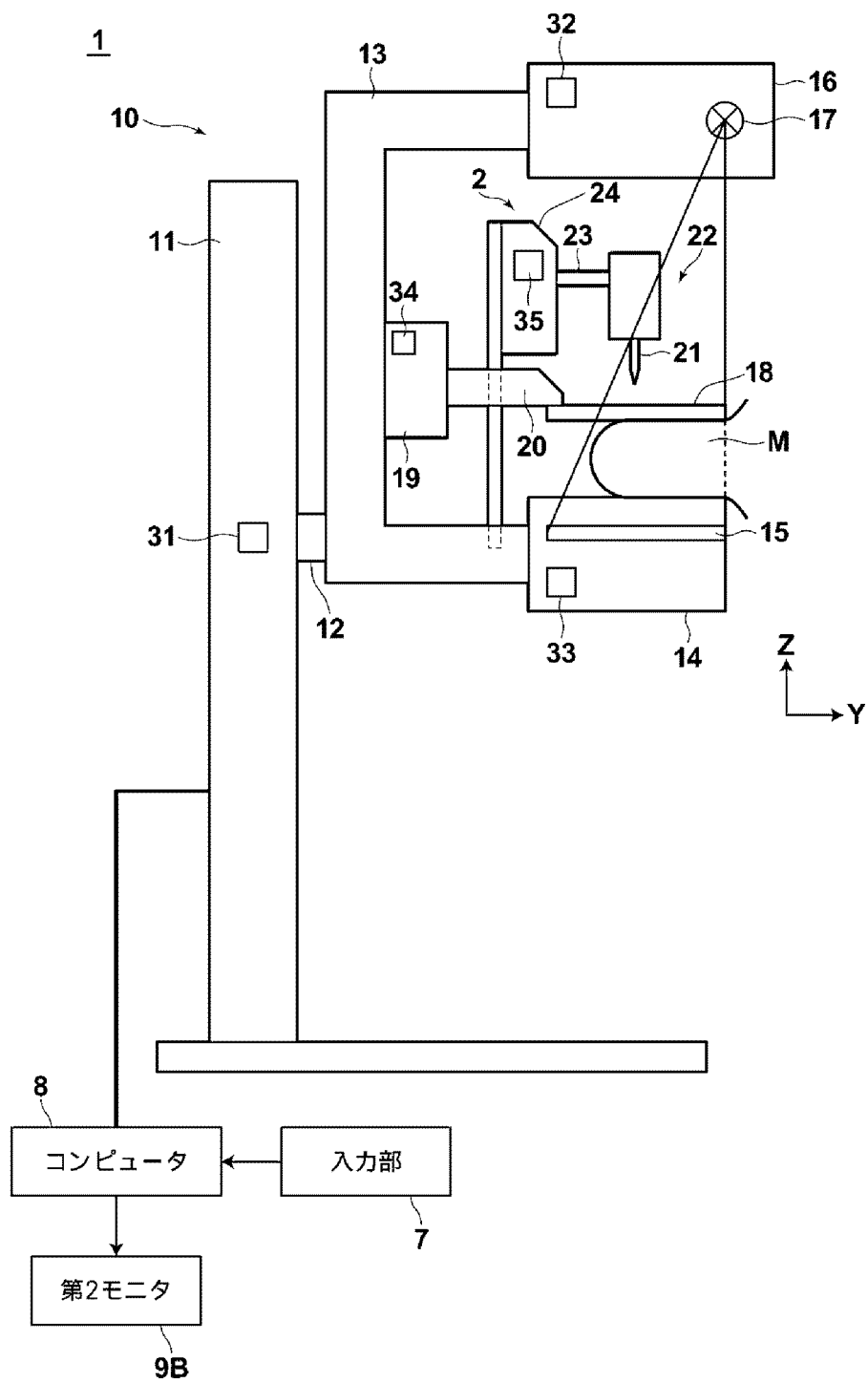
[図6]

FIG.6

[図7]

FIG. 7

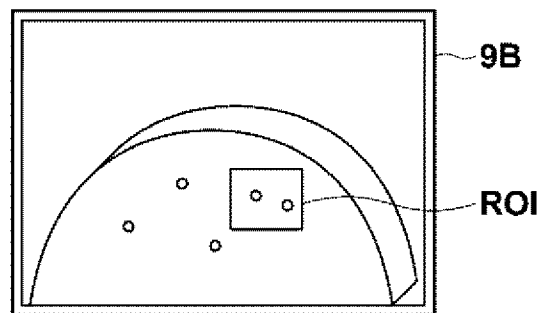
[図8]

FIG.8

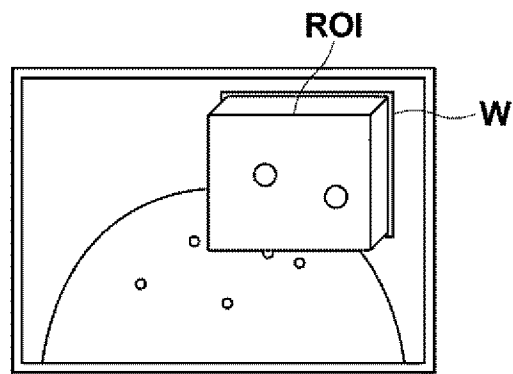
[図9]

FIG.9

[図10]

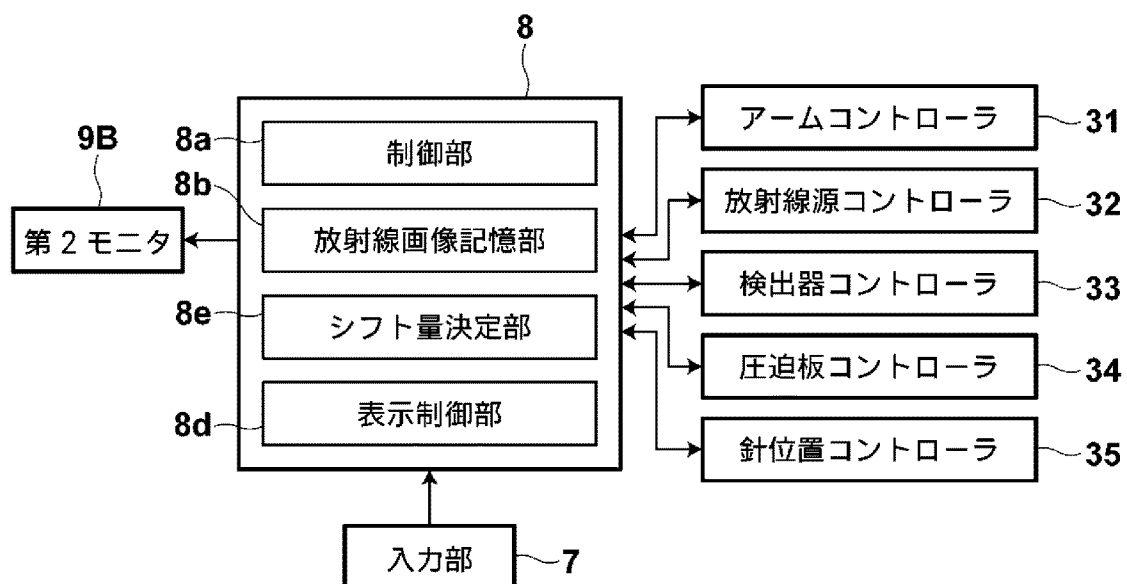
FIG. 10

[図11]

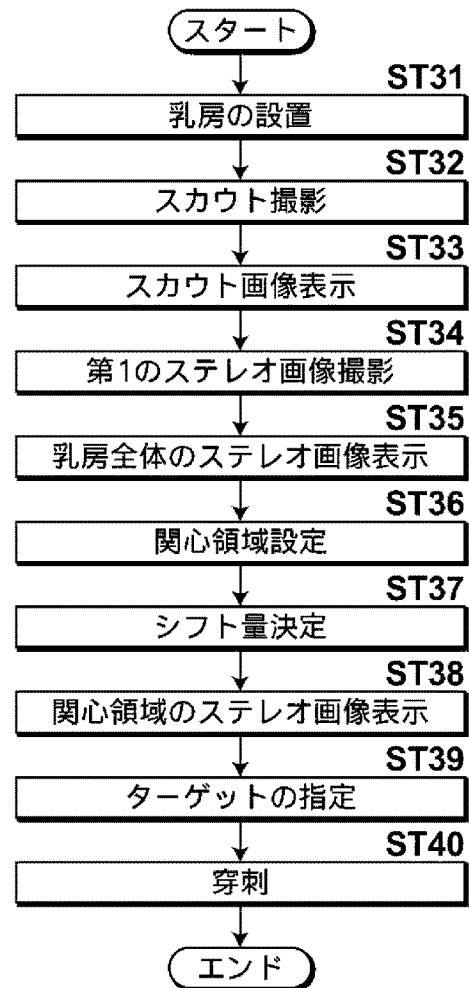
FIG. 11

[図12]

FIG. 12



[図13]

FIG. 13

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/051288

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B6/02 (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)

A61B6/02

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.
X Y A	JP 2006-212056 A (Canon Inc.), 17 August 2006 (17.08.2006), paragraphs [0019] to [0068], [0075] to [0083] & US 2006/0170674 A1	1-3, 8, 10, 11 7, 9 4-6
Y A	JP 2005-287750 A (Konica Minolta Medical & Graphic, Inc.), 20 October 2005 (20.10.2005), paragraphs [0038] to [0047] (Family: none)	7, 9 4-6
A	JP 2010-233858 A (Fujifilm Corp.), 21 October 2010 (21.10.2010), entire text; all drawings & US 2010/0249648 A1 & EP 2236085 A1 & CN 101849835 A	1-11

☒ 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
10 April, 2012 (10.04.12)Date of mailing of the international search report
24 April, 2012 (24.04.12)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/051288

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 2010-187916 A (Fujifilm Corp.), 02 September 2010 (02.09.2010), entire text; all drawings & US 2010/0208958 A1	1-11
A	JP 9-187447 A (Toshiba Corp.), 22 July 1997 (22.07.1997), entire text; all drawings (Family: none)	1-11
A	JP 8-317429 A (Matsushita Electric Industrial Co., Ltd.), 29 November 1996 (29.11.1996), entire text; all drawings (Family: none)	1-11

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C））

Int.Cl. A61B6/02(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（I P C））

Int.Cl. A61B6/02

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
X Y A	JP 2006-212056 A（キヤノン株式会社）2006.08.17, 段落【0019】～【0068】、【0075】～【0083】 & US 2006/0170674 A1	1-3, 8, 10, 11 7, 9 4-6
Y A	JP 2005-287750 A（コニカミノルタエムジー株式会社）2005.10.20, 段落【0038】～【0047】（ファミリーなし）	7, 9 4-6

☒ 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

10.04.2012

国際調査報告の発送日

24.04.2012

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁（I S A/J P）
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）

松谷 洋平

2 Q

4843

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 2010-233858 A (富士フイルム株式会社) 2010. 10. 21, 全文、全図 & US 2010/0249648 A1 & EP 2236085 A1 & CN 101849835 A	1-11
A	JP 2010-187916 A (富士フイルム株式会社) 2010. 09. 02, 全文、全図 & US 2010/0208958 A1	1-11
A	JP 9-187447 A (株式会社東芝) 1997. 07. 22, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-11
A	JP 8-317429 A (松下電器産業株式会社) 1996. 11. 29, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-11