

(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 10 月 4 日(04.10.2012)



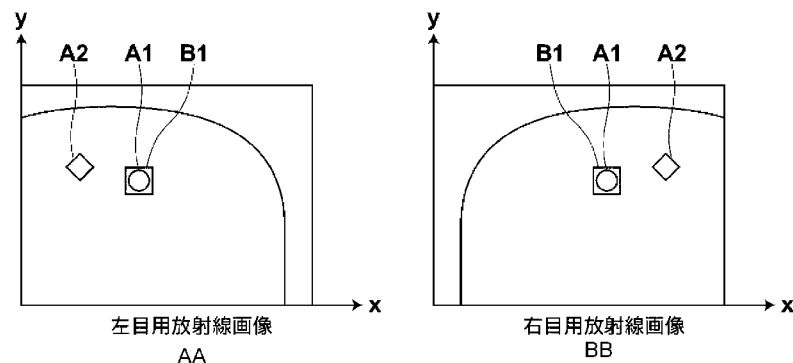
(10) 国際公開番号
WO 2012/132298 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 6/00 (2006.01) *H04N 13/00* (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2012/001869
- (22) 国際出願日: 2012 年 3 月 16 日(16.03.2012)
- (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 2011-070462 2011 年 3 月 28 日(28.03.2011) JP
- (71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 富士フイルム株式会社 (FUJIFILM CORPORATION) [JP/JP]; 〒1068620 東京都港区西麻布 2 丁目 2 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): 田島 崇史 (TAJIMA, Takashi) [JP/JP]; 〒2588538 神奈川県足柄上郡開成町宮台 7 9 8 番地 富士フイルム株式会社内 Kanagawa (JP).
- (74) 代理人: 柳田 征史, 外 (YANAGIDA, Masashi et al.); 〒2220033 神奈川県横浜市港北区新横浜 3-18-3 新横浜 K S ビル 7 階 柳田国際特許事務所 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, 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).
- 添付公開書類:
— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

(54) Title: 3D IMAGE DISPLAY DEVICE AND 3D IMAGE DISPLAY METHOD

(54) 発明の名称: 立体視画像表示装置及び立体視画像表示方法

【図7】



AA Left-eye radiographic image
BB Right-eye radiographic image

(57) Abstract: [Problem] To make it possible to three-dimensionally view a specified target easily, even when there is significant depth, using a 3D image display device (1). [Solution] A 3D image display device (1) for displaying a 3D image that can be viewed three-dimensionally, using a plurality of radiographic images obtained by irradiating a subject to be imaged with radioactive rays from at least two imaging directions, wherein the amount of parallax of an inputted, prescribed target (A1) is calculated in each of the plurality of radiographic images, and a mark (B1) having the same amount of parallax as the calculated amount of parallax is made in each of the plurality of radiographic images.

(57) 要約: 【課題】立体視画像表示装置 (1) において、奥行き方向が深くても、指定したターゲットを簡単に立体視できるようにする。【解決手段】少なくとも2方向の撮影方向から被写体へ放射線を照射することにより取得された複数の放射線画像を用いて立体視可能な立体視画像を表示する立体視画像表示装置 (1) において、複数の放射線画像の各々において、入力された所定のターゲット (A1) の視差量を算出し、複数の放射線画像の各々に、算出された視差量と同じ視差量を有するマーク (B1) を付与する。



WO 2012/132298 A1

明 細 書

発明の名称： 立体視画像表示装置及び立体視画像表示方法

技術分野

[0001] 本発明は、互いに異なる２つの撮影方向から放射線を被写体へ照射して撮影方向毎の放射線画像を検出し、その検出した２つの放射線画像を用いて立体視画像を表示する立体視画像表示装置及び立体視画像表示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互いに視差のある複数の画像に基づいて生成されており、このような立体視画像の生成は、デジタルカメラやテレビなどの分野だけでなく、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、被検者に対して互いに異なる方向から放射線を照射し、その被検者を透過した放射線を放射線画像検出器によりそれぞれ検出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を生成することが行われており、このように立体視画像を生成することによって観察者は奥行感のある放射線画像を観察することができて、より診断に適した放射線画像を観察することができる。

[0003] 一方、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。

[0004] このステレオバイオプシ装置は、被写体に対して互いに異なる２つの撮影方向から放射線を照射し、照射された放射線を放射線検出器によって検出し

て互いに視差のある放射線画像を取得し、これらの2つの放射線画像の各々において、例えば乳房画像においては石灰化等の画像中の特定の部位をターゲットとして指定するが、2つの放射線画像において同一の特定の部位をターゲットとして指定するのは困難な場合がある。

[0005] そこで、2つの放射線画像において同一の特定の部位をターゲットとして指定した後に、2つの放射線画像を用いて生成されたステレオ画像を観察する、すなわち立体視を行うことで、ターゲットが正しく指定されているか否かを確認している。

[0006] しかしながら、立体視画像表示装置では、特に放射線画像のような透視画像においては、奥行方向に重なり合う被写体画像中に指定したターゲットが表示されているため、ターゲットの奥行方向の位置を認識することは極めて困難である。

[0007] そこで特許文献1に、立体視画像において特定部位の奥行き方向の位置を把握できるようにするために、立体視画像の奥行き方向の距離を示す、立体視する左右の目の視差に対応した左右別個の距離マークを、立体視画像を構成する左右の画像にそれぞれ重ねて表示するようにした立体視画像表示装置が開示されている。

先行技術文献

特許文献

[0008] 特許文献1：特開平8-275206号公報

特許文献2：特開2004-357912号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0009] 一方、ステレオバイオプシ装置のような立体視表示装置においては、 $\pm 15^\circ$ の撮影方向から放射線を照射することにより取得した放射線画像を用いてターゲットを指定するため、この放射線画像を用いて生成されたステレオ画像を立体視するとき、指定されたターゲットの位置にきちんと目の調節

(寄り目)をしなければならないが、ステレオ画像は奥行きが深いため、狙った位置に焦点を合わせるのは困難である。特に図14に示すように、実際に焦点を合わせたいターゲット(図中、バツ印)が他の部位(図中、丸印)の後ろ側に位置する場合には、手前側にある部位に焦点が合い易いため、所望するターゲットに焦点を合わせるのは困難であり、ターゲットが正しく指定されているか否かの確認に時間がかかって疲労が増加してしまう問題がある。

[0010] 上記特許文献1の立体視画像表示装置では、距離マークが付与された奥行き方向の位置に、関心部位が位置しない場合には、距離マークには容易に焦点を合わせることができても関心部位に焦点を合わせて立体視するのは難しい場合がある。

[0011] なお特許文献2には、X線断層撮影装置において、実際に画像表示する再構成可能領域と観察したい関心部位の位置関係が把握し難いため、関心部位が再構成可能領域に入っているか否かを直接的に視認できるようにするために、指定された関心部位の奥行き方向の位置における、関心部位の位置を示すマークと再構成可能範囲とが示された2次元画像を、関心部位の指定に用いた2つのX線画像とともに一画面に表示させるようにしたものが開示されているが、このマークは立体視可能なものではないし、立体視を補助するためのものでもない。

[0012] 本発明は上記事情に鑑みてなされたものであり、奥行き方向が深くても、指定したターゲットを簡単に立体視できる立体視画像表示装置及び立体視画像表示方法を提供することを目的とするものである。

課題を解決するための手段

[0013] 本発明の立体視画像表示装置は、少なくとも2方向の撮影方向から被写体へ放射線を照射することにより取得された複数の放射線画像を用いて立体視可能な立体視画像を表示する表示部と、

複数の放射線画像の各々において、所定のターゲットを入力する入力部と、

、

入力部により入力された所定のターゲットの視差量を算出する視差量算出部と、

複数の放射線画像の各々に、視差量算出部によって算出された視差量と同じ視差量を有するマークを付与するマーク付与部とを備えていることを特徴とするものである。

[0014] ここで、「立体視画像」とは、観察者が被写体の立体感を認識できる画像を意味するものである。

[0015] また、本発明の立体視画像表示装置においては、マーク付与部が、入力部によって入力された所定のターゲットの位置から、垂直方向又は水平方向に移動した位置にマークを付与するものであってもよい。

[0016] また、本発明の立体視画像表示装置においては、マーク付与部が、複数の放射線画像中の特定の被写体領域以外にマークを付与するものであってもよい。

[0017] なお、本発明において「特定の被写体」は、異常陰影等の関心部位であってもよく、例えば放射線画像が乳房画像である場合には、石灰化を示す領域であってもよい。

[0018] また、本発明の立体視画像表示装置においては、マークが、複数の放射線画像中の特定の被写体領域以外の背景の濃度とは異なる濃度で生成されることが好ましい。

[0019] また、本発明の立体視画像表示装置においては、マークが、四角形であることが好ましい。

[0020] また、本発明の立体視画像表示装置においては、マークが、入力部によって入力された所定のターゲットの位置を中心とした枠であってもよい。

[0021] この場合、枠は四角形であることが好ましい。

[0022] 本発明の立体視画像表示方法は、少なくとも2方向の撮影方向から被写体へ放射線を照射することにより取得された複数の放射線画像を用いて立体視可能な立体視画像を表示する立体視画像表示方法において、

複数の放射線画像の各々において、入力された所定のターゲットの視差量

を算出し、

複数の放射線画像の各々に、算出された視差量と同じ視差量を有するマークを付与することを特徴とする。

[0023] なお、本発明の立体視画像表示方法においては、入力された所定のターゲットの位置から、垂直方向又は水平方向に移動した位置にマークを付与することができる。

[0024] また、本発明の立体視画像表示方法においては、複数の放射線画像中の特定の被写体領域以外にマークを付与することができる。

[0025] また、本発明の立体視画像表示方法においては、マークを、複数の放射線画像中の特定の被写体領域以外の背景の濃度とは異なる濃度で生成することが好ましい。

[0026] また、本発明の立体視画像表示方法においては、マークが、四角形であることが好ましい。

[0027] また、本発明の立体視画像表示方法においては、マークが、入力された所定のターゲットの位置を中心とした枠であってもよい。

[0028] この場合、枠は四角形であることが好ましい。

発明の効果

[0029] 本発明の立体視画像表示装置及び立体視画像表示方法によれば、少なくとも2方向の撮影方向から被写体へ放射線を照射することにより取得された複数の放射線画像を用いて立体視可能な立体視画像を表示する立体視画像表示装置及び立体視画像表示方法において、複数の放射線画像の各々において、入力された所定のターゲットの視差量を算出し、複数の放射線画像の各々に、算出された視差量と同じ視差量を有するマークを付与するので、奥行き方向が深く、入力された所定のターゲットが融像し難い位置にあったとしても、異常陰影や石灰化、病変等の形状がはっきりとしていない可能性があるターゲットと比較して、予め設定された形状で構成されているマークの方が、観察者は焦点を合わせ易い。それ故に、マークは観察者が立体視するときの奥行き方向に対する目の調節を補助することができる。マークの奥行き方向の位

置に焦点が合えば、入力された所定のターゲットは同じ奥行方向の位置にあるので、焦点を容易に移動させて合わせることができて、所定のターゲットを立体視し易くすることができる。

[0030] また観察者が所定のターゲットを立体視し易くなることにより、作業の効率が上がると共に観察者の疲労を軽減することができる。

[0031] また所定のターゲットの位置の奥行方向上に、目に付くような領域がある場合であっても観察者はマークを融像することにより所定のターゲットを立体視し易くすることができる。

[0032] また観察者が複数存在する場合であっても、融像すべき対象が同一のマークなので、全ての観察者がマークに焦点を合わせることにより同じ箇所を立体視することができる。

[0033] また観察者がマークを融像することにより合わせた立体視の焦点と実際に立体視したい場所が異なる場合には、マークの存在によって奥行方向の位置が認識し易くなっているため観察者はすぐに異なっていることに気づくことができる。

図面の簡単な説明

[0034] [図1]ステレオバイオプシ装置の概略構成図

[図2]図1のステレオバイオプシ装置の正面図の一部を示す図

[図3]圧迫板を上方から見た図

[図4]図1のステレオバイオプシ装置のコンピュータの内部構成図

[図5]図1のステレオバイオプシ装置の作用を示すフローチャート

[図6]ターゲットの入力を説明する図

[図7]マークの付与を説明する図

[図8]ステレオ画像表示したときの位置関係を説明する図

[図9]マークの付与を説明する第2の図

[図10]マークの付与を説明する第3の図

[図11]マークの付与を説明する第4の図

[図12]マークの融像について説明する図

[図13]四角形マークの融像について説明する図

[図14]本発明の課題を説明する図

発明を実施するための形態

[0035] 以下、図面を参照して本発明の立体視画像表示装置の一実施形態として着脱可能なバイオプシユニット2が取り付けられた乳房画像撮影表示装置（マンモグラフィ装置）である乳房用のステレオバイオプシ装置について説明する。まずは本実施形態のステレオバイオプシ装置1の概略構成について説明する。図1は、ステレオバイオプシ装置1の概略構成図、図2はステレオバイオプシ装置1の正面図の一部を示す。

[0036] ステレオバイオプシ装置1は、図1に示すように、バイオプシユニット2が取り付けられた状態の乳房画像撮影装置10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に接続されたモニタ9及び入力部7とを備えている。

[0037] 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。

[0038] 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の回転及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。

[0039] 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変換部などが設けられた回路基板なども設置されている。

[0040] 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が回転した時でも、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。

[0041] 放射線検出器15は、放射線画像の記録と読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。

[0042] また、放射線画像信号の読出方式としては、TFT (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出される、いわゆるTFT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を用いるようにしてもよい。

[0043] 放射線照射部16の中には放射線源17と、放射線源コントローラ32が収納されている。放射線源コントローラ32は、放射線源17から放射線を照射するタイミングと、放射線源17における放射線発生条件（管電流（mA）、照射時間（ms）、管電流時間積（mAs）、管電圧（kV）等）を制御するものである。

[0044] また、アーム部13の中央部には、撮影台14の上方に配置されて乳房Mを押さえつけて圧迫する圧迫板18と、その圧迫板18を支持する支持部20と、支持部20を上下方向（Z方向）に移動させる移動機構19が設けられている。圧迫板18の位置、圧迫圧は、圧迫板コントローラ34により制御される。図3は、圧迫板18を上方から見た図であるが、同図に示すように、圧迫板18は、撮影台14と圧迫板18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10×10cm四方の大きさの開口部5を備えている。

[0045] バイオプシユニット2は、その基体部分が圧迫板18の支持部20の開口部5に差し込まれ、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、ステレオバイオプシ装置1と機械的、電氣的に接続されるものである。

る。

[0046] バイオプシユニット 2 は、乳房を穿刺する生検針 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 2 3 を出し入れさせることにより、生検針ユニット 2 2 を図 1 から図 3 に示す X、Y 及び Z 方向に移動させる移動機構 2 4 とを備える。

[0047] 生検針ユニット 2 2 の生検針 2 1 の先端の位置は、移動機構 2 4 が備える針位置コントローラ 3 5 により、3 次元座標位置 (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。

[0048] 入力部 7 は、観察者による撮影条件や観察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り、たとえば、キーボードやマウスなどの入力デバイスによって構成されるものである。本実施形態においては、後述する放射線画像記憶部 8 b から読み出された左目用放射線画像と右目用放射線画像において、異常陰影や石灰化、病変等の所定のターゲットを指定して入力する機能を備える。

[0049] コンピュータ 8 は、中央処理装置 (CPU) 及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 8 a、放射線画像記憶部 8 b、表示制御部 8 c、視差量算出部 8 d、マーク付与部 8 e 及び位置取得部 8 f が構成されている。

[0050] 制御部 8 a は、各種のコントローラ 3 1 ~ 3 5 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。

[0051] 放射線画像記憶部 8 b は、放射線検出器 1 5 によって取得された撮影方向毎の放射線画像信号を予め記憶するものである。

[0052] 表示制御部 8 c は、放射線画像記憶部 8 b から読み出された左目用放射線画像と右目用放射線画像の 2 枚の放射線画像信号に対して所定の処理を施し

た後、モニタ 9 に乳房 M のステレオ画像を表示させるものである。また図 6 に示すように後述するモニタ 9 に表示されたステレオ画像を構成する左目用放射線画像と右目用放射線画像にそれぞれ矢印形状のカーソル C を重ねて表示させるカーソル表示制御部としても機能し、後述する入力部 7 からの入力に応じてカーソル C の表示位置を左右方向（X 方向）及び上下方向（Y 方向）に変更することによってカーソル C を面内方向（X-Y 方向）に移動させる。

[0053] 視差量算出部 8 d は、入力部 7 により入力された所定のターゲットの視差量を算出するものである。視差量の算出は左目用放射線画像と右目用放射線画像の画像上で指定された所定のターゲットの座標値を検出し、左目用放射線画像と右目用放射線画像との間の所定のターゲットの位置のずれ量を算出することにより求めることができる。なお左目用放射線画像と右目用放射線画像とで構成されたステレオ画像が表示される表示面から飛び出す方向と引っ込む方向では、つまりクロスポイントの手前側と奥側では、左目用放射線画像と右目用放射線画像との間の所定のターゲットは逆方向にずれるので、視差量を算出するときには、ずれる方向も求めるものとする。なお視差量の算出方法はこれに限られるものではなく、公知の方法を使用することができる。

[0054] マーク付与部 8 e は、左目用放射線画像と右目用放射線画像の各々において、視差量算出部 8 d によって算出された所定のターゲットの視差量と同じ視差量を有するマークを付与するものである。なおマークを付与する方法については後で詳細に説明する。

[0055] 位置取得部 8 f は、ステレオ画像を構成する左目用放射線画像及び右目用放射線画像の各々において入力された所定のターゲットの位置情報を取得するものであり、具体的には左目用放射線画像及び右目用放射線画像内においてカーソル C が示す画素の位置情報を取得して、例えば、三角測量法により、カーソル C が指し示す異常陰影や石灰化、病変等のターゲットの 3 次元での位置情報を取得し、その位置情報を制御部 8 a に出力するものである。

- [0056] モニタ 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、撮影方向毎の放射線画像をそれぞれ 2 次元画像として表示することにより、ステレオ画像を表示するように構成されたものである。
- [0057] 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。
- [0058] 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及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 3 D 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。
- [0059] 次に、ステレオバイオプシ装置 1 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。
- [0060] 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 M が所定の圧力によって圧迫される (S 1)。
- [0061] 次に、入力部 7 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 (S 2)。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 M は穿刺されていない。
- [0062] 入力部 7 において撮影開始の指示があると (S 2)、乳房 M のステレオ画像を構成する 2 枚の放射線画像のうちの 1 枚目の放射線画像の撮影が行われる (S 3)。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に、2 つの異なる撮影方向がなす角度 θ (以下、輻輳角 θ という) 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 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 θ の情報として、輻輳角 θ を構成する撮影角度 $\theta' = \pm 15^\circ$ すなわち輻輳角 $\theta = 30^\circ$ が予め記憶されているものとするが、これに限らず、輻輳角 θ は、モニター 9 にステレオ画像として表示された乳房 M を観察者が立体感を有する立体視画像として認識できる角度であればよく、たとえば、 4° 以上 30° 以下であれば如何なる角度を用いてもよい。

[0063] 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 $+\theta'$ 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 $+15^\circ$ 回転するよう制御信号を出力する。

[0064] 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、 $+15^\circ$ だけ回転した状態において、制御部 8a は、放射線源コントローラ 32 及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 M を $+15^\circ$ 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。

[0065] 次に、乳房 M のステレオ画像を構成する 2 枚の放射線画像のうちの 2 枚目の放射線画像の撮影が行われる (S4)。具体的には、アームコントローラ 31 が、図 2 に示すように、アーム部 13 を撮影台 14 に垂直な方向に対して $-\theta'$ 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 -15° 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 -15° だけ回転した状態において、制御部 8a は、放射線源コントローラ 32 及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 M を -15° 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。

[0067] 次に、上述したようにして放射線画像記憶部 8b に記憶された 2 枚の放射線画像の画像信号が表す画像すなわち左目用放射線画像及び右目用放射線画像の各々において、図 6 に示すように、観察者が入力部 7 を操作することによりカーソル C が所望するターゲットを指し示すようにカーソル C を移動させて、所望するターゲットとして例えばターゲット A1 を指定する (S5)。このとき観察者がターゲット A1 にカーソル C を合わせたときに例えばマウスを左クリックすることによりカーソル C が示すターゲット A1 が入力される。

[0068] そして制御部 8a はターゲットが決定したか否か、すなわちターゲットが入力されたか否かを判別し (S6)、ターゲットが入力されていない場合 (S6; NO) には、ステップ S5 に処理を移行してターゲットが入力されるまで以降の処理を繰り返し行う。

一方、ターゲットが入力されている場合 (S6; YES) には、視差量算出部 8d が、上述したようにして入力部 7 により入力されたターゲット A1 の視差量を算出する (S7)。

[0069] 次にマーク付与部 8e が、左目用放射線画像と右目用放射線画像の各々において、視差量算出部 8d によって算出されたターゲット A1 の視差量と同じ視差量を有するマークを付与する (S8)。

[0070] マークの付与は、図 7 に示すように、左目用放射線画像と右目用放射線画像の各々において、入力部 7 により入力されたターゲット A1 の位置を中心とした四角形の枠で構成されたマーク B1 の画像を合成する。これによりマ

ーク B 1 はターゲット A 1 と同じ視差を有することになる。

[0071] 次に表示制御部 8 c が、マーク B 1 がそれぞれ付与された左目用放射線画像と右目用放射線画像の 2 枚の放射線画像信号に対して所定の処理を施した後、モニタ 9 にステレオ画像として表示する (S 9)。

[0072] ここで図 8 にステレオ画像表示したときの位置関係を説明する図を示す。ここで図中上側を観察者が位置する手前側、図中下側を奥行側として説明する。マーク B 1 がそれぞれ付与された左目用放射線画像と右目用放射線画像で構成されたステレオ画像を観察者が立体視すると、ターゲット A 1 とマーク B 1 は視差量が同じであるため、図 8 に示すようにターゲット A 1 と同じ奥行位置にマーク B 1 が位置することになる。

[0073] 本実施形態では、観察者は上述したように 30° の輻輳角で撮影された左目用放射線画像及び右目用放射線画像で構成されたステレオ画像を立体視することになるので、図 1 2 に示すように、観察者がマークを立体視するときには、観察者は図 1 2 中矢印方向に左右の視線をそれぞれ移動させ、寄り目をしてマークが 1 つに見えるように融像を行う。

[0074] 本実施形態のマーク B 1 は四角形で構成されているため、図 1 3 に示すように、観察者が寄り目をするときに、それぞれの縦線 (1) が (3)、(2) が (4) に重なるように立体視を行うため、例えば異常陰影や石灰化、病変等の形状がはっきりとしていない可能性があるターゲットと比較して、各辺がはっきりとした線で構成されているマーク B 1 は視線を合わせる領域が広いので容易に焦点を合わせることができる。

[0075] 通常、図 8 のようなターゲットの位置関係をしたステレオ画像を観察者が立体視するときは、手前側の位置するターゲット A 2 に焦点が合い易い。しかしながら、ターゲット A 2 が、異常陰影や石灰化、病変等である場合には、観察者は、ターゲット A 2 よりも、はっきりとした形状で構成されたマーク B 1 に焦点を合わせ易い。そこで、本実施形態のように焦点を合わせたいターゲット A 1 の位置に、はっきりとした形状で構成されたマーク B 1 を付与することで、マーク B 1 は観察者が立体視するときの奥行方向に対する目

の調節を補助することができる。マークB 1の奥行方向の位置に焦点が合えば、ターゲットA 1と同じ奥行方向の位置にあるので焦点を容易に移動させて合わせることができる。

[0076] また観察者がターゲットA 1を立体視し易くなることにより、作業の効率が上がると共に観察者の疲労を軽減することができる。

[0077] またターゲットA 1の位置の奥行方向上すなわち図8の上下方向に、例えばターゲットA 2等の目に付くような領域がある場合であっても観察者はマークB 1を融像することによりターゲットA 1を立体視し易くすることができる。

[0078] また観察者が複数存在する場合であっても、融像すべき対象が同一のマークB 1なので、全ての観察者がマークB 1に焦点を合わせることで同じ箇所を立体視することができる。

[0079] また観察者がマークB 1を融像することにより合わせた立体視の焦点と実際に立体視したい場所が異なる場合には、マークB 1の存在によって奥行方向の位置が認識し易くなっているため観察者は異なっていることにすぐに気づくことができる。

[0080] そして次に位置取得部8 fが、例えば観察者によりキーボードのエンターキーが押されること等により観察者が所望するターゲットが決定されたか否かを判別する(S 10)。ターゲットが決定されていないと判別した場合(S 10; NO)は、ステップS 5へ処理を移行してステップS 5以降の処理を繰り返し行う。

[0081] 一方、ターゲットが決定されたと判別した場合(S 10; YES)は、位置取得部8 fがこの決定されたターゲットの位置座標すなわちカーソルCが示す画素の位置座標を取得する(S 11)。

[0082] 位置取得部8 fは、左目用放射線画像及び右目用放射線画像内でカーソルCがそれぞれ示す対応画素の座標位置(x_2 , y_2)、(x_3 , y_3)を取得し、その取得した座標位置に基づき、例えば、三角測量法により、カーソルCが示す画素の3次元位置座標(x_1 , y_1 , z_1)を取得する。

- [0083] 位置取得部 8 f は、取得したカーソル C が示す画素の 3 次元位置座標 (x_1 , y_1 , z_1) すなわちターゲットの 3 次元座標位置 (x_1 , y_1 , z_1) 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。
- [0084] 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 3 次元座標位置 (x_1 , y_1 , z_1) に基づき、生検針 2 1 の先端が、3 次元座標位置 (x_1 , y_1 , $z_1 + \alpha$) に配置されるように、生検針 2 1 を移動する。ここで α は、生検針 2 1 が乳房 M 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 2 1 がターゲットの上方にセットされる。
- [0085] 観察者により、生検針 2 1 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 3 5 の制御の下で、生検針 2 1 の先端が 3 次元座標位置 (x_1 , y_1 , z_1) に移動させられて、生検針 2 1 による乳房 M の穿刺が行われる (S 1 2)。このようにしてステレオバイオプシ装置 1 はバイオプシを行う。
- [0086] 以上の述べた通り、ステレオバイオプシ装置 1 によれば、左目用放射線画像と右目用放射線画像の各々において、入力されたターゲット A 1 の視差量を算出し、左目用放射線画像と右目用放射線画像の各々に、算出された視差量と同じ視差量を有するマーク B 1 を付与するので、奥行き方向が深く、入力されたターゲット A 1 が融像し難い位置にあったとしても、異常陰影や石灰化、病変等の形状がはっきりとしていない可能性があるターゲットと比較して、予め設定された形状で構成されているマーク B 1 の方が、観察者は焦点を合わせ易い。それ故に、マーク B 1 は観察者が立体視するときの奥行き方向に対する目の調節を補助することができる。マーク B 1 の奥行き方向の位置に焦点が合えば、入力されたターゲット A 1 は同じ奥行き方向の位置にあるので、焦点を容易に移動させて合わせることができて、ターゲット A 1 を立体視し易くすることができる。
- [0087] また観察者がターゲット A 1 を立体視し易くなることにより、作業の効率

が上がると共に観察者の疲労を軽減することができる。

[0088] またターゲット A 1 の位置の奥行方向上に、目に付くような領域がある場合であっても観察者はマーク B 1 を融像することによりターゲット A 1 を立体視し易くすることができる。

[0089] また観察者が複数存在する場合であっても、融像すべき対象が同一のマーク B 1 なので、全ての観察者がマーク B 1 に焦点を合わせることで同じ箇所を立体視することができる。

[0090] また観察者がマーク B 1 を融像することにより合わせた立体視の焦点と実際に立体視したい場所が異なる場合には、マーク B 1 の存在によって奥行方向の位置が認識し易くなっているため観察者はすぐに異なっていることに気づくことができる。

[0091] なお本実施形態においてマーク付与部 8 e は、上記のようにターゲット A 1 の位置を中心とした四角形の枠で構成されたマーク B 1 を付与するものとしたが、本発明はこれに限られるものではない。

[0092] 例えば図 9 に示すように、左目用放射線画像と右目用放射線画像の各々においてターゲット A 1 の位置から水平方向へ同じ距離だけ移動させた位置にマーク B 1 を付与してもよい。この場合、観察者が立体視するときに、マーク B 1 の奥行方向の位置に焦点が合えば、入力されたターゲット A 1 は視差量が同じことにより、同じ奥行方向の位置にあるので焦点を容易に移動させて合わせることができ、ターゲット A 1 を立体視し易くすることができる。これにより上述した実施形態と同様の効果を得ることができる。なお、よりターゲット A 1 を立体視し易くするためには、マーク B 1 をターゲット A 1 により近い位置に付与することが好ましい。

[0093] また図 10 に示すように左目用放射線画像と右目用放射線画像の各々においてターゲット A 1 の位置から垂直方向へ同じ距離だけ移動させた位置にマーク B 1 を付与してもよい。

この場合、観察者が立体視するときに、マーク B 1 の奥行方向の位置に焦点が合えば、入力されたターゲット A 1 は視差量が同じことにより、同じ奥

行方向の位置にあるので焦点を容易に移動させて合わせることができ、ターゲットA 1を立体視し易くすることができる。これにより上述した実施形態と同様の効果を得ることができる。なおよりターゲットA 1を立体視し易くするためには、マークB 1をターゲットA 1により近い位置に付与することが好ましい。

[0094] また図11に示すように、左目用放射線画像と右目用放射線画像の各々において乳房Mの領域以外にマークB 1を付与してもよい。

[0095] この場合、マークB 1の色は乳房Mの背景の色（本実施形態では黒）とは異なる濃度（本実施形態では白）で生成する。これにより背景が均一な黒なのでマークB 1は目に付き易く、焦点を合わせ易い。またこの場合でも、観察者が立体視するときに、マークB 1の奥行方向の位置に焦点が合えば、入力されたターゲットA 1は視差量が同じことにより、同じ奥行方向の位置にあるので焦点を容易に移動させて合わせることができ、ターゲットA 1を立体視し易くすることができる。これにより上述した実施形態と同様の効果を得ることができる。なお、よりターゲットA 1を立体視し易くするためには、マークB 1をターゲットA 1により近い位置に付与することが好ましい。

[0096] なお上述した実施形態においてマーク付与部8eは、四角形の枠で構成されたマークB 1を付与するものとしたが、本発明はこれに限られるものではなく、マークは、例えば丸の枠やひし形、星型等様々な形状の枠で構成することができる。またマークは枠に限られるものではなく、中身が塗り潰されたものであっても構わない。

[0097] またマークB 1は、立体視し易くするために、左目用放射線画像と右目用放射線画像の各々において、同じマークにすることが好ましい。またマークB 1は、立体視可能にするために、垂直方向（図6，図7，図9のy軸方向）は左目用放射線画像と右目用放射線画像で同じ位置にすることが好ましい。

[0098] また左目用放射線画像と右目用放射線画像とで入力されたターゲットA 1の垂直方向（図6，図7，図9のy軸方向）の位置が異なる場合には、どちらか一方の放射線画像において入力されたターゲットA 1の垂直方向の位置

にマーク B 1 を付与してもよい。また左目用放射線画像と右目用放射線画像の両方で入力されたターゲット A 1 の垂直方向の平均値の位置にマーク B 1 を付与してもよい。

[0099] また上述した実施形態では、マーク B 1 は、左目用放射線画像と右目用放射線画像で垂直方向（図 6，図 7，図 9 の y 軸方向）は同じ位置に付与するものとしたが、例えば左目用放射線画像と右目用放射線画像とで入力されたターゲット A 1 の垂直方向（図 6，図 7，図 9 の y 軸方向）の位置が異なる場合には、入力されたターゲット A 1 の垂直方向の位置に合わせてマーク B 1 を付与するようにしてもよい。すなわちマーク B 1 の垂直方向を左目用放射線画像と右目用放射線画像で異なる位置にしても構わない。この場合、立体視はできないが、入力されたターゲット A 1 の位置すなわち実際に立体視したい場所が異なっていることに気づくことができる。

[0100] なお、上記説明では、乳房 M を被写体として説明したが、被写体は特に限定されるものではなく、たとえば、胸部や頭部などを被写体として撮影し、最も白く表示される位置に生検針を穿刺するステレオバイオプシ装置にも適用可能である。

[0101] また上記実施形態では、ステレオバイオプシ装置について説明したが、本発明はこれに限られるものではなく、バイオプシ機能の搭載されていない立体視画像表示装置にも適用可能である。バイオプシ機能の搭載されていない本発明の立体視画像表示装置では、観察者が立体視画像において病変等の関心領域をターゲティングするときにターゲットを立体視し易くすることができる。

[0102] また本発明は、被写体として乳房を撮影する放射線画像撮影表示装置に限らず、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装置にも適用することができる。

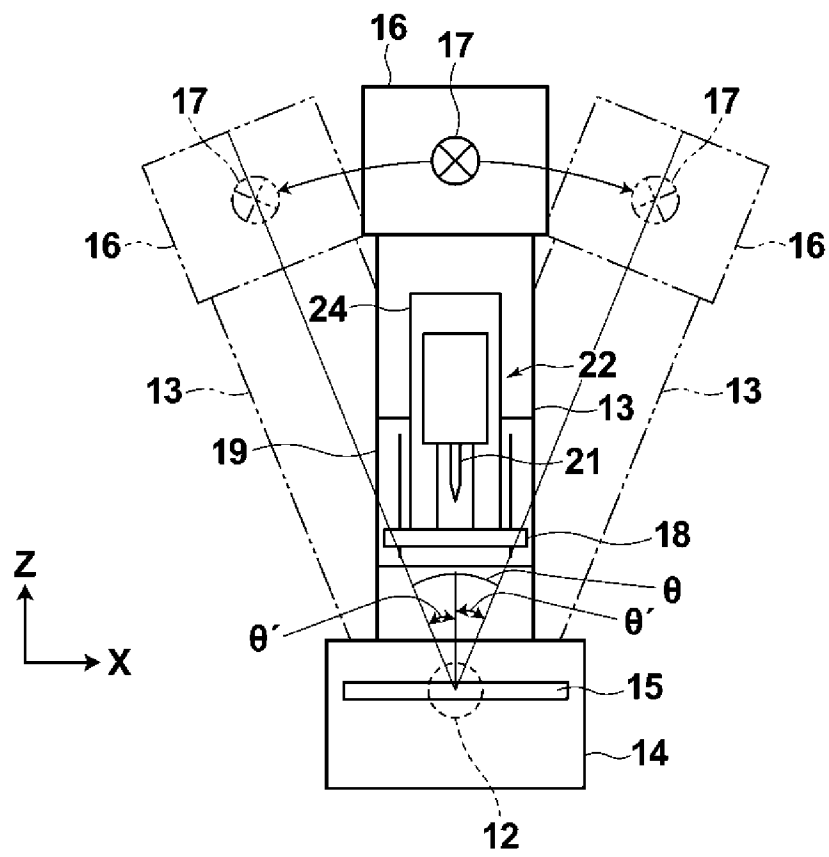
[0103] また本発明は、上述した実施形態の内容に限られるものではなく、発明の趣旨を逸脱しない範囲において適宜変更することができる。

請求の範囲

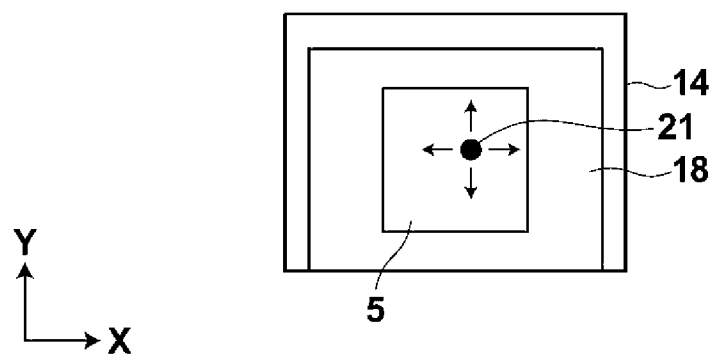
- [請求項1] 少なくとも2方向の撮影方向から被写体へ放射線を照射することにより取得された複数の放射線画像を用いて立体視可能な立体視画像を表示する表示部と、
- 前記複数の放射線画像の各々において、所定のターゲットを入力する入力部と、
- 該入力部により入力された前記所定のターゲットの視差量を算出する視差量算出部と、
- 前記複数の放射線画像の各々に、前記視差量算出部によって算出された視差量と同じ視差量を有するマークを付与するマーク付与部とを備えていることを特徴とする立体視画像表示装置。
- [請求項2] 前記マーク付与部が、前記入力部によって入力された前記所定のターゲットの位置から、垂直方向又は水平方向に移動した位置に前記マークを付与するものであることを特徴とする請求項1記載の立体視画像表示装置。
- [請求項3] 前記マーク付与部が、前記複数の放射線画像中の特定の被写体領域以外に前記マークを付与するものであることを特徴とする請求項1記載の立体視画像表示装置。
- [請求項4] 前記マークが、前記複数の放射線画像中の特定の被写体領域以外の背景の濃度とは異なる濃度で生成されていることを特徴とする請求項1～3いずれか1項記載の立体視画像表示装置。
- [請求項5] 前記マークが、四角形であることを特徴とする請求項1～4いずれか1項記載の立体視画像表示装置。
- [請求項6] 前記マークが、前記入力部によって入力された前記所定のターゲットの位置を中心とした枠であることを特徴とする請求項1記載の立体視画像表示装置。
- [請求項7] 前記枠が四角形であることを特徴とする請求項6記載の立体視画像表示装置。

- [請求項8] 少なくとも2方向の撮影方向から被写体へ放射線を照射することにより取得された複数の放射線画像を用いて立体視可能な立体視画像を表示する立体視画像表示方法において、
- 前記複数の放射線画像の各々において、入力された所定のターゲットの視差量を算出し、
- 前記複数の放射線画像の各々に、前記算出された視差量と同じ視差量を有するマークを付与することを特徴とする立体視画像表示方法。
- [請求項9] 前記入力された所定のターゲットの位置から、垂直方向又は水平方向に移動した位置に前記マークを付与することを特徴とする請求項8記載の立体視画像表示方法。
- [請求項10] 前記複数の放射線画像中の特定の被写体領域以外に前記マークを付与することを特徴とする請求項8記載の立体視画像表示方法。
- [請求項11] 前記マークを、前記複数の放射線画像中の特定の被写体領域以外の背景の濃度とは異なる濃度で生成することを特徴とする請求項8～10いずれか1項記載の立体視画像表示方法。
- [請求項12] 前記マークが、四角形であることを特徴とする請求項8～11いずれか1項記載の立体視画像表示方法。
- [請求項13] 前記マークが、前記入力された所定のターゲットの位置を中心とした枠であることを特徴とする請求項8記載の立体視画像表示方法。
- [請求項14] 前記枠が四角形であることを特徴とする請求項13記載の立体視画像表示方法。

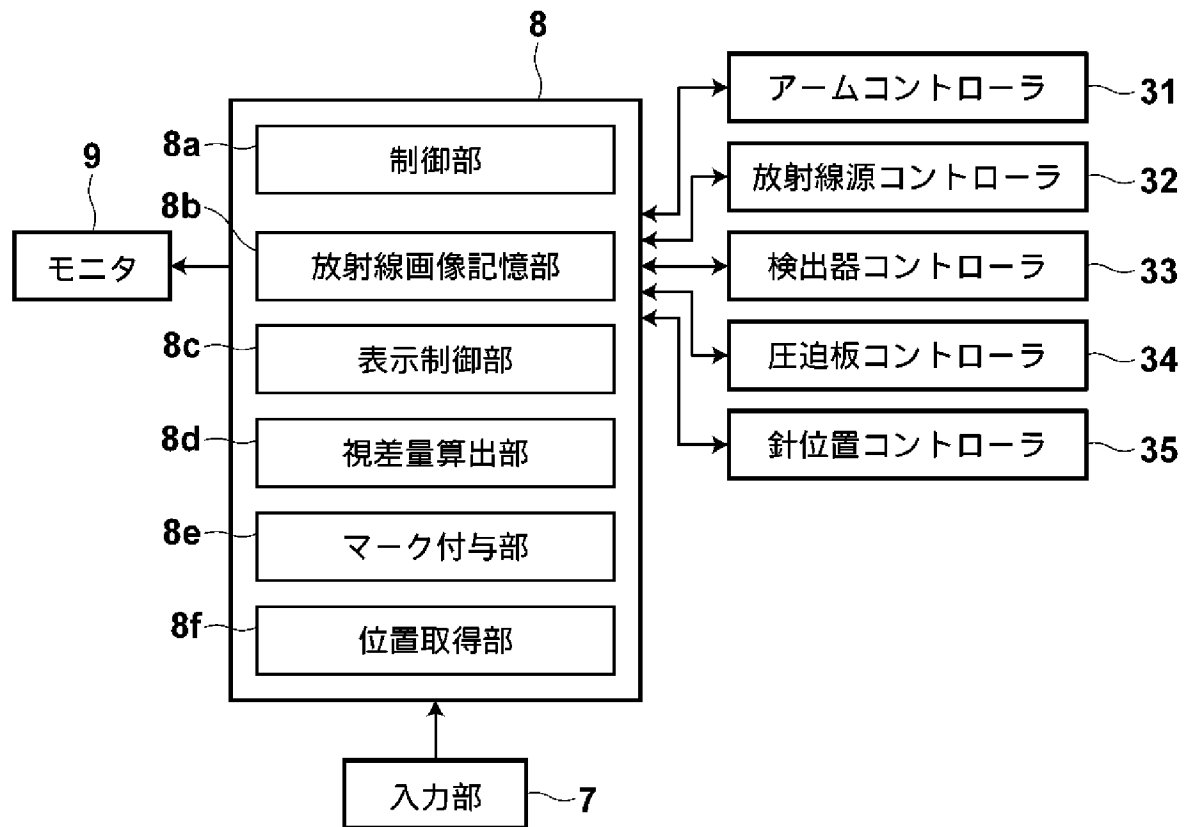
[図2]



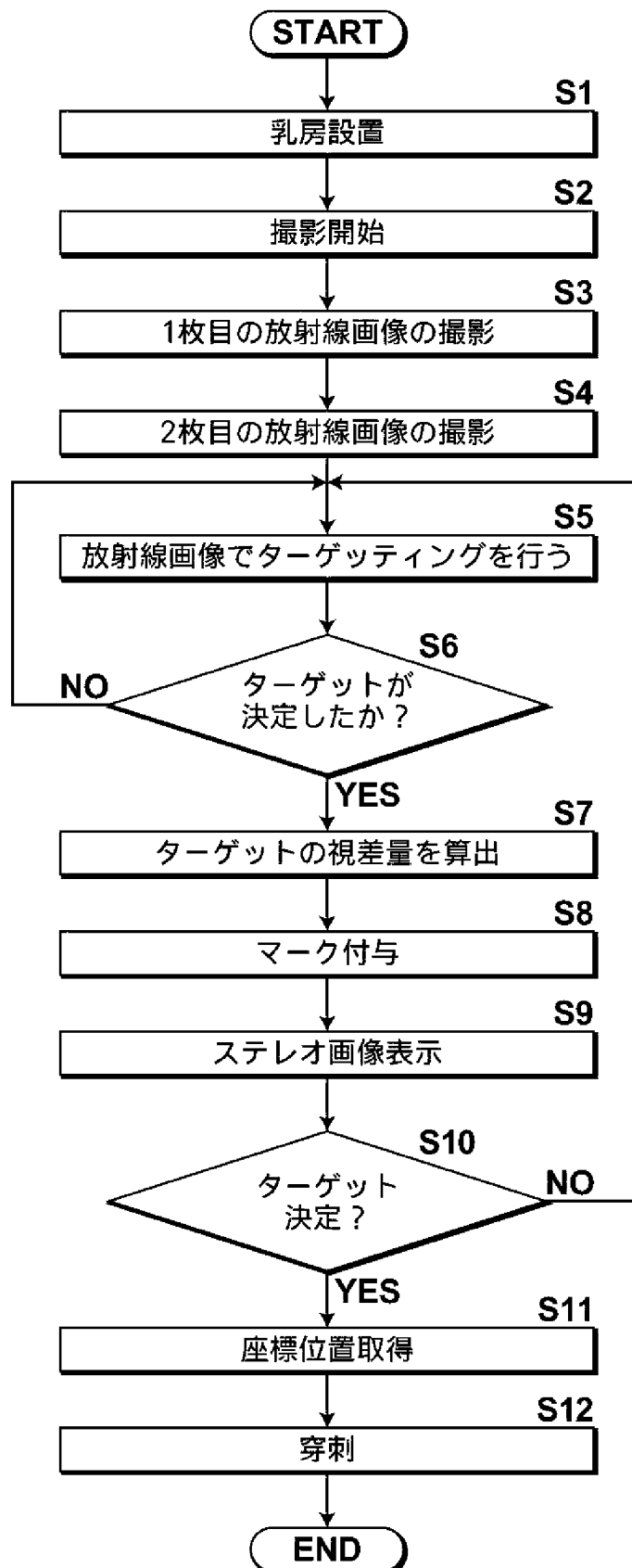
[図3]



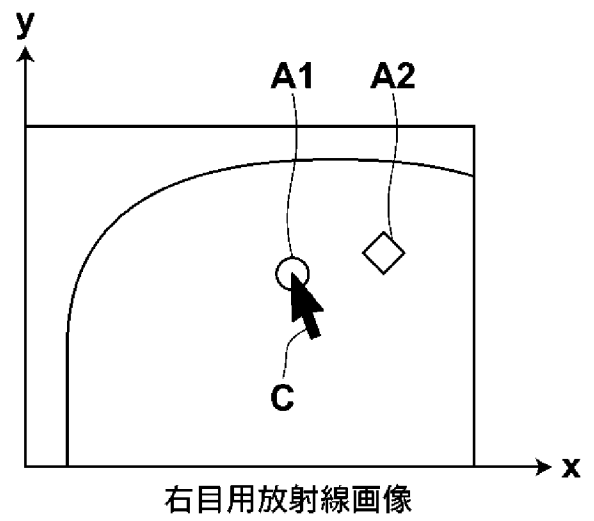
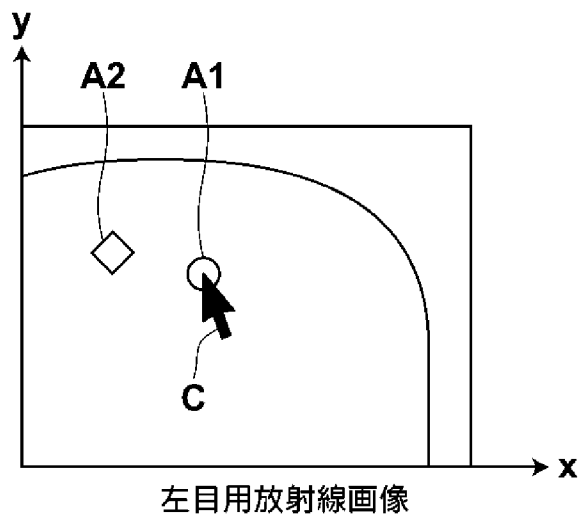
[図4]



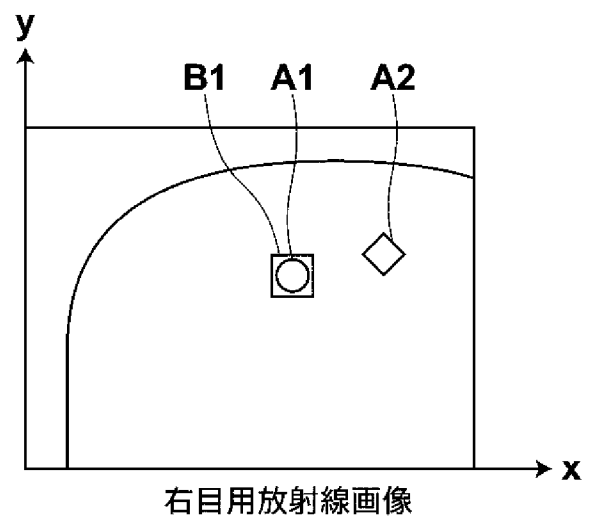
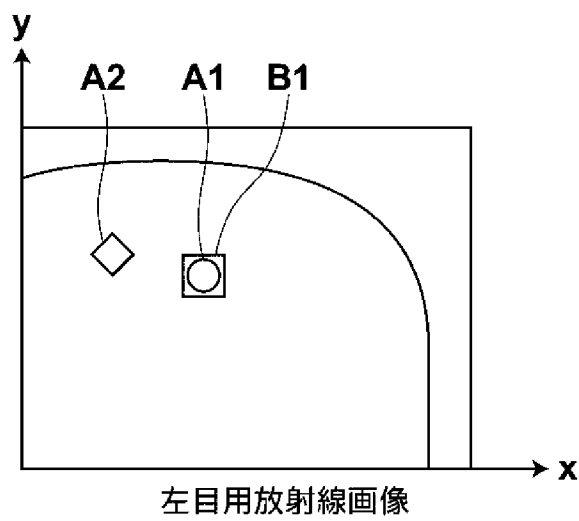
[図5]



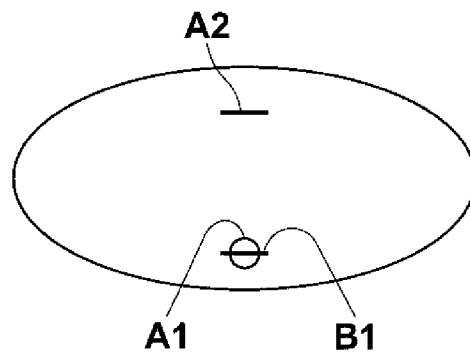
[図6]



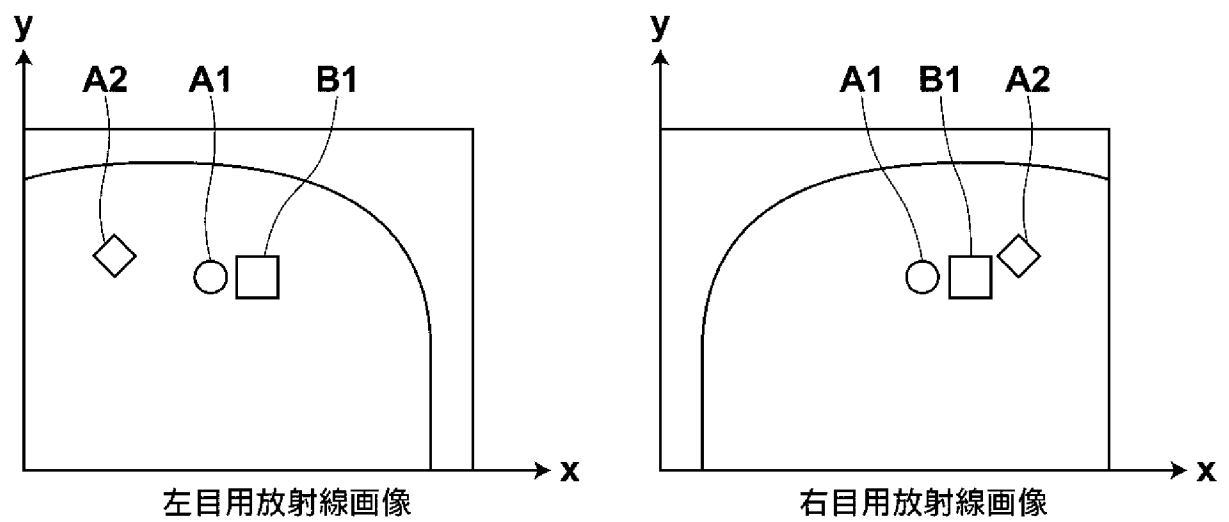
[図7]



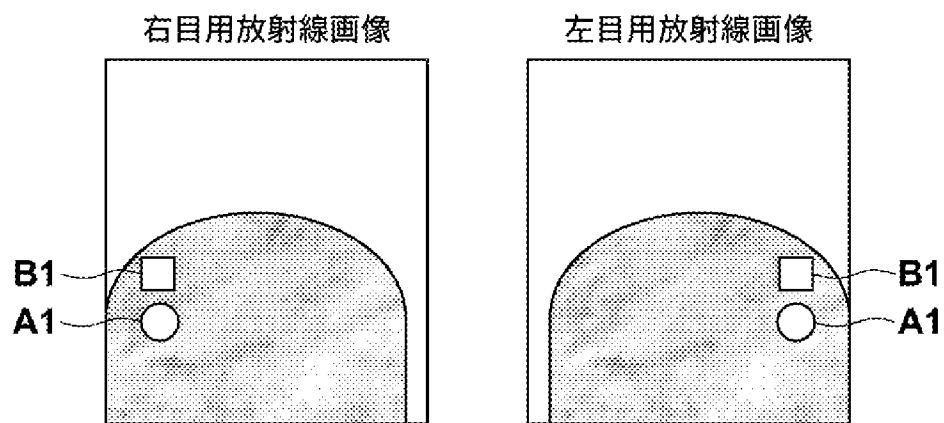
[図8]



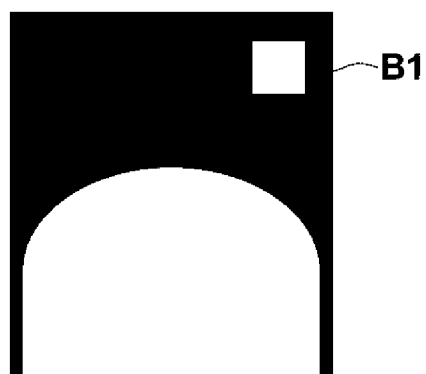
[図9]



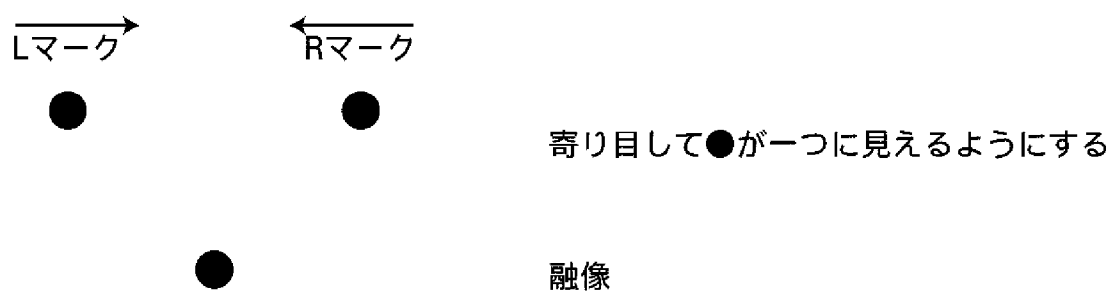
[図10]



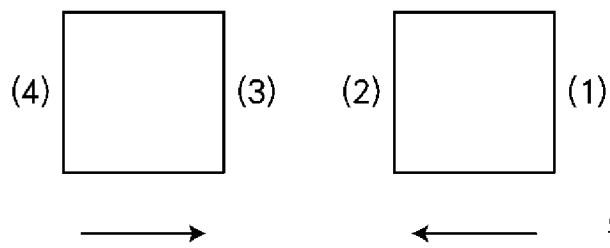
[図11]



[図12]

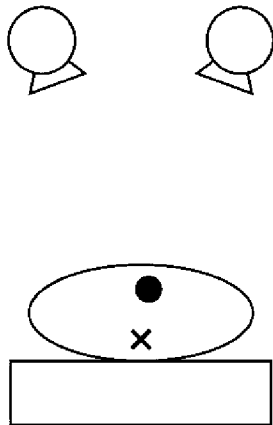


[図13]



寄り目するときにそれぞれの縦線(1)が(3)、(2)が(4)に重なるように立体視を行う。あわせる領域が広いので焦点をあわせるのが楽。

[図14]



手前にある●に焦点合いやすい、画像の視差に応じて焦点が変わる、個人差もある

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/001869

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B6/00(2006.01) i, H04N13/00(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, 5/00, 8/00, H04N13/00

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)

PubMed, CiNii, WPI

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 2008/0284843 A1 (Chan-young Jo), 20 November 2008 (20.11.2008), entire text; all drawings & KR 10-2008-0100984 A	1-14
A	JP 56-8039 A (Tokyo Shibaura Electric Co., Ltd.), 27 January 1981 (27.01.1981), entire text; all drawings (Family: none)	1-14
A	JP 7-30927 A (Fujita Corp.), 31 January 1995 (31.01.1995), entire text; all drawings (Family: none)	1-14



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

15 June, 2012 (15.06.12)

Date of mailing of the international search report

26 June, 2012 (26.06.12)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/001869

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 8-275206 A (Fuji Photo Optical Co., Ltd.), 18 October 1996 (18.10.1996), entire text; all drawings (Family: none)	1-14

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (I P C))

Int.Cl. A61B6/00(2006.01)i, H04N13/00(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. A61B6/00, 5/00, 8/00, H04N13/00

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	1 9 2 2 - 1 9 9 6 年
日本国公開実用新案公報	1 9 7 1 - 2 0 1 2 年
日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 1 2 年
日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 1 2 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)

PubMed, CiNii, WPI

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	US 2008/0284843 A1 (Chan-young Jo) 2008.11.20, 全文、全図 & KR 10-2008-0100984 A	1-14
A	JP 56-8039 A (東京芝浦電機株式会社) 1981.01.27, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-14
A	JP 7-30927 A (株式会社フジタ) 1995.01.31, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-14
A	JP 8-275206 A (富士写真光機株式会社) 1996.10.18, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-14

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

1 5 . 0 6 . 2 0 1 2

国際調査報告の発送日

2 6 . 0 6 . 2 0 1 2

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 1 0 0 - 8 9 1 5

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)

五閑 統一郎

2 Q

2 9 0 4

電話番号 0 3 - 3 5 8 1 - 1 1 0 1 内線 3 2 9 2