(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
2014 年 6 月 19 日(19.06.2014)

WIPO | PCT

(10) 国際公開番号
WO 2014/092099 A1

(51) 国際特許分類:
A61B 6/00 (2006.01) *A61B 6/02* (2006.01)

(21) 国際出願番号: PCT/JP2013/083129

(22) 国際出願日: 2013 年 12 月 10 日(10.12.2013)

(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 2012-273734 2012 年 12 月 14 日(14.12.2012) JP
特願 2013-242257 2013 年 11 月 22 日(22.11.2013) JP

(71) 出願人: 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２６番３０号 Tokyo (JP).

(72) 発明者: 福田　航(**FUKUDA, Wataru**); 〒2580023 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 Kanagawa (JP).

(74) 代理人: 中島　淳，外(**NAKAJIMA, Jun** et al.); 〒1600022 東京都新宿区新宿４丁目３番１７号 ＨＫ新宿ビル７階　太陽国際特許事務所 Tokyo (JP).

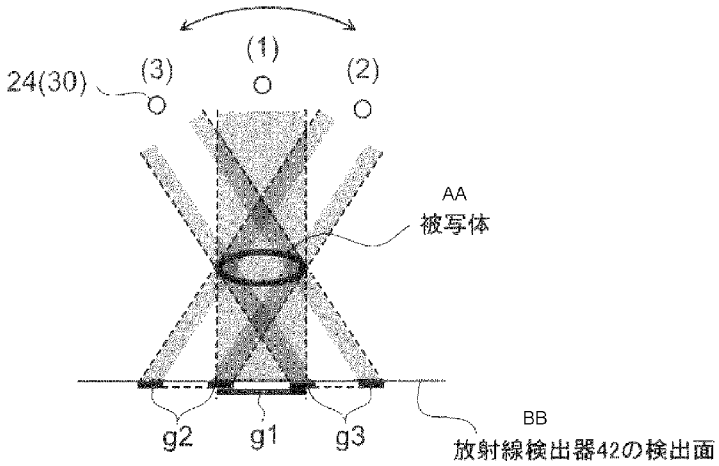
(81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, 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, 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, KM, 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**: IMAGE PROCESSING DEVICE, RADIATION IMAGE IMAGE-PICKUP SYSTEM, IMAGE PROCESSING PROGRAM, AND IMAGE PROCESSING METHOD

(54) 発明の名称 : 画像処理装置、放射線画像撮影システム、画像処理プログラム、及び画像処理方法



AA Subject
BB Detection surface of the radiation detector (42)

(57) **Abstract**: In the present invention, a plurality of projection images of a subject between a radiation detector and a radiation emission unit are obtained at each different incidence angle by moving the radiation emission unit and varying the angle of incidence, with respect to the subject, of emission rays emitted from the radiation emission unit. Frequency processing is carried out for reducing, relative to high frequency components, low frequency components of a projected image in which the incidence angle is at least a first threshold value. A tomographic image of the subject is generated by performing reconstruction on the basis of a projection image in which the angle of incidence is less than the first threshold value and the projection image which was subjected to frequency processing.

(57) 要約: 放射線検出器と放射線照射部との間の被写体を、放射線照射部を移動させながら放射線照射部から照射される放射線の被写体に対する入射角度を異ならせて、異なる入射角度毎に撮影した複数の投影画像を取得し、入射角度が第１閾値以上の投影画像の低周波成分を高周波成分に対して相対的に減弱させる周波数処理を行ない、入射角度が第１閾値未満の投影画像及び周波数処理された投影画像から再構成して被写体の断層画像を生成する。

WO 2014/092099 A1

明　細　書

発明の名称 ：

画像処理装置、放射線画像撮影システム、画像処理プログラム、及び画像処理方法

技術分野

[0001] 本発明は、画像処理装置、放射線画像撮影システム、画像処理プログラム、及び画像処理方法に係り、特に被写体に対して異なる角度で放射線を照射して撮影された放射線画像から断層画像を生成する画像処理装置、放射線画像撮影システム、画像処理プログラム、及び画像処理方法に関する。

背景技術

[0002] 従来、医療診断を目的とした放射線撮影を行う放射線画像撮影装置が知られている。この種の放射線画像撮影装置として、例えば、乳がんの早期発見等を目的として被験者の乳房を撮影するマンモグラフィが挙げられる。また、マンモグラフィにおいて、被験者の乳房に対して異なる角度で放射線を照射して撮影するトモシンセシス撮影を行う技術が知られている。トモシンセシス撮影では、放射線の検出面に対する入射角度を異ならせて被写体に放射線を照射して撮影された複数の放射線画像（以下、投影画像という）から再構成して、所定のスライス間隔で検出面に（略）平行な断層画像を生成する。

[0003] ところで、トモシンセシス撮影では、放射線を照射するときの角度が制限されていることから、例えば、逆投影法により単純に投影画像を重ね合せて断層画像を再構成しても、本来は物体が存在しない領域に、該物体の虚像が写りこんでしまうことがある。より具体的には、逆投影によって、物体が存在するスライス位置の断層画像とは異なるスライス位置の断層画像の、本来は物体が存在しない領域に虚像が写ってしまうことがある。虚像が目立ちすぎると、関心物の確認がしにくくなる。断層画像の再構成を他の手法により実施する場合も同様の状況が生じる。

[0004] なお、ＣＴ再構成法の代表的な手法であるＦＢＰ法（Filtered Back Projection法）を適用して一様にフィルタ処理を施した投影画像から逆投影して断層画像を再構成することもできる。これにより、深さ方向の虚像をある程度軽減することはできるが、トモシンセシス撮影の場合、一様にフィルタ処理を行なうと、断層画像の被写体像の濃度が投影画像からかけ離れてしまうことがある。

[0005] 一方、トモシンセシス撮影に比べて放射線の照射角度制限がないＣＴ撮影では、各投影画像に対して一様なフィルタ処理を行なって逆投影を行なうＦＢＰ法により断層画像を再構成した場合、逆投影時の重ね合せ時に上記虚像を相殺でき、再構成される断層画像上の虚像（アーチファクト）が抑制される。従って、上記説明した状況は、トモシンセシス撮影特有の問題である。

[0006] なお、トモシンセシス撮影におけるアーチファクトを抑制するための技術としては、逆投影処理に用いられる複数の非一様加重係数を求め、該非一様加重係数を適用して画像データを逆投影する方法が知られている（例えば、特開２００５－１５２６５８号公報参照）。また、トモシンセシス撮影ではないが、通常の２次元撮影（放射線源を移動させないで固定位置から放射線を被写体に照射して撮影する通常の撮影）で得られた放射線画像に対する補正処理として、放射線入射角度に基づき画像処理を行なう画像処理装置も知られている（例えば、特開２００５－７０６１号公報参照）。

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0007] 上記特開２００５－１５２６５８号公報に記載の技術では、各スライス位置の各ピクセルの、線源位置からの放射線によって横断される回数や、検出器平面からの相対的な高さや、被写体からの距離等に基づいて加重係数を割り当てており、例えば被写体厚が薄くなる部分でのアーチファクトを抑制することは可能だが、上記説明したトモシンセシス撮影特有の状況を解決できない。また、特開２００５－７０６１号公報に記載の技術では、２次元撮影で得られた画像に対する補正処理は行なうものの、この技術はトモシンセシ

ス撮影特有のアーチファクトの状況を解決するものではない。

[0008] 本発明は、トモシンセシス撮影により得られた投影画像から断層画像を再構成する際に、関心物の濃度の大幅な低下を抑制しつつ、関心物が現実には存在しないスライス位置の断層画像におけるアーチファクトを目立たなくすることができる画像処理装置、放射線画像撮影システム、画像処理方法、及び画像処理プログラムを提供する。

課題を解決するための手段

[0009] 第1の発明に係る画像処理装置は、放射線検出器と放射線照射部との間の被写体を、放射線照射部を移動させながら放射線照射部から照射される放射線の被写体に対する入射角度を異ならせて、異なる入射角度毎に撮影した複数の投影画像を取得する取得手段と、入射角度が第1閾値以上の投影画像の低周波成分を高周波成分に対して相対的に減弱させる周波数処理を行なう処理手段と、入射角度が第1閾値未満の投影画像及び周波数処理された投影画像から再構成して被写体の断層画像を生成する断層画像生成手段と、を備えている。

[0010] このように、入射角度が第1閾値以上の投影画像の低周波成分を高周波成分に対して相対的に減弱させる周波数処理を行なって断層画像を再構成することにより、入射角度が第1閾値未満の投影画像の低周波成分は高周波成分に比べて減弱せず、入射角度が第1閾値以上の投影画像の低周波成分を高周波成分に比べて減弱することができ、関心物の濃度の極端な低下を抑制しつつ、関心物が現実には存在しないスライス位置の断層画像におけるアーチファクトを目立たなくすることができる。

[0011] なお、本発明は、処理手段が、周波数処理として、入射角度が第1閾値以上の投影画像の低周波成分を減弱させる処理、及び入射角度が第1閾値以上の投影画像の高周波成分を強調させる処理の少なくとも一方を行なうようにしてもよい。

[0012] また、本発明は、処理手段が、低周波成分を相対的に減弱させる周波数処理を行なう際に、入射角度が大きくなるにしたがって低周波成分を相対的に

減弱させる度合いを大きくするようにしてもよい。

[0013] また、本発明は、断層画像生成手段が、入射角度が第１閾値未満の投影画像及び周波数処理が行なわれた投影画像に対して、入射角度に応じた重み付けを付与して断層画像を再構成するようにしてもよい。

[0014] 例えば、入射角度が第１閾値以上の投影画像の重み付けを第１閾値未満の投影画像の重み付けよりも小さくするようにしてもよい。また、入射角度が大きくなるほど投影画像の重み付けを小さくするようにしてもよい。これにより、よりアーチファクトを目立たなくすることができる。

[0015] また、本発明は、処理手段が、更に、入射角度が第２閾値未満の投影画像の低周波成分を高周波成分に対して相対的に強調させる周波数処理を行なうようにしてもよい。

[0016] 特に、本発明は、処理手段が、低周波成分を相対的に強調させる周波数処理を行なう際に、入射角度が小さくなるにしたがって低周波成分を相対的に強調させる度合いを大きくするようにしてもよい。

[0017] 一方、第２の発明に係る画像処理装置は、放射線検出器と放射線照射部との間の被写体を、放射線照射部を移動させながら放射線照射部から照射される放射線の被写体に対する入射角度を異ならせて、異なる入射角度毎に撮影した複数の投影画像を取得する取得手段と、入射角度が大きくなるにしたがって度合いを大きくして、投影画像の低周波成分を高周波成分に対して相対的に減弱させる周波数処理を行なう処理手段と、処理手段によって周波数処理が行なわれた投影画像から再構成して被写体の断層画像を生成する断層画像生成手段と、を備えている。

[0018] このように、入射角度が大きくなるにしたがって度合いを大きくして、投影画像の低周波成分を高周波成分に対して相対的に減弱させる周波数処理を行なって断層画像を再構成することにより、関心物の濃度の極端な低下を抑制しつつ、関心物が現実には存在しないスライス位置の断層画像におけるアーチファクトを目立たなくすることができる。

[0019] また、本発明は、断層画像生成手段により生成された複数の断層画像を積

層した積層画像に対して予め定められた方向に沿って投影処理を行なうか又は予め定められた方向に沿って対応する画素の画素値を加算する加算処理を行なうことにより、二次元画像を生成する二次元画像生成手段を更に備えていてもよい。

[0020] 一方、第３の発明に係る放射線画像撮影システムは、放射線検出器及び放射線照射部を備え、放射線検出器と放射線照射部との間の被写体に、放射線照射部を移動させながら放射線照射部から照射される放射線の被写体に対する入射角度を異ならせて放射線を照射して異なる入射角度毎の複数の投影画像を撮影する放射線画像撮影装置と、放射線画像撮影装置で撮影された複数の投影画像から断層画像を生成する上記画像処理装置と、を備えている。

[0021] また、第４の発明に係る画像処理プログラムは、コンピュータを、放射線検出器と放射線照射部との間の被写体を、放射線照射部を移動させながら放射線照射部から照射される放射線の被写体に対する入射角度を異ならせて、異なる入射角度毎に撮影した複数の投影画像を取得する取得手段、入射角度が第１閾値以上の投影画像の低周波成分を高周波成分に対して相対的に減弱させる周波数処理を行なう処理手段、及び入射角度が第１閾値未満の投影画像及び周波数処理された投影画像から再構成して被写体の断層画像を生成する断層画像生成手段、として機能させるためのプログラムである。

[0022] また、第５の発明に係る画像処理プログラムは、コンピュータを、放射線検出器と放射線照射部との間の被写体を、放射線照射部を移動させながら放射線照射部から照射される放射線の被写体に対する入射角度を異ならせて、異なる入射角度毎に撮影した複数の投影画像を取得する取得手段、入射角度が大きくなるにしたがって度合いを大きくして、投影画像の低周波成分を高周波成分に対して相対的に減弱させる周波数処理を行なう処理手段、及び処理手段によって周波数処理が行なわれた投影画像から再構成して被写体の断層画像を生成する断層画像生成手段、として機能させるためのプログラムである。

[0023] また、第６の発明に係る画像処理方法は、放射線検出器と放射線照射部と

の間の被写体を、放射線照射部を移動させながら放射線照射部から照射される放射線の被写体に対する入射角度を異ならせて、異なる入射角度毎に撮影した複数の投影画像を取得することと、入射角度が第１閾値以上の投影画像の低周波成分を高周波成分に対して相対的に減弱させる周波数処理を行なうことと、入射角度が第１閾値未満の投影画像及び周波数処理された投影画像から再構成して被写体の断層画像を生成することと、を備えている。

[0024] さらに、第７の発明に係る画像処理方法は、放射線検出器と放射線照射部との間の被写体を、放射線照射部を移動させながら放射線照射部から照射される放射線の被写体に対する入射角度を異ならせて、異なる入射角度毎に撮影した複数の投影画像を取得することと、入射角度が大きくなるにしたがって度合いを大きくして、投影画像の低周波成分を高周波成分に対して相対的に減弱させる周波数処理を行なうことと、周波数処理が行なわれた投影画像から再構成して被写体の断層画像を生成することと、を備えている。

[0025] このような放射線画像撮影システム、画像処理プログラム、及び画像処理方法も、上記画像処理装置と同様に作用するため、関心物の濃度の極端な低下を抑制しつつ、関心物が現実には存在しないスライス位置の断層画像におけるアーチファクトを目立たなくすることができる。

発明の効果

[0026] 以上説明したように、関心物の濃度の極端な低下を抑制しつつ、関心物が現実には存在しないスライス位置の断層画像におけるアーチファクトを目立たなくすることができる。

図面の簡単な説明

[0027] [図1]実施の形態の放射線画像撮影装置の構成の一例を示す平面図である。

[図2]実施の形態の放射線画像撮影装置の撮影時における構成の一例を示す図である。

[図3]実施の形態の放射線画像撮影装置の撮影時の説明を行うための説明図である。

[図4]実施の形態の放射線画像撮影システムの構成の一例を示すブロック図で

ある。

[図5]断層画像生成処理プログラムの流れを示すフローチャートである。

[図6A]トモシンセシス撮影の一例を模式的に示す図である。

[図6B]撮影された投影画像の何れにも周波数処理を実施せずに、断層画像を再構成し、各断層画像のスライス位置に対応させてＺ軸方向（深さ方向）に積層したときの、図６ＡのＹ軸方向の位置150におけるＸ-Ｚ平面に平行な断面図である。

[図6C]図６Ｂのスライス位置Ｓ１及びＳ２に対応する断層画像である。

[図7]アーチファクトが発生する理由を説明する説明図である。

[図8A]図８Ｂに示す各画像の位置を模式的に示す図である。

[図8B]再構成した断層画像を各スライス位置に対応させて深さ方向に積層した場合に、関心物が存在する深さ方向の位置における放射線検出器の検出面に平行な位置Ｓ１に対応する断層画像と、深さ方向に沿った断面Ｓ２に対応する画像との組み合わせを周波数処理の種類毎に示す図である。

[図9A]周波数処理を施さない場合について説明する説明図である。

[図9B]入射角度が大きい投影画像に低周波成分を減弱させる周波数処理を施す場合について説明する説明図である。

[図10]断層画像・二次元画像生成処理プログラムの流れを示すフローチャートである。

[図11]最大値投影処理を説明する模式図である。

[図12]アーチファクトと二次元画像への影響とを説明するための説明図である。

発明を実施するための形態

[0028] 以下、図面を参照して本発明の実施の形態を詳細に説明する。なお、本実施の形態は本発明を限定するものではない。

[0029] 図１～図３に示すように、本実施の形態の放射線画像撮影装置１０は、被験者Ｗが立った立位状態において、当該被験者Ｗの乳房Ｎ、を放射線（例えば、Ｘ線）により撮影する装置であり、例えば、マンモグラフィと称される

。なお、以下では、撮影の際に放射線画像撮影装置１０に被験者Ｗが対面した場合の被験者Ｗに近い手前側を放射線画像撮影装置１０の装置前方側とし、放射線画像撮影装置１０に被験者Ｗが対面した場合の被験者Ｗから離れた奥側を放射線画像撮影装置１０の装置後方側とし、放射線画像撮影装置１０に被験者Ｗが対面した場合の被験者Ｗの左右方向を放射線画像撮影装置１０の装置左右方向として説明する（図１及び図２の各矢印参照）。

[0030] また、放射線画像撮影装置１０の撮影対象は、乳房Ｎに限られず、例えば、身体の他の部位、物体であってもよい。また、放射線画像撮影装置１０としては、被験者Ｗがイス（車イスを含む）等に座った座位状態において、その被験者Ｗの乳房Ｎを撮影する装置であってもよく、少なくとも被験者Ｗの上半身が立位した状態でその被験者Ｗの乳房Ｎが左右別個に撮影可能な装置であればよい。

[0031] 放射線画像撮影装置１０は、図１に示すように、装置前方側に設けられた側面視略Ｃ字状の測定部１２と、測定部１２を装置後方側から支える基台部１４と、を備えている。

[0032] 測定部１２は、立位状態にある被験者Ｗの乳房Ｎと当接する平面状の撮影面２０が形成された撮影台２２と、乳房Ｎを撮影台２２の撮影面２０との間で圧迫するための圧迫板２６と、撮影台２２及び圧迫板２６を支持する保持部２８と、を備えて構成されている。なお、圧迫板２６には、放射線を透過する部材が用いられる。

[0033] また、測定部１２は、管球などの放射線源３０（図４参照）が設けられ、放射線源３０から撮影面２０に向けて検査用の放射線を照射する放射線照射部２４と、保持部２８とは分離され放射線照射部２４を支持する支持部２９とを備えている。

[0034] 測定部１２には、基台部１４に回動可能に支えられている回動軸１６が設けられている。回動軸１６は、支持部２９に対して固定されており、回動軸１６と支持部２９は一体に回動するようになっている。

[0035] 保持部２８に対しては、回動軸１６が連結されて一体に回動する状態と、

回動軸１６が分離されて空転する状態とに切り替え可能とされている。具体的には、回動軸１６及び保持部２８にそれぞれギアが設けられ、このギア同士の噛合状態・非噛合状態を切替えるようになっている。

[0036] なお、回動軸１６の回動力の伝達・非伝達の切り替えは、種々の機械要素を用いることができる。

[0037] 保持部２８は、撮影面２０と放射線照射部２４とが所定間隔離れるように撮影台２２と放射線照射部２４とを支持すると共に、圧迫板２６と撮影面２０との間隔が可変であるように圧迫板２６をスライド移動可能に保持している。

[0038] 乳房Ｎが当接する撮影面２０は、放射線透過性や強度の観点から、例えば、カーボンで形成されている。撮影台２２の内部には、乳房Ｎ及び撮影面２０を通過した放射線が照射され、その放射線を検出する放射線検出器４２が配置されている。放射線検出器４２が検出した放射線が可視化されて放射線画像が生成される。

[0039] 本実施の形態の放射線画像撮影装置１０は、被写体としての乳房Ｎに対して、放射線検出器４２の検出面に対する入射角度を異ならせて（変化させて）放射線を照射し、異なる入射角度毎の撮影を行うことができる装置とされている。ここで、入射角度とは、放射線検出器４２の検出面の法線と、放射線軸とがなす角度をいう。また、ここでは、放射線検出器４２の検出面は、撮影面２０に略平行な面とされる。

[0040] 図２、図３は、それぞれ、当該撮影時における放射線画像撮影装置１０の姿勢、当該撮影時における放射線照射部２４の位置を示している。図２及び図３に示すように、当該撮影は、放射線照射部２４を支持すると共に、保持部２８を介して撮影台２２を支持する支持部２９を傾けて撮影を行うものである。

[0041] 放射線画像撮影装置１０では、図３に示すように、乳房Ｎに対して、放射線検出器４２の検出面に対する入射角度を所定範囲内（例えば、検出面の法線に対して±２０度の範囲内）で異ならせて放射線を照射して撮影（以下、

この撮影をトモシンセシス撮影という）を行なう場合、保持部２８に対して回動軸１６が空転して撮影台２２と圧迫板２６が動かず、支持部２９が回動することにより放射線照射部２４のみが円弧状に移動する。なお、本実施の形態では、図３に示すように角度αから所定角度θずつ放射線照射部２４の位置を移動させて、放射線照射部２４の位置がＰ１～Ｐｎのｎ箇所で撮影が行われる。なお、以下では、放射線検出器４２の検出面の法線方向に対する放射線の入射角度を単に「入射角度」と呼称する。

[0042] なお、一般に、トモシンセシス撮影を行なう場合、被験者Ｗの乳房Ｎに対してｎ回放射線を照射するため、被曝量が多くならないように、１回分の放射線の線量を低くして、例えば、ｎ回の総合で通常の二次元撮影（放射線源３０を移動させないで固定位置から放射線を被写体に照射して撮影する通常の撮影）と同じ程度の線量になるように放射線が照射される。

[0043] また、本実施の形態の放射線画像撮影装置１０では、乳房Ｎに対して、ＣＣ（Cranio & Caudal：頭尾方向)撮影とＭＬＯ（Mediolateral-Oblique：内外斜位方向）撮影との両者を行うことができる装置とされている。なお、ＣＣ撮影時においては、撮影面２０が上方を向いた状態に保持部２８の姿勢が調整されると共に、放射線照射部２４が撮影面２０に対して上方に位置する状態に支持部２９の姿勢が調整される。これにより、立位状態の被験者Ｗの頭側から足側に向かって、放射線照射部２４から乳房Ｎへ放射線が照射されて、ＣＣ撮影がなされる。また、ＭＬＯ撮影時では、一般的に、ＣＣ撮影時に比べて撮影台２２を４５°以上９０°未満回転させた状態に保持部２８の姿勢が調整され、撮影台２２の装置前方側の側壁角部２２Ａに被験者Ｗの腋窩をあてるようにポジショニングされる。これにより、被験者Ｗの胴体の軸中心側から外側へ向かって、放射線照射部２４から乳房Ｎへ放射線が照射されて、ＭＬＯ撮影がなされる。

[0044] なお、撮影台２２の装置前方側の面には、撮影時において、被験者Ｗの乳房Ｎよりも下方の胸部分を当接させる胸壁面２５が形成されている。胸壁面２５は平面状とされている。

[0045] ところで、前述したように、本実施の形態の放射線画像撮影装置１０では、乳房Ｎが撮影台２２の撮影面２０に当接した状態で圧迫板２６により圧迫されて固定される。このため、本実施の形態の放射線画像撮影装置１０では、撮影面２０に平行な面とされている放射線検出器４２の検出面の法線方向に対する放射線の入射角度と、乳房Ｎに対する放射線の入射角度と、が等しくなる。ここで、乳房Ｎに対する放射線の入射角度とは、乳房Ｎの内部の予め定められた一点（例えば、乳房Ｎの撮影面２０に当接している部分の中心点）と放射線源３０とを結ぶ直線と、重力方向と、がなす角度をいう。

[0046] 図４には、本実施の形態の放射線画像撮影システム５の構成の一例のブロック図を示す。

[0047] 本実施の形態の放射線画像撮影システム５は、放射線画像撮影装置１０、画像処理装置５０、及び表示装置８０を備えて構成されている。

[0048] 放射線画像撮影装置１０は、放射線照射部２４、放射線検出器４２、操作パネル４４、撮影装置制御部４６、及び通信Ｉ／Ｆ部４８を含んで構成されている。

[0049] 撮影装置制御部４６は、放射線画像撮影装置１０全体の動作を制御する機能を有するものであり、ＣＰＵ(Central Processing Unit)、ＲＯＭ(Read Only Memory)及びＲＡＭ(Random Access Memory)を含むメモリ、ＨＤＤ(Hard Disk Drive)やフラッシュメモリ等から成る不揮発性の記憶部を備えて構成されている。また、撮影装置制御部４６は、放射線照射部２４、放射線検出器４２、操作パネル４４、及び通信Ｉ／Ｆ部４８と接続されている。

[0050] 撮影装置制御部４６は、操作パネル４４（曝射スイッチ）によりオペレータから照射指示を受け付けると、指定された曝射条件に基づいて設定された撮影メニュー（詳細後述）に従って、放射線照射部２４に設けられた放射線源３０から撮影面２０に対して放射線を照射させる。なお、本実施形態において、放射線源３０は、コーンビームの放射線（例えば、円錐状のＸ線ビーム）を照射する。

[0051] 放射線検出器４２は、画像情報を担持する放射線の照射を受けて画像情報

を記録し、記録した画像情報を出力するものであり、例えば、放射線感応層が配置され、放射線をデジタルデータに変換して出力するＦＰＤ(Flat Panel Detector)として構成されている。放射線感応層は撮影面２０に略平行に配置することができる。放射線検出器４２は、放射線が照射されると、放射線画像を示す画像情報を撮影装置制御部４６へ出力する。本実施の形態では、放射線検出器４２によって、乳房Ｎを透過した放射線の照射を受けて放射線画像を示す画像情報が得られる。

[0052] 操作パネル４４は、撮影条件を含む各種の操作情報、各種の操作指示等が設定される機能を有するものである。

[0053] 操作パネル４４で設定される撮影条件には、管電圧、管電流、照射時間を含む曝射条件、及び姿勢情報等の情報が含まれている。操作パネル４４で指定される姿勢情報には、乳房Ｎに対して複数の入射角度で放射線を入射させて撮影を行う場合の撮影位置（当該入射角度を含む）を表す情報が含まれている。

[0054] なお、これらの曝射条件、姿勢情報等の各種の操作情報及び各種の操作指示等は、操作パネル４４によりオペレータが設定するようにしてもよいし、他の制御装置（ＲＩＳ：Radiology Information System、放射線情報システム、放射線を用いた、診療、診断等の情報の管理を行うシステム）等から得るようにしてもよいし、予め記憶部に記憶させておいてもよい。

[0055] 操作パネル４４から各種情報が設定されると、撮影装置制御部４６は、設定された各種情報に基づいて設定された撮影メニューに従って、放射線照射部２４から放射線を被験者Ｗの撮影部位（乳房Ｎ）に照射させて放射線画像の撮影を実行する。撮影装置制御部４６は、乳房Ｎに対してトモシンセシス撮影を行う場合には、撮影面２０が上方を向いた状態に保持部２８の姿勢を調整すると共に放射線照射部２４が撮影面２０に対して上方に位置する状態に支持部２９の姿勢を調整する。そして、撮影装置制御部４６は、図３に示すように、撮影条件に基づいて、支持部２９を回動させて放射線照射部２４を円弧状に角度αから角度θずつ移動させ、放射線照射部２４に設けられた

放射線源３０から放射線を照射させる。これにより放射線の入射角度が各々異なるｎ枚の放射線画像が得られる。

[0056] 通信Ｉ／Ｆ部４８は、放射線画像撮影装置１０と、画像処理装置５０と、の間で撮影された放射線画像や各種情報等を、ネットワーク４９を介して送受信するための機能を有する通信インターフェイスである。

[0057] 画像処理装置５０は、放射線画像撮影装置１０から取得した放射線画像から再構成した断層画像を生成する機能を有しており、腫瘤等の関心物を、医師等が観察するための画像処理を放射線画像に対して行う機能を有している。なお、以下では、医師等、撮影された放射線画像や生成された断層画像の観察や腫瘍等の診断等を行う者をユーザといい、放射線画像撮影装置１０においてトモシンセシス撮影により放射線検出器４２が放射線を検出することで得られた放射線画像を「投影画像」と呼称する。

[0058] 画像処理装置５０は、ＣＰＵ５２、ＲＯＭ５４、ＲＡＭ５６、ＨＤＤ５８、通信Ｉ／Ｆ部６０、画像表示指示部６２、指示受付部６４、周波数処理部６６、断層画像生成部６８、二次元画像生成部７０、及び記憶部７４を備えて構成されている。これらは、コントロールバスやデータバス等のバス７５を介して互いに情報等の授受が可能に接続されている。

[0059] ＣＰＵ５２は、画像処理装置５０全体の制御等を行うものであり、具体的には、ＲＯＭ５４に格納されているプログラム５５（後述する断層画像生成処理及び断層画像・二次元画像生成処理の各々を実行するためのプログラムを含む）を実行することにより制御を行っている。なお、本実施の形態では、プログラム５５は、予め格納されている構成としているがこれに限らず、プログラム５５をＣＤ－ＲＯＭやリムーバブルディスク等の記録媒体等に記憶しておき記録媒体からＲＯＭ５４等にインストールするようにしてもよいし、インターネット等の通信回線を介して外部装置からＲＯＭ５４等にインストールするようにしてもよい。ＲＡＭ５６は、ＣＰＵ５２でプログラム５５を実行する際の作業用の領域を確保するものである。ＨＤＤ５８は、各種データを記憶して保持するものである。

[0060] 通信Ｉ／Ｆ部６０は、画像処理装置５０と、放射線画像撮影装置１０と、の間で撮影された放射線画像や各種情報等を、ネットワーク４９を介して送受信するための機能を有する通信インターフェイスである。

[0061] 画像表示指示部６２は、放射線画像を表示させるように表示装置８０のディスプレイ８２に指示する機能を有するものである。

[0062] 本実施の形態の表示装置８０は、撮影された放射線画像の表示を行う機能を有するものであり、放射線画像が表示されるディスプレイ８２及び指示入力部８４を備えて構成されている。指示入力部８４は、例えば、タッチディスプレイや、キーボード、及びマウス等であってもよい。指示入力部８４により、ユーザ（例えば、医師等）が、放射線画像の表示に関する指示を入力することができる。指示受付部６４は、表示装置８０の指示入力部８４により入力されたユーザからの指示を受け付ける機能を有するものである。

[0063] 周波数処理部６６は、投影画像が撮影されたときの入射角度に応じて周波数処理を行なう。より具体的には、入射角度が閾値（以下、第１閾値という）以上の投影画像の低周波成分を高周波成分に対して相対的に減弱させる周波数処理を行なう。第１閾値の値は、予め設定されている。

[0064] なお、本実施の形態では、ユーザによる読影の対象とする関心物の大きさより大きい物体が含まれる空間周波数の範囲を低周波領域として、当該低周波領域に含まれる物体を低周波成分とみなしている。また、本実施の形態では、当該低周波領域の上限値より高い空間周波数の範囲を高周波領域として、当該高周波領域に含まれる物体を高周波成分とみなしている。さらに、本実施の形態では、上記関心物の大きさとして、石灰化の一般的な大きさ（例えば、３００μｍ）を適用しているが、これに限定されるものではなく、例えば、腫瘤等の他の関心物の大きさを適用してもよい。

[0065] ここで、本実施の形態の周波数処理部６６は、上記周波数処理として、入射角度が第１閾値以上の投影画像の低周波数成分を、強調する度合いを示す強調係数に応じて、高周波成分に対して相対的に減弱させる周波数処理を行う。また、本実施の形態の周波数処理部６６では、強調係数が、予め定めら

れた閾値（本実施の形態では、１．０）を超えて大きくなるほど、処理対象とする空間周波数の範囲の周波数成分を強調する度合いが大きくなり、当該閾値を下回って小さくなるほど、当該周波数成分を減弱する度合いが大きくなるものとされている。

[0066] 上記周波数処理として、例えば、特開平１０－６３８３８号公報に開示されている技術等を適用することができる。具体的には、周波数処理部６６は、まず、投影画像に対し、画像の鮮鋭度を低くする度合いを変えて、当該鮮鋭度を低くする処理を行うことにより、投影画像より鮮鋭度が低く、かつ鮮鋭度が互いに異なる複数の画像（以下、「非鮮鋭画像」という）を生成する。なお、本実施の形態では、上記鮮鋭度を低くする処理として、ガウシアンフィルタによるフィルタ処理を適用しているが、これに限定されるものではなく、例えば、移動平均フィルタによるフィルタ処理等、他の公知の手法を適用してもよい。

[0067] 次に、周波数処理部６６は、投影画像及び各非鮮鋭画像を用いて、上記鮮鋭度が最も近い画像同士の差分の各々に対し、予め定められた変換関数による変換を行うと共に、当該変換後の各差分を積算した画像を生成する。そして、周波数処理部６６は、当該積算により得られた画像に対して、予め設定された強調係数に応じて強調及び減弱させる処理を行った画像と投影画像とを加算した画像を、上記周波数処理が行われた画像として生成する。

[0068] ここで、周波数処理部６６が投影画像に対して周波数処理を行う際に適用する空間周波数の範囲及び強調係数は、ＲＯＭ５４等の記憶手段に予め記憶されていてもよいし、指示入力部８４を介してユーザにより入力されてもよいし、通信Ｉ／Ｆ部６０を介して外部装置等により入力されてもよい。なお、以上の周波数処理については、従来既知の技術であるので、これ以上の詳細な説明は省略する。

[0069] 断層画像生成部６８は、入射角度が第１閾値未満の投影画像及び周波数処理部６６により周波数処理された投影画像から再構成して、所定のスライス間隔で撮影面２０に平行な断層画像を生成する機能を有する。なお、本実施

の形態では、「平行」としているが、略平行も含むものとする。

[0070] 断層画像生成部６８は、放射線照射部２４（放射線源３０）をＰ１、Ｐ２、Ｐ３、・・・、Ｐｎの位置に移動して撮影された複数の投影画像から所定のスライス間隔で断層画像を生成する。なお、放射線の撮影面２０に対する入射角度によって、関心物が放射線画像上に投影される位置が異なる。そこで、断層画像生成部６８は、放射線画像撮影装置１０から当該放射線画像を撮影した際の撮影条件を取得し、当該撮影条件に含まれる放射線の入射角度に基づいて、複数の放射線画像間における関心物の移動量を算出して、シフト加算法等、公知の再構成方法に基づいて断層画像の再構成を行う。

[0071] なお、再構成処理方法としては、シフト加算法の外、従来公知のＣＴ再構成法を用いることができる。例えば、ＣＴ再構成法の代表的な手法であるＦＢＰ法（Filtered Back Projection法）を用いることができる。ＦＢＰ法は、断層撮影の平行平面式断層走査をコーンビームＣＴ走査の一部として捉え、フィルタ逆投影法を拡張した再構成手法である。更にまた、特開２０１１－１２５６９８号公報に記載の、反復再構成法を用いることもできる。この反復再構成法もＣＴ用の再構成法ではあるが、ＦＢＰ法と同様に、トモシンセシス撮影時の再構成にも適用できる。

[0072] なお、何れの再構成法を用いる場合であっても、周波数処理が必要な投影画像に周波数処理を施した後に、シフト加算や逆投影等の加算処理を行なって断層画像の再構成を行なうものとする。

[0073] 二次元画像生成部７０は、断層画像生成部６８により生成された複数の断層画像を積層した積層画像（三次元画像）に対して予め定められた方向に沿った投影処理を行なうか又は予め定められた方向に沿って対応する画素値を加算する加算処理を行なうことにより、二次元画像を生成する。

[0074] 二次元画像生成部７０で生成される二次元画像について簡単に説明する。マンモグラフィ診断において、トモシンセシス撮影が広く認められつつあるが、トモシンセシス撮影により得られた断層画像は、前述の二次元撮影により得られた放射線画像を補助する機能としての位置づけで使用されることが

多い。この理由としては、医者等は通常の二次元撮影により撮影された放射線画像を見慣れている、該放射線画像は濃度が断層画像とは異なる、全体を一度に把握できる、等が挙げられる。

[0075] 従って、従来は、二次元撮影を行なうと共にトモシンセシス撮影も行なって、二次元撮影による放射線画像と、トモシンセス撮影による断層画像とを組み合わせて診断が行われることが多かった。

[0076] しかしながら、トモシンセシス撮影のみで、通常の二次元撮影で得られる放射線画像に相当する画像をも得ることができれば、大幅に撮影線量・撮影時間を低減できる。そこで、本実施形態では、トモシンセシス撮影により生成された複数の断層画像から二次元撮影により撮影される放射線画像に相当する二次元画像を生成するため、画像処理装置５０に二次元画像生成部７０を設けた。

[0077] なお、指示入力部８４により二次元画像の生成が指示された場合に、二次元画像生成部７０が動作するように構成されていてもよい。また、画像処理装置５０に二次元画像生成部７０が設けられていない構成とすることもできる。

[0078] また、周波数処理部６６、断層画像生成部６８、及び二次元画像生成部７０の各々は、ハードウェア、例えば、一般的な電子回路や、ASIC(Application Specific Integrated Circuit)、或いはFPGA(Field Programmable Gate Array)等により構成されたハードウェア等、により実現することができる。

[0079] 記憶部７４は、放射線画像撮影装置１０で撮影した投影画像、断層画像生成部６８で生成された断層画像、二次元画像生成部７０で生成された二次元画像の各々を表わす画像情報等を記憶する機能を有するものであり、例えば、ハードディスク等の大容量記憶装置である。また、本実施の形態では、記憶部７４には、放射線画像撮影装置１０で放射線画像の撮影を行った際の撮影条件（放射線の入射角度等）も記憶されている。

[0080] 次に、本実施の形態の放射線画像撮影システム５の作用について図面を参照して説明する。まず、ユーザの指示等により二次元画像生成部７０を動作

させない場合について説明する。

[0081] 放射線画像の撮影を行う場合、放射線画像撮影装置１０は、撮影メニューが設定されると、撮影メニューに従って撮影が実行される。

[0082] 放射線画像撮影装置１０は、トモシンセシス撮影を行う撮影指示が入力された場合、図２に示すように、撮影面２０が上方を向いた状態に保持部２８の姿勢を調整すると共に放射線照射部２４が撮影面２０に対して上方に位置する状態に支持部２９の姿勢を調整する。

[0083] 被験者Ｗは、放射線画像撮影装置１０の撮影面２０に乳房Ｎを当接させる。放射線画像撮影装置１０は、この状態でオペレータから操作パネル４４に対して圧迫開始の操作指示が行われると、圧迫板２６が撮影面２０に向けて移動する。

[0084] 本実施形態に係る放射線画像撮影装置１０は、この状態で操作パネル４４に、トモシンセシス撮影を行う撮影指示が入力された場合、図３に示すように、支持部２９のみを回動させて放射線照射部２４を円弧状に角度αから所定角度θずつ移動させ、放射線照射部２４の位置がＰ１～Ｐｎのｎ箇所で各々撮影条件に基づいた放射線の照射を行う。放射線照射部２４から個別に照射された放射線は、それぞれ乳房Ｎを透過した後に放射線検出器４２に到達する。

[0085] 放射線検出器４２は、放射線が照射されると、照射された放射線による投影画像を示す画像情報をそれぞれ撮影装置制御部４６へ出力する。上記のように、放射線照射部２４の位置がＰ１～Ｐｎのｎ箇所で放射線の照射が行われた場合には、ｎ枚の投影画像の画像情報を撮影装置制御部４６へ出力することとなる。

[0086] 撮影装置制御部４６は、入力された各画像情報を画像処理装置５０へ出力する。なお、上記のように、放射線照射部２４の位置がＰ１～Ｐｎのｎ箇所で放射線の照射が行われた場合には、撮影装置制御部４６のＣＰＵは、ｎ枚の投影画像の画像情報を画像処理装置５０へ出力する。

[0087] 画像処理装置５０は、投影画像の周波数処理を実施した後に断層画像を再

構成して表示装置８０に表示させる断層画像生成処理を行う。

[0088] 図５は、本実施の形態の画像処理装置５０のＣＰＵ５２が実行する、断層画像生成処理プログラムの流れを示すフローチャートである。

[0089] ステップ１００において、ＣＰＵ５２は、放射線画像撮影装置１０から複数の（ここではｎ枚の）投影画像の画像情報を取得する。

[0090] ステップ１０２において、ＣＰＵ５２は、周波数処理部６６を制御して、入射角度に応じた周波数処理を実行させる。前述したように、周波数処理部６６は、撮影時の入射角度が第１閾値以上の投影画像の低周波成分を高周波成分に対して相対的に減弱させる周波数処理を行なう。ここでは、低周波成分を高周波成分に対して相対的に減弱させる周波数処理の一例として、高周波成分に対する強調係数を１．０とし、かつ低周波成分に対する強調係数を１．０未満とすることにより、高周波成分を強調させる処理は行なわずに低周波成分を減弱させる処理（以下、低周波成分減弱処理という）を行なうものとする。なお、入射角度が第１閾値未満の投影画像については、低周波成分減弱処理は行なわれない（低周波成分の減弱の度合いを０にする）。

[0091] また、ここで用いる強調係数は、読影の対象とする関心物の大きさに応じて、結果的に得られる断層画像を読影した際に、当該関心物が視認できる値として、放射線画像撮影装置１０の実機を用いた実験や、放射線画像撮影装置１０の設計仕様に基づくコンピュータ・シミュレーション等により予め得られた値を適用することができる。

[0092] ここで、周波数処理部６６で行なわれる処理について詳細に説明する。

[0093] 図６Ａは、トモシンセシス撮影の一例を模式的に示す図である。Ｚ軸は、検出面に垂直な方向の座標値（検出面からの距離）を示す。放射線検出器４２の検出面がＺ＝０の面である。図６Ａに図示するように放射線照射部２４を移動させて、３カ所から４つの撮影対象ＯＢ１～ＯＢ４に対して放射線を照射する。４つの撮影対象のうち、ＯＢ１が最もサイズが大きく、ＯＢ４が最もサイズが小さい。

[0094] 図６Ｂは、撮影された投影画像の何れにも周波数処理を実施せずに、断層

画像を再構成し、各断層画像のスライス位置に対応させて深さ方向に積層したときの、Ｙ軸位置１５０におけるＸ−Ｚ平面に平行な断面図である（図６Ａも参照）。また、図６Ｃは、図６Ｂのスライス位置Ｓ１及びＳ２に対応する断層画像である。

[0095] 図６Ｂに示すように、Ｓ１は実際にＯＢ１が存在する位置に対応し、Ｓ１の断層画像にはＯＢ１の画像が明確に表われている。しかし、Ｓ２は、本来ＯＢ１が存在しない位置であるにも拘わらず、Ｓ２の断層画像には物体ＯＢ１の虚像（アーチファクト）が写りこんでしまっている。そして、図６Ｂ及び図６Ｃから明らかなように、物体のサイズが大きくなるほど、深さ方向に大きな虚像が生じている。ここで、画像を空間周波数領域に変換すると、大きいサイズの物体の画像は低周波成分として変換され、サイズの小さな（細かい）の物体の画像は高周波成分として変換されるが、このように空間周波数領域で画像を表わした場合、低周波数成分の物体ほど深さ方向のアーチファクトは大きくなり、高周波成分の物体ほど深さ方向のアーチファクトは小さくなることがわかる。

[0096] 図７に示すように、物体のサイズが大きいほど、放射線が照射される面積が大きくなり、物体を透過した放射線が検出面で検出されて投影画像に写り込むサイズも大きくなる。そして、入射角度が大きくなるほど、物体が現実に存在する領域から離れた領域への写り込みが大きくなり、このような投影画像から再構成された断層画像を積層すると、深さ方向において放射線の各照射領域が重なる範囲で、物体が深さ方向に伸びたようなアーチファクトが発生してしまう。物体が大きくなるほど、深さ方向のアーチファクトも大きくなる。

[0097] ＣＴ再構成法の代表的な手法であるＦＢＰ法では、複数の投影画像に一律にフィルタをかけて補正してから再構成することで、アーチファクトを抑制している。これを適用して、トモシンセシス撮影で得られた投影画像に一律にフィルタ処理を施した場合について説明する。

[0098] 図８Ｂに、再構成した断層画像を各スライス位置に対応させて深さ方向に

積層した場合に、関心物が存在する深さ方向の位置における放射線検出器４２の検出面に平行な位置Ｓ１に対応する断層画像と、深さ方向に沿った断面Ｓ２に対応する画像との組み合わせを示す（図８Ａも参照）。ここでは、（１）から（３）まで、３つのパターンの組み合わせを示した。図８Ｂの（１）は、本来投影されるべき理想的な画像の組み合わせである。（２）は、全ての投影画像に対して一律に低周波成分透過フィルタ（ＬＰＦ：ローパスフィルタ）によりフィルタ処理して再構成したときの画像の組み合わせである。（３）は、全ての投影画像に対して高周波成分透過フィルタ（ＨＰＦ：ハイパスフィルタ）によりフィルタ処理して再構成したときの画像の組み合わせである。

[0099] 図８Ｂの（２）に示すように、一律に低周波成分を抽出して高周波成分を減弱させると、深さ方向にアーチファクトが発生する。また、上述したように、物体が大きいほどアーチファクトが大きくなる。

[0100] 一方、図８Ｂの（３）に示すように、一律に高周波成分を抽出して低周波成分を減弱させると、アーチファクトは小さく（目立たなく）なるが、大きな物体においては、物体の輪郭だけが残り、物体内部の低周波成分の情報、すなわち濃度情報が消失してしまう。これは、ＨＰＦにより、濃度が大きく変化する部分だけが抽出され、濃度の変化が少ない低周波成分の領域は抽出されずに、消失してしまうためである。

[0101] マンモグラフィにより乳房の放射線画像を読影する場合、主要な読影の対象（関心物）とされる大まかな脂肪、乳腺、病変（腫瘤）、乳腺の構造は、ある程度サイズが大きな低周波成分に分類できる。従って、本実施形態では、全ての投影画像に対して一律な周波数処理を施すのではなく、入射角度が第１閾値以上の投影画像の低周波成分を高周波成分に対して相対的に減弱させる周波数処理を行なうことで、関心物の画像濃度が極端に低下することを抑制しつつ、関心物が本来存在しない断層画像のアーチファクトを目立たなくする。

[0102] この原理について図９Ａ、及び図９Ｂの模式図を参照して説明する。図９

Ａは、各投影画像に周波数処理を施さない場合について説明する説明図であり、図９Ｂは、入射角度が大きい投影画像に対して、低周波成分減弱処理を施す場合について説明する説明図である。

[0103] 図９Ａ及び図９Ｂの何れにも、放射線照射部２４を移動させて（１）、（２）及び（３）の３カ所から被写体に向かって放射線を照射し、３枚の投影画像を撮影する様子が示されている。（１）は、入射角度０の位置であり、（２）及び（３）は、入射角度が第１閾値以上となる位置である。異なる方向から照射された複数の放射線の照射範囲が重なる部分は、その重なり状態に応じて濃度が濃くなるよう図示した。なお、実際のトモシンセシス撮影ではコーンビームの放射線が照射されるが、ここでは、周波数処理の理解を容易にするため、各位置から平行な放射線が照射されるものとして図示した。

[0104] 図９Ａに示すように、（１）の位置から被写体に放射線が照射されると、投影画像のＧ１のエリアに被写体画像が投影される。（２）の位置から被写体に放射線が照射されると、投影画像のＧ２のエリアに被写体画像が投影される。（３）の位置から被写体に放射線が照射されると、投影画像のＧ３のエリアに被写体画像が投影される。従って、本来被写体が存在しないスライス位置に対応する断層画像を再構成した場合、Ｇ２及びＧ３により虚像が発生してしまう。

[0105] 一方、図９Ｂに示すように、（２）の位置から被写体に放射線を照射して撮影した投影画像に低周波成分を減弱する周波数処理を施すと、被写体画像の投影範囲はｇ２のエリアに限定される。同様に、（３）の位置から被写体に放射線を照射して撮影した投影画像に低周波成分減弱処理を施すと、被写体画像の投影範囲はｇ３のエリアに限定される。すなわち、図９ＡのＧ２及びＧ３と比較して、被写体の画像の輪郭部分だけが残り、内側の濃度が減弱される。従って、これら投影画像から、本来被写体が存在しないスライス位置に対応する断層画像を再構成しても、上記低周波成分の減弱により虚像の濃度が薄まる。なお、（１）の位置から被写体に放射線を照射して撮影した投影画像には、低周波成分減弱処理は施さない（減弱の度合いを０にする）

ため、再構成される断層画像において被写体の濃度が極端に低下することが抑制される。

[0106] なお、ここでは、低周波成分を高周波成分に対して相対的に減弱させる周波数処理の一例として、高周波成分を強調させる処理は行なわずに低周波成分を減弱させる処理を行なう例について説明したが、これに限定されない。上記周波数処理として、例えば、低周波成分を減弱させる処理は行なわずに高周波成分を強調させる処理（以下、高周波成分強調処理という）を行なってもよい。また、上記周波数処理として、低周波成分を減弱させる処理及び高周波成分を強調させる処理の双方を行なうようにしてもよい。また、例えば、低周波成分及び高周波成分の双方を減弱させる処理を行ない、その際、低周波成分の減弱度合いをＤ１とし、高周波成分の減弱度合いをＤ１より小さなＤ２として処理してもよい。また、例えば、低周波成分及び高周波成分の双方を強調させる処理を行ない、その際、低周波成分の強調度合いをＤ３とし、高周波成分の強調度合いをＤ３より大きなＤ４として処理してもよい。

[0107] また、ここでは、低周波成分を相対的に減弱させる周波数処理を、入射角度が第１閾値以上の投影画像に対して実施するが、第１閾値は、例えば、放射線照射部２４（放射線源３０）の移動間隔等に応じて予め設定しておくことができる。また、周波数処理部６６は、入射角度が最小の投影画像以外の投影画像に対して各々の低周波成分を減弱させる周波数処理を実施するようにしてもよい。この場合には、複数の投影画像の撮影時の入射角度のうち、最も小さい入射角度をａ１とし、２番目に小さい入射角度をａ２としたときに、ａ１より大きく、ａ２以下の範囲内で第１閾値を設定することができる。なお、トモシンセシス撮影の際の放射線源３０の位置は、予め設定されているため、第１閾値の値そのものを設定する代わりに、トモシンセシス撮影の際の放射線源３０の複数の位置のうち、第１閾値以上の入射角度となる放射線源３０の位置を設定しておくようにしてもよい。設定された位置から放射線を照射して得られた投影画像に低周波成分を減弱させる処理を実施すれ

ばよい。

[0108] 次に、ステップ１０４において、ＣＰＵ５２は、断層画像生成部６８を制御して、複数の投影画像から断層画像を再構成させる。再構成に使用する投影画像は、入射角度が第１閾値未満の投影画像、及び入射角度が第１閾値以上で低周波成分が減弱する周波数処理が施された投影画像の各々である。再構成の手法は特に限定されない。

[0109] ステップ１０６において、ＣＰＵ５２は、再構成された断層画像の画像情報を出力（例えば画像表示指示部６２に出力）する。

[0110] 以上、説明したように本実施の形態の放射線画像撮影システム５では、放射線画像撮影装置１０が、トモシンセシス撮影により複数の投影画像を撮影する。画像処理装置５０は、撮影された複数の投影画像を取得して記憶部７４に記憶する。本実施の形態の画像処理装置５０は、取得した投影画像に対して入射角度に応じた周波数処理を実行し、複数の断層画像を再構成して出力する。

[0111] このように、断層画像の再構成に使用する投影画像に対して、一律に周波数処理を施す場合に比べて、アーチファクトの抑制と画像濃度の低下の抑制とをバランスよく実現することができる。

[0112] なお、画像処理装置５０の作用は、上記に限定されない。

[0113] 例えば、周波数処理部６６は、上記周波数処理を行なう際に、入射角度が大きくなるにしたがって低周波成分を相対的に減弱させる度合いを大きくするようにしてもよい。例えば、低周波成分減弱処理を行なう場合には、入射角度が大きくなるにしたがって低周波成分を減弱させる度合いを大きくするようにしてもよい。また、例えば、入射角度が第１閾値以上の投影画像に高周波成分強調処理を行なう場合には、入射角度が大きくなるにしたがって高周波成分を強調する度合いを大きくするようにしてもよい。これにより、トモシンセシス撮影により得られた複数の投影画像から再構成される断層画像に含まれる関心物の画像濃度の低下の抑制とアーチファクトの抑制とを、よりバランスよく実現できる。

[0114] 更に又、周波数処理部６６で行なわれる入射角度に応じた周波数処理として、上記例示した処理に加えて、入射角度が第２閾値未満の投影画像の低周波成分を高周波成分に対して相対的に強調させる周波数処理が行なわれるように周波数処理部６６を構成してもよい。例えば、入射角度が第２閾値未満の投影画像に対して、高周波成分は減弱させずに低周波成分を強調させる周波数処理か、低周波成分を強調させずに高周波成分を減弱させる周波数処理か、或いは低周波成分を強調し且つ高周波成分を減弱させる周波数処理を行なうことができる。これにより、関心物の濃度がアーチファクトの濃度に対して相対的に低下することがより抑制される。なお、第２閾値は第１閾値と等しくてもよいし、異なっていても（例えば、第１閾値より小さくても）よい。

[0115] また、周波数処理部６６は、入射角度が第２閾値未満の投影画像の低周波成分を相対的に強調させる周波数処理を行なう際に、入射角度が小さくなるにしたがって低周波成分を相対的に強調させる度合いを大きくするようにしてもよい。

[0116] 更にまた、再構成の際に、入射角度に応じた重み付けを投影画像に付与して再構成するようにしてもよい。例えば、入射角度が第１閾値以上の投影画像に対しては、入射角度が第１閾値未満の投影画像より重み付けを小さくして再構成するようにしてもよい。これにより、アーチファクトがより目立たなくなる。また、入射角度が大きい投影画像ほど小さな重み付けを付与して再構成を行なうようにしてもよい。

[0117] なお、周波数処理部６６で行なわれる周波数処理の手法は、特に限定されない。例えば、重み付け係数を一次元或いは二次元状に配置したフィルタを用い、畳み込み積分を行なうことにより周波数処理を行なうようにしてもよい。

[0118] また、画像をフーリエ変換により周波数空間上に変換し、例えば入射角度が第１閾値以上の投影画像については低周波成分が高周波成分に対して相対的に減弱されるように周波数成分毎に重み付けを付与して加算し、逆フーリ

エ変換を行なって、実空間領域に戻すことにより、周波数処理を行なうようにしてもよい。

[0119] 更にまた、特開平６－３０１７６６号公報等に記載の多重解像度分解の手法を用いてもよい。具体的には、例えば、平滑化処理等を行なって画像を複数の解像度の画像に変換し、解像度毎の画像間の差分画像を求め、該差分画像に対して重み付け係数を付与して積分することにより、特定の周波数成分が減弱或いは強調された画像を形成することができる。

[0120] フーリエ変換や多重解像度分解等により画像を複数の周波数成分に分解して周波数処理を行なう場合、アーチファクト及び画像の濃度の変動が抑制されるように、各周波数成分の重み付けのバランスを調整して処理するとよい。このように、重み付けのバランスを自由に（非線形で）調整できるため、複数の周波数成分に分解して行なう周波数処理を非線形フィルタ処理と呼称することもできる。

[0121] また、更に、コントラストに依存した強調係数で周波数処理を実施してもよい。具体的には、非線形フィルタ処理を実施する場合、周波数帯域毎のコントラストの高さを判定して、上記周波数成分毎の重み付けを該コントラストの高さに応じて変更することができる。また、例えば、コントラストが高い物体（人工物や石灰化等の高吸収体等）が存在する場合には、高周波成分の強調度を抑制し過強調によるアーチファクトを抑制するようにしてもよい。また、通常乳腺や腫瘤のようにコントラストが小さい物体が存在する場合には、低周波成分を減弱するだけでなく、高周波成分を積極的に強調して見やすくするようにしてもよい。このようにコントラストに依存して周波数処理することにより、より診断しやすい断層画像を再構成することができる。

[0122] また、周波数処理部６６は、上記第１閾値及び第２閾値を設けずに、入射角度が大きくなるにしたがって度合いを大きくして、投影画像の空間周波数における低周波成分を高周波成分に対して相対的に減弱させる周波数処理を行ってもよい。

[0123] 次に、ユーザの指示等により二次元画像生成部７０を動作させ、断層画像

を再構成した後に、該断層画像から二次元画像を生成する場合について説明する。

[0124] 図１０は、本実施の形態の画像処理装置５０のＣＰＵ５２が実行する、断層画像・二次元画像生成処理プログラムの流れを示すフローチャートである。

[0125] ステップ１００からステップ１０６までは、上記図５を参照して説明した断層画像生成処理のステップ１００からステップ１０６までの処理と同様であるため、ここでは説明を省略する。

[0126] ステップ１０８において、ＣＰＵ５２は、二次元画像生成部７０を制御して、再構成された断層画像から二次元画像を生成させる。

[0127] ステップ１１０において、ＣＰＵ５２は、生成された二次元画像の画像情報を出力（例えば、画像表示指示部６２に出力）し、本断層画像・二次元画像生成処理プログラムを終了する。

[0128] 図１１に示すように、まず、二次元画像生成部７０は、断層画像生成部６８により生成された複数の断層画像を積層した積層画像に対して任意の視点方向に沿って投影処理を行い、投影経路中の最大の画素値（輝度値）を選択する。この処理を画素毎に行なって、二次元画像を生成する。或いは投影経路中の最小の画素値を選択して二次元画像を生成してもよい。また、任意の方向に沿って各断層画像の対応する画素の画素値を加算する加算処理を行なうことにより、二次元画像を生成するようにしてもよい。また、米国特許出願公開2010135558(A1)に示される二次元画像生成方法を採用してもよい。このように、二次元画像の生成方法は、一般的に知られている手法を用いればよく、特に限定されない。

[0129] ところで、このように、二次元画像生成部７０は、上記再構成された断層画像から二次元画像を生成するため、断層画像に生じたアーチファクトによっては、該断層画像から生成した二次元画像にも該アーチファクトの影響が及び、画像ボケが生じてしまうことがある。図１２は、断層画像を積層した積層画像の断面図の一例であるが、実際に関心物が存在する領域をＯＢとし

たときに、例えば図１２のＡ１、Ａ２に示すように領域ＯＢの斜め方向にアーチファクトが生じると、該アーチファクトが二次元画像の画像ボケの原因となってしまう。

[0130] しかしながら、上記実施の形態で説明したように、入射角度が第１閾値以上の投影画像に低周波成分を高周波成分に対して相対的に減弱させる周波数処理を施して断層画像を再構成することにより、上記アーチファクトが目立たない断層画像が生成されるため、該断層画像から生成した二次元画像もアーチファクトが目立たない画像となる。

[0131] なお、入射角度が第１閾値未満の断層画像に対して低周波成分を相対的に減弱させる処理を実施しないことで、関心物の画像濃度の低下が抑制されるが、これにより、例えば図１２のＡ３に示すように、関心物が本来存在しないスライス位置の上記領域ＯＢに対応する領域（ＯＢの真上方向の領域）に、多少のアーチファクトが残ることがある。しかしながら、二次元画像は加算処理或いは投影処理により生成されることから、図１２のＡ３に例示したアーチファクトは、図１２のＡ１、Ａ２に例示したアーチファクトに比べて二次元画像の画像ボケに対する影響度は小さい。

[0132] なお、加算処理を行なって二次元画像を生成する場合に、関心物が存在するスライス位置に対応する断層画像の重み付けを、他の断層画像の重み付けよりも大きくする等、画像全体の濃度の変化が実際の濃度と乖離しないように重合のバランスをとりながら処理してもよい。

[0133] なお、上記実施形態では、ユーザからの指示等により二次元画像生成部７０を動作させたりさせなかったりする例について説明したが、これに限定されない。ユーザからの指示によらず常に二次元画像生成部７０を動作させ、二次元画像を生成するように画像処理装置５０を構成してもよいし、逆に、画像処理装置５０が、二次元画像生成部７０が設けられていない構成とすることもできる。

[0134] また、本実施の形態では、画像処理装置５０の記憶部７４に記憶されている投影画像に周波数処理を施して断層画像を生成しているが、これに限らず

、ネットワーク４９等を介して外部から受信した投影画像に周波数処理を施して断層画像を生成するようにしてもよい。

[0135] また、本実施の形態では、マンモグラフィにより撮影された投影画像の断層画像の生成に画像処理装置を適用した場合について説明したが、本発明はこれに限定されるものではない。例えば、放射線源と放射線検出器との位置関係が固定された状態で回動する所謂Ｃアーム型の放射線画像撮影装置等の他の放射線画像撮影装置により撮影された投影画像の断層画像の生成に画像処理装置を適用してもよい。

[0136] また、トモシンセシス撮影に用いられる放射線は、特に限定されるものではなく、Ｘ線やγ線等を適用することができる。

[0137] その他、本実施の形態で説明した放射線画像撮影システム５、放射線画像撮影装置１０、画像処理装置５０、及び表示装置８０の構成は一例であり、本発明の主旨を逸脱しない範囲内において状況に応じて変更可能であることは言うまでもない。

[0138] また、本実施形態では、周波数処理部６６、断層画像生成部６８、及び二次元画像生成部７０の各々を、ハードウェア（例えば、一般的な電子回路や、ASIC、或いはFPGA等により構成されたハードウェア）により実現する例について説明したが、ＣＰＵ５２がプログラムを実行することにより実現される機能としてもよい。

[0139] また、本実施の形態で説明した断層画像生成処理の流れも一例であり、本発明の主旨を逸脱しない範囲内において状況に応じて変更可能であることは言うまでもない。

[0140] 日本国特許出願２０１２－２７３７３４号及び特許出願２０１３－２４２２５７号の開示はその全体が参照により本明細書に取り込まれる。本明細書に記載された全ての文献、特許出願、および技術規格は、個々の文献、特許出願、および技術規格が参照により取り込まれることが具体的かつ個々に記された場合と同程度に、本明細書中に参照により取り込まれる。

請求の範囲

[請求項1] 放射線検出器と放射線照射部との間の被写体を、前記放射線照射部を移動させながら前記放射線照射部から照射される放射線の前記被写体に対する入射角度を異ならせて、異なる入射角度毎に撮影した複数の投影画像を取得する取得手段と、

前記入射角度が第１閾値以上の投影画像の低周波成分を高周波成分に対して相対的に減弱させる周波数処理を行なう処理手段と、

前記入射角度が前記第１閾値未満の投影画像及び前記周波数処理された投影画像から再構成して前記被写体の断層画像を生成する断層画像生成手段と、

を備えた画像処理装置。

[請求項2] 前記処理手段は、前記周波数処理として、前記入射角度が第１閾値以上の投影画像の低周波成分を減弱させる処理、及び前記入射角度が第１閾値以上の投影画像の高周波成分を強調させる処理の少なくとも一方を行なう

請求項１に記載の画像処理装置。

[請求項3] 前記処理手段は、前記低周波成分を相対的に減弱させる周波数処理を行なう際に、前記入射角度が大きくなるにしたがって低周波成分を相対的に減弱させる度合いを大きくする

請求項１又は請求項２に記載の画像処理装置。

[請求項4] 前記断層画像生成手段は、前記入射角度が前記第１閾値未満の投影画像及び前記周波数処理が行なわれた投影画像に対して、前記入射角度に応じた重み付けを付与して前記断層画像を再構成する

請求項１～請求項３の何れか１記載の画像処理装置。

[請求項5] 前記処理手段は、更に、前記入射角度が第２閾値未満の投影画像の低周波成分を高周波成分に対して相対的に強調させる周波数処理を行なう

請求項１～請求項４の何れか１項記載の画像処理装置。

[請求項6] 前記処理手段は、前記低周波成分を相対的に強調させる周波数処理を行なう際に、前記入射角度が小さくなるにしたがって低周波成分を相対的に強調させる度合いを大きくする

請求項５に記載の画像処理装置。

[請求項7] 放射線検出器と放射線照射部との間の被写体を、前記放射線照射部を移動させながら前記放射線照射部から照射される放射線の前記被写体に対する入射角度を異ならせて、異なる入射角度毎に撮影した複数の投影画像を取得する取得手段と、

前記入射角度が大きくなるにしたがって度合いを大きくして、前記投影画像の低周波成分を高周波成分に対して相対的に減弱させる周波数処理を行なう処理手段と、

前記処理手段によって前記周波数処理が行なわれた投影画像から再構成して前記被写体の断層画像を生成する断層画像生成手段と、

を備えた画像処理装置。

[請求項8] 前記断層画像生成手段により生成された複数の断層画像を積層した積層画像に対して予め定められた方向に沿って投影処理を行なうか又は予め定められた方向に沿って対応する画素の画素値を加算する加算処理を行なうことにより、二次元画像を生成する二次元画像生成手段を更に備えた、

請求項１～請求項７の何れか１項記載の画像処理装置。

[請求項9] 放射線検出器及び放射線照射部を備え、前記放射線検出器と前記放射線照射部との間の被写体に、前記放射線照射部を移動させながら前記放射線照射部から照射される放射線の前記被写体に対する入射角度を異ならせて放射線を照射して異なる入射角度毎の複数の投影画像を撮影する放射線画像撮影装置と、

前記放射線画像撮影装置で撮影された複数の投影画像から断層画像を生成する前記請求項１～前記請求項８の何れか１項に記載の画像処理装置と、

を備えた放射線画像撮影システム。

[請求項10] コンピュータを、

放射線検出器と放射線照射部との間の被写体を、前記放射線照射部を移動させながら前記放射線照射部から照射される放射線の前記被写体に対する入射角度を異ならせて、異なる入射角度毎に撮影した複数の投影画像を取得する取得手段、

前記入射角度が第1閾値以上の投影画像の低周波成分を高周波成分に対して相対的に減弱させる周波数処理を行なう処理手段、及び

前記入射角度が前記第1閾値未満の投影画像及び前記周波数処理された投影画像から再構成して前記被写体の断層画像を生成する断層画像生成手段、

として機能させるための画像処理プログラム。

[請求項11] コンピュータを、

放射線検出器と放射線照射部との間の被写体を、前記放射線照射部を移動させながら前記放射線照射部から照射される放射線の前記被写体に対する入射角度を異ならせて、異なる入射角度毎に撮影した複数の投影画像を取得する取得手段、

前記入射角度が大きくなるにしたがって度合いを大きくして、前記投影画像の低周波成分を高周波成分に対して相対的に減弱させる周波数処理を行なう処理手段、及び

前記処理手段によって前記周波数処理が行なわれた投影画像から再構成して前記被写体の断層画像を生成する断層画像生成手段、

として機能させるための画像処理プログラム。

[請求項12] 放射線検出器と放射線照射部との間の被写体を、前記放射線照射部を移動させながら前記放射線照射部から照射される放射線の前記被写体に対する入射角度を異ならせて、異なる入射角度毎に撮影した複数の投影画像を取得することと、

前記入射角度が第1閾値以上の投影画像の低周波成分を高周波成分

に対して相対的に減弱させる周波数処理を行なうことと、

前記入射角度が前記第１閾値未満の投影画像及び前記周波数処理された投影画像から再構成して前記被写体の断層画像を生成することと、

を備えた画像処理方法。

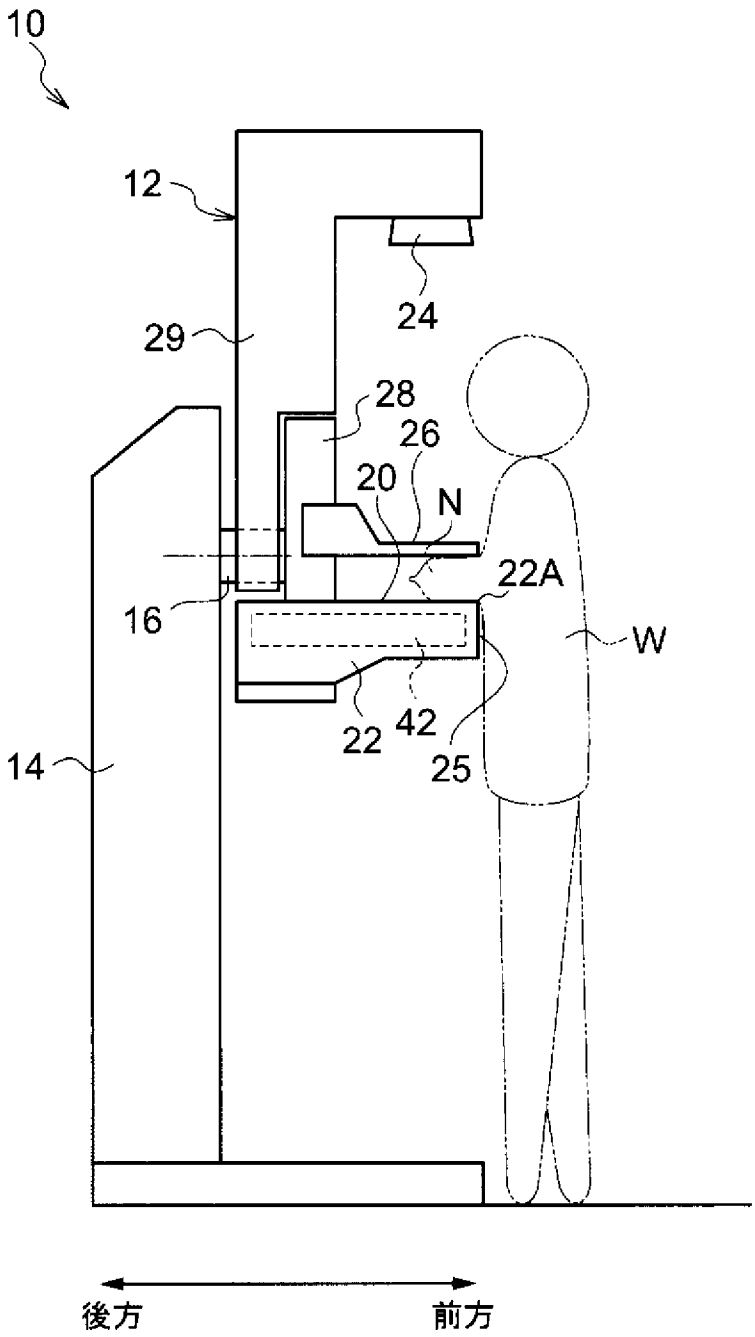
[請求項13] 放射線検出器と放射線照射部との間の被写体を、前記放射線照射部を移動させながら前記放射線照射部から照射される放射線の前記被写体に対する入射角度を異ならせて、異なる入射角度毎に撮影した複数の投影画像を取得することと、

前記入射角度が大きくなるにしたがって度合いを大きくして、前記投影画像の低周波成分を高周波成分に対して相対的に減弱させる周波数処理を行なうことと、

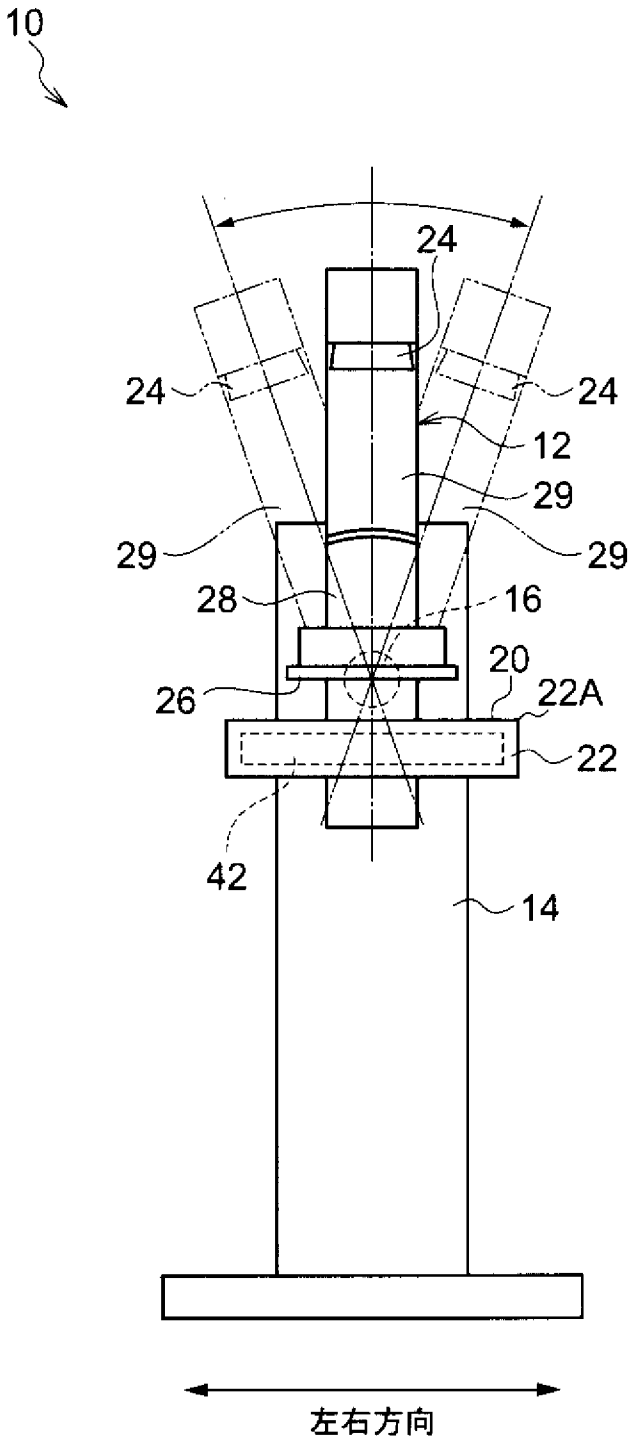
前記周波数処理が行なわれた投影画像から再構成して前記被写体の断層画像を生成することと、

を備えた画像処理方法。

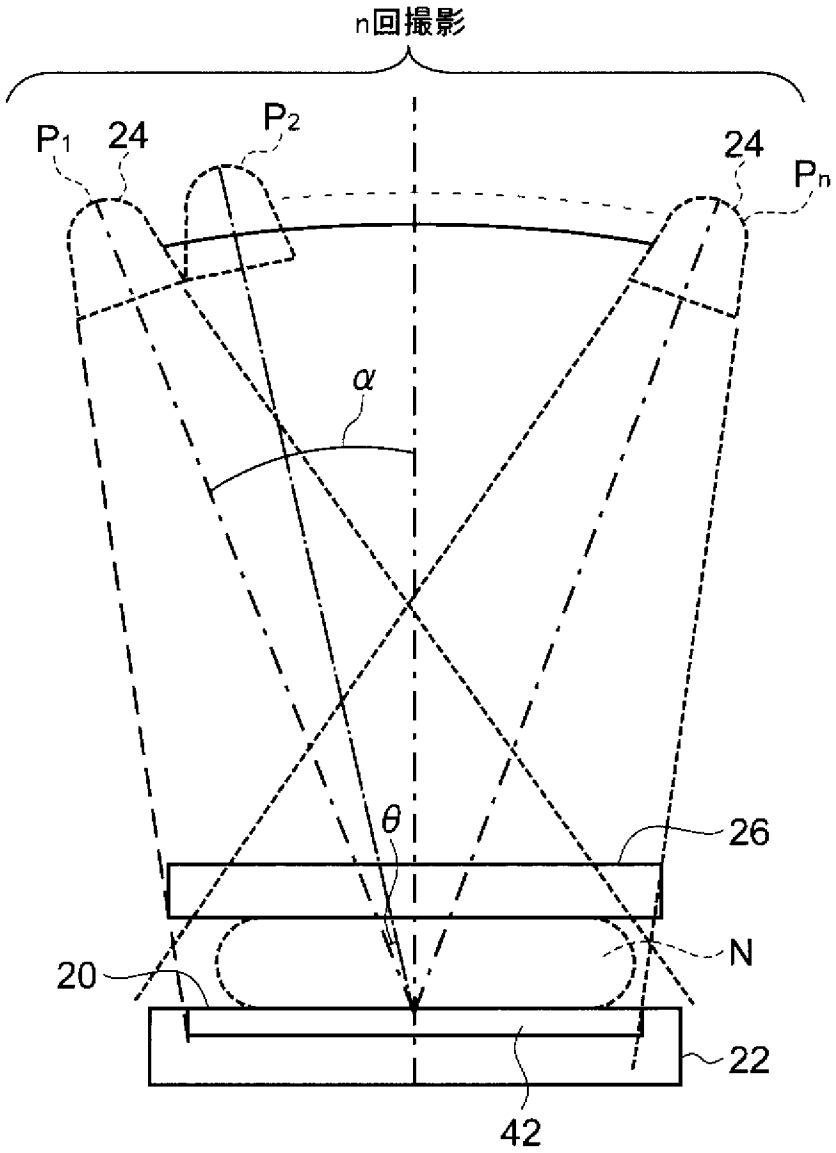
[図1]



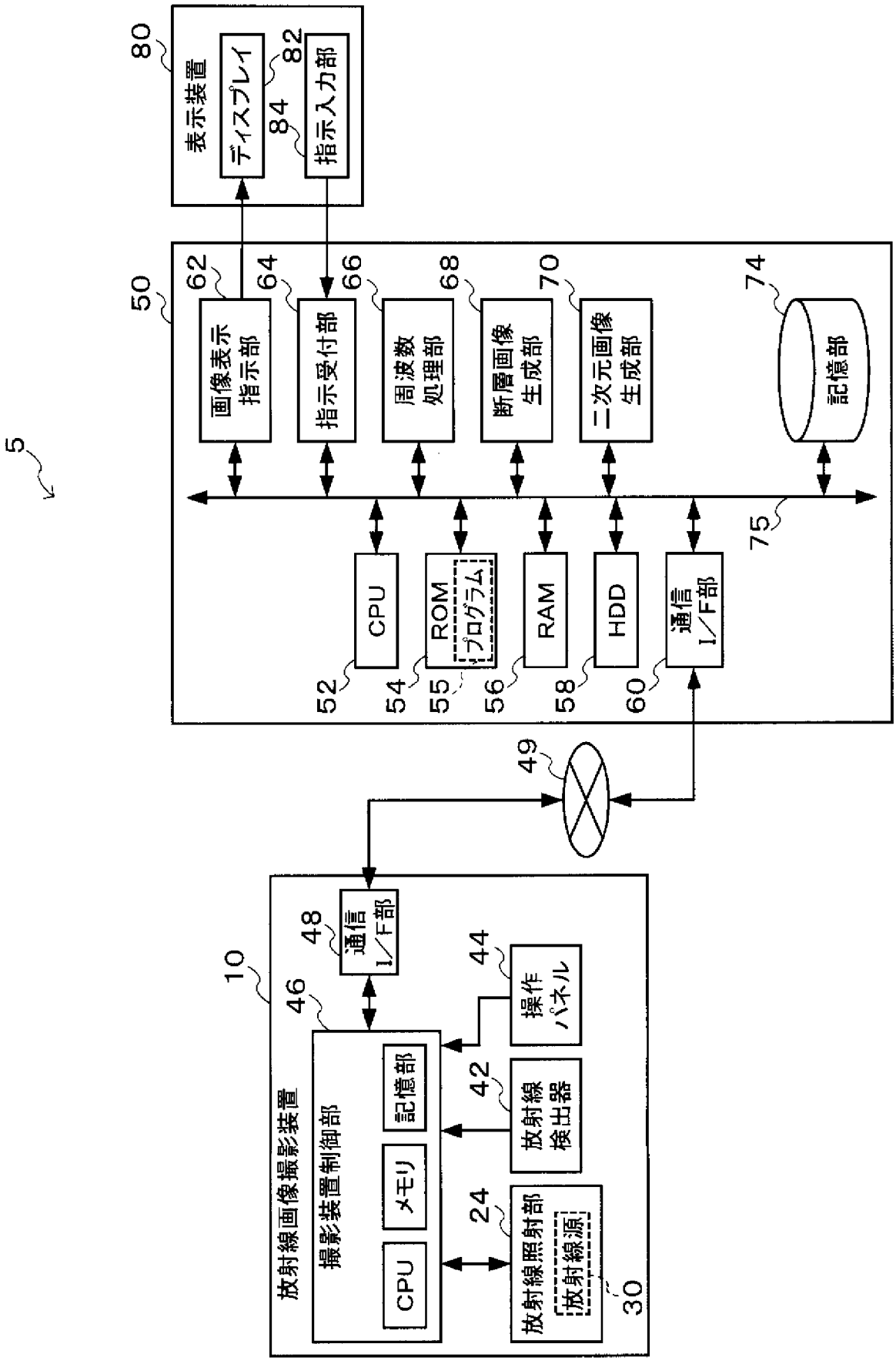
[図2]



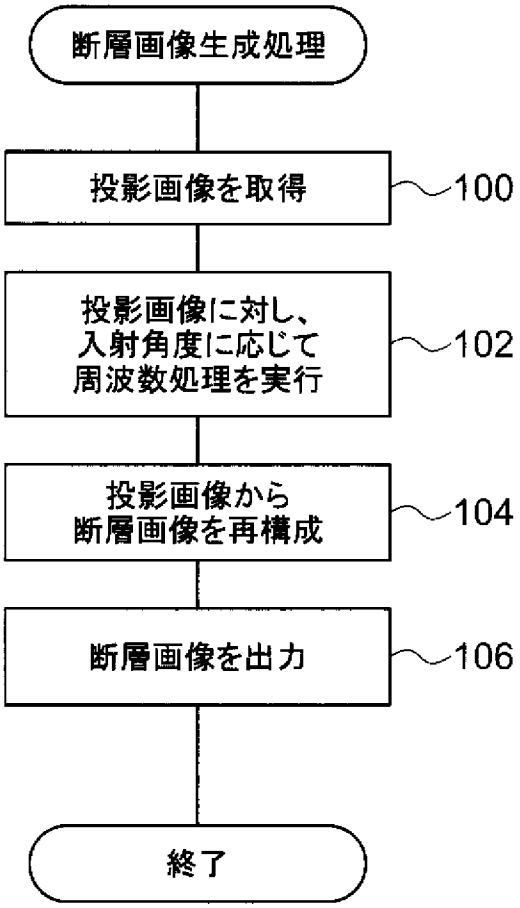
[図3]



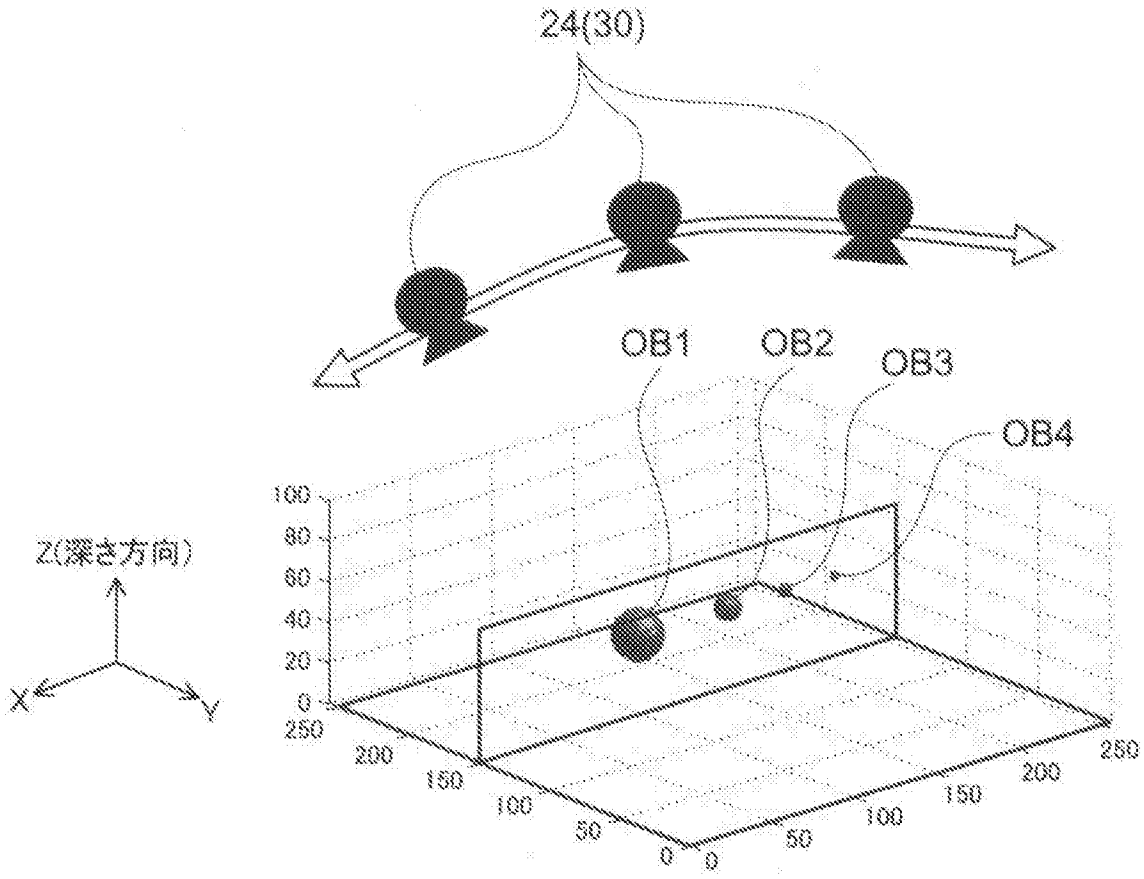
[図4]


5
80
表示装置
ディスプレイ
84
82
指示入力部
50
62
画像表示指示部
64
指示受付部
66
周波数処理部
68
断層画像生成部
70
二次元画像生成部
74
記憶部
75
CPU
52
ROM
54
プログラム
55
RAM
56
HDD
58
通信I/F部
60
49
10
放射線画像撮影装置
撮影装置制御部
CPU
メモリ
記憶部
46
通信I/F部
48
操作パネル
44
放射線検出器
42
放射線照射部
放射線源
24
30

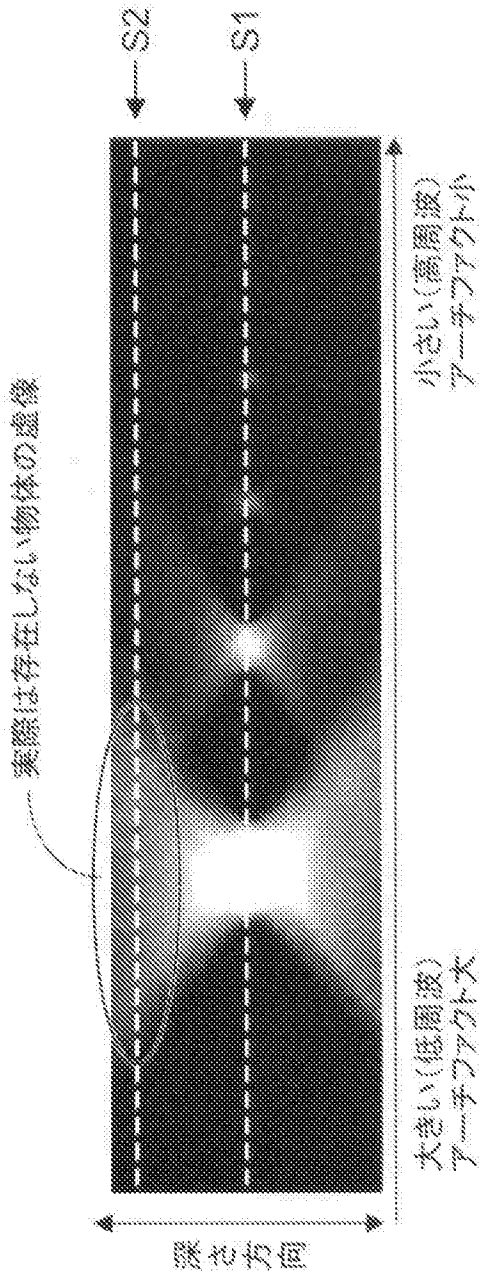
[図5]


断層画像生成処理
投影画像を取得
100
投影画像に対し、
入射角度に応じて
周波数処理を実行
102
投影画像から
断層画像を再構成
104
断層画像を出力
106
終了

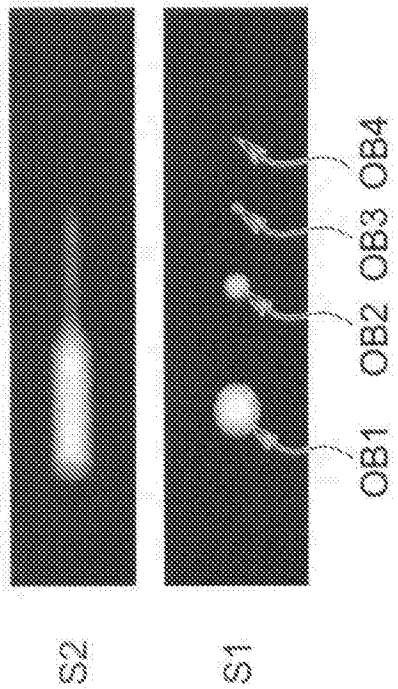
[図6A]


24(30)
OB1
OB2
OB3
OB4
Z(深さ方向)
X
Y
100
80
60
40
20
0
250
200
150
100
50
0
0
50
100
150
200
250

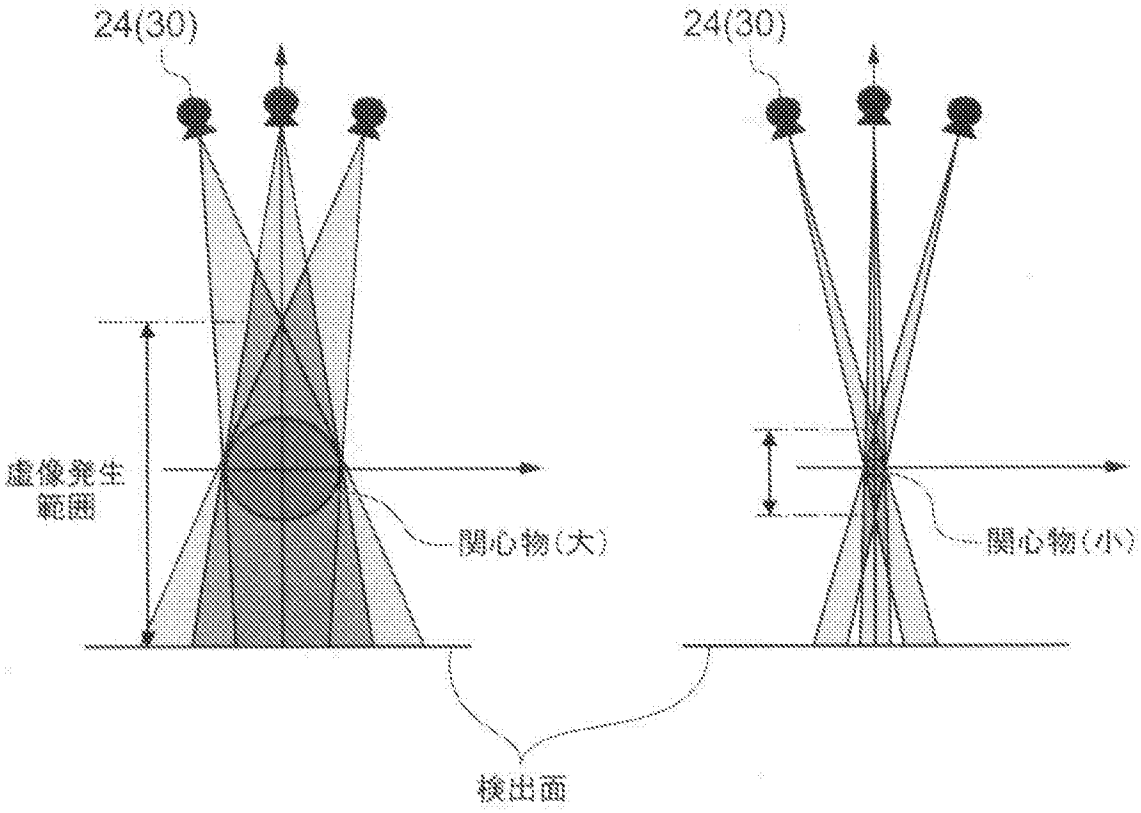
[図6B]



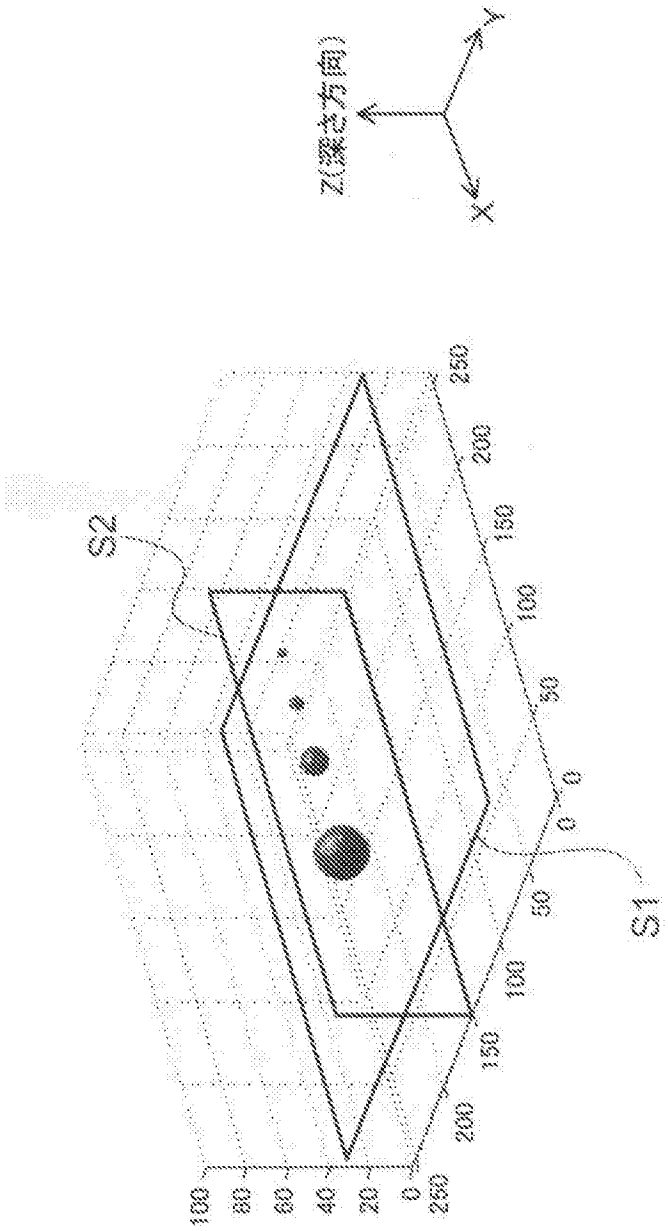
[図6C]



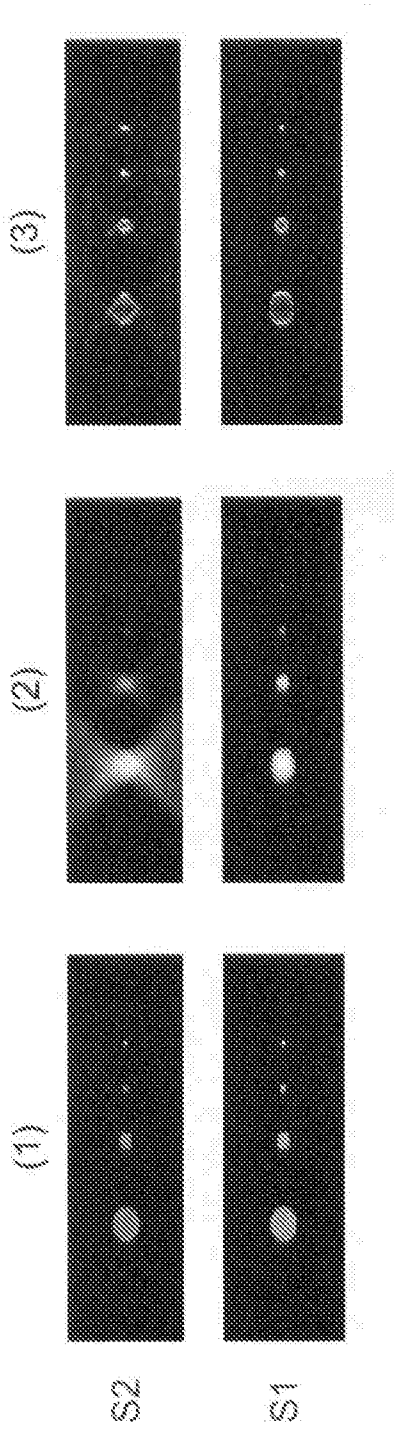
[図7]



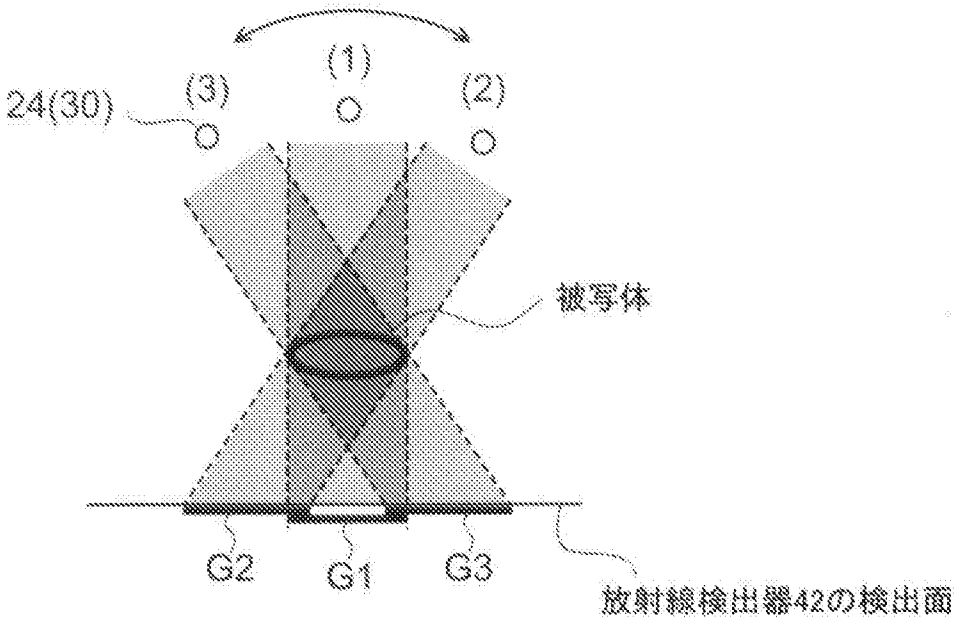
[図8A]



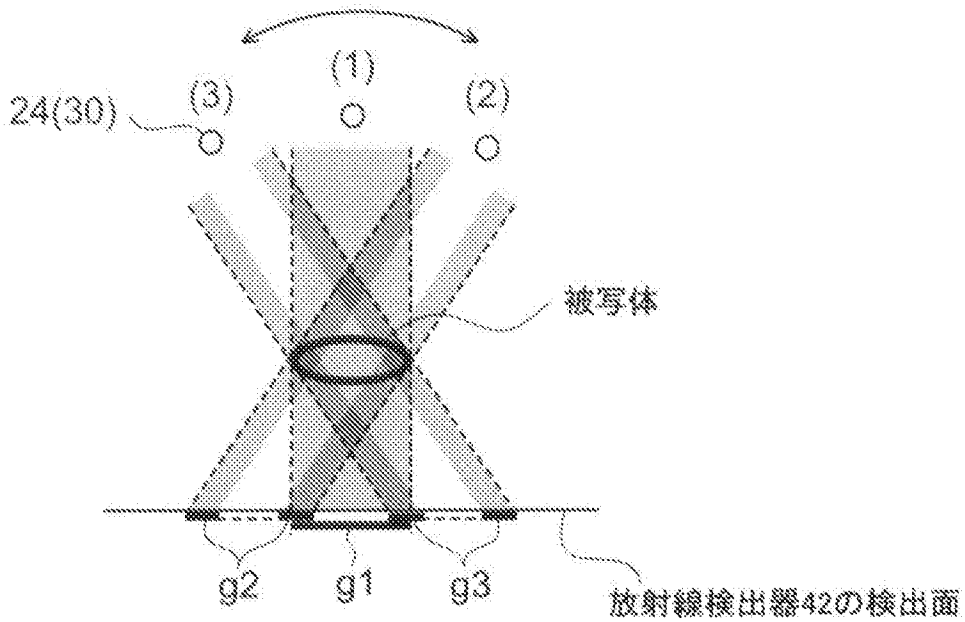
[図8B]



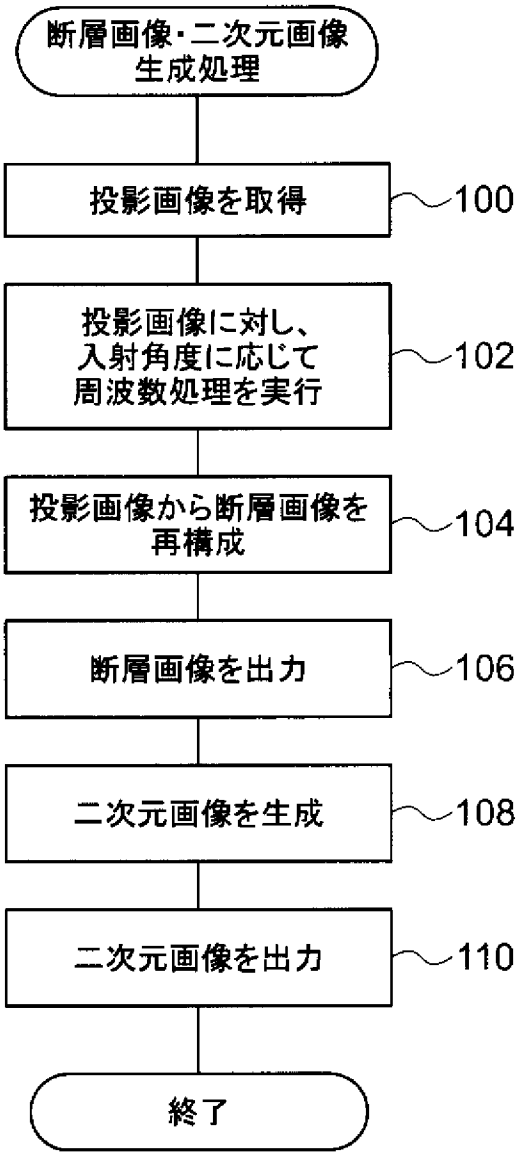
[図9A]


24(30)
(3)
(1)
(2)
被写体
G2
G1
G3
放射線検出器42の検出面

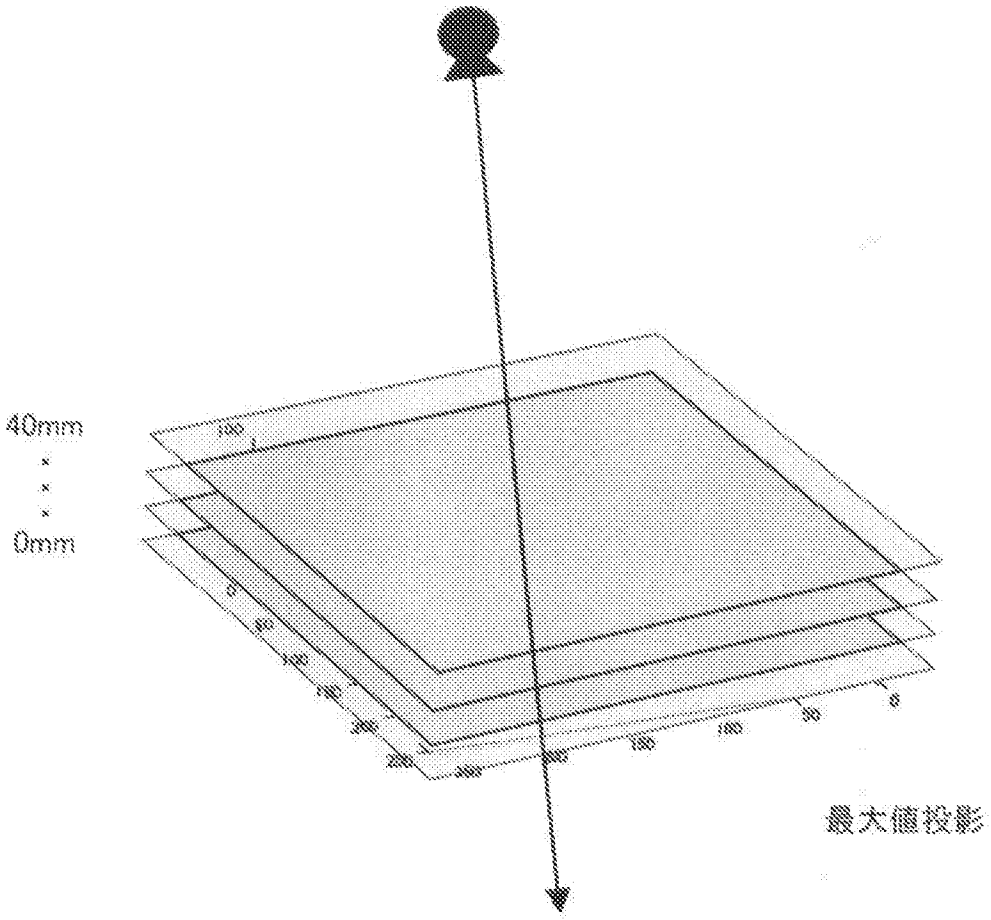
[図9B]


24(30)
(3)
(1)
(2)
被写体
g2
g1
g3
放射線検出器42の検出面

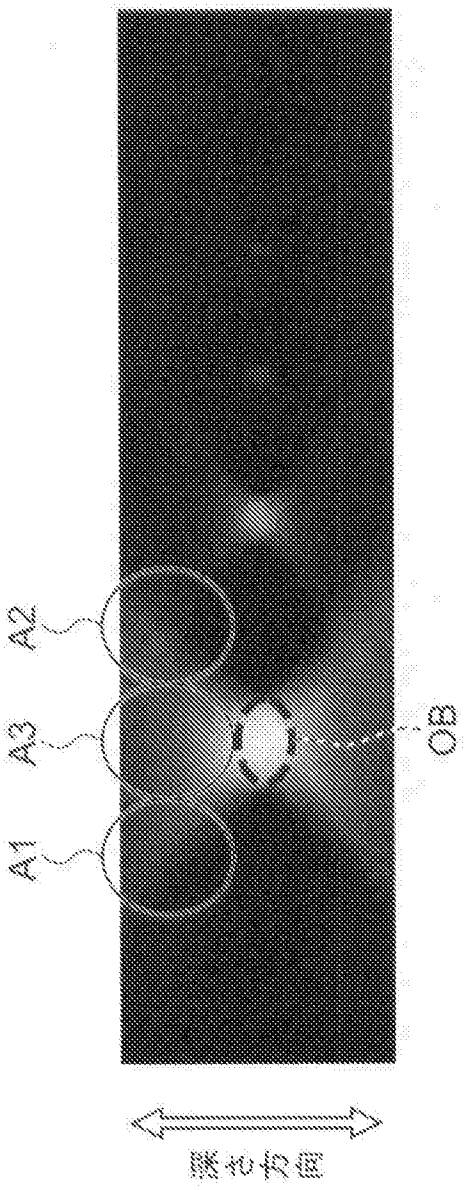
[図10]


断層画像・二次元画像
生成処理
投影画像を取得
100
投影画像に対し、
入射角度に応じて
周波数処理を実行
102
投影画像から断層画像を
再構成
104
断層画像を出力
106
二次元画像を生成
108
二次元画像を出力
110
終了

[図11]



[図12]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2013/083129

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
A61B6/00(2006.01)i, *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)
A61B6/00, 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	1996-2014
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2014	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2014

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 9-327453 A (Hitachi Medical Corp.), 22 December 1997 (22.12.1997), entire text; fig. 1 to 18 (Family: none)	1-13
A	JP 2001-29342 A (Siemens Corporate Research Inc.), 06 February 2001 (06.02.2001), entire text; fig. 1 to 7 & US 6236704 B1 & DE 10030633 A1	1-13
A	JP 2012-10891 A (Fujifilm Corp.), 19 January 2012 (19.01.2012), entire text; fig. 1 to 10 (Family: none)	1-13

☒ 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
10 March, 2014 (10.03.14)	18 March, 2014 (18.03.14)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office Facsimile No.	Authorized officer Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2013/083129

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 2002-263093 A (Shimadzu Corp.), 17 September 2002 (17.09.2002), entire text; fig. 1 to 12 & US 2002/0154728 A1	1-13
P,A	JP 2013-31641 A (Fujifilm Corp.), 14 February 2013 (14.02.2013), entire text; fig. 1 to 17 & US 2012/0321163 A1 & EP 2535872 A1	1-13

国際調査報告

国際出願番号　ＰＣＴ／ＪＰ２０１３／０８３１２９

Ａ．　発明の属する分野の分類（国際特許分類（ＩＰＣ））

Int.Cl.　A61B6/00(2006.01)i, 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（ＩＰＣ））

Int.Cl.　A61B6/00, 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	１９７１－２０１４年
日本国実用新案登録公報	１９９６－２０１４年
日本国登録実用新案公報	１９９４－２０１４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 9-327453 A（株式会社日立メディコ）1997.12.22, 全文，第1-18図（ファミリーなし）	１－１３
A	JP 2001-29342 A（シーメンス　コーポレイト　リサーチ　インコーポレイテツド）2001.02.06, 全文，第1-7図 & US 6236704 B1 & DE 10030633 A1	１－１３
A	JP 2012-10891 A（富士フイルム株式会社）2012.01.19, 全文，第1-10図（ファミリーなし）	１－１３

☑　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	国際調査報告の発送日
１０．０３．２０１４	１８．０３．２０１４

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　９３０９
安田　明央
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 2002-263093 A (株式会社島津製作所) 2002.09.17, 全文, 第1-12図 & US 2002/0154728 A1	１－１３
P,A	JP 2013-31641 A (富士フイルム株式会社) 2013.02.14, 全文, 第1-17図 & US 2012/0321163 A1 & EP 2535872 A1	１－１３